

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

MEDIDA Y VALORACIÓN DE PARÁMETROS  
BIOMECÁNICOS EN UN SISTEMA ERGOMÉTRICO PARA  
APLICACIONES EN DISCAPACITADOS USUARIOS DE  
SILLAS DE RUEDAS

JULIO MARTOS TORRES

UNIVERSITAT DE VALENCIA  
Servei de Publicacions  
2003

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 23 de Setembre de 2003 davant un tribunal format per:

- Dr. D. Àngel Sebastià Cortes
- Dr. D. Vicente González Millán
- Dr. D. Jorge Luis Falco Boudet
- Dr. D. José Campos Granell
- Dr. D. Marcos Gutiérrez Dávila

Va ser dirigida per:

D. Enrique Sanchis Peris

D. Gabriel Brizuela Costa

©Copyright: Servei de Publicacions  
Julio Martos Torres

---

Depòsit legal:

I.S.B.N.:84-370-5882-1

Edita: Universitat de València  
Servei de Publicacions  
C/ Artes Gráficas, 13 bajo  
46010 València  
Spain  
Telèfon: 963864115



**UNIVERSITAT DE VALÈNCIA**

Dpto. de Ingeniería Electrónica

**Enrique Sanchis Peris**, Doctor en Física y Catedrático de Tecnología Electrónica del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia,

**Gabriel Brizuela Costa**, Doctor en Psicología y Profesor Titular de Escuela Universitaria del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia,

**HACEN CONSTAR:**

Que el Ingeniero en Electrónica D. Julio Martos Torres ha realizado bajo nuestra dirección, en el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia, el trabajo de investigación titulado “**Medida y Valoración de Parámetros Biomecánicos en un Sistema Ergométrico para Aplicaciones en Discapacitados Usuarios de Silla de Ruedas**”, que se presenta para optar al grado de Doctor por la Universidad de Valencia.

Que D. Julio Martos Torres queda facultado para presentar esta Memoria de Tesis Doctoral, para que pueda ser oportunamente defendida y juzgada públicamente según establecen las disposiciones vigentes.

Y para que así conste, firmo el presente documento en Valencia a 4 de Junio de 2003.

Prof. Dr. Enrique Sanchis Peris.

Prof. Dr. Gabriel Brizuela Costa



A, para y por Lúcia, Eva y...



---

## AGRADECIMIENTOS

---

---

En primer lugar quiero expresar mi agradecimiento a mis directores de tesis, Dr. Enrique Sanchis y Dr. Gabriel Brizuela, tanto por proponerme como por confiar en mí para llevar a cabo este trabajo que tantos aspectos nuevos me ha permitido conocer.

Su apoyo, indicaciones y aliento han sido de vital importancia en el devenir diario y en la toma de decisiones que supone el desarrollo y culminación de un trabajo de investigación; y tanto más cuando el trabajo realizado contiene facetas de gran trascendencia para un colectivo de personas cuya capacidad vital sólo se puede valorar adecuadamente cuando se conocen personalmente.

A mis compañeros (y afortunadamente amigos aún), por su disponibilidad incondicional ante mis requerimientos, los esfuerzos físicos que les he solicitado en multitud de ocasiones y el flaco pago recibido.

A las Dras. María Delgado, Inmaculada Moreno e Inma Company, por sus comentarios y “lecciones”.

Por supuesto, mi agradecimiento a las personas que han colaborado con su esfuerzo y su silla de ruedas, y en especial a Santiago Sanz, que ha “corrido” sobre ErgoChair sus carreras más “cortas”.

No olvido, por supuesto, la colaboración de la Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana (FESA), por el entusiasmo con que acogió la idea y el soporte material que ha ofrecido.

A Iván, Paco, David y José Antonio, por su colaboración entusiasta.

Finalmente, a mi familia por ser y estar.





---

RESUMEN.....	v
--------------	---

## **CAPÍTULO 1 ASPECTOS GENERALES RELACIONADOS CON LA DISCAPACIDAD**

1. INTRODUCCIÓN.....	1-1
2. OBJETIVOS GENERALES.....	1-2
3. ESTADO DEL ARTE .....	1-3
3.1 Marco general .....	1-3
3.1.1 Concepto de minusvalía.....	1-4
3.1.2 Causa de las discapacidades .....	1-6
3.1.3 Organizaciones de discapacitados.....	1-8
3.1.4 Legislación.....	1-11
3.1.5 EYPD2003, año europeo de la discapacidad.....	1-16
3.2 Estado de la investigación sobre discapacidad .....	1-17
3.2.1 Áreas de investigación en discapacidad.....	1-17
3.2.2 Algunos grupos de investigación sobre discapacidad .....	1-18
4. APORTACIONES QUE SE PRETENDEN EN ESTA TESIS.....	1-23

## **CAPÍTULO 2 CONCEPTOS GENERALES DE FISIOLOGÍA DEL EJERCICIO Y PRUEBAS DE ESFUERZO**

1. INTRODUCCIÓN.....	2-1
2. EL EJERCICIO FÍSICO .....	2-1
3. EL METABOLISMO ENERGÉTICO MUSCULAR.....	2-1
4. LAS RUTAS CATABÓLICAS.....	2-2
4.1 Vía anaeróbica aláctica .....	2-2
4.2 Vía anaeróbica láctica .....	2-3

4.3 Vía oxidativa aeróbica .....	2-3
5. CAPACIDAD Y POTENCIA DE LAS VÍAS ENERGÉTICAS.....	2-4
6. FACTORES CONDICIONANTES. ....	2-4
6.1 El sistema cardiopulmonar .....	2-4
6.2 El máximo consumo de oxígeno. ....	2-5
6.3 El gasto cardiaco y la frecuencia cardiaca.....	2-5
6.4 Potencia Aeróbica Máxima.....	2-7
6.5 Velocidad aeróbica máxima.....	2-7
6.6 Meseta de VO <sub>2</sub> .....	2-7
6.7 Los umbrales aeróbico y anaeróbico .....	2-7
6.8 El umbral anaeróbico láctico.....	2-7
7. LAS PRUEBAS DE ESFUERZO.....	2-8
8. PRINCIPIOS GENERALES DE ERGOMETRÍA.....	2-9
8.1 Antecedentes .....	2-9
8.2 Algunos ejemplos de ergómetros.....	2-11
8.3 Características esenciales que debe reunir un ergómetro .....	2-14
9. PROGRAMAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL.....	2-14
9.1 Pruebas de laboratorio y pruebas de campo .....	2-15
9.2 Criterios de aplicación de las pruebas de esfuerzo .....	2-15
9.3 Parámetros funcionales.....	2-16
10. VALORACIÓN DEL METABOLISMO AERÓBICO.....	2-17
10.1 Métodos directos .....	2-18
10.2 Criterios para la valoración indirecta en el laboratorio .....	2-18
10.3 Criterios para elaborar protocolos .....	2-21
10.3.1 Identificación del umbral de lactato .....	2-21
10.3.2 Valoración del metabolismo anaeróbico .....	2-22
10.3.3 Pruebas que valoran la potencia anaeróbica láctica.....	2-23
10.3.4 Pruebas que valoran la capacidad anaeróbica aláctica. ....	2-23
11. CONCLUSIONES .....	2-24

### **CAPÍTULO 3 DISEÑO Y DESARROLLO DEL ERGÓMETRO ERGOCHAIR**

1. INTRODUCCIÓN .....	3-1
2. ESTUDIO Y CARACTERIZACIÓN.....	3-1
2.1 Estudio dimensional de las sillas de ruedas3-¡Error! Marcador no definido.	
2.2 Variables a medir .....	3-5
2.3 Condiciones de trabajo .....	3-7
3. CARACTERÍSTICAS DE ERGOCHAIR .....	3-7

3.1 Características mecánicas .....	3-8
3.2 Características eléctricas.....	3-8
3.3 Características funcionales.....	3-10
4. ARQUITECTURA GENERAL .....	3-10
4.1 Descripción del sistema mecánico .....	3-10
4.2 Descripción del sistema de control.....	3-16
4.2.1 Caracterización de componentes electromecánicos .....	3-18
4.2.2 Métodos de medida .....	3-23
4.2.3 Sistema microcontrolado.....	3-30
4.2.4 Consola de programación y visualización .....	3-36
4.3 Descripción del sistema de almacenamiento y análisis.....	3-39
4.4 Periférico del sistema ergochair .....	3-41
4.4.1 Interfaz de usuario táctil.....	3-41
4.4.2 Interfaz de usuario del módulo HMI para ErgoChair.....	3-47
5. CONCLUSIONES.....	3-52

## **CAPÍTULO 4 RESULTADOS EXPERIMENTALES Y ESTUDIO DE LA VALORACIÓN FUNCIONAL**

1. INTRODUCCIÓN .....	4-1
2. CARACTERÍSTICAS FINALES DE ERGOCHAIR .....	4-1
2.1 Características mecánicas .....	4-1
2.2 Características eléctricas.....	4-2
2.3 Características funcionales.....	4-2
2.4 Resumen .....	4-3
3. CALIBRACIÓN.....	4-3
3.1 Calibración cualitativa.....	4-3
3.1.1 Metodología de la calibración cualitativa.....	4-3
3.1.2 Resultados de la calibración cualitativa .....	4-4
3.2 Calibración.....	4-6
3.2.1 Calibración de la potencia .....	4-6
3.2.2 Calibración de la velocidad .....	4-7
3.2.3 Calibración de la frecuencia cardíaca.....	4-8
3.2.4 Resultados de la calibración.....	4-8
4. ENSAYOS DE VALORACIÓN CON SUJETOS.....	4-9
4.1 Procedimiento experimental.....	4-9
4.2 Resultados y discusión .....	4-10
4.3 Discusión.....	4-13
4.4 Conclusiones .....	4-14

5. DETERMINACIÓN DEL GRADO DE DISCAPACIDAD .....	4-14
5.1 Procedimiento experimental.....	4-15

## **CAPÍTULO 5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO**

1. CONCLUSIONES.....	5-1
2. DIFUSIÓN DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN .....	5-2
3. TRABAJOS FUTUROS .....	5-2
4. BENEFICIOS COLATERALES.....	5-4

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. BIBLIOGRAFÍA CITADA.....	B-1
2. BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA.....	B-5
3. REFERENCIAS WEB.....	B-7

---

## RESUMEN

---

---

El trabajo de investigación que se presenta en esta tesis tiene un carácter multidisciplinar, por cuanto incluye tanto aspectos técnicos - propios de áreas de tecnología electrónica, informática y comunicaciones - como aspectos científicos relativos a las áreas de rehabilitación y de la educación física y deportiva.

La motivación inicial de esta investigación se encuentra en la práctica ausencia de trabajos de investigación relacionados con el rendimiento motor en discapacitados usuarios de sillas de ruedas. En este sentido, cabe citar que son prácticamente inexistentes las referencias bibliográficas a nivel de estudios y seguimientos de rendimiento en deportistas discapacitados de elite, como también lo son las referentes a la valoración funcional de esta población.

Bajo esta doble vertiente técnico-científica se puede diferenciar el trabajo realizado en dos tipos. En primer lugar, desde el punto de vista estrictamente técnico, el propósito de este trabajo fue el diseño y desarrollo de un ergómetro específico para usuarios de sillas de ruedas. Las características deseadas para este equipo son tales que requieren la aplicación de conocimientos y técnicas de diferentes áreas tecnológicas. De la tecnología electrónica para diseñar y construir los sistemas de medida y control. De la informática para implementar el sistema de captura y análisis de datos. De las telecomunicaciones para interconectar equipos y poder conseguir su utilización a distancia, permitiendo de este modo disponer de un sistema capaz de ofrecer, en tiempo real, servicios de telemedicina o tele-rehabilitación. En segundo lugar, desde un punto de vista científico, el interés fue la realización de estudios de valoración y determinación de parámetros fisiológicos y biomecánicos que pudieran resultar de interés para investigaciones posteriores en discapacitados usuarios de sillas de ruedas.

El aspecto técnico ha sido totalmente logrado, por cuanto se dispone de un sistema ergométrico original, actualmente en uso, y sobre el cual ya han habido contactos a nivel empresarial para su futura comercialización. Lo cual da idea de la necesidad que viene a cubrir un equipo de esta naturaleza.

Uno de los estudios realizados ha resultado ser de gran trascendencia, por cuanto ha demostrado que mediante la utilización del ergómetro construido en este trabajo se facilita enormemente la obtención de algunos parámetros fisiológicos, como el umbral anaeróbico o la máxima velocidad aeróbica, parámetros que resultó imposible obtener mediante las pruebas de pista que se aplican habitualmente a atletas válidos.

Otros resultados de gran interés en el ámbito de la valoración funcional, la rehabilitación y el entrenamiento han ido obteniéndose a lo largo de los últimos meses.

Los principales resultados de este trabajo que se han conseguido, en los aspectos técnicos y científico, se pueden resumir en los siguientes:

- En el aspecto técnico se ha logrado diseñar, construir y validar experimentalmente un novedoso sistema ergométrico de alta tecnología. El equipo desarrollado presenta un conjunto de características que le dan una gran versatilidad en el uso, permitiendo su utilización en multitud de aplicaciones en el campo de la discapacidad. El modo de operación es sencillo y versátil, permitiendo ser configurado tanto por personas con formación especializada como sin ella. Las medidas que realiza de las variables fisiológicas están integradas en un único sistema de captura y visualización que facilita la interpretación de los resultados. Los análisis de los datos se pueden realizar en el propio entorno de captura o ser exportados a los programas de tratamiento de datos más populares.
- Una aportación en el aspecto científico que se ha abordado ha sido la obtención de un procedimiento para la determinación del umbral anaeróbico en deportistas de elite discapacitados usuarios de sillas de ruedas. Para la realización de las medidas se ha contado con la participación de tres deportistas de elite de la Comunidad Valenciana. Los resultados obtenidos indican que el método de valoración propuesto es más adecuado que los test de campo que se aplican a corredores válidos.
- El último trabajo a reseñar es un estudio comparativo entre resultados obtenidos mediante el estándar ASIA y los obtenidos experimentalmente con una población de 75 pacientes de la Unidad de Lesionados Medulares del Hospital Universitario La Fe de Valencia. El objetivo es establecer y verificar un método alternativo para la clasificación del daño en lesionados medulares. Lamentablemente, no se ha podido completar el trabajo, pues requiere una toma de datos muy prolongada en el tiempo y las condiciones personales de los sujetos de ensayo no permiten acelerar más los trabajos, pues se trata de una población dispersa que hay que trasladar al laboratorio para completar la prueba .

La memoria de la tesis doctoral que se presenta se ha articulado en cinco capítulos. En estos se describe la concepción, el desarrollo y la aplicación del sistema ergométrico en los estudios de valoración citados anteriormente.

Así, el capítulo 1 realiza la presentación del marco general en el que se encuadra el trabajo realizado. En primer lugar, fijando los aspectos sociales y legales de la situación de minusvalía. A continuación, revisando el estado de la investigación sobre discapacidad. En último lugar, planteando las aportaciones que se pretenden con este trabajo.

En el capítulo 2 se realiza una revisión de los conceptos de fisiología del ejercicio y de las pruebas de esfuerzo, así como una breve introducción histórica a los ergómetros y la ergometría y el estado actual de éstos. Todo ello permite entender y determinar con precisión qué variables fisiológicas y biomecánicas son relevantes en la valoración funcional y, además, realizar la interpretación de los resultados obtenidos durante las sesiones con el ergómetro.

A lo largo del capítulo 3 se describe el equipo ergométrico diseñado y construido, tanto en los aspectos del sistema mecánico utilizado, como en los

relativos al sistema de medida y control implementado, la interfaz de usuario, la captura y representación de datos y los accesorios que se han diseñado.

El capítulo 4 está dedicado a los resultados experimentales. En él, se describe el proceso de calibración y los resultados del estudio realizado sobre deportistas de elite en silla de ruedas para su valoración funcional. Se analizan los resultados obtenidos y se propone la aplicación a la planificación del entrenamiento de deportistas de alto nivel, buscando las condiciones de máxima eficiencia. También se plantea el estudio de la medida objetiva del nivel de daño en lesión medular, buscando un método alternativo al actual.

En el capítulo 5 se valoran los resultados obtenidos y a partir de estas conclusiones se describen los trabajos con los que se continuarán los ya completados tanto en los aspectos técnicos como científicos.

Decir por último, que el trabajo que se presenta se ha desarrollado en la Universidad de Valencia y es fruto de la colaboración entre la Universidad de Valencia (Departamento Ingeniería Electrónica y Departamento de Educación Física y Deportiva), FESA (Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana) y el Hospital Universitario La Fe. La financiación de este trabajo ha sido posible gracias a FESA, quien además ha puesto a nuestro alcance los medios necesarios, tanto humanos como materiales, para llevar a buen término este trabajo.

---



---

## CAPÍTULO

# 1

---

## ASPECTOS GENERALES RELACIONADOS CON LA DISCAPACIDAD

---

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. OBJETIVOS GENERALES.....	2
3. ESTADO DEL ARTE .....	3
3.1 Marco general .....	3
3.1.1 Concepto de minusvalía.....	4
3.1.2 Causa de las discapacidades .....	6
3.1.3 Organizaciones de discapacitados .....	8
3.1.4 Legislación.....	11
3.1.5 EYPD2003, año europeo de la discapacidad .....	16
3.2 Estado de la investigación sobre discapacidad.....	17
3.2.1 Áreas de investigación en discapacidad .....	17
3.2.2 Algunos grupos de investigación sobre discapacidad .....	18
4. APORTACIONES QUE SE PRETENDEN EN ESTA TESIS.....	23



## 1. INTRODUCCIÓN

El tema desarrollado en esta tesis es un trabajo realizado dentro la línea de investigación *Aplicaciones Tecnológicas en Medicina y Deporte* del Grupo de Investigación DSDC del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Valencia. Esta línea se inició en el año 1999, creando un grupo de trabajo multidisciplinar en el que participan investigadores del Departamento de Ingeniería Electrónica y del Departamento de Educación Física y Deportiva, ambos de la Universidad de Valencia.

Trabajos previos desarrollados en tecnología aplicada al deporte y el contacto con deportistas de elite discapacitados, a través del Departamento de Educación Física y Deportiva, fueron despertando el interés del grupo hacia las aplicaciones en el área de deporte adaptado y de la discapacidad en general.

En concreto, contar con Santiago Sanz, medalla de plata (en 5.000m) y bronce (en 800m) en Sydney 2000', como alumno de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (FCAFE) de la Universidad de Valencia, hizo que tomara cuerpo la idea de construir un ergómetro adaptado para silla de ruedas que, entre otras aplicaciones, permitiera la valoración de los deportistas adaptados, se pudiese investigar la respuesta al esfuerzo, realizar seguimientos del estado de forma, etc.

Un tema concreto que se había planteado previamente, durante las valoraciones en pista de Santiago Sanz, era que el patrón de respuesta cardíaca al esfuerzo en atletas en silla de ruedas parecía no presentar la misma evolución que la de los corredores a pie, a pesar de que la teoría del entrenamiento permite suponer que los patrones deben ser similares, pues los sistemas energéticos son los mismos, aunque las masas musculares empleadas en cada caso sean diferentes.

Sin embargo, no se encontraron referencias de estudios previos sobre el tema por lo que se decidió llevar a cabo un estudio que permitiese sacar conclusiones propias, sea a través de pruebas de campo como de laboratorio.

Para la realización de las pruebas de laboratorio se necesitaba un instrumento de alta tecnología que permitiese realizar las medidas necesarias y controlase las condiciones de prueba con flexibilidad y precisión. La experiencia en desarrollos de tecnología electrónica permitía iniciar los trabajos necesarios para diseñar y construir el ergómetro adecuado para la investigación.

A partir de esta situación, se planificó, en primer lugar, la búsqueda de bibliografía mediante consultas al Servicio de Información Bibliográfica de la U.V., Sportdiscus, Medline, etc. Las palabras claves de búsqueda fueron: ergómetro, ergometría, discapacidad, silla de ruedas, competición y rehabilitación. El objetivo perseguido con esta búsqueda era verificar el estado del arte de la investigación en discapacidad, y más concretamente, en el área de ergometría.

La bibliografía encontrada alentó el trabajo, pues aunque se localizaron numerosos trabajos sobre análisis del gesto de impulso, desarrollo de competiciones, diseño de sillas de ruedas, y algunos otros aspectos, no se encontraron publicaciones sobre valoraciones funcionales, ni sobre aplicaciones de dichas valoraciones en clasificación de la discapacidad, determinación de parámetros fisiológicos durante el ejercicio físico en discapacitados, ni otras similares.

Por otra parte, la colaboración, desde tiempo atrás, de un miembro del grupo con la Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana (FESA), permitió proponer a esta federación participar en el trabajo financiando la construcción de un ergómetro adaptado que pudiese ser utilizado en la valoración de sus deportistas.

A su vez, FESA mantiene una estrecha colaboración con la Unidad de Tetrapléjicos del Hospital La Fe de Valencia a través del programa HospiEsport. Este programa tiene como objetivo la salud y la integración de las personas con movilidad limitada mediante la práctica de deportes adaptados. Esta relación ha permitido que la Unidad de Tetrapléjicos colabore en el proyecto, configurando así un equipo de trabajo muy sólido, con presencia de ingenieros, biomecánicos, médicos y discapacitados. Como valor añadido, el Hospital La Fe es el centro de referencia para la Comunidad Valenciana y Murcia en lesión medular.

Los contactos establecidos con deportistas adaptados y con la Unidad de Tetrapléjicos, junto con la disponibilidad de un ergómetro adaptado, permitían abrir dos campos de investigación: la rehabilitación y el deporte adaptado.

En el campo del deporte adaptado las posibles actividades que se pueden realizar son: la valoración del estado de forma y su evolución a lo largo de la temporada; la determinación de los umbrales aeróbico y anaeróbico y su implicación sobre el rendimiento; la obtención de patrones de respuesta cardíaca frente al esfuerzo; la posibilidad de realizar sesiones de entrenamiento de perfil controlado sin necesidad de acceder a pista, etc.

Desde la óptica de la rehabilitación, disponer de un ergómetro abría un amplio abanico de posibles aplicaciones. Así, por ejemplo, el aprendizaje y entrenamiento del gesto de impulso en las primeras fases de la rehabilitación de lesionados medulares, la valoración funcional, el seguimiento de la evolución de afecciones degenerativas, la clasificación de la discapacidad, etc.

Dadas las aplicaciones que se estaban definiendo para el ergómetro, éste debería de tener un conjunto de características que permitiese su utilización en muchos entornos y aplicaciones, operado por personas de diversa formación y con objetivos diferentes.

Bajo estos considerandos, el trabajo propuesto reunía condiciones suficientes para ser realizado como una tesis en el área de tecnología electrónica, con aspectos Biomecánicos, de fisiología del ejercicio y de rehabilitación.

## 2. OBJETIVOS GENERALES

Los objetivos generales de esta tesis tienen un marcado carácter multidisciplinar, pues incluyen aspectos técnicos y aspectos científicos. Los primeros están claramente incluidos en las áreas de tecnología electrónica, informática y comunicaciones, pues el dispositivo diseñado y construido integra elementos de todas ellas. Los aspectos científicos, a su vez, presentan facetas tanto del área de la rehabilitación como de la educación física y deportiva.

Esta doble vertiente técnico-científica permite separar y clasificar los objetivos a cubrir en dos tipos: los objetivos técnicos y los objetivos científicos.

Los primeros se concretan en el diseño y construcción de un ergómetro específico para usuarios de sillas de ruedas de alta tecnología y polivalente.

Los objetivos científicos buscados por este trabajo consisten en proponer y verificar métodos de determinación de parámetros fisiológicos y biomecánicos de aplicación en deporte adaptado y de clasificación del daño en lesionados medulares.

Alcanzar los objetivos técnicos significa que el ergómetro presente un conjunto de características tales como elevada precisión en la medida; operación en tiempo real; control sobre las condiciones de prueba (aplicación de las cargas de trabajo); fácil configuración de las pruebas (interfaz de usuario de alto nivel); elevada capacidad de

captura y presentación de datos; posibilidad de utilización en modo local y remoto (telecontrol, telemedicina, televaloración); etc.

Para conseguir todas estas características, se ha tenido que recurrir a varias áreas de la tecnología. Así, la medida de las variables biomecánicas de interés necesitaron de la tecnología electrónica para diseñar y construir los equipos electrónicos que realicen la captura y el procesado de las señales hasta convertirlas en datos. Los datos serían procesados informáticamente para su representación, almacenamiento y análisis. Además, permitiría crear interfaces de alto nivel que facilitarían la configuración, ejecución y seguimiento de las pruebas, acercando los instrumentos a usuarios sin formación específica sobre su manejo. Por último, las telecomunicaciones dotarían al sistema de funciones de elevado valor añadido, permitiendo acceder, a través de las redes de datos, a la ejecución de pruebas sobre el ergómetro.

Por su parte, los objetivos científicos se centraron, en primer lugar, en determinar si es posible, con atletas discapacitados en silla de ruedas, obtener los parámetros fisiológicos relacionados con el rendimiento de la misma forma en que se obtienen con los atletas válidos y empleando los mismos protocolos.

El segundo estudio en el área científica tuvo como finalidad establecer un método objetivo de determinación del nivel de daño en los lesionados medulares. La metodología actual utiliza como herramienta de medida del nivel del daño un examen subjetivo de capacidades motoras y sensoriales. Se propone un método alternativo basado en una prueba de esfuerzo sobre ergómetro que determine el nivel de daño por correlación entre las variables fisiológicas y biomecánicas medidas sobre el ergómetro.

### 3. ESTADO DEL ARTE

Dado que el mundo de la discapacidad presenta algunas características propias, que difícilmente presentan otras áreas de investigación, se articulará la descripción del estado del arte sobre dos grandes aspectos: el marco general y el estado de la investigación.

El marco general permitirá conocer los factores históricos, causales, sociales, etc., relacionados con la discapacidad. Esto pondrá en evidencia los cambios habidos en la percepción y valoración de la situación de discapacidad, justificando la atención necesaria sobre la discapacidad y, en parte, algunas áreas o líneas de trabajo en la investigación sobre discapacidad.

La revisión del estado de la investigación sobre discapacidad realiza primero una clasificación de los temas actualmente en investigación y, posteriormente, se presentan las actividades y grupos más destacados en diferentes áreas de investigación. Esta visión panorámica permitirá hacerse una idea de la diversidad de líneas de investigación que se ocupan de la discapacidad.

#### 3.1 MARCO GENERAL

Las referencias históricas a los problemas de discapacidad son muy antiguas. La primera de la que tenemos noticia proviene del Papiro Edwin Smith [1], de unos 2500 años a.c., en el cual se mencionan, de entre 48 casos tratados, 6 casos de tetraplejía. Como pura curiosidad, la figura 1.1 presenta el jeroglífico del papiro Edwin Smith que significa cerebro.

Estos casos se consideraban que eran de extrema gravedad, como demuestra la anotación que se encuentra en el papiro diciendo que *“estos casos no deben tratarse”*.

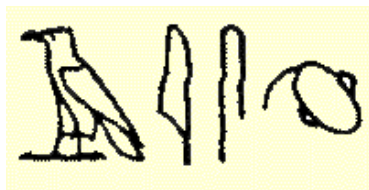


FIGURA 1.1 Jeroglífico que significa "cerebro" en el papiro Edwin Smith.

En un manuscrito del S. XVI procedente de Kashmir (India) [1], donde se recopilan himnos de carácter mágico y prescripciones médicas, también se nombran algunos casos de lesiones medulares.

El cambio en la consideración de la discapacidad se deja notar en el S. XVIII, momento en que se toma conciencia del respeto necesario hacia los afectados por discapacidades, a pesar del reconocimiento de la imposibilidad de recuperación. Así Heister [1] dice: *“una lesión medular es siempre mortal, pero negar ayuda al paciente parece demasiado cruel”*.

Los avances que durante el S. XIX se realizan en anatomía, patología, neurofisiología, etc. demuestran la posibilidad de ayudar a los afectados por discapacidades, ya sea devolviéndoles la funcionalidad disminuida mediante rehabilitación o ayudas técnicas, o paliando los efectos que tiene sobre la persona.

Es a lo largo del S. XX cuando se dan los mayores avances en integración social y rehabilitación. Un factor importante fueron las dos grandes guerras, pues supusieron un fuerte incremento en los lesionados medulares como consecuencia de las duras batallas que tuvieron lugar. Por otra parte, el concepto de bienestar social, que ha ido impregnando la sociedad desde la revolución industrial, hace natural la atención hacia los colectivos más desfavorecidos, y en especial, de los discapacitados. La asistencia sanitaria generalizada no puede dejar de lado una atención especial a estos colectivos. Así, después de la Segunda Guerra Mundial, los trabajos del Dr. Guttmann en el Hospital Stoke.Mandeville [2] con los lesionados medulares, probó que la recuperación se acelera si éstos son motivados con actividades deportivas que aúnan técnicas de rehabilitación con integración social.

Como se aprecia, la discapacidad ha estado históricamente ligada al entorno de la salud, dado que los discapacitados han presentado mayor necesidad de cuidado y tratamiento médico. De hecho, la sistematización y descripción de la discapacidad ha estado amparada por las organizaciones médicas internacionales y, más concretamente, por la Organización Mundial de la Salud (OMS/WHO), como se verá más adelante.

### 3.1.1 Concepto de minusvalía

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 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. Convendrá, pues, diferenciar entre ambos términos y dejar clara la terminología precisa.

Con el término discapacidad indicamos la ausencia o limitación de la capacidad para realizar una determinada actividad humana. Lógicamente, para cada capacidad, existe entre la población una gradación continua que abarcaría desde los atletas o los virtuosos en esa actividad hasta las personas con discapacidades más severas. Por lo tanto, no se puede establecer una frontera clara que marque a partir de la cual una persona pueda considerarse como discapacitada. “La discapacidad es una experiencia muy individual que difiere no sólo entre individuos sino también con el tipo y

severidad de la deficiencia que la produce, con la manera de vencer o compensar las limitaciones funcionales, con la naturaleza de la tarea que se realiza y con las condiciones del entorno en que esto se produce” [3].

Utilizando la terminología propuesta por la Organización Mundial de la Salud en la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDDM, 1980), se pueden distinguir tres conceptos [3]:

- **Deficiencia** es cualquier pérdida o anomalía de un órgano o función anatómica, fisiológica o psicológica. Es 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 funciones mentales, etc. Existen deficiencias auditivas, visuales, esqueléticas, intelectuales, etc.
- **Discapacidad** proviene como consecuencia de la deficiencia, es 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 no discapacitadas y refleja una alteración a nivel de la persona. Puede afectarse la capacidad para hablar, escuchar, ver, moverse, comportarse, para actividades que requieran destreza, etc.
- **Minusvalía** es una situación desventajosa como consecuencia de una deficiencia o discapacidad para un individuo determinado. Se produce cuando existe algo que limita o impide el desempeño de un rol que es normal para ese individuo, en función de su edad, sexo y factores sociales y culturales. Es un concepto asociado a las consecuencias sociales de la deficiencia. Pueden producirse situaciones de minusvalía de independencia física, de orientación, de movilidad, de autosuficiencia económica, de ocupación, etc.

Concretando con un 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.).

Resumiendo, tener una discapacidad no significa tener una minusvalía; esta última depende de situaciones concretas del individuo. La discapacidad deviene en minusvalía sólo cuando sus efectos impiden completar una tarea, dados los obstáculos que encuentra el individuo en el entorno en el que se desenvuelve.

Para el caso de un usuario de silla de ruedas podemos distinguir tres tipos de limitaciones.

- Las derivadas de la propia condición que le obliga a utilizar la silla de ruedas.
- El hecho de estar obligado a actuar en un plano espacial inferior al de las personas que están de pie, lo que supone una limitación tanto física como psicológica.
- Las debidas a los problemas de desplazamiento por necesitar un vehículo un tanto voluminoso, incómodo, distintivo y poco maniobrable.

El modelo médico-sanitario propuesto por la Organización Mundial de la Salud, es un programa de acción encaminado a resolver los problemas de las personas con deficiencias, discapacidades y minusvalías e identifica tres objetivos concretos:

- Prevención de la deficiencia: mediante medidas dirigidas a prevenir el comienzo de deficiencias físicas, sensoriales y mentales. Si la deficiencia ya

existe, pueden minimizarse o eliminarse las consecuencias físicas, psicológicas y sociales desfavorables.

- Rehabilitación de la discapacidad: es un proceso limitado en el tiempo y dirigido a permitir que una persona con deficiencia alcance un nivel funcional mental, físico y social óptimo. Además, el proceso debe intentar reducir y eliminar el dolor y el sufrimiento.
- Igualdad de oportunidades para las personas con minusvalía: implica hacer accesibles para todos el entorno físico; el transporte y la vivienda; los servicios sociales y sanitarios; las oportunidades educativas y laborales; la vida social y cultural, incluidos los deportes y las instalaciones recreativas.

Las acciones de la OMS en pro de la discapacidad no se detienen y en fechas recientes, ha asumido el documento WHA 54.21 de 22 de mayo 2001, que ha sido aceptado por 191 países, por el cual adopta la segunda edición de la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDDM-2) [4], que pasa a denominarse Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF).

La CIF cambia el concepto tradicional de la discapacidad, presentándola no como un problema minoritario, ni tampoco de personas con una deficiencia visible. La CIF proporciona diferentes perspectivas para encauzar las medidas pertinentes y optimizar la capacidad del afectado para seguir formando parte de la fuerza laboral y disfrutar de una vida plena en la comunidad. También tiene en cuenta los aspectos sociales de la discapacidad y brinda un mecanismo para documentar la repercusión del entorno social y físico en el funcionamiento del sujeto.

### **3.1.2 Causa de las discapacidades**

Disponer de estadísticas globales sobre discapacidad es difícil, pues no todos los países realizan estudios en este sentido. Los datos más fiables son los de la Unión Europea y de Estados Unidos. En estas áreas geográficas las cifras son parecidas y fijan en un 11% de la población las personas afectadas de algún tipo de discapacidad. En el ámbito Europeo esto supone un colectivo de 35 millones de personas.

El primer estudio estadístico realizado en España para determinar la población discapacitada fue la encuesta llevada a cabo por el Instituto Nacional de Estadística (INE) en 1986 [5]. En ella se realizaron 260.000 entrevistas que dieron como resultado que un 15% (más de 5.700.000 personas) de la población padecía algún tipo de discapacidad. Por grupos de edad, el mayor número, unos 2.900.000 individuos, tenían 65 años o más, por lo que 1.800.000 personas quedaban encuadrados en el segmento de menos de 65 años. De este colectivo, unos 2.300.000 personas presentan minusvalía en mayor o menor grado, invirtiéndose las proporciones por segmento de edad respecto de las discapacidades, ya que 1.100.000 individuos tenían 65 años o más, mientras que 1.200.000 tenían menos de 65 años.

Actualmente, el documento de referencia para obtener los datos reales sobre las causas de las discapacidades en general y, en particular de los usuarios de silla de ruedas, es la encuesta sobre Discapacidad, Deficiencia y Estado de Salud[6], realizada por el Instituto Nacional de Estadística (INE) en 1999. El estudio es extenso pudiendo destacar, entre todos los datos, los resumidos en la tabla 1.1.

En nuestro entorno más próximo, la UE, el porcentaje de personas con discapacidad se estima en el 10,5%, lo que nos dibuja una realidad ligeramente más positiva en nuestro país, que presenta un porcentaje del 9%.



Segmento edad	Nº de individuos	% sobre población
Menor de 6 años	49.577	0,12
De 6 a 64 años	1.405.992	3,59
Mayor de 64 años	2.072.652	5,28
Total	3.528.221	9

TABLA 1.1 **Número de personas con discapacidad en España.**

De todas las discapacidades, sólo aquellas que limitan la capacidad de desplazamiento del individuo son las que pueden requerir el uso de silla de ruedas. Por ser el colectivo sobre el que trabaja esta tesis, vamos a profundizar en los datos estadísticos de las personas con limitaciones en la capacidad de desplazamiento, y más concretamente en el ámbito Español. Basado en el estudio del INE podemos resumir en la tabla 1.2 las grandes cifras de los potenciales usuarios de silla de ruedas y los individuos que se estiman la usan diariamente.

Segmento edad	Nº individuos	% sobre población	% sobre discapitados
Menor de 6 años	11.644	0,03	0,33
De 6 a 64 años	414.649	1,06	11,75
Mayor de 64 años	809.383	2,06	22,94
Total	1.235.676	3,15	35,02

TABLA 1.2 **Número de personas con capacidad de desplazamiento limitada en España.**

Las causas de la capacidad de desplazamiento limitada que se dan en el ámbito español, las podemos agrupar en cinco tipos: afecciones de la columna vertebral, afecciones de las extremidades inferiores, parálisis de las extremidades inferiores, paraplejía y tetraplejía. Los datos estadísticos quedan reflejados en la tabla 1.3.

Causa	Nº individuos	% sobre población	% sobre discapitados
Columna vertebral	504.733	1,28	14,30
Extremidades inferiores	634.597	1,61	17,98
Parálisis extrem. inf.	21.354	0,055	0,60
Paraplejía	17.856	0,045	0,51
Tetraplejía	13.313	0,034	0,38
Total	1.191.853	3,04	33,78

TABLA 1.3 **Causas de la capacidad de movimiento limitada en España.**

De entre las causas anteriormente citadas, las enfermedades que originan el uso de silla de ruedas a los afectados, se resumen en la tabla 1.4.

Diagnóstico	%
Accidente cerebro-vascular	29,5
Ataxias	25
Amputación	12
Paraplejia, Tetraplejia	11
Parálisis cerebral	9
Poliomelitis	9
Esclerosis múltiple	1,5
Espina bífida	1,5
Artritis	1
Esclerosis Lateral Amiotrófica (E.L.A.)	0,5
Miopatías	0,5

TABLA 1.4 Diagnóstico que ha obligado al uso de silla de ruedas.

Sobre el número de usuarios de silla de ruedas no se dispone de datos tan concretos, estimando como valor más real el de 500.000, lo que supone el 14,17% del total de personas con discapacidad y el 1,27% de toda la población. Tanto en valor absoluto como relativo, forma un colectivo importante que reclama su participación activa en la sociedad. Y para ello deben de crearse los medios personales y sociales que favorezcan y potencien la integración social. La investigación sobre discapacidad ha proporcionado y seguirá generando mejoras en la calidad de vida de las personas afectas por cualquier tipo de discapacidad.

### 3.1.3 Organizaciones de discapacitados

La Norma 18 de las Normas Uniformes de la ONU [7] sobre la igualdad de oportunidades para las personas con discapacidad dice:

*"Los Estados deben reconocer el derecho de las organizaciones de personas discapacitadas a representar a esas personas en los planos nacional, regional y local. Los Estados deben reconocer también el papel consultivo de las organizaciones de personas discapacitadas en lo que se refiere a la adopción de decisiones sobre cuestiones relativas a la discapacidad."*

Es decir, un aspecto importante para paliar los efectos de la discapacidad es la organización en colectivos de los afectados por discapacidades. Estas organizaciones tienen actualmente gran presencia social y son, habitualmente, respaldadas por los gobiernos y las organizaciones internacionales.

Existen diversas Asociaciones, Comités y Foros sobre discapacidades promovidos por los diversos organismos internacionales como la ONU, OMS, OIT (Organización Internacional del Trabajo) etc. El número de asociaciones existente permite hacerse una idea de la presencia social de los discapacitados y de la conciencia que están tomando de ser miembros activos de la sociedad. A través de las asociaciones, los discapacitados reclaman de la sociedad igualdad de oportunidades y calidad de vida. A ambas demandas, la investigación sobre discapacidad, puede aportar soluciones de interés

A modo de muestra, es conveniente citar, clasificadas por criterios de ámbito geográfico de influencia y proximidad a nuestro entorno, algunas de las asociaciones más activas. Se realiza una breve reseña de sus objetivos e historia, extraída de sus páginas web y otros documento propios, tratando de situar en contexto a cada una de ellas y de visualizar la trascendencia que tienen en el entorno de la discapacidad estas organizaciones.

Resaltar del breve repaso por las asociaciones de discapacitados algunos aspectos importantes y que se repiten en los objetivos de todas, o casi todas, las asociaciones: el autogobierno, la presencia social, la solidaridad, las ayudas técnicas, el acceso a la formación, al trabajo, etc. Es decir, los discapacitados demandan poder asumir los mismos roles que el resto de ciudadanos, eliminando las barreras que encuentran para lograr este objetivo. La consecuencia es clara, la investigación en discapacidad puede y debe, encontrar y ofrecer, soluciones adecuadas para la integración del discapacitado en todos los ámbitos de su vida.

### **El Foro Europeo de la Discapacidad (FED)**

Es una organización internacional con sede en Bruselas. Su objetivo es defender asuntos de interés común para todos los grupos de personas con discapacidad. El Foro representa a más de 37 millones de personas con discapacidad en la Unión Europea.

La misión del FED consiste en promover la igualdad de oportunidades y la no discriminación de las personas con discapacidad, así como garantizar y proteger sus derechos humanos fundamentales mediante la participación activa en iniciativas políticas y en campañas sobre los derechos relativos a la discapacidad en el ámbito de la UE.

Las actividades del FED se centran principalmente en ejercer influencia sobre las distintas iniciativas y políticas de la UE que tengan una incidencia en las personas con discapacidad.

El FED está efectuando una labor proactiva de cara a la agenda de la UE en muchas áreas, tales como: los derechos humanos, la no discriminación, el transporte, la sociedad de la información, la exclusión social, el empleo, la cooperación para el desarrollo, la educación, la igualdad de oportunidades entre hombres y mujeres, la juventud, el deporte, "diseño para todos", el acceso universal y la formación profesional.

### **Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe**

Asociación, de ámbito europeo, para el avance de la tecnología de la rehabilitación en Europa. Fue constituida en Lisboa el 11 de Octubre de 1995 y es una organización sin ánimo de lucro ni objetivos comerciales.

El objetivo de esta asociación es estimular el avance de la tecnología de ayuda para las personas con discapacidad. Se busca alcanzar este objetivo actuando en diferentes niveles: creando conciencia de la tecnología asistiva, promocionando la investigación y el desarrollo sobre tecnología asistiva, contribuyendo al intercambio de conocimientos y promoviendo la difusión de la información.

Entre los contactos que mantiene con los países de la Unión Europea, a través de centros de atención al discapacitado e instituciones de investigación de cada país, podemos citar:

- Austria: FORTEC Vienna University of Technology.
- Dinamarca: Danish Centre.
- Finlandia: STAKES.
- Francia: Universidad de Metz.
- Alemania: Forschungsinstitut Technologie-Behindertenhilfe.
- Gran Bretaña: Dept Applied Computing University of Dundee.
- España: CEAPAT.

En España, es el Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales quien tiene la responsabilidad en esta área a través del Instituto para las Migraciones y Servicios Sociales (IMSERSO). De esta institución depende el Centro Estatal de Autonomía Personal y Ayudas Técnicas (CEAPAT), que coordina todos los trabajos en el campo de la discapacidad. También existen asociaciones privadas que coordinan y organizan a los discapacitados a nivel geográfico y por tipos de discapacidad.

### **Comité Español de Representantes de Minusválidos (CERMI)**

Es la plataforma de representación, defensa y acción de los ciudadanos españoles con discapacidad. Agrupa en total a más de tres millones y medio de personas que deciden unirse, a través de las organizaciones en las que se agrupan, para avanzar en el reconocimiento de sus derechos y alcanzar la plena ciudadanía en igualdad de derechos y oportunidades con el resto de componentes de la sociedad.

Nacido en 1993, fruto del acuerdo de las seis principales organizaciones nacionales de personas con discapacidad, el CERMI culmina el proceso de cohesión, unidad y acción conjunta del sector de la minusvalía.

El CERMI es la plataforma de representación y encuentro de los discapacitados españoles, agrupa a más de 2.000 asociaciones y entidades, que representan en su conjunto a los tres millones y medio de personas con discapacidad que, según las últimas estadísticas, hay en España.

Una plataforma que, animada por la finalidad genérica de mejorar las condiciones de vida de las personas con discapacidad, encauza la representación de estos ciudadanos e instrumenta su participación y la defensa y promoción de sus derechos ante los poderes públicos y la sociedad.

### **Confederación Coordinadora Estatal de Minusválidos Físicos de España (COCEMFE)**

Es una Organización No Gubernamental, de ámbito estatal, cuyo principal objetivo es la promoción y defensa de las condiciones de vida de las personas con discapacidades físicas, hasta conseguir su plena integración social.

Además, COCEMFE es la principal ONG existente en España de discapacitados físicos y orgánicos. En la actualidad forman parte de COCEMFE casi la totalidad de las organizaciones de personas con discapacidad física existentes en el país.

En definitiva, COCEMFE agrupa hoy más de 800 Asociaciones de Personas con Discapacidad Física.

Es necesario destacar una característica importante de COCEMFE: el autogobierno por parte de las propias personas con discapacidad, de manera que, tanto los órganos de gobierno de la Confederación, como la totalidad de sus miembros son personas con discapacidad física.

Los fines y objetivos de la Confederación se centran en conseguir la plena integración social y laboral de las personas con discapacidad física, luchando por los derechos de estas personas, a través de la mejora de todos los temas relacionados con la educación, el empleo, la accesibilidad en el medio físico, en la vivienda y en el transporte, la sanidad, las ayudas técnicas, las prestaciones sociales, subsidios y pensiones.

### **Organización Nacional de Ciegos de España (ONCE)**

Es una Corporación cuya misión es mejorar la calidad de vida de los ciegos y deficientes visuales de toda España. Una institución de carácter social, abierta a

todos, solidaria con personas afectadas por discapacidades distintas a la ceguera, igualitaria y participativa.

En resumen, constituye un ejemplo de las posibilidades de integración en el mundo laboral de los discapacitados y de la evolución que ha tenido la consideración de la discapacidad.

### **Federaciones de Deportes Adaptados**

La Federación Española de Deportes de Minusválidos Físicos, agrupa a deportistas minusválidos físicos con el objetivo facilitar la práctica activa del deporte entre los discapacitados. Agrupa también a la Federaciones Autonómicas, vertebrando, así la organización de los deportistas.

Por la relación que tiene con esta tesis, cabe destacar a la Federación de Deportes Adaptados de la Comunidad Valenciana (FESA). Ésta agrupa a los deportistas adaptados de su ámbito de influencia y les ofrece instalaciones, medios y actividades para su desarrollo personal y social. Entre las actividades que lleva a cabo se pueden resaltar: la formación de entrenadores para deportes adaptados, escuelas deportivas, facilitar el acceso a instalaciones deportivas y el programa Hospi.Esport de integración mediante la actividad física.

Es de destacar, entre sus actividades, el programa Hospi.Esport, gestionado por FESA y subvencionado por la Generalitat Valenciana. Pueden acogerse a Hospi.Esport las personas con discapacidades ingresadas en los hospitales públicos o concertados de la Comunidad Valencia, así como los tratados en hospitales en seguimiento extrahospitalario.

Los objetivos fundamentales que persigue el programa se resumen en tres grandes aspectos:

- La conservación y mejora de las capacidades físicas y mentales.
- El fortalecimiento de la autoestima.
- Favorecer la socialización y reinserción en la colectividad

Los beneficios que puede recibir el discapacitado acogido a este programa son múltiples, tanto psicológicos como fisiológicos. Entre los primeros destacar que, a través del deporte, tomará conciencia de sus capacidades y limitaciones, se integrará en un colectivo que le ayuda en la socialización y se percibirá como miembro activo de la sociedad. Entre los beneficios fisiológicos cabe destacar la mejora de las funciones cardiovasculares, respiratorias y digestivas, efectos positivos sobre los controles nerviosos y endocrinos, prevención de la obesidad y el sedentarismo, etc.

Es necesario resaltar su postura ante las necesidades de los discapacitados. Por una parte, posibilita el desarrollo de actividades que forman parte del día a día de cada uno de ellos, y por otra, participa activamente en el desarrollo de nuevas herramientas y técnicas que ayuden en la integración. Conviene recordar en este punto la colaboración de FESA en el desarrollo de esta tesis, financiando la construcción del ergómetro.

#### ***3.1.4 Legislación***

En apartados anteriores se ha hablado de la discapacidad con connotaciones de desventaja y/o desprotección del individuo afectado frente a los demás. Por otra parte, el “sentir” social manifiesta el deseo de proveer de igualdad de oportunidades a las personas afectadas de cualquier tipo de discapacidad. Las vías para lograr la igualdad de oportunidades y la mejor calidad de vida de los discapacitados, son muchas y no excluyentes entre sí, y todas deben ser utilizadas hasta sus últimas posibilidades.

Entre ellas, la acción del legislador es fundamental para garantizar la igualdad de oportunidades de cualquier miembro de la sociedad y, en particular, para aquellos

colectivos que presenten algún tipo de limitación física, psíquica o social. Las normas, leyes y disposiciones que se ocupan, de forma general o específica, de las situaciones de discapacidad se pueden clasificar en una jerarquía ascendente que va desde el ámbito autonómico al internacional. Brevemente, y con el objetivo de mostrar la sensibilidad de las distintas administraciones, las acciones que promueven, los instrumentos que ofrecen a los discapacitados y otros aspectos que necesitan de la investigación para desarrollarse, se revisará la legislación sobre discapacidad clasificada en cuatro ámbitos de influencia: Internacional, Unión Europea, Nacional y Autonómico.

#### **3.1.4.1 Internacional**

A nivel internacional es difícil, por no decir imposible, disponer de leyes o normas de obligado cumplimiento, pues los gobiernos y países, celosos de sus propias competencias y tradiciones, a veces imposibilitan la efectiva aplicación de las recomendaciones, normas o leyes promulgadas. Los organismos internacionales han desarrollado una labor muy meritoria en este aspecto. Así la Organización de las Naciones Unidas (ONU), la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Internacional de Trabajo (OIT), impulsan avances significativos en distintos aspectos relacionados con las personas con discapacidad.

Es a partir de la Declaración Universal de los Derechos Humanos, aprobada el 10 de diciembre de 1948, y asumida por la mayoría de los países democráticos que podemos decir que se establece el marco de referencia para regular los derechos de las personas con discapacidad.

La ONU ha publicado diversos documentos de atención a la discapacidad, entre los que podemos citar:

- La Declaración de los Derechos del Deficiente Mental (1971).
- La Declaración de los Derechos del Minusválido (1975).
- El programa de Acción Mundial para las personas con Discapacidad (1982).
- Las Normas Uniformes para la igualdad de Oportunidades para las Personas con Discapacidad (1992).

La finalidad de esta última es garantizar que las personas con discapacidad tengan los mismos derechos y obligaciones que los demás miembros de sus propias comunidades. Establecen los requisitos de igualdad y participación, así como también expresan el derecho a la educación, empleo, ingresos estables, vida en familia, acceso a la cultura, al deporte y al ocio. Además se impulsan las acciones que conduzcan a disponer de una mayor información e investigación sobre discapacidad, de planificación legislativa, política y económica, coordinación de trabajos, supervisión y evaluación de proyectos y acciones y cooperación.

#### **3.1.4.2 Unión Europea.**

La Unión Europea se ha hecho eco de estas medidas internacionales y las ha tenido en cuenta tanto en los tratados fundacionales como en normativas y programas a desarrollar.

Los principios en los que se basa la actuación Comunitaria en el ámbito de las personas con discapacidad están contenidos en diversos documentos de diferentes rangos entre los que cabe destatar los siguientes:

Tratado de la Comunidad Europea, modificado por el Tratado de Amsterdam :

- Art. 13: "Sin perjuicio de las demás disposiciones del presente Tratado y dentro de los límites de las competencias atribuidas a la Comunidad por el mismo, el Consejo, por unanimidad, a propuesta de la Comisión y previa consulta al Parlamento Europeo, podrá adoptar acciones adecuadas para luchar contra la

discriminación por motivos de sexo, de origen racial o étnico, religión o convicciones, discapacidad, edad u orientación sexual".

- DECLARACIÓN N° 22 "Relativa a las personas discapacitadas": "La Conferencia conviene en que las instituciones comunitarias, al elaborar medidas con arreglo al artículo 95 del Tratado Constitutivo de la Comunidad Europea, deberán tener en cuenta las necesidades de las personas discapacitadas".

Por otra parte, en diferentes Consejos Europeos se han ido estableciendo los principios políticos en los que deben basarse las acciones de la Unión Europea respecto de las personas con discapacidad.

De acuerdo con estos principios, se han publicado toda una serie de Disposiciones de la UE que pretenden facilitar la integración.

La consecuencia que se extrae de toda esta actividad reguladora es la sensibilidad que existe entre los políticos sobre la discapacidad. Es de esperar que se traduzca en acciones efectivas a favor de integración de las personas con discapacidad.

### 3.1.4.3 Nacional

Una revisión de la legislación Española sobre la discapacidad debe partir de los principios constitucionales que forman el marco de referencia para el resto del entramado legislativo. Del informe realizado para el SID (Servicio de Información sobre Discapacidad) [8], se destaca los puntos más relevantes.

En el Título I, sobre los derechos y deberes fundamentales, se sitúa el artículo 10 cuyo apartado primero señala:

*"La dignidad de la persona, los derechos inviolables que le son inherentes, el libre desarrollo de la personalidad, el respeto a la ley y a los derechos de los demás son fundamento del orden político y de la paz social".*

Por su lado el artículo 14 establece el principio de igualdad a tenor del cual:

*"Los españoles son iguales ante la ley, sin que pueda prevalecer discriminación alguna por razón de nacimiento, raza, sexo, religión, opinión o cualquier otra condición o circunstancia personal o social".*

Este principio de igualdad debe ser entendido como un objetivo a satisfacer por los poderes públicos no sólo por su sujeción «a la Constitución y al resto del ordenamiento jurídico», sino también por que conforme al párrafo segundo del precepto:

*"2. Corresponde a los poderes públicos promover las condiciones para que la libertad y la igualdad del individuo y de los grupos en que se integran sean reales y efectivas; remover los obstáculos que impidan o dificulten su plenitud y facilitar la participación de todos los ciudadanos en la vida política, económica, cultural y social".*

El mandato constitucional tiene su reflejo en la Ley 13/1982, de 7 de Abril, de Integración Social de los Minusválidos (LISMI). Esta manifiesta en su artículo 3, que *"los poderes públicos prestarán todos los recursos necesarios para el ejercicio de los derechos a que se refiere el artículo primero, constituyendo una obligación del Estado la prevención, los cuidados médicos y psicológicos, la rehabilitación adecuada, la educación, la orientación, la integración laboral, la garantía de unos derechos económicos, jurídicos sociales mínimos y la Seguridad Social".*

La LISMI establece cual va a ser la acción protectora de la Seguridad Social, en el artículo 12 apartado 2:

*"La acción protectora comprenderá al menos:*

.....

*e) Recuperación profesional.*

*f) Rehabilitación médico funcional.”*

El Título VI de la LISMI, está dedicado a la rehabilitación y en su artículo 18 apartado 2, nos encontramos con que *“los procesos de rehabilitación podrán comprender:*

- a) Rehabilitación médico-funcional.*
- b) Tratamiento y orientación psicológica.*
- c) Educación general y especial*
- d) Recuperación profesional”*

La recuperación profesional, se desarrolla en el artículo 32: *“los minusválidos en edad laboral tendrán derecho a beneficiarse de las prestaciones de recuperación profesional de la Seguridad Social (...)”*. Esta recuperación profesional comprende:

- “a) los tratamientos de rehabilitación médico-funcional*
- b) la orientación profesional*
- c) la formación, readaptación o reeducación profesional”*

Por lo tanto, ser reconocido legalmente como persona con discapacidad, genera una serie de derechos sociales.

Un aspecto legal importante es el reconocimiento legal de la situación de minusvalía y la fijación del nivel de minusvalía de cada persona. El nivel de protección estará en consonancia con el nivel de minusvalía.

Con el fin de unificar los criterios de valoración y calificación de las minusvalías, se estableció el actual Real Decreto 1971/1999 de 23 de Diciembre, de procedimiento para el reconocimiento, declaración y calificación del grado de minusvalía .

El objeto de este Real Decreto es establecer criterios unificados en el reconocimiento de la condición de minusvalía. Con esto se pretende garantizar *“la igualdad de condiciones para el acceso al ciudadano a los beneficios, derechos económicos y servicios que los organismos públicos otorguen”*

La calificación de minusvalía se hace en términos de grados, y el grado de la minusvalía se expresará en porcentajes. Para esta medición se aplican una serie de baremos definidos en las normas para la evaluación y establecimiento del grado de discapacidad de una persona.

Para definir la deficiencia y la discapacidad que son causantes de la minusvalía, según lo establecido en el artículo 7 de la LISMI, se ha seguido la propuesta de la (World Health Organization, 1980) de la Organización Mundial de la Salud. Prima pues, la severidad en las limitaciones a la hora de realizar las Actividades de la Vida Diaria (AVD).

En torno a esto, se establecen cinco grados de discapacidad:

**Grado 1.** Discapacidad nula: los síntomas, signos o las secuelas que existen no suponen para el sujeto que las padece ningún impedimento para realizar las AVD.

**Grado 2.** Discapacidad leve: los síntomas, signos y secuelas sí limitan un poco el desarrollo normal de las AVD pero no impiden su realización.

**Grado 3.** Discapacidad moderada: los síntomas, signos y secuelas suponen un impedimento importante para el sujeto a la hora de llevar a cabo las AVD, pero puede realizar las actividades de autocuidado.

**Grado 4.** Discapacidad grave: los síntomas, signos y secuelas suponen una limitación muy importante así como la imposibilidad de llevar a cabo las AVD, llegando incluso a afectar las actividades de autocuidado.



**Grado 5.** Discapacidad muy grave: los síntomas, signos y secuelas imposibilitan al sujeto para la realización de las AVD.

Cada uno de estos grados de discapacidad debe de ser expresado posteriormente en términos de porcentaje. Los porcentajes de discapacidad se corresponden a su vez con los criterios que se establecen en cinco clases:

**Clase I:** Recoge las deficiencias de tipo permanente, pero que no producen discapacidad. Se corresponde con el grado 1. Le corresponde el 0%.

**Clase II:** Incluye las permanentes que originan una discapacidad leve. Le corresponde un porcentaje que puede variar entre el 1% y el 24%.

**Clase III:** Incluye las deficiencias permanentes que ocasionan una discapacidad moderada. Aquí la oscilación porcentual va desde el 25% al 49 %.

**Clase IV:** Incluye las deficiencias permanentes que originan una discapacidad grave. El porcentaje oscila entre el 50% hasta el 70%.

**Clase V:** Incluye las deficiencias permanentes que originan una discapacidad muy grave. Aquí el sujeto afectado no puede realizar por si solo las AVD sino que necesita de la ayuda de otra persona para poder llevarlas a cabo, por lo que se establece un porcentaje del 75%.

La norma distingue entre discapacidad física y sensorial de la discapacidad psíquica. Esta última se guía por otras pautas diferentes.

No se distingue el origen causante de la discapacidad, no hay diferencia de trato en el caso de que la minusvalía se haya producido por cierto tipo de enfermedades como el SIDA o sean consecuencia de politoxicomanías, sino que lo que se mide es como limita la enfermedad el desarrollo de las AVD.

En el supuesto de que la minusvalía haya sido causada por accidente, tampoco se establecen diferencias si este ha sido causado por accidente laboral o no, pero sí se establecen diferencias a la hora de las prestaciones económicas, recibiendo una mayor protección el accidente laboral.

#### **3.1.4.4 Autonómica**

En el ámbito autonómico también se han establecido normas que permiten atender a los colectivos de discapacitados. Así, en la Comunidad Valenciana, la Consejería de Bienestar Social, a través de la Dirección General Discapacidad articula la atención a los discapacitados. Recientemente la Generalidad ha publicado el Estatuto de las Personas con Discapacidad. Esta ley establece los principios actuación sobre discapacidad y regula los derechos de los discapacitados en la educación, sanidad, etc.

#### **3.1.4.5 Resumen**

De algunos aspectos de la legislación sobre discapacidad se deriva que la actividad investigadora es imprescindible para lograr los objetivos que el legislador pretende conseguir. Así, en las Normas Uniformes de la ONU [7] se cita explícitamente que se debe impulsar la investigación. En el Consejo Europeo de Niza la cita más directa a la investigación está implícita en el objetivo de hacer accesible a todas las personas las tecnologías de la información y la comunicación. Pero en general, cada una de las directivas, propuestas, resoluciones y recomendaciones, van a necesitar de algún instrumento para su aplicación, sea éste tecnológico, social, asistencial, etc. de probada eficacia.

Por proximidad al ciudadano y competencias, es el ámbito nacional el que más influye en la regulación de la discapacidad. Respecto de la investigación que se puede derivar de la legislación revisada, citar como fundamental toda aquella que favorezca la recuperación laboral y la rehabilitación medico funcional. También, más oculta entre los procedimientos administrativos, aquella investigación en metodologías que

faciliten la medida del grado de discapacidad, pues, como se ha indicado anteriormente, el nivel de protección estará en consonancia con el nivel de minusvalía.

El ámbito autonómico, por sus propias competencias, está más limitado a la hora de generar temas de investigación, ya que fundamentalmente se interesa por la materialización de las acciones que favorezcan la eliminación de barreras de todo tipo. No obstante, hay que decir que también tiene programas de financiación de investigación sobre discapacidad a través de la Consejería de Sanidad.

### **3.1.5 EYPD2003, año europeo de la discapacidad**

La Comunidad Europea, de forma coherente con los principios en los que basa su actuación política, realiza desde hace tiempo una labor continua de formación y concienciación social entorno a la discapacidad. Así desde el año 2001 desarrolla una campaña de comunicación integrada que culminará en 2003 con la celebración del Año Europeo de las Personas con Discapacidad.

La necesidad de estas iniciativas se pueden deducir de las encuestas Eurobarómetro [118] y del informe Eurostat “Discapacidad y participación social en Europa” (2001). Entre las conclusiones más significativas sobre la realidad y la percepción social de la discapacidad destacan, como datos objetivos y cuantificables, que uno de cada cuatro europeos tiene un familiar con alguna discapacidad. Las personas no discapacitadas tienen el doble de posibilidades de llegar a la formación superior que las que padecen discapacidad severa; el 38% de los discapacitados entre los 16 y los 34 años de edad perciben ingresos, mientras que entre los no discapacitados se sitúa en el 64%; el 97% de los europeos cree que se deben realizar acciones que aseguren una mejor integración social de los discapacitados. La percepción que tienen los europeos sobre las situaciones de discapacidad queda patente en que, el 88% de los europeos consideran que el acceso al transporte público para los invidentes es difícil; el 85% consideran que el acceso al transporte público para las personas con discapacidad física es difícil.

Por lo tanto, la unanimidad sobre la necesidad de favorecer la integración social del discapacitado es evidente, pero ésta no tendrá éxito si la sociedad en su conjunto no tiene un conocimiento suficiente de la situación, necesidades y potencialidades del colectivo de discapacitados. La celebración en el año 2003 del décimo aniversario de la adopción por parte de la Asamblea General de las Naciones Unidas de las Normas Uniformes para la Igualdad de Oportunidades de las Personas con Discapacidad, ofrece un marco idóneo para transmitir a la sociedad en general la existencia y necesidades de este colectivo.

El 3 de Diciembre de 2001, el Consejo de la Unión Europea tomó la decisión de declarar el año 2003 como Año Europeo de la Discapacidad con el objetivo de lograr:

*“El reconocimiento de los 37 millones de personas con discapacidad que viven en la Unión Europea y la oportunidad de incrementar la conciencia pública sobre discapacidad”.*

Entre los objetivos concretos que se persiguen durante este año se puede destacar: la sensibilización sobre el derecho de los discapacitados frente a discriminación y pleno disfrute de sus derechos; fomentar la reflexión sobre la igualdad oportunidades; la promoción e intercambio de “buenas prácticas”; la promoción de una imagen positiva de los discapacitados; la sensibilización sobre la heterogeneidad de la discapacidad y sobre las múltiples formas de discriminación; prestar especial atención a niños y jóvenes, igualdad en la enseñanza y plena integración en la sociedad.

Para llevar a cabo este programa, se han presupuestado 12 millones de Euros. Los medios base puestos en marcha han consistido en crear una página web propia (<http://www.eypd2003.org>) y organizar algunos actos emblemáticos, como el autobús

del Año Europeo. Fundamentalmente se busca crear una imagen social del discapacitado que elimine viejos prejuicios y saque a la luz y desarrolle los potenciales propios de cada persona con discapacidad.

Además, se insta a realizar actos, tanto a nivel comunitario como nacional y regional, para acercar todos estos actos a los ciudadanos.

### 3.2 ESTADO DE LA INVESTIGACIÓN SOBRE DISCAPACIDAD

En los apartados anteriores se ha visto que tanto como mandato legal como “sentimiento” popular, la atención a la discapacidad es un objetivo de nuestra sociedad. La investigación científica sobre discapacidad es fundamental para lograr el incremento de la calidad de vida y alcanzar la igualdad de oportunidades real de los discapacitados.

Las sociedades del bienestar actuales están obligadas a dar satisfacción a las demandas de los discapacitados no solamente en el ámbito meramente físico, sino también en el socio-laboral, económico, familiar y emocional.

La investigación en discapacidad debe realizarse tanto en los ámbitos biológicos como conductuales y sociales. Dicho de otra forma, es objetivo de la investigación en discapacidad todo aquello que ayude a incrementar la calidad de vida, que dote al individuo de mayor independencia y facilite la igualdad de oportunidades frente a las personas no discapacitadas.

Para describir mejor las investigaciones en curso sobre discapacidad es conveniente realizar, en primer lugar, una clasificación que estructure por áreas temáticas los diferentes trabajos. En segundo lugar, y para ilustrar con trabajos concretos las líneas actualmente más activas y prometedoras, se realiza una breve descripción de algunas de ellas.

#### 3.2.1 *Áreas de investigación en discapacidad*

El amplio abanico de trabajos que se están llevando a cabo, se pueden clasificar en seis grandes áreas de investigación [9].

**Área Biológica:** engloba aquellos trabajos que, partiendo de las ciencias médicas pueden incidir en aspectos tales como: regeneración del sistema nervioso central o periférico, osteo-esquelético, etc.; plasticidad del tejido nervioso y muscular; procesos degenerativos o involutivos; factores de envejecimiento e incapacidad; fisiología del trabajo, etc.

**Área Terapéutica:** engloba a todas aquellas terapias útiles a la rehabilitación. Se pueden citar entre ellas: farmacología; fisioterapia; estimulación eléctrica; control de espasticidad; tratamiento del dolor; aceleración de la curación de heridas y úlceras; control de la disfunción intestinal y vesical, etc.

**Área Social:** persigue la eliminación de las prácticas hostiles al discapacitado en su relación social. Es un conjunto extremadamente variado de procedimientos, entre ellos cabe citar: ayudas sociales para la integración socio-laboral; asistencia domiciliaria extra hospitalaria; rehabilitación basada en comunidades; medición objetiva y reproducible de la discapacidad, etc.

**Área de Prevención:** agrupa tanto la prevención primaria como secundaria y terciaria. Implica a trabajadores de la salud muy heterogéneos como genetistas,

neurólogos, epidemiólogos, etc. Se identifican ámbitos de trabajo como: prevención de caídas en ancianos y trabajadores y estudio de déficits neurológicos infantiles.

**Área Metodológica:** engloba los procedimientos de valoración de la discapacidad y la evolución de uno a otro por efecto de la rehabilitación. Se pueden distinguir diferentes ámbitos de investigación como: medida de la incapacidad y sus consecuencias; medida de la eficacia rehabilitadora; valoración funcional y medida de la fatiga muscular; determinación de factores predictivos del grado de rehabilitación, etc.

**Área Técnica:** agrupan a las aplicaciones tecnológicas que suplen o minimizan las discapacidades del individuo. Cabe resaltar entre las posibles aplicaciones: ayudas técnicas paliativas; ayudas robóticas; aplicación de técnicas ergonómicas al puesto de trabajo.

La tecnología electrónica puede aportar soluciones de interés en varias de estas áreas. Así, en el área terapéutica, mediante la estimulación eléctrica. En el área social, facilitando la atención extra hospitalaria aplicando técnicas de telemedicina y en la medición de la discapacidad. En el área metodológica, prácticamente en todos los ámbitos de investigación. Y, por supuesto, en el área técnica, mediante todo tipo de ayudas de tipo electrónico.

El trabajo desarrollado en esta tesis es difícil de clasificar, pues puede ofrecer soluciones a varias de las áreas anteriormente citadas. Puede ser utilizado en medida de la discapacidad (área social); en medida de la eficacia rehabilitadora, valoración funcional (área metodológica), etc.

Sin embargo, los trabajos concretos que se han llevado a cabo en esta tesis, se enmarcan mejor en el área metodológica. Por una parte, se pretende utilizar la valoración funcional para obtener patrones de respuesta cardíaca frente al esfuerzo y mejorar la eficiencia de atletas de elite. Por otra parte, se pretende establecer un método de medida del daño en lesionados medulares.

### **3.2.2 Algunos grupos de investigación sobre discapacidad**

Actualmente están trabajando sobre temas de discapacidad gran número de grupos de investigación en todo el mundo. Citarlos es una tarea difícil, pues abarcan un espectro muy amplio de temas en desarrollo. Se describirán sucintamente algunos de los grupos y trabajos más emblemáticos y aquellos que están más próximos al nuestro, ya sea geográficamente, por afinidad, interés para trabajos futuros, etc.

En la exposición no se sigue un criterio de presentación estricto en cuanto a revisar todas las áreas, ya que el objetivo es trazar una panorámica general que ayude a situar los trabajos de esta tesis dentro del contexto de la investigación. La idea general que guía la exposición es citar en primer lugar los trabajos de investigación básica, con posibilidades de aplicación a medio o largo plazo, y continuar la exposición con los trabajos que tienen una aplicación a corto plazo.

#### **Instituto Max Planck de Bioquímica: [119]**

Con sede en Martinsried, cerca de Munich, fue fundado en 1973 aglutinando a tres Institutos Max Planck anteriores. El objetivo de este nuevo Instituto es el estudio de las relaciones entre la estructura y la actividad de sistemas biológicos con diferentes grados de complejidad.

Dentro del Departamento de Membranas y Neurofísica, un grupo de trabajo realiza una investigación básica en el interfaz eléctrico entre semiconductores y

células vivas, particularmente neuronas [10, 11, 12, 13, 14, 15]. Se busca revelar la dinámica y la estructura de la interfaz célula-semiconductor y la construcción de redes híbridas neuroelectrónicas.

Esta investigación básica creará el soporte teórico para aplicaciones futuras en prótesis médicas, biosensores, investigación cerebral y neurocomputación.

#### **Miami Project:** [120]

Es un centro de la University of Miami School of Medicine dedicado a la investigación en tratamientos y cura de parálisis como consecuencia de lesiones de la médula espinal.

Los trabajos que se están llevando a cabo son muy diversos y en áreas diferentes; sería muy extenso realizar una sucinta descripción de cada uno de ellos. Entre los más importantes: cirugía y fisiología de la espina dorsal; nuevas líneas en rehabilitación; aplicación de Walking Assistance and Rehabilitation Device (WARD) [16, 17, 18] y Functional Electrical Stimulation (FES) para lograr la deambulaci3n; efectos del ejercicio inducido mediante FES en el sistema cardiovascular; estrategias combinadas para transplante de células Schwann; autotransplantes de célula mielinizadoras; técnicas de inervaci3n de músculos.

#### **ICORD (International Collaboration On Repair Discoveris):** [121]

Es un centro interdisciplinar de investigaci3n para el desarrollo de estrategias para fomentar la recuperaci3n funcional y la mejora de la calidad de vida a los lesionados medulares. Dispone de un centro en el Vancouver General Hospital que permitirá a unos 300 investigadores compartir equipos, facilidades y conocimientos. En él trabajan investigadores de la University of Brithish Columbia, Vancouver General Hospital, GF Strong Rehabilitation Centre, Simon Fraser University, Neil Squire Foundation y British Columbia Institute of Technology.

#### **Cleveland FES Center (FESC):** [122]

FESC es una asociaci3n entre los centros Cleveland VA Medical Center, MetroHealth Medical Center, and Case Western Reserve University para la investigaci3n y desarrollo de tecnología en el área de Electroestimulaci3n Funcional.

Las líneas de investigaci3n seguidas se dividen en dos programas:

Programa clínico: Evaluaci3n de sistemas FES para mejorar la funcionalidad de las manos, la deambulaci3n, las funciones intestinales y respiratorias, etc.

Desarrollo de tecnología avanzada: fabricaci3n de implantes para electroestimulaci3n, como electrodos y sensores, enlaces por radio frecuencia, etc.

#### **Proyecto Stand Up And Walk (SUAW):** [123]

Este trabajo se va a describir con algo más de detalle, pues reúne una serie de características que lo hacen especial. En primer lugar, por tratarse de un proyecto europeo y haber alcanzado resultados positivos en la primera fase de la investigaci3n. En segundo lugar, por los contactos mantenidos entre el grupo de investigaci3n DSDC y el Pr. Pierre Rabischong, de la Universidad de Montpellier (Francia), director del proyecto SUAW.

El objetivo de SUAW es restaurar la capacidad de locomoci3n en los pacientes paralizados de los miembros inferiores. Para ello, utiliza implantes electrónicos conectados con los nervios y los músculos y son controlados exteriormente mediante un programador portátil. Desde 1989, el equipo de investigaci3n ha concentrado sus

esfuerzos en perfeccionar y aplicar esta tecnología. En 1992, se conformó una red Europea integrada por cirujanos, rehabilitadores, ingenieros, etc. que puso en marcha la red CALIES dentro del programa EUREKA. Desde 1996 ha sido financiada por el programa BIOMED2 de la Comunidad Europea.

SUAW es una aplicación práctica de la técnica de Electroestimulación Funcional. En la figura 1.2 se presentan dos imágenes con el equipo de pruebas y su disposición sobre un paciente.

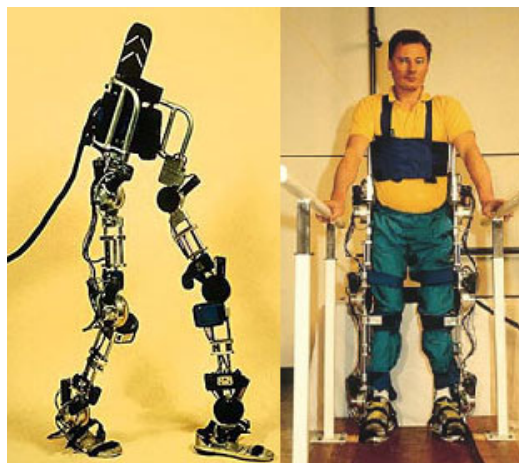


FIGURA 1.2 Equipo de pruebas del proyecto SUAW.

Durante el proyecto los investigadores fabricaron los implantes y diseñaron un equipo de programación portátil que posibilita la transmisión de instrucciones al implante. Al mismo tiempo, se seleccionó a los pacientes y recibieron entrenamiento preliminar. El paciente seleccionado recibió su implante en diciembre de 1999. Problemas técnicos ocasionados por la interferencia entre dos tipos de electrodos hizo necesaria una segunda operación en 2000 y en marzo un paciente dio sus primeros pasos.

La importancia de la investigación queda demostrada por colaboración que se ha establecido entre centros de investigación y empresas de alta tecnología.

Así, el chip y el sistema de transmisión de señales fueron creados por los socios industriales IBM y Thomson-CSF; los diez electrodos, por el Instituto Fraunhofer de tecnología biomédica, y el implante completo fue ensamblado por una nueva empresa, "Neuromedics", con sede en Montpellier [124].

Las líneas previstas para el futuro dentro de este proyecto son básicamente de mejoras tecnológicas, eliminación de cables que serán sustituidos por enlaces vía radio, diseño y construcción de electrodos inteligentes, etc.

#### **Instituto Guttman:** [125]

El Instituto Guttmann -Hospital de Neurorehabilitación- es el hospital de referencia en Cataluña para el tratamiento médico-quirúrgico y la rehabilitación integral de las personas afectadas por una lesión medular, traumatismo craneoencefálico u otra gran discapacidad física.

Fue el primer hospital de España dedicado a la asistencia de pacientes parapléjicos y tetrapléjicos. Desde entonces, ha sido el hospital pionero en introducir en nuestro país las técnicas, los procedimientos y las tecnologías más adelantadas de todo el mundo en este ámbito de la neurorehabilitación, para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad física.

Desarrolla Programas Funcionales Específicos que aportan mejoras cualitativas en diferentes ámbitos de la salud y de la adaptación de las personas afectadas por una gran capacidad física. Destacan entre ellas:

- Cirugía del raquis: estudio, evaluación, diagnóstico y tratamiento de las patologías de la columna vertebral. Reducción y estabilización de las fracturas vertebrales mediante tracción cervical y tratamiento postural en cama cinética.
- Cirugía de la mano tetrapléjica: técnicas quirúrgicas dirigidas a adquirir una presión lo más útil posible.
- Electroestimulación de las raíces sacras anteriores (SARS): permite que ciertos afectados de lesión medular controlen de forma indirecta la micción, mejoren la funcionalidad del intestino e incluso la erección.
- Clínica del dolor y de la espasticidad: evaluación, tratamiento y seguimiento. Implantación de sistemas para la administración intratecal de medicación.
- Estimulación eléctrica funcional: facilita la bipedestación y marcha mediante la aplicación externa de estimuladores eléctricos en aquellos lesionados medulares que lo permite.

Una línea de trabajo que está desarrollando y que presenta un alto interés para el autor de esta tesis, es la aplicación de WARD en recuperación de la movilidad de lesionados medulares. El interés es debido a que uno de los trabajos planteados dentro del grupo de investigación en el que trabaja el autor es la aplicación de WARD a lesionados medulares.

#### **Hospital Nacional de Parapléjicos: [126]**

Existen un total de doce centros de referencia nacionales especializados en el tratamiento de la lesión medular. El Hospital Nacional de Parapléjicos es uno de los más importantes. Es un hospital público, que pertenece a la red del Servicio de Salud de Castilla-La Mancha (SESCAM), está dedicado en exclusiva al tratamiento de la lesión medular.

Para tener una imagen de la importancia de este centro, baste decir que en él se tratan todas las lesiones medulares espinales y se rehabilitan los aspectos físicos, psicológicos y sociales. También realiza una fructífera labor de investigación.

En concreto, tiene en marcha un proyecto de investigación sobre el mecanismo de inhibición del crecimiento axonal. Desde los trabajos de D. Santiago Ramón y Cajal, se sabe que las neuronas no presentan capacidad de reproducción ni crecimiento. Este comportamiento es debido a un mecanismo de inhibición del crecimiento que aún no se ha podido controlar.

Se sabe que ciertas moléculas de la membrana de la célula, llamadas IMP, participan en el mecanismo de bloqueo del crecimiento, se supone que el bloqueo de éstas permitirá el crecimiento de las neuronas. El anticuerpo 1PE7, sintetizado hace unos años en este mismo hospital, realiza esta acción de bloqueo, por lo que, al menos en teoría, se podría conseguir el crecimiento. Las investigaciones en curso están encaminadas a probar esta posibilidad sobre cultivos in vitro.

#### **Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC):**

El CSIC, a través de dos centros de investigación, en áreas tan diferentes como la Biomedicina y la Automática, ha realizados importantes aportaciones a la investigación en discapacidad. Brevemente, se describirán los trabajos del Instituto de Biomedicina de Valencia (IBV) [127] y del Instituto de Automática Industrial (IAI) [128].

El Instituto de Biomedicina de Valencia es un centro relativamente joven, pues fue creado en 1.995. Sus áreas de investigación se centran en la estructura de proteínas, genética molecular humana y regeneración del sistema nervioso lesionado, entre otras menos relevantes para esta tesis.

Las líneas de investigación abiertas en estos campos son la regeneración del sistema nervioso lesionado y las lesiones del sistema nervioso.

La Unidad de Regeneración Neural, coordinada por la Dra. Almudena Ramón Cueto, es la más activa en estos campos y está desarrollando trabajos en trasplantes de glía para reparar lesiones de la médula espinal, aún en la etapa de prueba sobre animales.

Por otro lado, el Instituto de Automática Industrial es un centro de investigación científica orientada a la obtención de nuevas tecnologías en el campo de la automatización de procesos y sistemas avanzados. Dentro del Departamento de Sistemas, se han llevado a cabo varios proyectos de robótica para ayuda al discapacitado que ya son operativos. Los más relevantes son el proyecto *Manus*, que consiste en una prótesis de mano de alta movilidad, modular y con efectos de realimentación de fuerza. El proyecto *Palma* de potenciación de los procesos de movilidad y orientación de discapacitados mediante sensores de proximidad. El proyecto *Movius*, un sistema de eco-localización portátil para ayuda a la movilidad de invidentes. Este dispositivo localiza obstáculos hasta 1,8 m y a partir de 70 cms. del suelo.

#### **Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV):** [129]

Es un centro de I+D cuyo objetivo es el fomento y práctica de la investigación científica, el desarrollo tecnológico, el asesoramiento técnico y la formación de personal cualificado en Biomecánica. Inició sus actividades el año 1976, en la Universidad Politécnica de Valencia (UPV). Actualmente este centro es concertado entre el Instituto de la Mediana y Pequeña Industria Valenciana (IMPIVA) y la Universidad Politécnica de Valencia.

Está compuesto por tres Equipos de Investigación en Biomecánica Médica, Deportiva y Ocupacional y tiene equipos técnicos y profesionales adscritos a los Servicios de Apoyo.

Con el objeto de mejorar la competitividad, modernización, innovación y diversificación de los sectores industriales a los que dirige su trabajo, pone a disposición de empresas y entidades públicas y privadas una completa oferta tecnológica y científica que reúne siete áreas de actuación diferentes. Las más próximas al trabajo de esta tesis son: Implantes, Ayudas Técnicas para Personas con Discapacidad, Instrumentación Biomecánica y Ergonomía del Puesto de Trabajo.

#### **Unitat d'Investigació ACCESO (UV):**

Fue creada en 1994 como grupo de investigación de la Universitat de València. Está compuesta por psicólogos, pedagogos y otros profesionales según las necesidades de los proyectos en desarrollo. Desarrolla tres líneas de investigación que tienen como denominador común la aplicación psico-educativa de la tecnología de la información y de la comunicación y su empleo para personas con discapacidades físicas y/o sensoriales. Las líneas de investigación son:

- Evaluación psico-educativa. Busca el desarrollo de instrumentos de evaluación psico-educativa. Implica el análisis de contenidos educativos y desarrollo metodológico.



- Tecnología de ayuda. Se ocupa de estudiar aspectos intrínsecos a la tecnología de la información y de la comunicación en interacción con personas con discapacidad, desarrollando interfaces amigables o ayudas técnicas.
- Teleformación. Interesa el estudio de los sistemas de distribución de enseñanza/aprendizaje a distancia utilizando los recursos de las tecnologías de la información y de la comunicación.

En el año 2000 presentó el “Estudio sobre el Impacto de la Nuevas Tecnologías en las Personas con Discapacidad”, encargado por CEAPT-IMSERSO.

Este grupo de investigación presenta gran interés para el autor, pues se han establecido contactos entre el equipo de investigación del presente trabajo y la Unidad ACCESO, para colaborar en el futuro.

### **Centro de Investigación, Desarrollo y Aplicación Tiflotécnica (CIDAT):**

Es el área de la ONCE cuyo objetivo es procurar a sus afiliados los medios técnicos necesarios para su desarrollo global laboral, educativa y socialmente integrados.

Sus ámbitos de actuación son: Investigación, Desarrollo, Evaluación, Mantenimiento y Reparación, Formación de Profesionales, Asesoramiento, Producción, Distribución y Comercialización.

El acercamiento de los servicios a todos los usuarios mediante la estructura territorial que la ONCE ha dispuesto en toda la geografía española, permite la atención personalizada en la formación, asesoramiento y distribución de productos tiflotécnicos a través de la cobertura de 36 tiendas-exposición y 41 aulas docentes, bajo la coordinación del Centro de Investigación, Desarrollo y Aplicación Tiflotécnica.

Como resumen y valoración de la revisión realizada sobre el estado de las investigaciones actuales sobre discapacidad, resaltar que se están realizando trabajos en todas las áreas relevantes para la discapacidad: bioquímica, biológica, médica, social, tecnológica, etc. Es más, algunas investigaciones integran más de un área en sus trabajos.

A juicio del autor, destaca principalmente la presencia de tecnología electrónica, en sentido amplio, en la mayor parte de los trabajos. Así, desde las investigaciones básicas en la interfaz neurona-chip, pasando por la aplicación de FES para recuperar la movilidad, hasta los sistemas WARD y las ayudas robóticas, la tecnología electrónica está presente de alguna forma en un buen conjunto de trabajos.

Genera satisfacción personal comprobar que el área de trabajo en la que se integra el autor puede aportar beneficios concretos a corto plazo y representa el inicio en una línea de gran presencia en la investigación sobre discapacidad.

## **4. APORTACIONES QUE SE PRETENDEN EN ESTA TESIS**

Las aportaciones que se pretenden con esta tesis en el área técnica se pueden concretar en las siguientes:

La primera aportación es poder disponer de un sistema ergométrico de alta tecnología que permita realizar medidas precisas de variables biomecánicas en condiciones de laboratorio programables por el usuario.

La construcción de un equipo de esta naturaleza, con la capacidad tecnológica actual, no debe detenerse en ofrecer un puro instrumento de medida, debe dotarse de unas funcionalidades que aporten flexibilidad en las aplicaciones; facilidad de manejo; captura integrada de datos; exportación de datos a otras aplicaciones; posibilidad de

manejo a distancia; etc. En general todas aquellas posibilidades que ofrece la tecnología actual.

Las aportaciones en el área científica se concretan en dos investigaciones sobre las que no existen trabajos publicados: una en el área de deporte adaptado y otra en rehabilitación.

En el deporte de elite sobre silla de ruedas no se ha descrito un patrón de respuesta cardíaca frente al esfuerzo similar al de los atletas no discapacitados. Esta tesis, mediante la aplicación del ergómetro construido, pretende verificar que es posible determinar los parámetros fisiológicos más relevantes de forma similar a como se hace con los atletas no discapacitados.

La consecuencia de esta verificación es que se puede establecer un método de optimización del ciclo de propulsión que permita la máxima eficiencia del deportista en la competición correspondiente.

En rehabilitación, una tarea importante es fijar el nivel de daño en lesionados medulares. El sistema que se utiliza habitualmente es el estándar ASIA (American Spinal Injury Association). Se trata de un examen de capacidades motoras y sensoriales con valoración de las respuestas, a partir de la cuales se extrae un nivel de daño. La aportación que pretende esta tesis es encontrar un método alternativo de clasificación de la discapacidad basado en una prueba sobre ergómetro específico.

La consecuencia de encontrar este método es que el protocolo de medida del daño en lesionados medulares pasará a ser objetivo, eliminando todos los elementos de interpretación que tiene ahora.

Definidos los objetivos y las aportaciones que se pretendían alcanzar, se estableció un plan de trabajo que permitiera disponer del sistema ergométrico, realizar la calibración e iniciar las medidas necesarias. Se dividió el desarrollo de los trabajos en seis fases.

La primera fase consistió en revisar los antecedentes sobre ergómetros específicos para diseñar y construir el sistema mecánico del ergómetro.

La accesibilidad del sistema mecánico se validará mediante un estudio cualitativo que establezca la bondad del diseño, es decir, si los usuarios notan significativas diferencias respecto del desplazamiento en pista o no es apreciable.

Una vez comprobada la validez del diseño mecánico, se diseñará e implementará el sistema de medida, el control de las condiciones de trabajo y el interfaz de usuario.

Terminada la construcción se procederá a la calibración que establezca la precisión de las medidas efectuadas incluyendo, de ser necesario, las correcciones oportunas.

Alcanzar los objetivos científicos requiere un plan de medidas bien establecido en coordinación con los expertos en cada área y seleccionar los sujetos de ensayo.

Por último, iniciar las pruebas de esfuerzo, con la captura y posterior análisis de datos.

La descripción en fases no constituye un orden temporal de trabajos, sino más bien una clasificación por áreas de las tareas a realizar.

---

# CAPÍTULO

# 2

---

## CONCEPTOS GENERALES DE FISIOLOGÍA DEL EJERCICIO Y PRUEBAS DE ESFUERZO

---

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. EL EJERCICIO FÍSICO.....	1
3. EL METABOLISMO ENERGÉTICO MUSCULAR .....	1
4. LAS RUTAS CATABÓLICAS .....	2
4.1 Vía anaeróbica aláctica .....	2
4.2 Vía anaeróbica láctica .....	3
4.3 Vía oxidativa aeróbica.....	3
5. CAPACIDAD Y POTENCIA DE LAS VÍAS ENERGÉTICAS .....	4
6. FACTORES CONDICIONANTES.....	4
6.1 El sistema cardiopulmonar.....	4
6.2 El máximo consumo de oxígeno.....	5
6.3 El gasto cardiaco y la frecuencia cardíaca .....	5
6.4 Potencia Aeróbica Máxima .....	7
6.5 Velocidad aeróbica máxima .....	7
6.6 Meseta de VO <sub>2</sub> .....	7
6.7 Los umbrales aeróbico y anaeróbico.....	7
6.8 El umbral anaeróbico láctico .....	7
7. LAS PRUEBAS DE ESFUERZO .....	8
8. PRINCIPIOS GENERALES DE ERGOMETRÍA.....	9
8.1 Antecedentes.....	9
8.2 Algunos ejemplos de ergómetros.....	11
8.3 Características esenciales que debe reunir un ergómetro .....	14
9. PROGRAMAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL .....	14
9.1 Pruebas de laboratorio y pruebas de campo .....	15

9.2 Criterios de aplicación de las pruebas de esfuerzo.....	15
9.3 Parámetros funcionales.....	16
10. VALORACIÓN DEL METABOLISMO AERÓBICO .....	17
10.1 Métodos directos .....	18
10.2 Criterios para la valoración indirecta en el laboratorio.....	18
10.3 Criterios para elaborar protocolos.....	21
10.3.1 Identificación del umbral de lactato .....	21
10.3.2 Valoración del metabolismo anaeróbico .....	22
10.3.3 Pruebas que valoran la potencia anaeróbica láctica.....	23
10.3.4 Pruebas que valoran la capacidad anaeróbica aláctica .....	23
11. CONCLUSIONES .....	24

## 1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se destacan, en primer lugar, los conceptos de fisiología del ejercicio que han sido especialmente tenidos en consideración para llevar a cabo el presente trabajo y, a continuación, se hace referencia a las pruebas de esfuerzo, en particular las variables que pretenden medir o estimar y las condiciones que deben reunir los equipos ergométricos empleados para desarrollarlas.

## 2. EL EJERCICIO FÍSICO

En el ejercicio físico se realiza un trabajo interno consistente en utilizar la energía química almacenada en el organismo para producir un trabajo mecánico externo. El cuerpo humano es capaz de producir energía química a partir de los alimentos procedentes de la dieta, y el músculo es capaz de transformar esa energía química en trabajo mecánico, al ejercer momentos de fuerza en las distintas articulaciones, mediante el acortamiento de la propia célula muscular. En este sentido, es fundamental comprender el concepto de producción de energía por el cuerpo humano, en relación con el ejercicio físico.

En relación a su duración, el ejercicio puede abarcar desde aquellos que requieran una producción de energía muy elevada durante breves periodos de tiempo, en actividades con producción de alta potencia como puede ser una carrera de velocidad, un lanzamiento, etc., hasta aquellos en los que se requiere una producción de energía moderada pero sostenida por un periodo prolongado de tiempo, actividades de resistencia como puede ser una carrera de larga distancia. En una situación intermedia se encuentran aquellas otras actividades que requieren una producción relativamente alta de energía pero, además, sostenidas durante periodos de entre 1 y 3 o 4 minutos. En algunos casos, los requerimientos de energía pueden cambiar de un momento a otro dentro de la misma actividad. Es lo que puede ocurrir en actividades como las que se practican en equipo, en las que se demanda intermitentemente producciones altas y bajas de energía, según las diferentes fases del juego en las que se encuentre.

En los siguientes apartados se estudia con más detalle los aspectos más relevantes de la generación de energía mecánica en los músculos.

## 3. EL METABOLISMO ENERGÉTICO MUSCULAR

El metabolismo puede definirse como el conjunto de reacciones químicas catalizadas por enzimas que se llevan a cabo en el interior de los seres vivos [19, 20] y, a su vez, consta de dos fases que se complementan mutuamente; la fase catabólica (degradativa) y la fase anabólica (generativa).

El ser humano está incluido entre los seres heterótrofos, es decir, que obtienen energía exclusivamente de la energía química contenida en los nutrientes que ingiere. Debido a esto, utiliza una “moneda energética” entre aquellas reacciones que producen energía y aquellas que la consumen. Este intermediario es el trifosfato de adenosina o ATP y es la forma más inmediata de utilizar la energía química por parte del músculo [21].

Puede decirse que el músculo siempre utiliza ATP para funcionar, aunque el proceso para obtenerlo sea diferente en función de la disponibilidad de determinados elementos como el oxígeno, u otros aspectos que se describen más adelante.

Gracias al ATP pueden realizarse diferentes tipos de trabajos [19] que se presentan resumidos en la tabla 2.1.

Tipo de trabajo	Ejemplo
Biosíntesis	Construcción y degradación de macromoléculas celulares.
Osmótico	Transporte de sustancias y mantenimiento de las condiciones del medio.
Mecánico	Realizar movimientos propios de una actividad física o disciplina deportiva.

TABLA 2.1 Tipos de trabajo que permite realizar el ATP.

Sin embargo, el ATP no puede ser acumulado en grandes cantidades por la célula muscular [22, 23] por lo que debe disponer de reservas energéticas de las que obtener energía, para continuamente poder resintetizar el ATP gastado, a partir de diferentes substratos energéticos. La utilización de un tipo de sustancias u otras para obtener energía dependerá de la vía metabólica que solicitemos para la formación de ATP, condicionada por el tipo de esfuerzo que realice el individuo.

#### 4. LAS RUTAS CATABÓLICAS

Para poder mantener una actividad física las fibras musculares transforman la energía química contenida en el ATP en trabajo mecánico, pero las reservas de ATP en el músculo no permiten prolongar esa actividad por un periodo superior a unos 2 segundos. Este gasto de ATP conlleva la producción de una cantidad similar de ADP, que deberá transformarse en ATP para que las fibras musculares puedan seguir trabajando. Esta resíntesis se denomina fosforilación, pues supone la adición de una molécula de Pi (Fósforo inorgánico) al ADP para volver a formar ATP.

Desde un punto de vista bioquímico la fosforilación puede darse de dos maneras: de forma anaeróbica (a nivel de substrato) y de forma aeróbica (oxidativa) [19, 20]. La utilización de un camino u otro para formar nuevamente ATP dependerá del tipo de esfuerzo según su duración e intensidad.

- **Ruta anaeróbica:** Una molécula “rico-energética”<sup>1</sup> cede su grupo Pi al ADP directamente. Son fosforilaciones que se producen en el citoplasma celular y que no precisan de oxígeno (O<sub>2</sub>), por lo que reciben el nombre de anaeróbicas. Entre estas moléculas “rico-energéticas” destaca la fosfocreatina (CP) y algunos intermediarios de la glucólisis donde se resintetiza el ATP.
- **Ruta aeróbica:** Se trata de un proceso oxidativo y precisa O<sub>2</sub> para llevarse a cabo. Se realiza en el interior de las mitocondrias y genera suficiente energía para resintetizar el ATP gastado.

La utilización de CP proporciona una alta potencia, pero durante poco tiempo, mientras que los procesos oxidativos, proporcionan energía durante un tiempo prácticamente ilimitado pero de baja potencia. En situación intermedia se encuentra la glucólisis láctica.

A continuación se exponen las principales características de estas tres vías de producción de energía.

##### 4.1 VÍA ANAERÓBICA ALÁCTICA

Esta vía se pone en marcha inmediatamente comienza el ejercicio, incluso cuando no existe suficiente oxígeno en la célula muscular o cuando la demanda es superior a la presencia. Se produce mediante la fosforilación del adenosín monofosfato (AMP) y adenosín difosfato (ADP), a través de la fosfocreatina (CP). Las reservas en el

<sup>1</sup> Substratos con enlaces fosfato de alta energía (ver tabla 2.2).

músculo de CP, aunque son mayores que las de ATP<sup>2</sup>, también están limitadas, sobretodo cuando el músculo no está entrenado, por lo que se agotan muy rápidamente. Su efecto es inmediato y permiten hacer esfuerzos máximos de hasta 12-15 segundos, dependiendo de las características particulares y del grado de entrenamiento.

Puede decirse que las actividades de tipo explosivo utilizan como combustible fundamental el fosfato de creatina (CP), especialmente aquellas actividades cuya duración oscila entre los 6 y 20 segundos. Del mismo modo, se utiliza en las fases iniciales de cualquier actividad, proporcionando energía hasta que otros procesos se pongan en marcha.

## 4.2 VÍA ANAERÓBICA LÁCTICA

Se pone en marcha cuando es insuficiente el aporte de O<sub>2</sub>, siendo la principal fuente energética la glucosa. Esta degradación de la glucosa sin aporte suficiente de O<sub>2</sub> se denomina glucólisis anaeróbica. Se pone en marcha unos segundos más tarde que la vía anaeróbica aláctica, alcanzando su máximo protagonismo en esfuerzos que se prolongan entre los 40 a 60 segundos.

Como resultado se producen grandes concentraciones de ácido láctico que, a su vez, provoca una disminución del pH muscular y de la sangre. Esta disminución del pH desemboca finalmente en una fatiga local y sistémica. Disminuye la capacidad de contracción del músculo y como consecuencia también su eficiencia.

Esta vía es la fundamental en esfuerzos de entre 20 segundos y 2 minutos.

## 4.3 VÍA OXIDATIVA AERÓBICA

La vía aeróbica requiere un periodo relativamente largo para ponerse en marcha, proporciona menos energía por unidad de tiempo (potencia) que las dos vías anteriores y es necesario un aporte continuo y suficiente de O<sub>2</sub> para que siga funcionando. Sin embargo, dadas las grandes reservas de substratos energéticos del organismo (para una persona bien nutrida), esta vía proporciona energía por un período de tiempo prácticamente ilimitado y no genera residuos perjudiciales.

El aporte energético de esta vía es evidente cuando el ejercicio excede de 2-3 minutos de duración y es la fundamental en ejercicios de intensidad media o baja [24] y puede obtener su energía a partir de la oxidación de los hidratos de carbono, las grasas y eventualmente de las proteínas.

En la tabla 2.2, se contemplan las consideraciones más relevantes en relación con las vías de obtención de energía.

---

<sup>2</sup> Las reservas de ATP son muy escasas en la célula muscular, por lo que a pesar de que permiten realizar esfuerzos de máxima intensidad, éstos no se pueden prolongar más allá de 4-6 segundos aproximadamente.

	<b>Anaeróbico aláctico</b>	<b>Anaeróbico láctico</b>	<b>Aeróbico glucosa</b>	<b>Aeróbico grasa</b>
<b>Tiempo de puesta en marcha</b>	Instantánea	Muy pocos segundos	Algunos segundos	Algunos minutos
<b>Potencia desarrollada</b>	Máxima (100%)	Muy alta	Alta	Media y baja
<b>Duración</b>	5-15 segundos	30"-10'	3'- 90'	10'- ilimitada
<b>Substrato utilizado</b>	Fosfocreatina	Glucosa	Glucosa	Grasa
<b>Factor limitante</b>	Agotamiento de fosfocreatina	Aumento de la concentración de lactato. Descenso de pH	Agotamiento del glucógeno muscular	Factores extramusculares
<b>Fibras especializadas</b>	FT (rápidas)	FT (intermedias)	ST (resistentes)	ST (resistentes)
<b>Lugar de las reacciones</b>	Sarcoplasma	Sarcoplasma	Mitocondria	Mitocondria

TABLA 2.2 Características básicas de las vías de obtención de energía (adaptado de Llana, S. [1]).

## 5. CAPACIDAD Y POTENCIA DE LAS VÍAS ENERGÉTICAS

Cuando se pretenden aplicar las bases del conocimiento de las vías energéticas al entrenamiento o la valoración de los deportistas, debe recurrirse al empleo de otras dos variables o conceptos: la potencia y la capacidad [25, 26].

- **Potencia.** El concepto de potencia se refiere a la máxima producción de energía (regeneración de ATP) por unidad de tiempo.
- **Capacidad.** Este concepto se refiere a la cantidad total de energía almacenada en forma de combustible utilizable. Es decir, el máximo tiempo que se puede estar empleando una vía metabólica, a su máxima tasa de producción de energía (máxima potencia).

## 6. FACTORES CONDICIONANTES.

Existen una serie de factores que condicionan la utilización de un sistema energético u otro, entre los cuales pueden destacarse:

### 6.1 EL SISTEMA CARDIOPULMONAR

La función del sistema cardiopulmonar consiste en transportar y hacer llegar la sangre a aquellas zonas del cuerpo que lo necesiten. Algunos autores indican [27] que el principal factor limitante para los ejercicios que duran más de 3-4 minutos es la capacidad del corazón, pulmones y vasos para distribuir el O<sub>2</sub> a los músculos que trabajan. Sin embargo, estudios recientes indican que esto sólo es así en aquellos deportistas que no desarrollan al máximo sus capacidades aeróbicas. Por ejemplo, en el caso de los mediofondistas y fondistas bien entrenados el límite se sitúa a nivel muscular antes que cardiovascular [25, 28, 29].

La funcionalidad de este sistema se cuantifica con el denominado máximo consumo de oxígeno ó VO<sub>2máx</sub>.



## 6.2 EL MÁXIMO CONSUMO DE OXÍGENO.

El máximo consumo de oxígeno ( $VO_{2m\acute{a}x}$ ) indica la cantidad de  $O_2$  que pasa a la sangre de un individuo por minuto, o dicho de otra manera, representa la máxima diferencia entre el  $O_2$  que entra en los pulmones y el que sale de los mismos.

El  $VO_{2m\acute{a}x}$  es un parámetro que depende de varios sistemas orgánicos [22, 23, 25, 27, 28, 30], pues su valor está en función de la cantidad de  $O_2$  que pasa de los pulmones a la sangre, del volumen de sangre impulsada por el corazón, de la capacidad de la vasculatura para transportar la sangre y de la capacidad de los tejidos para usar el  $O_2$  distribuido por los tres sistemas anteriores. Es, por consiguiente, el mejor indicador de las cualidades aeróbicas de los deportistas.

Según algunos autores, el  $VO_{2m\acute{a}x}$  no es susceptible de grandes variaciones a través del entrenamiento [31]. Se estima una posible mejora máxima del 15-20% (Zintl, 1991)<sup>3</sup>, sin embargo, aunque el  $VO_{2m\acute{a}x}$  no es excesivamente entrenable en sus valores absolutos, sí que lo es en relación al tiempo que es capaz de mantener a esa intensidad o a las prestaciones (velocidad) que es capaz de desarrollar.

En este sentido, el valor de  $VO_{2m\acute{a}x}$  más elevado lo alcanzará el sujeto estando motivado al máximo y realizando la prueba en un ergómetro específico, es decir, que simule al máximo el esfuerzo que requiere su actividad.

## 6.3 EL GASTO CARDIACO Y LA FRECUENCIA CARDÍACA

El gasto cardiaco ( $Q$ ) es el volumen de sangre impulsado por el corazón en cada minuto y depende directamente del retorno venoso, es decir, de la cantidad de sangre venosa que le llega, el cual crece con el aumento en la intensidad del ejercicio hasta que se llega al límite máximo que es capaz de bombear el corazón. El gasto cardiaco depende de la frecuencia cardíaca ( $FC$ ) y del volumen de eyección sistólica ( $VS$ ), es decir, del volumen de sangre bombeado por el corazón en cada latido, como indica la fórmula 2.1.

$$Q = FC \cdot VS \quad (2.1)$$

Un deportista en reposo presenta un  $Q$  de unos 5l/min como valor medio, que con una  $FC$  de 50 lpm implica un  $VS$  de 100 ml/latido. Es importante destacar que el  $VS$  en las mujeres es aproximadamente un 25% menor que en los hombres.

Ante un ejercicio de intensidad creciente el gasto cardiaco aumenta linealmente con el  $VO_2$  y este incremento es similar para todos los sujetos, es decir, que ante un mismo  $VO_2$  un sujeto sedentario y un deportista presentan prácticamente el mismo gasto cardiaco [22]. La principal diferencia entre ambos consiste en que el segundo puede alcanzar valores muy superiores de gasto cardiaco y por lo tanto de  $VO_{2m\acute{a}x}$ , esto es debido a un mayor volumen de eyección sistólico.

La frecuencia cardíaca es uno de los parámetros fisiológicos más utilizados para el control y evaluación de la intensidad del entrenamiento deportivo [21, 33], porque es un dato muy importante y fácil de obtener.

La frecuencia cardíaca evoluciona de forma lineal con respecto a la intensidad del ejercicio (al aumentar la intensidad siempre lo hace la frecuencia cardíaca) es decir, muestra una respuesta similar al  $VO_2$ , pero con ciertas limitaciones, y es así mientras la energía sea obtenida mediante procesos aeróbicos [32].

La relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el  $VO_{2m\acute{a}x}$  desaparece cuando se sobrepasan las 180 lpm como valor medio. A partir de este valor se produce un

---

<sup>3</sup> Citado por García-Verdugo, M. (1998:148) [63]

aplanamiento en la gráfica de la frecuencia cardíaca, que algunos autores han relacionado con el umbral anaeróbico láctico [34].

Del mismo modo la relación lineal de la frecuencia cardíaca con el  $VO_{2\text{máx}}$  no comienza hasta alcanzadas los 120 lpm.

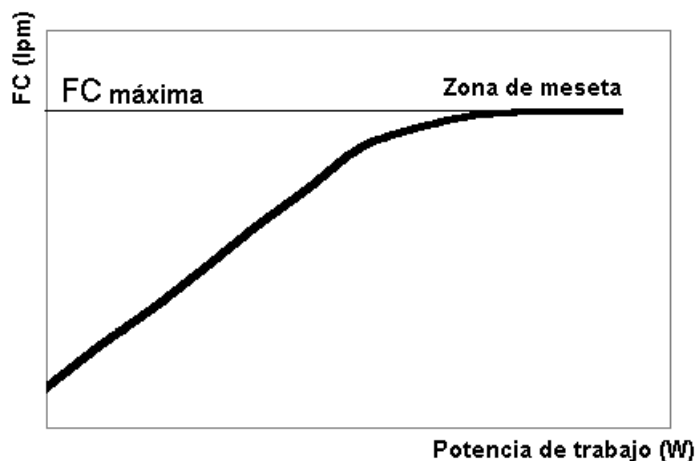
A pesar de esas limitaciones, el control de la frecuencia cardíaca es un excelente método de observación sobre la respuesta cardiovascular al ejercicio, sobre todo sabiendo que las informaciones aportadas por este parámetro son válidas a título de nivel individual.

La comprobación de la frecuencia cardíaca es un método excelente [32] para:

- Estimar la eficacia de la potencia aeróbica máxima.
- Evaluar el grado de exigencia sobre el metabolismo aeróbico.
- Evaluar los efectos de un tipo de entrenamiento determinado.
- Objetivar las facetas de la recuperación post-ejercicio.
- Apreciar el grado de adaptación y asimilación de los ejercicios.
- Elaborar las cargas aeróbicas a partir de la integración de la relación frecuencia cardíaca / velocidad.

Los datos correspondientes a la frecuencia cardíaca tienen especial interés si vienen relacionados con velocidades de desplazamiento, si se trata de corredores, o con intensidades de ejercicio (potencias), si se trata de otros gestos deportivos [32].

Al relacionar la frecuencia cardíaca con la velocidad / potencia desarrollada, se puede comprobar la evolución de la adaptación al ejercicio para un mismo individuo, pues cuanto más prestaciones de carácter aeróbico tenga, la línea se va aplanando más, tendiendo a la horizontal. Esa misma línea se irá desplazando a la derecha según aumente el nivel del individuo, es decir, que con una misma frecuencia cardíaca, éste correrá a mayor velocidad [32].



**FIGURA 2.1** Gráfica en la que puede verse la relación lineal entre FC y la potencia de trabajo, hasta llegar a la "zona de meseta" correspondiente a la FC máxima [35].

La recuperación también guarda relación con la frecuencia cardíaca siempre que esta potencia requiera de prestaciones del metabolismo aeróbico, por tanto, también se puede medir y comprobar mediante la frecuencia cardíaca la velocidad de vuelta al estado de

reposo, que será mayor cuanto más prestaciones aeróbicas tenga el sujeto, mientras que para un deportista debutante o poco entrenado la velocidad de recuperación será menor.

#### 6.4 POTENCIA AERÓBICA MÁXIMA

Se podría definir como la intensidad de ejercicio que es capaz de realizar mediante las prestaciones de  $VO_2$  máx. [32].

En un esfuerzo progresivo, es la intensidad de trabajo (medida en potencia) a partir de la cual se estabiliza el  $VO_2$ .

Por encima del  $VO_2$  máx. todo aumento de intensidad va a ser debido a un aumento de formación de energía por vía anaeróbica exclusivamente.

#### 6.5 VELOCIDAD AERÓBICA MÁXIMA

Se entiende como la máxima velocidad de desplazamiento que se puede obtener mediante procesos aeróbicos, o lo que es lo mismo, la velocidad de desplazamiento que se obtiene mediante las prestaciones de la potencia aeróbica máxima o del  $VO_2$  máx. [32].

La velocidad aeróbica máxima depende, además, de factores que es necesario conocer para poder proceder a su potenciación o mejora. Entre otros se pueden citar:

- La Fuerza específica: como factor impulsor que provoca la cantidad de desplazamiento.
- La Técnica del gesto motor: como factor determinante de la eficacia.

#### 6.6 MESETA DE $VO_2$

El hecho de tener un  $VO_2$  máx. determinado, puede no ser tan importante como el mantenimiento en el tiempo de este parámetro. Se entiende por el término meseta de  $VO_{2máx}$ . el tiempo que un corredor es capaz de mantener un ejercicio con prestaciones del  $VO_2$  máx., o lo que es lo mismo, el tiempo que puede mantener la VAM [32].

#### 6.7 LOS UMBRALES AERÓBICO Y ANAERÓBICO

En reposo, el valor de lactato normal medio se encuentra entre 1,0 y 1,5 mmol/l. El umbral aeróbico se sitúa en valores medios alrededor de 2 mmol/l, por debajo del cual, a pesar de que se pueda realizar trabajo aeróbico, se considera que no existe adaptación, por lo que el trabajo sería poco útil en cuanto al objetivo del desarrollo de la resistencia. En el caso del umbral anaeróbico, la bibliografía sitúa este nivel alrededor de los 4 mmol/l. Sin embargo, conviene aclarar que son valores promediados, que se modifican y descienden a través del entrenamiento, por lo que no son de gran utilidad para los deportistas de resistencia aeróbica, de tal forma que se hace necesario individualizar la determinación de los umbrales, especialmente el anaeróbico.

#### 6.8 EL UMBRAL ANAERÓBICO LÁCTICO

El modo tradicional de estimar el nivel de resistencia de los deportistas ha sido valorar la potencia aeróbica máxima, esto es, la potencia desarrollada cuando se alcanza el  $VO_{2máx}$ . Sin embargo, se ha puesto de manifiesto que determinados parámetros medidos en condiciones submáximas son mejores marcadores del rendimiento de resistencia que el  $VO_{2máx}$ , en particular los niveles del lactato sanguíneo en respuesta al ejercicio incremental continuo [29, 36, 37, 38, 39, 40, 41].

La respuesta de los niveles de lactato en sangre al ejercicio ha sido descrita en varios términos, tales como umbral láctico, máximo estado estable, umbral anaeróbico, umbral aeróbico, umbral anaeróbico individual, punto de ruptura del lactato, inicio de la acumulación de lactato en sangre (OBLA), inicio de la acumulación de lactato en plasma (OPLA), etc. Así mismo, se ha pretendido medir dicha respuesta con métodos no invasivos, principalmente mediante espirometría, es decir, por el intercambio de gases entre el deportista y la atmósfera, dando lugar a la aparición de los umbrales ventilatorios 1 y 2 (VT1 y VT2).

El umbral anaeróbico láctico puede definirse como aquella carga de trabajo a partir de la cual, la concentración de lactato en sangre de un deportista se incrementa de manera exponencial. A partir de este nivel, aun manteniendo uniforme la intensidad, el lactato irá aumentando paulatinamente. El resultado obtenido en una prueba de esfuerzo en la que se determinan los niveles de lactato en respuesta al incremento de la intensidad, permite establecer las intensidades idóneas para mejorar la capacidad y potencia de las vías energéticas [21, 26, 29].

## 7. LAS PRUEBAS DE ESFUERZO

La evaluación objetiva de las capacidades funcionales de un sujeto para realizar una actividad física o deportiva se denomina valoración funcional. 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, la tensión arterial, la concentración de lactato, la respuesta eléctrica, el volumen espiratorio, así como mediante parámetros mecánicos como potencia, velocidad, revoluciones por minuto, etc. a cualquier intensidad de esfuerzo” [42].

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

- El estado de salud, higiénico, nutricional, etc. de un sujeto. A partir de este control médico-deportivo, se puede prescribir la no contraindicación deportiva.
- La aptitud física de un sujeto, al poder aislar y evaluar de forma objetiva cada uno de los diferentes componentes fisiológicos que influyen en el rendimiento.
- La potencialidad de un sujeto para rendir en determinadas actividades físicas en el futuro, al comparar sus resultados con modelos de referencia para cada edad, sexo y nivel de entrenamiento. Es de gran utilidad en procesos de detección de talentos o para establecer un pronóstico de rendimiento futuro.
- Efectividad de un programa de entrenamiento, adaptación a las cargas de entrenamiento, del estado de fatiga, etc. al poder comparar los resultados de un deportista en una prueba determinada con sus resultados anteriores.

En este sentido, la valoración funcional mediante pruebas de esfuerzo permite controlar y optimizar el proceso de entrenamiento, al ofrecer datos de base para 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 funcional permite al deportista adquirir un conocimiento más profundo sobre su cuerpo y sobre el deporte que practica.

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.

## 8. 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).” [42].

“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.” [42].

Como se ha comentado anteriormente, una de las características básicas exigibles a un sistema efectivo de valoración funcional, 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 [43]. 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.

### 8.1 ANTECEDENTES

El desarrollo de los ergómetros ha estado íntimamente ligado al progreso tecnológico, que ha permitido 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 ésta, Edward Smith, a mitad del siglo XIX, intentó medir el anhídrido carbónico y poder determinar el gasto energético. En la figura 2.1, podemos ver un dibujo de este instrumento.



FIGURA 2.2 Treadwheel en la prisión de Brixton, Londres.

Las primeras referencias sobre la investigación en fisiología del ejercicio mediante la utilización de ergómetros, datan de finales del siglo pasado, 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 Johannson. 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 la imagen de la figura 2.3 se presenta una fotografía del cicloergómetro de Atwater y Benedit. En 1931, Krogh desarrolló, basándose en el aparato de Benedict, una bicicleta ergométrica que ya podía ser calibrada con suficiente precisión.

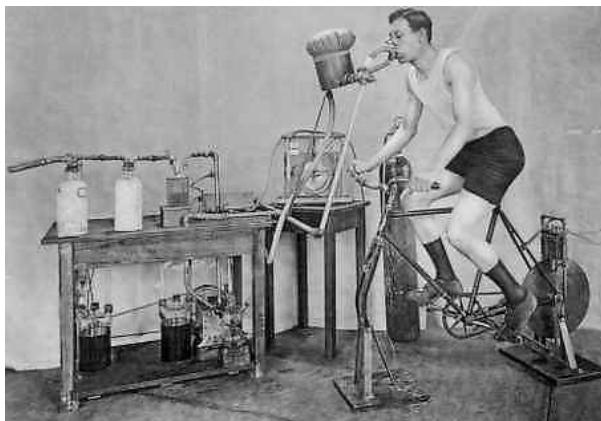


FIGURA 2.3 Cicloergómetro de Atwater y Benedit.

En 1950, Vedoya, Nessi y Coppelo propusieron un test de esfuerzo donde el protocolo exigía levantar un número determinado de veces 2 sacos de arena de 5 kg cada uno [44]. No debe confundirse este protocolo con un ergómetro, al igual que los escalones o escaleras que, aún utilizando instrumentos, no se pueden considerar ergómetros. A pesar de esto, han sido utilizados en numerosos test de esfuerzo, teniendo gran aceptación como el *two-step test de Master* que desde los años 50 y durante dos décadas, se convirtió en el test estándar de diagnóstico de enfermedades coronarias. Master estandarizó el esfuerzo mediante escalones en un trabajo publicado en 1929 [44].

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%. Este tipo de ergómetro adquirió su máxima aceptación en la década de los 60 [45].

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

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, así como con los brazos o con las piernas, en posición sentada o acostada.

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.

A continuación se presentan algunos ergómetros específicos que se han desarrollado para algunas actividades deportivas concretas y reproducen en buen grado el gesto específico de la modalidad deportiva.

## 8.2 ALGUNOS EJEMPLOS DE ERGÓMETROS.

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, además de los escalones anteriormente referidos.

*“La evaluación funcional 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” [46].*

El verdadero eje de desarrollo ha consistido en la manera de provocar la resistencia para que se realizara el esfuerzo y, por supuesto, el controlar la cantidad de esfuerzo realizado.

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), la duración de la prueba, etc., ha provocado el desarrollo de ergómetros más específicos, adaptados a cada deporte.

Como panorámica de los ergómetros para aplicaciones específicas, y de los diferentes métodos de producir el freno necesario, se presenta brevemente algunos de los equipos desarrollados.

- **Cicloergómetros.**

Existen un gran número de cicloergómetros, según la posición que el sujeto puede asumir para el pedaleo: tronco erguido y sentado sobre el sillín, tronco erecto con las piernas extendidas horizontalmente, completamente tumbado y posición aerodinámica de competición, posición supina o prona, etc.

Respecto al método empleado para producir el frenado, se distinguen cuatro tipos:

- Fricción mecánica: La resistencia se ajusta por medio del aumento o disminución de la tensión de una correa que rodea al volante. La potencia que desarrolla el sujeto depende de la frecuencia de pedaleo.
- Resistencia eléctrica o electromagnética: La resistencia es provocada por un conductor eléctrico que se mueve a través de un campo electromagnético. Proporcionan un desarrollo de potencia constante, mediante el aumento de la resistencia cuando disminuye la frecuencia del pedaleo, y la disminución de la resistencia cuando el pedaleo aumenta.
- Resistencia por el aire: El volante contiene una serie de palas de ventilador que desplazan el aire según gira el volante, siendo la resistencia directamente proporcional a la frecuencia de pedaleo.
- Resistencia de fluido hidráulico: La resistencia está producida al forzar al líquido hidráulico a pasar a través de una abertura. La variación de tamaño de esta abertura permite modificar la resistencia. Este tipo de cicloergómetro produce desarrollos de potencia constantes con independencia del pedaleo.

- **Ergómetros de remo.**

Se pueden encontrar varios tipos de ergómetros: propiamente de remo, de kayak, de canoa, etc.

- De remo:

- Ergómetro de Gjessing-Nilsen. El patrón de movimiento reproduce la acción de remar, pero solamente permite realizar un movimiento de lanzadera. La resistencia del remo se simula mediante un freno equipado con un cinturón enrollado sobre una polea [46]. Hay ergómetros de este tipo que modifican el mecanismo de resistencia del remo.

- Hay otro tipo de ergómetro que puede reproducir más fielmente la técnica de remo. Reproduce la acción de remar por medio de un remo real instalado sobre un artefacto parecido a una embarcación, que permite ejecutar todos los movimientos posibles sobre el fulcro, exactamente como en la competición.
- De kayak: Permite simular el movimiento del cuerpo con la pala, ya sea mediante dos manivelas colocadas oblicuamente o por una barra sujeta por los dos extremos al sistema que ofrece la resistencia. Se completa con un sistema que imita a los pedales de la piragua, de modo que el atleta trabaja en una posición muy similar a la adoptada en la embarcación. La figura 2.4 presenta una imagen del ergómetro de piragua.



FIGURA 2.4 Ergómetro de kayak.

- Canoa canadiense: El atleta mantiene la misma posición de rodillas que cuando palea sobre su piragua.
- **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 este “esquiando”.
- **Ergómetro de natación.**

Hay dos clases de ergómetros de natación: los utilizados en seco y los ergómetros donde el sujeto realiza la prueba en el agua.

  - Ergómetros en seco:
    - Banco de natación. En este ergómetro se trabajan los miembros superiores. El sujeto está en posición prona sobre el banco y mantiene una cadencia fija de brazadas, contra una resistencia que es producida por un sistema de poleas. [47].
    - Natación simulada. Se trata de un banco convencional con una inclinación de 120°, al que se le añade un ergómetro para brazos frente a éste y un sistema de bandas elásticas fijadas por un extremo y por el otro amarradas a las piernas del sujeto. [48].
  - Ergómetros utilizados en el agua:



- Ergómetro de brida o natación estática. El sistema de trabajo lo realiza el nadador al nadar con una de brida colocada alrededor de la cintura y unida a un sistema de poleas en la que se coloca una cantidad dada de peso. Este sistema permite al nadador bracear y patear libremente.
- Canal de natación o corriente de agua sin fin. Consiste en nadar en contra de una corriente de agua producida por la acción de turbinas especiales. Permite variar la velocidad del flujo de agua, así como la temperatura de ésta.

La figura 2.5 muestra dos ejemplos de ergómetros para natación.

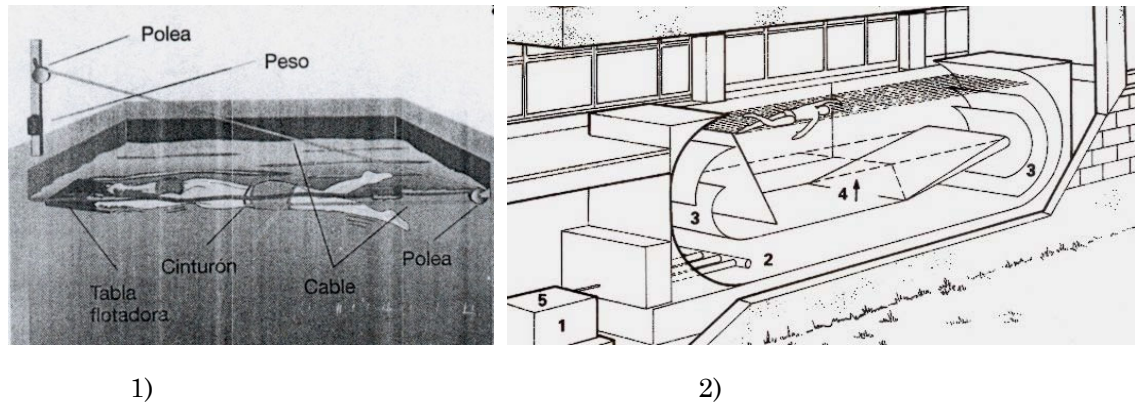


FIGURA 2.5 1) Ergómetro de brida o natación estática, 2) canal de natación o corriente de agua sin fin.

- **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.

Los primeros consisten, normalmente, en un sistema de rodillos en los cuales se apoyan las ruedas posteriores y en una plataforma que permita el apoyo de las ruedas delanteras. Esto permite la simulación del movimiento sobre la propia silla de ruedas. La resistencia suele ser producida por freno mecánico o electromagnético, aplicado sobre los rodillos.

El segundo tipo de ergómetro de silla incorpora un sistema mecánico que es similar a las ruedas motrices de una silla de ruedas, pero que forman parte del propio ergómetro. Estos no permiten el uso de la propia silla y no reproducen el gesto de impulso en condiciones de pista.

En la figura 2.6.se presentan dos ejemplos de ergómetros para silla de ruedas.

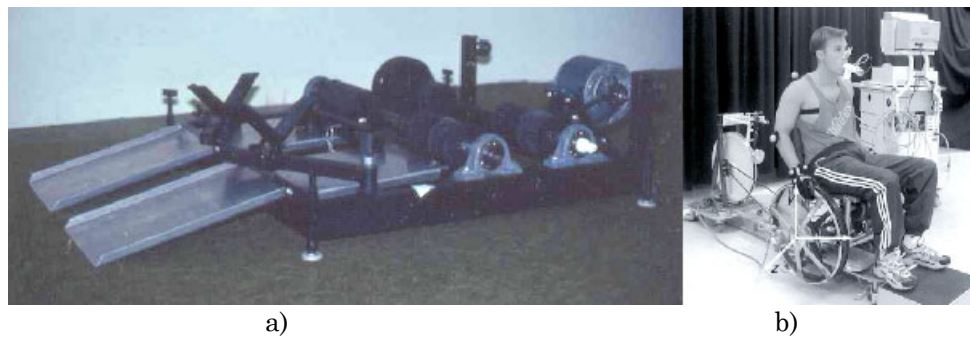


FIGURA 2.6 Ergómetros para silla de ruedas, a) con la silla del usuario, b) con silla incluida.

### 8.3 CARACTERÍSTICAS ESENCIALES QUE DEBE REUNIR UN ERGÓMETRO

Además de simular el gesto 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 [49]:

- El mecanismo de carga debe poder ajustarse durante la operación.
- El mecanismo de control debe ofrecer un error menor al 1% de la carga de evaluación, durante la prueba y entre una prueba y otra.
- La estructura física del equipo debe ser ajustable para que lo puedan utilizar deportistas de cualquier tipo de complejión 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.

## 9. PROGRAMAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL

Para que un programa de evaluación sea efectivo, debe reunir las siguientes características:

- Las variables que se evalúen deben ser importantes en ese deporte, es decir, deben estar directamente relacionados con el deporte o actividad que se practique.
- Las pruebas que se realicen deben ser válidas y fiables, es decir, deben medir lo que afirma medir y los resultados deben ser consistentes y reproducibles, como para poder reflejar cualquier cambio que experimente el sujeto en un periodo de tiempo, por pequeño que sea.
- El tipo de ejercicio realizado en las pruebas debe ser específico al deporte o actividad, de lo contrario arrojará muy poca luz sobre el estado fisiológico del deportista en lo que a su deporte o actividad se refiere.
- 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.

### **9.1 PRUEBAS DE LABORATORIO Y PRUEBAS DE CAMPO**

La prueba de laboratorio es la que se lleva a cabo en un entorno controlado, utilizando equipos para simular un deporte o actividad. La prueba de campo es la que se realiza mientras el atleta realiza un ejercicio en una situación de competición simulada. A las primeras se las considera más fiables que a las pruebas de campo, pero se considera que las pruebas de campo suelen tener mayor validez debido a que son más específicas. Las pruebas de campo se realizan en un medio más natural y más cercano a la práctica habitual del deportista, por lo que se puede extrapolar con más facilidad los datos obtenidos al entrenamiento. Sin embargo, las pruebas de campo presentan los inconvenientes propios del trabajo desarrollado externamente, como la dificultad para mantener las condiciones del entorno o el incremento en la dificultad para estandarizar los procedimientos, por lo que el rendimiento del sujeto varía más. En ese mismo sentido, los equipos para la recolección de datos que suelen utilizarse en las pruebas de campo no son ni tan cuantiosos ni tan precisos como los que se emplean en el laboratorio.

La realización de una prueba de esfuerzo en el laboratorio puede tener algunas limitaciones para simular las exigencias fisiológicas de un deporte, por lo que en algunos deportes o actividades ha sido necesario evaluar a los deportistas por medio de una prueba de campo, al no poder reproducir en el laboratorio sus características específicas. Actualmente, es posible evaluar la adaptación funcional del organismo a la actividad física mediante una prueba de esfuerzo en el laboratorio, en el que se reproduce el gesto motor de forma específica. El análisis biomecánico estrechamente ligado al análisis fisiológico, ha estimulado el diseño de ergómetros complejos como algunos de los descritos, con el objetivo de asegurar la especificidad de la valoración.

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.

### **9.2 CRITERIOS DE APLICACIÓN DE LAS PRUEBAS DE ESFUERZO**

Cuando se pretende elegir una prueba de esfuerzo de entre todas las que existen o diseñar y validar alguna nueva, se debería atender a los siguientes criterios:

- Especificidad: Las pruebas pueden ser genéricas o específicas. Las primeras ofrecen información sobre la capacidad funcional de un sujeto, aunque sea de poca relevancia para la actividad o deporte que practica. Las pruebas específicas, tienen en cuenta las características biomecánicas específicas de la especialidad deportiva (considerando aspectos como la cinemática y la dinámica de la especialidad), las variables temporales, las vías energéticas implicadas, los aparatos o materiales empleados habitualmente, etc. por lo que la información que ofrecen sobre la capacidad funcional de un sujeto es de gran relevancia para la actividad o especialidad deportiva que practica.

La tendencia de la valoración funcional aplicada al rendimiento deportivo se orienta hacia la realización de pruebas específicas, siempre que la tecnología disponible lo permita [42].

- **Estandarización:** Se refiere al grado en el que los protocolos de una prueba se pueden aplicar en diferentes circunstancias y situaciones sin que se experimenten cambios en sus condiciones de aplicación. Para ello se deben identificar los factores que pueden alterar los resultados de la prueba y elaborar con detenimiento los protocolos con instrucciones detalladas de aplicación. A mayor estandarización de la prueba, mayor fiabilidad tendrá.
- **Aplicabilidad (funcionalidad):** La prueba se debe adecuar a los objetivos concretos de la valoración, a los niveles de validez, fiabilidad, etc. que se corresponden con esos objetivos, a los recursos disponibles (material, personal, tiempo, coste económico, etc.)
- **Pertinencia:** El objetivo de la prueba se tiene que corresponder en la medida de lo posible, con el objetivo fijado por el evaluador. Por ejemplo, no sería pertinente valorar el  $VO_{2máx.}$  en un lanzador de peso y sí que lo sería en el caso de un ciclista.
- **Seguridad:** Antes de elegir una prueba hay que valorar el riesgo potencial para la salud o la integridad del sujeto valorado. El estado de salud y otras variables como la edad, el nivel de condición física, determinados factores de riesgo, etc. condicionan la seguridad de una prueba. En general, las pruebas máximas son menos seguras que las submáximas, pues exigen a todos los órganos una sollicitación máxima.
- **Simplicidad:** Normalmente a mayor simplicidad, mayor aplicabilidad de las pruebas, pero menor validez. Sin embargo, cuando estas características son similares suelen escogerse las pruebas más simples. La simplicidad depende de la sencillez de ejecución para el sujeto que realiza la prueba, como de los condicionantes necesarios para que el evaluador la realice (instalación, aparatos de registro, análisis e interpretación de datos, etc.)
- **Economía:** La de los recursos necesarios para la administración y valoración de las pruebas (instrumentos, personal, material fungible, organización, gestión de datos, etc.)
- **Costo-beneficio:** Aunque el coste de las pruebas suele ser elevado, en muchas ocasiones el beneficio para el sujeto suele ser mayor. Habrá que valorar la relación entre el costo de las pruebas y el beneficio potencial o real que se deriva para el sujeto.

### 9.3 PARÁMETROS FUNCIONALES

La respuesta del organismo puede cuantificarse mediante el registro de variables como la velocidad, la potencia o la fuerza, de modo que, mediante una prueba determinada se pueden medir factores específicos fundamentales importantes para el rendimiento. Una vez medidos esos factores, se pueden evaluar para desarrollar estrategias de entrenamiento más apropiadas.

Una vez que se ha seleccionado la prueba que se va a aplicar, es importante elegir los parámetros funcionales adecuados para ser registrados y cuantificados. Su evaluación facilitará la información apropiada sobre la capacidad funcional o la adaptación fisiológica de un sujeto al ejercicio.

Los parámetros funcionales se pueden clasificar en:

- **Parámetros cardiovasculares:** como la frecuencia cardíaca, la tensión arterial, registros electrocardiográficos, etc.

- Parámetros ergoespirométricos: obtenidos del análisis de la ventilación pulmonar y el intercambio de gases durante el esfuerzo, mediante ergoespirómetros.
- Parámetros bioquímicos: análisis de lactato, hematológicos o determinaciones enzimáticas.
- Parámetros ergométricos: como la potencia, la velocidad, la pendiente, la frecuencia del gesto mecánico (ritmo, cadencia), la longitud de cada embolada o las fuerzas aplicadas sobre elementos del ergómetro, así como el trabajo mecánico efectuado y un abanico de datos cinemáticos y dinámicos asociados.
- Parámetros dinamométricos: valoran la fuerza y sus distintos componentes (elásticos, reactivos, curvas fuerza-velocidad, etc.)
- Parámetros cineantropométricos: permiten elaborar sistemas de valoración y modelos de referencia de la composición corporal, el somatotipo y la proporcionalidad.
- Otros parámetros: biopsias musculares, espectroscopia por resonancia magnética nuclear (RMN) para estudios del metabolismo muscular, la electromiografía (EMG), etc.

Esos parámetros que son la respuesta del organismo a un ejercicio, dependen fundamentalmente de factores fisiológicos, pero puesto que los músculos que participan en la actividad están implicados en diferentes sistemas de palancas y ángulos de articulación, también se tienen que tener en cuenta (identificarlos y controlarlos) los factores mecánicos.

A partir de esos datos (parámetros) obtenidos con una prueba, se puede medir:

- El potencial de energía o las distintas vías de obtención de energía, mediante las pruebas denominadas de esfuerzo (que son en las que se centra el presente trabajo):
- La fuerza y la potencia musculares, mediante las pruebas de fuerza.

Las pruebas de potencial de energía permiten medir las capacidades máximas de las distintas reacciones y vías de abastecimiento de ATP. Cuando se diseña una prueba para medir el potencial de energía de una vía metabólica, para un sujeto determinado, lo que se hace es crear una situación de rendimiento, en la que el abastecimiento de ATP sea llevado a cabo por una sola vía metabólica.

Los fundamentos del uso de unos protocolos de prueba específicos se pueden aclarar estudiando las vías metabólicas de energía y de su importancia en las diferentes situaciones de rendimiento.

## 10. VALORACIÓN DEL METABOLISMO AERÓBICO

La evaluación del metabolismo aeróbico exige unas bases metodológicas para su correcta realización, entre las que cabe destacar las siguientes:

- Explicación al sujeto que va a realizar la prueba de cómo se va a llevar a cabo y con qué objetivos (sería interesante que antes de realizar la prueba definitiva, realizara una primera prueba de familiarización, pues se han observado diferencias entre una y otra, simplemente debido al hecho de ser la primera o segunda vez que se realizaba).
- Ayuno de 2 ó 3 horas antes de la prueba.
- Número de horas de sueño apropiadas.
- Estado de hidratación adecuado.
- Evitar competir o realizar entrenamientos intensos o fatigantes al menos los dos días anteriores a la realización de la prueba.

Las pruebas para la valoración del metabolismo aeróbico pueden ser directas o indirectas.

### 10.1 MÉTODOS DIRECTOS

Las pruebas ergométricas directas para la valoración del metabolismo aeróbico son aquellas en las que se mide directamente el consumo de oxígeno mediante instrumental técnico para analizar los gases respiratorios. 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 y siguiendo un estricto protocolo maximal de incrementos de carga triangular, paulatinos y continuos.

Se debe tener en cuenta que el protocolo a seguir en el incremento de esfuerzo modifica la valoración de los datos, por lo que la duración de cada nivel de esfuerzo debe ser tan larga como sea necesaria y tan breve como sea posible. Suelen ser suficientes niveles de 1 minuto a 1 minuto y 30 segundos de duración, para pequeños incrementos de 25 a 35 W.

Entre los protocolos directos en cicloergómetro cabe destacar los siguientes:

- Balke
- Sociedad Española de Cardiología
- Hollman
- C.I.C.E.D.

Sus incrementos de carga oscilan entre 25W – 50W cada 1, 2, 3 ó 5 minutos, a partir de una carga inicial de 25W ó 50W.

Entre los protocolos directos en tapiz rodante cabe destacar los siguientes:

- Bruce
- Naughton
- C.I.C.E.D.
- Mader

En unos casos, la pendiente y la velocidad de la cinta se incrementa progresivamente cada 3 minutos (Bruce). En otros casos, la pendiente se incrementa progresivamente también cada 3 minutos pero la velocidad se mantiene constante (Naughton). En algunos protocolos la pendiente se mantiene constante al 1% y se incrementa sólo la velocidad en 1km/h cada minuto (C.I.C.E.D.) ó en 3km/h cada 5 minutos (Mader), a partir de los 8 km/h.

### 10.2 CRITERIOS PARA LA VALORACIÓN INDIRECTA EN EL LABORATORIO

Las pruebas ergométricas indirectas permiten estimar el  $VO_{2máx.}$  extrapolando la frecuencia cardíaca a dos o más ritmos conocidos de trabajo submáximo hasta una frecuencia cardíaca máxima conocida o calculada, utilizando la relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el consumo de oxígeno. Para que esa correspondencia se pueda dar, todos los sujetos deben tener una relación similar entre coste de oxígeno y respuesta de potencia (eficiencia mecánica), así como unos niveles de motivación similares. A pesar de todo, esa relación no es exacta, e implica un error predictivo, por lo que los deportistas de alto rendimiento no suelen elegir éstos métodos. No obstante, pueden ser de utilidad para aplicarlas al resto de la población y establecer

clasificaciones o programaciones. Según algunos autores [50], se puede establecer la siguiente correspondencia entre el porcentaje de frecuencia cardíaca y el porcentaje de  $VO_{2m\acute{a}x}$ , y que respectivamente es: 50%-28%; 60%-42%; 70%-56%; 80%-70%; 90%-83%; 100%-100%. Para poder estimar el  $VO_{2m\acute{a}x}$  en pruebas sobre el ergómetro para usuarios de silla de ruedas habría que determinar la ecuación que lo pronosticara, a partir de cálculos de regresión efectuados sobre muestras de sujetos de poblaciones concretas.

Las pruebas ergométricas indirectas pueden ser máximas o submáximas, Cualquier protocolo maximal puede utilizarse también como submaximal.

Las pruebas submáximas son aquellas que, partiendo de una intensidad de ejercicio ligera, alcanzan un nivel de esfuerzo predeterminado que no supera el 85% de la frecuencia cardíaca máxima teórica. Durante su realización se monitorizan diferentes variables como la frecuencia cardíaca, la intensidad de esfuerzo, etc. en función de los objetivos del estudio.

Las pruebas máximas son aquellas en las que se valora la máxima capacidad de trabajo físico del sujeto, cuya magnitud es el de la última carga completada realizada. Aunque aportan mayor información y precisión en los resultados, también implican mayor riesgo en la realización de la prueba.

Los tipos de protocolo de esfuerzo empleado pueden ser continuos (sin interrupción en la administración de la carga o registro del parámetro de referencia hasta la finalización de la prueba) o discontinuos (en las que el esfuerzo se realiza a cargas crecientes, intercalándose periodos de descanso de duración similar a cada periodo de esfuerzo). Algunas ventajas de las pruebas continuas son que incluyen el calentamiento y que requieren un rendimiento a intensidad de PAM menor del que es necesario en las pruebas discontinuas. Con los protocolos discontinuos, se puede medir rápidamente la PAM, pero para ello se debe escoger debidamente la intensidad de trabajo adecuada, lo cual suele implicar un proceso preliminar que proporcione unas bases objetivas en la elección del ritmo de trabajo, lo que requiere una prolongación excesiva del tiempo de evaluación. Además, en las pruebas discontinuas resulta difícil juzgar si se ha alcanzado la potencia aeróbica máxima porque el  $VO_2$  no presenta una estabilización relativa a fases. Una prueba con una fase continua de 8 a 12 minutos de duración, seguida por unos 5 minutos de recuperación, y por un turno de trabajo de entre 3 y 5 minutos a un ritmo de trabajo definido por la respuesta en la fase continua, permiten identificar la PAM con mayor precisión y sin necesidad de fatigar al sujeto inútilmente con un ejercicio prolongado a un ritmo de trabajo alto como ocurre con las discontinuas.

Las pruebas también pueden ser triangulares (cuando los incrementos de la intensidad de la carga son progresivos) o rectangulares (cuando las cargas son constantes durante un tiempo determinado).

El tiempo, el nivel inicial y los incrementos de los estadios deben variar según las características (peso, sexo, edad, nivel de condición física, etc.) de la población evaluada [51] y los objetivos del estudio. Por ejemplo, si la prueba se está utilizando para comparar la condición física en diferentes momentos, los estadios suelen durar 1 ó 2 minutos, sin embargo, si se está intentando pronosticar el  $VO_{2m\acute{a}x}$  los estadios deben alargarse a 2 ó 3 minutos.

Entre los Test Indirectos Submaximales en cicloergómetro se pueden citar los siguientes:

- Test YMCA (The Y's Way to Physical Fitness) (1989): registro de frecuencia cardíaca, continuo, progresivo.
- Physical work capacity (PWC-170) (1949): registro de frecuencia cardíaca y de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.
- Test de Sjostrand-Denolin o de P.W.C.-170 o Potencia Crítica-170 (1965): registro de frecuencia cardíaca, discontinuo, progresivo.

- Test de PWC-75% de frecuencia cardíaca máxima (Miyasita, 1985): registro de frecuencia cardíaca, continuo, progresivo.
- Protocolo ACSM (American College of Sports Medicine) (1984): registro de frecuencia cardíaca, continuo, progresivo.
- Test de Astrand (1970): registro de frecuencia cardíaca, continuo, rectangular.
- Test de Siconolfi (1982): registro de frecuencia cardíaca, continuo, progresivo.
- Test de Fox (1973): registro de frecuencia cardíaca, continuo, rectangular.
- Índice de Resistencia Máxima Aeróbica (IRAM) (1985): registro de frecuencia cardíaca, continuo, rectangular. También se puede realizar en tapiz rodante.

Entre los Test Indirectos Submaximales en tapiz rodante se pueden citar los siguientes:

- Prueba de carrera submáxima en tapiz rodante de George-Fisher (1993): registro de frecuencia cardíaca, continuo, rectangular.
- Test de Shepard (1969): registro de frecuencia cardíaca, continuo, rectangular.

Un ejemplo de Test Indirectos Submaximales en ergómetro específico es el siguiente:

- Normograma de Lakomi para Remoergómetro (1992): registro de frecuencia cardíaca, continuo, rectangular.

Entre los Test Indirectos Maximales en cicloergómetro podemos citar los siguientes:

- Physical Work Capacity (PWC-máx) (1949): registro de frecuencia cardíaca máxima y de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.
- Test Maximal de Balke en Cicloergómetro (1970): registro de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.
- Test Maximal de Fox en Cicloergómetro (1970): registro de intensidad de esfuerzo, discontinuo, progresivo.
- Test de Conconi para identificar la frecuencia cardíaca de umbral (1982-1989): registro de frecuencia cardíaca, continuo, progresivo. También se puede realizar en tapiz rodante o en ergómetro específico.
- Prueba de Moritani (1988): registro de frecuencia cardíaca, continuo, progresivo. También se puede realizar en tapiz rodante o en ergómetro específico.
- Test de Resistencia Maximal de Billat (1994): Valora el tiempo que es capaz de mantener la velocidad crítica (100%  $VO_2$ máx) en relación con el nivel de rendimiento.

Entre los Test Indirectos Maximales en tapiz rodante podemos citar los siguientes:

- Test de Naughton (1964): registro de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.
- Test Maximal de Balke en Tapiz rodante (1970): registro de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.
- Test de Bruce (1972): registro de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.
- Test de Leger-Boucher (1981): registro de intensidad de esfuerzo, continuo, progresivo.

El  $VO_2$  submáximo, como medida de eficiencia mecánica:

La eficiencia mecánica, destreza o economía de esfuerzo de un sujeto, puede medirse valorando la relación entre el coste de oxígeno y una respuesta de potencia determinada. Indudablemente, cuanto menor sea el coste de oxígeno para una misma



respuesta de potencia, mayor será la eficiencia mecánica del deportista. Esta información permite tener un criterio a la hora de dedicar más o menos tiempo al entrenamiento de la condición física o de la técnica.

### 10.3 CRITERIOS PARA ELABORAR PROTOCOLOS

Aunque se puede optar por reproducir un protocolo de los anteriores, también es posible elaborar un protocolo original adaptado a unas necesidades particulares. A la hora de elaborar un protocolo para la valoración del metabolismo aeróbico, se deben tener en cuenta los siguientes criterios [49]:

- 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 12 ó 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 los protocolos continuos introducen incrementos de trabajo a intervalos de 1 a 3 minutos ó incluso más, para que el sujeto pueda lograr un cierto nivel de adaptación a una carga, antes de pasar a la siguiente. De esta manera el  $VO_2$  podría alcanzar una meseta con cargas de trabajo submáximas, lo que puede ser muy útil a la hora de establecer una frecuencia cardíaca para aplicarla al entrenamiento.

En las pruebas continuas suelen emplearse de forma progresiva aumentos de la carga de trabajo entre 25 y 50W, a lo largo de cada minuto (protocolo en rampa, el cual tiene la ventaja de que alcanza la potencia aeróbica máxima con rapidez).

- 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.
- 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.

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, puede resultar útil aplicar la regla general de utilizar una carga inicial que produzca entre el 25% y el 40% de la PAM y progresar entre un 10% y un 15% en cada etapa.

#### 10.3.1 Identificación del umbral de lactato

La identificación del umbral de lactato ha sido objeto de numerosos estudios, los cuales han puesto de manifiesto la controversia acerca de la explicación del fenómeno y de la tecnología que debería emplearse en su identificación, siendo más frecuentes los puntos de discordia que de acuerdo a este respecto. La diferencia entre unas técnicas de carga y otras radican principalmente en el tiempo que el sujeto está expuesto a cada incremento o, en el ritmo al que se aplican los incrementos de

intensidad. A pesar de todos esos inconvenientes, se podrían dar las siguientes especificaciones, que debería cumplir cualquier método de identificación del umbral de lactato:

- El ejercicio utilizado debe ser específico al rendimiento en competición.
- La carga de trabajo inicial debe fijarse al 30% del  $VO_{2m\acute{a}x}$ . como mínimo, para no afectar la eficiencia del rendimiento.
- La duración de los incrementos de las cargas de trabajo empleadas serán al menos de 2 minutos de duración (entre 2 y 5 minutos). Un incremento cada 2 minutos con mediciones al minuto siguiente es un buen término medio. Cuanto más prolongados sean los incrementos, mayor confianza se podrá tener en la naturaleza constante del lactato en sangre.
- Los incrementos de la intensidad de trabajo se ajustarán en 1 MET para lograr aumentos de entre el 5% y el 8% del  $VO_{2m\acute{a}x}$ .
- Las muestras de sangre para medir el lactato en la sangre durante cada incremento de trabajo se tomarán en la yema del dedo o en el lóbulo de una oreja.
- El método de identificación del umbral láctico debe estar estandarizado, de tal modo que no se base en la interpretación del usuario.
- Relacionar el UL con la FC, velocidad de rendimiento, %  $VO_{2m\acute{a}x}$ , etc.

Según el grado de fiabilidad y la validez deseada se elegirá un protocolo, un incremento de trabajo y unos criterios para identificar el UL.

### 10.3.2 Valoración del metabolismo anaeróbico

La valoración del metabolismo aeróbico será importante para aquellos sujetos que realicen actividades que requieran una aportación importante de energía por parte de la vía anaeróbica, es decir, que realicen actividades de gran intensidad durante periodos cortos de tiempo. Las pruebas en el laboratorio para valorar el metabolismo anaeróbico, tendrán la importancia oportuna siempre que simulen el modo real de ejercicio e impliquen los grupos musculares utilizados en el ejercicio, de ahí la necesidad de construir equipos de medición específicos. Para un mejor estudio de las pruebas de valoración del metabolismo anaeróbico se han agrupado en:

- Capacidad anaeróbica aláctica
- Potencia anaeróbica aláctica

La duración de estas pruebas anaeróbicas suele ser como máximo de 10 segundos, siendo algunas más cortas, en concreto, las que pretenden valorar la potencia de esta vía, como, por ejemplo, la respuesta de potencia máxima en 1 segundo.

Una de esas pruebas que valoran el metabolismo anaeróbico aláctico es la “prueba Québec de 10 segundos”. La prueba consiste en tres intentos máximos de 10 segundos, separados por un periodo de 10 minutos, sobre un cicloergómetro. Para el mejor de los rendimientos en las tres repeticiones de 10 segundos, se determina el resultado de la potencia en vatios o en vatios por kilogramo de peso corporal, del segundo en el que la respuesta de potencia haya sido más alta. También se puede valorar un índice de cansancio o declive de la potencia, que se podría definir como la proporción del último segundo de respuesta de potencia dividido por el segundo en que la respuesta de potencia sea más alta.

A partir de la introducción de algunas modificaciones se obtienen diferentes pruebas que también valoran el metabolismo anaeróbico aláctico sobre cicloergómetro. Por ejemplo, Pirnay y Crielaard (1979) propusieron un test consistente en 4 ó 5 esprints en cicloergómetro de unos 10 segundos de duración, considerando como potencia anaeróbica aláctica el valor máximo de potencia desarrollada durante el mejor esprint. Otros autores [52] acortaron la duración de la prueba, introduciendo la carga a los 2-3 segundos del inicio del pedaleo y finalizando

a los 6 segundos o cuando la potencia desarrollada empezaba a disminuir. Los sprints se repiten 7 u 8 veces por sesión, tras una pausa que permita la recuperación completa (al menos 10 minutos).

Otra forma de valorar el metabolismo anaeróbico aláctico es mediante las pruebas isocinéticas máximas, que se pueden diseñar para que permitan computar la potencia máxima, la respuesta total de trabajo a lo largo de toda la duración de la prueba, o diferentes índices de cansancio o indicadores de disminución de potencia.

### **10.3.3 Pruebas que valoran la potencia anaeróbica láctica**

La duración de estas pruebas oscila entre 20 y 50 segundos y en todas ellas la intensidad del ejercicio es máxima. Estas pruebas permiten medir:

- La respuesta total de trabajo.
- La respuesta de potencia máxima en los primeros segundos de la prueba.
- La respuesta media de potencia.
- La respuesta de potencia en el momento del agotamiento o durante los últimos segundos de la prueba.

Una de las pruebas más utilizadas en este sentido ha sido la “prueba de Wingate de 30 segundos” que consiste en desarrollar la máxima potencia posible sobre un cicloergómetro durante 30 segundos. Esta prueba permite obtener la siguiente información:

- La potencia media (respuesta de trabajo medida en un periodo de 30 segundos).
- La potencia máxima (respuesta más alta de potencia medida en un periodo de 5 segundos)
- Índice de fatiga: Diferencia entre la potencia máxima y la respuesta de potencia más baja durante 5 segundos, dividida por la potencia máxima.
- Disminución de la potencia.

Otra de las pruebas utilizadas para valorar la potencia anaeróbica aláctica sobre cicloergómetro es la “prueba de De Bruyn-Prévost de carga constante”, que puede servir de ejemplo de las pruebas que implican trabajar hasta el agotamiento con una respuesta de potencia constante o casi constante. El procedimiento de la prueba consiste en fijar una carga de trabajo y una cadencia de pedaleo para los hombres (400W entre 124 y 128 rpm) o para las mujeres (350W entre 104 y 108 rpm), produciéndose un incremento de la potencia desde 50W hasta la carga predeterminada en 5 segundos. Cuando el individuo no puede mantener la cadencia de pedaleo prefijada se da por terminada la prueba. Se contabiliza el tiempo total, que es la duración total hasta el final de la prueba y el tiempo de retraso, que es el tiempo que necesita en alcanzar la cadencia de pedaleo exigida. Al dividir el tiempo total por el tiempo de retraso, se obtiene un índice, que junto con el lactato en sangre al acabar el ejercicio son los parámetros evaluados.

Pruebas isocinéticas máximas: Las pruebas anaeróbicas para valorar la potencia anaeróbica láctica, se pueden adaptar a las necesidades de las personas que realizan la valoración, utilizando un equipo isocinético.

Se pueden diseñar pruebas específicas para valorar la potencia anaeróbica láctica basándose en unos principios similares a los de la prueba de Wingate de 30 segundos, con unos objetivos similares, siempre que la duración de la prueba oscile entre 20 y 50 segundos.

### **10.3.4 Pruebas que valoran la capacidad anaeróbica aláctica**

La duración de estas pruebas oscila entre 60 y 120 segundos y en todas ellas la intensidad del ejercicio es máxima. Una de esas pruebas que puede servir de ejemplo es la “prueba Québec de 90 segundos”, que se realiza sobre cicloergómetro y que

consiste en 90 segundos de rendimiento máximo pedaleando sentado. Se evaluará la respuesta de potencia más alta en 5 segundos, el declive de potencia a lo largo del tiempo. Además, se pueden obtener índices de fatiga muy útiles por medio de la proporción de respuesta de trabajo total entre los tres tercios de la prueba. Entre el primero (de 0 a 30 segundos) y el segundo (de 30 a 60 segundos), o el tercero (de 60 a 90 segundos).

En general, cuando se diseña una prueba, se deben tener en cuenta sus características cualitativas, como por ejemplo la fiabilidad entre prueba y repetición para la respuesta de trabajo (total o relativa al peso corporal), el error técnico alcanzado y qué coeficiente de variación para las reproducciones produce.

Otra prueba similar es la prueba máxima de 120 segundos [53] que también se realiza sobre cicloergómetro. El sujeto debe pedalear tan rápido como le sea posible, sin levantarse del sillín, durante 120 segundos, sin haber sido informado de la duración exacta de la prueba. Se evalúa el trabajo total producido durante la prueba y la respuesta de trabajo máximo durante los primeros 6 segundos.

También se pueden desarrollar pruebas isocinéticas máximas o pruebas específicas a un deporte que duren entre 60 y 120 segundos para valorar la capacidad anaeróbica láctica. Por ejemplo, recorrer patinando tan rápido como le sea posible al sujeto una distancia de 18,3 m doce veces, es decir, seis veces ida y vuelta con arranques y paradas rápidos.

En general, la evaluación de la capacidad y potencia anaeróbica de un sujeto es una tarea muy compleja, y aún lo es más interpretar los datos y aplicarlos al entrenamiento. Es una evaluación interesante sobretodo para los deportistas cuya prueba de competición sea predominantemente anaeróbica. En las pruebas de rendimiento anaeróbico se puede evaluar la cantidad de trabajo mecánico que puede ser realizado en un tiempo determinado (10, 30 ó 90 segundos) o bien, el tiempo que se necesita para realizar una determinada cantidad de trabajo predominantemente anaeróbico. Otra cuestión decisiva para que las mediciones de potencia y capacidad anaeróbicas sean precisas es disponer de ergómetros adecuados, calibrados con precisión y regularidad.

## 11. CONCLUSIONES

De todo lo expuesto anteriormente en la descripción de la fisiología del ejercicio podemos concluir que el metabolismo energético muscular se compone de dos fases, anabolismo, que realiza la síntesis de las sustancias complejas, y catabolismo, que obtiene energía degradando moléculas energéticas.

El cuerpo humano sólo utiliza ATP como fuente de energía para la actividad muscular, teniendo capacidad para almacenar solamente una cantidad pequeña de esta sustancia. La degradación de ATP a ADP para conseguir energía, va seguida de una resintetización o fosforilación que suministra nuevo ATP a las células a partir del ADP. Existen tres mecanismos especializados para la fosforilación según la intensidad y duración del esfuerzo que se debe realizar, que son conocidas como vías energéticas, pues son los conductos mediante los que las fibras musculares reponen los niveles de ATP. Cada una de estas vías permite alcanzar un suministro de ATP diferente durante un tiempo diferente y se activan con ciertos retardos desde el inicio del esfuerzo físico.

La vía anaeróbica aláctica proporciona la máxima cantidad de ATP pero durante un tiempo muy limitado, siendo la utilizada en las actividades explosivas de corta duración. La disponibilidad de ATP es instantánea y permite desarrollar la potencia máxima del individuo.

La vía anaeróbica láctica es capaz de proporcionar una cantidad alta de ATP pero durante un tiempo moderado, produciendo, además, sustancias residuales que

limitan la actividad muscular. Esta vía tarda unos pocos segundos en activarse desde el inicio de actividad muscular.

La vía oxidativa aeróbica proporciona una cantidad moderada de ATP pero por tiempo ilimitado, sin afectar especialmente al rendimiento muscular. La activación de esta vía se realiza algunos segundos después del inicio del esfuerzo.

Para cada una de estas vías podemos determinar dos parámetros, potencia, como la máxima producción de energía por unidad de tiempo, y capacidad, como el máximo periodo de tiempo que se puede utilizar dicha vía.

Las características personales de cada individuo, entre las que podemos citar el sistema cardiopulmonar, el máximo consumo de oxígeno, la ventilación pulmonar, el gasto cardíaco, producción, eliminación y tolerancia al lactato, la composición del tejido muscular, etc. condicionan la utilización de las diferentes vías energéticas, y, por lo tanto, su interacción es la que dota a cada individuo de una capacidad funcional determinada.

Conocer y medir el estado físico supone cuantificar magnitudes biomecánicas como la velocidad que se puede alcanzar en el ejercicio, la potencia desarrollada, frecuencia cardíaca, máximo consumo de oxígeno, etc. para cada una de las vías energéticas, a partir de lo cual se puede valorar la capacidad del individuo para una actividad física concreta con unos requerimientos específicos de una o todas las vías energéticas.

Esto se realiza mediante pruebas de esfuerzo específicas que demandan condiciones de desarrollo adecuadas a la vía energética que se desea activar y cuantificar. Estas pruebas específicas son conocidas como protocolos, de los cuales se han propuesto un conjunto extenso según los diferentes autores y el objetivo perseguido con la medida. La ejecución del mismo protocolo permite comparar los resultados obtenidos de diferentes individuos en diferentes localizaciones.

Un ergómetro de aplicación general debe permitir realizar todos los protocolos, los más usuales o estandarizados de forma preprogramada y los restantes permitir que se puedan programar en el momento de la prueba de esfuerzo.



# CAPÍTULO 3

---

## DISEÑO Y DESARROLLO DEL ERGÓMETRO ERGOCHAIR

---

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. ESTUDIO Y CARACTERIZACIÓN .....	1
2.1 Estudio dimensional de las sillas de ruedas .....	1
2.2 Variables a medir .....	5
2.3 Condiciones de trabajo .....	7
3. CARACTERÍSTICAS DE ERGOCHAIR .....	7
3.1 Características mecánicas .....	8
3.2 Características eléctricas .....	8
3.3 Características funcionales .....	10
4. ARQUITECTURA GENERAL .....	10
4.1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO .....	10
4.2 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL .....	16
4.2.1 Caracterización de componentes electromecánicos .....	18
4.2.2 Métodos de medida .....	23
4.2.3 Sistema microcontrolado .....	30
4.2.4 Consola de programación y visualización .....	36
4.3 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE ALMACENAMIENTO Y ANÁLISIS .....	39
4.4 PERIFÉRICO DEL SISTEMA ERGOCHAIR .....	41
4.4.1 Interfaz de usuario táctil .....	41
4.4.2 Interfaz de usuario del módulo HMI para ErgoChair .....	46
5. CONCLUSIONES .....	52





## 1. INTRODUCCIÓN

Conocidas las bases fisiológicas del ejercicio, las características de las pruebas de esfuerzo y los ergómetros que habitualmente se utilizan para ejecutar dichos test, se pasará a describir el ergómetro adaptado para silla de ruedas, denominado ErgoChair, que se ha diseñado y construido.

En primer lugar, se realizará un estudio de las sillas de ruedas que existen en el mercado, con el objetivo de determinar las dimensiones del ergómetro y el sistema que permita absorber el movimiento de las ruedas motrices sin desplazamiento de la silla.

En segundo lugar, se estudiará cuales son las variables fisiológicas que se deberán medir y qué rango de medida es el más adecuado para cada una de ellas. También se deducirán y se especificarán los modos de trabajo que se desean implementar para configurar los test.

Seguidamente, se establecerán las características deseadas para el sistema ergométrico. Se distinguirá entre las características mecánicas, eléctricas y funcionales.

Por último, se describirá la arquitectura adoptada. La exposición se realizará diferenciando varios bloques: el sistema mecánico, los métodos de medida, los modos de funcionamiento, el sistema microcontrolador que ejecutará el control del sistema y el interfaz de usuario diseñado para la consola de programación y visualización.

ErgoChair también puede ser conectado a un PC en el que se ejecute un programa de captura, almacenamiento, representación, análisis de resultados y programación de los test. Esta aplicación se denomina ErgoPC y está realizada en entorno Visual. Presenta un entorno intuitivo que integra todas las funciones necesarias para la ejecución y visualización de test.

Por último, se describirá el periférico que complementa el sistema: un interfaz de usuario táctil (ErgoTouch). Éste permite realizar la programación y control mediante una pantalla táctil en un entorno gráfico, que también permite presentar en formato gráfico el desarrollo de los test.

## 2. ESTUDIO Y CARACTERIZACIÓN

Se han de iniciar los trabajos con un estudio previo de los aspectos fundamentales que condicionarán las decisiones en el proceso de diseño: tipos y dimensiones de las sillas de ruedas, variables de interés a medir y modos de trabajo óptimos para realizar los tests.

El primer aspecto condicionará el diseño mecánico del ergómetro tanto en las formas y dimensiones máximas, como en los materiales de cada uno de los elementos mecánicos individuales.

El segundo aspecto determinará cuales son las variables que se desean medir, establecerá el rango de cada una de ellas e, incluso, orientará en la elección de las alternativas de diseño de los sistemas de medida y control.

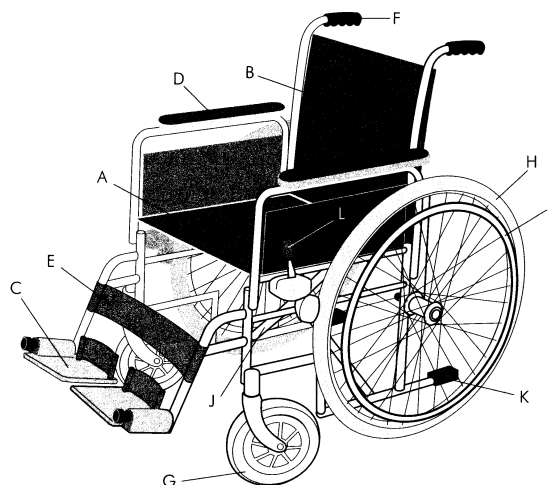
El tercer aspecto definirá el sistema electrónico de control y el interfaz de usuario adecuado para la interacción con ErgoChair.

### 2.1 ESTUDIO DIMENSIONAL DE LAS SILLAS DE RUEDAS

Dado que existen multitud de tipos de sillas de ruedas, cada una de ellas potenciando algunas prestaciones o facilitando especialmente las limitaciones de usuarios concretos, se ha de realizar un estudio previo de los tipos existentes, ver sus

características más relevantes y determinar las características mecánicas del ergómetro para que se adapte al mayor tipo de sillas comercializadas.

Para conocer la estructura básica podemos tomar como modelo la denominada normalmente “silla manual convencional” [3, 5], cuya imagen se presenta en la figura 3.1.



**FIGURA 3.1 Componentes de una silla de ruedas, (A) asiento, (B) respaldo, (C) reposapiés, (D) reposabrazos, (E) reposapiernas, (F) mangos de empuje, (G) ruedas giratorias, (H) ruedas propulsoras, (I) aros propulsores, (J) barras de cruceta, (K) barras de inclinación**

La construcción de sillas de ruedas no es una actividad descontrolada ni dejada a la discreción de los industriales. Por ejemplo, la Organización Internacional de Normalización (ISO) ha realizado una clasificación de las diferentes sillas de ruedas basada en el sistema de propulsión empleado y que se resume en la tabla 3.1.

Código	Descripción
12.21.03	Sillas de ruedas manejadas por acompañante
12.21.06	Sillas de ruedas bimanuales impulsadas por ruedas traseras
12.21.09	Sillas de ruedas bimanuales impulsadas por ruedas delanteras
12.21.12	Sillas de ruedas bimanuales impulsadas mediante palancas
12.21.15	Sillas de ruedas manuales de conducción monolateral
12.21.18	Sillas de ruedas manejadas por el pie
12.21.21	Sillas de ruedas con motor manejadas por acompañante
12.21.24	Sillas de ruedas con motor eléctrico y dirección manual
12.21.27	Sillas de ruedas con motor eléctrico y dirección asistida
12.21.30	Sillas de ruedas con motor de combustión

**TABLA 3.1 Clasificación de las silla de ruedas según ISO.**

De manera menos rigurosa se pueden dividir las sillas de ruedas en tres grandes grupos: manuales, eléctricas y especiales.

Dentro de cada uno de estos grupos se encuentran, a su vez, diferentes tipos, cuyas características principales se presentan en la tabla 3.2.

Grupo	Tipo	Descripción	Uso
Sillas manuales	Manuales estándar	Chasis en acero, plegables por barras en cruceta y asiento tipo hamaca.	Usuarios con movilidad en miembros superiores.
	Manuales ligeras	Chasis de material ligero, rodamientos de precisión y neumáticos de perfil estrecho.	Usuarios con poca fuerza en los brazos o con vida muy activa.
	De acompañante	Sin aros propulsores y con ruedas de menor diámetro.	Usuarios sin capacidad de autopropulsión.
	Manejadas por las ruedas delanteras	Ruedas y aros propulsores situados en la parte delantera.	Mejor maniobrabilidad y estabilidad.
	Manejadas por manivelas	Sistema de propulsión y dirección tipo bicicleta.	Para desplazamiento largos.
	Manejadas por palancas	Sustitución de los aros propulsores por palancas. Ruedas traseras más pequeñas.	Usuarios con funciones motoras limitadas.
	Conducción monolateral	El eje rígido permite ser impulsada en un único punto, mediante aro o palancas.	Usuarios hemipléjicos o amputados.
	Manejadas por el pie	Chasis más bajo que permite apoyar el pie en el suelo.	Usuarios que mantengan alguna funcionalidad en miembros inferiores.
	Para amputados	Centro de gravedad desplazado para aumentar la estabilidad.	Usuarios con miembros inferiores amputados.
	Para el deporte	Optimizadas para el tipo de deporte.	Deporte adaptado.
Sillas eléctricas	Dirección asistida	Incorporan control electrónico de tracción y dirección.	Usuarios con grandes limitaciones en los miembros superiores.
	Dirección manual	Tipo SCOOTER, con manillar de dirección y control de velocidad.	Usuarios que requieren grandes desplazamientos.
Sillas especiales	Para niños	Similares a las sillas de paseo de bebés.	Para traslados cortos.
	Respaldo reclinable	El respaldo es abatible.	Usuarios que necesiten cambiar de postura.
	Soporte basculante	Se mueven solidarios respaldo, asiento y reposapiés sin variar la postura del usuario.	Usuarios que necesiten cambiar de postura.
	De verticalización	Asiento y respaldo permiten llevar al usuario hasta posición erguida.	Para aumentar el alcance en altura.

**TABLA 3.2 Clasificación de la silla de ruedas según tipo.**

Estas clasificaciones dejan claro la diversidad de modelos que pueden existir. Lógicamente, algunas de ellas no se tendrán en cuenta en el estudio, pues por su propia naturaleza no tiene sentido que se utilicen en el ergómetro. Entre ellas, las sillas eléctricas y la mayor parte de las especiales. Si se desea que el ergómetro acepte cualquier tipo de silla, se debe extraer de todas ellas las características comunes y significativas para el diseño.

Un aspecto más que debe tenerse en cuenta es el espacio que necesita el sistema usuario-silla para poder desplazarse con mínima comodidad. Este espacio depende de dos factores: las medidas del usuario y las distancias que hay que respetar para

realizar una adaptación correcta entre silla y usuario. En la figura 3.2 podemos ver las medidas del cuerpo del usuario que son significativas para la selección de la silla.

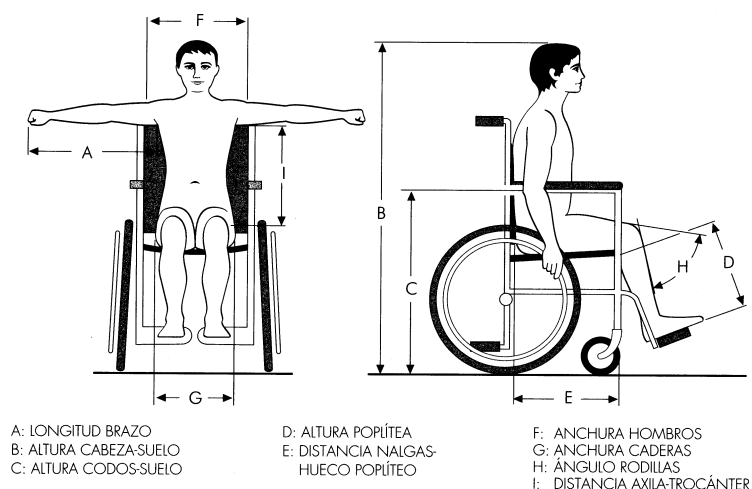


FIGURA 3.2 Dimensiones antropométricas aplicadas en sillas de ruedas.

Idealmente, las medidas concretas del usuario son la referencia que se deben tener en cuenta para elegir la silla de ruedas más adecuada. En la figura 3.3 se indican las dimensiones relativas que debe tener una silla manual convencional respecto del cuerpo del usuario para estar correctamente adaptada. Las dimensiones concretas de la silla deben ser las obtenidas al aplicar las distancias de adaptación sobre las medidas antropométricas. Este proceso se debe realizar para obtener una adaptación perfecta silla-usuario. Si así se hace, cada discapacitado necesitará una silla con dimensiones personalizadas, con costes elevados y dificultades de acceso a ella. La fabricación y comercialización de sillas de ruedas no se realiza habitualmente de forma personalizada, sino que existen modelos comerciales de características y medidas concretas. Estas son las más populares y en base a sus dimensiones se diseñará el chasis y los componentes mecánicos de ErgoChair.

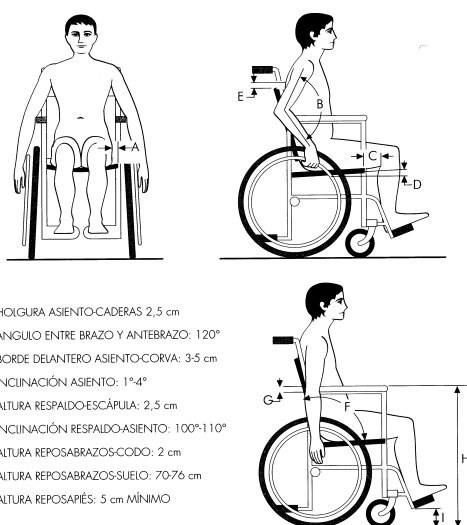


FIGURA 3.3 Valores recomendados para una correcta adaptación.

En la tabla 3.3 se presentan las dimensiones significativas para el diseño mecánico de las sillas de ruedas más usuales.

Actividad	Modelo silla						
	Baloncesto				Paseo	Atletismo	Tenis
Medidas (cm)	IM ROJA	IM VERDE	RGK	AKROSS	SOPUR	INVACARE	SOPUR
Largo	90	86	86	65	94	180	
Ancho	74	64	70	80	57	82	75
Ancho R.P.	39	41	18	43	46	0	
Asiento	38	38	40	37	37	49	

TABLA 3.3 Dimensiones de las sillas de ruedas más habituales.

El valor más importante es el ancho entre ruedas, pues fija la longitud de los elementos que permitan el giro de las ruedas sin desplazamiento de la silla. Como se aprecia tiene un rango de valores relativamente grande, por lo que será necesario tomar un valor y una forma física que permita la ubicación de cualquiera de ellas.

## 2.2 VARIABLES A MEDIR

En primer lugar, es necesario determinar las variables que son relevantes en las medidas del ergómetro a desarrollar. Tanto si se destinara a valoración funcional como a rehabilitación o entrenamiento, las variables que se necesitan medir y/o controlar son: velocidad, potencia, pendiente y frecuencia cardíaca (FC).

De estas variables, las tres primeras deberían ser programables antes de ejecutar el test y controlables durante la ejecución del mismo, ya que van a permitir ajustar la carga de trabajo durante el test. La FC es la variable dependiente y representa la respuesta orgánica al esfuerzo, que debe ser registrada sin posible control.

Contar con la posibilidad de controlar estas tres variables y monitorizar el ritmo cardíaco es la base de cualquier prueba ergométrica, bien se lleve a cabo con el objetivo de observar la respuesta cardíaca frente al esfuerzo físico, determinar el consumo de oxígeno ( $\text{VO}_2$ ) o determinar los diferentes umbrales o ritmos y velocidades sostenibles.

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, electrocardiógrafo, analizador de gases, analizador de lactato, etc.)

La inclusión de la frecuencia cardíaca como variable integrada supone aportar un dato muy útil y familiar para la mayor parte de los usuarios, en base a la cual (según se explicó en el capítulo 2) pueden realizarse estimaciones sumamente útiles como la determinación de los umbrales aeróbico y anaeróbico o la máxima velocidad (o nivel de potencia) estable sostenible durante periodos determinados de ejercicio.

Existen muchas fuentes de datos de donde extraer los rangos para cada una de estas magnitudes, tablas de marcas deportivas en pruebas paralímpicas, límites fisiológicos fijados por la bibliografía médica, estudios específicos para usuarios de sillas de ruedas [54, 55, 56, 57].

En la tabla 3.4 se presentan los valores medidos para la potencia y la frecuencia cardíaca en atletas de elite [57]. Se resumen los datos correspondientes a atletas de ambos sexos, de distintos grados de discapacidad (clase) y para diferentes tiempos de actividad física.

Sujetos	Clase	Sexo	Edad	Potencia (W)	Pot. 30" (W)	Pot. 5" (W)	Pot. pico (W)	FC (lpm)
3	T-51	V	30,7±8	22±9	23±4	32±10	84±38	112±8
4	T-52	V	29,5±7	51±17	68±9	89±12	211±39	126±24
8	T-53	V	31,4±3	86±21	100±16	127±19	283±38	162±16
23	T-54	V	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 3.4 Valores de potencia y FC para corredores en silla de ruedas.

Los datos de velocidad que se puede alcanzar en silla de ruedas se pueden extraer de los récords de los Juegos Paralímpicos celebrados en las últimas ediciones. La tabla 3.5 resume los datos de las pruebas de 800 m.

Año	Edición	Tiempo	Velocidad (m/s)
1984	Los Ángeles	2' 26,88"	5,44
1988	Seúl	2' 0,93"	6,61
1992	Barcelona	1' 44,83"	7,63
1996	Atlanta	1' 41,76"	7,86
2000	Sydney	1' 38,02"	8,16

TABLA 3.5 Valores de velocidad en las prueba de 800 m.

Dado que se desea un sistema ergométrico de amplia capacidad de aplicación se establecen los rangos para cada magnitud en los valores mínimo y máximo de los encontrados en la bibliografía consultada más un cierto margen (~25%) que permita medir en todas circunstancias. En la tabla 3.6 se presentan resumidos los valores mínimo y máximo fijado para cada una de las magnitudes biomecánicas de interés.

Magnitud	Mínimo	Máximo	Unidad
Potencia	0	500	W
Velocidad	0	11,1	m/s
F.C.	50	200	lpm

TABLA 3.6 Valores mínimos y máximos para las variables biomecánicas.

Por último, y aunque no tiene implicación directa en el proceso de medida, se presenta la frecuencia de los ciclos de impulso que se han medido en distintas competiciones sobre silla de ruedas. Conocer los valores de la frecuencia de los ciclos de impulso permitirá justificar el método de medida adoptado. En la tabla 3.7 se resumen los datos correspondientes a 8 atletas de 2 especialidades, velocistas y fondistas [54].

	1	2	3	4	5	6	7	8	Media	Unidad
Velocistas	90,0	127,6	72,3	93,7	113,2	98,3	76,9	142,8	101,8	ciclos/min
Fondistas	61,8	109,1	120,0	98,3	80,0	76,9	76,9	109,1	91,5	ciclos/min

TABLA 3.7 Valores de frecuencia de ciclos de impulso para velocistas y fondistas.

## 2.3 CONDICIONES DE TRABAJO

Por condiciones de trabajo se entiende la forma en que el usuario debe realizar el esfuerzo físico durante la prueba en el ergómetro, es decir, la forma de aplicar las cargas de trabajo. En el capítulo 2 se han descrito las pruebas de esfuerzo más habituales y las condiciones de prueba que requieren.

ErgoChair debe de ser capaz de configurar condiciones de trabajo que permitan efectuar cualquiera de estas pruebas de esfuerzo, adaptadas convenientemente a los usuarios de silla de ruedas.

De los métodos directos de medida 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.

Por otra parte, un escenario habitual para el desplazamiento en silla de ruedas es sobre rampas. 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 fijado.

Por último, un modo de trabajo que no se deduce de las pruebas de esfuerzo estudiadas, pero que ha sido considerado interesante, es el que se ha denominado pasivo. En este modo el usuario no debe realizar esfuerzo físico, aunque si se mueven las ruedas. La justificación de este modo es doble. En aplicaciones de rehabilitación permite enseñar el gesto de impulso, ayudar al movimiento en sujetos con el tren superior muy afectado, etc. En aplicaciones deportivas o de pruebas de esfuerzo, permite periodos de recuperación sin perder el movimiento, calentamiento, etc.

En resumen, las condiciones de trabajo serán cuatro: a potencia constante, a velocidad constante, a pendiente constante y pasivo.

## 3. CARACTERÍSTICAS DE ERGOCHAIR

Los ejemplos encontrados de ergómetros adaptados a silla de ruedas que permiten el acceso a discapacitados con su propia silla, se basan en una plataforma y uno o dos rodillos que absorben el movimiento de las ruedas motrices y aplican el par resistente. Esta estructura se considera adecuada por su simplicidad, robustez y posibilidad de construcción y se adopta como diseño mecánico base.

Se desea dotar a Ergochair de un conjunto de características tal que permitan su utilización en cualquier test y por personas sin formación especializada. Partiendo de este objetivo general, se fijan las características del ergómetro en las siguientes:

- Dimensiones reducidas.
- Ligero y transportable.
- Accesibilidad autónoma para usuarios discapacitados.
- Utilización de la propia silla de ruedas.
- Programación y control fácil y amigable.
- Protocolos preprogramados y personalizados.

- Modos de funcionamiento variados.
- Medición precisa de velocidad, potencia y frecuencia cardiaca de forma integrada.
- Comunicación con PC para control, almacenamiento y tratamiento de datos en entorno amigable.
- Modularidad y escalabilidad que permitan diferentes configuraciones según las necesidades de la aplicación.
- Polivalente, con posibilidad de uso en rehabilitación, medida de la discapacidad y rendimiento deportivo.
- Coste razonable.

A partir de estas características generales y del estudio anterior, se fijarán las características mecánicas, eléctricas y funcionales que debe cumplir el sistema ergométrico y que se describen en los siguientes apartados.

### 3.1 CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS

El sistema mecánico consistirá en un elemento estructural sobre el que se dispondrán los elementos que absorban el movimiento de las ruedas, soporten y anclen la silla y permitan el acceso de ésta. Además, permitirá alojar los circuitos electrónicos y dar soporte a los elementos de visualización y programación. Las características más concretas que debe cumplir son:

El elemento de absorción debe facilitar el acceso y posicionado de la silla. La solución más óptima se ha considerado que es la de dos rodillos en paralelo, pues la silla se sitúa fácilmente ayudada por la curvatura de ambos rodillos y aporta la máxima estabilidad.

El ergómetro debe ser transportable, por lo que se construirá en dos partes: una rampa de acceso y una plataforma de soporte de la silla. El material a utilizar, siempre que sea posible, será aluminio.

Para poder acceder sin ayuda externa, la rampa de acceso no debe superar el 12%, esto limita la altura máxima de la plataforma en función de la rampa que se deba utilizar. Valores que se han visto adecuados son una altura de 12 cm. y una longitud de 100 cm.

Las dimensiones de la plataforma que soporte la silla serán ajustadas a la planta que tenga la silla más grande. Para permitir un cierto margen en la ubicación de la silla se ha tomado como longitud de los rodillos 100 cm. La distancia entre los puntos de apoyo de las ruedas motrices y las ruedas giratorias está sobre los 50 cm. Por lo tanto, el ancho adecuado de la plataforma es de 60 cm.

### 3.2 CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS

El circuito electrónico que realice el control del ergómetro debe dotar a ErgoChair de todas las características que la tecnología electrónica es capaz de ofrecer actualmente para un equipo de este nivel. Así, debe permitir la conexión a otros equipos para compartir datos y funciones; codificar la información para que se pueda intercambiar con facilidad; suministrar y ofrecer servicios de alto nivel y, en general, facilitar la comunicación. El interfaz de usuario debe ser intuitivo y guiado por menús para facilitar la utilización por parte de cualquier persona. En este sentido, es conveniente ofrecer una Interfaz Gráfica de Usuario (GUI) que mejore la accesibilidad, más teniendo en cuenta que algunos de los usuarios pueden presentar serias limitaciones de digitación.



Sin olvidar, lógicamente, que las funciones de medida de las variables biomecánicas deben de realizarse con precisión y el control de las condiciones de test debe de ser flexible y robusto.

Un microprocesador o un microcontrolador, mediante los periféricos adecuados, puede realizar la adquisición de las magnitudes biomecánicas y presentar un entorno de manejo más abstracto y cómodo de utilizar. Por facilidad de conexión de periféricos, disponibilidad de herramientas de programación y economía, la elección más óptima es un microcontrolador. Además, puede integrar en el mismo chip los periféricos de adquisición y control (convertor ADC, PWM, puertos de comunicaciones, etc.)

Se diferenciarán dos niveles en la circuitería, según la función que realicen: adquisición y control e interfaz de usuario.

El sistema de adquisición y control deberá realizar la captura y presentación de datos en tiempo real, con una frecuencia de muestreo adecuada a las características de la señal. El control de las condiciones de prueba se realizará en lazo cerrado, a partir de las magnitudes medidas, consiguiendo la mayor precisión en el control. Los rangos de las variables a medir se han establecido en el apartado 3.2. En la tabla 3.8 se resumen las características del sistema de medida.

Variable	Rango	Resolución	Unidades	Frecuencia actualización
Potencia	0 a 500	1	W	1 Hz
Velocidad	0 a 11,1	0,1	m/s	1 Hz
F.C.	50 a 200	1	lpm	1 Hz

**TABLA 3.8 Rangos, resoluciones y frecuencia de actualización para las variables medidas.**

El interfaz de usuario es el elemento que aporta más facilidades para programar los test y visualizar los resultados. Un diseño cuidado es fundamental para conseguir de ErgoChair las máximas prestaciones. Teniendo en cuenta las características deseadas de modularidad, escalabilidad y entorno amigable, se ha optado por dividir el interfaz de usuario en tres niveles: la consola de programación y visualización, el sistema de almacenamiento y análisis y el panel táctil.

La consola constituye el interfaz más simple. Forma parte integrada de ErgoChair y debe permitir acceder a todas las funciones pero con los mínimos recursos de entrada y salida. Se realizará mediante un display LCD alfanumérico, un teclado y algunos elementos de señalización ópticos y acústicos.

El sistema de almacenamiento y análisis constituye el interfaz de mayor posibilidades de representación y conectividad. Se implementará como un programa para PC que se comunique mediante un bus serie con ErgoChair. Debe ofrecer en un entorno gráfico las máximas funciones posibles de representación de datos, almacenamiento, programación y análisis. También, será la puerta a funcionalidades ampliadas de accesibilidad, utilización de tecnologías de las telecomunicaciones, etc.

Por último, el panel táctil es un periférico que se podrá conectar opcionalmente a ErgoChair y permitirá ampliar la accesibilidad al ofrecer un GUI de alta calidad y baja complejidad. Su objetivo principal es facilitar la programación y visualización de resultados a usuarios con limitaciones sensoriales.

### 3.3 CARACTERÍSTICAS FUNCIONALES

Los circuitos electrónicos caracterizados en el apartado anterior realizarán todas las funciones de medida, programación, control y visualización.

El circuito de adquisición y control deberá realizar cinco funciones básicas: digitalizar las variables biomecánicas, convertirlas a las unidades correspondientes, calibrar el par resistente por rodadura, ajustar las condiciones de trabajo y gestionar las comunicaciones.

Por su parte, el interfaz de usuario de la consola debe de realizar cinco funciones básicas: adquirir los datos del usuario, programar el protocolo, gestionar la ejecución del protocolo, presentar las variables medidas y señalar los estados de trabajo.

El sistema de almacenamiento y análisis deberá realizar las mismas funciones que la consola más la representación gráfica de las variables, almacenar en disco los resultados, editar resultados anteriores, diseñar y almacenar protocolos y el telecontrol.

Por último, el panel táctil realizará las mismas funciones que la consola más la representación gráfica de los resultados de los test.

## 4. ARQUITECTURA GENERAL

Para facilitar la implementación, el diseño y construcción del sistema ergométrico se basó en el desarrollo de cuatro subsistemas, un sistema mecánico, un sistema de control, un sistema de almacenamiento y análisis y el periférico opcional. Los dos primeros forman el ergómetro básico que puede funcionar de forma autónoma. La figura 3.4 muestra la arquitectura general del sistema.

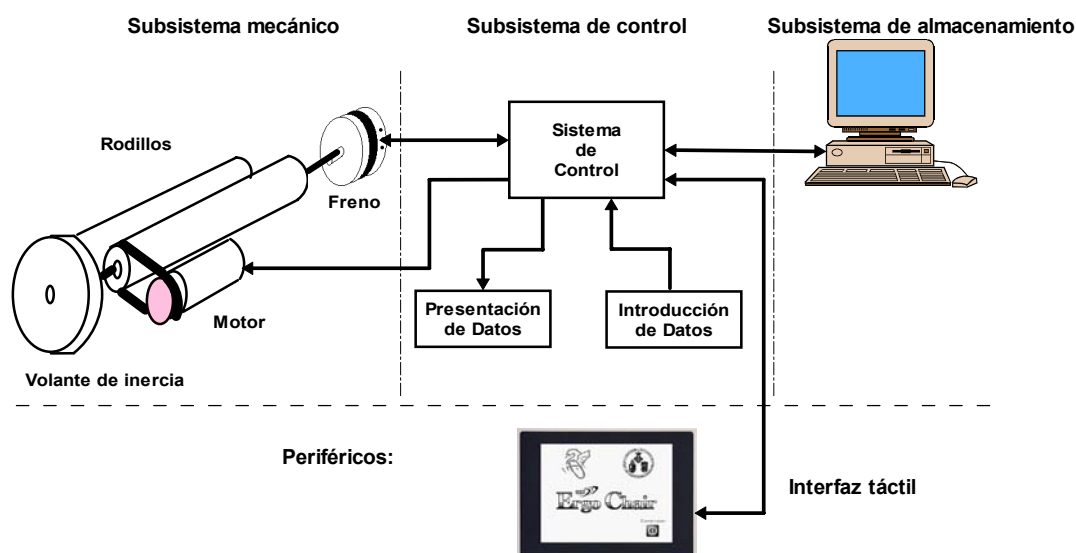


FIGURA 3.4 Arquitectura general de ErgoChair.

En los siguientes apartados se describirán con detalle cada uno de estos subsistemas.

### 4.1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

Como ya se ha indicado, el ergómetro se basa en una pareja de rodillos sobre los que apoyan las ruedas propulsoras de la silla, un alternador encargado de aplicar el

par de frenado necesario y un sistema microcontrolado que realiza el control, la adquisición y la presentación de los datos.

El sistema mecánico de ErgoChair está formado por un bastidor rectangular de perfiles de aluminio de alta resistencia, un par de rodillos de acero, una serie de anclajes, un sistema electromecánico de frenado y un motor para autocalibración y compensación de pérdidas. El conjunto se completa con cojinetes y soportes de hierro, carenados y rampas de aluminio y diferentes tipos de anclajes para las sillas.

La figura 3.5 representa la disposición de las ruedas motrices sobre la pareja de rodillos. Como ya se ha dicho, la disposición de dos rodillos en paralelo facilita la ubicación de la silla en el ergómetro, ofreciendo estabilidad y facilitando el anclaje de la silla.

El rodillo situado delante de las ruedas motrices se denomina rodillo de absorción, ya que es el que tiene acoplado el transductor, opone el par resistente y permite el giro de las ruedas motrices sin desplazamiento de la silla. Por la forma de realizar el gesto de impulso la carga mecánica se transmite sobre él y se asegura que no existirán deslizamientos.

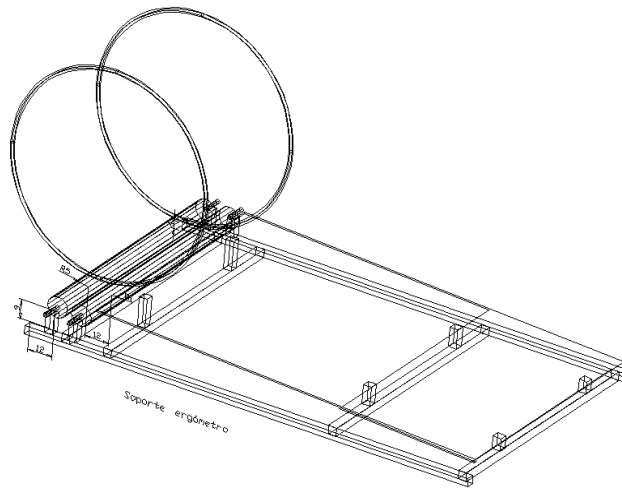


FIGURA 3.5 Disposición de las ruedas motrices sobre los rodillos.

### Dimensiones de los rodillos

Para calcular las dimensiones del rodillo de absorción tendremos en cuenta que la velocidad máxima que puede alcanzar la silla de ruedas debe hacer girar el rodillo de absorción a las revoluciones máximas permitidas para el alternador. Los valores fijados para estos parámetros son:

- velocidad: 0 a 11,1 m/s
- rpm máx. en el transductor: ~4000 r.p.m.

Dado que el radio del rodillo de absorción ( $r$ ) lo podemos calcular mediante la expresión:

$$r = \frac{V_{\text{máx}}}{2 \cdot \delta \cdot \frac{\text{rpm}}{60}} \quad (3.1)$$

Se obtiene un radio para el rodillo de:

$$r = \frac{V_{\text{máx}}}{2 \cdot \delta \cdot \frac{\text{rpm}}{60}} = \frac{11,1\text{m/s}}{2 \cdot \delta \cdot \frac{4000}{60}} = 26,5\text{mm} \quad (3.2)$$

La dimensión final adoptada para el rodillo de absorción se aproxima a la disponible comercialmente, quedando, por ello, el diseño con los siguientes valores :

- Rodillo seleccionado:  $r = 30 \text{ mm}$
- $V_{\text{mín}} = 0,1\text{m/s} \Rightarrow \text{rpm mín} = 32$
- $V_{\text{máx}} = 11,1\text{m/s} \Rightarrow \text{rpm máx} = 3533$

### Volante de inercia

Para que el usuario tenga la misma sensación en el ergómetro que en pista, es necesaria una masa de inercia que almacene en forma de energía cinética parte de la energía transmitida por el usuario. Si el usuario deja de impulsar la silla no se detiene instantáneamente el movimiento, pues se recupera la energía cinética almacenada. La solución para simular el efecto de la masa de inercia del usuario más la silla consiste en acoplar un volante de inercia al rodillo de absorción. En la figura 3.6 se presenta como va unido el volante de inercia al rodillo de absorción.



FIGURA 3.6 Volante de inercia de ErgoChair.

El sistema mecánico tiene una serie de elementos que aportan inercia al conjunto, estos son: el volante de inercia y el rodillo de absorción, el rodillo secundario y los rotores del alternador y del motor. El momento de inercia que aporta cada uno es:

Volante de inercia:

disco de 8,42 Kg. ,  $r = 205\text{mm}$

$$I_v = \frac{1}{2} m \cdot r^2 = 0,0438 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad (3.3)$$

Rodillo de absorción:

tubo de 4,23 Kg.,  $r_{\text{ex.}} = 30 \text{ mm}$ ,  $r_{\text{in.}} = 27 \text{ mm}$

$$I_r = \frac{1}{2} m \cdot (r_{ex}^2 + r_{in}^2) = 0,00344 \text{ kg} \cdot m^2 \tag{3.4}$$

El efecto del alternador, el motor auxiliar y el rodillo secundario sobre la masa de inercia total es despreciable y no se han incluido en los cálculos.

El momento de inercia total es la suma de todos los anteriores, resultando:

$$I = I_v + I_r = 0,04724 \text{ kg} \cdot m^2 \tag{3.5}$$

Realizando la equivalencia entre la energía cinética de rotación y la de traslación, se obtiene que todas las masas de inercia del sistema equivalen a un usuario que tenga una masa total (masa de la persona más la de la silla de ruedas) de:

$$E_{cr} = \frac{1}{2} I \cdot \dot{\omega}^2 \qquad m = \frac{I}{r^2} = 52,48 \text{ Kg} \tag{3.6}$$

$$E_{ct} = \frac{1}{2} m \cdot v^2$$

Dado que, normalmente, los usuarios tendrán un peso superior a este valor, se ha diseñado un sistema de simulación de inercia, denominado sistema activo de inercia, que mediante el control del par de frenado del alternador, y el par suministrado por el motor auxiliar, simula los efectos de la masa de inercia para usuarios de peso mayor de 52,48Kg.

Antes de describir cómo trabaja el sistema activo de inercia es necesario estudiar el gesto de impulso [54, 55, 58, 59, 60]. Fundamentalmente, se puede dividir en dos fases:

- Fase de impulso: periodo durante el cual el usuario ejerce fuerza sobre el aro de las ruedas motrices.
- Fase de recuperación: periodo durante el cual el usuario no ejerce fuerza sobre el aro de las ruedas motrices.

En la figura 3.7 se puede ver un ciclo de propulsión con sus dos fases [56] y los puntos más significativos de la trayectoria de las manos.

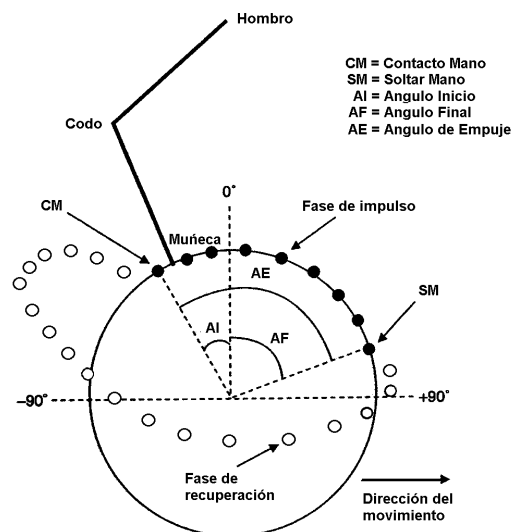


FIGURA 3.7 Secuencia del gesto de impulso en silla de ruedas.

Durante la fase de impulso la velocidad de la silla se puede incrementar si el par aplicado supera el par resistente del sistema. En este caso, la masa de inercia del sistema se opondrá al cambio en las condiciones de movimiento aumentando su energía cinética. La fracción de la potencia total entregada por el usuario que se emplea en el incremento de la energía cinética será:

$$P = \frac{dE_c}{dt} \quad (3.7)$$

Para realizar el procesado se pasará al dominio discreto, por tanto quedará:

$$P = \frac{\Delta E_c}{\Delta t} = \frac{E_{c2} - E_{c1}}{t_2 - t_1} \quad (3.8)$$

$$P = \frac{m}{2} \cdot \frac{v_2^2 - v_1^2}{t_2 - t_1} \quad (3.9)$$

Durante la fase de impulso, en cada punto de medida, debe de añadirse un par de frenado que produzca la absorción de esta potencia.

Durante la fase de recuperación, la energía cinética almacenada por el sistema se devuelve y se emplea en mantener el movimiento venciendo el par resistente debido a las pérdidas por rozamiento.

Mediante un análisis similar al anterior se puede ver que la potencia recuperada es:

$$P = \frac{m}{2} \cdot \frac{v_2^2 - v_1^2}{t_2 - t_1} \quad (3.10)$$

Por lo tanto, el par que debe aplicarse al rodillo de absorción para suministrar esta potencia es:

$$M = \frac{P}{\tilde{\omega}} = \frac{m}{2} \cdot \frac{v_2^2 - v_1^2}{t_2 - t_1} \cdot \frac{r}{v_2} \quad (3.11)$$

Las expresiones anteriores no tienen en cuenta la masa de inercia del volante y del rodillo. Para ello basta con tener presente el cálculo realizado para conocer a que masa del sistema silla-usuario equivale el momento de inercia total (52,48 Kg.), entonces quedará:

$$P = \frac{m - 52,48}{2} \cdot \frac{v_2^2 - v_1^2}{t_2 - t_1} \quad (3.12)$$

$$M = \frac{P}{\tilde{\omega}} = \frac{m - 52,48}{2} \cdot \frac{v_2^2 - v_1^2}{t_2 - t_1} \cdot \frac{r}{v_2} \quad (3.13)$$

### Estudio del par resistente por rodadura

El sistema mecánico presenta pérdidas de rozamiento por rodadura [61] debido a la fuerza que aparece al girar una rueda (sin deslizamiento) sobre una superficie por causa de las deformaciones de ambas.

$$F_r = \hat{\mu} \cdot F_n \quad (3.14)$$

Como es conocido, el coeficiente  $\mu$  es una constante que depende del tipo de materiales en contacto y  $F_n$  la fuerza normal a superficie de rozamiento.

Para una medida precisa de la potencia disipada durante la ejecución de un protocolo, es necesario conocer el valor del par resistente por rodadura y calcular la potencia que se disipa debido a él. La expresión que da dicha potencia es:

$$P_r = \frac{d}{dt}(F_r \cdot l) = \frac{d}{dt}(F_r \cdot r \cdot \dot{\theta} \cdot t) = M_r \cdot \dot{\theta} \quad (3.15)$$

El par resistente por rodadura depende de factores que varían de un test a otro: el tipo de silla que se utilice, el peso del usuario, la posición del usuario, etc. Una aproximación al valor del par resistente se puede realizar por tabulación para diferentes tipos de ruedas y pesos de usuarios. Antes de realizar el test habría que introducir el valor que indique la tabla para las condiciones de la prueba.

Sin embargo, el método que más precisión presenta es el de la calibración del par resistente por rodadura con la silla y el usuario dispuestos sobre el ergómetro en las condiciones de propulsión, instantes antes de realizar la prueba. Para ello, se ha dispuesto un motor auxiliar, mecánicamente unido al rodillo de absorción, que permite medir el par resistente por rodadura. Caracterizado el motor, es posible conocer el par que aplica [62,63] midiendo la corriente que consume mediante la expresión:

$$T = K_t \cdot I \quad (3.16)$$

Donde:

**T** es el par aplicado por el motor.

**K<sub>t</sub>** es una constante característica del motor.

**I** es la corriente de alimentación del motor.

### Estudio del anclaje de la silla de ruedas

El último elemento a diseñar es el sistema de anclaje de la silla de ruedas, punto que ha resultado laborioso hasta encontrar el método de sujeción que aúne facilidad de uso con flexibilidad y adaptabilidad a todo tipo de silla.

Las alternativas estudiadas son de dos tipos: anclajes rígidos articulados y anclajes por correas.

Los primeros son utilizados para fijación de sillas de ruedas en vehículos adaptados. Suelen consistir en perfiles dotados de alojamientos especiales para fijar brazos articulados. Los perfiles se atornillan al suelo y los brazos articulados ligan el chasis de la silla con el perfil. El principal inconveniente que presentan es su alto coste.

Las correas también son utilizadas en sistemas de adaptación de vehículos. Algunas de ellas van dotadas de carretes enrolladores que facilitan la adaptación a distintas sillas y entornos. A su favor tienen que resultan algo más económicos

La solución adoptada para el diseño del prototipo ha sido la utilización de correas de anclaje de nylon con retenes autoenclavables de liberación por presión. Se han dispuesto varios puntos de sujeción ajustables sobre el chasis del ergómetro, de tal forma que uno permite retener la silla del empuje hacia delante durante la fase de impulso y dos más evitan el desplazamiento lateral y ayudan en la retención.

Teniendo en cuenta todas las consideraciones anteriores, se ha diseñado y construido un prototipo de ergómetro que se presenta en la fotografía de la figura 3.8, donde se ve al ergómetro ErgoChair preparado para ser utilizado en la realización de una prueba de esfuerzo.

En la parte inferior se puede apreciar la rampa de acceso, realizada en plancha de aluminio. Esta rampa se engarza sobre la plataforma que soporta los rodillos. La plataforma está ranurada para facilitar el anclaje de la silla mediante las correas. El alternador está situado en la parte izquierda de la plataforma, unido mecánicamente al rodillo de absorción. El volante de inercia está en la parte derecha, también solidario con el rodillo de absorción.

Sobre el soporte articulado de la izquierda está situada la consola de programación y visualización. Detrás, sobre un soporte se sitúa un PC que realiza la captura y representación de los datos en tiempo real.



FIGURA 3.8 ErgoChair dispuesto para ejecutar un test.

## 4.2 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control consta de dos partes fundamentales: un sistema transductor-motor y un sistema microcontrolado.

El transductor es el elemento encargado de aplicar el par resistente para que se entregue la potencia demandada durante la prueba; el motor cumple dos tareas: determinar el par resistente por rodadura y simular la fase de recuperación durante un ciclo de impulso.

Para el transductor se han estudiado diversas alternativas, valorando sus ventajas e inconvenientes, para seleccionar la que mejor se adapte a las características deseadas para el ergómetro. Las tres alternativas estudiadas son:

### a) Freno mecánico con ajuste eléctrico.

Consiste en un freno cuya presión sobre el eje del rodillo puede ser ajustado mediante un motor auxiliar. Su ventaja fundamental radica en la robustez y la sencillez. Presenta como inconveniente poca versatilidad en el control del par aplicado, pues el tiempo de respuesta es elevado. El desgaste que padece debido a la fricción, hace que la calibración resulte poco precisa. La potencia que disipa no se



mide directamente, sino que debe ser calculada a partir de la calibración. No facilita la medida de la velocidad.

### **b) Freno electromagnético**

Consiste en un disco unido al rodillo de absorción y dispuesto en el entrehierro de un electroimán. Al girar se generan corrientes de Foucault que calientan el disco y absorben energía mecánica del sistema. Es un sistema robusto y sencillo, pero la medida de la potencia no es directa, sino calculada a partir de un proceso de calibración. El ajuste del freno es flexible por control de la corriente del electroimán. No facilita la medida de la velocidad.

### **c) Generador eléctrico.**

Consiste en un generador eléctrico, bien dinamo o alternador, con el inductor basado en un electroimán. Permite un control muy versátil del par de frenado ajustando la corriente de excitación. Son robustos y fiables, sobre todo los alternadores, pues no tienen escobillas en el circuito de potencia. No requiere un proceso de calibración especial, pues permite la medida directa de la potencia disipada. Facilita la medida de la velocidad de giro, evitando un sensor de velocidad. Por otra parte, algunos modelos son fácilmente disponibles y de precio asequible.

La alternativa elegida se basa en un generador eléctrico, dado que presenta las mayores ventajas. Se ha utilizado un alternador trifásico empleado en automoción, adaptado a las necesidades concretas del ergómetro, cuya función es aplicar el par resistente y generar la señal para el sistema de medida. La corriente del inductor se utiliza para controlar, en lazo cerrado, las condiciones de los diferentes modos de funcionamiento.

La adaptación ha consistido en eliminar el rectificador y el regulador que incorpora. De esta forma se puede acceder al control del inductor y ajustar la amplitud de la señal senoidal de salida del alternador. La salida trifásica se conecta a una carga resistiva trifásica equilibrada que disipa, en forma de calor, la energía mecánica entregada por el usuario.

La frecuencia de la señal del alternador puede servir para medir la velocidad de giro del rodillo de absorción, evitando un sensor de velocidad.

Para el motor se ha elegido un motor de CC de imán permanente, dadas sus características de fácil control de par por corriente [62, 63].

Un sistema basado en un microcontrolador de altas prestaciones, que integra la mayor parte de los subsistemas necesarios (ADC, temporizadores, control de interrupciones, comunicaciones, y control de periféricos), realiza el control de todo el sistema.

El procesamiento se realiza en tiempo real muestreando las señales a una frecuencia máxima de ~1KHz (como se justificará más adelante), integrando los datos para actualizar el valor de la potencia entregada y la velocidad conseguida cada segundo.

También se ha incluido la medición de la frecuencia cardíaca, integrando en el sistema la presentación simultánea de los tres parámetros biomecánicos: potencia (W), velocidad (m/s) y frecuencia cardíaca (lpm).

La configuración de las condiciones se realizan mediante un teclado de 16 teclas y un presentador alfanumérico LCD, en un entorno amigable guiado por menús.

**4.2.1 Caracterización de componentes electromecánicos**

Previo a la realización del diseño se han caracterizado los componentes electromecánicos alternador y motor. Esto permite verificar los rangos dinámicos de ambos elementos y, por tanto, los límites de funcionamiento del sistema.

El modelo que se ha adoptado para ambos componentes es similar, salvando la diferencia de que el alternador es una máquina de corriente alterna trifásica y el motor es de corriente continua. La figura 3.9 representa el modelo del motor y la figura 3.10 el modelo del alternador.

Se ha tomado un modelo simplificado, pues para la aplicación en ErgoChair es suficiente con esta aproximación, ya que la influencia de las flujos de dispersión son despreciables.

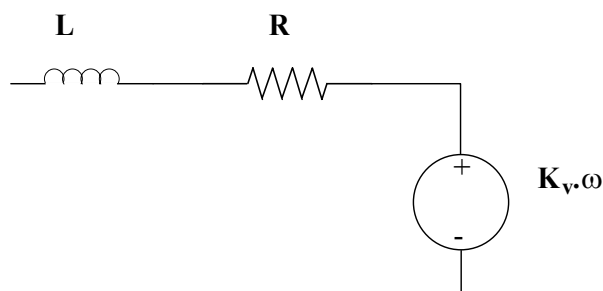


FIGURA 3.9 Modelo del motor.

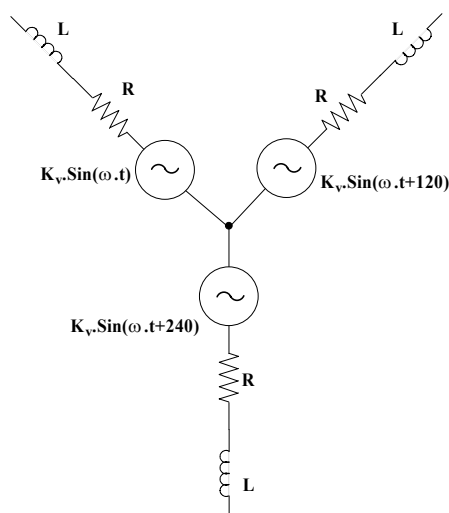


FIGURA 3.10 Modelo del alternador.

**4.2.1.1 Caracterización del alternador.**

Se han medido con un polímetro los valores de resistencia interna  $R$  y de autoinducción  $L$ , resultando de  $0,1\Omega$  y  $10\mu H$ . La determinación de la constante  $K_v$  se ha realizado de forma experimental, tomando una serie de medidas a diferentes velocidades de giro y corrientes de excitación. Los valores tomados han sido los valores eficaces de tensión sobre la carga de  $1\Omega$  por fase. El objetivo es verificar que podemos aplicar el modelo simplificado de la figura 3.10 para el transductor, con un error aceptable. En la figura 3.11 podemos ver la representación gráfica,

parametrizada para la corriente de excitación, de la relación entre la velocidad de giro, en revoluciones por minuto, y la tensión eficaz de salida, en voltios.

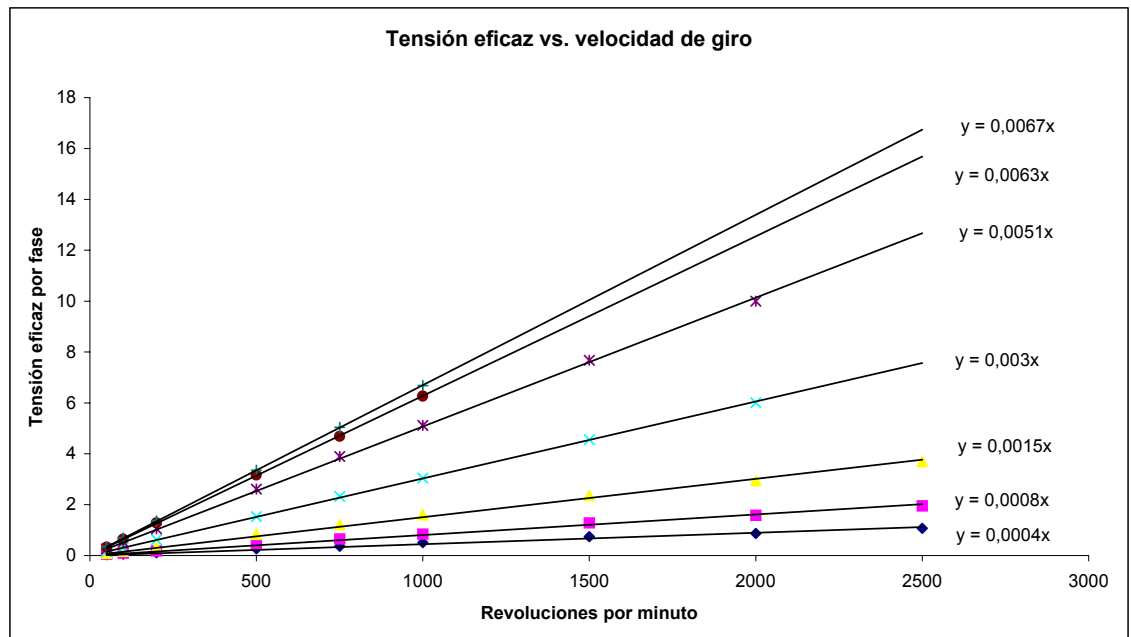


FIGURA 3.11 Curvas tensión eficaz vs. velocidad de giro del alternador.

Como se aprecia, se mantiene la linealidad entre tensión y velocidad de giro para cada corriente de excitación, con un factor de correlación  $R^2 > 0,9888$ .

También se ha estudiado la relación entre el coeficiente de proporcionalidad,  $K_v$ , para cada velocidad y la corriente de excitación, encontrando una relación no lineal pero que se ajusta a un polinomio de orden dos con un factor de correlación  $R^2 = 0,9996$ . En la figura 3.12 se observa la representación gráfica de  $K_v$  versus corriente de excitación.

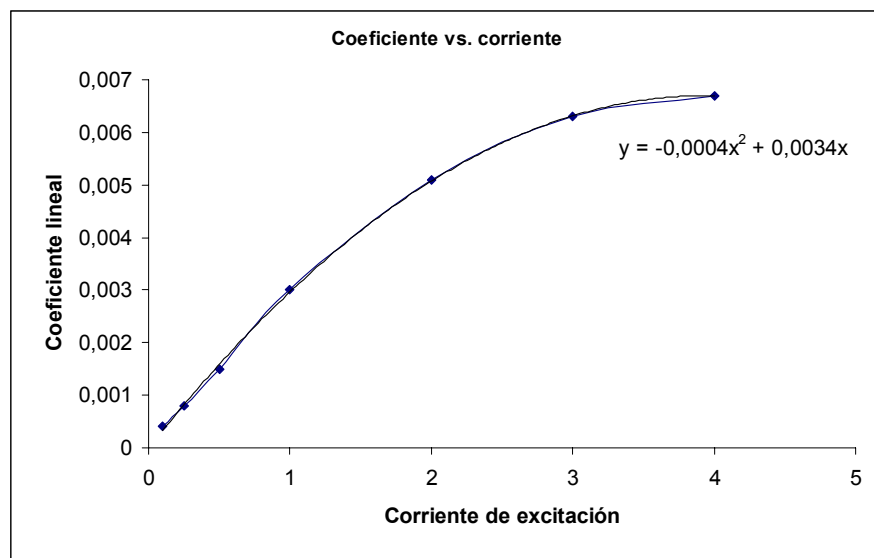


FIGURA 3.12 Curva  $K_v$  vs. corriente de excitación.

Correlacionando los resultados de ambos estudios se deduce que la expresión que relaciona la tensión eficaz de salida con la corriente de excitación y la velocidad de giro es:

$$V_{ef} = \frac{rpm \cdot I_{ex} (-4 \cdot I_{ex} + 34)}{10000} \quad (3.17)$$

La potencia total que puede generar el alternador, sabiendo que la resistencia de carga es de  $1\Omega$  y la resistencia interna es de  $0,1\Omega$ , ambos por fase, es:

$$P_{tot} = 3,3 \cdot V_{ef}^2 = 3,3 \cdot rpm^2 \cdot I_{ex}^2 (-4 \cdot I_{ex} + 34)^2 \cdot 10^{-8} \quad (3.18)$$

Conocidas las dimensiones del rodillo de absorción, se puede escribir:

$$P_{tot} = 3,3 \cdot \frac{vel^2}{\delta^2} I_{ex}^2 (-4 \cdot I_{ex} + 34)^2 \cdot 10^{-2} \quad (3.19)$$

La máxima potencia eléctrica que se puede disipar a la velocidad más baja que se puede medir ( $0,1 \text{ m/s}$ ) es:

$$P_{tot} = 3,3 \cdot \frac{0,1^2}{\delta^2} 16(-16 + 34)^2 \cdot 10^{-2} = 0,17 \text{ W} \quad (3.20)$$

Es evidente que no se puede disipar la potencia máxima a cualquier velocidad, sino que hay que alcanzar una velocidad mínima para lograr disipar la potencia eléctrica máxima. Despejando de la expresión anterior la velocidad y calculando para la potencia y corriente de excitación máximas, se obtiene que la velocidad mínima para disipar la potencia máxima es:

$$v = \sqrt{\frac{P_{tot} \cdot \delta^2 \cdot 10^2}{3,3 \cdot I_{ex} (-4 \cdot I_{ex} + 34)^2}} = 5,37 \text{ m/s} \quad (3.21)$$

La figura 3.13 es la representación gráfica del área de trabajo que tiene el sistema basado en el alternador seleccionado.

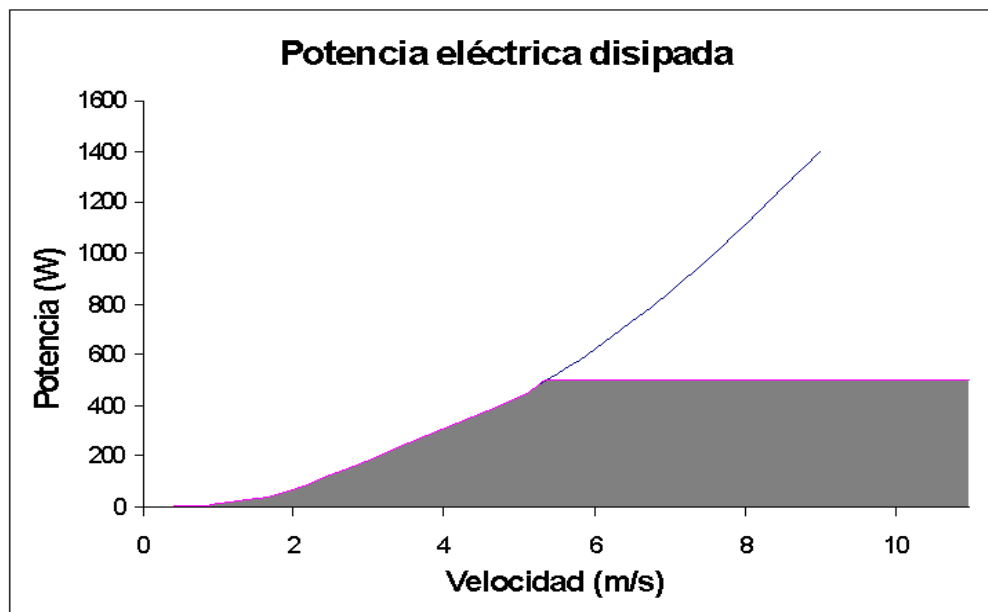


FIGURA 3.13 Área de puntos de funcionamiento del alternador seleccionado.

#### 4.2.1.2 Caracterización del motor.

El motor empleado para los procesos de autocalibración, compensación de pérdidas y simulación de inercia, se ha elegido de corriente continua con imán permanente. Estos motores son muy robustos y simples de controlar, presentando, además, una característica corriente-par lineal [62].

Las expresiones que modelizan el motor de C.C. [62, 63] de excitación independiente son:

$$T = K_t \cdot I \quad (3.22)$$

$$V = I \cdot R + K_v \cdot \dot{\theta} \quad (3.23)$$

Donde:

$T \Rightarrow$  el par mecánico desarrollado.

$I \Rightarrow$  la corriente de alimentación.

$V \Rightarrow$  la tensión de alimentación.

$R \Rightarrow$  la resistencia interna del motor.

$K_t \Rightarrow$  la constante característica del par.

$K_v \Rightarrow$  la constante característica de la tensión.

Se ha realizado la medida para obtener los parámetros  $L$ ,  $R$ ,  $K_t$  y  $K_v$ , obteniendo:

$$L = 22,74 \text{ mH}$$

$$R = 5,9 \Omega$$

$$K_t = 0,5439 \text{ Nm/A}$$

$$K_v = 0,524 \text{ V/rad}$$

El proceso de medida para cada uno de estos parámetros es diferente. Para determinar  $R$  se utiliza una fuente de alimentación y un polímetro. Con el rotor bloqueado, se alimenta el motor y se mide la corriente que circula y la tensión aplicada. A partir de la ecuación 3.23 se puede calcular la resistencia, sabiendo que la velocidad angular es nula por estar bloqueado.

La autoinducción  $L$  se calcula con ayuda de un generador de señal que se conecta al motor. Se mide la tensión y la corriente y se calcula  $L$ , conocida  $R$ .

La constante característica del par se calcula aplicando un par conocido al eje del motor y alimentando éste hasta equilibrar el par externo con el par del motor. Se mide la corriente y se obtiene  $K_t$ .

La constante  $K_v$  se calcula a partir de la ecuación 3.23. Se alimenta el motor y se mide la tensión, la corriente y la velocidad de giro. Conocida  $R$ , se puede calcular  $K_v$ .

Una vez caracterizado el motor se puede calcular el par máximo que puede aplicar éste:

$$T_{\text{máx}} = K_t \cdot I = 0,5439 \cdot 3 = 1,63 \text{ Nm} \quad (3.24)$$

Por tanto, el par resistente por rodadura no podrá ser mayor que este valor, para que el motor pueda cumplir satisfactoriamente con su misión.

Para verificar este extremo, se ha realizado la medida del par resistente a la rodadura midiendo la fuerza necesaria para iniciar el movimiento de los rodillos con una silla de ruedas ubicada sobre ellos, tal como indica la figura 3.14.

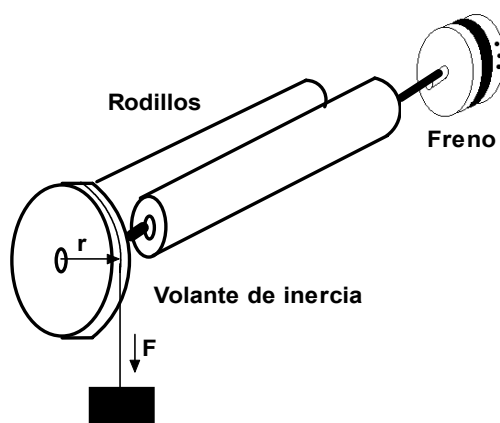


FIGURA 3.14 Método de medida del par resistente a la rodadura.

El método seguido para calcular el par resistente por rodadura ha consistido en tomar un conjunto de medidas del par resistente a la rodadura con una silla de ruedas de tipo estándar en un estado de uso avanzado, lastrada con diferentes pesos. Estas condiciones deben ser similares a las más rigurosas durante las medidas. En la tabla 3.9 se presentan los resultados obtenidos.

Fuerza (N)	Radio (m)	Par (Nm)	Condiciones
0,44	0,1025	0,0451	En vacío
0,89	0,1025	0,0912	Silla de ruedas de peso 10 Kg.
1,79	0,1025	0,1834	Silla de ruedas más 15 Kg.
2,53	0,1025	0,2593	Silla de ruedas más 30 Kg.
3,65	0,1025	0,3741	Silla de ruedas más 40 Kg.
4,22	0,1025	0,4325	Silla de ruedas más 60 Kg.
5,67	0,1025	0,5811	Silla de ruedas más 80 Kg.

TABLA 3.9 Medida del par resistente a la rodadura.

Realizando un ajuste se comprueba que el comportamiento es lineal con el peso del conjunto silla usuario. Como se ha descrito anteriormente, el par resistente por rodadura es proporcional a la fuerza normal. Por lo tanto, la recta de regresión describe el comportamiento esperado del sistema. La figura 3.15 demuestra este comportamiento.

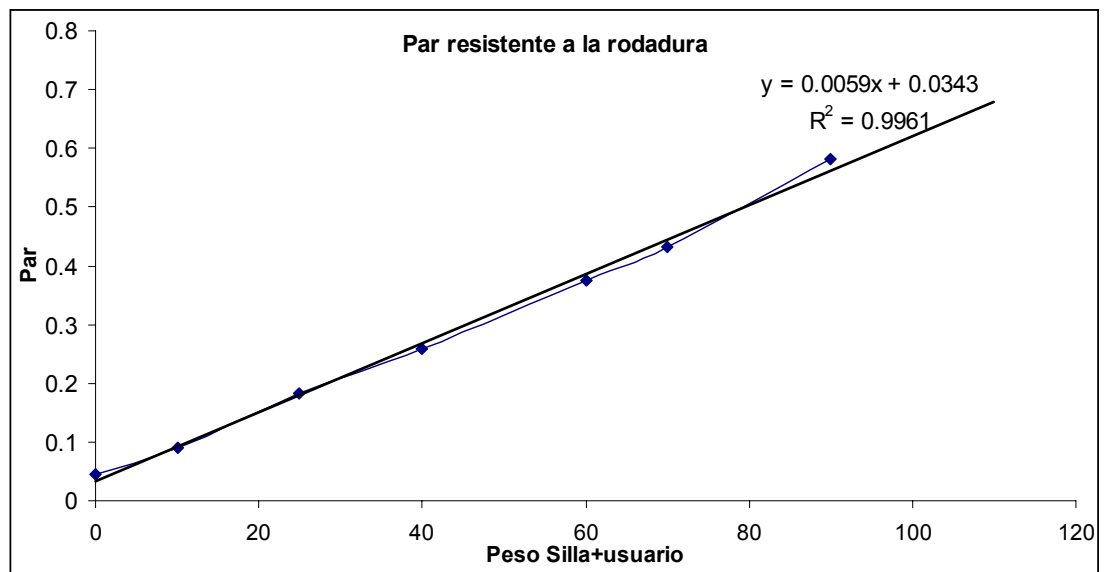


FIGURA 3.15 Ajuste del par resistente.

Como se puede comprobar, con el motor elegido se puede suministrar el par necesario para cualquier silla y usuario, ya que puede suministrar un par hasta tres veces superior al máximo medido.

#### 4.2.2 Métodos de medida

Como ya se ha dicho anteriormente, ErgoChair debe realizar la medida de tres variables biomecánicas: potencia, velocidad y frecuencia cardíaca. Para cumplir con las características deseadas para el ergómetro, se debe de utilizar un método de medida simple, fiable y económico.

Para la velocidad y la frecuencia cardíaca, las alternativas que cumplan con los requerimientos anteriores son pocas y evidentes. Ambas señales se medirán empleando un temporizador, que determinará el periodo entre dos pulsaciones del corazón, para la FC, y entre dos pasos por cero de la señal de salida del alternador, para la velocidad. Estos puntos se determinan mediante un circuito acondicionador de señal que servirá como fuente de interrupción al microcontrolador, simplificando el programa necesario. Mediante un simple cálculo posterior, se obtienen las magnitudes buscadas en las unidades de medida correspondientes.

El problema de la medida de la potencia es más complejo, pues está compuesta de dos tipos: la potencia eléctrica disipada en la carga por el alternador y la energía mecánica disipada por rodadura.

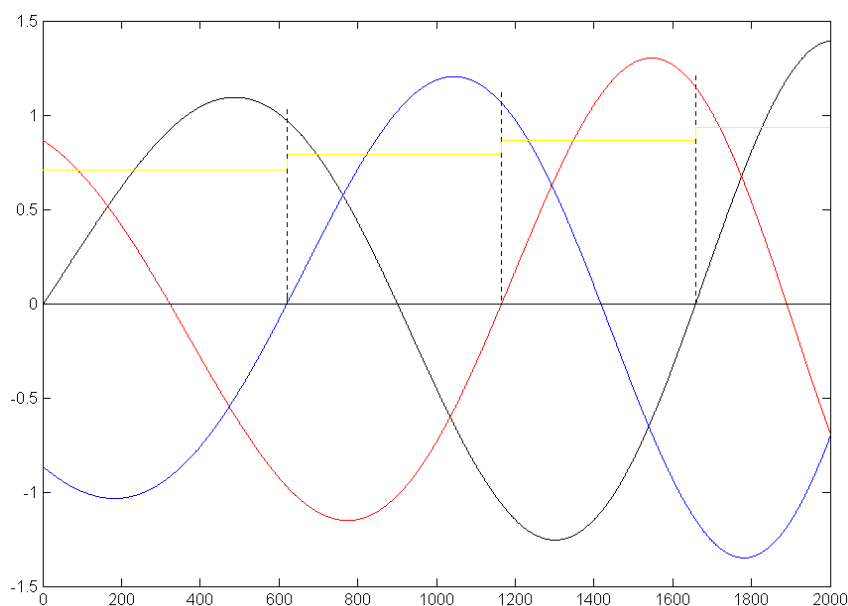
La primera requeriría la medida simultánea de la tensión y corriente a una frecuencia mayor que la máxima de la señal a medir [64, 65]. Este es el método habitual pero no el único. Dado que el alternador es trifásico, se pueden aprovechar los pasos por cero de la señal del alternador para medir el nivel de tensión de la fase con  $120^\circ$  de adelanto y calcular la potencia disipada. Se supone que la señal de salida es estable en frecuencia y amplitud entre dos muestreos consecutivos. Dado que en las condiciones de trabajo reales no se cumple esta suposición, este método está afectado de un cierto error que es necesario cuantificar y ver si es aceptable. En los apartados siguientes se realizará el estudio correspondiente.

La potencia mecánica disipada por rodadura no se puede medir directamente, pues es dependiente de las superficies en contacto y de la fuerza normal a dichas superficies. Es necesario determinar para cada usuario el par resistente por rodadura

y calcular la potencia disipada según la velocidad adquirida por el rodillo de absorción, tal como indica la ecuación 3.15. Para la determinación del par de rodadura en cada caso, se realiza un proceso de autocalibración mediante el motor de CC. De la expresión 3.22, se deduce que el par resistente a la rodadura es proporcional a la corriente necesaria para poner en movimiento el sistema ergómetro-silla sin ayuda del usuario. Caracterizado el motor y conocida la corriente, se puede calcular este par.

**4.2.2.1 Medida de potencia**

La figura 3.16 representa gráficamente el método de medida propuesto. En cada paso por cero se mide la tensión de la fase que va adelantada 120° y se calcula la tensión eficaz que correspondería a una señal senoidal.



**FIGURA 3.16 Medida de la tensión de la fase con 120° en adelanto.**

Por integración numérica de los valores obtenidos de potencia durante un periodo de un segundo, se puede calcular la potencia media entregada.

Bajo estas condiciones, para calcular la potencia por fase se necesita conocer la tensión eficaz de dicha fase ( $V_{rms}$ ) a partir de la tensión instantánea medida ( $V_{med}$ ) en el paso por cero.

$$V_p = \frac{V_{med}}{\sin(120^\circ)} \tag{3.25}$$

$$V_{rms} = \frac{V_p}{\sqrt{2}} = 1.2247 \cdot V_{med} \tag{3.26}$$

Para un generador con resistencia interna  $R_i = 0,1\Omega$  y carga  $R_l = 1\Omega$ , la potencia entregada por fase es:

$$P = V_{rms} \cdot I_{rms} + R_i \cdot I_{rms}^2$$

$$P = V_{rms}^2 \cdot \left( \frac{1}{R_l} + \frac{R_i}{R_l^2} \right) = 1,1 \cdot V_{rms}^2$$



Por lo tanto, la potencia total teniendo en cuenta las tres fases es:

$$\begin{aligned} P_{\text{tot}} &= 3,3 \cdot (1,2247 \cdot V_{\text{med}})^2 \\ P_{\text{tot}} &= 4,9496 \cdot V_{\text{med}}^2 \end{aligned} \quad (3.27)$$

Este valor de potencia se toma como la potencia media entre dos pasos por cero consecutivos. Teniendo en cuenta que el sistema tiene una elevada inercia que suaviza las variaciones de velocidad y que cada ciclo de impulso se compone de una fase de aceleración y otra de deceleración, se considera que el método de medida conseguirá la precisión suficiente.

Con el fin de verificar esto, se han realizado simulaciones que permiten determinar el error cometido y comprobar con qué resolución se ha de efectuar la conversión analógico-digital (número de bits del ADC).

Utilizando el asistente matemático Matlab, se ha escrito un programa que simula las condiciones de trabajo habituales durante un ciclo de impulso. A partir de éstas, se calcula la potencia teórica, así como la potencia que se mediría con el método de medida propuesto. Para mejorar el análisis se realiza el cálculo de la potencia tanto sin tener en cuenta la discretización del ADC, como realizando la discretización. Para ambos casos, se calcula el error relativo cometido. Para la potencia medida con discretización, se calcula el error absoluto. Esto permitirá saber si el error permanece inferior a la resolución deseada.

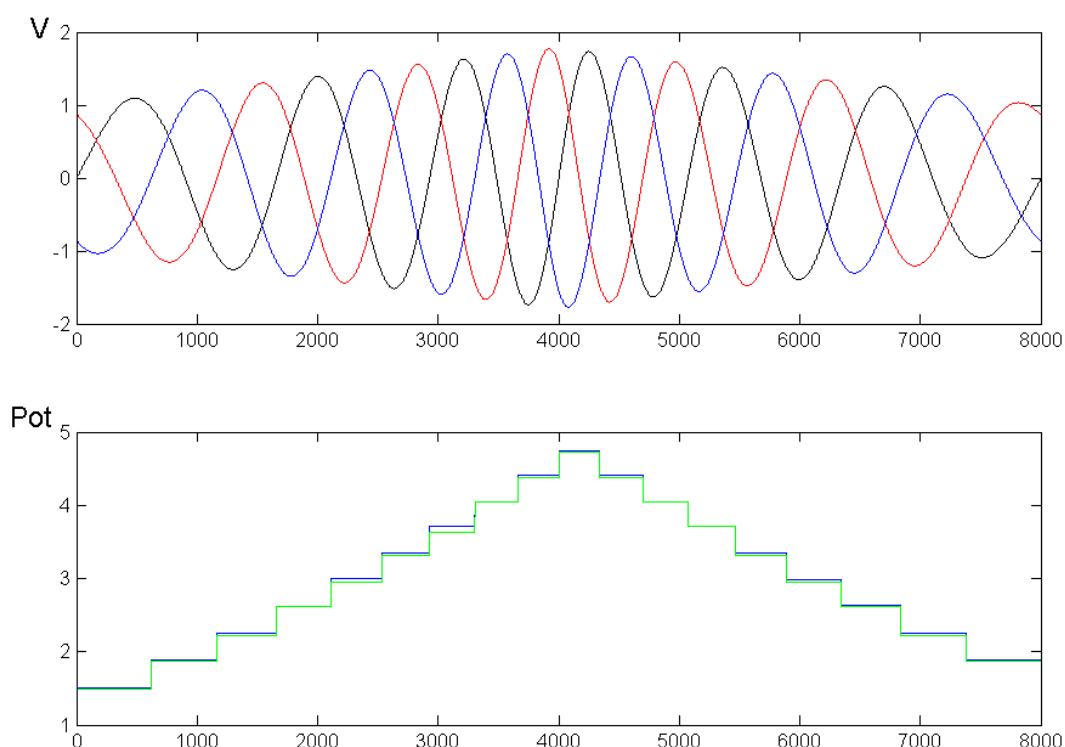
Se ha simulado la medida para distintas tensiones de salida, tanto sin cambiar la velocidad de giro ( $\omega$ ) durante el tiempo de simulación, como variando la velocidad de forma similar a como se hace a lo largo de un ciclo de impulso.

Las condiciones de la simulación son las siguientes:

- Número total de muestras: 8000
- Número de muestras por periodo: ~1000
- Periodos en el tiempo de muestreo: ~8
- Variación máxima de velocidad: de  $\omega$  a  $2\omega$
- Variación máxima de amplitud: de 1 a 1,78 V.

Estas condiciones son mucho más rigurosas que en el ergómetro, pues no se producen los cambios tan bruscamente en él. Si el error es aceptable bajo estas condiciones, sobre el ergómetro se darán mejores resultados.

En primer lugar se han realizado simulaciones con un conversor ADC de 8 bits, sin variación de la frecuencia de la señal en los cuatro primeros casos y con variación de la frecuencia desde  $f$  a  $2f$  y, también, con variación de amplitud. La figura 3.17 presenta la representación gráfica de una simulación, para una señal de salida del alternador variable en frecuencia y amplitud, correspondiente a la fase de impulso y a la fase de relajación. También se presentan los valores medidos de tensión eficaz al cuadrado (potencia) en el momento del paso por cero. En azul se representan los valores obtenidos antes de la discretización y en verde los valores obtenidos a la salida del conversor ADC, es decir, después de realizar la discretización.



**FIGURA 3.17 Representación gráfica de las señales de simulación. Superior: salida del alternador. Inferior: potencia en el paso por cero sin discretización y con discretización de 8 bits.**

Los resultados para un convertor ADC de 8 bits se presentan en la tabla 3.10. Los cuatro primeros valores representan un régimen de trabajo sin variación de velocidad ni de amplitud. En los tres últimos la velocidad cambia a lo largo de la simulación en una relación 1:2.

El error se produce principalmente por la discretización, dando valores inaceptables para la resolución (1W) y la precisión deseada (1%).

Vp(mín)	Vp(máx)	$\omega_{(máx)}/\omega_{(mín)}$	Potencia (W)	Error (%) (Sin discret.)	Error (%) (Con discret.)	Error (W)
1	1	1	1.5	0,18152	10,277	0,1541
5	5	1	37,5	0,18152	2,4228	0,908
10	10	1	150	0,18152	1,0817	1,622
15	15	1	337,5	0,18152	0,63265	2,1352
1	1,7854	2	2,98	0,27936	4,069	0,1215
5	8,927	2	74,66	0,27936	1,3818	1,0316
10	17,854	2	298,65	0,27936	0,90492	2,7025

**TABLA 3.10 Resultados de la simulación con convertor ADC de 8 bits**

Si se toma un convertor ADC de 9 bits y se realiza la simulación correspondiente, se obtienen los resultados de la tabla 3.11. Como se observa, los errores debidos a la discretización mejoran sensiblemente, pero son inaceptables para la resolución y precisión deseadas.

Vp(mín)	Vp(máx)	$\omega_{(máx)}/\omega_{(mín)}$	Potencia (W)	Error (%) (Sin discret.)	Error (%) (Con discret.)	Error (W)
1	1	1	1.5	0,18152	3,7547	0,0563
5	5	1	37,5	0,18152	1,0817	0,4056
10	10	1	150	0,18152	0,40774	0,6116
15	15	1	337,5	0,18152	0,40747	1,3752

TABLA 3.11 Resultados de la simulación con convertor ADC de 9 bits.

Si se toma ahora un convertor de 10 bits y se realiza la simulación correspondiente, se obtienen los resultados presentados en la tabla 3.12. Como se observa, con condiciones iguales a la primera simulación, el error relativo y absoluto son inferiores a la precisión y resolución deseadas para el sistema.

Vp(mín)	Vp(máx)	$\omega_{(máx)}/\omega_{(mín)}$	Potencia (W)	Error (%) (Sin discret.)	Error (%) (Con discret.)	Error (W)
1	1	1	1.5	0,18152	0,40774	0,0061
2	2	1	6	0,18152	0,40774	0,0244
5	5	1	37,5	0,18152	0,40774	0,1529
10	10	1	150	0,18152	0,3514	0,5271
15	15	1	337,5	0,18152	0,29509	0,9956
1	1,7854	2	2,986	0,27936	1,086	0,0324
2	3,5708	2	11,94	0,27936	0,82605	0,0986
5	8,927	2	74,66	0,27936	0,51252	0,3826
10	17,854	2	298,65	0,27936	0,29637	0,8851

TABLA 3.12 Resultados de la simulación con convertor ADC de 10 bits.

La conclusión de este estudio es que para la medida de la potencia con el método propuesto es necesario un convertor analógico-digital de 10 bits.

La frecuencia máxima de muestreo depende de la velocidad de giro del alternador, de las características de éste y del diámetro del rodillo de absorción. Recordando que la velocidad máxima prevista es de 11,1 m/s, queda:

$$f_{mmáx} = 3 \cdot f_{máx} = 3 \cdot NPP \cdot \frac{v_{máx}}{2 \cdot \delta \cdot r} = 1059,9\text{Hz} \quad (3.28)$$

Donde:

$f_{mmáx}$   $\Rightarrow$  frecuencia máxima de muestreo.

$f_{máx}$   $\Rightarrow$  frecuencia máxima del alternador.

**NPP**  $\Rightarrow$  número de pares de polos del alternador.

$v_{máx}$   $\Rightarrow$  velocidad máxima.

$r$   $\Rightarrow$  radio del rodillo de absorción.

Las características del convertor ADC que se debe utilizar son pues: 10 bits y tiempo de conversión menor de 2 ms.

En segundo lugar, el cálculo de la potencia disipada para vencer el rozamiento en los diferentes elementos mecánicos se realiza midiendo, al inicio de la sesión, el par resistente por rodadura que presenta el sistema ( $M_r$ ) y obteniendo por cálculo la potencia que se está disipando. Para velocidades bajas, hasta algunos metros por segundo, el comportamiento es lineal [61] y, por lo tanto, el valor de potencia disipada se puede calcular mediante:

$$P_r = M_r \cdot \dot{u} \quad (3.29)$$

Si en un proceso de autocalibración se hace que el motor ponga en movimiento el rodillo de absorción del ergómetro, controlando la corriente necesaria para lograr una velocidad de movimiento baja, y se mide dicha corriente, se determina el par resistente de rodadura. Teniendo en cuenta la ecuación 3.22, durante la ejecución de los test, la potencia disipada por rodadura será:

$$P_r = K_t \cdot I \cdot \dot{u} \quad (3.30)$$

Una función que fácilmente se puede realizar es ajustar las pérdidas por rozamiento a un valor optimizado para el usuario. Es decir, conseguir que el motor reciba una corriente de alimentación durante la ejecución del test, de tal forma que esté suministrando un porcentaje del par resistente por rodadura. Observaciones de los usuarios que han probado el ergómetro, han confirmado que la propulsión con la silla sobre el ergómetro es más costosa que sobre pista. Los efectos de la superficie curva de los rodillos sobre las ruedas motrices son los responsables de esta mayor resistencia a la rodadura junto con el resto de ejes. Mantener una fracción de corriente sobre el motor compensa el exceso de pérdidas.

La potencia total disipada en el ergómetro será la suma de la potencia eléctrica generada y la disipada por rodadura, afectada de un porcentaje de compensación (Comp) de las pérdidas por rodadura:

$$P_{tot} = 4,9496 \cdot V_{med}^2 + K_t \cdot I \cdot (100 - \text{Comp}) \cdot \dot{u} \quad (3.31)$$

Esta potencia se calcula en el paso por cero de cada fase del alternador, es decir, 18 veces por vuelta del alternador, teniendo en cuenta el radio del rodillo de absorción se realiza una medida cada centímetro.

El valor presentado en el display LCD y visualizado por el usuario corresponde al valor medio durante un segundo.

#### 4.2.2.2 Medida de velocidad

Para la medida de la velocidad se utilizan las interrupciones que se producen en el paso por cero de las señales de salida del alternador, midiendo mediante un temporizador el periodo de tiempo transcurrido y calculando la velocidad correspondiente. La figura 3.18 presenta gráficamente el proceso de determinación del periodo entre pasos por cero.

El proceso de cálculo es simple. Conocido el radio del rodillo de absorción, el número de pares de polos y de fases del alternador, la expresión que permite obtener la velocidad es:

$$v = \dot{u} \cdot r$$

$$\dot{u} = \frac{2 \cdot \delta \cdot f}{NPP}$$

$$f = \frac{1}{3 \cdot T_{P0-P0}}$$

$$v = \frac{0,03 \cdot \delta}{9 \cdot T_{P0-P0}} \quad (3.32)$$

Donde:

- $v \Rightarrow$  velocidad lineal.
- $\omega \Rightarrow$  velocidad angular.
- $r \Rightarrow$  radio del rodillo (30 mm).
- $f \Rightarrow$  frecuencia del alternador.
- NPP  $\Rightarrow$  número de pares de polos (6).
- $T_{P0-P0} \Rightarrow$  periodo entre paso por cero.

Al igual que con la potencia, la velocidad se calcula en el paso por cero de cada fase del alternador, es decir, 18 veces por vuelta o cada centímetro.

Igualmente, el valor presentado en el display LCD corresponde al valor medio durante un segundo.

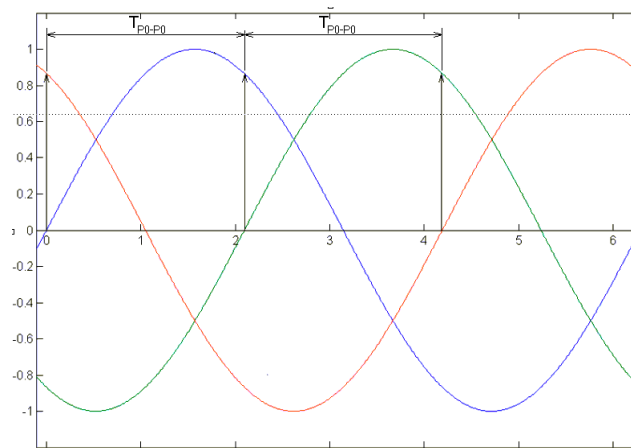


FIGURA 3.18 Método de medida de la velocidad a partir de la señal del alternador.

#### 4.2.2.3 Medida de la frecuencia cardíaca

De forma similar a la medida de la velocidad, la medida de la frecuencia cardíaca se basa en medir el periodo entre dos pulsos consecutivos que se obtienen del sensor óptico para el lóbulo de la oreja, tal como muestra la figura 3.19. Por cálculo se obtiene la frecuencia cardíaca en pulsaciones por minuto.

$$FC = \frac{60}{T} \quad (3.33)$$

El proceso real no es tan simple, ya que, por una parte, la frecuencia cardíaca no presenta una elevada estabilidad entre dos pulsaciones consecutivas y por otra parte, el sensor de lóbulo se ve afectado de diverso ruido, debido sobre todo a los movimientos que realiza el usuario. Para evitar que los valores presentados oscilen fuertemente se realiza un procesamiento de la señal en dos niveles. Por un lado, se rechazan los valores no coherentes con el rango y, por otro, se realiza un promediado con las últimas 32 muestras. Esto asegura que los valores presentados estén afectados del mínimo error posible.

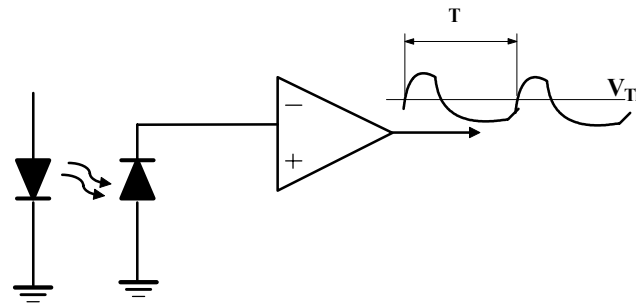


FIGURA 3.19 Esquema de principio del acondicionador de frecuencia cardíaca.

El valor de FC se actualiza cada vez que se realiza una nueva medida, aunque se presenta cada segundo el valor último calculado, junto con los valores de potencia y velocidad.

**4.2.3 Sistema microcontrolado**

Para la realización de todas las medidas y el control de los modos de trabajo, se ha empleado un sistema basado en microcontrolador. Se ha elegido un sistema de desarrollo de la firma Keil, la placa MCB-517A [66], que incorpora un microcontrolador SAB 80C537 [67] de Siemens. Para las necesidades del sistema desarrollado, este microcontrolador dispone de todos los periféricos necesarios, siendo, además, de fácil disponibilidad y relativamente económico. También, se disponen de las herramientas de desarrollo y programación, además de experiencia en su uso. Estos últimos factores son de gran importancia en la culminación del trabajo de forma eficiente, segura y rápida.

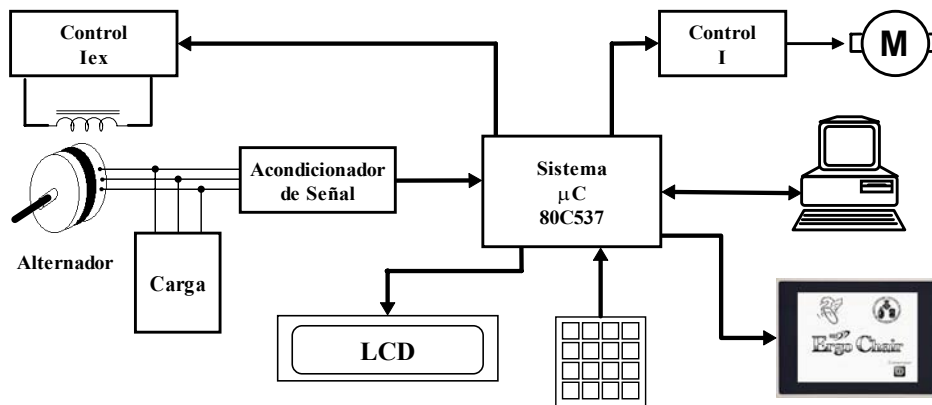


FIGURA 3.20 Arquitectura general del sistema.

Sobre esta placa se han conectado los diferentes subsistemas que conforman ErgoChair: el circuito acondicionador de señal; el controlador de corriente de excitación del alternador; el controlador de corriente del motor; el sistema de entrada-salida, formado por el teclado, el LCD y los puertos serie que se comunican con el PC y el terminal táctil.

El programa del microcontrolador gestiona todos los periféricos, con el objetivo de minimizar la circuitería aún a costa de sobrecargar el procesamiento a realizar por la CPU. En los siguientes apartados se describe el diseño del circuito correspondiente y el programa necesario para su procesamiento.

#### 4.2.3.1 Acondicionador de señal

El circuito acondicionador de señal tiene dos misiones fundamentales: generar las señales de habilitación de las interrupciones que señalan los pasos por cero de la señal de salida del alternador y adaptar el nivel de salida del alternador al rango de entrada del conversor ADC. También realiza la generación de una interrupción para medir la frecuencia cardíaca.

La arquitectura general se presenta en la figura 3.21, en el cual se puede distinguir los bloques citados anteriormente.

Mediante tres detectores de paso por cero realizados con básculas de Schmitt, se activan tres interrupciones. La rutina de atención a la interrupción es común en la mayor parte del código, diferenciándose solamente en la selección de canal analógico sobre el que se deberá realizar la conversión. Una cuarta báscula se utiliza para activar otra interrupción que, mediante su propia rutina de atención, realiza la medida de la frecuencia cardíaca.

La adaptación del nivel de la señal de entrada al conversor ADC, se realiza mediante un divisor resistivo que limita la tensión a  $1/3$  de la generada por el alternador; un rectificador de precisión de media onda y un circuito de muestreo y retención. Este último es necesario debido a que se desea realizar una conversión ADC de 10 bits y el conversor que tiene integrado el microcontrolador es de 8 bits. Aprovechando la posibilidad de programación de las tensiones de referencia del conversor, se puede realizar, mediante dos conversiones sucesivas, una conversión de 10 bits. La primera conversión determina el rango de la tensión de entrada, y por lo tanto sirve para fijar el valor de los dos bits más altos. La segunda conversión se realiza con las tensiones de referencia seleccionadas a partir de la primera conversión, y obtiene los ocho bits más bajos del valor digital buscado. El valor de tensión a convertir no debe cambiar durante todo el tiempo dedicado a la conversión (por ello es necesario en circuito de muestreo y retención externo, a pesar de que el microcontrolador integra un circuito de muestreo y retención interno).

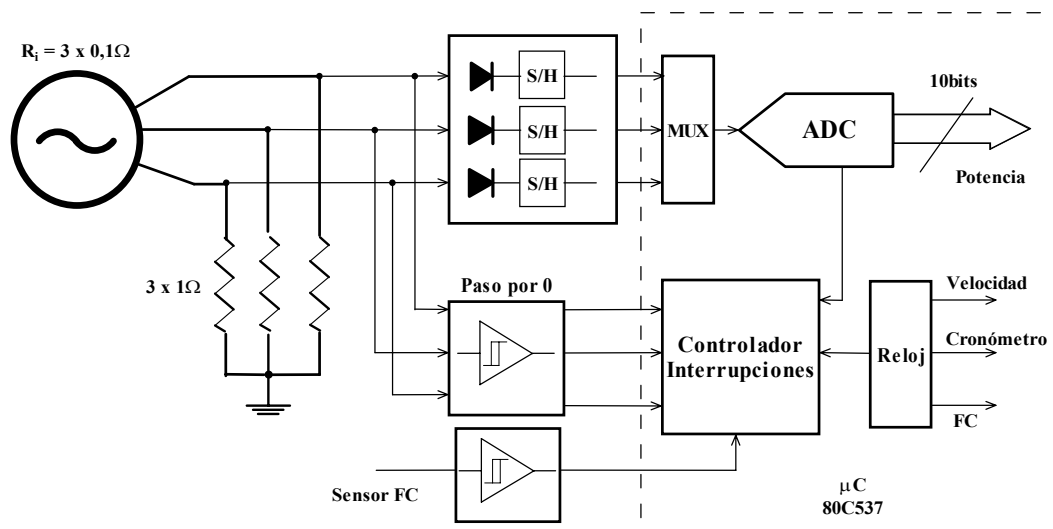


FIGURA 3.21 Esquema de principio del circuito acondicionador de señal.

Para calcular la velocidad se hace uso de un temporizador para medir el tiempo transcurrido entre dos interrupciones sucesivas de paso por cero, por cálculo se obtiene la velocidad en m/s con resolución de 0,1 m/s.

El cálculo de la frecuencia cardíaca se realiza de forma similar, pero se utiliza un reloj en tiempo real que se implementa por software.

El reloj en tiempo real citado anteriormente, se implementa para disponer de un sistema de cuenta del tiempo que permita gestionar todas las necesidades de temporización de larga duración del sistema. Como se verá más adelante, la ejecución de los protocolos necesita de un temporizador flexible y con capacidad de determinar periodos entre un minuto y horas, ya que un protocolo puede durar un largo periodo de tiempo.

#### 4.2.3.2 Control de corriente de excitación del alternador

El control de las condiciones de ejecución de los protocolos se realiza controlando la corriente de excitación del rotor del alternador. Para ello se ha realizado un circuito conversor DAC con salida en corriente. Esto permite controlar la corriente en el rango 0 a 4 A en incrementos de  $4/256$  A, ya que se ha utilizado un conversor DAC de 8 bits y la conversión se realiza linealmente. La figura 3.22 presenta el esquema de principio del circuito de control de la corriente de excitación del alternador.

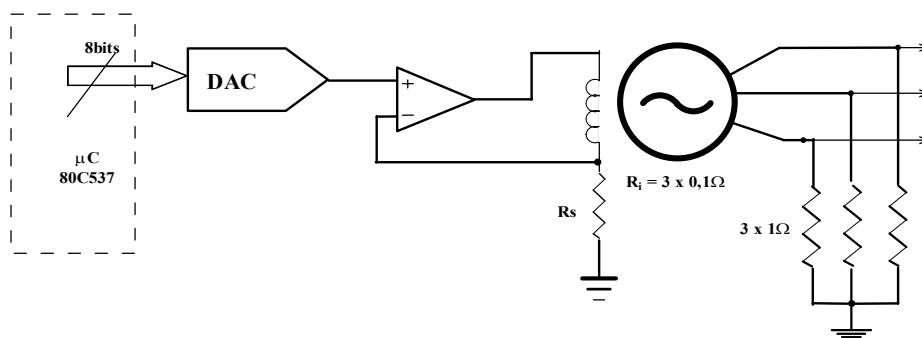


FIGURA 3.22 Esquema de principio del circuito de control de corriente excitación.

Para cada uno de los modos de funcionamiento a pendiente constante, a potencia constante y a velocidad constante, la fijación del valor de corriente de excitación se realiza mediante un algoritmo en lazo cerrado (servosistema discreto), que ejecuta el microcontrolador. El esquema de principio del servosistema es el presentado en la figura 3.23. En ella se puede ver que el servosistema recibe como entradas el modo de funcionamiento deseado, el valor de la magnitud que se desea controlar y el valor de la velocidad y potencia medidas. Se ajusta el valor de la corriente de excitación para conseguir igualar el valor medido con el deseado.



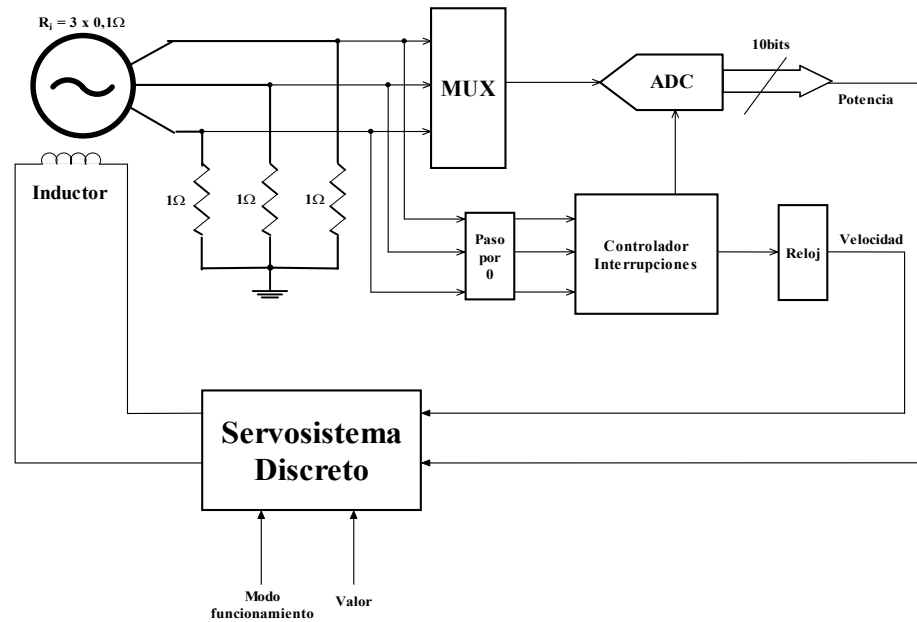


FIGURA 3.23 Esquema de principio del servosistema de control de los modos de funcionamiento.

Se describirá brevemente como se realiza el control en lazo cerrado de cada uno de los modos de funcionamiento.

**a) Modo a pendiente constante (modo 1):** en este modo se desea simular en el ergómetro las condiciones de desplazamiento sobre un terreno con cierta inclinación, entre el 0% y 20%. En este caso, la potencia que ha de suministrar el usuario debe servir para vencer el rozamiento por rodadura y para incrementar su energía potencial y cinética. La fracción de potencia que sirve para incrementar la energía potencial está relacionada con la velocidad de desplazamiento, por lo que se puede escribir:

$$P = \frac{\ddot{A}E_p}{\ddot{A}t} = \frac{m \cdot g \cdot h \cdot v}{l} \tag{3.35}$$

Tal como se puede ver en la figura 3.24, la pendiente relaciona el espacio recorrido (l) con altura ganada (h), por lo tanto, se puede escribir la expresión anterior como:

$$P = \frac{m \cdot g \cdot \%}{100} v \tag{3.36}$$

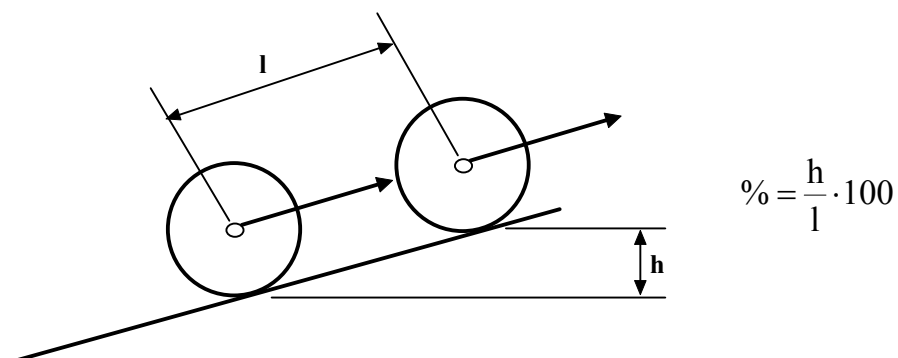


FIGURA 3.24 Desplazamiento en pendiente.

Es decir, para simular el desplazamiento en pendiente se ha de medir la velocidad de desplazamiento del usuario y controlar la corriente de excitación del alternador para que esté disipando una potencia igual a la calculada en la expresión 3.36. El algoritmo que ejecuta el microcontrolador mide simultáneamente velocidad y potencia y compara la potencia medida con la que se desea disipar a la velocidad adquirida. Si ambas coinciden, la corriente de excitación es correcta. Si la potencia medida es mayor que la deseada, se reduce la corriente de excitación, pues se está demandando más potencia de la necesaria al usuario. Si, por el contrario, la potencia medida es menor que la deseada, se incrementa la corriente de excitación para conseguir igualar las potencias.

**b) Modo a potencia constante (modo 2):** en este modo se desea que el usuario esté entregando la misma potencia independientemente de la velocidad que alcance. Para ello, se mide la potencia entregada y si ésta es menor que la programada se incrementa la corriente de excitación hasta igualarla. Por el contrario, si es mayor la potencia medida que la programada en el protocolo, se decrementa la corriente de excitación.

**c) Modo a velocidad constante (modo 3):** este es un modo isocinético y su objetivo es que el usuario esté desplazándose a una velocidad prefijada independientemente de la potencia que sea capaz de entregar. Si el usuario es capaz de desarrollar mucha potencia, el freno que impondrá el transductor será elevado, ajustándolo hasta limitar la velocidad a la deseada. Por el contrario, si no puede desarrollar mucha potencia, la corriente de excitación bajará hasta conseguir la velocidad deseada.

En los tres modos de funcionamiento, los ajustes se realizan a cada paso por cero de la señal de salida del alternador, no a frecuencia de muestreo constante, que es la forma habitual de realizar el control. Por ello no se ha utilizado un control clásico PID, sino que los ajustes de la corriente de excitación se han efectuado incrementando o decrementando la corriente de excitación si se detectan diferencias entre el valor medido y el deseado. Este método da resultados satisfactorios debido a la elevada inercia, que garantiza que no existirán cambios bruscos en la velocidad y a la elevada tasa de muestreo en cada ciclo de impulso.

Teniendo en cuenta que el diámetro de las ruedas propulsoras de las sillas de ruedas oscila entre 60 y 67 cm. [59], en un giro completo se realizan entre 188 y 210 muestras para determinar la velocidad y la potencia. Una buena aproximación es suponer que un ciclo de impulso dura una vuelta completa de la rueda. En diversos estudios [59, 68, 69] se ha establecido que la fase de impulso dura, aproximadamente, el 30% del ciclo, es decir, que se realizarán entre 56 y 63 muestreos en esta fase, y entre 132 y 147 durante la fase de recuperación.

#### **4.2.3.3 Control de corriente del motor**

El motor de CC está acoplado directamente al rodillo de absorción mediante una polea dentada, con una relación 1:1. Se controla en corriente, dado que su misión principal es realizar un proceso de calibración inicial para determinar el par resistente debido al rozamiento por rodadura y, durante la ejecución de los protocolos, aplicar un par que compense parte de las pérdidas por rodadura, así como simular la inercia durante la fase de relajación del ciclo de impulso. En la figura 3.25 se puede ver el esquema de principio del circuito de control de velocidad.

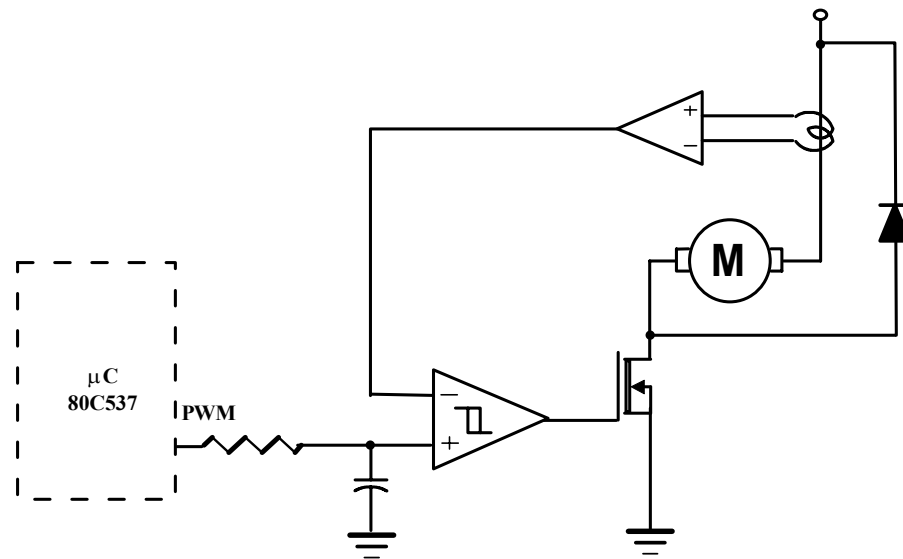


FIGURA 3.25 Esquema de principio del control de corriente del motor.

Del microcontrolador se toma una señal PWM que se integra para conseguir una tensión analógica en el rango 0 a 3 V. Ésta se utilizará para fijar el nivel de referencia para la báscula de Schmitt que controla la conducción de un transistor MOS de potencia. En el circuito de potencia del motor, un sensor de efecto Hall sensa la corriente que circula por el motor. La señal de salida, convenientemente amplificada, se compara en la báscula de Schmitt con la de referencia fijada por el integrador. Si es superior a ésta, el transistor pasa a corte. Si es inferior, el transistor pasa a conducción. La autoinducción propia del motor integra los pulsos de corriente, quedando una corriente continua a través de éste. El rizado de la corriente queda fijado por la histéresis de la báscula de Schmitt y el valor medio por la tensión presente en el integrador.

#### 4.2.3.4 Sistema de entrada-salida

El sistema de entrada-salida de la consola está constituido por el teclado de 16 teclas, el display LCD, tres pilotos de señalización y los puertos serie. Los puertos serie se utilizan para la comunicación con el sistema de adquisición y almacenamiento ErgoPC y con el periférico del panel táctil. Estos últimos se describirán en los apartados correspondientes.

La conexión eléctrica del teclado y el LCD al microcontrolador se realiza utilizando los puertos de E/S y gestionando por programa ambos periféricos, lo que economiza la circuitería. Conviene recordar aquí, que una de las características deseadas del sistema era el coste ajustado.

Los tres pilotos, basados en LED, se utilizan para indicar los modos de trabajo en los que se encuentra el ergómetro durante la ejecución de un protocolo.

El usuario percibe el conjunto que forma el teclado, el display LCD y los pilotos de señalización, como una interfaz de comunicación con el sistema. Durante la programación de los test el display va presentado el menú correspondiente a cada fase de programación y solicitando la introducción de los parámetros correspondientes, informando de los rangos posibles y dando mensajes de error si los valores no son adecuados. Durante la fase de ejecución presenta los valores medidos de las variables biomecánicas.

En los apartados siguientes se describirán los menús programados y la forma de navegar entre las diferentes opciones.

#### 4.2.4 Consola de programación y visualización

La consola de programación y visualización es el elemento de interfaz con el usuario. El aspecto que presenta es el de la figura 3.26. En ella se distinguen dos áreas principales, el área de visualización, formada por un display LCD y tres indicadores luminosos y el área de entrada de datos, formado por un teclado de 16 teclas.

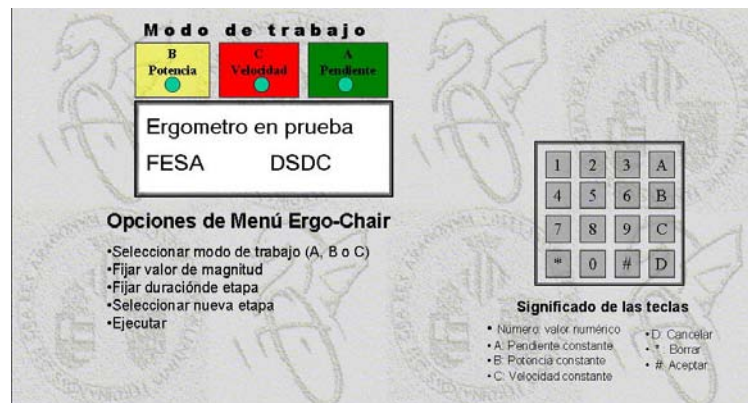


FIGURA 3.26 Aspecto de la consola de programación y visualización.

Las dos grandes funciones que realiza son la presentación de la información durante la programación y ejecución de los test y la introducción de datos para selección de opciones y valores de los diferentes parámetros.

A pesar de la simplicidad que presenta su utilización es fácil, pues mediante una serie de menús se va guiando al usuario en el proceso de programación. El inconveniente que presenta el diseño actual es el tamaño reducido de los componentes. Si el operador presenta alguna deficiencia en sus manos, bien física o de control, le resultará difícil la pulsación de las teclas. Hay que decir que el sistema actual es un prototipo y no se ha buscado dotarlo de total accesibilidad, sino validar el diseño y poder realizar las medidas necesarias por especialistas. Lógicamente, se puede mejorar la accesibilidad es aumentando el tamaño de estos componentes, teclado y LCD y, en todo caso, estudiando la disposición más óptima.

La secuencia lógica de trabajo de la consola se puede representar gráficamente mediante el diagrama de flujo de la figura 3.27.

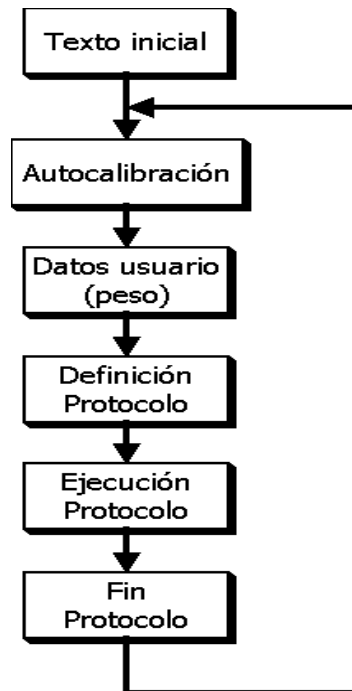


FIGURA 3.27 Secuencia general de trabajo de la consola.

Las funciones anteriores se agrupan en dos grandes tipos: las necesarias para la programación de los protocolos y las necesarias para la ejecución de los protocolos.

#### 4.2.4.1 Programación de protocolos

Previo a la estricta programación de un protocolo es necesario que se realicen dos funciones, la autocalibración y la introducción de los datos del usuario. El proceso de autocalibración se presenta cada vez que va a realizar un test. Después de la puesta en marcha del ergómetro es necesario realizar un proceso de autocalibración. Si el usuario ya ha realizado una calibración y no ha cambiado de silla de ruedas, puede saltar el proceso de calibración antes de ejecutar el siguiente test.

A continuación se pide el peso del usuario más la silla, ya que éste es el que se utiliza en los cálculos necesarios para implementar el sistema de inercia activo y el ajuste de la corriente de excitación en el modo de trabajo a pendiente constante.

Los protocolos, como se ha visto en el capítulo 2, consisten en una secuencia de etapas, cada una de las cuales tiene un modo de trabajo y los parámetros necesarios.

Para ilustrar mejor el proceso de programación de un protocolo se presenta en la figura 3.28 el diagrama de flujo que se sigue. Al inicio se presenta la elección entre dos alternativas: seleccionar un protocolo predefinido, que ya está almacenado en memoria, o diseñar un protocolo personalizado. La primera opción permite elegir uno memorizado y saltar directamente a la fase de ejecución. Si se elige diseñar el protocolo, se entra en un bucle que solicita al usuario la selección del tipo de modo de trabajo deseado para cada etapa, Pasivo o Activo, y los parámetros de configuración necesarios. En el primer caso, Modo Pasivo, se pasa a solicitar el valor de velocidad que se desea durante dicha etapa y la duración. Si se selecciona un Modo Activo, se debe introducir en primer lugar el porcentaje de compensación que se desea, y, a continuación el valor a fijar de la variable, por último se introduce la duración deseada para la etapa.

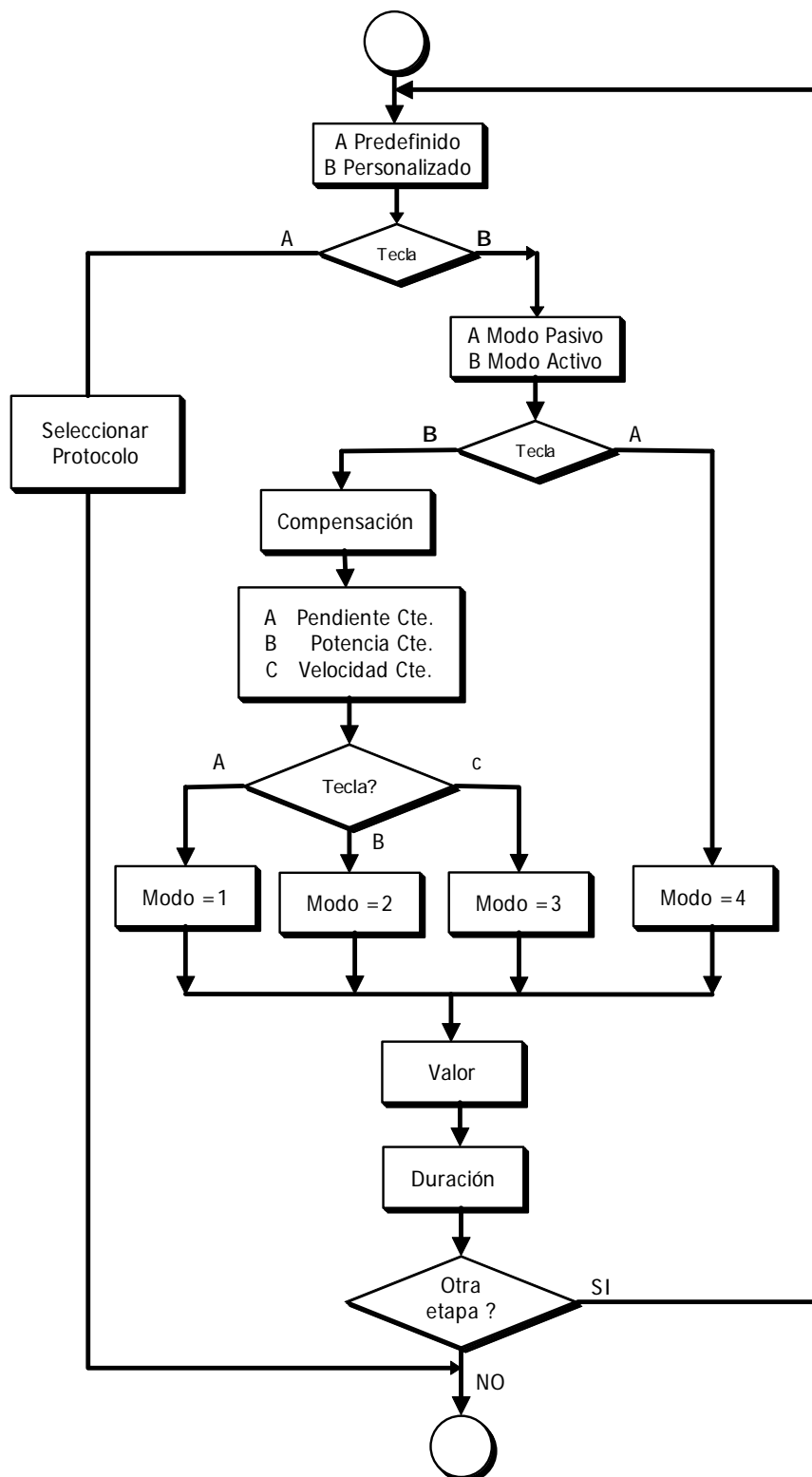


FIGURA 3.28 **Proceso de programación de un protocolo.**

Al finalizar la introducción de datos para una etapa, se pide si se quiere programar otra etapa o se da por finalizado el protocolo.

#### 4.2.4.2 Ejecución de protocolos

Una vez programado el protocolo deseado, se solicita del usuario si quiere ejecutarlo, o cancelar y volver a iniciar el proceso selección de protocolo. La figura 3.29 presenta el proceso que se sigue para la ejecución del protocolo.

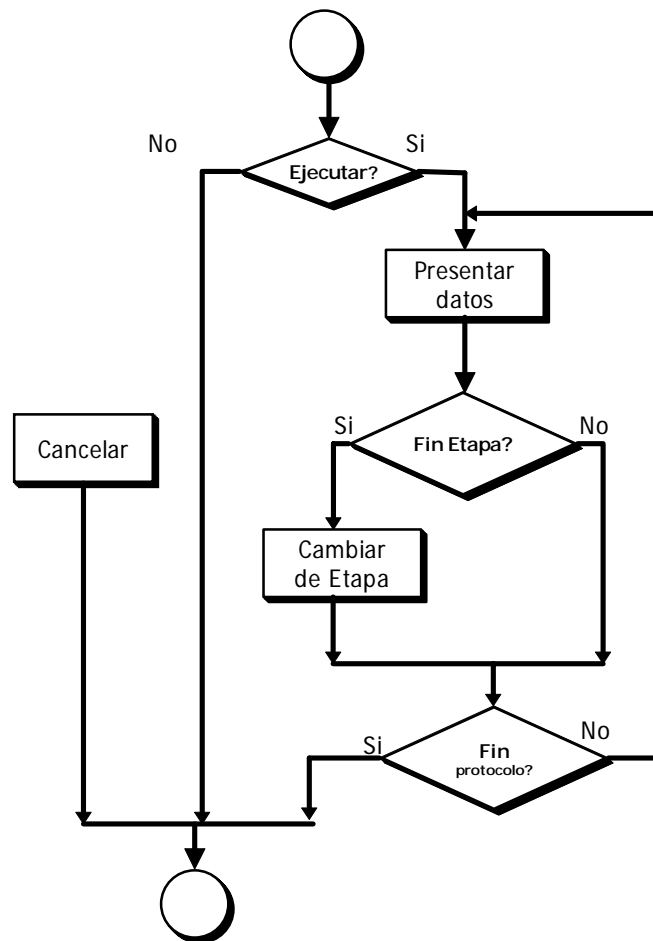


FIGURA 3.29 Proceso de ejecución de un protocolo.

Durante la ejecución del protocolo se realizan las medidas a cada paso por cero de la señal del alternador y se presentan los datos cada segundo. Cuando ha transcurrido el tiempo programado para cada etapa, se realiza el cambio de etapa, programando las nuevas condiciones. Transcurrido el tiempo total de ejecución del protocolo se sale, retornando al inicio de programación de protocolos. En cualquier instante de la ejecución del test, éste puede ser cancelado pulsando la tecla de cancelación “D”, provocando la salida del bucle de ejecución.

### 4.3 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE ALMACENAMIENTO Y ANÁLISIS

Conectando mediante un cable serie la consola a un PC, se pueden transferir los valores medidos de potencia, velocidad y frecuencia cardíaca. Estos datos pueden ser representados, almacenados, procesados, etc. Para ello se necesita un programa para PC que establezca y gestione la comunicación, realice la presentación de datos, almacene en ficheros los datos, edite estos ficheros, pueda diseñar protocolos, iniciar su ejecución, etc.

En la figura 3.30 se presenta una captura de pantalla de una sesión de prueba con ErgoChair. La función principal de este programa es la captura, visualización, almacenamiento y diseño de las sesiones de entrenamiento.

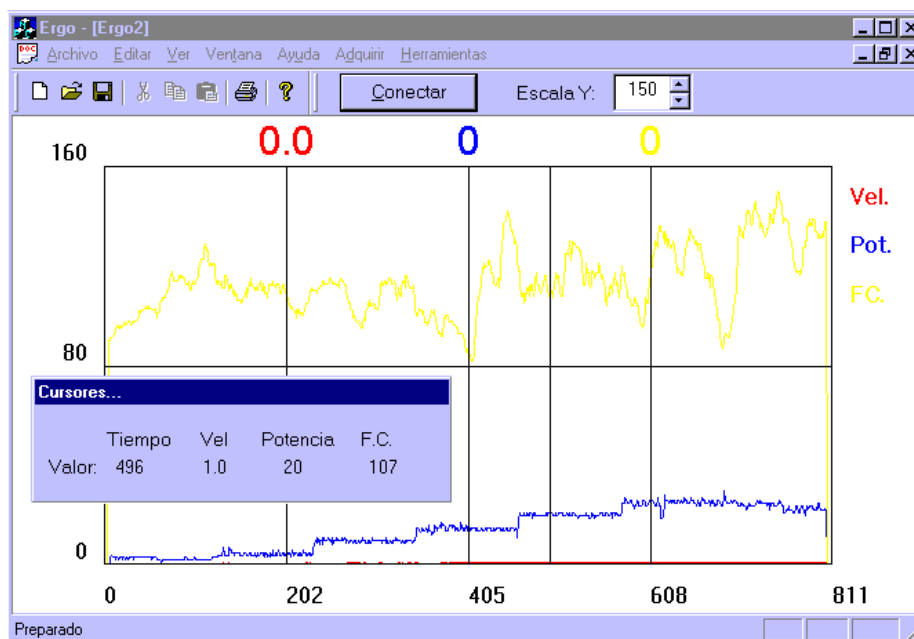


FIGURA 3.30 Pantalla principal del programa de captura.

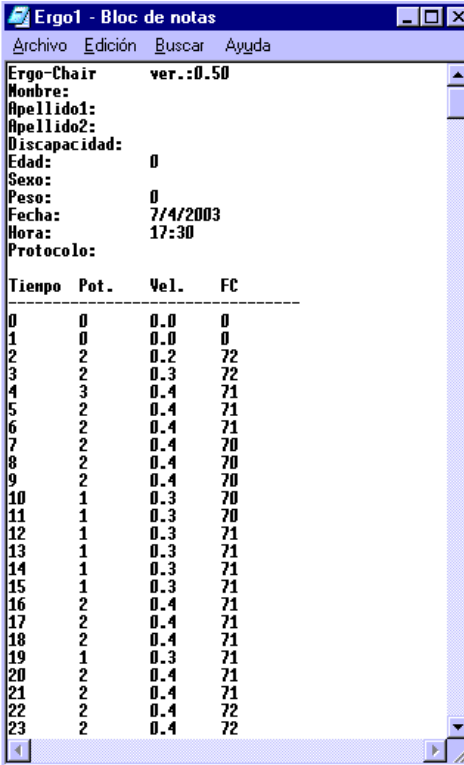
La captura y representación de los datos se realizan en tiempo real y en modo multidocumento, por lo que pueden estar abiertas varias sesiones, aunque sólo una de ellas puede estar recibiendo datos. La ventana gráfica dispone de varias funciones, accesibles desde las barras de menú y herramientas, que permiten seleccionar la escala vertical, maximizar, minimizar, cerrar y redimensionar la ventana, presentar y ocultar cursores, y conmutar entre visualización gráfica o texto de los datos

Los datos pueden ser salvados en un fichero en disco en formato texto. Este fichero tiene dos partes bien diferenciadas: una cabecera con datos sobre el usuario y la sesión realizada y una tabla de datos de cuatro columnas por tantas filas como muestras se hayan tomado. El fichero puede ser editado por cualquier editor de textos e importado por la mayor parte de los programas de tratamiento de datos como Excel, Statgraphics, etc. La figura 3.31 presenta una imagen parcial de un fichero editado con el bloc de notas de Windows.

Otras opciones disponibles son: la selección de protocolos memorizados, el diseño de protocolos personalizados, visualización de los perfiles de los protocolos, iniciar la ejecución de los test, así como detener temporalmente, reanudar y abortar la ejecución.

Para la comunicación de ErgoChair con ErgoPC se ha definido un pequeño conjunto de comandos que se intercambian para completar las siguientes funciones: inicio de comunicación, inicio de captura, finalización de captura, pausa de sesión, reanudación de sesión, realización de calibración, nueva sesión y cambio de etapa.





Ergo-Chair ver.:0.50  
Nombre:  
Apellido1:  
Apellido2:  
Discapacidad:  
Edad: 0  
Sexo:  
Peso: 0  
Fecha: 7/4/2003  
Hora: 17:30  
Protocolo:

Tiempo	Pot.	Vel.	FC
0	0	0.0	0
1	0	0.0	0
2	2	0.2	72
3	2	0.3	72
4	3	0.4	71
5	2	0.4	71
6	2	0.4	71
7	2	0.4	70
8	2	0.4	70
9	2	0.4	70
10	1	0.3	70
11	1	0.3	70
12	1	0.3	71
13	1	0.3	71
14	1	0.3	71
15	1	0.3	71
16	2	0.4	71
17	2	0.4	71
18	2	0.4	71
19	1	0.3	71
20	2	0.4	71
21	2	0.4	71
22	2	0.4	72
23	2	0.4	72

FIGURA 3.31 Fichero de datos editado con el Bloc de Notas.

## 4.4 PERIFÉRICO DEL SISTEMA ERGOCHAIR

El diseño modular adoptado para ErgoChair facilita la conexión de distintos periféricos que le doten de prestaciones más elevadas o permiten adaptar el sistema a aplicaciones más específicas. Hasta el momento se ha desarrollado un interfaz de usuario táctil (ErgoTouch) con accesibilidad ampliada. ErgoTouch trabaja en paralelo con la consola de control.

ErgoTouch está basado en un HMI (*Human Machine Interface*), que se compone de una pantalla LCD con capacidades gráficas, un sensor táctil y un controlador programable mediante un software específico. Una vez transferido el programa de usuario a una memoria no volátil, éste se ejecutará a la puesta en marcha del sistema, presentando los menús de configuración y ejecución de los test, así como presentando los valores de las variables biomecánicas medidas, tanto de forma numérica como gráfica.

En los siguientes apartados se describe este periférico.

### 4.4.1 Interfaz de usuario táctil

Un interfaz táctil se puede definir como un medio gráfico de comunicación con la máquina que facilita su comprensión y utilización por medio de la vista y el tacto. Este tipo de interfaces está especialmente indicado para usuarios desconocedores de la máquina, y/o con ciertas discapacidades físicas que impidan la utilización de periféricos más comúnmente usados (teclados, ratones, etc.). Por medio de una pantalla, TRC (Tubo de Rayos Catódicos) o LCD (Display de Cristal Líquido), y superpuesto a ella, un panel transparente sensible al tacto, un interfaz táctil se puede convertir en el medio más natural de comunicación con la máquina, tanto para el control de la misma como para la representación de información útil.

Este tipo de interfaces tuvo su origen a principios de los años 90 en el área del control industrial, ya que gracias a su capacidad de generación de entornos de control y representación de gráficos, permitía simplificar los complejos paneles de control repletos de teclados, botones, luces y galvanómetros, al tiempo que dotaba al sistema de gran flexibilidad y permitía la incorporación de mejoras con la simple modificación del software. Para ello utilizaban pantallas LCD, por su característica planar, junto con membranas táctiles con un número limitado de teclas configuradas por software.

Actualmente los interfaces por pantalla táctil están muy extendidos y son comúnmente utilizados en sistemas portátiles y autónomos como cajeros automáticos, cajas registradoras, teléfonos móviles y PDAs (Personal Digital Assistants) en general. La causa de esta creciente demanda se debe fundamentalmente a su reducido tamaño y peso, alta fiabilidad, creciente resolución, bajo consumo y su cada vez mayor reducción de coste.

Se ha recurrido a un interfaz de este tipo ya que permite un manejo más sencillo de ErgoChair, posibilitando incluso la configuración de la máquina a personas con ciertas minusvalías en manos y dedos, incapaces de manejar un teclado alfanumérico.

Un interfaz táctil está formado por una pantalla con capacidad de representación de gráficos y su controlador adecuado, un panel táctil de exacto tamaño a la pantalla con su controlador y una placa basada en microprocesador para gestionar las pantallas y los menús a los que accede el usuario además de soportar la comunicación con todos los controladores y dispositivos externos. El software que acompañe al sistema definirá el interfaz gráfico de usuario o GUI (Graphic User Interface).

Para cada una de las partes que se han mencionado como integrantes del interfaz existen multitud de ofertas distintas en el mercado, tanto en la tecnología que implementan como en prestaciones y funcionamiento.

Las características de partida del interfaz no son muy pretenciosas, resaltando las siguientes:

#### **Resolución de 320x240 pixeles**

El tamaño más extendido para este tipo de interfaces es de 5,7" que ofrece una resolución de 320x240 pixeles en el formato usual de 4:3. El tamaño de la pantalla estará directamente ligado al tipo de solución que finalmente se adopte, ya que los controladores de pantallas LCD soportan resoluciones específicas que van desde las 2,5" hasta las 12,3".

#### **Monocromática**

La característica monocroma de la pantalla en principio no es una limitación, ya que la interfaz gráfica y la representación de datos no requiere de un colorido especial. Esta característica vendrá determinada por los inconvenientes técnicos que presente y por el coste de la misma.

#### **Panel táctil o *TouchScreen* sencillo**

El panel táctil debe permitir la mínima resolución válida para la navegación a través de la GUI y al mismo tiempo debe permitir la activación con cualquier objeto, además del dedo y la uña. Esta característica se restringe a los *touchscreen* de tecnología resistiva. El tipo de controlador utilizado estará ligado al panel utilizado y será el encargado de calcular la posición XYZ del 'toque' y de su envío al microprocesador.

#### **Menús jerárquicos**

La manera de navegar por la GUI será mediante menús jerárquicos, ya que estamos más acostumbrados a ellos y resultan más sencillos para nuevos usuarios. Esta característica obliga a tener en consideración la utilización de un sistema operativo que aporte el entorno gráfico al software y reduzca las necesidades de memoria para el registro de multitud de pantallas gráficas prediseñadas.

### Representación de gráficos

Una de las utilidades más importantes del interfaz debe ser la capacidad de representación de las variables medidas por ErgoChair. De esta manera el interfaz debe ser bidireccional, ya que por un lado enviará la configuración seleccionada por el usuario a la consola de control y por otro mostrará en forma de gráfico los datos registrados por ésta.

### Carácter modular

Con el fin de independizar el diseño del interfaz respecto de la consola de control de ErgoChair debe realizarse con carácter modular, es decir, capaz de acoplarse tanto eléctrica como mecánicamente a lo ya existente sin que ello anule opciones o interfaces anteriores. Para ello debe pensarse en la utilización de interfaces de comunicación disponibles en la consola de control y el soporte software del mismo.

### Comunicación con la consola de ErgoChair

Precisamente para conseguir la modularidad del sistema se debe utilizar un interfaz de comunicación disponible en la consola de control. Este es el caso del interfaz serie RS232 o en su defecto interfaces adaptables como RS422 ó RS485.

#### 4.4.1.1 Soluciones estudiadas

Se ha realizado una búsqueda de equipos comerciales que permitan implementar el interfaz propuesto, encontrando un número considerable de alternativas que presentamos agrupadas en cuatro tipos genéricos.

- **Basada en PC embebido.** Actualmente existen PCs integrados en una única placa (*Single Board PCs*) que integran controladoras VGA/xGA para conexión directa a un monitor TRC o panel LCD. Para esta configuración será necesario añadir el panel táctil o *touchscreen* y su controlador, ya que éste es imposible implementarlo mediante software.
- **Basada en procesadores específicos.** Existen procesadores especialmente diseñados para el control de un LCD con panel táctil, habituales para PDAs o teléfonos móviles de última generación. Esta configuración resulta de gran sencillez hardware pero de una gran complejidad software, ya que todo el trabajo recae en la programación del procesador.
- **Basada en terminales programables integrados.** Son conocidos como terminales HMI. Este tipo de terminales normalmente trabajan junto a un controlador programable o PLC (*Programmable Logic Controller*) en una comunicación maestro-esclavo definida por el fabricante.
- **Utilización de controladores programables** totalmente integrados por el fabricante, especialmente diseñados para el control de otros equipos. En este apartado se incluyen los Panel PCs, TPC (*Touch Panel Computer*), PTC (*Programmable Terminal Controller*), etc.

Dentro de cada una de las cuatro configuraciones existen muchas alternativas a seguir así como detalles que puntualizar, por lo que a continuación se analizarán con detalle dentro de cada apartado.

#### Configuración A. PC Embebido

Esta configuración es interesante por su gran versatilidad ya que al tratarse de un mini PC se pueden programar todas las funciones que se consideren oportunas, además de disponer de todas las ventajas hardware que proporciona un PC (puertos serie, paralelo, USB, PS-2, etc.). Por el contrario el problema reside en el diseño de un software que implemente todas las funciones de gestión de dispositivos y aporte la GUI. Para poder programar la GUI en un lenguaje de alto nivel (Visual Basic, Visual C, Delphi, etc.) es necesario trabajar sobre un sistema operativo que gestione dispositivos y procesos, en este caso la mayoría de fabricantes pone a disposición una

imagen totalmente operativa de los sistemas operativos (OS) más usuales, incluso algunos de manera gratuita.

Un aspecto también condicionante es el OS que se pueda o que se quiera utilizar. Linux, MS-DOS y otras aplicaciones se suelen ofrecer gratuitamente y listas para funcionar sobre cualquiera de las configuraciones, incluyendo drivers para la controladora VGA, puertos de comunicación, etc.

### **El panel LCD**

La elección del panel LCD es complicada debido a la gran oferta existente y a las distintas tecnologías y prestaciones de éstos. El interfaz digital de cada panel LCD normalmente es distinto, por lo que antes de adquirir un LCD se debe comprobar la compatibilidad con el controlador a utilizar.

Una característica común a los paneles LCD, pasivos (STN) o activos (TFT), es la utilización de una potente luz trasera generada normalmente por tubos fluorescentes de cátodo frío o CCFT (Cold Cathode Fluorescent Tube), cuya característica es una baja radiación de calor y una alta eficiencia lumínica. Por el contrario necesitan para su activación una tensión senoidal muy elevada, 400~800Vrms, a frecuencias también muy altas, 30~80KHz. El circuito encargado de generar estas tensiones se conoce con el nombre de inversor (*Inverter*) y normalmente no va integrado en el cuerpo del panel LCD, dejando al diseñador su elección, montaje y apantallamiento, puesto que emiten gran cantidad de radiación electromagnética que interfiere con la frecuencia de refresco de línea.

### **El panel táctil o *touchscreen***

La mayor parte de los paneles LCD del mercado no incluyen el panel. Básicamente un panel táctil es un conglomerado de membranas con ciertas propiedades que se acopla en el display LCD, como si de un protector se tratase. Debido a que la luz pasa a través de él, una de sus principales características es su transparencia o transmitancia.

Existen distintos tipos de *touchscreen*, entre los que destacan los resistivos y los capacitivos. Los resistivos se componen de dos láminas conductoras, separadas por una capa dieléctrica o por pequeños espaciadores. Cuando la lámina más externa es presionada se realiza un contacto entre ambas láminas, y por medio de cuatro electrodos situados en los extremos de las láminas se calcula la caída de tensión en el punto de contacto y por tanto su posición. Los capacitivos se componen de una lámina conductiva con un electrodo en cada esquina, sobre un dieléctrico que almacena carga. Cuando la lámina es tocada por algún cuerpo con capacidad de almacenamiento de cargas (ej. dedo), se produce un aumento relativo de la capacidad que produce una pequeña deriva de corriente, lo que se traduce en un gradiente de tensión distinto en cada esquina, y tras comparar los gradientes obtenidos se calcula la posición. Debido al principio de funcionamiento, los paneles capacitivos sólo funcionan con el dedo o con algún puntero especial, sin embargo los resistivos permiten todo tipo de material para su activación, por este motivo los resistivos nos serán de mayor utilidad aunque presentan menor claridad. Otros tipos de paneles táctiles son los de onda superficial o SAW y los ópticos por infrarrojos, pero no son tan precisos.

Los inconvenientes principales que presentan los paneles táctiles resistivos se derivan de su complejidad mecánica ya que debe existir una deformación de la membrana exterior para su activación, del mismo modo su anclaje al chasis del panel LCD debe ser muy meticuloso, para que no existan deformaciones en la estructura de membranas que lo forman. Otro inconveniente es encontrar un panel táctil cuya área activa coincida con la del panel LCD, para que no existan errores

El controlador de *touchscreen* es un elemento ineludible para la utilización del panel táctil, puesto que es el encargado de procesar las débiles señales procedentes del panel táctil y calcular la posición en la que ha sido tocado. Por lo general este

controlador no viene incluido en el panel táctil, ya que éste condiciona la resolución final del panel.

En resumen, se puede decir que esta configuración es posiblemente la más potente de todas gracias a la versatilidad que aporta utilizar un PC embebido. Por el contrario no resulta precisamente barato y es de predecir que la mayor parte de las dificultades aparecerán en el software, tanto en el sistema operativo como en la aplicación a desarrollar.

### **Configuración B. Procesador específico**

Esta configuración se basa en un procesador integrado específicamente diseñado para trabajar directamente con paneles LCD, paneles táctiles, interfaces de comunicación, etc. en definitiva, para aplicaciones en las que el interfaz con el usuario es de forma gráfica y donde la introducción de datos es por medio de un panel táctil.

La existencia de procesadores de este tipo surgieron de la necesidad de integrar al máximo todos los dispositivos que necesitaban los nuevos equipos electrónicos personales o PDAs (Personal Digital Assistant). La arquitectura interna está específicamente diseñada para la función que realizan junto con una serie de periféricos programables. Básicamente la estructura de este procesador se compone de los siguientes módulos:

- Controladora de memorias DRAM con lógica de selección
- UART interna compatible para comunicación IR
- Puerto PWM (Pulse Width Modulation)
- Puerto SPI (Serial Peripheral Interface)
- Controladora LCD (máx. 640x512 píxeles)
- Reloj en tiempo real
- Puertos paralelos de propósito general
- Emulación en circuito y modo bootstrap

La programación de estos procesadores es muy compleja, por lo que su extenso conjunto de instrucciones dispone de instrucciones específicas. Además, permite trabajar con lenguajes de alto nivel que facilitan la programación, aunque en ciertas rutinas se tenga que recurrir al engorroso ensamblador. La configuración interna de todos los módulos se basa en registros, lo que facilita enormemente su programación, incluso en tiempo de ejecución. A pesar de estas facilidades, la existencia de tantos módulos y la necesidad de llevar a cabo al mismo tiempo muchas tareas, hace necesaria la programación a varios niveles, de esta manera es conveniente programar un OS embebido y multiprogramado (multitarea), capaz de gestionar los recursos disponibles.

### **Configuración C. Terminal programable**

En este tipo de configuración es donde existe mayor oferta, pudiendo decir que todas las empresas multinacionales con intereses en el campo del control industrial, disponen de su línea de terminales programables llamados genéricamente OIT (*Operator Interface*) o HMI, además de las empresas que se dedican expresamente a este tipo de aplicaciones.

Un terminal programable de este tipo se compone de un panel LCD, un panel táctil resistivo, normalmente matricial, y todos los controladores necesarios para su funcionamiento. Por supuesto todo este sistema se basa en un procesador principal, de tipo genérico (486, 586, etc.) o específico (EP720T), sobre el que recae todo el procesamiento de datos y la comunicación con el host externo por alguno de los interfaces dispuestos, así como la descarga del programa de usuario desde el PC a la memoria Flash interna.

La GUI o programa de usuario, se diseña previamente utilizando el software que distribuye el propio fabricante. Este software facilita la generación del interfaz de usuario por medio de multitud de objetos prediseñados, permitiendo el acceso y configuración de todos los registros internos del terminal. Una vez realizado el diseño del interfaz gráfico, y configurado todo el mapa de memoria, se puede proceder a la simulación sobre PC, con o sin host, con el fin de minimizar el tiempo invertido en la depuración, puesto que no es necesario descargar el programa al terminal.

Las capacidades gráficas que aportan estos terminales son bastante altas y siempre están en función del tamaño de la pantalla LCD y de su resolución. El propio software del fabricante tiene ya predefinidos botones, medidores, gráficos, teclados alfanuméricos, potenciómetros, displays, etc. reduciendo así el tiempo necesario en el diseño de pantallas y aumentando las posibilidades de interfaz con el operador.

El host o PLC desempeña la función de maestro dentro de la comunicación, convirtiendo al terminal programable en su interfaz de operador, por lo que su existencia es inevitable en una configuración como la que se presenta. Si extendemos el término ‘maestro’ a todo dispositivo inteligente con capacidad de controlar, podríamos decir que cualquier microprocesador o microcontrolador sería capaz de adoptar dicho papel, siempre y cuando conozcamos todos los detalles sobre el ‘esclavo’ a controlar. Los protocolos ASCII son la única posibilidad que aportan algunos fabricantes para utilizar un host distinto a un PLC compatible. Estos protocolos se basan en el envío de comandos al terminal en forma de caracteres ASCII, haciendo posible que cualquier dispositivo controlador tome las riendas de la comunicación. En estos casos el ASCII host debe utilizar un interfaz serie estándar, como el RS232C/422/485, que soporte el terminal programable, accediendo al espacio de memoria interna compartida (RAM) para la lectura y escritura de datos en curso.

En resumen, se puede decir que esta configuración es la que menos problemas hardware presenta, ya que el propio HMI incorpora todos los elementos necesarios, pero nos tenemos que ceñir a sus características.

#### **Configuración D. Controladores programables**

En esta última configuración se agrupan todos los dispositivos programables que como principal característica presentan una pantalla LCD y un panel táctil, todo ello integrado junto a un PC embebido o un *Single Board Computer*, con disponibilidad de multitud de líneas de entrada/salida, interfaces de comunicación, etc.

Todo controlador programable se basa en un PC en placa única, por lo que su capacidad de control y de configuración (al igual que ocurría con los PC embebidos) está definida por la programación de la aplicación que se quiera implementar. Todos estos controladores trabajan sobre un sistema operativo multitarea definido por el propio fabricante o bien son compatibles con sistemas operativos más comunes (Windows 98/NT/2000/CE y Linux). En muchos casos el fabricante acompaña su controlador con un paquete software que facilita la programación del mismo y el diseño gráfico del interfaz, además de los drivers necesarios para utilizar los puertos.

El producto que más se oferta para esta configuración es el Panel PC, que como su nombre indica integra en un mismo *mounting panel* todos los módulos descritos en la segunda configuración y a veces se trata de PCs totalmente normales a los que se les ha acoplado un interfaz gráfico. Por otro lado aparecen en el mercado otros productos más sencillos diseñados expresamente para proporcionar el control de cualquier sistema mediante un interfaz por pantalla táctil, estos equipos también se conocen como TPC o PTC.

#### **4.4.2 Interfaz de usuario del módulo HMI para ErgoChair**

La opción elegida para el terminal táctil ErgoTouch es la de terminal programable, pues presenta las siguientes ventajas:

- Fácil programación de la GUI.

- Bloque funcional montado y probado por el fabricante.
- Coste asequible.

El modelo elegido es el MT506L de EasyView [70], cuyas características principales son:

- Resolución 320x240 pixeles 4 niveles de gris.
- Panel táctil resistivo.
- Interfaz serie RS-232-C.
- Memoria: 4MB DRAM y 1MB FLASH.
- Protocolo ASCII.
- Programa de diseño y simulación EasyBuilder [71].

La conexión del HMI a la consola de ErgoChair requiere de un nodo que realice la función de maestro respecto de éste y sea esclavo respecto de la consola. Para ello se ha adoptado la arquitectura de la figura 3.32. La consola se comunica con el módulo basado en microcontrolador, el cual acepta el conjunto de comandos y el formato de datos definido para ErgoChair, y los traduce al protocolo ASCII propio del HMI. Los comandos que permiten la comunicación entre la consola y ErgoTouch son los mismos que entre la consola y ErgoPC, por lo que no repetiremos la descripción de cada uno de ellos, nos centraremos en la forma de realizar el control desde el interfaz táctil.

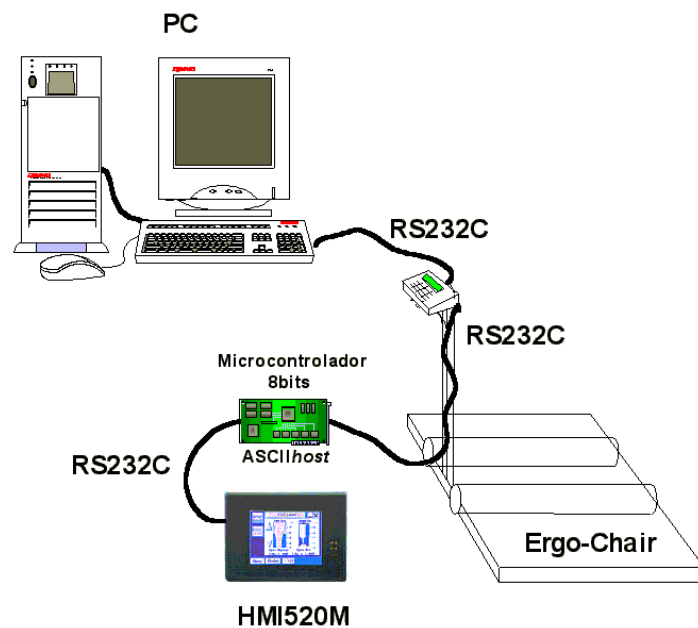


FIGURA 3.32 Arquitectura adoptada para ErgoTouch.

Por simplicidad y facilidad de programación del nodo, se ha elegido un microcontrolador AT89S52 [72], de fácil disponibilidad y económico y con 8KB de memoria FLASH para programas. El único problema que plantea es que no dispone de dos puertos serie, lo que ha obligado a emular un puerto serie por software, incrementando la carga computacional necesaria. Dado que el nodo ASCII host, no tiene unos requerimientos muy elevados de procesamiento, es perfectamente factible esta solución.

La comunicación HMI-host se realiza según el protocolo ASCII definido por el fabricante [71] para la comunicación entre el maestro, en nuestro caso el host, y el HMI.

El funcionamiento del accesorio se describirá mediante alguna de las pantallas diseñadas para la programación y la presentación de datos, sin entrar en como se realizan estas funciones internamente. Dado que los comandos que se intercambian entre la consola y el ASCII host son los mismos que se utilizan para la comunicación entre la consola y el PC, no se considera necesario entrar en detalles.

Tras dar alimentación al módulo táctil, entendido éste como el conjunto HMI más controlador host, aparece la primera pantalla de inicialización del sistema. Aproximadamente, el HMI tarda en mostrarla unos 5 segundos, tiempo en el que lee el sector de arranque o BootROM y comienza la ejecución de la aplicación.

Mientras tanto el controlador host sondea la presencia y estado del HMI. Sólo cuando éste responda al controlador host con el comando de inicialización se dará por válida la comunicación HMI-host y se pasará a iniciar la comunicación host-consola. Por definición, cada envío de un comando entre host y consola se repetirá cinco veces con un *timeout* máximo de 50ms cada envío. Si después de estos cinco intentos de comunicación no se recibe la contestación oportuna de la consola, el controlador host interpretará que ErgoChair no está encendida o la comunicación no está establecida, tras lo cual muestra en el HMI una pantalla de error.

Si la consola responde adecuadamente, el controlador host dará paso a lo que podemos llamar pantalla de presentación de la GUI. En esta pantalla se muestra información del proyecto. Para comenzar la sesión debemos pulsar sobre el botón ‘Comenzar’.

#### 4.4.2.1 Pantalla inicial. Ajustes y opciones del menú desplegable.

La pantalla inicial se diferencia por la presencia de los botones de ‘Menú’ y ‘Barra de tareas’ a imagen y semejanza de Windows. El botón de ‘Menú’ despliega un menú de selección rápida, que permite acceder a las partes más importantes del programa como por ejemplo ajustar el calendario, los parámetros de comunicación, modificar el registro de usuarios, apagar el CCFT o resetear el HMI.

La figura 3.33 presenta una imagen de la pantalla principal del accesorio ErgoTouch.



FIGURA 3.33 **Pantalla principal de ErgoTouch.**

Pulsando sobre el botón ‘Menu’, se accede a un submenú de cinco opciones generales:

- La pulsación del botón ‘Apagar’ hace saltar al HMI a la pantalla de presentación.
- Si se pulsa sobre el botón ‘Registro de usuarios’ se puede crear, modificar o borrar perfiles de usuarios que utilicen de manera rutinaria ErgoChair. Dentro de esta pantalla aparece un campo donde se introduce el nombre del usuario y 4 campos numéricos para sus datos. Para ello, al pulsar sobre dichos campos aparece un teclado numérico o alfanumérico según proceda. En la figura 3.34 se presenta la pantalla de registro de usuarios y el teclado alfanumérico



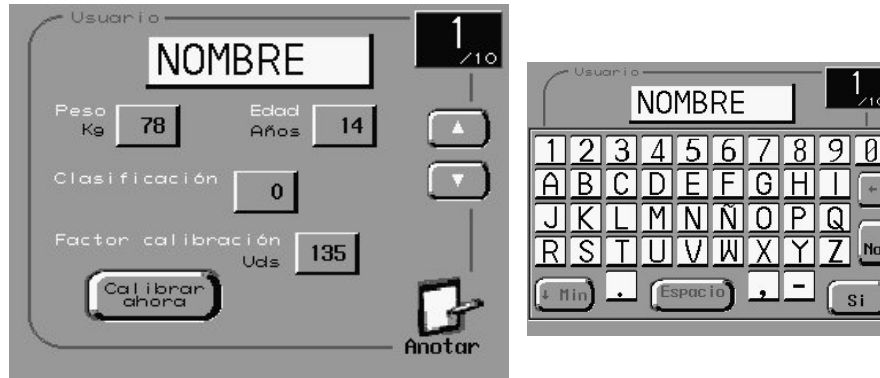


FIGURA 3.34 Pantalla del registro de usuarios de ErgoTouch.

- Si se pulsa sobre el botón 'Ajustes' del botón 'Menu', se pueden ajustar todos los parámetros opcionales del HMI, desde la fecha y la hora hasta indicar el tiempo de activación del salvapantallas. La figura 3.35 presenta dos imágenes de las pantallas de ajustes de fecha y hora, en la parte izquierda, y de las comunicaciones, en la parte derecha.

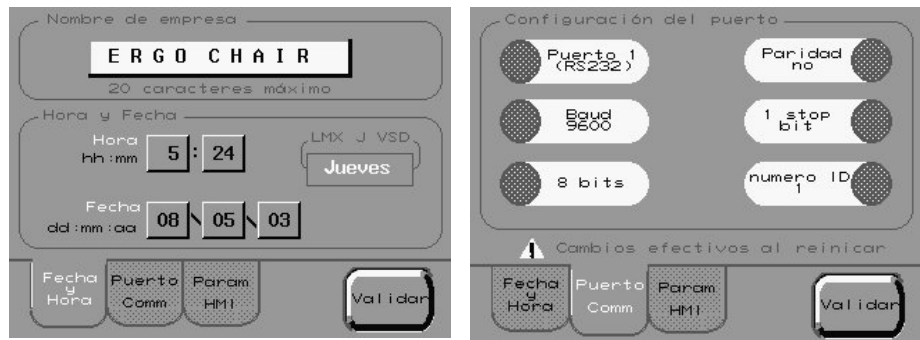


FIGURA 3.35 Pantallas de configuración de ErgTouch.

- Si se pulsa sobre el botón 'Guardar sesión' se pasa a la pantalla de registro de sesión, permitiendo guardar la última sesión realizada si no se ha hecho en otro momento.
- Si se pulsa sobre el botón 'Útiles' se desplegará un segundo menú de opciones añadidas, como son la activación voluntaria del salvapantallas o 'CCFT off', la reinicialización del sistema o 'Re-iniciar' y el Reset hardware del HMI o 'Reset'.

Además del menú de selección rápida la pantalla inicial muestra 3 iconos (ver figura 3.33), cada uno de los cuales arranca la programación de ErgoChair en uno de los 3 modos existentes 'Usuario no registrado', 'Usuario registrado' y 'Repetir sesión'.

Dado que se han diseñado muchas pantallas no presentaremos imágenes de todas ellas, sino que indicaremos, brevemente las funciones que puede realizar el terminal táctil.

#### 4.4.2.2 Programación de una sesión.

Un entrenamiento o sesión se programa en tres simples pasos. El primero será definir o seleccionar al usuario, el segundo será calibrarlo y el tercero y último será definir las etapas que conformarán la sesión. En función del icono que haya sido pulsado en la pantalla inicial, pasaremos a una pantalla distinta para definición del usuario.

### Primer paso. Definición del usuario.

Si se pulsa sobre el icono 'Usuario no registrado', el entrenamiento o sesión se supone que estará destinado a un usuario cuyo perfil no está registrado, o se quiere modificar el perfil sin necesidad de editarlo. Por tanto, se saltará a la pantalla de datos de usuario donde se debe introducir como mínimo el peso del usuario. En el botón 'Editar registro' se accederá de nuevo al registro de usuarios para registrar, si se desea, al usuario en cuestión. Si se pulsa sobre el icono de información aparecerá una pequeña leyenda informativa.

Si se pulsa sobre el icono 'Usuario registrado' el entrenamiento estará destinado a un usuario registrado, visualizando una ficha del usuario seleccionado. Se da la posibilidad de 'Cambiar usuario' entre 1 de los 10 existentes en el registro. También aquí se dispone de un icono de información.

Si se pulsa sobre el icono 'Repetir sesión', se salta directamente a la pantalla 'Definir sesión', que se comentará más adelante, asumiendo todos los datos referentes al último usuario que ha utilizado ErgoChair, inclusive su factor de calibración.

### Segundo paso. Calibración del usuario.

Una vez definido el usuario se pasa a realizar la calibración de éste. Independientemente de qué tipo de sesión haya sido iniciada, la pantalla de calibración es la misma aunque, si se pulsa sobre el botón 'Atrás' volverá a la pantalla de donde se procede. En esta pantalla se muestra una ficha con los datos del usuario previamente seleccionados y el botón de 'Comenzar calibración'. Cuando se pulsa este botón, es detectado por los continuos sondeos del controlador host que arranca automáticamente un procedimiento de calibración en ErgoChair. El mismo controlador se encarga de mostrar el porcentaje de ejecución de la calibración y el resultado de la misma. En la figura 3.36 se presentan las pantallas calibración.

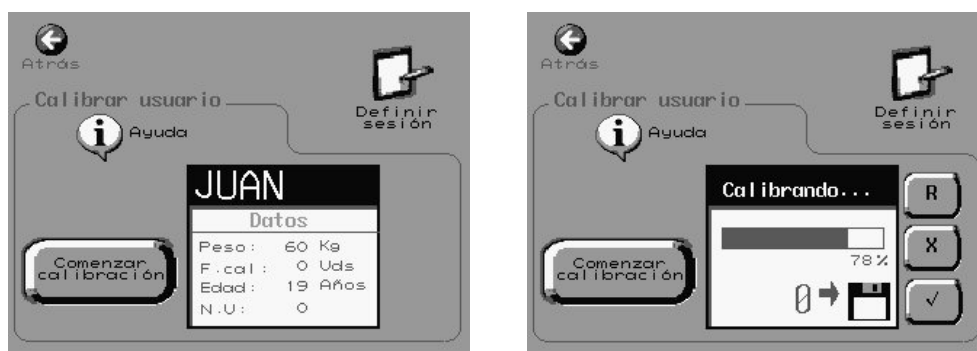


FIGURA 3.36 Pantallas de calibración.

Si por algún motivo se quiere parar la calibración se puede hacer pulsando sobre el botón 'X' y si se quiere reiniciar sobre el botón 'R'. Cuando la calibración concluya, aproximadamente después de 30 segundos, el resultado será mostrado permitiendo almacenarlo en el perfil de usuario pulsando sobre el *diskette*. Para salir de la pantalla hay que pulsar sobre el botón '✓'. En esta pantalla también se dispone de un icono de información donde se hace hincapié en no tocar las ruedas durante una calibración, ya que por un lado se falsea el resultado y por otro puede ser peligroso.

### Tercer paso. Definición de la sesión.

El tercer y último paso antes de comenzar la sesión, es la definición de las etapas que van a componer la misma. Para ello se dispone de un listado de hasta 20 etapas que se van rellenando de forma progresiva con el botón 'Definir etapa n'. Aunque en esta lista aparezcan algunas etapas sólo estarán validadas las que indique el número etiquetado como 'Etapas'. En la figura 3.37 se presentan las pantallas de diseño de los test.



FIGURA 3.37 Pantallas de diseño de los protocolos de test.

El botón 'Editar etapa' cumple una doble función, por un lado sirve para editar cualquiera de las etapas ya definidas en el listado y por otro permite validar todas las etapas anteriores a la seleccionada, reutilizando las etapas que aparecían previamente en el buffer. Es decir, siempre que se retorne de esta pantalla, pulsando sobre el botón 'Validar etapa', se interpretará que el usuario quiere validar desde la etapa 1 hasta la que en ese momento se esté visualizando.

El botón 'Cargar memo' permite cargar en el buffer una de las 4 sesiones memorizadas del HMI. Cada una de estas sesiones tiene un máximo de 5 etapas y son totalmente definibles por el usuario.

Cuando se pulsa sobre una de las 4 sesiones memorizadas se habilita el botón 'Editar programa' que permite modificar el programa seleccionado de forma definitiva, hasta nueva modificación. Si no se quisiera modificar el programa memorizado siempre se puede recurrir a la edición de etapas dentro de la pantalla 'Definir sesión'.

#### 4.4.2.3 Ejecución de la sesión. Gráficas de sesión.

Por último, cuando ya se ha definido la sesión podemos pasar a su ejecución pulsando sobre el botón 'Comenzar sesión'. El controlador host se encargará de procesar las etapas definidas e ir las enviando a la consola para su ejecución. Las capturas realizadas por la consola serán recibidas cada segundo por el host y enviadas al HMI para su representación gráfica.

En esta pantalla se muestra un temporizador de la sesión, esquina superior izquierda, y un 'navegador' de etapas, esquina superior derecha, donde se indica la etapa actual (número y tipo), su porcentaje de ejecución, la etapa pasada y la futura. Si pulsamos sobre alguna de las gráficas, se ampliará a pantalla completa, visualizando 120 segundos de ejecución o 60 segundos si se pulsa sobre el botón 'Zoom in'. En la figura 3.38 se presentan las pantallas de visualización de datos capturados en formato comprimido, en la parte izquierda y en formato expandido en la parte derecha.

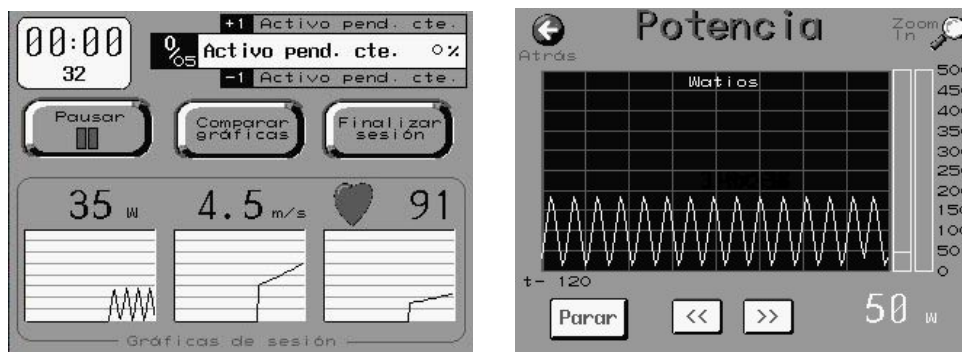


FIGURA 3.38 Pantallas de representación gráfica de los datos medidos.

Si pulsamos sobre el botón ‘Comparar gráficas’ pasaremos a una pantalla donde podemos seleccionar una fuente de comparación que puede ser interna o externa. La fuente interna consiste en 3 páginas de memoria donde se almacenan 3 sesiones de hasta 1 hora de duración, de tal manera que puedan ser rescatadas en tiempo de ejecución y comparadas con la sesión que se está realizando.

Cuando la sesión haya finalizado o se haya pulsado el botón ‘Finalizar sesión’ aparecerá el botón ‘Guardar sesión’ que permite la grabación de la última sesión en una de las 3 páginas de memoria.



FIGURA 3.39 Pantalla final de la ejecución de un protocolo.

Cuando finaliza la sesión, también aparece el botón ‘Volver inicio’ que nos lleva a la pantalla inicial para comenzar de nuevo todo el proceso. En la figura 3.39 se presenta la pantalla correspondiente a la de finalización de sesión.

## 5. CONCLUSIONES

De lo expuesto en los apartados anteriores se concluye que el sistema ergométrico desarrollado cumple con los objetivos inicialmente planteados. El sistema presenta una gran flexibilidad y modularidad, permitiendo adoptar configuraciones diversas según las necesidades.

La accesibilidad, entendida tanto en sentido físico como funcional, es total. Además, ofrece una serie de funciones de elevado nivel que facilitan su aplicación a

todo tipo de pruebas. Las medidas se realizan con precisión y la presentación y almacenamiento facilitan el análisis de las pruebas de esfuerzo tanto en tiempo real como *off line*. Los protocolos que se pueden realizar son muy flexibles y pueden estar preconfigurados en el sistema o ser programados por el usuario.

El diseño adoptado no es cerrado, pues a través de los puertos de comunicaciones y de los programas desarrollados, se puede fácilmente diseñar nuevas aplicaciones que amplíen las posibilidades de ErgoChair. Una opción muy interesante es la conexión a través de redes de datos, intranets o Internet, para poder realizar los test a distancia con seguimiento en tiempo real.



**RESULTADOS EXPERIMENTALES Y ESTUDIO DE LA  
VALORACIÓN FUNCIONAL**

---

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. CARACTERÍSTICAS FINALES DE ERGOCHAIR .....	1
2.1 Características mecánicas .....	1
2.2 Características eléctricas .....	2
2.3 Características funcionales .....	2
2.4 Resumen .....	3
3. CALIBRACIÓN .....	3
3.1 Calibración cualitativa .....	3
3.1.1 Metodología de la calibración cualitativa .....	3
3.1.2 Resultados de la calibración cualitativa .....	4
3.2 Calibración .....	6
3.2.1 Calibración de la potencia .....	6
3.2.2 Calibración de la velocidad .....	7
3.2.3 Calibración de la frecuencia cardíaca .....	8
3.2.4 Resultados de la calibración .....	8
4. ENSAYOS DE VALORACIÓN CON SUJETOS .....	9
4.1 Procedimiento experimental .....	9
4.2 Resultados y discusión .....	10
4.3 Discusión .....	13
4.4 Conclusiones .....	14
5. DETERMINACIÓN DEL GRADO DE DISCAPACIDAD .....	14
5.1 Procedimiento experimental .....	15





## 1. INTRODUCCIÓN

Por estructurar y clarificar la exposición, los resultados obtenidos al finalizar el desarrollo es conveniente presentarlos clasificados en tres categorías: características finales del ergómetro, resultados de la calibración y ensayos con sujetos.

Dentro de la primera categoría se hará una revisión de las especificaciones iniciales y se compararán con las características finales del prototipo. Esta comparación permitirá verificar si se han cumplido los objetivos iniciales planteados.

Los resultados de la calibración permitirán verificar que los procesos de medida son correctos y, si se detectan errores sistemáticos, introducir las correcciones oportunas.

Por último, los ensayos realizados son de dos tipos: verificación del método propuesto de valoración de los atletas y determinación de un método de clasificación de la discapacidad para lesionados medulares.

## 2. CARACTERÍSTICAS FINALES DE ERGOCHAIR

En el capítulo 3 se fijaron las características generales deseadas para ErgoChair y se detallaron clasificadas en: mecánicas, eléctricas y funcionales. Hay que destacar que se valora un prototipo, primera versión del dispositivo y construido de forma no industrial.

A pesar de esta consideración, el sistema final construido ha satisfecho en un grado muy elevado las características generales especificadas al inicio del trabajo. Sólo algunos detalles muy puntuales no se han conseguido completamente o han puesto al descubierto problemas que no se contemplaron inicialmente.

A continuación se revisa cada una de ellas y se especifica el grado de cumplimiento conseguido.

### 2.1 CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS

ErgoChair cumple casi completamente con las características mecánicas establecidas inicialmente. Como valoración de conjunto el resultado se considera satisfactorio.

Así, respecto de las dimensiones finales, se valora como muy positivo el resultado obtenido. El equipo se ha ubicado en varias dependencias y no ha planteado problemas de espacio. Lógicamente, siempre han sido lugares de trabajo, no hogares, y la disponibilidad de espacio es mayor.

El acceso, aspecto que se deseaba cuidar muy especialmente, ha resultado ser muy aceptable, pues todos los discapacitados que han utilizado ErgoChair se han situado sobre el ergómetro sin ayuda de terceros.

Solamente dos aspectos han quedado parcialmente incompletos: la transportabilidad y el anclaje.

El prototipo disponible al final del desarrollo ha resultado más pesado de lo que inicialmente se pretendía y, por consiguiente, el transporte no puede realizarse por una sola persona. Hay que decir que no se han previsto ruedas de transporte, ni palancas u otros elementos de sujeción que faciliten el transporte.

El sistema de anclaje ha resultado satisfactorio en los aspectos de facilidad de ubicación e instalación de las correas. Sin embargo, la rigidez del anclaje no ha sido la esperada y los usuarios con mayor capacidad física provocan algunas oscilaciones de la silla durante el test. Esto produce en el discapacitado incomodidad.

Por último, un aspecto no contemplado durante la fase de diseño y descubierto durante las pruebas, ha sido el exceso de fricción entre las ruedas motrices y los

rodillos que presentan las sillas de baloncesto, tenis y atletismo, debido a que sus ruedas no son paralelas entre si, sino que forman un ángulo que tiende a juntarlas por la parte delantera y por la parte superior.

Por fortuna, este problema tiene fácil solución. Las sillas con esta disposición de ruedas no pueden ser ubicadas entre los dos rodillos, sino centradas sobre el rodillo de absorción, para evitar el efecto pernicioso del ángulo de ataque. El sistema de anclaje por correas permite esta ubicación, por lo que el problema es superable sin modificaciones del diseño.

## 2.2 CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS

El sistema ergométrico ha alcanzado todos los objetivos previstos en las características eléctricas. Se valora, por lo tanto, como muy satisfactorios los resultados conseguidos.

Las medidas y el control de las condiciones de trabajo se realizan con precisión y dentro de los rangos y frecuencia de actualización establecida. Las pruebas que se han realizado así lo han constatado.

Por otra parte, la configuración elegida para el interfaz de usuario de la consola ha demostrado su validez, permitiendo las funciones previstas. Bien es cierto que, debido a la parquedad de los elementos de entrada y salida, necesita un cierto entrenamiento previo para realizar la programación. Durante las pruebas se realizaron muchos comentarios y valoraciones por parte de los usuarios. La mayor parte de estos comentarios valoraban positivamente el ergómetro en general y su manipulación, pero también pusieron de manifiesto algunas carencias. Los elementos de señalización se consideraron demasiado reducidos, proponiéndose como elementos a añadir indicadores numéricos de tiempo de ejecución, tiempo restante del test, número de etapas del protocolo, etc. El tamaño del teclado también recibió muchas críticas.

El sistema de almacenamiento y análisis es el interfaz que más facilidad aporta al manejo de ErgoChair. Sobresale la capacidad de representación gráfica de los datos, que permite percibir la evolución de las pruebas de forma visual. Por otra parte, se ha comprobado que es el elemento que más puede evolucionar y más funciones nuevas puede aportar. El punto débil que se ha encontrado es la vía de comunicación elegida, ya que el puerto serie es un dispositivo que está siendo sustituido por el USB y algunos ordenadores no lo implementan.

Por último, el periférico ErgoTouch ha demostrado ser un interfaz muy valioso para facilitar el manejo de ErgoChair. La similitud con las GUI tipo Windows, facilita el aprendizaje de las funciones y los usuarios se mueven con más soltura entre los distintos menús. La conclusión obtenida es que supera con creces las expectativas que se tenían sobre dicho interfaz.

## 2.3 CARACTERÍSTICAS FUNCIONALES

Las funciones implementadas han demostrado ser suficientes y responder ajustadas al comportamiento deseado. La valoración general es satisfactoria. Sin embargo, se han echado en falta algunas funciones más.

El interfaz que ha demostrado más carencia de funciones ha sido la consola. Durante la fase de diseño no se pensó en dotar a éste de una función de edición y modificación de protocolos. Esta carencia limita la facilidad de programación de nuevos protocolos, pues cualquier modificación significa introducir el protocolo completo.

Las funciones implementadas en el sistema de almacenamiento y análisis han sido valoradas muy positivamente. Los usuarios no han manifestado que noten carencias

concretas. Sin embargo, no ha sido posible implementar todas las funciones inicialmente previstas, pero las que faltan son bastante especiales y no repercuten en las aplicaciones realizadas hasta el momento. Las funciones de telecontrol no se han desarrollado completamente y, por lo tanto, las aplicaciones que caen en el área de telemedicina y telerehabilitación no están disponibles actualmente en su totalidad.

## 2.4 RESUMEN

El sistema desarrollado presenta un conjunto de características que lo convierten en un medio polivalente de aplicación en rehabilitación, medida de la discapacidad y deporte adaptado, entre otros. Este amplio abanico de aplicaciones es debido al diseño realizado y a la tecnología empleada en su implementación. Utilizar de forma óptima los recursos tecnológicos, estructurando el sistema en capas de menor a mayor nivel de abstracción y servicios, facilita la incorporación de funciones y la adaptación a los diferentes escenarios de utilización.

La valoración final de ErgoChair es positiva y las recomendaciones de mejora que se pueden extraer de los apartados anteriores son: mejora de la mecánica ajustando dimensiones y peso; inclusión de elementos que faciliten el transporte y la instalación; mejora en el sistema de anclaje; ampliación de los elementos de señalización de la consola; adaptación a los nuevos buses de interconexión; introducción de funciones de edición y modificación de protocolos de la consola; implementación de las funciones de telecontrol.

## 3. CALIBRACIÓN

La calibración se ha efectuado en dos fases, una durante el desarrollo del ergómetro y otra al finalizar su construcción. La primera calibración, denominada calibración cualitativa, tuvo por finalidad verificar que las condiciones de propulsión en el ergómetro fueran similares a las de pista. La determinación, en fase temprana del diseño, de disimilitudes entre pista y ergómetro, permitió realizar las correcciones pertinentes e incluir en el diseño los elementos que mejoren la similitud entre ambas condiciones de propulsión.

La calibración realizada al finalizar la construcción permitió determinar el error sistemático y realizar la corrección necesaria.

### 3.1 CALIBRACIÓN CUALITATIVA

Una vez construido el sistema mecánico del ergómetro se sometió a una prueba de “calibración cualitativa”. Mediante este término se quiere expresar la sensación que tiene el usuario cuando está instalado, con su propia silla de ruedas, en el ergómetro y realiza un ejercicio de propulsión.

Esta encuesta no busca cuantificar ninguna magnitud, sino obtener un índice de bondad del ergómetro. Es decir, si las sensaciones de los usuarios son próximas a las de pista. Si las conclusiones extraídas de este estudio son que las condiciones de impulso en el ergómetro difiere mucho del impulso en pista, se deben de realizar modificaciones que acerquen las sensaciones del ergómetro a las de pista.

#### 3.1.1 Metodología de la calibración cualitativa

La obtención de datos para esta calibración se ha realizado mediante una encuesta a un conjunto de 10 usuarios, 5 discapacitados usuarios de silla de ruedas y 5 no discapacitados, con respuestas alternativas de las que deben elegir una.

A los participantes en la encuesta no discapacitados, se les pidió que se desplazasen durante algunos minutos en la silla de ruedas antes de instalarse en el

ergómetro. A todos los participantes en la encuesta se les solicitó que se instalaran en el ergómetro y, después de anclar la silla, que impulsaran durante unos minutos la silla con diferentes velocidades y con los periodos de descanso que consideraran necesarios.

Al finalizar la prueba se les entregó la hoja de encuesta para rellenarla de forma anónima.

El estado del ergómetro en el momento de realizar la prueba puede apreciarse en la fotografía de la figura 4.1. Estaba desprovisto de todo tipo de carenados y otros elementos que pudiesen aumentar la sensación de estar ubicados sobre una máquina. Durante la prueba el ergómetro permaneció sin alimentación y ocultando la consola de control a los usuarios, a los que no se les informó del estado del instrumento.

Las preguntas presentadas a los sujetos que participaron en la encuesta fueron:

<p>1.- La fuerza aplicada sobre las ruedas en el ergómetro respecto del suelo es:</p>	<p><input type="checkbox"/> Mucho mayor  <input type="checkbox"/> Algo mayor  <input type="checkbox"/> Igual</p>
<p>2.- El incremento de velocidad a cada impulso en el ergómetro respecto del suelo es:</p>	<p><input type="checkbox"/> Mucho menor  <input type="checkbox"/> Algo menor  <input type="checkbox"/> Igual</p>
<p>3.- La pérdida de velocidad sin impulsar las ruedas en el ergómetro respecto del suelo es:</p>	<p><input type="checkbox"/> Mucho mayor  <input type="checkbox"/> Algo mayor  <input type="checkbox"/> Igual</p>
<p>4.- El cansancio al cabo de un minuto en el ergómetro respecto del suelo es:</p>	<p><input type="checkbox"/> Mucho mayor  <input type="checkbox"/> Algo mayor  <input type="checkbox"/> Igual</p>

Para la obtención del índice de bondad se ha dado un peso a cada respuesta, de 0 a 2. El valor 0 corresponde a no encontrar diferencia entre las condiciones de pista y ergómetro, y el valor 2 a la máxima diferencia. El índice de bondad para cada pregunta, será la media aritmética de los valores asignados a cada una de las respuestas. El índice total será la media de los índice de cada pregunta.

**3.1.2 Resultados de la calibración cualitativa**

El índice de bondad tomará un valor entre 0 y 2. Valores próximos al máximo indican gran disimilitud entre las condiciones de pista y ergómetro. Valores próximos a 0, indican pocas diferencias.

Las respuestas de los usuarios se resumen en la tabla 4.1. El índice total (1,3) indica que se aprecian diferencias sensibles entre pista y ergómetro. Por conceptos, los que presentan mayor diferencia son los relacionados con la inercia (1,4 y 1,5), lo cual indica que se debe prestar especial atención a estos puntos.

Pregunta			Usuarios		Índice
			Discapacitados	No discapacitados	
1	<input type="checkbox"/> Mucho mayor	2	1	0	1,1
	<input type="checkbox"/> Algo mayor	1	4	4	
	<input type="checkbox"/> Igual	0	0	1	
2	<input type="checkbox"/> Mucho menor	2	2	2	1,4
	<input type="checkbox"/> Algo menor	1	2	1	
	<input type="checkbox"/> Igual	0	1	2	
3	<input type="checkbox"/> Mucho mayor	2	2	3	1,5
	<input type="checkbox"/> Algo mayor	1	2	2	
	<input type="checkbox"/> Igual	0	1	0	
4	<input type="checkbox"/> Mucho mayor	2	1	2	1,2
	<input type="checkbox"/> Algo mayor	1	4	2	
	<input type="checkbox"/> Igual	0	0	1	
					1,3

TABLA 4.1 Resultados de la encuesta de calibración cualitativa.

En resumen, el resultado indica que el ergómetro incrementa el esfuerzo de propulsión en una cantidad que es apreciable por el usuario, tanto sea una persona habituada a desplazarse en silla de ruedas como quien la utilice por primera vez.

Como consecuencia de la calibración cualitativa, se llegó a la conclusión de que era necesario introducir un sistema de compensación del par resistente en vacío, para poder ajustar la sensación del usuario a la percibida en pista. También era necesario ajustar la inercia del sistema. El método elegido, como ya está descrito en el capítulo 3, fue la inclusión de un motor auxiliar que proporciona el par necesario para la compensación.

Las sensaciones debidas a la inercia también presentaban desviaciones respecto de pista, el sistema activo de inercia descrito en el capítulo 3 compensaría finalmente estas desviaciones.



FIGURA 4.1 Configuración de ErgoChair durante la Calibración Cualitativa.

## 3.2 CALIBRACIÓN

Dado que ErgoChair realiza la medida de tres variables no ligadas, se realizará un proceso de calibración para cada una de ellas. El método seguido para la calibración y el patrón de referencia en cada caso, se describe en los apartados correspondientes.

### 3.2.1 Calibración de la potencia

El método seguido para la calibración de la medida de potencia ha consistido en comparar con un instrumento patrón de características conocidas. El equipo de referencia es un plato instrumentado montado en una bicicleta cuya rueda trasera se situó sobre la pareja de rodillos de ErgoChair. El plato es el dispositivo SRM Profesional [73].

Se realizaron una serie de medidas con la bicicleta instrumentada tomando simultáneamente los valores que se indicaban ambos instrumentos, ErgoChair y la bicicleta, para los diferentes modos de funcionamiento del ergómetro. El accionamiento de la bicicleta lo realizaba un sujeto al que se le iba exigiendo que alcanzara valores de potencia determinados. Al llegar el indicador del instrumento SRM a dicho valor, se registraba el valor que presentaba ErgoChair. La dificultad del método radica en que no es fácil estabilizar la bicicleta en un valor de potencia dado, pues el sujeto debe ajustar la fuerza ejercida sobre los pedales según observe que no llega o se pasa del valor deseado.

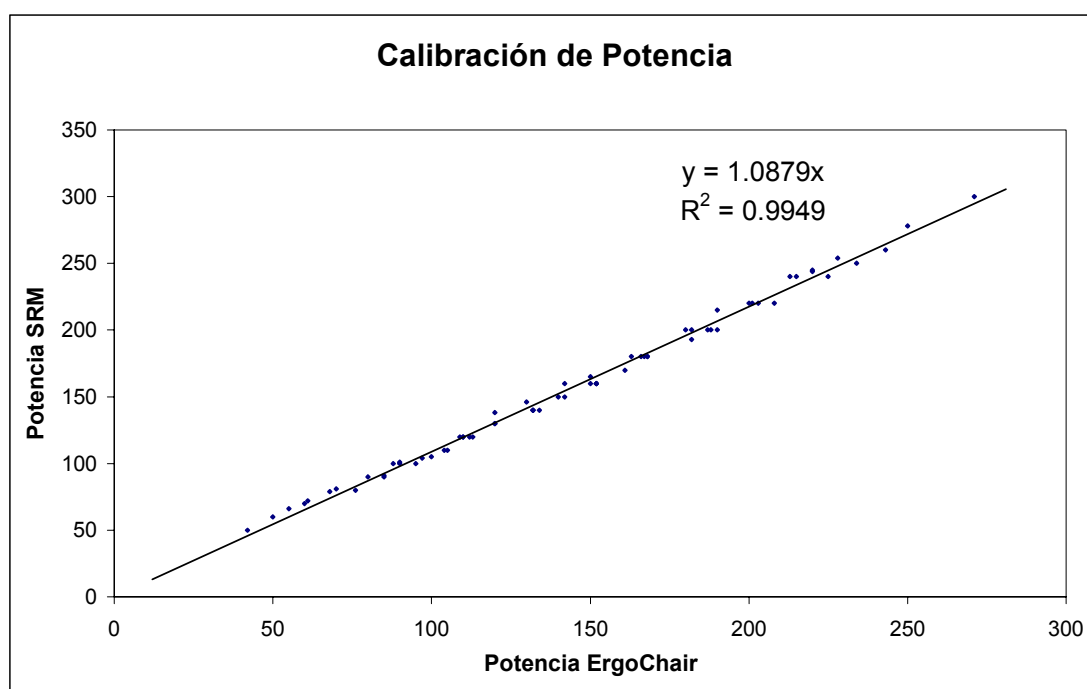


FIGURA 4.2 Gráfica de calibración con SRM.

En la figura 4.2 se presenta la gráfica de los valores obtenidos, si se realiza un ajuste lineal, se observa que existe un error medio del -8,79% en los valores leídos por ErgoChair. Hay que tener en cuenta que el modelo SRM utilizado tiene un error del  $\pm 2,5\%$  y que, aunque la frecuencia de muestreo de las galgas extensiométricas es de 200 Hz, la frecuencia de presentación de datos es de 0,3 Hz frente al 1 Hz para ErgoChair, lo cual introduce una cierta dispersión en los valores. Si realizamos una

representación gráfica teniendo en cuenta el error de medida del equipo SRM y la resolución de ErgoChair, como la figura 4.3, vemos que el rectángulo cuyo centro es la muestra y por lados tiene los errores de ambos equipos, en la mayoría de las muestras toca a la recta de calibración, lo que indica que, con los equipos utilizados, la calibración es correcta.

Debido a las condiciones de la toma de datos, no es posible, mediante este método, cuantificar el error cometido por ErgoChair.

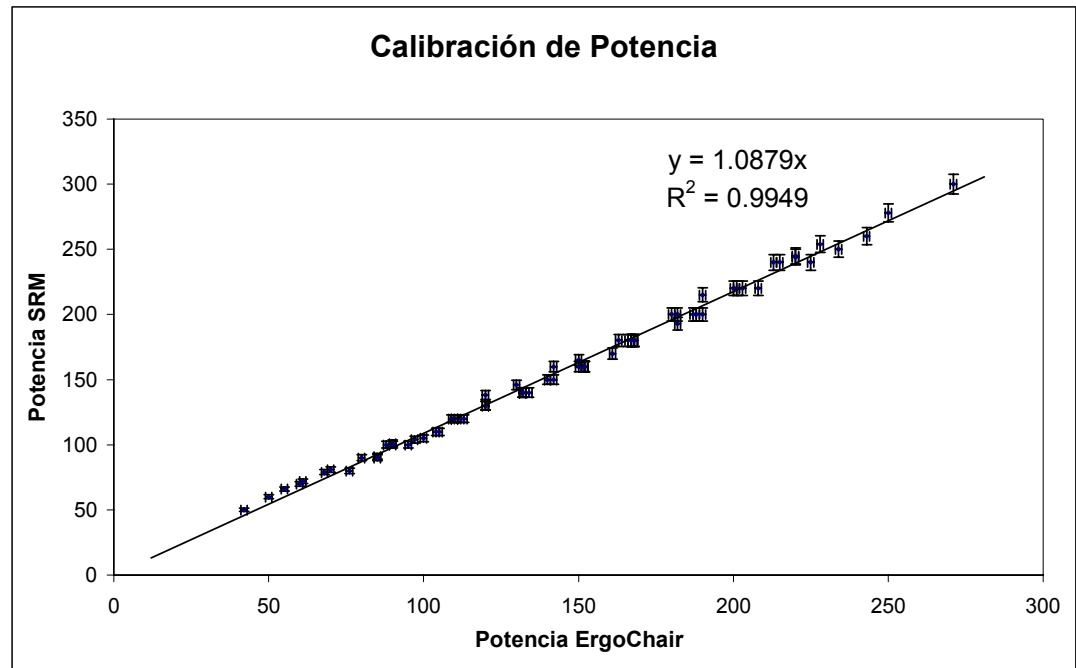


FIGURA 4.3 Gráfica de calibración incluyendo el rectángulo de error.

Por lo tanto, se ha de incrementar los valores presentados por ErgoChair en un 8,79% para disponer del valor real.

### 3.2.2 Calibración de la velocidad

El método de medida de la velocidad es objetivo y no requiere más calibración que verificar que para señales de salida del alternador de frecuencia conocida se presente en el display la velocidad correcta. Durante el proceso de caracterización del alternador se tomaron, simultáneamente, los datos de velocidad que presentaba el display, y se compararon con los calculados a partir de la frecuencia de la señal del alternador mediante la expresión:

$$v = \frac{2 \cdot \delta \cdot f \cdot r}{NPP}$$

Los datos obtenidos están reflejados en la tabla 4.2.

Frec.(Hz)	2	5	10	20	50	75	100	150	200	250
Vel. Calcul.(m/s)	0,062	0,157	0,314	0,628	1,570	2,356	3,141	4,712	6,283	7,853
Vel. Display(m/s)	0,0	0,1	0,3	0,6	1,5	2,3	3,1	4,7	6,2	7,8

TABLA 4.2 Calibración de la velocidad.

Como se aprecia, para la resolución requerida, la medida es correcta. La precisión en la medida de la velocidad es de  $\pm 0,1$  m/s.

Para medir la frecuencia de la señal del alternador se utilizó un osciloscopio digital TEKTRONIX TDS 200.

### 3.2.3 Calibración de la frecuencia cardíaca

La calibración de la frecuencia cardíaca se ha realizado por comparación con un medidor de frecuencia cardíaca tomado como patrón. Este ha sido un “Polar XTrainer” y una interfase “Polar Interface Plus”, mediante la cual se volcaban los datos a PC para su posterior visualización y tratamiento. El registro de la frecuencia cardíaca se efectuó a una muestra cada 5s.

El procedimiento seguido ha consistido en comparar los valores mostrados por ambos en varias sesiones de toma de datos y comprobar que las medidas son aceptables bajo los siguientes criterios:

- Seguir el mismo patrón de evolución.
- Diferencia entre valores promedio  $< 5\%$

No se ha buscado la coincidencia total ni se puede expresar el error en la medida como un valor concreto, dado que cada instrumento sigue un proceso de medida diferente, con periodos de muestreo y de integración no coincidentes, y criterios de exclusión de señales desconocido para el instrumento patrón.

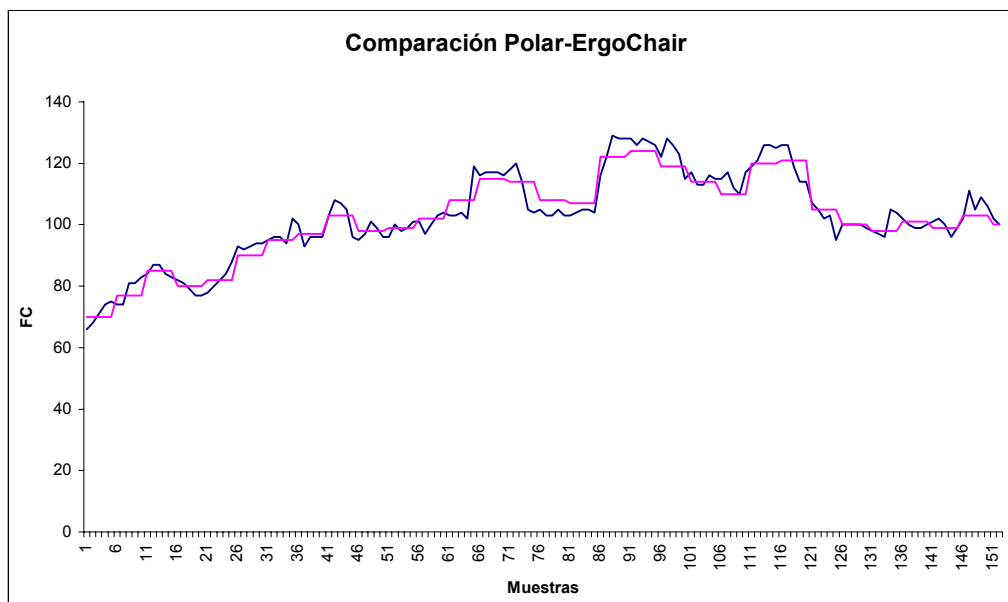


FIGURA 4.4 Comparación Polar y pulsómetro ErgoChair.

El resultado ha sido satisfactorio, cumpliéndose para todas las medidas los criterios establecidos, como se puede ver en la figura 4.4.

### 3.2.4 Resultados de la calibración

Después del proceso de calibración se puede concluir que las medidas que se realicen por ErgoChair son fiables, aunque no se pueda indicar en la medida de la potencia el error que le afecta.

La calibración deberá repetirse con un método diferente que permita establecer la precisión que tiene.



## 4. ENSAYOS DE VALORACIÓN CON SUJETOS

Incluidas en el sistema las correcciones oportunas, se realizaron los ensayos de valoración con discapacitados objeto de la tesis: la valoración de atletas discapacitados y la determinación del grado de discapacidad.

Uno de los elementos fundamentales que debe conocer el entrenador de un corredor de fondo es el umbral anaeróbico, expresado en forma de frecuencia cardíaca capaz de mantener durante el tiempo que dure la competición, o bien como nivel de velocidad sostenible.

Esta “velocidad de umbral” se utiliza como referencia para, según sea la duración de la prueba en que se compita, o el objetivo de la sesión de entrenamiento que se lleve a cabo, regular la velocidad a la que se debe realizar el esfuerzo para conseguir la máxima eficiencia.

En el capítulo 2 se ha hecho referencia a diferentes métodos empleados para la determinación del umbral anaeróbico en actividades deportivas como la carrera, la natación o el ciclismo, métodos que, en principio, podrían aplicarse incluso al deporte en silla de ruedas.

Sin embargo, cuando se empleen métodos de estimación indirecta en campo (pista de atletismo, por ejemplo), podrían llegarse a resultados confusos o alterados por las propias condiciones de la propulsión en silla de ruedas.

En este sentido, y a diferencia de la carrera, la natación, o el ciclismo, el deportista que se desplaza en silla de ruedas no puede modificar la amplitud de su ciclo de propulsión (embolada) para aumentar su velocidad de desplazamiento, sino que su aumento de velocidad sólo puede basarse en un aumento de la frecuencia de embolada.

Este hecho podría ser causa de que, una vez superada la frecuencia de embolada de máxima eficiencia, ligeros incrementos de velocidad de desplazamiento supongan incrementos de frecuencia cardíaca cada vez mayores, obteniéndose patrones de respuesta cardíaca al esfuerzo (en función de la velocidad) no lineales, diferentes a los obtenidos en similares condiciones con los corredores de fondo a pie.

Los objetivos de esta parte del trabajo fueron, en primer lugar, determinar si los patrones de respuesta cardíaca frente a la velocidad de desplazamiento determinados en la pista son diferentes para corredores a pie y atletas en silla y, en segundo lugar, comprobar si mediante el empleo del sistema ergométrico desarrollado pueden emplearse los mismos protocolos descritos en la literatura y que se emplean para valorar a los deportistas válidos en laboratorio.

### 4.1 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Se llevaron a cabo dos tipos de experimentos:

- Pruebas de pista
- Pruebas sobre ergómetro

Como referencia se emplearon datos de atletas a pie, en pista y sobre ergómetro (treadmill).

#### **Sujetos de ensayo**

Se recurrió a la colaboración, en calidad de sujetos de ensayo, de tres atletas de élite. Dos tetraplégicos y uno amputado a nivel de las rodillas

Contar con atletas de nivel paralímpico permitió, fundamentalmente, alcanzar rangos y niveles de velocidad y de esfuerzo sostenido, inalcanzables por otros deportistas discapacitados.

Se contó con la colaboración, además, de tres atletas (corredores de fondo de nivel autonómico-nacional) que participaron en las pruebas de carrera en pista y sobre treadmill.

### **Experimentos**

#### *Pruebas en pista*

En una pista de atletismo de 400m (Complejo Educativo de Cheste), se llevó a cabo un protocolo de rodaje continuo e incremental con intervalos de 2 minutos a velocidad constante, comenzando sobre 12Km/h, y aumentando la velocidad en incrementos de 1Km/h, dando por finalizado el protocolo en el momento en que el sujeto no fuese capaz de completar un período a la velocidad correspondiente.

Para controlar la velocidad de desplazamiento el sujeto utilizó un velocímetro de ciclismo “Sigma Sport” con resolución de 0,1 Km/h, colocado en la propia silla de ruedas, en un lugar perfectamente visible y donde acostumbraba a llevarlo durante sus entrenamientos y competiciones.

Para registrar y almacenar la frecuencia cardíaca durante la prueba se recurrió a la utilización de un pulsómetro “Polar XTrainer” y una interfase “Polar Interface Plus”, mediante la cual se volcaban los datos a PC para su posterior visualización y tratamiento. El registro de la frecuencia cardíaca se llevó a cabo a una frecuencia de 0.2Hz (una muestra cada 5s).

#### *Pruebas sobre el ergómetro*

Para llevar a cabo estas pruebas se programó un protocolo en el modo a potencia constante, obligando al sujeto a mantener una velocidad de entre 0.8 y 1m/s y entregar una potencia inicial de 5W. Cada minuto transcurrido el ergómetro aplicaba un freno tal que exigía al sujeto generar 5W más para mantener la velocidad de ejecución.

Con una frecuencia de 1Hz, se registró la potencia entregada, la velocidad y la frecuencia cardiaca, para su posterior tratamiento y análisis.

### **Tratamiento estadístico de los datos de frecuencia cardiaca**

Una vez volcados a PC los datos de frecuencia cardiaca, tanto los provenientes del pulsómetro como del ergómetro, se llevo a cabo el siguiente proceso:

- Visualización de la gráfica y comprobación de los intervalos.
- Exportación de los datos a MS Excel.
- Eliminación de los datos de FC correspondientes al instante de cambio de velocidad y a los 30s posteriores a cada cambio.
- Cálculo y representación de la media de FC para cada velocidad de traslación.

## **4.2 RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

### **Atletas a pie**

Los resultados, tanto en pista como en treadmill, para los atletas a pie reflejan curvas con patrones típicos en los que se observa un aumento lineal de la FC en función de la velocidad de [35].

En la figura 4.5 puede observarse el patrón obtenido con un corredor de nivel medio sobre treadmill. Se aprecia una respuesta lineal hasta los 165 lpm y el inicio del cambio de pendiente de la curva, síntoma de que se está sobrepasando el umbral anaeróbico.

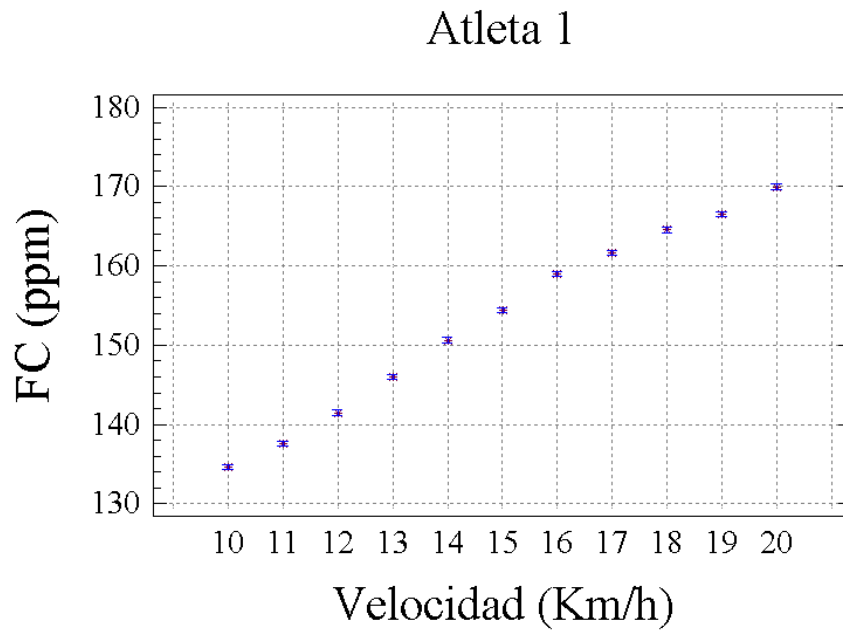


FIGURA 4.5 Patrón FC velocidad para atleta a pie sobre treadmill.

Cuando se analiza la respuesta cardiaca del mismo atleta habiendo realizado el test en la pista de atletismo (figura 4.6) se observa que la FC para velocidades similares es algo superior que en treadmill, pero la relación lineal entre ambas variables se mantiene.

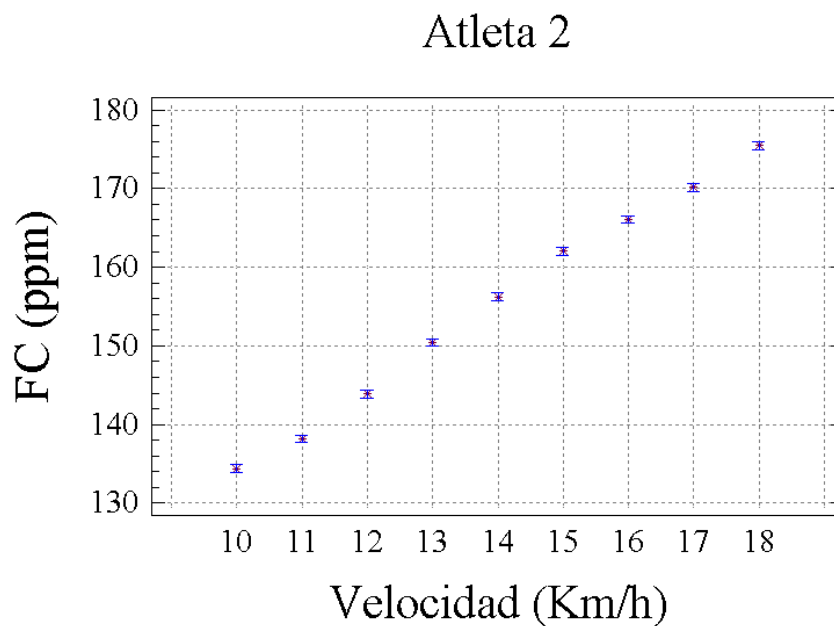


FIGURA 4.6 Patrón FC-velocidad para atleta en pista.

### Atletas en silla

A diferencia de los corredores a pie, el patrón de respuesta cardíaca de los atletas en silla de ruedas sobre la pista de atletismo no mostró una relación lineal (figura 4.7).

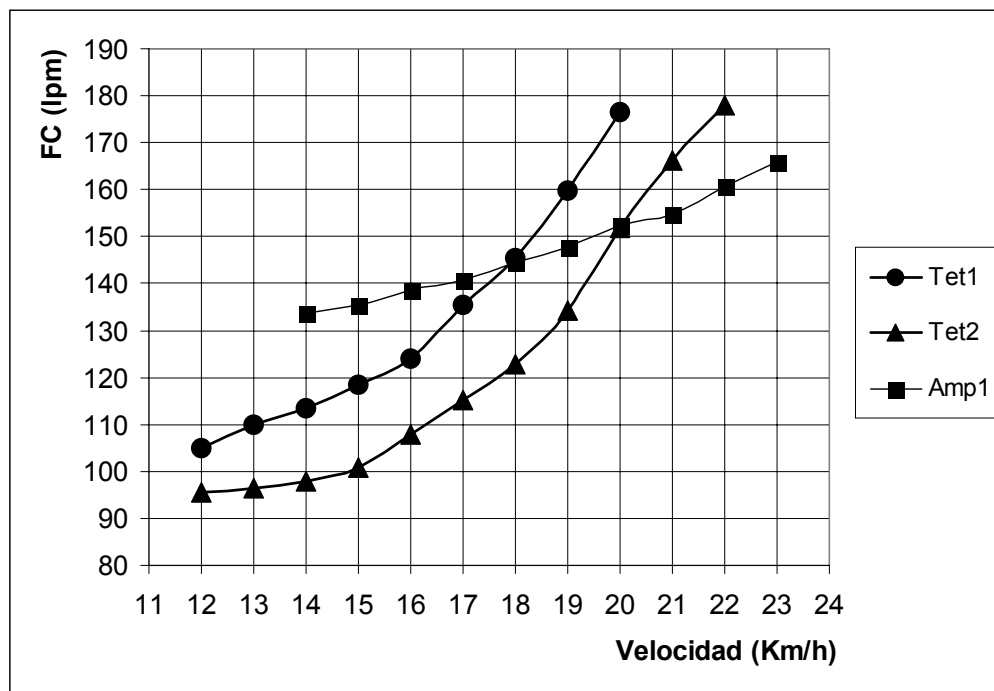


FIGURA 4.7 Patrón FC-velocidad para tres deportistas en silla de ruedas. Dos tetrapléjicos y un amputado.

Puede verse claramente que, aunque los atletas presentan niveles de condición física diferentes, aunque los dos atletas tetrapléjicos (Tet1 y Tet2) presentan un patrón muy similar desplazado ligeramente, en los tres casos el patrón tiende a mostrar una relación con tendencia exponencial.

Con el tipo de respuesta cardíaca encontrada resulta imposible llevar a cabo la determinación gráfica indirecta del umbral anaeróbico ni de la frecuencia cardíaca máxima correspondiente a la meseta descrita en la literatura.

Finalmente, los resultados de las pruebas de esfuerzo incrementales realizadas sobre el ergómetro muestran en todos los casos un patrón de relación lineal entre la frecuencia cardíaca y la potencia entregada. En la figura 4.8 se presenta el resultado del test realizado al atleta en silla de ruedas (Tet2).

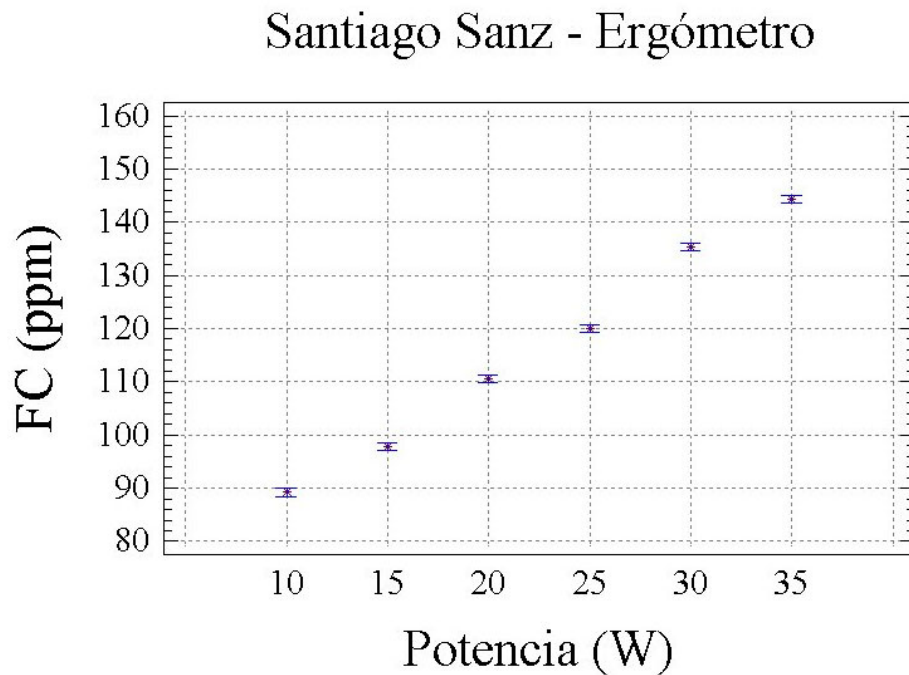


FIGURA 4.8 Patrón FC-potencia para atleta tetrapléjico sobre ergómetro.

### 4.3 DISCUSIÓN

El patrón de respuesta cardíaca encontrado con los corredores a pie ha resultado, tal y como se esperaba, similar a lo reflejado por la literatura de referencia. Esto no presenta aspectos destacables más que demostrar que el método que posteriormente se aplicaría a los atletas en silla es válido, al menos para los atletas a pie.

Por el contrario, el patrón de respuesta cardíaca encontrada en los estudios llevados a cabo con los atletas en silla, en la pista de atletismo, llama de modo especial la atención. La pendiente de la curva FC-velocidad sufre un notable aumento, a medida que la velocidad aumenta.

El motivo de esta modificación del patrón puede deberse, muy probablemente, a una pérdida de eficiencia en la propulsión, debido a la utilización de un mecanismo de tracción sin cambio de desarrollo (como es el caso de las bicicletas de carretera).

El deportista que se desplaza en silla de ruedas no puede modificar más que la frecuencia de su ciclo de propulsión (embolada) para aumentar su velocidad de desplazamiento. Esto supone que el diámetro del aro de propulsión que lleva acoplado a la rueda, determina la frecuencia de embolada que deberá mantener para una determinada velocidad.

De este modo, puede decirse que los protocolos de campo (pista) basados en incrementos de la velocidad de traslación serían inadecuados para la determinación del umbral anaeróbico, o la máxima velocidad estable de competición, de un atleta en silla.

Por el contrario, el patrón obtenido en las pruebas llevadas a cabo sobre el ergómetro a velocidad constante (media o baja), pero incrementando progresivamente la potencia demandada por el equipo, se asemejan al patrón de respuesta cardíaca normal descrito para corredores a pie.

#### 4.4 CONCLUSIONES

Puede añadirse que este patrón encontrado en los 3 atletas en silla no ha sido descrito hasta el momento otros investigadores por lo que sería recomendable extender el test a otros atletas discapacitados de diferentes categorías deportivas, niveles y grados de discapacidad, con el fin de comprobar si es un patrón universal y la causa radica efectivamente en el propio mecanismo utilizado para propulsarse.

La trascendencia de este resultado es evidente en el ámbito deportivo, más teniendo en cuenta la aplicación que se está empezando a dar a estos datos en el entorno donde se ha realizado el desarrollo, la Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport de la Universitat de València, donde actualmente se está dando apoyo a deportistas discapacitados de alto nivel, de los cuales uno, al margen de prestarse a colaborar en este trabajo, fue medallista olímpico en Sydney 2000' y busca obtener el oro olímpico en Atenas 2004'.

### 5. DETERMINACIÓN DEL GRADO DE DISCAPACIDAD

Como se vio en el capítulo 1, la LISMI define un método de medida de la discapacidad basado en la capacidad de cumplimiento de las AVD. Este método es de aplicación a todo tipo de discapacidades, tanto sean usuarios de silla de ruedas como estén afectados de otras limitaciones y su objetivo es establecer un nivel de discapacidad que pueda ser utilizado para calcular las ayudas a las que tiene derecho el discapacitado. Esta clasificación no se realiza mediante una prueba objetiva y su aplicación es general.

Sobre los lesionados de médula espinal, usuarios o potenciales usuarios de silla de ruedas, la clasificación del daño suele realizarse mediante el estándar ASIA. Este protocolo consiste en un examen de capacidades motoras y sensoriales. Por una parte, se valora la capacidad del sujeto para realizar movimientos de ciertas partes de su cuerpo. Por otra, se valoran las sensaciones que percibe ante toque ligeros o pinchazos en ciertos puntos del cuerpo. En la figura 4.10 se muestra la hoja de toma de datos para realizar la clasificación de un lesionado medular.

**ASIA**

**STANDARD NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY**

**MOTOR**  
KEY MUSCLES

C2	R	L	
C3			
C4			
C5			Elbow flexors
C6			Wrist extensors
C7			Elbow extensors
C8			Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1			Finger abductors (little finger)
T2			
T3			
T4			
T5			
T6			
T7			
T8			
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			Hip flexors
L2			Knee extensors
L3			Ankle dorsiflexors
L4			Long toe extensors
L5			Ankle plantar flexors
S1			
S2			
S3			
S4-5			

0 = total paralysis  
 1 = palpable or visible contraction  
 2 = active movement, gravity eliminated  
 3 = active movement, against gravity  
 4 = active movement, against some resistance  
 5 = active movement, against full resistance  
 NT = not testable

Voluntary anal contraction (Yes/No)

**SENSORY**  
KEY SENSORY POINTS

0 = absent  
 1 = impaired  
 2 = normal  
 NT = not testable

Any anal sensation (Yes/No)

TOTALS  +  =  **MOTOR SCORE** (MAXIMUM) (50) (50) (100)

TOTALS  +  =  **PIN PRICK SCORE** (MAXIMUM) (56) (56) (56) (56) (112)

TOTALS  +  =  **LIGHT TOUCH SCORE** (MAXIMUM) (56) (56) (56) (56) (112)

<b>NEUROLOGICAL LEVEL</b> <small>The most caudal segment with normal function</small>		R	L	<b>COMPLETE OR INCOMPLETE?</b> <small>Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5</small>	<input type="checkbox"/>	<b>ZONE OF PARTIAL PRESERVATION</b> <small>Caudal extent of partially innervated segments</small>	R	L
	SENSORY	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>		R	L
		MOTOR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		MOTOR	<input type="checkbox"/>

FIGURA 4.9 Hoja de toma de datos de la clasificación ASIA.

La clasificación ASIA establece cinco grados de discapacidad, nombrados de la “A” a la “E”; cada uno de estos grados se puede dar para lesionados medulares que tengan la lesión en la zona cervical, dorsal o lumbar, por lo tanto, podemos distinguir quince tipos de discapacitados combinando grado de discapacidad y tipo de lesión que causa la discapacidad.

Este método de clasificación del daño es más objetivo y específico, pero aún presenta dependencia de la colaboración del sujeto y la asignación de un nivel a la repuesta es cualitativo.

El objetivo de este estudio es verificar que una prueba ergométrica puede establecer la clasificación del lesionado medular de forma objetiva. Durante la prueba no se demandaran respuestas motoras o sensoriales, sino que se correlacionarán valores de magnitudes biomecánicas.

### 5.1 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

El estudio necesario para verificar que existe un protocolo objetivo de clasificación de los lesionados medulares, va a consistir en someter a una prueba sobre el ergómetro a una población suficientemente amplia y bien clasificada, como para obtener resultados estadísticamente significativos.

Se realizarán por cada persona participante una prueba de esfuerzo y un estudio médico completo en un centro externo y bajo supervisión médica.

Los discapacitados que participen en el experimento serán seleccionados por el equipo médico de la Unidad de Tetraplégicos del Hospital La Fe de Valencia, atendiendo a los siguientes criterios:

- Lesionados dorsales: dado que los lesionados cervicales pueden llegar a estar sumamente limitados en la capacidad de propulsión y los lesionados lumbares pueden moverse con ayudas técnicas.
- No tener entrenamiento deportivo: el entrenamiento refuerza y potencia las capacidades motoras y puede distorsionar los resultados del experimento.
- Igual número de sujetos por cada grado de discapacidad.

El grupo seleccionado se compone de cinco sujetos por cada grado de discapacidad.

### **Experimentos**

Las pruebas que pasarán los participantes son de dos tipos, pruebas médicas y test de esfuerzo en ergómetro. Las pruebas médicas establecerán el estado físico del sujeto y garantizarán la adecuación de éste a la prueba de esfuerzo.

En el ergómetro se realizarán tres tipos de pruebas. En primer lugar, una incremental con incrementos de potencia de 5 W en periodos de un minuto, hasta que el sujeto se agote o su respuesta cardíaca indique que debe detenerse. En segundo lugar, dos de potencia máxima, una a velocidad constante y otra a pendiente constante. En cada una de estas se realizarán tres intentos seguidos con periodos de descanso intercalados.

### **Tratamiento estadístico de los datos**

Sobre los datos se realizaran estudios estadísticos multivariantes que busquen correlaciones significativas entre las variables biomecánicas y el grado de discapacidad asignado al sujeto.

### **Estado actual del estudio**

El estudio ha sido iniciado en el mes de marzo de 2003, pero hasta el momento sólo se han realizado tres medidas. Esto es debido a los condicionantes que presentan los sujetos participantes en el estudio, dispersos en un área geográfica extensa y con dificultades para desplazarse. Dado que con estas tres medidas no se pueden establecer las correlaciones estadísticas adecuadas, no es posible presentar conclusiones sobre este estudio.



---

**CAPÍTULO**  
**5**

---

**CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS**

---

1. CONCLUSIONES .....	1
2. DIFUSIÓN DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN .....	2
3. TRABAJOS FUTUROS .....	2
4. BENEFICIOS COLATERALES .....	4



## 1. CONCLUSIONES

La primera conclusión que hay que resaltar es que el sistema ergométrico desarrollado ha sido validado en su totalidad por el conjunto de pruebas que se han realizado con él. En opinión del autor, ha quedado demostrado como la tecnología, en sus diferentes áreas, viene a solventar problemas concretos inabordables mediante otras alternativas.

El sistema final obtenido ha demostrado un comportamiento estable y fiable, ejecutando los test con seguridad y sin fallos.

Se ha demostrado muy útil la medida integrada de las variables biomecánicas. Los análisis se facilitan enormemente al acceder con simultaneidad a toda ellas. Además, la posibilidad de exportación a otros programas de tratamiento estadístico es fundamental en la elaboración de resultados de forma rápida y eficiente.

Por otra parte, este trabajo ha permitido comprobar la importancia del interfaz en la relación hombre-máquina. ErgoChair, como ya se ha descrito, dispone de tres interfaces para su manipulación. Estos se han diseñado pensando en facilitar la configuración del sistema según las necesidades de la aplicación. Pero de hecho, en la mayor parte de las pruebas, se ha utilizado el interfaz ErgoTouch o ErgoPC, por la facilidad de manejo que supone y la formación base que tienen los usuarios en general respecto de interfaces gráficos.

La conclusión en este sentido es que la configuración más sobria, únicamente con la consola como interfaz, es aceptada por el personal especializado pero rechazada por los usuarios menos especializados.

Entre los profesionales médicos y del mundo del deporte la acogida ha sido entusiasta, y su colaboración desinteresada en los ensayos realizados, dejan bien clara la valoración que hacen de ErgoChair. De hecho, han manifestado que sería de gran interés disponer en las Facultades de Ciencias del Deporte de ergómetros como el desarrollado. Esto permitiría su difusión entre los futuros titulados que en ellas se forman y extendería su utilización en trabajos de doctorado e investigación que se llevan a cabo en estas Facultades.

Entre los deportistas adaptados, se aprecia del ergómetro la posibilidad de aplicar las técnicas de valoración funcional que actualmente utilizan los deportistas no discapacitados para planificar sus entrenamientos. Es, en este caso, un instrumento más de superación de diferencias entre discapacitados y no discapacitados.

En cuanto a las funcionalidades implementadas, se ha visto que son suficientes para el nivel actual de desarrollo y estudio, pero que es necesario mejorar y ampliar algunas. Así la gestión de bases de datos de usuarios en ErgoPC es muy reducida y es necesario mejorarla.

En cuanto a las actividades de tipo científico desarrolladas, por premura de tiempo y las limitaciones propias del colectivo del que extrae sus sujetos de ensayo, no han podido ser completadas con la profundidad deseada, pero los resultados obtenidos son alentadores, no sólo por sí mismos, sino por la concordancia que presentan respecto de la teoría del entrenamiento deportivo.

Lógicamente, se podría profundizar más extrayendo conclusiones de la valoración funcional de los deportistas estudiados, pero alcanzando la finalidad buscada, se han recogido datos suficientes que resultan indicativos de que la dirección de partida es la adecuada.

## 2. DIFUSIÓN DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

La difusión del trabajo realizado se ha producido tanto en medios especializados como entre el público en general. En cuanto a medios de comunicación especializados en discapacidad, es de resaltar que varias revistas del ámbito de la discapacidad se han interesado por el trabajo y han publicado artículos describiendo el ergómetro, las pruebas realizadas y las posibilidades de aplicación en rehabilitación y valoración funcional.

El trabajo también ha tenido una buena difusión en congresos nacionales especializados o con secciones especializadas. En concreto se han presentado comunicaciones en tres congresos:

- II Congreso de Ciencias del Deporte Madrid Marzo 02
- SAAEF02 Alcalá de Henares Septiembre 02
- 25 Symposium de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales Granada Octubre 02

Por otra parte, en la revista especializada Biomecánica, de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales, se ha publicado un artículo en su número 10, describiendo el trabajo y los resultados.

También, como medio de difusión, se ha elaborado un póster donde se resumen los trabajos y resultados obtenidos. Este póster ha sido utilizado en diferentes presentaciones ante discapacitados, en conferencias y ante las autoridades.

Hay que señalar que la administración pública también se ha mostrado interesada y se han mantenido entrevistas con los Directores Generales de Sanidad y de Discapacidad de la Comunidad Valenciana, mostrando ambos gran interés por el equipo y sus aplicaciones.

Los medios de comunicación se han interesado por el ergómetro y periódicos de tirada nacional y regional han dado noticia de la investigación en sus páginas. Los suplementos de salud de algunos de ellos, le han dedicado páginas completas con fotografías y explicaciones detalladas del proyecto.

También en la radio, sobretodo en los programas especializados en discapacidad, se han dado noticias sobre ErgoChair e, incluso, se han realizado entrevistas con miembros del grupo de investigación.

Por último, también la televisión se ha mostrado interesada en dar la noticia de la construcción y uso de ErgoChair.

## 3. TRABAJOS FUTUROS

Los trabajos y mejoras futuras que se derivan de esta tesis también se pueden diferenciar en dos tipos: los aspectos técnicos y los aspectos científicos.

Entre los primeros están todas las sugerencias que las personas que han utilizado el ergómetro nos han realizado y las deficiencias que durante las pruebas completadas se han detectado.

Un punto que se ha detectado como mejorable es el sistema de anclaje de la silla, pues los usuarios han nombrado en, prácticamente todos los casos, que les resultaban molestos los pequeños balanceos que las correas no son capaces de evitar. La solución a este problema presenta cierta complejidad, no tanto conceptual como material, pues el diseño de un mecanismo que permita la fijación de la silla con las características deseadas de adaptabilidad a cualquier silla, simplicidad en el uso y rigidez mecánica, requiere un estudio y un conjunto de pruebas que el prototipo construido no permite.

Las mejoras propuestas por los usuarios van orientadas, fundamentalmente, a mejorar el interfaz de usuario de la consola de programación, dotándola de

posibilidades de presentación de información complementaria durante el desarrollo de las pruebas. Además, también han manifestado que sería muy importante dar más flexibilidad en la edición y modificación de los protocolos, tanto en tiempo de programación como en tiempo de ejecución.

Otros puntos que se han citado como mejoras a introducir son:

- Metrónomo para marcar el ritmo de embolada: como ayuda al gesto de impulso, una señal acústica, cuya frecuencia de repetición es seleccionable por el usuario, indicará el momento en que debe iniciarse el ciclo de propulsión. Esto permitiría fijar ritmos de impulso y velocidades con gran facilidad.
- Indicadores de tiempos de ejecución de los protocolos: en la parca versión actual de la consola, durante la ejecución de un protocolo no se ofrece información del estado actual de ejecución. Se propone incluir varios presentadores numéricos que indiquen:
  - número de orden de la etapa en ejecución.
  - número total de etapas que componen el protocolo.
  - tiempo transcurrido desde el inicio del protocolo.
  - tiempo que falta para acabar la etapa en ejecución.
- Edición y modificación de protocolos en ejecución: durante la ejecución de un protocolo los valores de potencia, velocidad, pendiente, duración y/o coeficiente de compensación podrán ser modificados por el usuario. La flexibilidad que esto introduciría incrementaría considerablemente la facilidad de uso del sistema.
- Alarmas y otros indicadores: sobre los valores de frecuencia cardíaca medidos se habilitarán alarmas que avisen si se alcanzan valores excesivos, puedan suponer algún riesgo para el usuario, etc. Estos valores serán fijados por el usuario y, mediante señales ópticas y/o acústicas, avisar cuando se supere el máximo fijado.
- Sistema de almacenamiento y análisis: el programa disponible en estos momentos ha demostrado su validez para capturar y registrar los datos del ergómetro, pero puede ser mejorable en varios aspectos. La gestión de bases de datos de usuarios debe permitir el acceso y estudio de históricos de los usuarios, con funciones que permitan analizar la evolución del estado físico. Por otra parte, completar la conexión a Internet puede proveer de funciones de supervisión de sesiones a distancia. En este caso ErgoChair se convertiría en un sistema de telemedicina o tele-rehabilitación.

En el caso de la discapacidad, resulta especialmente atractiva y útil esta posibilidad, pues es eliminar barreras que limitan las posibilidades del discapacitado y poner en pie de igualdad a las personas discapacitadas y las no discapacitadas. En opinión del autor, esta es la clave de por que no se ha podido completar, o avanzar más, el estudio de la clasificación objetiva de la discapacidad. Actualmente deben desplazarse los sujetos de ensayo desde su lugar habitual de residencia al laboratorio. Utilizando medios de telemedicina, la cuestión se puede invertir, el sistema ergométrico se desplazará hasta el centro de salud o el hogar del discapacitado y las sesiones se podrían realizar a distancia.

Un punto que ya se ha comentado en el capítulo 4 cuando se ha realizado la valoración de los resultados obtenidos, es el problema de la obsolescencia del puerto serie. Evidentemente, la migración a utilizar el USB para la conexión de ErgoChair con ErgoPC es obligada y ya se está trabajando en ese sentido. La idea es utilizar un controlador de USB integrado en el microcontrolador y no un adaptador comercial USB a RS-232.

Entre los trabajos futuros en los aspectos científicos, queda por completar los estudios que se han iniciado y que, por falta de tiempo, no se han podido llevar a cabo con la profundidad deseada.

El primero, se ha demostrado que es factible la determinación de parámetros fisiológicos de atletas en silla de ruedas sobre el ergómetro, mediante el método propuesto, pero falta por verificarlo en más casos para poder validarlo como método universal. Tiene a su favor que coincide con los resultados esperados al aplicar la teoría del entrenamiento deportivo, por lo que ampliar el estudio a más casos no debe introducir más que ligeros ajustes en el método y perfeccionar el proceso.

Por otra parte, es posible avanzar en el perfeccionamiento del método hasta ser capaz de determinar con precisión las características idóneas de determinados elementos de las sillas de atletismo, como las dimensiones del aro de propulsión, de cara a optimizar el rendimiento deportivo.

También dentro del área del deporte adaptado, durante el desarrollo del ergómetro, se han planteado algunas ideas de interés que permitirían sacar el máximo partido de ErgoChair. La que está tomando más cuerpo, es la implementación de un sistema de entrenamiento virtual. Dadas las características de facilidad de conexión del ergómetro, se puede diseñar un entorno de entrenamiento que, utilizando imágenes sintéticas y los datos medidos por el ergómetro, simule una competición contra un rival virtual. El rival virtual puede ser programado a voluntad, realizar el desarrollo de una competición anterior, o seguir los parámetros de un rival real. Se estima que un sistema de este tipo permitiría añadir motivación durante sesiones de entrenamiento en laboratorio y planificar con todo detalle las competiciones.

Por último, queda como trabajo incompleto el estudio del método de determinación del grado de discapacidad mediante prueba ergométrica, que debido a sus características especiales está en un grado de desarrollo muy bajo. Se espera que en un plazo de algunos meses se completen las medidas y, antes de finalizar este año, se puedan disponer de datos estadísticos elaborados.

#### **4. BENEFICIOS COLATERALES**

Disponer de un sistema como el desarrollado puede reportar unos beneficios colaterales de gran importancia. Ya se ha comentado la función de supresión de barreras que puede desarrollar el ergómetro, si se le dota y se utiliza adecuadamente.

En cuanto al grupo de investigación, dentro del cual se ha llevado a cabo este trabajo, también ha supuesto algunos beneficios. Por una parte, el inicio de este trabajo ha permitido establecer contactos con otros grupos de investigación. Ya se ha comentado en el capítulo 2, los contactos realizados con el Pr. Rabischong, del proyecto SUAW y la intención manifestada de participar en alguna actividad de tecnología electrónica dentro del proyecto.

También, en la línea de establecer colaboraciones con otros grupos que realizan investigación en discapacidad, se ha establecido colaboración con la Unidad de Investigación ACCESO de la Universidad de Valencia, para realizar proyectos multidisciplinarios en discapacidad.

En resumen, el trabajo en esta línea ha supuesto abrir un campo de investigación de gran actualidad y trascendencia social.

Finalmente, quisiera resaltar que este trabajo me ha producido grandes satisfacciones personales, ya que los resultados obtenidos son transferibles a corto plazo a nivel de aplicación, con los consiguientes beneficios para las personas discapacitadas.

---

### 1. BIBLIOGRAFÍA CITADA

- [1] Giner, M.; Delgado, M.; Miguel, I. *Lesión Medular: Guía de autocuidados. 1ª edición*. Generalitat Valenciana, Conselleria de Sanitat. (2001).
- [2] Cooper, R. A. *Wheelchair racing sport science: A review*, Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 27 N. 3 (1990).
- [3] Tortosa, L. et al. *Ergonomía y discapacidad*, IBV (1999).
- [4] *Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF)*. WHO/OMS (2001).
- [5] Poveda, R. et al. *Problemática de los usuarios de sillas de ruedas en España*, IBV (1998).
- [6] *Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud*, 1999. Avance de Resultados Datos básicos, INE 2000.
- [7] A/RES/48/96 *Normas Uniformes sobre la igualdad de oportunidades para las personas con discapacidad*. ONU (1996).
- [8] Verdugo, M.A.; Vicent, C.; Campo, M.; Jordán, B. *Definiciones de discapacidad en España: un análisis de la normativa y la legislación más relevante*. Servicio de información sobre discapacidad (SID) (2001).
- [9] Peña, A. *Investigación actual en rehabilitación médica de las discapacidades*. Jornadas....
- [10] Fromherz, P., *Brain on line? The feasibility of a neuron-silicon-junction*. 20<sup>th</sup>. Winter Seminar "Molecules, information and memory" Kloslers 13-25 (1985).
- [11] Fromherz, P., Stett, A., *Silicon-Neuron junction: Capacitive stimulation of an individual neuron on a silicon chip*. Physical Review Letters Vol. 75 N° 8 1670-1673 (1995).
- [12] Weis, R., Fromherz, P., *Frequency dependent signal transfer in neuron transistor*. Physical Review E Vol. 55 N° 1 877-889 (1997).
- [13] Stett, A., Müller, B., Fromherz, P., *Two-way silicon-neuron interface by electrical induction*. Physical Review E Vol. 55 N° 2 1779-1782 (1997).
- [14] Fromherz, P. *Self-Gating of ion channels in cell adhesion*. . Physical Review Letters Vol. 78 N° 21 4131-4134 (1997).

- [15] Fromherz, P. *Neuroelectronic interfacing: Semiconductor chips with ion channels, nerve cell, and brain*. In "Nanoelectronics and information Technology" Ed. Rainer Waser 781-810 (2003).
- [16] Gazzani, F.; et al. *Ambulation training of neurological patients on the treadmill with a new Walking Assistance and Rehabilitation Device (WARD)*. Spinal Cord n° 37 336-344. (1999).
- [17] Abel, R.; Schablowski, M.; Rupp, R.; Gerner, H.J. *Gait analysis on the treadmill-monitoring exercise in the treatment of paraplegia*. Spinal Cord N° 40. 17-22 (2000).
- [18] Wernig, A.; Nanassy, A.; Müller, S. *Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: follow-up studies*. Spinal Cord N° 36 744-749. (1998).
- [19] Lehninger, A.L. *Principios de bioquímica*. Barcelona, Editorial Omega (1988).
- [20] Stryer, L. *Bioquímica (primer tomo)*. Barcelona, Editorial Editorial Reverté (1988).
- [21] Navarro, F.; Santiesteban, J.M. *Parámetros fisiológicos para el control del entrenamiento*. ENE Gandia 26-28 noviembre (1993).
- [22] Dessons, C.; Drut, G.; Dubois, R.; Herbrard, A.; Hubiche, J.L.; Lacourt, J.R.; Maigrot, J.; Monneret, R.J. *Tratado de atletismo: Carreras*. Barcelona, Editorial Hispano Europea (1986).
- [23] McArdle, W.; Katch, F.I.; Katch, V.L. *Fisiología de ejercicio. Energía, nutrición y rendimiento humano*. Madrid, Editorial Alianza Deporte (1990).
- [24] Meléndez, A. *Entrenamiento de la resistencia. Principios y aplicaciones*. Ed. Alianza Deporte. Madrid. (1995).
- [25] Astrand, P-O.; Rodahl, K. *Fisiología del trabajo físico*. Buenos Aires, Editorial Médica Panamericana (1992).
- [26] Navarro, F.; Arellano, R.; Carnero, C.; Gosalvez, M. *Natación*. Madrid, COE (1990).
- [27] Lamb, D.R. *Fisiología del ejercicio*. Madrid, Editorial Augusto Pila Teleña (1985).
- [28] Sanchis, C. *Apuntes maestría de atletismo*. IVEF (1993).
- [29] Weltman, A. *The blood lactate response to exercise*. Champaign, Human Kinetics (1995).
- [30] Convertino, V.A. *Blood volume: its adaptation to endurance training*. Med Sci Sports Exerc, 23, 1338-1348 (1991).
- [31] Ivy, J.L.; Whithers, R.T.; Brose, G.; Maxwell, B.D.; y Costill, D.L., *Isokinetic contractile properties of the quadriceps with relation to fiber type*. European Journal of Applied Physiology, 47, 247-255 (1981).
- [32] Bravo, J.; García-Verdugo, M.; Gil, F.; Landa, L.M.; Marín, J.; Pascua, M. *Carreras y marcha, Atletismo 1*. Madrid, Real Federación Española de Atletismo (1998).
- [33] Treffene, R. *Swimming performance test. A Method of training and performance fine selection*. Aust J Sports Med, 10, 33-38 (1978).
- [34] Conconi, F.; Ferrari, M.; Liglio, P.; Drogetti, P.; Codeca, L. *Determination of the anaerobic threshold by a non invasive field test in runners*. J Appl Physiol, 52 (4), 869-873 (1982).
- [35] Barbany, J.R. *Fundamentos de fisiología del ejercicio y del entrenamiento*. Ed.: Barcanova. (1990).
- [36] Costill, D.L.; Maglischo, E.W.; Richardson, A.B. *Swimming*. London, Blackwell Scientific Publications, IOC Medical Commission (1992).



- [37] Chicharro, J.L.; Legido, J.C. *Umbral anaerobio. Bases fisiológicas y aplicación*. Madrid, Editorial Interamericana·McGraw-Hill (1991).
- [38] Heck, H.; Mader, A.; Hess, G.; Mucke, S.; Muller, R.; Hollmann, W. *Justification of the 4 mmol/l lactate threshold*. Int J Sports Med, 6, 117-130 (1985).
- [39] Maglischo, E.W. *Swimming even faster*. California, Mayfield (1993).
- [40] Peyrebrune, M.C.; Hardy, C.A. *Heart rate and lactate responses to swimming*. International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming, Sixth, 235-241 (1990).
- [41] Russel, R.; Pate, R.; Branch, D. *Training for endurance sport*. Med. Sci. Sport Exerc, 24, s340-s343 (1992).
- [42] González, J.J.; Villegas, J.A. *Valoración del deportista. Aspectos biomédicos y funcionales*. Pamplona, FEMEDE (1999).
- [43] Dal Monte A.; *Exercise testing and ergometers*. (1988). En: Dirix A.; Knuttgen H.G.; Tittel K. *The Olympic book of sports medicine*. IOC-FIMS. Oxford: Blackell Scientific Publications. Barcelona. Doyma, (1990)
- [44] López Merino, V; García del Moral, J; Ferrero, J.A. *Perspectiva histórica; presente y futuro de las pruebas de esfuerzo*. En Ferrero, J.A; García del Moral, L; López, V. *Pruebas de esfuerzo*. Generalitat Valenciana: Conselleria Cultura, Educación y Ciencia. Valencia. p:15-44 (1989).
- [45] Ferris, M; García del Moral, L. *Ergómetros. Unidades de medida. Protocolos de esfuerzo*. En Ferrero, J.A; García del Moral, L; López, V. *Pruebas de esfuerzo*. Generalitat Valenciana: Conselleria Cultura, Educación y Ciencia. Valencia. p: 45-56 (1989).
- [46] Dal Monte, A; Faina, M; Menchinelli, C. *Equipo ergométrico para un deporte específico*. En Shepherd, R.J; Astrand, P. O. *La Resistencia en el Deporte*. Ed: Paidotribo p:214-220 (1996).
- [47] Lopategui, E; Soler López, R; Rivera, M.A. *La evaluación de la respuesta fisiológica y metabólica mediante procedimientos ergométricos: ambiente aire vs ambiente agua*. Archivos de medicina del deporte. Femeede. p: 29-38 (1995).
- [48] Kimura, Y; Yeater, R. A; Martín, R. B. *Simulated swimming: a useful tool for evaluation the VO<sub>2</sub> max of swimmers in the laboratory*. Br. J. Sports Med., 24 (1990).
- [49] Duncan, J.; Wenger, H.A.; Green, H.A.; Thoden, J.S. *Evaluación fisiológica del deportista*. Barcelona, Paidotribo (2000).
- [50] Marion, A.; Kenny G.; Thoden J. *Heart rate response as a means of quantifying training loads: practical considerations for coaches*. Sports 14: 2 (1994).
- [51] Bouchard, C.; Shephard, R.J.; Stephens, T.; Sutton, J.R.; McPherson, B.D. *Exercise, fitness and health*. Human Kinetics. Champaign, Illinois. pp 3-28. (1990).
- [52] Vandewalle, H. y cols. *Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer: Correlation with height of a vertical jump*. European Journal of Applied physiology 56, 650-656 (1987).
- [53] Katch, V.; Weltman, A. *Interrelationship between anaerobic power output, anaerobic capacity and aerobic power*. Ergonomics, 22, 325-332 (1979).
- [54] Higgs, C. *Propulsion of racing wheelchairs*, Sport and disabled athletes pag. 165-172 (1986).
- [55] Poveda, R. et al. *Guía de selección y uso de sillas de ruedas*, IMSERSO (2001).
- [56] Vanlandewijck, Y. et al. *Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports*. Sport-Medicine Vol. 31 N° 5: 339-367 (2001).

- [57] Van der Woude, L. H. Et al., *Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes*. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation (1998)
- [58] Spooren, P. *The technical characteristics of the wheelchair racing*, Sport`s spokes Vol 7 N° 4 Nov-Dec (1981).
- [59] Ghelsen,G. et al. *Intermittent velocity and wheelchair performance characteristics*. Adapted Physical Activity Quarterly Vol. 7 N° 3: 219-230 (1990).
- [60] Van der Woude, L. H. Et al. *Wheelchair racing: effects of rim diameter and speed on physiology and technique*. Medicine and Science in Sports and Exercise (1988)
- [61] Tipler, P.A., *Física para la ciencia y la tecnología Vol. 1*, Ed. Reverté (2001).
- [62] Krishnam, R., *Electric motor drives. Modeling, analysis, and control*. Prentice Hall (2001).
- [63] Wildi, T. *Electrical machines, drives, and power systems. 4ª edición*. Prentice-Hall (2000).
- [64] Oppenheim,A. V.; Schafer, R. W., *Tratamiento de señales en tiempo discreto. 2ª edición*. Prentice Hall (2000).
- [65] Oppenheim, A. V. Et al., *Señales y sistemas. 2ª edición*. Prentice Hall (1998).
- [66] Keil Elektronik. *MCB-517A. Prototype board with Siemens 80C537 CPU. User's guide*. (1993)
- [67] Siemens. *Microcomputer Components. SAB 80C517/80C537 8-Bit CMOS Single-Chip Microcontroller* (1995).
- [68] Goosey, V. et al. *A kinematic analysis of wheelchair propulsion techniques in senior male, senior female and junior athletes*, Adapted Physical Activity Quarterly Vol. 14 N° 2 (1997).
- [69] Ridgway, M et al. *A kinematic analysis of 800 meters wheelchair-racing techniques*. Adapted Physical Activity Quarterly Vol. 5 N° 2 (1988)
- [70] EasyView *500 Professional Human Machine Interface* (2003).
- [71] EasyView *EasyBuilder 500 User Guide* (2003).
- [72] Atmel AT98S52 DataSheet (2001).
- [73] Schoberer Rad Messtechnik (SRM). *Online Manual* . (2003)

## 2. BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

- [74] Calderón, C. et al. *La valoración de la capacidad funcional. Pruebas de esfuerzo, protocolos y ergómetros*. Monocardio N° 1, Vol II (2000).
- [75] García, J.M.; Navarro, M.N.; Ruiz, J.A. *Pruebas para la valoración de la capacidad motriz en el deporte: evaluación de la condición física*. Madrid, Gymnos Editorial (1996).
- [76] Goosey, V.; Campbell, I. *Pushing economy and propulsion technique of wheelchair racers at three speeds*. Adapted Physical Activity Quarterly, 15: 36-50 (1998).
- [77] Hong, D. H., *The developments of wheelchair racing gloves and the pushing technique*. The 4<sup>th</sup> Int. Symp. of Asian Soc. for Adapted Phy. (1996)
- [78] MacLeish, M. *Design of a composite monocoque frame racing wheelchair*. Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 30 N°. 2 (1993).
- [79] Forchheimer, F.; Lundberg, A. *Wheelchair ergometer: Development of a prototype with electronic braking*. Scand. J. Rehabil. Med. 18, 2: 59-63 (1986).
- [80] Thacker, J.G.; O'Reagen J.R.; Aylor, J.H. *A wheelchair dynamometer*. Trans. ASME. 102: 718-722 (1980).
- [81] Goosey, V. et al. *Pushing economy and propulsion technique of wheelchair racers at three speeds*. Human Kinetics Publishers (1997)
- [82] Olivera, J.; Tico, J.(1991) *Las cualidades motrices básicas en el jugador de baloncesto moderno*. Revista del entrenamiento deportivo, Vol.V-n°5-1991(38:46).
- [83] Cooper, R.A. *Simulating wheelchair racing*. Proceedings of the 12<sup>th</sup> Annual RESNA Conference: 450-451. Washington DC. RESNAPRESS (1989).
- [84] García Manso, J.M. *Bases teóricas del entrenamiento deportivo. Principios y aplicaciones*. Ed.: Gymnos. (1996).
- [85] Gil, C.; González, M.; Núñez, A.; Ximénez, R. *Base de datos estatal de personas con discapacidad*. Observatorio de la discapacidad. IMSERSO (2000).
- [86] Niesing, R.F.; Eijskoot, F.; Kranse, R. y cols. *A computer controlled wheelchair ergometer*. Med. Biol. Eng. Comput. 28: 329-338 (1990).
- [87] Bravo, J., Pascua, M., Gil, F., Ballesteros, J.M., Campra, E.. *Atletismo Y*. Madrid, Comité Olímpico Español (1992).
- [88] Cavanagh, P.R., *On the "muscle action" vs "muscle contraction"*. Journal of Biomechanics, vol 21, No 1, 69 (1988).
- [89] Costill, D.L.; Fink, W.J.; Hargreaves, M.; King, D.S.; Tomas, R.; Fielding, R. *Metabolic characteristics of skeletal muscle during detraining from competitive swimming*. Med Sci Sports Exerc, 17, 339-343 (1985).
- [90] Wilmore, J.H; Costill, D.L. *Fisiología del esfuerzo y el deporte*. Paidotribo. Barcelona (1998).
- [91] Colwin, C.M. *Swimming into de 21st century*. Illynois, Leisure Press (19 ).
- [92] González, J.J. *Halterofilia*. Madrid, Comité Olímpico Español (1991).
- [93] Grande, F. *Nutrición y salud*. Barcelona, Círculo de lectores (1988).
- [94] Vargas, W; Cazin, W; Cantón, F; Fuentes, P. *Estudio comparativo para determinación de Vo2 máximo entre el ergómetro de silla de ruedas y manivela modificados, en atletas con discapacidad en sillas de ruedas*. Archivos de medicina del deporte. Femede. XVI p: 526-527 (1999).
- [95] Gullstrand, L. *Swimming as an endurance sport*. En *Endurance in Sport*. London, Blackwell Scientific Publications, IOC Medical Comision (1992).

- [96] Lucía, A. *El consumo máximo de oxígeno*. Atletismo Español, 443, 56-58 (1992).
- [97] Llana, S. *Metabolismo energético muscular, consumo máximo de oxígeno y umbral anaeróbico, en las actividades natatorias*. Comunicaciones Técnicas, 2, 15-25 (1994).
- [98] Morgado, J.J. *Capacidad y potencia. Los conceptos de capacidad y potencia referidos a la resistencia anaeróbica (láctica y aláctica) y a la resistencia aeróbica*. Atletismo Español, 446, 46-49 (1993).
- [99] Odriozola, J.M.; *Nutrición y deporte*. Madrid, Editorial Eudema Actualidad (1988).
- [100] Olbrecht, J.; Madsen, Ö.; Liesen, H.; Hollmann, W. *Relationship between swimming velocity and lactic acid concentration during continuous and intermittent training exercises*. Int J Sports Med. 6(2), 74-77 (1985).
- [101] Chicharro, J.L.; Fernández, A. *Fisiología del ejercicio*. Buenos Aires, Editorial Médica Panamericana. (1998).
- [102] Wolf, S. *Guide to electronic measurements and laboratory practice*. 2ª edición. Prentice-Hall (1983).
- [103] Platonov, V. N. *La adaptación en el deporte*. (1993).
- [104] Pallás, R. *Sensores y acondicionadores de señal*. 3ª edición. Marcombo (1998).
- [105] Sánchez, J.; Sánchez, J.L.; Fernández, J.; de Bergia, E.; Caubert, J.M.; Galán, A. *Piragüismo II*. Madrid, COE (1993).
- [106] Bowers, R.W.; Fox, E.L. *Fisiología del deporte*. México, Editorial Médica Panamericana (1998).
- [107] Wooton, S. *Nutrición y deporte*. Zaragoza, Editorial Acribia (1990).
- [108] Resultados de Juegos Paralímpicos (<http://www.paralympic.org>; <http://www.femdf.com>).
- [109] American Spine Injury Association
- [110] Ferrero, J.A.; García del Moral, L.; López, V. *Pruebas de Esfuerzo*. Valencia. Generalitat Valenciana, Conselleria de Cultura, Educación y Ciencia (1989).
- [111] Bouchard, C.; Shephard R.J.; Stephens T.; Sutton J.R.; McPherson B.D. *Exercise, fitness and health*. Human Kinetics. Champaign, Illinois. pp 3-28 (1990).
- [112] Rosler, K.; Conley, K.E.; Howald, H.; Gerber, C.; y Hoppeler, H., *Specificity of leg power changes to velocities used in bicycle endurance training*. Journal of Applied Physiology, 61, 30-36 (1986).
- [113] Caiozzo, V.J.; Perrine, J.J.; Edgerton, V.R. *Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle*. Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology, 51, 750-754 (1981).
- [114] Perrine, J.J.; Edgerton, V.R., *Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading*. Medicine and Science in Sports, 10, 159-166 (1987).
- [115] Bennet, J.G.; Stauber, W. T., *Evaluation and treatment of anterior Knee pain using eccentric exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 18, 526-530 (1986).
- [116] Yao. P.; Leinecker, R. *Todo Visual C++ 5. IDG Bible*. Inforbooks (1998).
- [117] Kruglinski, D. *Programación avanzada con Visual C++*. McGraw-Hill (1996).

### 3. REFERENCIAS WEB

- [118] [http://www.cermi.es/documentos/descargar/Eurobarometro\\_54-2\\_discapacidad.pdf](http://www.cermi.es/documentos/descargar/Eurobarometro_54-2_discapacidad.pdf)
- [119] <http://www.biochem.mpg.de>
- [120] <http://www.miamiproject.miami.edu>
- [121] <http://icord.org/about.html>
- [122] <http://feswww.fes.cwru.edu/>
- [123] <http://europa.eu.int/comm/research/success/en/med/0077e.html>
- [124] <http://europa.eu.int/comm/research/press/2000/pr1503en-annex.html>
- [125] <http://www.guttmann.com/>
- [126] <http://www.infomedula.org/>
- [127] <http://www.ibv.csic.es/>
- [128] <http://www.iai.csic.es/>
- [129] <http://www.ibv.org/>