

# UNIVERSIDAD DE ALCALÁ

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR

DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA



TESIS DOCTORAL

**“Nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de niños con parálisis cerebral según un modelo convergente”**

Rafael Raya López

2011



# UNIVERSIDAD DE ALCALÁ

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR

DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA



“Nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de niños con parálisis cerebral según un modelo convergente”

TESIS DOCTORAL

Autor

Rafael Raya López

Directores

Dr. Ramón Ceres Ruiz  
Dr. Eduardo Rocon de Lima

Tutor

Dr. Luis M. Bergasa Pascual

2011





*A la memoria de mis abuelos  
A mis padres, Antonio y Pilar  
A mis hermanos  
A Nini*



*De la mar al percepto,  
del percepto al concepto,  
del concepto a la idea.  
¡Oh, la dulce tarea!,  
de la idea a la mar.  
¡Y otra vez a empezar!.*

*A. Machado*



# Agradecimientos

Al finalizar mi tesis doctoral, deseo expresar mi agradecimiento a todas aquellas personas que me han ayudado en su realización. En primer lugar a mis directores, Ramón Ceres y Eduardo Rocon, por darme la oportunidad de iniciar mi carrera profesional en este campo, por compartir sus conocimientos, experiencia y por su afecto y amistad.

A mi tutor, Luis M. Bergasa, por dedicarme su tiempo siempre que fue necesario, por su consejo y apoyo y por proporcionarme los medios necesarios para la presentación de la tesis en la Universidad de Alcalá. Muchas gracias a los profesores Luca Cernuzzi y Tomasso D'Alessio por dedicar tan amablemente su tiempo a revisar la tesis.

Un agradecimiento muy especial al equipo de ASPACE Cantabria, a Teresa González y Antonio Ruiz, y a todas las personas con PC que con su entusiasmo y ejemplo de superación me han motivado constantemente. Con ellos he aprendido cosas que nunca olvidaré.

A la familia del Grupo de Bioingeniería, con los que he tenido la suerte de compartir grandes momentos, tanto profesionales como personales. En especial a todos los que me han ayudado directamente durante todo el transcurso de mi tesis, Leopoldo, Jose L., Diego, Edyta, Juanito, Javi, Chino, Katerina, Carlos, Anselmo, Andrés y Fernando. No me olvido de los que me han ayudado en el tramo final, Stefan, Stefano, Eloy, Iván y Sergio. Gracias también al personal del Centro de Automática y Robótica del CSIC, por sus recursos personales y materiales, en especial al taller mecánico y electrónico.

A las entidades que han financiado los proyectos PALMIBER (CYTED-BEROEKA), ENLAZA (IMSERO) e HYPER (CONSOLIDER-Ingenio 2010), así como a todos los miembros que han participado en ellos, en especial al profesor Luis Azevedo y a las empresas e instituciones IST-CAPS, ANDITEC, NEURONIC, en especial a Marcos y David, y a CENTIMFE y TECHNAID, cuya colaboración ha sido fundamental para la realización de esta tesis. También a los que fueron mis compañeros durante cuatro meses en la Vrije Universiteit en Amsterdam, dirigidos por el profesor J. Harlaar, que me ayudaron a enriquecer este trabajo.

A todos los que han dedicado su tiempo a mi formación profesional y personal. Al profesor Paco Vázquez, que me ayudó a dar mis primeros pasos en investigación. A mis amigos, en especial a Araceli, porque entre nosotros nunca pasa el tiempo.

A mi familia, que crece día a día, la propia y la de Nini, que también es la mía. Gracias por todo vuestro cariño, que es un aliento para mí. A mis tías, por todo el amor y la enseñanza que

me dan. De manera muy especial a mis padres, que son un ejemplo de amor y superación para mí y que me han dado tantas oportunidades. A mis hermanos, Antonio, Emilio, Miguel y Pili, que me han abierto muchas veces el camino y me han apoyado y aconsejado siempre. Muchas gracias a mis abuelos, que me siguen ayudando desde arriba.

Mi más profundo agradecimiento a Nini por compartir su vida conmigo, por su apoyo y paciencia, por hacerme ver lo realmente importante y por hacerme sentir un hombre enormemente afortunado.

A todos, toda mi gratitud.

# Resumen

En esta memoria de tesis doctoral se presenta la concepción, la implementación y la validación de nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de niños parálisis cerebral (PC) y síndromes afines, todo ello siguiendo un modelo convergente. Inicialmente, se plantea el desarrollo de un vehículo robótico para promover las aptitudes físicas y cognitivas a través de experiencias de movilidad. Pese a la versatilidad del vehículo, muchos de estos niños presentan limitaciones neuromotoras graves, que le impiden interactuar con la consola de conducción del vehículo en las diferentes modalidades. Por ello, para mejorar la accesibilidad del vehículo, no basta dotar a éste de diferentes modos de conducción y de mando, sino que de forma complementaria, se propone una nueva interfaz persona-máquina que potencie la actividad voluntaria y reduzca los efectos de los movimientos involuntarios.

La motivación de este trabajo se basa en que la autonomía de locomoción es esencial para el desarrollo perceptivo, motor y social en los primeros años de vida. La revisión del estado del arte de los dispositivos de apoyo a la movilidad para personas con PC, muestra que pocos de ellos tienen como objetivo potenciar el desarrollo integral de la persona.

Por otro lado, la interacción entre la máquina y el usuario con PC resulta un factor crítico. Un estudio bibliográfico de las interfaces persona-computador para usuarios con PC mostró que, aunque existen diversas soluciones, la usabilidad de las interfaces decrece drásticamente cuando existen afectaciones motoras graves, que dificultan el control voluntario. De acuerdo a estas consideraciones, se han detectado las siguientes necesidades:

- Mejorar la interacción del niño con su entorno físico y social a través de experiencias de movilidad como medio esencial del desarrollo integral del niño.
- Caracterizar las limitaciones de control causadas por las alteraciones de postura y movimiento de estos colectivos.
- Facilitar la interacción entre el niño y el dispositivo de apoyo a través de estrategias de filtrado del movimiento involuntario.

En este contexto, las principales aportaciones científicas han sido:

- Propuesta de un modelo conceptual para formalizar la aplicación de las tecnologías de apoyo a personas con PC. El modelo define tres tipos de dispositivos de apoyo: general, personal y de entorno que han de interactuar de forma convergente para aproximar el dispositivo al usuario, y ambos, al entorno.
- Diseño y construcción de un nuevo vehículo robótico preindustrial como dispositivo de apoyo al desarrollo integral de los niños con PC.

- Diseño y evaluación de un algoritmo para estimación precisa y fiable de distancias a obstáculos empleando sensores ultrasónicos, para apoyar al niño en la conducción del vehículo.
- Desarrollo de una herramienta para la captura y el análisis del ejercicio de conducción para la objetivación del proceso terapéutico.
- Diseño y construcción de una nueva interfaz persona-máquina basada en tecnología inercial.
- Caracterización de la postura y del movimiento alterados de las personas con PC en el control del dispositivo inercial mediante el registro y el análisis de parámetros relacionados con estas alteraciones y la definición de métricas para su objetivación.
- Diseño y validación de una estrategia eficaz de filtrado para la reducción del efecto del movimiento involuntario en el control de la interfaz inercial.
- Validación funcional de la interfaz inercial como dispositivo de entrada al computador para su uso en aplicaciones diversas.
- Validación funcional de la interfaz inercial como dispositivo específico para la conducción del vehículo.
- Implementación práctica y validación del modelo conceptual de interacción convergente propuesto.

Las soluciones y métodos planteados han sido validados de manera experimental con personas con PC. El criterio de selección de los participantes ha incluido a personas con graves dificultades para acceder a interfaces convencionales e incluso avanzadas. El trabajo se ha realizado en el marco de los proyectos PALMIBER (IBEROEKA), ENLAZA (IMSERSO) e HYPER (CONSOLIDER-Ingenio). En todo el transcurso de esta tesis se ha trabajado con un equipo de profesionales multidisciplinar desde el estudio de las necesidades del usuario hasta la construcción y validación de los dispositivos de apoyo desarrollados.

Los resultados obtenidos muestran que se han obtenido mejoras funcionales altamente positivas, que son expuestas en la memoria. El vehículo se ha mostrado como una herramienta eficaz para motivar al niño a interactuar con su entorno.

La interfaz inercial ha demostrado ser un canal de interacción adecuado para estas personas, tanto para el acceso al computador como para la conducción del vehículo.

Con todo, el resultado más significativo de esta tesis doctoral ha sido la creación de los dispositivos de apoyo (vehículo e interfaz) según un modelo de tecnología convergente de apoyo, con lo que se pretende aportar mayor autonomía y calidad de vida a las personas con PC.



# Abstract

In this PhD thesis, the conceptualization, implementation and validation of novel strategies for the interaction and mobility of infants with cerebral palsy (CP) and similar disorders is presented under a converging model of technology. Initially, the design of a robotic vehicle is proposed. It aims to promote the physical and cognitive skills through mobility experiences. Despite the versatility of the vehicle, some children present severe motor limitations hindering the control of the direction console. In order to increase the accessibility of the vehicle, different driving modes are not enough. For this reason, a novel person-computer interface is proposed. It has been designed specifically to empower the user's capabilities reducing the effect of the involuntary posture and movements.

The motivation of this work is based on the fact that self-produced locomotion is essential for child's development at the early ages. According to the state of the art of mobility devices for people with CP, most devices are more focused on mobility than the integral development.

On the other hand, the human-machine interaction is a critical factor. According to the state of the art of person-computer interfaces for people with CP, there is a wide diversity of solutions. However, authors assert that the usability decreases dramatically when users have a severe motor disability.

From such considerations, the following needs are identified:

- To improve the learning of the physical and cognitive skills through mobility experiences as an essential way for the integral development of the child.
- To characterize the control limitations caused by posture and motor disorders of these collectives.
- To facilitate the interaction between the child and the assistive device by filtering the involuntary movements and postures.

In this context, the main contributions of this PhD thesis are:

- Proposal of a new conceptual model to formalize how assistive technology could be truly useful for people with CP. The model defines three types of assistive products: general, personal and environment. The model establishes that these products must converge to reduce the gap between the user, the assistive product and the environment.
- Design and evaluation of a pre-industrial robotic vehicle as assistive device for the integral development of children with CP.
- Design and evaluation of a fast model-based algorithm for ultrasonic range measurements for driving assistance.

- Development of a software tool for objective evaluation of the driving task (therapy impact) and interfaces.
- Design and evaluation of a novel person-computer interface based on inertial technology.
- Characterization of the posture and motor disorders of people with CP using the inertial interface by means of capturing and analyzing the parameters related to these disorders and definition of metrics for quantifying them.
- Design and validation of a effective filtering technique to reduce the effect of the involuntary movements on the control of the inertial device.
- Functional validation of the inertial interface as pointing device for the computer on using diverse applications.
- Functional validation of the inertial interface as specific input device for driving the vehicle
- Practical implementation and validation of the proposed conceptual converging model.

The solutions and methods proposed in this PhD Thesis have been validated experimentally. The inclusion criterion for the participants was people who have severe limitations using conventional and even advanced interfaces. The work has been performed in the framework of the projects PALMIBER (CYTED-IBEROEKA), ENLAZA (IMSERSO) and HYPER (Consolider-Ingenio). A multidisciplinary team has participated during the different phases of the work from the study of the user's needs to the construction and validation of the devices.

The results show that meaningful functional improvements have been reached with the devices proposed. The vehicle has been validated as an effective tool to motivate the child to interact with the environment. The inertial interface has become an adequate communication channel for both the computer and the vehicle.

In conclusion, the most significant contribution of this PhD. thesis has been the creation of the assistive devices (vehicle and interface) according to the model of converging Assistive Technology which aims to improve the quality of life of people with CP.

# Organización de la memoria

En el *capítulo 1* se presenta un modelo conceptual de interacción convergente que trata de formalizar cómo ha de actuar la tecnología para ser realmente útil para las personas con PC. El modelo divide la tecnología de apoyo (TA) en tres tipos de productos de apoyo: general, personal y de entorno. La convergencia de estos tres tipos de dispositivos combina la especificidad del usuario, la generalidad del sistema y la tarea que se realiza en el entorno. Los dispositivos propuestos en esta tesis doctoral seguirán este modelo conceptual.

En el *capítulo 2* se presenta el vehículo robótico PALMIBER. El vehículo desarrollado da al niño la oportunidad de desplazarse de forma independiente e interactuar con su entorno tomando decisiones, acciones estas, consideradas decisivas en el desarrollo neuromotor y de participación del niño. Las principales contribuciones de este capítulo son la creación de un vehículo robótico preindustrial, el diseño y evaluación de un nuevo algoritmo para la medida precisa de distancia a través de un sistema ultrasónico, la creación de una herramienta para el análisis y objetivación de la terapia y la evaluación de las distintas interfaces para la conducción del vehículo. En dicha evaluación participaron 6 niños con PC. El principal resultado es que el vehículo no resulta completamente accesible para usuarios con una discapacidad motora severa. Por tanto, se requiere diseñar un dispositivo de apoyo personal para reducir la distancia entre el usuario y el vehículo.

En el *capítulo 3* se presenta una interfaz persona-computador para personas con PC, llamada ENLAZA. El dispositivo consiste en una interfaz controlada por los movimientos de cabeza basada en tecnología inercial. La motivación de este desarrollo se basa en el hecho de que las personas con PC tienen, frecuentemente, importantes limitaciones para controlar interfaces persona-computador convencionales y, por tanto, se reducen sus posibilidades para comunicarse y mejorar sus capacidades físicas y cognitivas a través del computador. Adicionalmente, una vez que el usuario logre controlar el computador, podría controlar cualquier dispositivo de apoyo, como el vehículo PALMIBER por ejemplo. En este capítulo se presenta una revisión bibliográfica de las interfaces específicamente diseñadas para personas con PC. La principal carencia encontrada en la literatura es que las interfaces no tienen en cuenta la discapacidad motora del usuario. Al final del capítulo se presenta la propuesta de la interfaz ENLAZA y su evaluación con personas sanas.

El trabajo presentado en el *capítulo 4* se centra en la caracterización de las alteraciones motoras causadas por la PC usando el dispositivo inercial desarrollado. En la experimentación participaron cuatro personas con PC y tres personas sin discapacidad como grupo de control. El análisis se realiza en tres dominios: 1) dominio del tiempo, 2) dominio de la frecuencia y 3) dominio espacial. Los resultados muestran que la interfaz permite distinguir entre movimiento voluntario e involuntario en términos de control motor, frecuencia y rango de movimiento. Adicionalmente, alteraciones como la hipotonía o la hipertonia pueden ser identificadas y cuan-

tificadas. La caracterización realizada será empleada para el diseño de una estrategia de filtrado que reduzca el efecto del movimiento involuntario en el control del dispositivo.

En *el capítulo 5* se presenta el diseño y la evaluación de tres técnicas de filtrado adaptativo. El filtro de Kalman robusto (RKF), que se propone en esta tesis doctoral, es el que presenta el mejor rendimiento. El RKF ajusta su ganancia en función de la desviación de la trayectoria del cursor en la pantalla. Adicionalmente, detecta y elimina las desviaciones con un algoritmo de predicción y corrección basado en un modelo de velocidad constante. Esta técnica no depende de la posición de los objetivos en la pantalla, sino del comportamiento motor del usuario. Con el empleo de la técnica propuesta, el número de submovimientos realizados para alcanzar un objetivo es reducido, con lo que se incrementa la directividad del movimiento. Como consecuencia, el control motor preciso es mejorado.

Al final del *capítulo 5* se presenta la evaluación funcional de la interfaz inercial ENLAZA. En primer lugar, se evalúa su usabilidad como dispositivo para el acceso al computador. En esta experimentación participaron 3 personas con PC. El principal resultado es que la técnica de filtrado reduce significativamente el efecto del movimiento involuntario, ya que disminuye el tiempo de alcance del objetivo, mejorando el rendimiento de la interfaz. En segundo lugar, la interfaz inercial es evaluada como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER. En esta experimentación participó una persona con PC que tuvo importantes limitaciones para la conducción del vehículo con las interfaces presentadas en el capítulo 2. La tarea consistió en llegar a distintos puntos de la sala conduciendo el vehículo. El principal resultado es que el usuario puede corregir la trayectoria en el instante deseado, pudiendo llegar a completar con éxito el objetivo propuesto con un número reducido de maniobras. Por tanto, la interfaz inercial ayudará a personas con limitaciones motoras graves a beneficiarse de los recursos terapéuticos propuestos por el vehículo PALMIBER.

A través de la integración de los dispositivos PALMIBER y ENLAZA, realizada en el capítulo 5, se pone en evidencia la adecuación del modelo de interacción convergente. Las personas con PC y el equipo de terapeutas de ASPACE Cantabria han participado en cada una de las etapas de los desarrollos realizados, desde su conceptualización hasta su validación, con el fin de garantizar, en la medida de lo posible, la usabilidad de los dispositivos. El criterio para la selección de participantes ha sido la inclusión de personas con una discapacidad motora grave, que no puedan controlar interfaces convencionales e incluso de tipo avanzado. Se espera que los resultados puedan ser extendidos a personas con perfil similar y síndromes afines.

En el capítulo 6 se presentan un conjunto de conclusiones y principales aportaciones, planteando el interés de trabajos futuros como continuación de este trabajo de doctorado.

La bibliografía se encuentra recogida al final del trabajo.

# Índice general

<b>Resumen</b>	<b>I</b>
<b>Abstract</b>	<b>III</b>
<b>Organización de la memoria</b>	<b>V</b>
<b>Índice general</b>	<b>VII</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>XI</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>XV</b>
<b>1. Introducción. Propuesta de un modelo de interacción convergente en Tecnologías de Apoyo.</b>	<b>1</b>
1.1. La discapacidad . . . . .	1
1.1.1. Evolución histórica . . . . .	1
1.1.2. Definición actual de discapacidad . . . . .	3
1.1.3. Clasificación . . . . .	4
1.1.4. Estado actual de la discapacidad . . . . .	6
1.1.5. La parálisis cerebral . . . . .	7
1.2. La tecnología de apoyo . . . . .	11
1.2.1. Definición . . . . .	11
1.2.2. Clasificación de los productos de apoyo . . . . .	12
1.2.3. Modelos conceptuales de tecnologías de apoyo . . . . .	14
1.3. Modelo conceptual de interacción convergente para la aplicación óptima de la TA	17
1.3.1. Relación persona-actividad . . . . .	17
1.3.2. Topología del apoyo personal . . . . .	18
1.3.3. La interacción convergente . . . . .	18
1.4. El modelo de interacción convergente aplicado a las personas con parálisis cerebral	20
<b>2. Nuevas estrategias de apoyo a la movilidad. El vehículo PALMIBER</b>	<b>23</b>
2.1. Tecnologías de apoyo asociadas a la movilidad . . . . .	24
2.2. Tecnologías de apoyo asociadas a la movilidad para personas con parálisis cerebral y alteraciones afines . . . . .	25
2.2.1. Impacto de la locomoción personal en el desarrollo integral . . . . .	25
2.2.2. La movilidad infantil asistida . . . . .	26

2.3.	El vehículo PALMIBER: una aproximación interactiva del usuario al entorno . . . . .	30
2.3.1.	Marco del trabajo y objetivo . . . . .	30
2.3.2.	Características y bases conceptuales de diseño . . . . .	30
2.3.3.	Modos de funcionamiento . . . . .	31
2.3.4.	Arquitectura del sistema . . . . .	33
2.4.	Registro y evaluación del ejercicio de conducción . . . . .	36
2.5.	Sistema ultrasónico para detección y localización de obstáculos . . . . .	37
2.6.	Nuevo algoritmo para determinación precisa de la distancia por ultrasonidos: Algoritmo de dos máximos . . . . .	39
2.6.1.	Técnicas de estimación de la distancia por ultrasonidos en pulso-eco . . . . .	40
2.6.2.	Desarrollo analítico del algoritmo de dos máximos . . . . .	41
2.6.2.1.	Técnica de doble umbral . . . . .	41
2.6.2.2.	Técnica de máxima pendiente de la envolvente ultrasónica . . . . .	42
2.6.2.3.	Nuevo algoritmo de dos máximos . . . . .	43
2.7.	Experimentación y validación del algoritmo de dos máximos . . . . .	46
2.7.1.	Protocolo experimental . . . . .	47
2.7.2.	Evaluación del método de estimación del instante de máxima amplitud . . . . .	47
2.7.3.	Evaluación del algoritmo de dos máximos . . . . .	49
2.8.	Resultados y discusión de la experimentación con el vehículo PALMIBER . . . . .	50
2.8.1.	Validación del vehículo como dispositivo de rehabilitación . . . . .	50
2.8.2.	Evaluación de la interacción entre el niño con PC y el vehículo . . . . .	51
2.8.2.1.	Protocolo de experimentación . . . . .	51
2.8.2.2.	Resultados y discusión . . . . .	53
2.9.	Conclusión . . . . .	56
<b>3.</b>	<b>Interfaz alternativa ENLAZA basada en tecnología inercial como dispositivo de apoyo personal</b> . . . . .	<b>59</b>
3.1.	Canales de interacción persona-máquina. Expresiones corporales y medios de captación . . . . .	60
3.2.	Interfaces para personas con parálisis cerebral y alteraciones afines . . . . .	63
3.3.	La tecnología inercial para la medida del movimiento humano . . . . .	66
3.4.	Caracterización del movimiento del cuerpo humano y su aplicación en rehabilitación . . . . .	73
3.4.1.	Modelo cinemático para la reconstrucción del movimiento del cuerpo humano . . . . .	73
3.4.2.	Viabilidad de la tecnología inercial para la reconstrucción cinemática de movimientos y tareas elementales . . . . .	74
3.5.	La interfaz inercial ENLAZA . . . . .	76
3.5.1.	Medida de la orientación angular . . . . .	77
3.5.2.	Correspondencia entre la orientación de la cabeza y posición del puntero . . . . .	80
3.5.3.	Validación de la interfaz inercial . . . . .	83
3.5.3.1.	Validación de la estimación de la orientación angular . . . . .	83
3.5.3.2.	Validación de la usabilidad de la interfaz inercial con personas sanas . . . . .	84
3.6.	Conclusión . . . . .	87
<b>4.</b>	<b>Caracterización de los patrones de movimiento y de postura cervical</b> . . . . .	<b>89</b>
4.1.	Desorden motor cervical en PC . . . . .	89
4.2.	Metodología para el análisis del movimiento patológico . . . . .	91
4.2.1.	Configuración del sistema de medida . . . . .	91

4.2.2.	Grupos de sujetos . . . . .	91
4.2.3.	Definición de la tarea . . . . .	92
4.2.4.	Selección de la métrica . . . . .	93
4.3.	Resultados . . . . .	95
4.3.1.	Sujetos sanos (HS1, HS2, HS3) . . . . .	95
4.3.2.	Sujetos con parálisis cerebral (CP1, CP2, CP3, CP4) . . . . .	97
4.3.2.1.	Sujeto CP1 . . . . .	97
4.3.2.2.	Sujeto CP2 . . . . .	99
4.3.2.3.	Sujeto CP3 . . . . .	100
4.3.2.4.	Sujeto CP4 . . . . .	100
4.4.	Discusión . . . . .	102
4.5.	Conclusión . . . . .	103
<b>5.</b>	<b>Estrategias de facilitación de la interacción entre la persona con PC y el dispositivo de apoyo general</b>	<b>105</b>
5.1.	Consideraciones para el diseño de la estrategia de filtrado . . . . .	105
5.2.	Técnicas de facilitación en la interacción persona-computador . . . . .	106
5.3.	Filtrado del efecto del movimiento alterado . . . . .	108
5.3.1.	Filtros g-h . . . . .	109
5.3.2.	Filtro Benedict-Bordner . . . . .	111
5.3.3.	Filtro de Kalman . . . . .	112
5.3.3.1.	Notación matricial del filtro de Kalman . . . . .	113
5.3.4.	Filtro de Kalman robusto . . . . .	116
5.3.5.	Evaluación de las técnicas de filtrado adaptativo . . . . .	118
5.4.	Discusión de la selección de la estrategia de filtrado . . . . .	121
5.5.	Estrategia de control incremental . . . . .	122
5.6.	Análisis funcional de la interfaz ENLAZA como dispositivo de entrada al computador . . . . .	122
5.6.1.	Descripción de la tarea . . . . .	123
5.6.2.	Participantes . . . . .	123
5.6.3.	Resultados . . . . .	123
5.6.4.	Discusión . . . . .	126
5.7.	Análisis funcional de la interfaz ENLAZA como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER . . . . .	127
5.7.1.	Participantes . . . . .	128
5.7.2.	Descripción de la tarea . . . . .	129
5.7.3.	Resultados y discusión . . . . .	129
5.8.	Conclusión . . . . .	131
<b>6.</b>	<b>Conclusiones, principales aportaciones y trabajos futuros</b>	<b>133</b>
6.1.	Conclusiones . . . . .	133
6.2.	Principales aportaciones . . . . .	134
6.3.	Trabajos futuros . . . . .	136
6.4.	Difusión científica de los resultados . . . . .	138
6.4.1.	Publicaciones en revistas científicas y capítulos de libros . . . . .	138
6.4.2.	Publicaciones en congresos nacionales e internacionales . . . . .	138
6.4.3.	Otras publicaciones . . . . .	140
6.4.4.	Distinciones obtenidas . . . . .	141

<b>7. Conclusions, main contributions and future work</b>	<b>143</b>
7.1. Conclusions . . . . .	143
7.2. Main contributions . . . . .	144
7.3. Future work . . . . .	146
<b>Bibliografía</b>	<b>149</b>
<b>A. APÉNDICE</b>	<b>165</b>
A.1. Especificaciones del sensor ultrasónico . . . . .	165
A.2. Especificaciones del sensor inercial . . . . .	166
A.3. Diseño CAD y fotografías del vehículo PALMIBER . . . . .	167



# Índice de figuras

1.1. Población total frente a población con discapacidad en España (Fuente: Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal, y situaciones de Dependencia (EDAD-2008), INE) . . . . .	6
1.2. Distintos agentes que interactúan con la persona con discapacidad . . . . .	12
1.3. Tecnología de apoyo en relación a los componentes humanos, socio-económicos y de entorno, [1] . . . . .	15
1.4. Procesos para la transferencia del conocimiento según el modelo EUSTAT) . . . . .	15
1.5. Esquema de multidisciplinariedad en la tecnología de apoyo según el modelo TELEMATE . . . . .	16
1.6. Modelo HAAT (Human Activity Assistive Technology) . . . . .	16
1.7. a) Agentes distantes, b) Conexión de agentes mediante PAG. c) Insuficiencia de conexión por PAG . . . . .	19
1.8. Modelo de interacción convergente . . . . .	20
2.1. (a) Andador anterior. (b) Andador posterior . . . . .	26
2.2. (a) NF Walker. (b) Smart Walker . . . . .	27
2.3. Ortesis pelvipédica doble . . . . .	27
2.4. (a) Ortesis de cadera (b) de rodilla y tobillo . . . . .	28
2.5. Lokomat pediátrico. Asistencia robótica en las extremidades inferiores unido al soporte del paciente y uso del tapiz rodante durante la terapia de locomoción. (Hocoma 2010) . . . . .	28
2.6. <i>Smart Wheelchair</i> del <i>CALL centre</i> . . . . .	29
2.7. a) GoBot: vehículo para la exploración del entorno en posición de bipedestación. b) Magellan Pro Robot (Universidad de Delaware). . . . .	29
2.8. Prototipo desarrollado en el marco del proyecto PALMA . . . . .	30
2.9. Prototipos desarrollados en el marco del proyecto PALMIBER . . . . .	31
2.10. Esquema de los diferentes módulos que componen el vehículo PALMIBER . . . . .	33
2.11. Interfaz de usuario y de educador . . . . .	33
2.12. Menú de opciones del vehículo PALMIBER . . . . .	35
2.13. Aplicación de computador para el análisis y la evaluación objetiva del ejercicio de conducción. Pantalla de inicio y de análisis de la conducción. . . . .	37
2.14. Lóbulo experimental del transductor ultrasónico . . . . .	39
2.15. Configuración del cinturón ultrasónico . . . . .	39
2.16. Modelo de eco ultrasónico: señal compuesta de una señal sinusoidal o portadora modulada por una señal envolvente . . . . .	40
2.17. Técnica de doble umbral (McMullan et al.) . . . . .	42

2.18. Método de $V_{max}$ y $V_{max}/2$ (Martín et al.) . . . . .	43
2.19. Modelo y señal de referencia . . . . .	43
2.20. Diagrama de flujo del “algoritmo de dos máximos” . . . . .	46
2.21. Algoritmo de dos máximos . . . . .	46
2.22. Configuración geométrica entre el sensor ultrasónico y los obstáculos (a) Arista, (b) Esquina, (c) Plano . . . . .	47
2.23. Error total para el algoritmo de dos máximos con diferentes métodos para estimar $t_{max}$ para $\circ$ Arista + Esquina $\nabla$ Plano (a) Interpolación, (b) Media, (c) Técnica propuesta . . . . .	48
2.24. Diferencia de la forma del eco ultrasónico para arista, esquina y plano. . . . .	48
2.25. Variación del sesgo, desviación estándar y el error total frente a la distancia para $\circ$ Arista + Esquina $\nabla$ Plano para el algoritmo de dos máximos (fila superior) y el algoritmo de máxima pendiente (fila inferior). $\theta = 0^\circ$ . . . . .	49
2.26. Variación del sesgo, desviación estándar y el error total frente a la orientación para $\circ$ Arista + Esquina $\nabla$ Plano para el algoritmo de dos máximos (fila superior) y el algoritmo de máxima pendiente (fila inferior). $r = 0,5m$ . . . . .	50
2.27. Experimentos con el vehículo PALMIBER con la consola de pulsadores . . . . .	54
2.28. Experimentos con el vehículo PALMIBER con un único pulsador . . . . .	55
3.1. Ejemplos de <i>joysticks</i> adaptados . . . . .	61
3.2. Ejemplos de apuntadores elementales de cabeza . . . . .	63
3.3. Interfaces biomecánicas de tipo elemental de mayor soporte de información: Comunicadores de tipo teclado ( <i>BJ Adaptaciones</i> ) . . . . .	63
3.4. Sistema de seguimiento de la mirada <i>Intelligaze IG-30</i> y sistema <i>Iriscom</i> . . . . .	64
3.5. Sistema inercial de captación y análisis del movimiento humano ( <i>Xsens</i> ) . . . . .	64
3.6. Interfaces apuntadores <i>Cross Scanner</i> y <i>ASL Head-Array mouse emulator</i> . . . . .	66
3.7. a) Sistema de referencia del segmento del cuerpo respecto al sistema global, b) Distribución de IMUs para el análisis cinemático del cuerpo humano . . . . .	74
3.8. Posición de la mano 3D para flexión/extensión del codo para el sistema inercial y el sistema fotogramétrico . . . . .	76
3.9. Interfaz inercial ENLAZA. Fotografía tomada en las pruebas realizadas en AS-SPACE Cantabria . . . . .	77
3.10. Pseudo-código del algoritmo para traducir la orientación angular del IMU a posiciones del cursor . . . . .	78
3.11. Respuesta de módulo y fase y función de transferencia del filtro IIR . . . . .	79
3.12. Funcionamiento de la interfaz inercial. El sistema de coordenadas del sensor $R_S=[X_s Y_s Z_s]$ se referencia respecto al sistema global $R_G=[X_G Y_G Z_G]$ para calcular los ángulos de rotación en cada instante. A través de los puntos de calibración $A$ y $B$ se obtienen los rangos angulares vertical y horizontal del usuario. El punto $B$ , determina además el sistema de referencia $R_G$ . . . . .	80
3.13. Orientación angular de la IMU y posiciones del cursor frente al tiempo. a,b,c) orientación angular de la IMU ( $X_s Y_s Z_s$ respectivamente) y d) posiciones horizontal y vertical del cursor . . . . .	81
3.14. Posiciones del puntero en la pantalla . . . . .	82
3.15. Diagrama de bloques general del interfaz inercial . . . . .	82
3.16. Configuración del sistema fotogramétrico . . . . .	84
3.17. Las coordenadas $\vec{X}$ , $\vec{Y}$ , $\vec{Z}$ de la orientación de la IMU frente al sistema fotogramétrico correspondiente a una rotación de $90^\circ$ alrededor del eje $\vec{X}$ . . . . .	84

3.18. Media valores Throughput con desviaciones estándar. Izquierda: Ratón convencional. Derecha: Interfaz inercial . . . . .	85
3.19. Trazado del cursor para seguir el objetivo en diferentes posiciones realizado por un usuario sin discapacidad . . . . .	86
4.1. Fotografía de las pruebas realizadas en ASPACE Cantabria para la caracterización del movimiento y la postura de las personas con PC . . . . .	91
4.2. Posiciones del objetivo en la pantalla del computador siguiendo un orden secuencial	92
4.3. Modelo de impulso inicial óptimo (Meyer et al., 1988). Posible secuencia de “submovimientos” hacia el objetivo. a) Caso en el que con un simple movimiento se alcanza el objetivo, b y c) un movimiento inicial seguido de “submovimientos” de corrección . . . . .	94
4.4. Posiciones del puntero y objetivo respecto al tiempo en coordenadas $x$ e $y$ para sujeto sano . . . . .	95
4.5. Correlación entre el modelo de la ley de Fitts y el control humano real (Sujeto sano) . . . . .	96
4.6. Espectrograma de la velocidad angular (Sujeto sano) . . . . .	96
4.7. Rango de movimiento para rotación frontal, sagital y transversal (Sujeto sin discapacidad) . . . . .	97
4.8. Posiciones del puntero y objetivo respecto al tiempo (Sujeto CP1) . . . . .	97
4.9. Espectrograma de la velocidad angular (Sujeto CP1) . . . . .	98
4.10. Posiciones del puntero y objetivo respecto al tiempo (Sujeto CP2) . . . . .	99
4.11. Rango de movimiento para las rotaciones frontal, sagital y transversal (sujeto CP3)	100
4.12. Frecuencia de máxima densidad espectral (Hz) . . . . .	102
4.13. Frecuencia del 75 % de la densidad espectral total . . . . .	102
5.1. (a) Los usuarios con discapacidad motora tienen dificultades para alcanzar el objetivo, (b) con la técnica de cruce por el objetivo, la necesidad del <i>click</i> es eliminada . . . . .	107
5.2. Técnicas de facilitación basadas en el tratamiento del entorno: (a) <i>Click-Cross</i> : Alrededor del cursor se dibuja un círculo donde están contenidos los objetivos más cercanos, (b) Lupa: un área alrededor del cursor se aumenta para facilitar el <i>click</i> . . . . .	108
5.3. Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro Benedict-Bordner. Por simplificación el superíndice $-$ indica estimación a priori o predicción (equivalente al subíndice $k+1, k$ ) y el superíndice $+$ indica estimación a posteriori o actualización (equivalente a $k+1, k+1$ ) . . . . .	111
5.4. Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro de Kalman. Por simplificación el superíndice $-$ indica estimación a priori o predicción (equivalente al subíndice $k+1, k$ ) y el superíndice $+$ indica estimación a posteriori o actualización (equivalente a $k+1, k+1$ ) . . . . .	115
5.5. Función de robustificación de Huber . . . . .	118
5.6. Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro de Kalman robusto . . . . .	118
5.7. Ejemplo de segmentación del movimiento de alcance . . . . .	119
5.8. Posición del puntero frente al tiempo (CP1). Comparativa entre las distintas técnicas de filtrado, a) Sin filtrado, b) Con filtro BBF, c) Con filtro KF, d) Con filtro RKF . . . . .	120
5.9. Segmentación del movimiento de alcance para 4 alcances consecutivos. Comparación entre las distintas técnicas de filtrado, a) Sin filtrado, b) Con filtro BBF, c) Con filtro KF, d) Con filtro RKF . . . . .	120

5.10. Trayectoria para un ejercicio de alcance (CP1). Comparativa entre las distintas técnicas de filtrado, a) Sin filtrado, b) Con filtro BBF, c) Con filtro KF, d) Con filtro RKF . . . . .	121
5.11. Espacio de control del cursor para el modo de control incremental. La posición del cursor es incrementada progresivamente en la dirección indicada por la posición de la cabeza . . . . .	122
5.12. Herramienta <i>Pointing Magnifier</i> . La lupa aparece como un área de color azul; una vez que se activa (con un <i>click</i> ) se aumenta el contenido del círculo. . . . .	123
5.13. Tiempo de alcance al objetivo para CP1 (a) Con filtrado adaptativo. (b) Con control incremental, (c) Sin filtrado . . . . .	124
5.14. Tiempo de alcance al objetivo para CP3 (a) Con filtrado adaptativo. (b) Con control incremental, (c) Sin filtrado . . . . .	125
5.15. Fotografía tomada durante la experimentación de la interfaz inercial como dispositivo de entrada al computador en ASPACE Cantabria . . . . .	125
5.16. Tiempo de alcance al objetivo para CP4 (a) Con filtrado adaptativo. (b) Con control incremental, (c) Sin filtrado . . . . .	126
5.17. Sensor inercial situado en el tronco del usuario para establecer el sistema de referencia global necesario para la medida de orientación relativa entre el movimiento de la cabeza del usuario y del vehículo . . . . .	128
5.18. Análisis del ejercicio de conducción. Captura de los eventos durante un ejercicio de conducción para de un punto de la sala (Origen) a otro (Destino) . . . . .	130
5.19. Fotografía tomada durante la experimentación de la interfaz inercial como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER en ASPACE Cantabria . . . .	131
A.1. Apariencia, dimensiones y características técnicas del transductor ultrasónico empleado . . . . .	165
A.2. Apariencia del sensor inercial de Technaid S.L. empleado . . . . .	166
A.3. Diseño CAD y fotografía del primer prototipo del vehículo PALMIBER desarrollado en colaboración con el consorcio del proyecto PALMIBER . . . . .	167
A.4. Extensión del primer prototipo del vehículo PALMIBER desarrollado por CEN-TIMFE y ANDITEC . . . . .	168

# Índice de tablas

1.1. Tipos de discapacidades (Personas de 6 y más años con discapacidad, Tasas por mil hab.). Fuente: Instituto Nacional de Estadística (2009) . . . . .	7
1.2. Tipos de parálisis cerebral según la SCPE . . . . .	9
2.1. Modos de funcionamiento del vehículo PALMIBER para la adaptación del grado de intervención de acuerdo a las habilidades físicas y cognitivas del usuario . . .	32
2.2. Modos de conducción usando la técnica de barrido . . . . .	34
2.3. Programa de entrenamiento de acuerdo a cada modo de conducción . . . . .	52
2.4. Número de sesiones realizadas por cada usuario y duración . . . . .	53
2.5. Resultados de la interacción entre el usuario con PC y el vehículo PALMIBER .	56
3.1. Expresiones de interacción persona-máquina . . . . .	62
3.2. Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte I), Davies et al. 2010 . . . . .	67
3.3. Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte II), Davies et al. 2010 . . . . .	68
3.4. Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte III), Davies et al. 2010 . . . . .	69
3.5. Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte IV), Davies et al. 2010 . . . . .	70
3.6. Revisión bibliográfica del diseño y test de algoritmos para mejorar el reconocimiento de la voluntariedad de la persona con PC en el acceso al computador . . . . .	71
3.7. Cálculo del RMSD de la estimación de la posición de la mano para los sistemas de medida fotogramétrico e inercial . . . . .	76
3.8. Posiciones y rotaciones empleadas en el proceso de calibración de la IMU . . . . .	77
3.9. Precisión del sistema fotogramétrico . . . . .	83
3.10. Evaluación de la estimación de la orientación de la IMU . . . . .	84
3.11. Usabilidad de las interfaces alternativas de la literatura según la métrica <i>Throughput</i>	86
4.1. Características de los sujetos con PC . . . . .	92
4.2. Correlación R-cuadrática entre el modelo de comportamiento psicomotor de Fitts y la ejecución real para cada participante . . . . .	101

4.3. Frecuencia de máxima ( $f_{max}$ ) y 75% ( $f_{75}$ ) densidad espectral(Hz) . . . . .	101
4.4. Rango de movimiento (ROM) . . . . .	101
5.1. Segmentación del movimiento de alcance . . . . .	119
5.2. Características de los sujetos con PC . . . . .	124
A.1. Caracterización del transductor ultrasónico. . . . .	165

# Introducción. Propuesta de un modelo de interacción convergente en Tecnologías de Apoyo.

## 1.1. La discapacidad

### 1.1.1. Evolución histórica

La terminología y concepción social de la discapacidad ha evolucionado notablemente desde la discriminación de las primeras civilizaciones hacia una progresiva aceptación e integración social. Actualmente resulta sorprendente que en las civilizaciones antiguas las personas con discapacidad fueran consideradas como poseídas y fueran expulsadas o exterminadas. Todo ello como consecuencia del predominio del culto a la belleza y la fuerza física de las sociedades primitivas. Sin embargo, en algunos pueblos se han encontrado indicios de una sensibilización particular.

Así, en la sociedad mesopotámica (1700 a.C. - 560 a.C.), se puede apreciar una actitud positiva de defensa y protección hacia las personas con necesidades especiales: “para que el fuerte no oprima al débil, para hacer justicia al huérfano y a la viuda” (código de Hammurabi), aunque no aparece relacionado directamente con la discapacidad. En el caso de la cultura egipcia, a diferencia de otras civilizaciones, no existen indicios de la práctica discriminatoria, al contrario, aparecen algunas pruebas del cuidado de las personas con discapacidad, al menos de aquellas de elevada alcurnia. Este hecho queda constatado con la aparición de momias con fractura en las extremidades y una férula (V dinastía, 3.000 a.C.) o la representación de muletas en algunos grabados (tumba de Hirkouf, 2.800 a.C.). Además, la medicina egipcia alcanzó un gran avance, incluso superior a la practicada mucho tiempo después en la Europa medieval.

Más tarde, en la antigua Grecia, la población espartana presentaba un carácter marcadamente militar, donde existían comisiones que dictaminaban sobre la vida o muerte de los recién nacidos en función de su belleza y salud (Plutarco, 48-112 d.C., Aristóteles, Política, Libro VII, 1335, b 15). En general, basaban las prácticas de curación en las prácticas mágicas o religiosas. A partir de Hipócrates (s. V a.C.) la medicina griega comenzó a tener un planteamiento racional, alejado de las supersticiones.

De forma similar, en la antigua Roma, la práctica del infanticidio también estaba permitida (Ley de las XII tablas). Esta situación mejoró con el Imperio Bizantino, época en la que aparecen indicios de la atención a personas con discapacidad, con las reformas del emperador Constantino I el Grande (s. III), y sus “nosocomios” (hospitales).

Al comienzo de la Edad Media no parece haber avances significativos, siendo al final de esta etapa cuando aparecen nuevas estructuras sociales, los gremios, cofradías, hermandades y montepíos, como sistemas de previsión social, antecedente a la actual Seguridad Social, encargándose de auxiliar en caso de enfermedad, discapacidad y vejez.

El Renacimiento trajo consigo la aparición en España de los primeros hospitales psiquiátricos. El primero de Europa se funda en Valencia en 1409. La protésica alcanza cierto auge en esta época por el gran número de amputados a causa de las guerras. Del siglo XVI data la primera prótesis de mano mecánica, que se conserva en el museo de Nuremberg, y que permitía la flexión-extensión pasiva de muñeca y dedos.

En los siglos XVI y XVII la sociedad asume, de forma más significativa, su responsabilidad ante las personas con necesidades especiales. Es de destacar en España, el filósofo y humanista Juan Luis Vives (1493-1540), quien planteó por primera vez la necesidad de una revisión de las estructuras sociales, lo que implicaba necesariamente a las personas con discapacidad. En esta época aparece la primera silla de ruedas, que fue diseñada para Felipe II (1527-1598), rey de España, por la enfermedad de gota, que le impedía caminar en sus últimos años de vida.

En Inglaterra, se incluye a las personas con discapacidad en la llamada Ley de los pobres (1583-1601) que, si bien no es una solución, al menos representa una ayuda, siendo la primera legislación en Europa que hace referencia a la discapacidad. Durante los siglos XVII y XVIII se profundiza en el conocimiento de la discapacidad, abriendo paso al posterior desarrollo de la ciencia. Sin embargo, permanece aún en esta época, la idea generalizada de que la discapacidad es permanente, constante e incurable.

A partir de la revolución francesa y la revolución industrial se desarrolló el concepto de igualdad y la sociedad comenzó a pensar que la discapacidad no impedía el desarrollo de una vida normal si se establecían los medios adecuados. En 1790 se crea en Suiza el primer establecimiento para el tratamiento del aparato locomotor. En 1822 se crea el Instituto Técnico Industrial de Munich, cuyos objetivos no abarcan sólo los cuidados médicos, sino también la rehabilitación en las actividades de la vida diaria y su inserción profesional. Alrededor de 1829, Louis Braille, ideó el sistema que recibe su nombre y que hoy día aún sigue siendo el método para leer y escribir empleado por las personas ciegas. En la década de 1870, Alexander Graham Bell, cuya esposa era sorda, trató de crear un dispositivo para que pudiera oír, lo que le llevó finalmente a la invención del teléfono. En estos años se incrementa el compromiso del Estado con la aparición de medidas legales e institucionales. En España, aparece el Asilo de Inválidos para el Trabajo en 1887, [2].

En el año 1909 se celebra la primera conferencia de la Casa Blanca sobre el cuidado de los niños dependientes. En ella se incide en la necesidad de promover las actividades necesarias para la integración social y conseguir la independencia económica en la vida adulta. En España, en 1921, aparece “el aula de alumnos anormales”, aneja a la Escuela Normal de Madrid, [3]. En 1929 se celebra en Ginebra el Primer Congreso de la Sociedad Internacional de Asistencia al inválido, perteneciente a la Sociedad de Naciones, [4]. En 1948 la ONU publica su Declaración Universal de los Derechos Humanos, donde se proclama la igualdad entre todas las personas, sanas o con discapacidad, [2].

A partir de este momento la persona con discapacidad se considera parte activa del proceso



terapéutico o rehabilitador. Se comienza a desarrollar el concepto de rehabilitación integral. En 1980 aparece la “Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDDM)” realizada por la Organización Mundial de la Salud (OMS). En el año 1981 se declara el Año Internacional del Discapacitado, promulgándose distintos tipos de leyes. Es de destacar en el marco de las Naciones Unidas y respondiendo al nuevo modelo social las “Normas Uniformes sobre la igualdad de Oportunidades para las personas con Discapacidad” del año 1993.

En el comienzo del siglo XXI ha crecido la sensibilización de las instituciones públicas, lo que se ha puesto de manifiesto con la aparición de nuevas leyes y convenios internacionales. La Asamblea General de Naciones Unidas acordó en el año 2001 promover un Convenio Internacional para proteger y promover los derechos y la dignidad de las personas con discapacidad. En este mismo año la CIDDDM fue adaptada dando lugar a la “Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF)”, en la que se sostiene que la deficiencia no implica que esté presente una enfermedad, sino que se trata de un fenómeno relacional sometido a la influencia de factores sociales. En España aparece la Ley 51/2003, de “Igualdad de oportunidades, no discriminación y accesibilidad universal de las mujeres y hombres con discapacidad”, en respuesta al aumento de la sensibilización social. En ella se reconoce que las desventajas sufridas por las personas con discapacidad tienen su origen en sus dificultades personales, pero también en los obstáculos y condiciones limitativas impuestas por la sociedad.

La terminología para referirse a lo que hoy entendemos por discapacidad, se ha perfeccionado de la mano de la sensibilización social, tratando de encontrar términos que definan, de forma más precisa, la condición del individuo. Por ejemplo, el término “mínusvalido”, muy generalizado aún, es un ejemplo de imprecisión. Literalmente, esta palabra significa “menos válido”, lo que ciertamente no corresponde con la realidad. Si bien una persona puede tener limitaciones para realizar una actividad determinada, este hecho no la define en su globalidad, por lo que este término resulta desafortunado. Sin embargo, la mencionada Ley 51/2003, en su artículo 1 “Objeto de la Ley”, todavía aparecen términos imprecisos como minusvalía, invalidez o inutilidad.

Un término de reciente aparición es el de “diversidad funcional”, que surge en 2005, promovido por la comunidad virtual de “Foro de Vida Independiente español”, creado en 2001 con el objetivo de impulsar en España el “Movimiento de Vida Independiente”, surgido en EE.UU en 1972 y muy arraigado en Europa en la actualidad. El concepto pretende suprimir las nomenclaturas negativas que se han aplicado tradicionalmente, haciendo énfasis en que la función o actividad puede realizarse, pero de forma distinta a como se realiza por la mayor parte de la población.

### 1.1.2. Definición actual de discapacidad

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha dejado constancia de la evolución temporal de la terminología en el campo de la discapacidad. En 1980 propuso su “Clasificación Internacional de deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDDM)”, [5], centrada en traspasar las barreras de la enfermedad, entendida en su concepción clásica. Se trataba de ir más allá de la enfermedad y clasificar las consecuencias que esta deja en el individuo, tanto en su propio cuerpo, como en su persona y en su relación con la sociedad. De este modo se intentó ir más allá del modelo clásico de “biología-patología-manifestación”, proponiendo un nuevo esquema como “Enfermedad-Deficiencia-Discapacidad-Minusvalía”.

En el informe CIDDDM se precisan estos tres conceptos, que aparecen como consecuencia de una patología:

- **Deficiencia** es toda pérdida o anomalía de una estructura o función psicológica, fisiológica o anatómica.
- **Discapacidad** es toda restricción o ausencia (debida a una deficiencia) de la capacidad para realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para un ser humano.
- **Minusvalía** es una situación desventajosa para un individuo determinado, consecuencia de una deficiencia o discapacidad, que limita o impide el desempeño de un rol que es normal en su caso (en función de su edad, sexo, y factores sociales y culturales)

Tras este informe se generó un activo debate internacional que, finalmente, dio lugar a una revisión de los conceptos por parte de la OMS, recogidos en la “Clasificación Internacional del Funcionamiento y la Discapacidad, CIF (2001)”, [5]. Este informe trata de poner en positivo la terminología y deja el enfoque de “consecuencias de la enfermedad” para centrarse en “la salud y los estados relacionados con ella”. En este caso, ya no se enuncian tres niveles de consecuencias de la enfermedad, sino que se habla de:

- **Funcionamiento**, como término genérico para designar todas las funciones y estructuras corporales, la capacidad de desarrollar actividades y la posibilidad de participación social del ser humano,
- **Discapacidad**, como término genérico que recoge las deficiencias en las funciones y estructuras corporales, las limitaciones en la capacidad de llevar a cabo actividades y las restricciones en la participación social del ser humano y
- **Salud**, como el elemento clave que relaciona a los dos anteriores.

Este informe refleja que todo ser humano puede experimentar un decremento en su salud, lo que le confiere algún grado de discapacidad. En definitiva, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive y sus actividades asociadas.

### 1.1.3. Clasificación

La CIF agrupa en forma de dominios los componentes de salud (ej. funciones sensoriales, estructuras corporales) y algunos componentes “relacionados con la salud del bienestar”, (transporte, educación, trabajo, etc.) no incluidos dentro del concepto de salud, pero que mantienen una estrecha relación con él. La clasificación incide en dos grandes subdivisiones: funcionamiento y discapacidad (Parte I) y factores contextuales (Parte II). La parte I se divide a su vez en:

- Estructuras Corporales y Funciones
- Actividades y participación

Las estructuras corporales comprenden las diferentes partes anatómicas, tales como los órganos, las extremidades y sus componentes. En la CIF las estructuras quedan recogidas en los siguientes capítulos:

- Estructuras del sistema nervioso

- El ojo, el oído y estructuras relacionadas
- Estructuras involucradas en la voz y el habla
- Estructuras de los sistemas cardiovascular, inmunológico y respiratorio
- Estructuras relacionadas con los sistemas digestivo, metabólico y endocrino
- Estructuras relacionadas con el sistema genitourinario y el sistema reproductor
- Estructuras relacionadas con el movimiento
- Piel y estructuras relacionadas.

Las funciones corporales recogen la información sobre el estado del individuo relativa a las características de los sistemas corporales. Estas funciones están recogidas en los capítulos siguientes:

- Funciones mentales
- Funciones sensoriales y del dolor
- Funciones de la voz y el habla
- Funciones de los sistemas cardiovascular, hematológico, inmunológico y respiratorio
- Funciones de los sistemas digestivo, metabólico y endocrino
- Funciones genitourinarias y reproductoras
- Funciones neuromusculoesqueléticas y del movimiento
- Funciones de la piel y estructuras relacionadas

Por su parte, el apartado Actividades y Participación hace referencia a los aspectos vitales relacionados con el funcionamiento, tanto desde una perspectiva individual como social. Se recogen los siguientes capítulos:

- Aprendizaje y aplicación del conocimiento
- Tareas y demandas generales
- Comunicación
- Movilidad
- Autocuidado
- Vida doméstica
- Interacciones y relaciones interpersonales
- Áreas principales de la vida
- Vida comunitaria, social y cívica

### 1.1.4. Estado actual de la discapacidad

Según estudios del Instituto Nacional de Estadística (INE) de España hay 3.85 millones de personas que afirman tener discapacidad o limitación (“Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y situaciones de Dependencia”, 2008), [6]. Esto supone una tasa de 85.5 por mil habitantes. La prevalencia de las situaciones de discapacidad está claramente relacionada con la edad como se muestra en la gráfica 1.1.

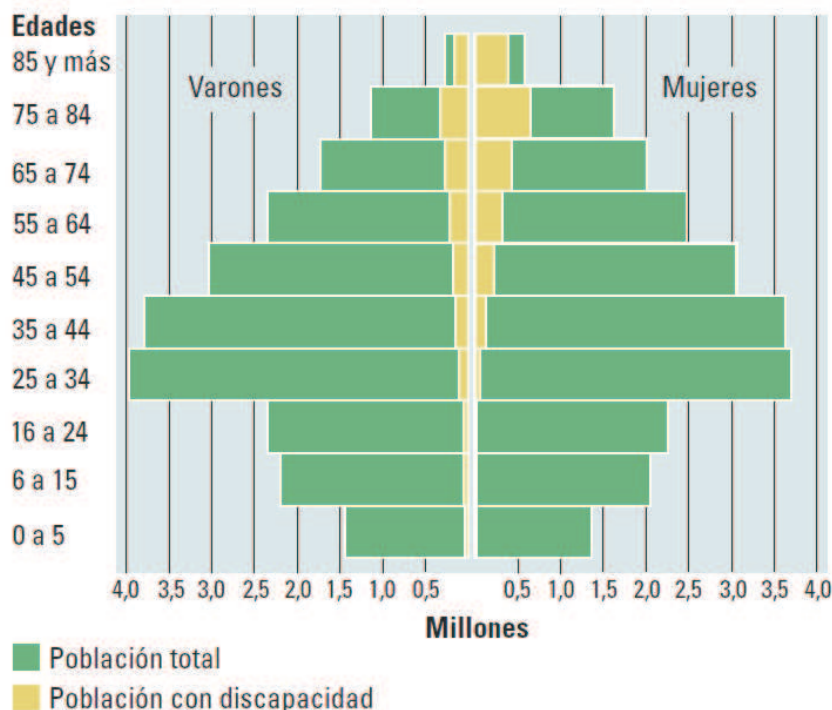


Figura 1.1: Población total frente a población con discapacidad en España (Fuente: Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal, y situaciones de Dependencia (EDAD-2008), INE)

Casi el 30 por 100 de las personas mayores de 65 años tiene alguna discapacidad, mientras que entre las menores de 65 años la proporción de personas con discapacidad no llega al 5 por 100. Aunque el aumento de las tasas (por mil habitantes) de prevalencia es continuo, conforme avanza la edad, a partir de los 55 años ese incremento se acelera de forma notable. La tabla 1.1 recoge la prevalencia entre los distintos tipos de discapacidad. Según el INE, son de especial relevancia los que afectan a las Actividades de la Vida Diaria (AVD), ya que están relacionadas con la dependencia. El número de estas personas alcanza los 2.8 millones y supone el 6.7% de la población, [6].

Por otro lado, más de 2.5 millones de personas con discapacidad (el 71.4% del total) reciben algún tipo de ayuda técnica, personal o ambas. Y más de seis de cada diez personas que reciben alguna ayuda afirman que éstas cubren sus necesidades. Las personas que no reciben ayudas para realizar sus actividades, manifiestan una mayor necesidad de ayudas técnicas (27.3%) que de asistencia personal (16.9%). Según el estudio mencionado, en España la tasa de actividad de la población con discapacidad (personas en edad de trabajar que están empleadas o a la búsqueda de empleo) es tan sólo del 35%, frente al 59,8% del conjunto de la población.

En el ámbito internacional, las Naciones Unidas (NU) (especialmente a través de sus resoluciones más recientes 63/150 (2008) y 64/131 (2009) “Social development”) ha destacado la

	Varones	Mujeres
Movilidad	42.6	77.5
Vida doméstica	29.5	69.2
Autocuidado	31.3	55.3
Audición	21.9	28.4
Visión	17.8	28.4
Comunicación	16.3	18.6
Aprendizaje y aplicación de conocimientos y desarrollo de tareas	12.7	17.1
Interacciones y relaciones personales	14.0	15.4

Tabla 1.1: Tipos de discapacidades (Personas de 6 y más años con discapacidad, Tasas por mil hab.). Fuente: Instituto Nacional de Estadística (2009)

importancia de mejorar los datos y las estadísticas relativas a la discapacidad, en consonancia con la legislación nacional, de manera que sean comparables tanto en el plano internacional como en el interno a los efectos de diseñar, planificar y evaluar políticas desde la perspectiva de las personas con discapacidad. Según las NU las personas con discapacidad constituyen el 10 % de la población mundial y el 80 % de esas personas vive en países en desarrollo según el Programa de las Naciones Unidas para el Desarrollo (PNUD). Según la OMS esta cifra está aumentando debido al crecimiento de la población, los avances de la medicina y el proceso de envejecimiento. Algunos estudios actuales, como EUROPOP2008, [7], aseguran que se prevé que la población mayor de 65 años incremente del 2008 al 2060 desde un 17.1 % a un 30 %. El envejecimiento de la población actual conllevará a que la mayoría de las personas sufran una discapacidad en su vida. Los estudios comparativos sobre la legislación en materia de discapacidad indican que sólo 45 países cuentan con leyes contra la discriminación y otro tipo de leyes específicas a ese respecto.

Según la UNESCO, en su informe sobre las “Políticas de la Primera Infancia” los niños con discapacidad son estigmatizados desde su nacimiento y más propensos a ser víctimas de la exclusión, el ocultamiento, el abandono, la reclusión y el abuso. Las tasas de mortalidad entre niños discapacitados alcanzan el 80 % incluso en países donde la mortalidad entre menores de 5 años se ha reducido significativamente a valores inferiores al 20 %, [8]. En los países en desarrollo el 98 % de los niños discapacitados no asiste a la escuela, [9].

### 1.1.5. La parálisis cerebral

Esta tesis doctoral está especialmente destinada a niños con parálisis cerebral (PC) y alteraciones afines por lo que será objeto de interés especial en este trabajo. La PC puede ser definida, según la “Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines (ASPACE)”, como un “trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos”, [10, 11]. Esta lesión puede generar la alteración de otras funciones superiores e interferir en el desarrollo del sistema nervioso central.

Cabe destacar que el término “parálisis cerebral” y su definición continúa siendo un tema de debate. Existen multitud de definiciones de PC, ninguna universalmente aceptada, pero todas ellas recogen invariablemente tres elementos: secuelas motoras, lesión cerebral puntual y

cerebro en desarrollo, [12]. La revista científica “Developmental Medicine and Child Neurology” dedicó en febrero de 2007 todo un suplemento a recoger esta inquietud, tanto desde el punto de vista de los diferentes especialistas que se dedican a la PC (pediatra, neurólogo, ortopeda o epidemiólogo), como desde la perspectiva de los principales registros de PC, cada uno de los cuales ha establecido unos criterios de inclusión propios, [13]. A pesar de la controversia y ante la falta de una alternativa mejor, los autores coinciden en mantener el término clásico de “parálisis cerebral”. En la última década se han desarrollado proyectos coordinados entre varios centros, lo que proporciona una población de estudio mayor y minimiza la confusión terminológica. En esta línea, destaca el grupo europeo “Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)”, que reúne información sobre niños con PC de 15 países.

La PC se ha convertido en la causa más frecuente de discapacidad motora entre la población infantil, [14]. Es un trastorno que aparece en la infancia y persiste toda la vida. Actualmente podemos hablar de hasta 2,8 personas con PC por cada mil habitantes, lo que en España nos sitúa con una población estimada de unas 120.000 personas. En Estados Unidos 500.000 niños están afectados por PC y en Europa la cifra es incluso superior, [15, 16].

La PC afecta a niños de cualquier raza y condición social. Hoy sabemos que, a pesar de los avances en la prevención y tratamiento en el embarazo, en el parto y en las primeras fases de vida, las cifras de personas afectadas han aumentado ligeramente. Esto último es debido, fundamentalmente, al aumento de las posibilidades de supervivencia de los bebés prematuros en situación crítica, consecuencia justamente de una sustancial mejora en los tratamientos y cuidados recibidos, [17].

Las lesiones causadas por la PC pueden producirse durante la gestación (prenatales), el parto (perinatales) o durante los primeros años de vida (postnatales). Los trastornos resultantes de la PC son múltiples y complejos. El más frecuente y evidente se caracteriza por alteraciones en la postura, tono muscular y movimiento, pero también suelen generarse trastornos sensoriales, perceptivos, cognitivos, respiratorios, epilepsia, trastornos del lenguaje, de conducta, etc, normalmente combinados unos y otros.

La PC, por tanto, agrupa un conjunto de trastornos muy heterogéneo. Debido a la diversidad y combinación en los efectos que provoca, suele ser difícil clasificar con precisión el tipo de PC que padece un niño. Una de las formas de clasificación es tomando como criterio la parte afectada, [10]:

- **Hemiplejía:** sólo uno de los dos lados del cuerpo está afectado,
- **Diplejía:** afecta a los miembros inferiores y los superiores no están afectados o lo están ligeramente y
- **Tetraplejía:** los miembros superiores e inferiores están afectados y con frecuencia el eje del cuerpo (cabeza y tronco).

El SCPE divide la PC según el trastorno neuromotor en, [18]:

- **Espástica**
- **Discinética**
- **Atáxica**
- **Mixta**

La tabla 1.2 recoge la descripción de cada uno de los tipos de PC según la SCPE.

<p><b>Parálisis cerebral espástica</b> caracterizada por al menos dos de las siguientes alteraciones:</p>
<p>Patrón de postura y/o movimiento anormal  Tono incrementado (no necesariamente constante)  Reflejos patológicos (reflejos incrementados: hiperreflexia y/o signos piramidales)</p>
<p>La PC espástica puede ser bilateral o unilateral:  La PC bilateral espástica es diagnosticada si:  Las extremidades de ambos lados del cuerpo están afectadas  La PC unilateral espástica es diagnosticada si:  Las extremidades de un solo lado del cuerpo están afectadas</p>
<p><b>Parálisis cerebral discinética</b> es dominada por:</p>
<p>Patrón de postura y/o movimiento anormal  Movimientos involuntarios, descontrolados y ocasionalmente estereotipados</p>
<p>La PC discinética puede ser dividida en distonía y coreo-atetosis:  La <b>distonía</b> está dominada por:  Hipoquinesia (reducida actividad)  Hipertonía (tono usualmente incrementado)  La <b>coreo-atetosis</b> está dominada por:  Hiperquinesia (actividad incrementada)  Hipotonía (tono usualmente decrementado)</p>
<p><b>Parálisis cerebral atáxica</b> caracterizada por:</p>
<p>Patrón de postura y/o movimiento anormal  Pérdida de coordinación muscular de tal forma que los movimientos son realizados con fuerza, ritmo y precisión anormales</p>

Tabla 1.2: Tipos de parálisis cerebral según la SCPE

Junto a las dificultades de movimiento pueden aparecer alteraciones sensoriales, de comportamiento, de personalidad, cognitivas, comunicativas o de salud. También puede verse afectada la percepción espacial, y la capacidad de calcular distancias, o de construir visualmente en tres dimensiones. Los problemas auditivos son poco frecuentes. La capacidad de comunicación dependerá en primer lugar del desarrollo intelectual y del habla, que han de ser estimulados desde los primeros años de vida. Es frecuente que el niño presente alteraciones en el aprendizaje, dificultades en la atención, concentración, memorización o procesamiento de la información, [10].

El tratamiento de la parálisis cerebral está enfocado a facilitar el desarrollo motor como base para mejorar la independencia del paciente en tareas como el cuidado personal, el juego y las actividades de ocio, lo que a su vez potenciará las habilidades de relación y cognitivas. La terapia aplicada depende de las particularidades de cada persona pudiendo ser, desde terapia física y ocupacional, logopedia hasta medicación o cirugía. Se pueden distinguir diferentes modelos de terapia, [19]:



- Terapias que ponen el énfasis en la normalización del movimiento del paciente. Empleado para prevenir el deterioro o debilidad de los músculos (atrofia), evitar contracturas y mejorar el desarrollo motor en general.
- Terapias que ponen el énfasis en la realización de actividades funcionales de tipo global, es decir, enfocadas a potenciar las aptitudes necesarias para realizar las actividades de la vida diaria (AVD), lo que aumenta la confianza en sí mismos y la autoestima.

En la literatura se pueden encontrar diversos trabajos que exploran las implicaciones de ambas estrategias. Mientras que el primer modelo enfatiza la facilitación de patrones normales de movimiento, el modelo de terapia funcional enfatiza el papel del entorno y la tarea. La exploración del entorno a través del movimiento, la búsqueda de soluciones que el entorno demanda y la adaptación a los cambios, conforman una parte crítica del aprendizaje motor. El modelo de terapia funcional requiere unas capacidades mínimas y se basa en dar al paciente un papel activo dentro de su entorno, motivándole a resolver problemas inherentes a la tarea funcional, [20].

Por otro lado, se pueden encontrar escalas internacionales para clasificar el grado de afectación. Cabe destacar la presentada por Palisano et al. en 1997, bajo el nombre de “Gross Motor Function Classification System (GMFCS)”, [21], que clasifica en 5 niveles las capacidades motoras de locomoción (extremidades inferiores) en función de la edad (grupos menores a 2 años, entre 2 y 4 años, entre 4 y 6 años, entre 6 y 12 años y entre 12 y 18 años):

- Nivel I. Camina sin limitaciones
- Nivel II. Camina con limitaciones en larga distancia y problemas de equilibrio. Pueden necesitar dispositivos de apoyo al aprender a caminar. Pueden subir y bajar escaleras.
- Nivel III. Camina empleando un dispositivo de apoyo tipo andador. Transferencia autónoma.
- Nivel IV. Emplean una silla de ruedas para desplazarse. Necesitan asistencia en la transferencia.
- Nivel V. Limitaciones en el tronco y cabeza y requieren extensa tecnología de apoyo y asistencia. La movilidad autónoma es sólo posible si el individuo aprende a controlar una silla de ruedas.

La clasificación “Manual Ability Classification System (MACS)”, presentada por Eliasson et al. en 2006, describe la capacidad de manipulación (extremidades superiores) de niños con PC en el manejo de objetos en AVD, [22]:

- Nivel I. Manipula objetos fácil y exitosamente. Limitaciones en la realización de tareas que requieren velocidad y agudeza.
- Nivel II. Manipula la mayoría de los objetos pero con cierta reducción en la calidad y/o velocidad del logro.
- Nivel III. Manipula los objetos con dificultad; necesita ayuda para preparar y/o modificar actividades.
- Nivel IV. Manipula una limitada selección de objetos fácilmente manipulables en situaciones adaptadas. Requiere asistencia continua.



- Nivel V. No manipula objetos y tiene la habilidad severamente limitada para ejecutar aún acciones sencillas. Requiere asistencia total.

Por último, la clasificación “Functional Independence Measure of Children, (WeeFIM)”, [23], propuesta por Msall et al. en 1994, expone el estado funcional del paciente. Otras escalas como la “Ashworth modificada” es ampliamente utilizada para la medida de la espasticidad, contemplando 5 grados. A pesar de la existencia de estas métricas, en la mayoría de los casos, la caracterización de un paciente resulta una tarea muy compleja, dada la amplia diversidad de las alteraciones y sus grados de afectación.

## 1.2. La tecnología de apoyo

### 1.2.1. Definición

Las nuevas tecnologías, en constante evolución, han influenciado notablemente el mundo actual afectando a cada individuo de una forma u otra. La tecnología destinada a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad, ya sea por compensación funcional o por rehabilitación, la denominamos Tecnología de Apoyo (TA, Assistive Technology en su denominación anglosajona). La TA puede ser definida como un área de conocimiento multidisciplinar orientada a la concepción y desarrollo de productos, dispositivos o equipamiento y servicios, empleados para mantener, incrementar o mejorar las capacidades funcionales de los individuos con discapacidad (ISO 9999:2007). Se trata de una disciplina en la que convergen efectivamente una serie de disciplinas, de carácter técnico como la robótica, informática, inteligencia artificial y nuevos materiales y de una serie de disciplinas pertenecientes a la rama humanista, como la medicina, psicología o sociología entre otras. La fusión de las ramas humanista y técnica se refleja en el concepto de interacción persona-máquina, ya que la persona es definida por las disciplinas humanitarias, mientras que las disciplinas científico-técnicas definen a la máquina.

La figura 1.2 muestra los distintos agentes que interaccionan con la persona con discapacidad. En el centro de un nuevo diseño de cualquier dispositivo de apoyo ha de estar el usuario. Conocer sus necesidades reales es una información esencial antes de abordar la concepción de una nueva tecnología. Su participación iterativa, desde la concepción hasta su creación y explotación, resulta fundamental para alcanzar el éxito del producto. Dichas necesidades vendrán dadas en su mayor parte por las características particulares de la discapacidad, la cual determinará las limitaciones consecuentes y cómo han de ser resueltas por la tecnología.

El contexto social, entendido tanto en el ámbito de relaciones personales como profesionales, no es menos importante. La calidad de la relación entre el individuo y su entorno social está fuertemente influenciada por la capacidad para actuar y reaccionar de forma libre e independiente. Desde este punto de vista, la aceptación de la ayuda técnica juega un papel crucial. A menudo ocurre que cumpliendo ésta, los requerimientos funcionales para la cual fue diseñada, es rechazada debido a aspectos cosméticos y estéticos en relación a la aceptación social.

Por su parte, el cuerpo de profesionales educadores, médicos, psicólogos, fisioterapeutas, etc. ha de poner de relieve las necesidades del individuo. En este sentido, la multidisciplinariedad de profesionales en este campo es esencial para abordar las necesidades del usuario desde distintos puntos de vista. Hay que tener en cuenta que en la mayoría de los casos, el usuario conocerá y aprenderá a usar la ayuda técnica a través de dicho profesional.

El acceso a nuevas tecnologías de apoyo dependerá de las características del mercado. Las

mayores limitaciones para la difusión de nuevos productos están relacionadas con su coste. Se da la circunstancia de que mientras la tecnología llega a ser altamente sofisticada, las inversiones direccionadas a la comercialización del producto no alcanzan el mismo nivel, poniendo en riesgo la accesibilidad final a la ayuda técnica.

Finalmente, la concepción de un nuevo producto de apoyo es tarea de investigadores y desarrolladores, los cuales deberán conocer la necesidades reales de los usuarios a través de una interacción continua con la persona con discapacidad y los expertos y atendiendo a los aspectos mencionados en relación al contexto social y al mercado, con el fin de garantizar la viabilidad del producto creado.

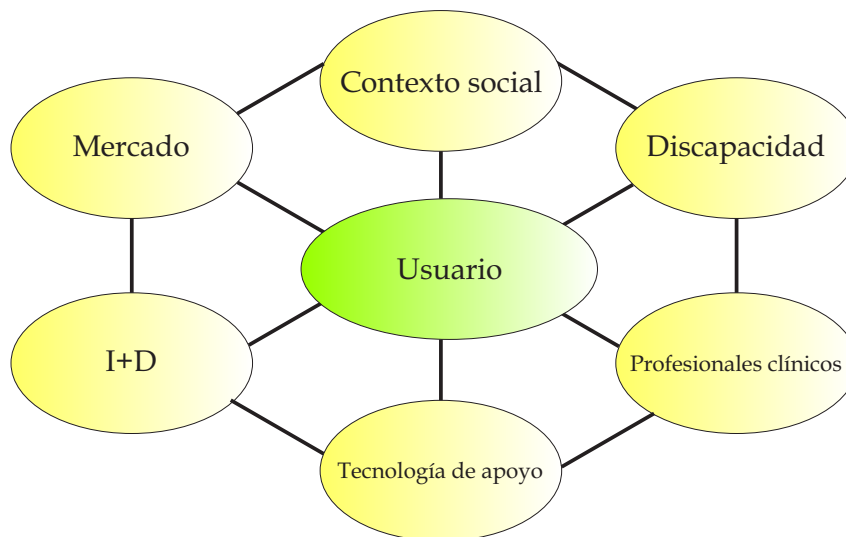


Figura 1.2: Distintos agentes que interaccionan con la persona con discapacidad

Recientemente, la TA ha ido cobrando más importancia en las políticas sociales y en la comunidad científico-técnica, reflejo de la sensibilización de la sociedad actual. De hecho, uno de los principales retos en política social de la Unión Europea es promover la autonomía e inclusión de las personas con discapacidad y de las personas mayores. El aumento de la autonomía de estos colectivos se consigue a través de un concepto llamado “diseño para todos”. Esto indica la adaptación de productos del entorno a la población, o más exactamente, la creación de servicios, productos y entornos dirigidos al público en general y diseñados de tal forma que también las personas mayores y con discapacidad puedan utilizarlos.

### 1.2.2. Clasificación de los productos de apoyo

La norma ISO 9999:2007/EN29999 establece una clasificación muy extensa de los dispositivos de apoyo a la discapacidad. Agrupa los productos de apoyo en diez clases (cada una dividida en subclases, y estas, a su vez en divisiones) que están basadas en su objetivo principal:

- Ayudas para la terapia y el entrenamiento;
- Prótesis y ortesis;
- Ayudas para el cuidado y la protección personal;
- Ayudas para las tareas domésticas;

- Mobiliario y adaptaciones para la casa y otros edificios;
- Ayudas para la comunicación, información y señalización;
- Ayudas para el manejo de productos y mercancías;
- Ayudas y equipos para mejoras del entorno, herramientas y máquinas;
- Ayudas para el ocio.

Aunque esta clasificación está muy generalizada, está orientada al producto o servicio. La clasificación elaborada por el estudio de la Unión Europea, HEART (Horizontal European Activities in Rehabilitation Technology, 1993), [1], está más orientada al conocimiento y a la educación en el uso de la TA. Ésta fue originalmente desarrollada dentro del programa TIDE de la Unión Europea para la formación de profesionales en tecnologías de apoyo. Esta clasificación hace énfasis en que el modo de usar la tecnología está muy influenciado por las características del usuario y por el entorno físico y social. Como consecuencia, sugiere tres áreas dentro de la educación en Tecnología de Apoyo, que denomina componentes técnicos, humanos y socio-económicos. Dentro de los componentes técnicos, el modelo HEART identifica cuatro áreas:

- Comunicación
- Movilidad
- Manipulación
- Orientación

La comunicación es la habilidad de generar, emitir, recibir y entender mensajes. Dentro del grupo de la comunicación, encontraríamos el acceso al computador. Los recientes desarrollos tecnológicos en áreas como telecomunicaciones, informática y electrónica han puesto a nuestra disposición un enorme número de aplicaciones técnicas que pueden ser útiles para superar las limitaciones funcionales en comunicación.

La movilidad es la capacidad del individuo para realizar actividades características relacionadas con el movimiento de uno mismo dentro de su entorno. La silla de ruedas es el dispositivo de apoyo a la movilidad por excelencia.

La manipulación es la capacidad que tiene el individuo para interactuar con el entorno físico y, así realizar una actividad. A un nivel muy básico, la manipulación se refiere a aquellas actividades llevadas a cabo con el uso de las manos y de los dedos. Las interfaces persona-máquina que tienen relación con el control del entorno pueden englobarse dentro de este grupo. También todos aquellos dispositivos que ayuden a realizar las actividades de la vida cotidiana, de cuidado personal o del hogar. La robótica ha dado sus frutos en este grupo con la creación de manipuladores, prótesis y ortesis o pinzas para agarrar entre muchos otros.

Finalmente, la orientación es la capacidad para localizarse con relación a las dimensiones de tiempo y espacio. Es también la capacidad de los órganos propioceptivos para recibir estímulos por diferentes sentidos, asimilar dichas recepciones y proporcionar una respuesta adecuada, por ejemplo mantenimiento del equilibrio. Dentro de este área se encuentran los sistemas de orientación y navegación (guías de sonidos, adaptaciones del entorno) y ayudas para apoyar las nociones de tiempo y espacio.

### 1.2.3. Modelos conceptuales de tecnologías de apoyo

En las últimas décadas numerosos investigadores han trabajado para crear dispositivos de apoyo que tengan en cuenta, no sólo la tecnología en sí, sino también las complejas y dinámicas relaciones de las personas con discapacidad y su entorno físico y social. Se asume que sólo los dispositivos que respondan a un modelo donde la tecnología esté armonizada con el usuario final, serán capaces de satisfacer sus verdaderas necesidades.

La mayoría de los autores del campo de la TA coinciden en que es necesario construir un modelo conceptual que contenga funciones descriptivas y predictivas que orienten la aplicación de la TA de un modo global. Según Lenker et al., [24], un modelo descriptivo proporcionaría un conjunto de normas para la caracterización del usuario final, para la definición de las tareas durante las cuales la TA es empleada y la del entorno físico y social que la rodea; además, un modelo predictivo proporcionaría la base para determinar y recomendar el uso de los dispositivos más efectivos según la discapacidad. A continuación se presentan brevemente los siguientes modelos considerados de especial relevancia:

- Modelo HEART (*Horizontal European Activities in Rehabilitation Technology*)

Uno de los más destacados es el modelo HEART que, como se ha indicado anteriormente, tiene su origen en un estudio desarrollado por la Unión Europea, y tiene el objetivo de formar a profesionales en Tecnología de Apoyo. Tal y como establece este estudio, un modelo para la educación en TA, debe estar basado en un modelo del desarrollo humano que tenga en cuenta los problemas de las personas con discapacidad en su interacción con el entorno y las dificultades que éste le presenta, [1].

Según el modelo HEART, la discapacidad se presenta cuando la persona tiene ciertas limitaciones para responder a la demanda del entorno físico y social. Según esto, la TA puede ayudar, bien mejorando la habilidad de la persona, o bien, reduciendo la demanda del entorno (figura 1.3). Por tanto, en este modelo, y en realidad en todos, intervienen tres factores, el humano, el técnico y el entorno social y económico. El modelo HEART propone, dentro del aspecto técnico, cuatro áreas: la comunicación, la movilidad, la manipulación y la orientación. Una quinta área se refiere a la cognición, pero según los autores del modelo, cualquier actividad requiere cognición, por lo que este área forma parte de cada una de las anteriores. También se considera que cualquier dispositivo de apoyo pertenece a alguna de estas áreas. Finalmente, los factores humanos (ligados a la persona) y socio-económicos (ligados al entorno) son considerados como aspectos horizontales para el modelo HEART, ya que son los comunes para cualquier dispositivo de apoyo.

- Modelo EUSTAT (*Empowering Users Through Assistive Technology*)

El modelo EUSTAT tiene como objetivo educar a usuarios finales en TA. Tiene origen en un estudio realizado durante el período de 1997 a 1999 por la Unión Europea (Telematics Application Programme, 4th Framework Programme). Según EUSTAT, el conocimiento acerca de la TA puede ser transferido a través de cinco procesos diferentes, [25]: consejo, educación, entrenamiento, información y campañas de concienciación. Como muestra la figura 1.4 la información incrementa la competencia técnica del usuario; sin embargo, no significa que el usuario sea capaz de usarla para tomar la iniciativa y resolver el problema. El consejo ayuda al usuario a resolver un problema. Esto puede aportar competencia técnica, pero el consejo estará ajustado a las necesidades particulares del usuario y no tanto al objetivo principal. La educación ocupa el espacio entre ellos, ya que trata de establecer un equilibrio entre competencia e iniciativa, mientras que el entrenamiento,

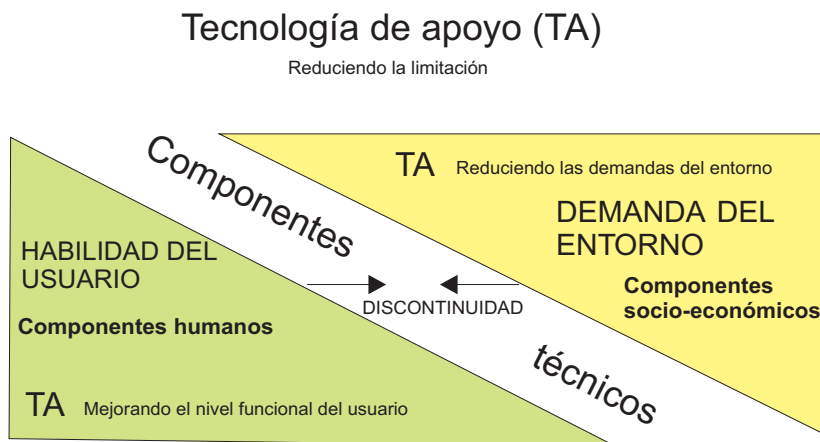


Figura 1.3: Tecnología de apoyo en relación a los componentes humanos, socio-económicos y de entorno, [1]

y el correspondiente aprendizaje, ponen más énfasis en la segunda. Uno de los mejores resultados de este estudio fue el titulado “GO FOR IT: A Manual of Assistive Technology for End Users” que tuvo como objetivo proporcionar a los usuarios una guía para poder seleccionar la TA más adecuada a sus necesidades.

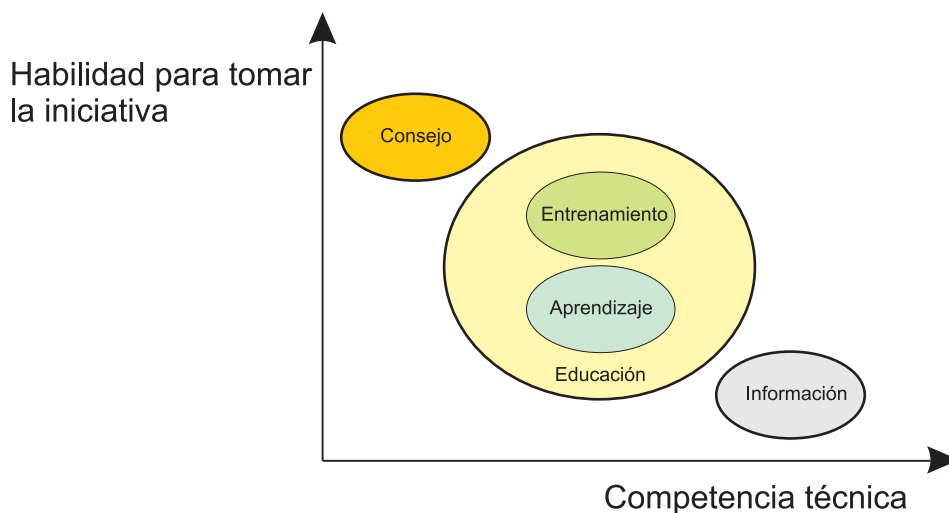


Figura 1.4: Procesos para la transferencia del conocimiento según el modelo EUSTAT)

- Modelo TELEMATE (*Telematic Multidisciplinary Assistive Technology*)

El modelo TELEMATE surge de un estudio europeo para proporcionar una referencia para profesionales de diversos campos y unir sus experiencias, [26]. Como muestra la figura 1.5 la educación en TA implica diferentes agentes (ingenieros, terapeutas, médicos, profesores, trabajadores sociales, etc.), que necesitan áreas comunes de entrenamiento.

- Modelo HAAT (*Human Activity Assistive Technology Education*)

El modelo HAAT se centra en estudiar la actuación del ser humano en presencia de la TA en una tarea dada (actividad) ante una situación dada (contexto), [27]. En este modelo, cuyo esquema conceptual se muestra en la figura 1.6, existen tres componentes claves, el ser humano (con discapacidad), la actividad que la persona realiza en un determinado

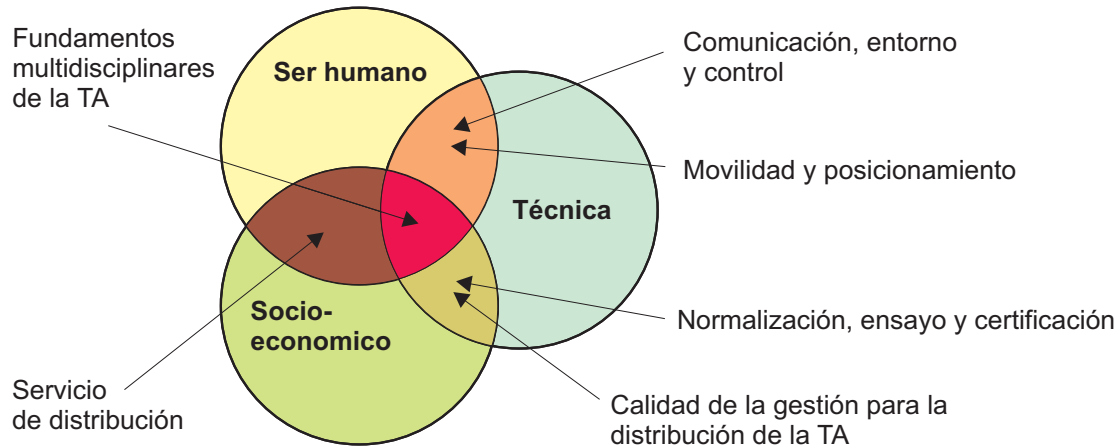


Figura 1.5: Esquema de multidisciplinariedad en la tecnología de apoyo según el modelo TELE-MATE

contexto, y la tecnología de apoyo, que podría ser requerida para realizar la actividad. El ser humano se desenvuelve en el entorno empleando sus aptitudes. Cuando existe una pérdida o limitación en dichas aptitudes, es cuando debe aparecer la tecnología de apoyo.

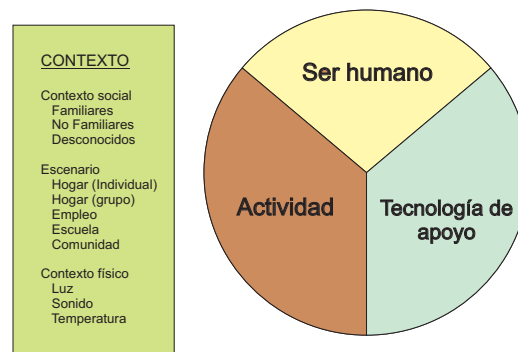


Figura 1.6: Modelo HAAT (Human Activity Assistive Technology)

- Modelo MPT (*Matching Person and Technology*)

El modelo MPT defiende que aunque la tecnología aparece en respuesta a una necesidad dada, finalmente puede ser usada de forma inapropiada e incluso inutilizada, [28]. Por ello, defiende la necesidad de estudiar al usuario, sus preferencias, sus características psicológicas y sociológicas. Según Lenker et al., [29], este modelo resulta útil para predecir el uso e impacto de la TA. Emplear este modelo durante el proceso de selección del dispositivo es útil para reducir el porcentaje de personas que abandonan la TA al poco tiempo de comenzar a usarla.

- Modelo LAP (*Lifespace Access Profile for individuals with severe or multiple disabilities*)

El modelo LAP consiste en un protocolo que evalúa las habilidades del individuo a través de cinco dominios, [30,31]. 1) El dominio de los recursos físicos, que recoge la información del individuo (salud, movilidad, etc.). 2) El dominio de los recursos cognitivos que incluyen la habilidad para comprender los procesos tipo causa-efecto y aptitudes comunicativas. 3) Los recursos emocionales que introducen conceptos acerca de distracción o tolerancia al cambio por ejemplo. 4) Los recursos de apoyo que identifican el grado de entrenamiento y el

tiempo que tienen los profesionales y familiares para atender a la persona con discapacidad. 5) Finalmente, el análisis del entorno que explora el nivel de participación del individuo en él y el uso de la TA dentro de dicho entorno.

- Modelo SETT (*Students, Environment, Tasks and Tools*)

El modelo SETT es una guía para recoger datos y hacer efectiva la tecnología de apoyo, [32]. Se identifican tres áreas en las cuales los datos son recogidos: la persona (el estudiante con discapacidad), el entorno y la tarea. Se emplean una serie de cuestiones para recoger la información relacionada con la identificación de las habilidades y necesidades del estudiante, la información acerca de los entornos físicos y de enseñanza y las herramientas de apoyo.

En definitiva todos estos modelos tienen en común la necesidad de estudiar de forma precisa la interacción entre cuatro elementos: el usuario, la tarea/actividad, la tecnología y el entorno (físico y social). La creación de un nuevo dispositivo de apoyo debe tratar de eliminar o reducir la limitación que el usuario presenta para responder a las demandas de la actividad en el entorno. Pero su actuación debe realizarse de forma eficiente y eficaz, es decir, el uso de la tecnología debe estar justificado y debe responder a las necesidades del usuario final. Una tecnología que no responda a las necesidades reales se usará de forma inapropiada y finalmente caerá en desuso. Al mismo tiempo, los profesionales que trabajan junto a las personas con discapacidad deben formar parte del proceso de creación y más tarde de formación, ya que serán ellos los que enseñarán a utilizar el dispositivo de apoyo a los usuarios. De la misma forma, los profesionales científico-técnicos deben actuar de forma coordinada con los expertos en la discapacidad, con el fin de ilustrar las necesidades reales.

### 1.3. Modelo conceptual de interacción convergente para la aplicación óptima de la TA

En esta tesis doctoral se propone un nuevo modelo conceptual de tecnología de apoyo. Se definen tres tipos de dispositivos de apoyo según sean aplicados a: 1) un colectivo de personas con una discapacidad común, 2) a un usuario específico o 3) al entorno. Este modelo defiende el uso de tecnología de apoyo de tipo general pero apoyada por dispositivos de tipo personal y de entorno que tengan en cuenta la especificidad de cada usuario dentro de la discapacidad que sufre y a la especificidad del entorno en el que realiza una determinada actividad.

#### 1.3.1. Relación persona-actividad

Como se presentó en la sección 1.1.2 la base conceptual del término “diversidad funcional” radica en la consideración de la ausencia de términos absolutos en cuanto a la capacidad o incapacidad para realizar una tarea determinada. Al considerar actividades físicas o intelectuales propias de la persona será preciso tener en cuenta las características de la tarea y las prestaciones de la misma. Conviene por tanto valorar la potencialidad personal y matizar las aptitudes en todos los órdenes y más aún cuando se presentan déficits ligados a un órgano o estructura corporal determinada. Así, una persona afectada de poliomielitis no podrá competir en una carrera de velocidad, pero sí podrá ser un literato o un científico de primera línea; del mismo modo, un ciego podrá ser un excelente compositor musical.

El problema que se plantea en este contexto no es el de alcanzar las máximas prestaciones en todas las actividades. El reto es conseguir, con ayuda de la tecnología y obviamente con otros



medios y otras ramas del conocimiento, la mayor autonomía para el máximo número de personas. Para ello, el producto de apoyo adecuado deberá en todo lo posible reducir la brecha existente entre la actividad y el usuario como consecuencia del déficit específico que éste presenta.

### 1.3.2. Topología del apoyo personal

La ayuda a la persona para realización de una tarea puede llevarse a cabo por medios diversos, incluso complementarios y coordinados. Considerando la distribución topológica de los mismos en los distintos ámbitos de actuación podemos distinguir los siguientes:

- Productos de Apoyo Personal (PAP),  
Son aquellos ligados físicamente a la persona, con alto grado de integración con la misma, que los lleva normalmente de modo permanente y suelen ser personalizados funcionalmente y desde el punto de vista ergonómico. A este grupo pertenecería una prótesis de miembro inferior o superior o un dispositivo electromiográfico de comunicación o control alternativo. Un simple bastón de ciego, con altura ajustada, podría considerarse igualmente una sencilla ayuda pasiva de este tipo. También en este grupo se encuentran las interfaces persona-máquina o persona-computador, que abren grandes posibilidades de acceso al mundo físico y del conocimiento.
- Productos de apoyo general (PAG),  
Puede considerarse cualquier sistema de ayuda de uso pluripersonal que es utilizado por la persona temporalmente para llevar a cabo una actividad determinada. Un ejemplo sería la silla de ruedas como elemento tipo de desplazamiento. Un reloj sonoro o un sistema GPS (*Global Position System*) como ayuda a la orientación espacial o el computador como medio versátil de comunicación alternativa con generación de pictogramas o de síntesis de voz, igualmente podrían encuadrarse en este apartado.
- Productos de apoyo de entorno (PAE).  
Son los que forman parte de la infraestructura del medio haciéndolo más accesible bien con elementos pasivos (rampas, indicadores táctiles o impresos) o activos tales como balizas sonoras. Tanto unos como otros pueden facilitar las actividades a personas de muy amplio espectro funcional. A diferencia de los tipos anteriores, son medios susceptibles de ser compartidos y utilizables simultáneamente por múltiples usuarios. Estos conceptos de adaptación del medio con recursos tecnológicos cooperantes constituyen de hecho en la actualidad un cuerpo temático que se ha venido a llamar AAL (*Ambient Assisiting Living*) o entornos inteligentes de apoyo o de asistencia. Se engloban en este campo toda una serie de dispositivos y redes institucionales, urbanas y domésticas de captación y tratamiento de datos, todo ello para el apoyo activo a personas dependientes y como complemento eficaz a la asistencia domiciliaria a personas solas o aisladas.

### 1.3.3. La interacción convergente

El déficit funcional, tal como se ha apuntado anteriormente, puede ser concebido como el grado de carencia o de lejanía de la persona en la realización de cierta actividad considerada normal, en un entorno y para unas condiciones dadas. Así, se puede hablar de una distancia  $D$  (figura 1.7a) existente entre la persona y el entorno para realizar esta actividad. El tipo de actividad (manipulación, desplazamiento, etc.) y el valor relativo o la magnitud de esta



distancia determinarán la naturaleza y el tipo de producto de apoyo a utilizar. El tratamiento de una persona parapléjica por lesión medular será diferente de una persona con cierta debilidad muscular o con problemas oseoarticulares en miembro inferior, prescribiendo en un caso la silla de ruedas y en otro posiblemente un andador o unas muletas, según las características personales.

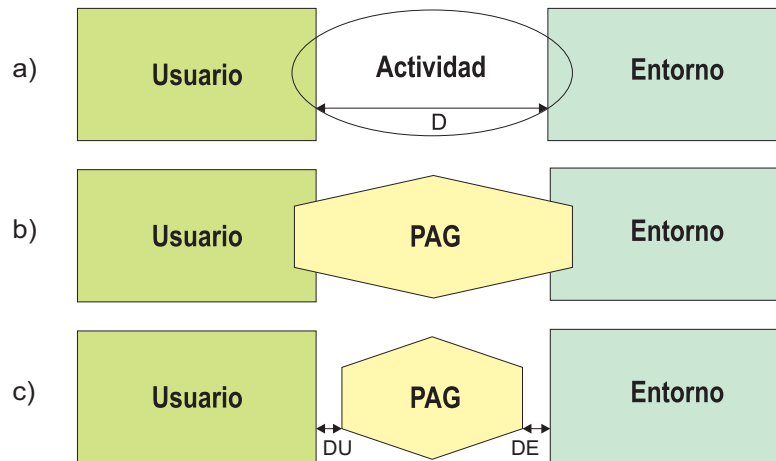


Figura 1.7: a) Agentes distantes, b) Conexión de agentes mediante PAG. c) Insuficiencia de conexión por PAG

La forma de aproximar usuario y entorno para posibilitar el desarrollo de una actividad admite distintos enfoques. Uno de ellos es mediante la medicina en sus diferentes especialidades, farmacológica, rehabilitadora, quirúrgica o neurológica; otro, el enfoque tradicional es la ayuda humana y, finalmente, mediante un producto de apoyo. En esta última, en principio y en tanto como sea posible, se deben especificar productos de tipo general debido a que son más universales y en consecuencia presentan normalmente menor precio y buenas prestaciones (figura 1.7b). Este PAG, (ejemplo: la silla de ruedas) debe estar diseñado para una actividad definida (desplazamiento) cubriendo la mayor parte de las necesidades de las personas (accionamiento con las manos, posición sentado, reposapiés, etc.) y del entorno (ruedas de radio alto que salvan pequeños obstáculos).

Sin embargo, esta solución no siempre es viable ya que el PAG puede no estar adaptado, ya sea al entorno (superficies accidentadas, con escalones, etc.) o bien al usuario por plantear estas necesidades especiales (problemas de manipulación, cognitivos, de percepción, etc.). En este caso no se llega a conectar ambos agentes ya que existen unas ciertas distancias del PAG al usuario (DU) y al entorno (DE) impidiendo la realización de la actividad propuesta (figura 1.7c).

Teniendo en cuenta estas consideraciones, se propone un modelo de interacción que se presenta en la figura 1.8, [33]. Se podría resolver la separación entre los agentes haciendo un PAG más versátil y totalmente adaptado a cada una de las características de cada entorno o a las necesidades de cada usuario o a ambas a la vez. Sin embargo, daría lugar a un producto tan complejo y al mismo tiempo tan personalizado que posiblemente sería inviable, perdiendo las ventajas que ello comporta.

Esta propuesta parte del uso de un PAG, pero cuando este no se adapta a las características del usuario y del entorno, como es el caso, existen tres aproximaciones posibles y convergentes, a saber:

- completar la acción del usuario mediante el uso de un PAP,

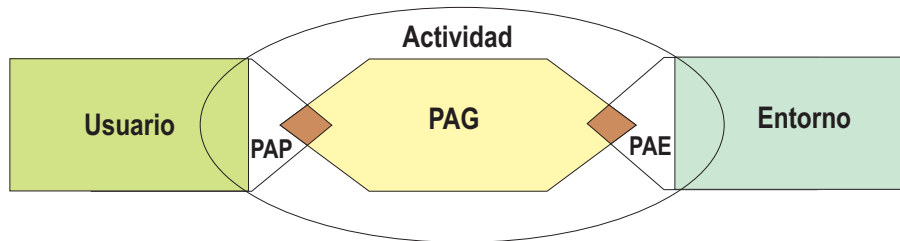


Figura 1.8: Modelo de interacción convergente

- cambiar las características del entorno por medio de un PAE o
- ampliar la funcionalidad de PAG, e incluso combinando unas y otras modalidades.

Esto implica en la primera línea utilizar interfaces adecuadas persona-máquina que permitan una mayor interacción general. En el ejemplo anterior se precisaría de un sistema de comandos de la silla de ruedas por ejemplo mediante voz. En segundo término el entorno podrá hacerse accesible mediante indicadores activos con técnicas de AAL. Finalmente el PAG, la silla de ruedas en sí misma, podría ampliar su rango de acción mediante tracción y mando eléctricos con conexión a un computador para recibir comandos de conducción del usuario o del entorno interpretando mensajes relacionados con la actividad de conducción. Otro ejemplo de interacción convergente sería el de navegación en internet por una persona con discapacidad visual. El elemento PAG podría ser un computador con características mejoradas (tamaño de pantalla, de caracteres, etc.), el PAP podría ser la línea braille conectada al computador como interfaz personal táctil y como PAE se podrían considerar los contenidos y webs adaptadas de internet.

El modelo de interacción convergente propuesto representa un intento de formalización de las posibilidades de actuación sistémica en cuanto al establecimiento de unos elementos como son los productos de apoyo de tipo personal, general y de entorno, con cierta independencia física pero con una relación funcional hacia un objetivo determinado que consiste en la facilitación de una actividad, combinando la especificidad del usuario y la generalidad de la actividad y del entorno.

#### 1.4. El modelo de interacción convergente aplicado a las personas con parálisis cerebral

En este capítulo se ha realizado una descripción del contexto en el que se desarrolla esta tesis doctoral. En primer lugar se ha realizado una revisión de la evolución histórica de la discapacidad, la cual muestra un creciente compromiso en los países desarrollados, que ha llegado a ser más intenso en estos últimos años, especialmente debido a la creación de nuevas políticas sociales. Se ha realizado una clasificación general de la discapacidad para, finalmente, profundizar en la población objetivo de este trabajo, las personas con parálisis cerebral y alteraciones afines.

La parálisis cerebral define a una lesión en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos. De carácter permanente y no progresivo, este trastorno es irreversible, pero no degenerativo; es decir, ni aumenta ni disminuye, simplemente acompaña al individuo durante toda su vida. Dado que el cerebro tiene mayor plasticidad, esto es, mayor capacidad para estructurarse dinámicamente en edades tempranas, es importante practicar las estrategias terapéuticas lo antes posible. Éstas se deben encaminar, por un lado, a proporcionar los recursos terapéuticos

para la normalización de los patrones de postura y movimiento y, por otro, a generar los apoyos necesarios para compensar sus limitaciones funcionales, de modo que se incremente al máximo su capacidad de experimentación y su participación social.

En esta tesis doctoral se presentan una serie de estudios y desarrollos, dirigidos, por un lado, a identificar las necesidades de las personas con parálisis cerebral y, por otro, a crear los desarrollos tecnológicos adecuados para reducirlas. Las necesidades son analizadas en las áreas definidas por el modelo HEART: comunicación, movilidad, manipulación, orientación, a la que añadimos la cognición. En todo el proceso de estudio se siguen las recomendaciones planteadas por los modelos conceptuales presentados en este capítulo. Todos ellos coinciden en la necesidad de estudiar la interacción entre el usuario (como parte central de todo el proceso), la actividad, la tecnología y el entorno.

En el próximo capítulo se presenta el desarrollo de un vehículo lúdico, llamado PALMIBER, diseñado para promover la interacción con el entorno a través de experiencias de movilidad. Este desarrollo motiva la toma de decisiones y la participación del niño de una forma lúdica dentro de un contexto real, lo que tiene su impacto en el desarrollo cognitivo. Este dispositivo está destinado a niños (mayor plasticidad en edades tempranas) que no puedan caminar (nivel V GMFCS). Sin embargo, no todos los niños pueden acceder al vehículo debido a que sus limitaciones motoras imposibilitan su conducción. De esta problemática surge la necesidad de crear una interfaz persona-máquina que reconozca las limitaciones del usuario, se adapte a él e interprete sus intenciones. Ésta interfaz, llamada ENLAZA, es el segundo dispositivo de apoyo creado en el marco de esta tesis. Como resultado de la integración de ambos, el usuario puede acceder al vehículo y disfrutar del beneficio terapéutico que éste le aporta.

Dada la alta heterogeneidad en las alteraciones en estos casos, un producto de apoyo general deberá ser apoyado frecuentemente por un producto de apoyo personal. En nuestro caso, si bien el vehículo PALMIBER puede beneficiar a una gran parte de personas con parálisis cerebral, muchos de ellos no pueden acceder a él, debido a sus limitaciones motoras. La interfaz ENLAZA es un producto de apoyo personal diseñado para reducir la “distancia” entre la persona y el dispositivo de apoyo general, en este caso el PALMIBER. Como conclusión, el estudio realizado nos llevará a experimentar y validar el modelo de interacción convergente como solución conceptual para ciertas personas con parálisis cerebral. A través de los estudios y desarrollos presentados en esta tesis doctoral se pone de manifiesto la validez del modelo mencionado, en el que se combina la especificidad del usuario y la generalidad del sistema y la actividad en el entorno.



## Nuevas estrategias de apoyo a la movilidad. El vehículo PALMIBER

En este capítulo se presenta el vehículo PALMIBER, un producto de apoyo que tiene como objetivo promover, a través de experiencias de movilidad y de forma lúdica, el desarrollo físico y cognitivo de niños con parálisis cerebral (PC). Está específicamente enfocado a edades tempranas en las que el cerebro presenta mayor plasticidad y, por tanto, el ejercicio terapéutico tiene un mayor impacto.

La autonomía en la locomoción y el juego son aspectos vitales en el aprendizaje del niño. Las limitaciones motoras causadas por la PC reducen la capacidad de interacción del niño con su entorno y, con ella, el desarrollo de sus aptitudes. El vehículo PALMIBER propone ejercicios del tipo “decisión-acción”, en las que el niño debe planificar y ejecutar ciertas tareas para dar solución a un problema determinado. El vehículo dispone de diferentes modos de funcionamiento que configuran una dificultad gradual, desde la navegación automática, sin acción del usuario, hasta el control total del vehículo.

A continuación se realiza una revisión bibliográfica de la tecnología de apoyo a la movilidad, con especial énfasis en aquella específicamente diseñada para personas con PC. Se describen en detalle las características y bases conceptuales del vehículo PALMIBER, así como cada uno de los módulos que componen el sistema. Merecen especial atención los módulos de detección y localización de obstáculos y el módulo de registro y evaluación del ejercicio de conducción.

En el módulo ultrasónico de detección y localización de obstáculos se presenta un nuevo algoritmo para la estimación precisa de la distancia y se valida con distintas superficies reflectoras, encontrando un error del orden del centímetro. Por su parte, el módulo para el registro y evaluación del ejercicio de conducción ha sido diseñado con el fin de objetivar el proceso de aprendizaje.

Finalmente, se realiza una experimentación para analizar el funcionamiento del vehículo y fundamentalmente la usabilidad de las diferentes interfaces previstas para la conducción. En esta experimentación participaron 6 niños con PC, uno con discapacidad motora moderada y el resto con discapacidad motora severa. Los resultados muestran que las interfaces previstas son aptas cuando las alteraciones motoras son moderadas, pero la usabilidad desciende drásticamente al aparecer una discapacidad motora severa.

Estos resultados ponen de manifiesto que existe la necesidad de crear nuevos canales que

faciliten la interacción entre la persona con alteraciones motoras y el dispositivo de apoyo. El estudio presentado en este capítulo es la motivación del resto de capítulos de esta tesis doctoral, centrados en caracterizar las alteraciones motoras y posturales de las personas con PC, para crear una nueva interfaz que reduzca la distancia entre la persona y su dispositivo de apoyo general.

## 2.1. Tecnologías de apoyo asociadas a la movilidad

En el mundo de la discapacidad, los problemas de movilidad tienen una etiología muy diversa. Así ciertos colectivos presentan disfunciones sensoriales que pueden afectar gravemente a la movilidad por problemas de captación y orientación espacial. Otros colectivos presentan limitaciones físicas por problemas óseo-articulares, músculo-esqueléticos (poliomelitis) o amputaciones en extremidades inferiores. Finalmente es importante también señalar los trastornos del sistema nervioso central (parálisis cerebral) o las enfermedades neurodegenerativas (esclerosis múltiple) que inciden negativamente en la movilidad. Los problemas apuntados son diversos y, por lo tanto, también lo son los sistemas de apoyo. Tal y como se apuntó en el capítulo 1, pueden distinguirse dispositivos de tipo general y personal. Por otro lado, atendiendo al desarrollo funcional de la persona con discapacidad, estos sistemas pueden ser divididos en dos grandes grupos: dispositivos sustitutivos y aumentadores, [34]. Los primeros aportan una alternativa a la función perdida y los segundos apoyan una función debilitada.

Como dispositivos generales de movilidad se indican toda una serie de vehículos específicos para determinadas patologías. La silla de ruedas constituye un verdadero paradigma de estudio. En el mundo de la robótica numerosos grupos de investigación han centrado sus trabajos en la optimización de sillas de ruedas eléctricas, ya que presentan un conjunto de problemas afines a los robots móviles, si bien existen unas peculiaridades importantes. Por estas similitudes se ha convenido llamar ARW (*Autonomous Robotics Wheelchairs*) a estos sistemas. La tecnología encuentra aplicación en este campo en la implementación de estrategias de apoyo a la navegación, localización, detección e identificación de entornos y obstáculos (tecnología infrarroja, ultrasonidos, láser y visión artificial principalmente) y planificación y control de trayectorias. Está muy extendido también el estudio de interfaces persona-máquina de carácter específico. Entre los trabajos realizados podemos citar los proyectos OMNI, [35], SIAMO, [36], VAHM, [37], TetraNauta, [38], BREMEN, [39], y SENARIO, [40].

Por otro lado, el uso del andador tiene un reconocido potencial rehabilitador, ya que utiliza las capacidades residuales de locomoción y evita el uso precoz y discapacitante de las sillas de ruedas. La tecnología aplicada a la silla de ruedas eléctrica ha sido usada de forma semejante a este dispositivo de apoyo. Las líneas de investigación actuales están dirigidas a solventar los inconvenientes clásicos de los andadores convencionales (relacionados con la energía, la manipulación del reposicionamiento, el cambio en la pauta de marcha al andar, la falta de estabilidad, etc.). Para solucionar estos problemas se proponen los andadores robóticos avanzados o inteligentes (*Smart Walkers*), [41]. Son casos representativos el andador PAM-AID, [42, 43], PAMM, [44] o el SIMBIOSIS, [45].

Más allá de la silla de ruedas o el andador, existen dispositivos centrados en reducir los problemas de salud derivados del sedentarismo provocado por una discapacidad física. Algunos autores como Eng et al., [46], aseguran que los beneficios de dar mayor autonomía al paciente en actividades cotidianas de movilidad, tales como levantarse o caminar, tienen reconocidos beneficios para la salud. Entre los beneficios cabe citar la reducción de la pérdida de masa ósea, la mejora de la circulación sanguínea y de las funciones digestiva, respiratoria y urinaria.

Hay ayudas técnicas diseñadas para mantener al usuario en pie, tal como las sillas de ruedas de bipedestación y ayudas específicas para levantar y transferir al paciente, [47, 48]. Las sillas de ruedas de bipedestación presentan algunas limitaciones, como su alto coste y su reducida maniobrabilidad, llegando a resultar inapropiadas para interiores. Por otro lado, las ayudas técnicas actuales para transferir al paciente requieren la intervención de un cuidador, por lo que no proporcionan toda la autonomía deseada. De estas consideraciones están surgiendo nuevos dispositivos para elevar, transferir y desplazar al paciente de forma más autónoma y diseñados específicamente para desplazamientos en interiores, como es el proyecto LAZARIM, desarrollado en el Grupo de Bioingeniería del CSIC, [49].

Dentro de los dispositivos de tipo personal de apoyo a la movilidad también podríamos encontrar a todo el conjunto de ortoprótesis y ortesis o exoesqueletos. Las primeras son sistemas de apoyo de tipo sustitutivo, que se emplean por la pérdida de un miembro. Los segundos son de tipo aumentativo, ya que se usan en paralelo a un miembro afectado para restablecer la capacidad perdida. Las ortésis activas y exoesqueletos han avanzado tecnológicamente en los últimos años, dando lugar a productos ya comercializados, [50]. Según la articulación a la que apoyen pueden ser agrupadas en ortésis plantar, de pie, (*Foot*, FO), de tobillo-pie (*Ankle-foot*, AFO), [51], de rodilla-tobillo-pie (*Knee-ankle-foot* (KAFO)), [52], y también de cadera.

Respecto a la interacción persona-máquina, el objetivo de buscar interfaces más avanzadas es el de posibilitar la comunicación entre el usuario y el dispositivo de apoyo. Algunas interfaces convencionales, como la palanca de mando (*joystick*), pueden resultar inaccesibles para usuarios con discapacidades motoras y, por ello, es necesario buscar nuevos canales de interacción. Existe una amplia variedad de interfaces que responden a la alta diversidad de discapacidades motoras. Entre ellos cabe citar los sistemas de reconocimiento de voz, el control por presión o depresión de aire (soplo), sistemas de reconocimiento de expresiones faciales, o señales biológicas (musculares o cerebrales), [36, 53]. En el capítulo 3 de esta tesis doctoral se presenta un revisión de interfaces persona-máquina alternativos.

## 2.2. Tecnologías de apoyo asociadas a la movilidad para personas con parálisis cerebral y alteraciones afines

### 2.2.1. Impacto de la locomoción personal en el desarrollo integral

Las aptitudes motoras en la persona se desarrollan rápidamente durante los tres primeros años de vida y proporcionan un medio de exploración del entorno, tanto físico como social, [54]. En el caso de los niños con deficiencias neuromotoras o músculo-esqueléticas, dicha exploración y socialización está limitada, debido a su dificultad para moverse y experimentar de forma independiente. Este hecho pone en riesgo el desarrollo integral del niño y no sólo de áreas directamente relacionadas con la movilidad.

Los dispositivos de apoyo a la movilidad están diseñados para proporcionar mayor autonomía en el desplazamiento de estas personas por su entorno, compensando sus limitaciones motoras. Según autores como Butler et al, McEwen et al. y Tefft et al. esta tecnología de apoyo se considera una parte esencial del programa de atención temprana, [55–57] y está demostrando su impacto positivo desde que comenzaron a desarrollarse los primeros dispositivos, [58, 59]. Algunos autores como Paulsson et al., [60], aseguran que la autonomía de locomoción es esencial para el desarrollo perceptivo-motor y social. Efectivamente, tiene un gran impacto en la cognición, comunicación y desarrollo psicosocial, [61, 62], ya que la locomoción es una función organizadora de los cambios



Figura 2.1: (a) Andador anterior. (b) Andador posterior

psicológicos en edades tempranas, especialmente modificando las áreas de comprensión social, cognición espacial e incluso las emociones, [63]. Según Schmidt et al., tales cambios se realizan a través de lo que se conoce como aprendizaje motor, es decir, el conjunto de procesos que producen cambios relativamente permanentes en el niño y que le hacen adquirir una aptitud física a través de la experiencia, [64]. Aunque existen numerosas investigaciones que defienden que la asistencia temprana con estos dispositivos mejora el desarrollo integral de los niños con limitaciones de movilidad, pocos de ellos valoran de forma objetiva los efectos de tal intervención, [57, 65].

### 2.2.2. La movilidad infantil asistida

Los sistemas de apoyo a la PC tienen como objetivo incrementar la funcionalidad y mejorar las capacidades en términos de locomoción, desarrollo cognitivo, interacción social e independencia. En los problemas relacionados con la movilidad, la terapia física o la intervención quirúrgica puede ser apoyada con dispositivos tanto para la compensación, como para la habilitación funcional de la marcha natural, esto es, usando las propias extremidades inferiores y, en otros casos, recurriendo a elementos alternativos de desplazamiento.

De entre los dispositivos potenciadores de movilidad para niños con PC cabe destacar los bastones, los andadores y las ortesis. Los bastones son elementos convencionales de apoyo que pueden tener diferentes tipos de agarres, permitiendo el ajuste apropiado para cada usuario. El andador es una extensión del anterior, con la particularidad de que son bilaterales y proporcionan mayor base de sustentación. Los andadores pueden clasificarse en anteriores, posteriores y ortésicos, según sea su estructura. En los andadores anteriores el usuario sigue al dispositivo (figura 2.1a). En los posteriores la estructura del andador es la que sigue al usuario (figura 2.1b).

El uso de uno u otro tiene algunas diferencias biomecánicas según los estudios de Bachschmidt et al., [66]. Estas diferencias deben ser consideradas a la hora de decidir cuál de ellos utilizar. Una variación es el llamado “andador-ortesis” (*Hands free walker*). Sus características de diseño permiten que el niño tenga una correcta alineación en bipedestación. Ayudan y guían la marcha, hacen cargas en bipedestación descargando parte del peso del niño sobre la estructura de forma regulable. Todo ello ayuda a ir ganando progresivamente tono muscular en las piernas y tronco y, lo más importante, tiene experiencias de exploración del entorno.

El sistema ortésico permite al niño usar el andador con las manos libres. Este hecho hace que el aprendizaje sea más rápido, a la vez que le concede la posibilidad de realizar otras tareas de forma simultánea. El *NF Walker* de *EO Funktion* y el *Smart Walker* de la empresa *Advanced Orthotic Designs* son los ejemplos más relevantes de esta familia de andadores (figura 2.2, a y



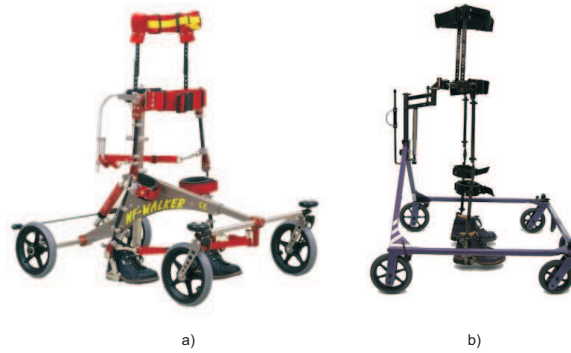


Figura 2.2: (a) NF Walker. (b) Smart Walker



Figura 2.3: Ortésis pelvipédica doble

b).

Las ortésis ayudan a facilitar la marcha y a evitar la aparición o proliferación de deformaciones en los miembros inferiores. En este caso se clasifican en:

- Grandes aparatos de marcha o integrales (figura 2.3). Van del muslo al pie, además suelen tener un cinturón pélvico. Controlan la estabilidad lateral de la pelvis en carga y los movimientos espásticos.
- Aparatos cortos (figura 2.4). Estos se limitan a una pierna. Como comentamos en la sección anterior se pueden clasificar según las articulaciones sobre las que actúan en: ortésis plantar; ortésis de pie; de tobillo-pie o AFO; de rodilla-tobillo-pie o KAFO; de cadera. Dentro de este apartado también se podrían incluir el conjunto de férulas y yesos sellados de carácter más convencional.

Estas ortésis, además de apoyar la movilidad, también se emplean en el campo de la rehabilitación física, con el fin de evitar la fatiga del fisioterapeuta en el ejercicio de la terapia y mejorar el control y precisión del movimiento, [67, 68]. Han surgido nuevos sistemas de rehabilitación que integran sendas ortésis activas, un tapiz rodante y una grúa para el soporte parcial del peso del paciente. Es el caso de *Lokomat*, producido por *Hocoma* (figura 2.5) y el *AutoAmbulator*, producido por *HealthSouth*. Algunos estudios recientes afirman que estos sistemas tienen un elevado impacto rehabilitador en edades tempranas, en niños con un nivel GMFCS desde I hasta IV [69–71], teniendo un impacto mayor en los niveles I y II que en los niveles más severos, III y IV, [72].

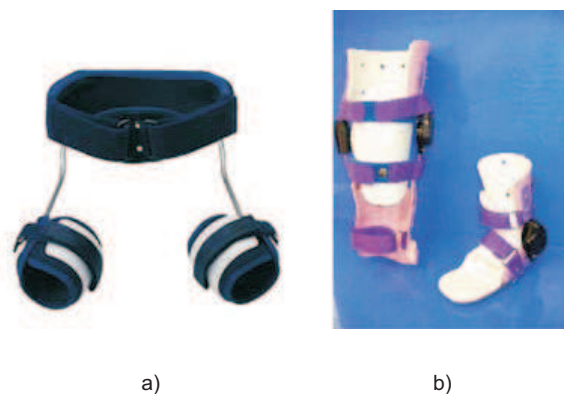


Figura 2.4: (a) Ortesis de cadera (b) de rodilla y tobillo



Figura 2.5: Lokomat pediátrico. Asistencia robótica en las extremidades inferiores unido al soporte del paciente y uso del tapiz rodante durante la terapia de locomoción. (Hocoma 2010)

En el campo de las sillas de ruedas pediátricas, cabe destacar la *Smart Wheelchair* desarrollada por el *CALL center* (Communication Aids for Language and Learning, Edimburgo (Escocia), [73]). Se trata de un producto de apoyo destinado a niños con severas y múltiples deficiencias que no pueden usar las ayudas de movilidad ordinarias (figura 2.6). Está dotada de sensores de contacto, un sintetizador de voz, diversas interfaces adaptadas y de un sistema de seguimiento de líneas que fue ideado para el entrenamiento. A través de ella, los niños pueden experimentar nuevas oportunidades para la comunicación, el aprendizaje, la exploración, y alcanzar cierto grado de autonomía en su movilidad, [74].

El dispositivo LED (*Head Directed Motorized Chair*) desarrollado por Maciorowski et al., [75], es una silla de ruedas controlada por medio de un pulsador accionado por la cabeza, especialmente diseñado para niños con PC. La interfaz consta también de una pantalla donde se iluminan secuencialmente símbolos representativos de las acciones que pueden ser seleccionadas por medio del pulsador.

Existen otros dispositivos de apoyo a la movilidad, que si bien tienen ciertas similitudes con la silla de ruedas, ponen mayor énfasis en aspectos cognitivos, lúdicos o relacionales. Investigadores de la Universidad de Delaware (EEUU) han adaptado un pequeño robot móvil comercial (*Magellan Pro Robot*) para mejorar la interacción entre el entorno y los niños con problemas de movilidad y promover así su desarrollo físico, cognitivo y social a través de las experiencias de movimiento, [76, 77], (figura 2.7b). El centro de Ingeniería de Rehabilitación del Hospital Lucile Packard de Stanford (EEUU) creó un interesante producto de movilidad aumentativa, el *GoBot*, considerado por sus autores como una herramienta educativa y terapéutica y un medio para



Figura 2.6: *Smart Wheelchair* del *CALL centre*

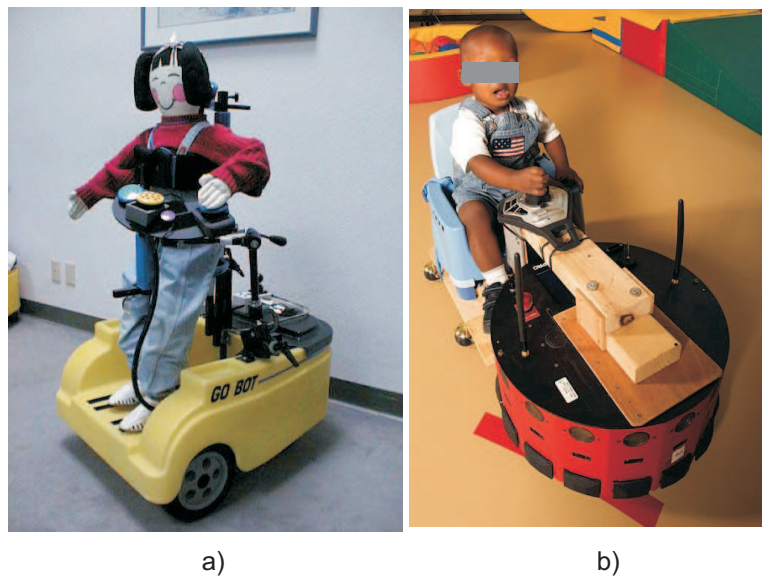


Figura 2.7: a) GoBot: vehículo para la exploración del entorno en posición de bipedestación. b) Magellan Pro Robot (Universidad de Delaware).

explorar el entorno en posición de bipedestación, [78], (figura 2.7a). El Child Mobility Car, [79], desarrollado por la Universidad de Connecticut es un vehículo especial destinado a niños con PC que tiene como principal ventaja sus reducidas dimensiones.

Estos prototipos tienen como objetivo principal proporcionar autonomía en la locomoción y ponen de manifiesto el importante impacto en el aprendizaje global del niño. Sin embargo, se trata de proyectos que basan su desarrollo técnico en productos existentes en el mercado en los que se introducen ligeras adaptaciones. En esta tesis doctoral se presenta el vehículo robótico PALMIBER, un medio lúdico específicamente diseñado para potenciar el desarrollo integral de niños con PC y síndromes afines a través de las experiencias de movimiento y la interacción con el entorno físico y social. Se tienen en cuenta un serie de criterios que atienden las necesidades



Figura 2.8: Prototipo desarrollado en el marco del proyecto PALMA

específicas de los niños con PC, desde su concepción hasta su diseño final. En la siguiente sección se describen los orígenes, marco de trabajo y objetivos del vehículo desarrollado.

## 2.3. El vehículo PALMIBER: una aproximación interactiva del usuario al entorno

### 2.3.1. Marco del trabajo y objetivo

El vehículo que se presenta en este capítulo comenzó a desarrollarse en el marco del proyecto PALMA (Plataforma de apoyo Lúdico a la Movilidad Alternativa) que se desarrolló dentro del Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo, CYTED, [80]. En este proyecto multidisciplinar participaron instituciones iberoamericanas relacionadas con áreas tecnológicas y con los campos de la rehabilitación y de la educación especial de personas con discapacidad. La figura 2.8 muestra el vehículo PALMA.

El proyecto PALMIBER nace posteriormente con el objetivo de llevar al mercado las investigaciones realizadas en el proyecto PALMA. Asimismo, se centra en completar la evaluación del impacto en el desarrollo integral de los niños con limitaciones neuromotoras graves de una forma objetiva. Se trata de un proyecto IBEROEKA en el que participaron las entidades iberoamericanas CENTIMFE, ANDITEC, NEURONIC e IAI-CSIC. La figura 2.9 muestra los prototipos del vehículo PALMIBER.

Como se ha descrito en la sección 2.2.2 muy pocos trabajos presentes en la literatura tienen en cuenta las limitaciones particulares de los niños afectados con desórdenes neuromotores. La concepción del vehículo tuvo como objetivo principal la rehabilitación cognitiva a través de la movilidad y no ésta como fin último. Como se ha expuesto en la sección 2.2.1 la movilidad juega un papel determinante en el desarrollo del niño, ya que desarrolla sus aptitudes a través de ella. Además de la movilidad, la concepción del vehículo se basa en la importancia del juego en el aprendizaje infantil. Missiuma et al., [81], relaciona ambos conceptos de la siguiente forma: “el movimiento es un aspecto crítico del juego, ya que permite a los niños explorar su entorno de forma autónoma y, por tanto, les ayuda a desarrollar su percepción, conceptualización y aptitudes intelectuales”.

### 2.3.2. Características y bases conceptuales de diseño

Se plantea la creación de un vehículo que cumpla los siguientes requerimientos:



Figura 2.9: Prototipos desarrollados en el marco del proyecto PALMIBER

- **Lúdico.** Al estar dirigido a niños, el sistema debe de constituir algo atractivo en su apariencia y en sus funciones para incitar a su uso.
- **Ergonómico.** El vehículo debe ser apto a niños de distinto peso, talla y edad, posibilitando resolver los problemas de control postural, frecuentes y muy diversos en estos niños, por incorporación de una silla adaptada (“*feeder seat*”) y de la regulación de posición y orientación de las interfaces de conducción.
- **Adaptable.** El coche debe poder incorporar interfaces alternativas para ser conducido por niños con diferentes alteraciones motoras y posturales.
- **Grados de autonomía.** El grado de intervención del niño será modulable en función de su desarrollo y destreza.
- **Evaluable.** El sistema debe proporcionar información acerca de las maniobras e incidencias registradas a lo largo de un ejercicio. Esta información debidamente transferida al educador por un equipo externo será la base de una evaluación objetiva.
- **Sensorizado.** El sistema deberá ser capaz de detectar de un modo fiable objetos en general, incluso de geometría compleja y reaccionar según las estrategias programadas.
- **Características preindustriales.** El vehículo debe ser robusto y fiable. Tanto la interacción entre el niño y el vehículo, para la conducción, como la interacción entre el educador y el vehículo, para la configuración.

### 2.3.3. Modos de funcionamiento

Una de las principales aportaciones del vehículo es su capacidad para adaptarse a las habilidades físicas y cognitivas específicas del usuario. El vehículo cuenta con distintos modos de funcionamiento con distinto grado de intervención del niño. La definición de estos modos ha sido diseñada de acuerdo a las necesidades estudiadas por educadores y psicólogos expertos en el campo de las terapias de rehabilitación.

La importancia radica en la realización de todo un conjunto de percepciones, decisiones y acciones que el niño debe planificar y ejecutar. La diversidad de modos es absolutamente necesaria, ya que las deficiencias consecuentes de la parálisis cerebral son de carácter muy heterogéneo y cualquier ayuda técnica destinada a esta población ha de tener amplia versatilidad, con el fin de obtener una máxima adaptación entre el usuario y el dispositivo. La tabla 2.1 ilustra los distintos modos de funcionamiento del vehículo PALMIBER.



Modo de funcionamiento	Descripción
Automático (Nivel 0)	Destinado a niños con muy reducida capacidad cognitiva. El vehículo pasea al niño realizando una navegación automática por el entorno sin intervención alguna del niño. Se pretende divertir y familiarizar al niño con el vehículo.
Causa-Efecto (Nivel 1)	El vehículo se pone en marcha presionando cualquier pulsador y se detiene tras un tiempo preestablecido. En cada parada, transcurrido un cierto tiempo, se emite un mensaje de voz invitando al niño a pulsar de nuevo. Con este modo se pretende que el niño relacione su acción de pulsar con el efecto de movimiento que genera, constituyendo el modo participativo más elemental.
Entrenamiento dirección (Nivel 2)	El niño pone en marcha el vehículo según la dirección que éste le sugiere iluminando el pulsador respectivo y emitiendo un mensaje de voz. Si se acciona otro pulsador diferente al iluminado, el vehículo no se moverá. Con este modo se pretende que el niño relacione cada pulsador con su dirección correspondiente, asimilando de esta forma los conceptos espaciales de avance/retroceso y derecha/izquierda.
Decisión dirección (Nivel 3)	El niño pone en marcha el vehículo sin que éste le sugiera ninguna dirección.  En este modo se pretende que el niño tome la decisión de cual es la mejor dirección para salvar un obstáculo o dirigirse a un objetivo. En todos estos modos descritos se evita el choque, simulándolo con un sonido. Este modo supone un nivel mayor de abstracción en el que se debe planificar y ejecutar.
Autónomo (Nivel 4)	La conducción es realizada completamente por el niño.  Este el modo de mayor complejidad, ya que el niño debe realizar cambios de la trayectoria para corregir el recorrido ante eventuales obstáculos o llegar a una meta determinada, lo que requerirá una alta capacidad de maniobra.

Tabla 2.1: Modos de funcionamiento del vehículo PALMIBER para la adaptación del grado de intervención de acuerdo a las habilidades físicas y cognitivas del usuario

Además de los modos de funcionamiento, existe la posibilidad de emplear distintas interfaces para la conducción del vehículo como una consola de pulsadores de dirección o uno/dos pulsadores junto a técnicas de barrido secuencial, comentadas en la sección siguiente. Además, existen otros parámetros graduables (en niveles mínimo, medio y máximo) como la velocidad del vehículo y el tiempo de reacción, esto es, el tiempo que el vehículo tarda en emitir un mensaje de voz para motivar la acción del usuario.

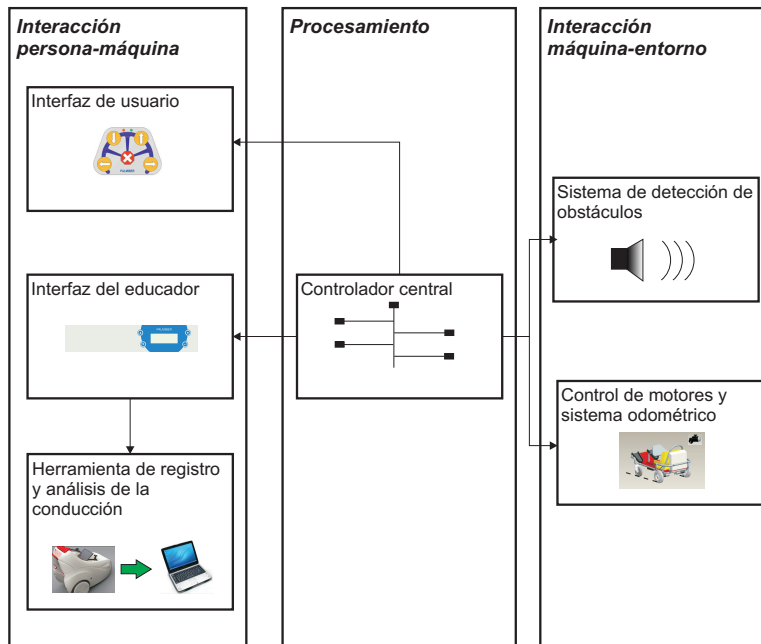


Figura 2.10: Esquema de los diferentes módulos que componen el vehículo PALMIBER

### 2.3.4. Arquitectura del sistema

El vehículo se compone de los siguientes módulos (figura 2.10):

- Interfaz de usuario

Este módulo se refiere al dispositivo encargado de la comunicación entre el niño (usuario) y el vehículo. Con el fin de adaptarse a las diferentes capacidades de manipulación de los usuarios, se han diseñado diferentes formas de interacción. La primera de ellas consiste en una consola que integra una serie de pulsadores de dirección (con iconos de adelante, atrás, derecha, izquierda y paro) de membrana táctil y unos indicadores luminosos en cada uno de estos pulsadores (figura 2.11a). Esta interfaz ha sido diseñada atendiendo a ciertos criterios específicos de la aplicación, como robustez ante golpes, fácil accionamiento y filtrado de pulsaciones repetitivas.

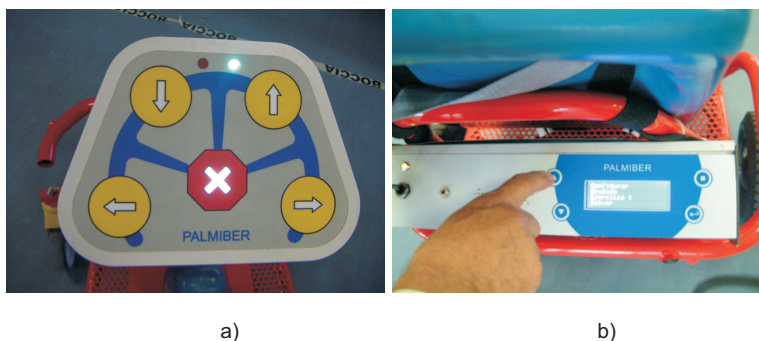


Figura 2.11: Interfaz de usuario y de educador

Los usuarios con mayor dificultad de control de miembros superiores tienen limitaciones severas para conducir el vehículo empleando esta consola y para ello se ha implementado

el modo llamado “de barrido”. Se trata de utilizar los pilotos luminosos de la consola como indicadores de dirección, que se iluminan de forma secuencial, pudiendo seleccionar la dirección deseada con uno o dos pulsadores estándar, que pueden accionarse con diversas acciones (movimientos de cabeza, sopladores, etc). Además de la posibilidad de graduar la velocidad de barrido, el modo de barrido puede ser configurado según la tabla 2.2.

Modo de barrido	Descripción
1	Un único pulsador de selección de dirección y parada. La consola ilumina sus teclas secuencialmente de forma automática. La primera pulsación selecciona una dirección o el stop alternativamente y continua el barrido de direcciones.
2	Dos pulsadores: uno de dirección y otro de parada. Igual que el modo 1 pero con un pulsador para direcciones y otro para parada.
3	Un pulsador (“ <i>press-release</i> ”) para presionar-soltar. Mientras se presiona el pulsador se hace el barrido de direcciones, cuando se suelta (durante un segundo) se selecciona la dirección y se ilumina el pulsador de parada, indicando que la siguiente pulsación detendrá el vehículo. Presionando de nuevo, se reinicia el barrido.
4	Dos pulsadores (“ <i>press-release</i> ”) presionar-soltar. Igual que el modo 3 con un pulsador adicional para parar el vehículo.
5	Paso a paso con dos pulsadores: uno de avance de barrido y otro de marcha/-parada. Cada pulsación de barrido (en estado de parada) mueve el indicador sucesivamente por las direcciones quedando iluminada la última seleccionada; la primera pulsación de marcha/stop ejecuta (pone en marcha) la dirección correspondiente. Una vez en marcha el vehículo se detiene pulsando cualquiera de los dos pulsadores.

Tabla 2.2: Modos de conducción usando la técnica de barrido

Junto a estas formas de interacción, el vehículo PALMIBER cuenta con algunas interfaces de salida como los indicadores luminosos o el altavoz. A través de ellas, el vehículo estimula al usuario para que tome una decisión determinada. Estos estímulos pueden ser configurados por el terapeuta en tiempo y frecuencia de repetición. También, el sistema permite la grabación de mensajes de voz personalizados. Estas variables permiten adaptar el funcionamiento del vehículo a las particularidades del niño, respondiendo así a una de las necesidades principales de diseño, esto es, la graduación de la autonomía.

- Detección y localización de obstáculos para apoyo a la navegación

El “módulo de detección de obstáculos” gestiona los procesos necesarios para medir la distancia y sector angular a la que se encuentran los elementos circundantes al vehículo. Este módulo es descrito en la sección 2.5.

- Interfaz de educador

Se trata del dispositivo a través del cual el terapeuta configura el vehículo para adecuar su funcionamiento a las capacidades del usuario. La interfaz consiste en un teclado de membrana con cuatro pulsadores para navegar y seleccionar entre las distintas opciones del menú que se muestran en un visualizador alfanumérico de cristal líquido (LCD) de cuatro líneas (figura 2.11b). La figura 2.12 muestra el menú con las opciones de configuración.



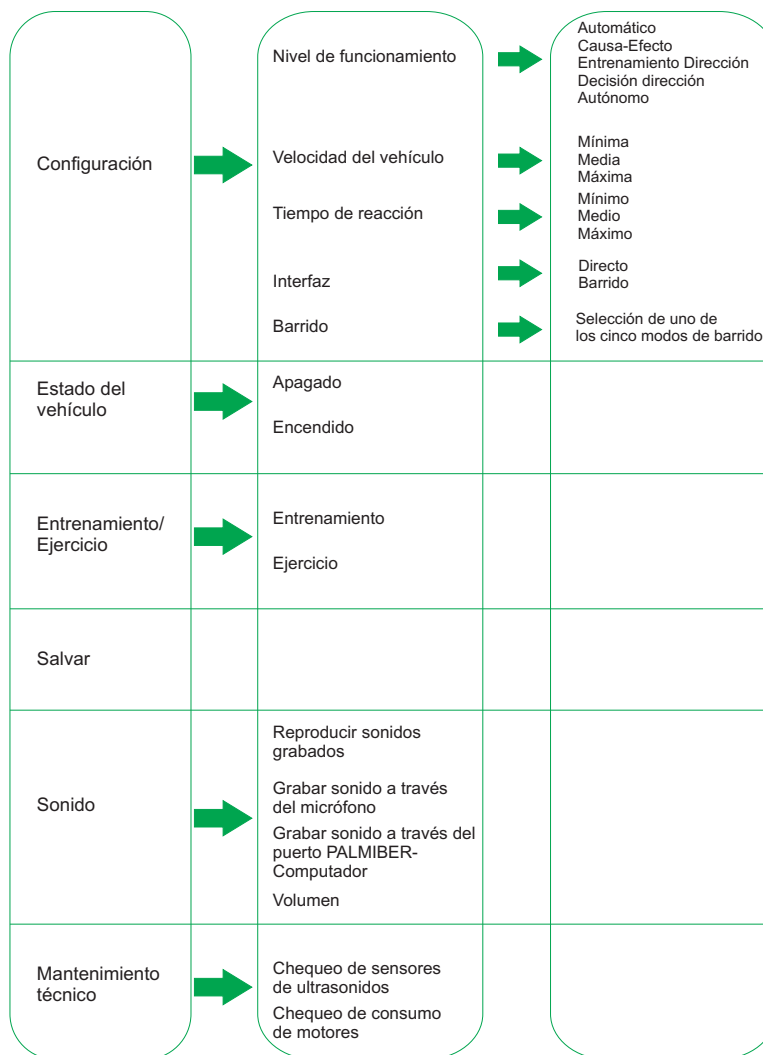


Figura 2.12: Menú de opciones del vehículo PALMIBER

- Módulo para el registro y evaluación del ejercicio de conducción

Este módulo incluye todos los elementos necesarios para almacenar los eventos que suceden durante el ejercicio de conducción (pulsaciones realizadas, tiempo de reacción ante eventos, trayectoria, etc.), y para evaluar de forma objetiva el proceso de aprendizaje del usuario. Dicha herramienta es descrita en la sección 2.4.

- Control de motores y sistema odométrico

Este módulo gestiona el control de la tracción del vehículo. Los dos motores DC accionan las ruedas traseras del vehículo y las delanteras son libres. Los motores son controlados con la técnica de modulación de anchura de pulso (PWM) con el fin de gestionar las acciones de paro/marcha y graduar la velocidad, parámetro que, como se ha comentado, es configurable. El sistema odométrico se encarga de estimar los desplazamientos del vehículo durante la navegación. Con este sistema de medida, la trayectoria descrita durante el ejercicio de conducción puede ser reconstruida.

- Controlador central

Por último, el procesador central se encarga de la gestión y sincronización de las distintas operaciones que tienen lugar en los módulos que componen el sistema.

Las principales aportaciones son el módulo de registro y evaluación objetiva del ejercicio de conducción y un diseño más eficiente del módulo de detección de obstáculos. Por ello, las siguientes secciones profundizan en el diseño de ambos módulos.

## 2.4. Registro y evaluación del ejercicio de conducción

Se ha considerado conveniente elaborar una herramienta para el registro y evaluación objetiva del ejercicio de conducción. Se pretende con este medio, en primer lugar, determinar si el nivel seleccionado por el educador es el más adecuado. Por lo demás, esta herramienta permitirá analizar las dificultades propias del niño y el grado de interacción con el sistema a través de ciertos parámetros que ofrecerán unos indicadores de la “calidad de la conducción” por la adecuada comprensión de lo que debe hacer y por el grado de ejecución de lo que hace realmente. Esta herramienta permite establecer la comparación entre ejercicios (progreso) y entre usuarios.

Concretamente, el vehículo registra en su memoria interna los siguientes eventos:

- Pulsación de tecla
- Detección de obstáculo
- Dirección de movimiento, velocidad y tiempo de marcha (Trayectoria realizada)
- Emisión de mensaje de voz

Se registra el instante en el que ocurrió cada evento, un identificador asociado al usuario, el nivel en el que se ha realizado el ejercicio y el tipo de interfaz empleado (directo o por barrido). Estos eventos pueden ser relacionados para extraer información de la calidad de la conducción estableciendo así una función de evaluación que objeive el progreso de la terapia.

De este modo, pueden evaluarse ciertos aspectos como el tiempo de reacción del usuario ante determinados estímulos (mensaje de voz, obstáculo, etc.), distancia recorrida para llegar de un punto a otro de la sala y pulsación correcta/incorrecta de las teclas (aprendizaje de conceptos espaciales) entre otros. La herramienta cuenta con una base de datos con la información de cada usuario con el objetivo de que pueda evaluarse su progresión tras la realización de varias sesiones.

La figura 2.13 muestra dos pantallas de la aplicación donde se observa un ejercicio de conducción en modo entrenamiento dirección. En la figura se puede observar una trayectoria donde aparecen asociados un conjunto de eventos como la pulsación de una tecla o el mensaje de voz. En ella se pueden analizar las pulsaciones correctas o incorrectas o el tiempo que ha tardado el usuario en reaccionar ante un estímulo determinado (mensaje de voz u obstáculo por ejemplo).

La creación de esta herramienta de registro y evaluación responde a las necesidades de evaluar, de forma objetiva, el impacto que tienen las experiencias de movilidad en el desarrollo integral del niño con limitaciones neuromotoras severas. Los datos obtenidos podrán complementar la observación del terapeuta, quien podrá relacionar una valoración objetiva de la realización de la tarea con apreciaciones de tipo subjetivo, como el estado de ánimo o el grado de atención del niño.

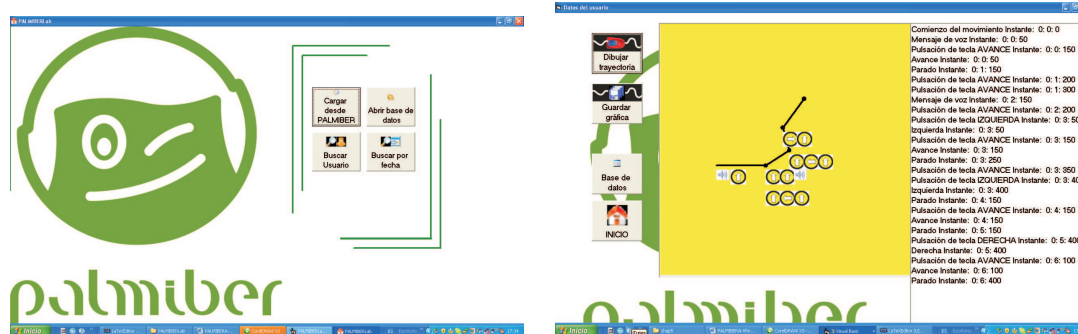


Figura 2.13: Aplicación de computador para el análisis y la evaluación objetiva del ejercicio de conducción. Pantalla de inicio y de análisis de la conducción.

## 2.5. Sistema ultrasónico para detección y localización de obstáculos

La tecnología ultrasónica para localización de obstáculos fue seleccionada debido a su relativa simplicidad (en términos de configuración del sistema y procesamiento de la señal) y la posibilidad intrínseca de obtener información de la distancia a la que se encuentra el obstáculo y de configurar, de forma independiente, los lóbulos de detección. La tecnología ultrasónica ha sido ampliamente discutida y aplicada en numerosos campos. En el área de la robótica, dos de las aplicaciones más extendidas son la detección de obstáculos y el mapeo del entorno en los procesos de la navegación de robots.

Para dotar al vehículo PALMIBER de la capacidad de detección y localización y, eventualmente, de evitación de obstáculos, se ha diseñado un sistema sensorial ultrasónico. El entorno de funcionamiento del vehículo será doméstico o en centros de rehabilitación. En ellos existe una gran densidad de obstáculos, por lo que será de interés detectar sólo los que se encuentran relativamente próximos al vehículo y que interfieran en la trayectoria de navegación. El sistema deberá ser capaz de detectar todo tipo de obstáculos, de baja altura, de geometría y superficie de baja reflexión (las patas de una silla y las personas circundantes por ejemplo) y de obstáculos aparentes que no deban interferir en las decisiones de navegación, tales como partes del propio vehículo.

En el proyecto PALMA se utilizaron dos transductores ultrasónicos de forma independiente para la emisión y la recepción de cada sensor. Esta independencia permitía reducir la zona muerta, esto es, el espacio temporal en el que el transductor continuaba oscilando tras una excitación y como consecuencia no está listo para la recepción de la onda ultrasónica reflejada. La reducción de esta zona permite detectar ecos procedentes de obstáculos situados a una distancia menor de  $20\text{cm}$  para ciertas condiciones. Pese a ello, fue necesaria la incorporación de cápsulas especialmente mecanizadas con barreras de separación, para evitar la interacción directa en la emisión/recepción y diafragmas concentradores lo que, junto con el doble coste sensorial, aumentó la complejidad del sistema.

Tras el estudio correspondiente, en el vehículo PALMIBER se optó por el empleo de un único sensor como emisor/receptor. Se elimina con ello la necesidad de mecanizar la cápsula de emisión-recepción, se simplifica la instalación (un solo orificio de encaje), se reduce el coste, el circuito electrónico se simplifica y el problema de la zona muerta ha sido abordado con técnicas de excitación y procesamiento. Se elimina también con un único sensor, el eventual error de paralaje, esto es, el desplazamiento aparente del obstáculo debido a la distancia entre el emisor

y el receptor.

El principio de detección está basado en el cómputo del tiempo de vuelo (“*Time of flight, ToF*”) entre la onda ultrasónica transmitida y el eco recibido, empleando algoritmos específicos para la detección del comienzo de la señal recibida. Esta técnica se denomina “pulso-eco”. Para su implementación es necesaria una etapa de excitación que consiste en la aplicación al transductor de un tren de pulsos a la frecuencia de resonancia del transductor, en este caso  $40kHz$ . De esta forma, un mayor número de pulsos conlleva una mayor emisión de energía al medio, posibilitando la detección de obstáculos de menores dimensiones, es decir, aumentando la sensibilidad. Sin embargo, cuanto mayor es el número de pulsos, mayor es la zona muerta y, por tanto, mayor es la incertidumbre en la detección de obstáculos en distancias cortas. Debe establecerse un compromiso entre sensibilidad y zona muerta.

El campo de detección establecido para el sistema ultrasónico se ha fijado en el rango de  $20cm$  a  $2m$ . Se ha diseñado una estrategia de excitación que consiste en la alternancia entre 4 y 15 pulsos. Con el mínimo se pretende detectar obstáculos a cortas distancias (mínima zona muerta) y con el máximo, la detección de objetos de pequeñas dimensiones a distancias mayores (máxima sensibilidad). Adicionalmente, se resuelve una dificultad importante, al eliminar los problemas de las reflexiones secundarias (procedentes de la excitación anterior).

Junto a la alternancia del número de pulsos, se realiza una alternancia de la frecuencia de repetición de pulsos (PRF, *Pulse Repetition Frequency* o *Pulse Repetition Interval* (PRI)). La PRF es la inversa del intervalo que transcurre entre dos emisiones consecutivas. La alternancia en el PRF es necesaria para eliminar ambigüedades en la determinación de la distancia a la que se encuentra el objeto. Con esta alternancia se evita que se consideren reflexiones de emisiones anteriores a la actual, reduciendo así la detección de obstáculos inexistentes y aportando mayor robustez al sistema. Por un lado, este intervalo debe ser suficientemente alto para que la onda ultrasónica transmitida alcance una distancia determinada y vuelva al transductor en forma de eco. Por otro lado, no debe ser excesivo, ya que limitaría la frecuencia de muestreo. Este hecho establece un nuevo compromiso entre, por un lado, el tiempo de espera para el alcance y desvanecimiento del eco y, por otro, la frecuencia de muestreo.

Con el fin de diseñar el cinturón ultrasónico de detección, se llevó a cabo la caracterización del lóbulo de detección del transductor. El lóbulo del transductor ultrasónico es la representación de los puntos del espacio alrededor del mismo que tienen igual intensidad de presión acústica. El procedimiento para la obtención del lóbulo consistió en colocar un objeto a distintas distancias respecto al emisor/receptor y midiendo los puntos de igual amplitud de señal y variando el ángulo del obstáculo respecto al eje del sensor. El objeto empleado fue una barra cilíndrica, para evitar los problemas de orientación, de  $2.5\text{ cm}$  de diámetro, y se emplearon 10 pulsos de excitación. La figura 2.14 muestra la representación del lóbulo del transductor ultrasónico para dos distancias:  $70\text{ cm}$  y  $120\text{ cm}$ .

Finalmente, se configuró un cinturón ultrasónico alrededor de la geometría del vehículo y se concluyó mediante simulaciones y de forma experimental que eran necesarios 7 sensores funcionando simultáneamente como emisor/receptor. La figura 2.15 muestra la configuración sensorial adoptada finalmente. Como puede observarse en la figura, se ha dado prioridad a la cobertura completa del frente delantero de detección, ya que es la dirección prioritaria de movimiento en la estrategia de navegación. Con esta configuración sensorial se redujo el número de sensores empleados respecto al proyecto PALMA, que empleaba 16 transductores funcionando de forma independiente como emisores y receptores.

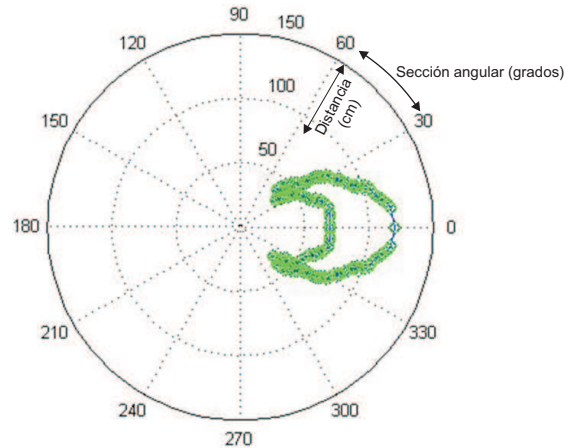


Figura 2.14: Lóbulo experimental del transductor ultrasónico

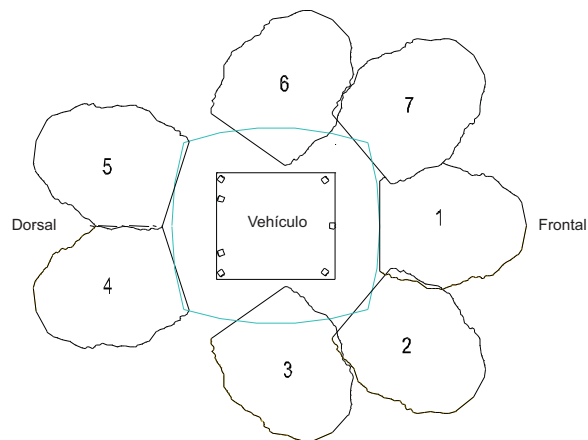


Figura 2.15: Configuración del cinturón ultrasónico

## 2.6. Nuevo algoritmo para determinación precisa de la distancia por ultrasonidos: Algoritmo de dos máximos

El trabajo presentado en esta sección describe el algoritmo capaz de estimar el tiempo de vuelo con alta precisión. Si bien conocer la distancia a la que se encuentran los obstáculos circundantes no es un fin en sí mismo en nuestra aplicación, resulta necesario para proporcionar mayor robustez al sistema de detección. Conocer de forma precisa el instante de llegada del eco permitirá reconocerlo tras emisiones consecutivas, de forma que se realice un seguimiento de la posición del obstáculo, pudiendo predecir su llegada al área cercana al vehículo y corregir su trayectoria.

La estimación del instante de llegada del eco ultrasónico no es trivial, ya que se trata de una señal analógica sinusoidal modulada con pendiente creciente-decreciente, siendo difícil discernir el momento exacto de comienzo. La figura 2.16 muestra la forma de onda típica de un eco ultrasónico, compuesta de una señal sinusoidal o portadora modulada por una señal envolvente. La existencia de ruido acústico y electromagnético dificultan aún más este problema. La precisión de la medida dependerá del procesamiento que se realice sobre la señal de eco ultrasónico. En este sentido, existe una gran variedad de algoritmos, con numerosas posibilidades y diferentes niveles

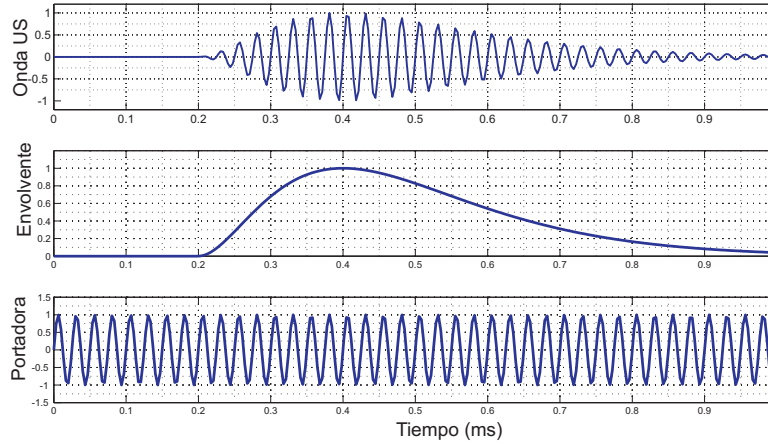


Figura 2.16: Modelo de eco ultrasónico: señal compuesta de una señal sinusoidal o portadora modulada por una señal envolvente

de complejidad. El algoritmo seleccionado o diseñado debe estar adaptado a las especificaciones de la aplicación, en términos de precisión, complejidad, frecuencia de muestreo y otros factores.

A continuación se exponen diversas técnicas presentes en la literatura para la estimación de la distancia. Posteriormente, se presenta un algoritmo diseñado en este trabajo que tiene por objeto aumentar la precisión en la medida de la distancia sin aumentar excesivamente el coste computacional, ya que debe funcionar en tiempo real y en un dispositivo móvil. Finalmente, se expone la experimentación llevada a cabo para la evaluación del algoritmo para llegar finalmente a su validación.

### 2.6.1. Técnicas de estimación de la distancia por ultrasonidos en pulso-eco

La técnica más sencilla consiste en medir el tiempo transcurrido entre el instante en el que se realiza la transmisión y el instante en el que la señal del eco ultrasónico recibido supera un umbral preestablecido. Como consecuencia, la onda no es detectada hasta pasados varios ciclos después del instante de llegada real, lo que introduce un error no constante en la medida. Por otro lado, este método presenta una pobre precisión, especialmente para los ecos ultrasónicos más atenuados. Aunque este error puede ser reducido substrayendo un valor de tiempo constante, las variaciones de la amplitud de la señal pueden producir variaciones significativas.

Este método es mejorado utilizando un umbral dinámico. Este consiste en cambiar el nivel de detección dependiendo de la distancia o de la amplitud máxima del eco e incluso del ruido ambiental. Otra alternativa es mantener el umbral constante y variar la ganancia del amplificador de señal, incrementando la ganancia a medida que aumenta la distancia. En ambos casos, el objetivo es minimizar el efecto de la atenuación del eco, ya que ésta aumenta con la distancia. Sin embargo, las variaciones en la amplitud de la señal dependen no sólo de la distancia, sino también de otros parámetros, como la superficie de reflexión, el tamaño, la forma y la composición del reflector. Otra de las técnicas empleadas consiste en adaptar el umbral dependiendo del nivel de ruido presente en el sistema, lo que requiere realizar la medida antes de la excitación. Sin embargo, las condiciones de ruido pueden variar debido a elementos incontrolables y, por tanto, impredecibles, lo que degradaría la robustez del sistema.

En algunos casos, la medida del  $ToF$  puede ser mejorada midiendo además la diferencia de fase entre la onda recibida y la emitida. El método expuesto por Figueroa et al., [82], combina

la detección del valor máximo de la envolvente ultrasónica y la medida de fase para determinar el tiempo de llegada. La técnica presentada por Gueuning et al., [83], está basada en un método de procesamiento que determina el  $ToF$  calculando la correlación entre la envolvente de la señal transmitida y la recibida. Parrilla et al., [84], describen un algoritmo basado en dos procedimientos. El primero de ellos consiste en estimar el  $ToF$  y el segundo consiste en estimar la diferencia de fase entre la señal de emisión y de excitación. La técnica de correlación es ampliamente utilizada ya que presenta una gran precisión. No obstante, puede presentar problemas ante la composición de ecos y depende de una serie de requerimientos del sistema de control, como una alta frecuencia de muestreo, capacidad de almacenamiento de muestras y potencia computacional, resultando menos conveniente para aplicaciones en tiempo real. Otras técnicas emplean la modulación de la señal de emisión y la codificación de la señal ultrasónica, utilizado principalmente en aplicaciones en las que suceden diversas emisiones simultáneas. Reciben el nombre de técnicas de múltiple acceso (*Time division multiple access*, (TDMA), *Frequency Division Multiple Access*, (FDMA) y *Code Division Multiple Access*, (CDMA)). CDMA, por ejemplo, es utilizada en telefonía móvil, GPS (General Position System) y sistemas ultrasónicos LPS (Local Position System). Estas técnicas de multiplexación resuelven las interferencias entre las distintas emisiones en un único canal de comunicación o medio de transmisión, para que puedan gestionarse varias comunicaciones al mismo tiempo, [85].

Finalmente, otros métodos se basan en modelos analíticos de la onda ultrasónica. Generalmente, se aplica el método de mínimos cuadrados para ajustar una curva analítica al comienzo de la señal de eco ultrasónico. Este tipo de cálculos recursivos (método Levenberg-Marquadt, por ejemplo) conlleva un tiempo de ejecución elevado, resultando poco eficiente para aplicaciones en tiempo real, [86].

Aunque hay un grupo de técnicas como la correlación, [84,87], que son teóricamente óptimas, otros algoritmos pueden ofrecer funcionalidades más interesantes y apropiadas para la aplicación con menor coste computacional y complejidad. En la sección siguiente se describe un algoritmo desarrollado en el marco de esta tesis doctoral.

## 2.6.2. Desarrollo analítico del algoritmo de dos máximos

El algoritmo sigue un procedimiento inspirado en los métodos presentados por Martín et al., [88], y McMullan et al., [89]. El primero emplea un doble umbral y un modelo analítico de la señal para estimar el  $ToF$ . El segundo emplea el instante de máxima pendiente de la señal ultrasónica para estimar el comienzo de la misma. Por un lado, el algoritmo elaborado en esta tesis propone dos umbrales correspondientes a los puntos de máxima amplitud y máxima pendiente y, por otro, propone un modelo matemático para obtener una expresión que relacione ambos parámetros y calcular, a partir de ellos, el  $ToF$ .

### 2.6.2.1. Técnica de doble umbral

La técnica presentada por McMullan et al. ajusta la curva parabólica de la forma  $A = \alpha(t - t_0)^n$  al comienzo de la curva envolvente del eco ultrasónico. Este método es una variación de las técnicas de ajuste de curva y no requiere un procedimiento iterativo. Dos umbrales ( $u1$  y  $u2$ , ecuaciones 2.1 y 2.2, respectivamente) son introducidos y los tiempos correspondientes al cruce de la señal por estos umbrales proporcionan automáticamente una estimación del  $ToF$  (figura 2.17).



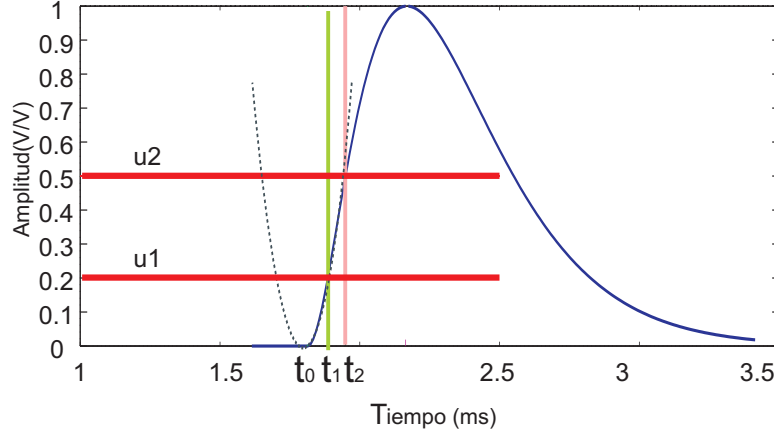


Figura 2.17: Técnica de doble umbral (McMullan et al.)

$$u_1 = \alpha(t_1 - t_0)^n \quad (2.1)$$

$$u_2 = \alpha(t_2 - t_0)^n \quad (2.2)$$

Si  $r = u_2/u_1$ ,  $n = 2$  y teniendo en cuenta las ecuaciones 2.1 y 2.2, el tiempo de llegada del eco ( $t_0$ ) puede ser estimado como:

$$t_0 = \frac{r^{1/2}t_1 - t_2}{r^{1/2} - 1} \quad (2.3)$$

el cual es independiente de la amplitud de la señal. La precisión de esta estimación dependerá de la relación señal ruido del sistema, así como de la selección de los umbrales  $u_1$  y  $u_2$ . Por esta razón, el valor de los parámetros debería ser ajustado con el fin de obtener el mínimo error para un amplio rango de señales de distinta amplitud. Según el autor, la técnica mejora la precisión con respecto a algoritmos que emplean un único umbral, empleando similares requerimientos en cuanto a recursos de computación.

### 2.6.2.2. Técnica de máxima pendiente de la envolvente ultrasónica

La base del algoritmo planteado por Martín et al. supone que la mitad de la amplitud máxima de la señal ultrasónica ( $V_{max}/2$ ) corresponde al punto de máxima pendiente y, por tanto, es el punto donde un error en la estimación de la amplitud implica el mínimo error en la estimación del instante correspondiente (figura 2.18).

En primer lugar, se determina el máximo de la amplitud de la envolvente ultrasónica ( $V_{max}$ ). Se realiza la estimación de este punto usando tres puntos alrededor del instante de máxima amplitud ( $t_{max}$ ) buscando la intersección entre la señal envolvente y el valor de la mitad de la amplitud máxima ( $V_{max}/2$ ). Para estimar el instante de la intersección se considera que la señal envolvente es una línea recta en un pequeño intervalo alrededor de dicho punto y usa el método de mínimos cuadrados para encontrar el punto final  $f(t_0^*) = V_{max}/2$ .

Este método implica un *offset* ( $t_e - t_0$ ) porque  $t_0$  no es el instante real de llegada del eco. Sin embargo, según el autor, si la forma de la señal no sufre variaciones significativas, el *offset* puede ser calibrado y establecido una sola vez al inicio del proceso.



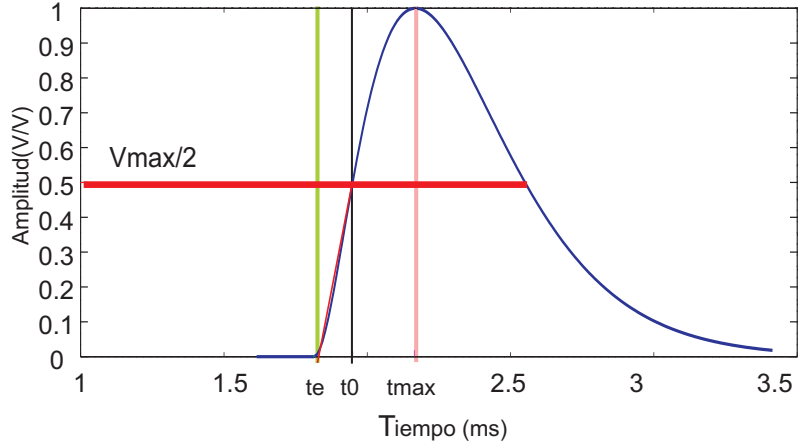


Figura 2.18: Método de  $V_{max}$  y  $V_{max}/2$  (Martín et al.)

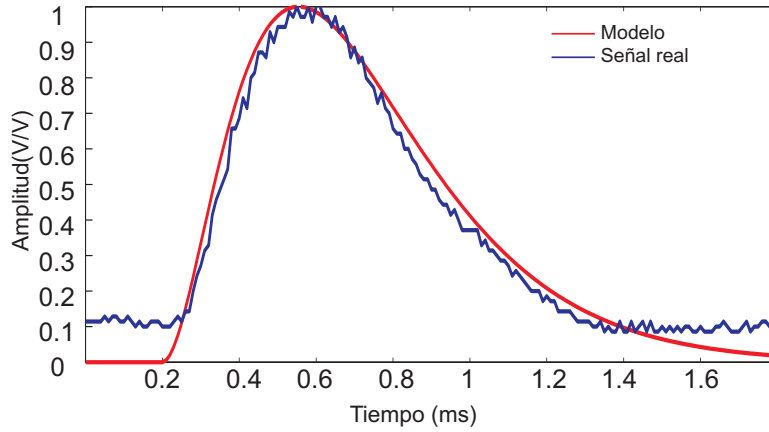


Figura 2.19: Modelo y señal de referencia

### 2.6.2.3. Nuevo algoritmo de dos máximos

El algoritmo que se propone y que se ha aplicado en este trabajo está basado en un modelo analítico de la envolvente ultrasónica cuya expresión viene dada por, [86]:

$$A = A_0(t - t_0)^n e^{-\alpha(t-t_0)} \quad (2.4)$$

donde  $A_0$ ,  $\alpha$  y  $n$  son constantes experimentales. En la figura 2.19 se muestra el ajuste de la curva analítica a una curva experimental. En la expresión,  $t_0$ , es el tiempo de llegada del eco ultrasónico, que se pretende estimar. Para nuestro estudio, es necesario en primer lugar conocer el valor de  $n$ . De acuerdo al proceso de identificación realizado mediante un ajuste iterativo por mínimos cuadrados de las curvas del modelo y de una serie de señales experimentales (con distintas superficies reflectoras) se concluye que  $n = 2$ .

El algoritmo se basa en dos instantes característicos que corresponden a la amplitud máxima y a la pendiente máxima de la envolvente ultrasónica. El algoritmo propuesto se basa en el proceso analítico para obtener estos valores, calculando la primera y segunda derivada de la expresión matemática del modelo. A su vez, el algoritmo propuesto parte de que, 1) el instante de amplitud máxima presenta el menor nivel de ruido relativo y, 2) la estimación del instante de máxima pendiente puede realizarse con el mínimo error respecto a otros puntos de la curva

de mayor pendiente.

En primer lugar, se obtiene el instante de máxima amplitud con la primera derivada del modelo, [90]:

$$t_{max} - t_0 = \frac{n}{\alpha} \quad (2.5)$$

En segundo lugar, para obtener el instante de máxima pendiente ( $t^*$ ), se calcula la segunda derivada:

$$t^* - t_0 = \frac{n \pm \sqrt{n}}{\alpha} \quad (2.6)$$

donde el resultado mayor corresponde a la parte decreciente de la señal y el menor a la parte creciente.

Tanto  $t_{max}$  como  $t^*$  dependen sólo de  $n$  y  $\alpha$ . La ecuación puede ser sólo función de  $n$  tomando la relación entre ambos instantes ( $h$ ):

$$h = \frac{t^* - t_0}{t_{max} - t_0} = 1 - \frac{1}{\sqrt{n}} \quad (2.7)$$

Esta expresión sólo depende de  $n$ . Con  $n = 2$ ,  $h = 0,2929$ , de tal forma, que podemos llegar a la conclusión de que el tiempo entre  $t_0$  y  $t^*$  es el 29,29% del tiempo entre  $t_0$  y  $t_{max}$ .

De acuerdo con la expresión 2.7, el instante de llegada de eco ultrasónico ( $t_0$ ) puede ser estimado con la expresión:

$$t_0 = \frac{t^* - ht_{max}}{1 - h} \quad (2.8)$$

Por tanto, para estimar  $t_0$ , es necesario estimar  $t_{max}$  (tiempo de máxima amplitud) y  $t^*$  (tiempo de máxima pendiente). Mientras que la estimación de  $t^*$  puede realizarse con alta precisión, la estimación de  $t_{max}$  es más compleja porque la pendiente es nula en  $V_{max}$  y un error en la estimación de la amplitud conlleva un alto riesgo de cometer un error elevado en la estimación del tiempo. Más adelante, se exponen algunos métodos para estimar  $t_{max}$ .

### ***Estimación del instante de máxima pendiente***

Martin et al. suponen que el instante de máxima derivada corresponde a  $V_{max}/2$ , lo que no corresponde exactamente con el modelo y es discutido a continuación.

El procedimiento para calcular el instante de máxima pendiente ( $t^*$ ) consiste en calcular la relación de amplitud ( $r$ ) entre  $V_{max}$  y la amplitud cuando la pendiente es máxima ( $V^*$ ). Tomando la ecuación del modelo (2.4) y la relación temporal (2.7):

$$r = \frac{V^*}{V_{max}} = \left(1 - \frac{1}{\sqrt{n}}\right)^n e^{\sqrt{n}} \quad (2.9)$$

Esta relación depende sólo de  $n$ . Por tanto, para  $n = 2$ ,  $r = 0,35$  lo que significa que  $V^* = 0,35V_{max}$ . Este resultado difiere de las conclusiones de Martin et al., que concluye que  $V^* = 0,5V_{max}$ . A partir de esta expresión, se puede estimar  $t^*$  suponiendo que la señal envolvente es como una línea recta en un corto intervalo alrededor de  $V^*$ .

*Estimación del instante de máxima amplitud*

Seguidamente, se exponen tres posibles soluciones, la última de ellas propuesta en esta tesis doctoral, para calcular el tiempo de amplitud máxima:

- Estimación de  $t_{max}$  mediante interpolación parabólica. Esta técnica está basada en el ajuste de una curva polinómica de segundo orden a la región de máxima amplitud de la señal de eco ultrasónico, con la finalidad de incrementar la precisión en la estimación de  $t_{max}$ . El algoritmo de interpolación toma una ventana de muestras en una región cercana a  $V_{max}$  ( $\gamma_1 V_{max}$  a  $\gamma_2 V_{max}$ ) y una región temporal alrededor de una estimación inicial de  $t_{max}$  ( $t_{max} - \tau_1$  a  $t_{max} - \tau_2$ ). La forma de onda de la señal envolvente se ajusta más al modelo parabólico en la pendiente creciente, lo que se deberá tener en cuenta para determinar el valor de estos parámetros. Analizando el modelo analítico y obteniendo el mínimo error de estimación para un conjunto de señales experimentales se seleccionó un rango de amplitud  $\gamma_1=0.8$  y  $\gamma_2=1$  y temporal de  $\tau_1 = 240\mu s$  y  $\tau_2 = 60\mu s$ . Estos valores resultan coherentes porque se da más relevancia a los instantes anteriores a  $t_{max}$  en la interpolación parabólica.
- Estimación de  $t_{max}$  mediante la media. Esta técnica está basada en el cálculo de la media de un grupo de muestras alrededor de  $V_{max}$ . Como en la técnica anterior, es necesario seleccionar el rango temporal y de amplitud. El rango de amplitud es seleccionado desde  $V_{max}$  a  $0,98V_{max}$ , y el rango temporal desde  $t_{max} - 120\mu s$  a  $t_{max} + 120\mu s$  siendo  $t_{max}$ , la estimación inicial.
- Estimación de  $t_{max}$  desde otro instante de mayor pendiente. En la región alrededor de  $V_{max}$ , donde la pendiente es próxima a cero, la estimación temporal se realiza con menor precisión respecto a aquella región de la curva con mayor pendiente. Por ello, se propone un método de estimación de  $t_{max}$  a partir de otro instante donde la señal tenga mayor pendiente y el instante pueda ser estimado con mayor precisión. Para hacer esto, es necesario establecer un *offset* entre este instante y  $t_{max}$ . El instante seleccionado a partir del cual se estimará  $t_{max}$  es el correspondiente a  $0,8V_{max}$  ( $t_{0,8max}$ ). La amplitud correspondiente al 80% de  $V_{max}$  ha sido seleccionada porque es un valor cercano a  $V_{max}$  pero con mayor pendiente.

Este enfoque considera que el tiempo de subida entre  $V_{0,8max}$  y  $V_{max}$  es un proceso lineal y es proporcional al tiempo que transcurre en el intervalo entre  $V^*$  y  $0,8V_{max}$ . Como resultado, la ecuación para estimar  $t_{max}$  se define como:

$$t_{max} = 0,2 * \frac{(t_{0,8max} - t^*)}{0,45 * V_{max}} + t_{0,8max} = Offset + t_{0,8max} \quad (2.10)$$

En la sección 2.7 se analizan los tres métodos para estimar el instante de amplitud máxima y se valida la técnica propuesta como la más apropiada para el “algoritmo de los dos máximos”.

Las figuras 2.20 y 2.21 ilustran los pasos del algoritmo. En primer lugar, se estima  $V_{max}$  tomando la media de los tres valores más altos de amplitud del eco ultrasónico. Una vez que  $V_{max}$  se ha encontrado, se obtiene  $V^*$  mediante la ecuación 2.9. Una vez que  $V^*$  es conocido,  $t^*$  puede ser estimado con alta precisión puesto que la amplitud corresponde a la máxima pendiente de la envolvente ultrasónica. Después, se estima  $t_{max}$  como se ha descrito anteriormente. Cuando  $t^*$  y  $t_{max}$  han sido encontrados,  $t_0$  debe ser calculado mediante la expresión 2.8.

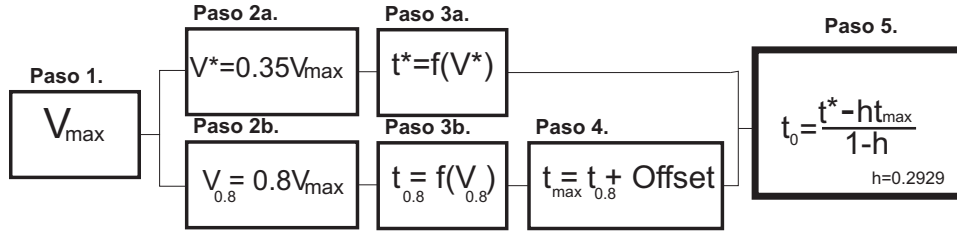


Figura 2.20: Diagrama de flujo del “algoritmo de dos máximos”

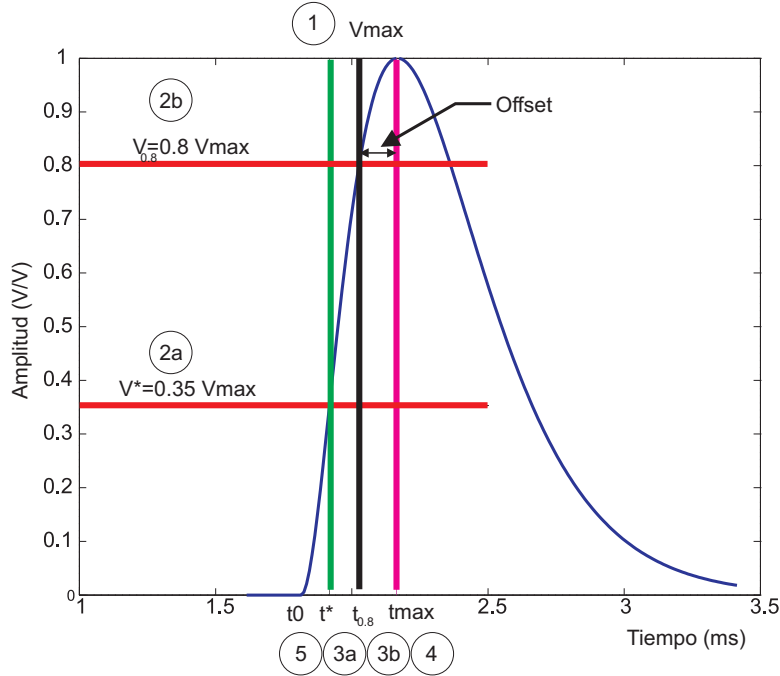


Figura 2.21: Algoritmo de dos máximos

## 2.7. Experimentación y validación del algoritmo de dos máximos

Con el fin de evaluar la eficacia del método propuesto, en primer lugar se determinó el mejor método de estimación de  $t_{max}$ . Los tres métodos presentados en la sección 2.6.2.3 son comparados con base en el error de estimación empleando ecos ultrasónicos cuya instante de llegada es conocido.

En segundo lugar, el método propuesto es comparado con el método presentado por Martin et al., [86]. Tal comparación se debe a que el algoritmo propuesto en esta tesis se considera una mejora de aquel, respecto a la base matemática y a su precisión para la estimación de la distancia. Además, con el fin de comparar el algoritmo con otros presentes en la literatura, se ha seguido el mismo proceso de evaluación que presenta Barshan et al., [91], donde una serie de algoritmos son evaluados empleando: 1) sesgo ( $b$ ), 2) desviación típica ( $\sigma$ ) y 3) error total ( $\epsilon$ ). El sesgo puede ser definido como la media con signo de la diferencia entre la medida y su valor real. El error total es la raíz cuadrada de tal diferencia. Los tres parámetros están relacionados como  $\epsilon^2 = b^2 + \sigma^2$ . Barshan et al. evalúan diferentes técnicas como la de umbral, la de ajuste de curva por el método de mínimos cuadrados, la del desplazamiento por ventanas que consiste en

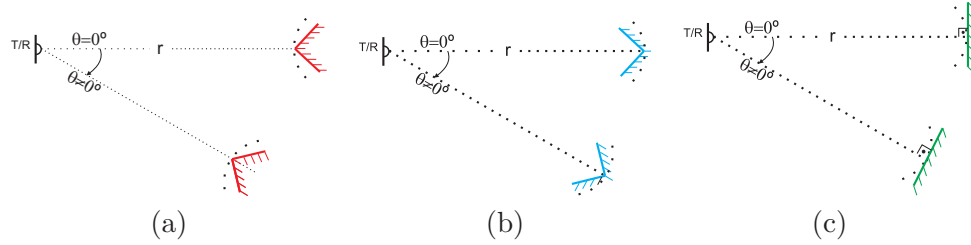


Figura 2.22: Configuración geométrica entre el sensor ultrasónico y los obstáculos (a) Arista, (b) Esquina, (c) Plano

usar un doble umbral y la correlación óptima, que consiste en emplear una réplica de la forma de onda de la envolvente calculando su localización más probable.

### 2.7.1. Protocolo experimental

Los experimentos consistieron en situar tres tipos de objetos frente al transductor presentando diferentes frentes: aristas, planos y esquinas, con el fin de analizar las distintas superficies que el vehículo encontrará en su navegación. Estos reflectores fueron situados sobre un mapa milimétrico en un rango de distancias comprendido entre los 44cm a 76cm, en la dirección axial del transductor con una precisión alrededor de 0,1mm (figura 2.22). Fueron almacenadas 100 señales de eco ultrasónico por posición para su posterior procesamiento.

Para realizar los experimentos se empleó la misma arquitectura de control del vehículo PAL-MIBER, basada en un procesador digital de señal (dsPIC). Dicho procesador genera un tren de pulsos a una frecuencia de 40kHz y recibe la envolvente ultrasónica a través de uno de sus puertos analógico/digital (A/D), con una resolución de 10-bits y una frecuencia de muestreo de 500kmuestras/s.

Antes de aplicar el algoritmo, es necesario detectar la presencia del eco. Por ello, antes de realizar la transmisión, se mide el nivel de ruido en el canal A/D. Concretamente, se toman cien muestras, calculando su media y desviación típica. Empleando estos parámetros estadísticos, se establece un umbral dinámico ( $U_d$ ) de la siguiente forma:

$$U_d = \mu_k + \beta\sigma_k + U_c \quad (2.11)$$

siendo  $\mu_k$ , la media y  $\sigma_k$ , la desviación típica y  $U_c$ , un umbral constante.  $\beta$  es un parámetro introducido para evitar detecciones erróneas debido a picos de ruido. En nuestro caso,  $\beta = 2$  fue validado experimentalmente. Finalmente, el eco es detectado cuando la media de las últimas veinte muestras supera el umbral dinámico, tomando como tiempo de llegada la primera de ellas. Una vez que el eco es detectado, el algoritmo es aplicado para encontrar  $t_0$  de forma precisa.

### 2.7.2. Evaluación del método de estimación del instante de máxima amplitud

Para definir el mejor método de estimación de  $t_{max}$ , el algoritmo propuesto es comparado con los métodos mostrados en la sección 2.6.2.3 (media, interpolación parabólica y a partir de un instante de mayor pendiente) empleando señales cuyo tiempo de llegada del eco es conocida. Los resultados de la precisión de la estimación de la distancia se muestran en la figura 2.23 para los tres tipos de superficies reflectoras: aristas, esquinas y planos y para diferentes distancias.

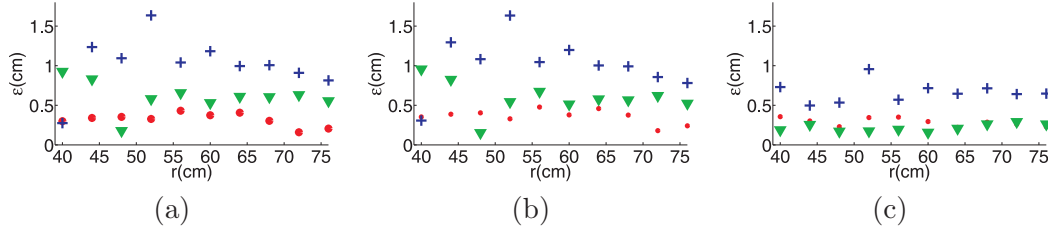


Figura 2.23: Error total para el algoritmo de dos máximos con diferentes métodos para estimar  $t_{max}$  para  $\circ$  Arista  $+$  Esquina  $\nabla$  Plano (a) Interpolación, (b) Media, (c) Técnica propuesta

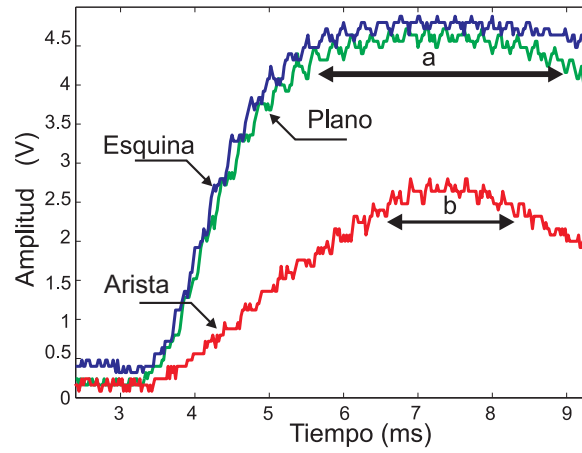


Figura 2.24: Diferencia de la forma del eco ultrasónico para arista, esquina y plano.

La figura 2.24 muestra los ecos ultrasónicos representativos para cada uno de estos tipos de obstáculo. En todos los casos, la determinación de  $t_{max}$  resulta compleja porque la pendiente es nula alrededor de  $V_{max}$ . Sin embargo, este hecho no afecta de igual forma a todos. Como muestra dicha figura, la forma del eco para el plano y la esquina tiene una pendiente nula de mayor duración que la forma del eco para la arista ( $a > b$ ). Esto es debido a la composición de las ondas reflejadas por las superficies elementales del objeto que, en el caso de esquinas y planos es mayor, al estar éstas más próximas respecto al eje de emisión-reflexión. Este característica trae como consecuencia que, tanto el método de la media, como el parabólico, sean menos precisos para planos y esquinas que para aristas.

Por esta razón, el método de estimación de  $t_{max}$  propuesto tiene en cuenta este hecho, siendo independiente de la forma de onda en la región cercana al valor de amplitud máxima. En particular, para aristas, la media de los errores totales es muy similar para los tres casos:  $0,32cm$ ,  $0,35cm$  y  $0,28cm$  usando la interpolación, la media y la técnica propuesta respectivamente. La mayor mejora, como cabía esperar, tiene lugar para planos y esquinas. Para planos, la media del error total es  $0,61cm$  y  $0,59cm$  empleando la interpolación y la media respectivamente. Sin embargo, aplicando la técnica propuesta la media del error es  $0,21cm$ . De forma análoga, para las esquinas la media del error total es alrededor de  $1cm$  aplicando interpolación y media; sin embargo, aplicando la técnica propuesta, la media del error es  $0,66cm$ .

Se puede concluir por tanto que la técnica propuesta para estimar  $t_{max}$  en el “algoritmo de dos máximos” proporciona la mejor estimación para aristas, planos y esquinas.

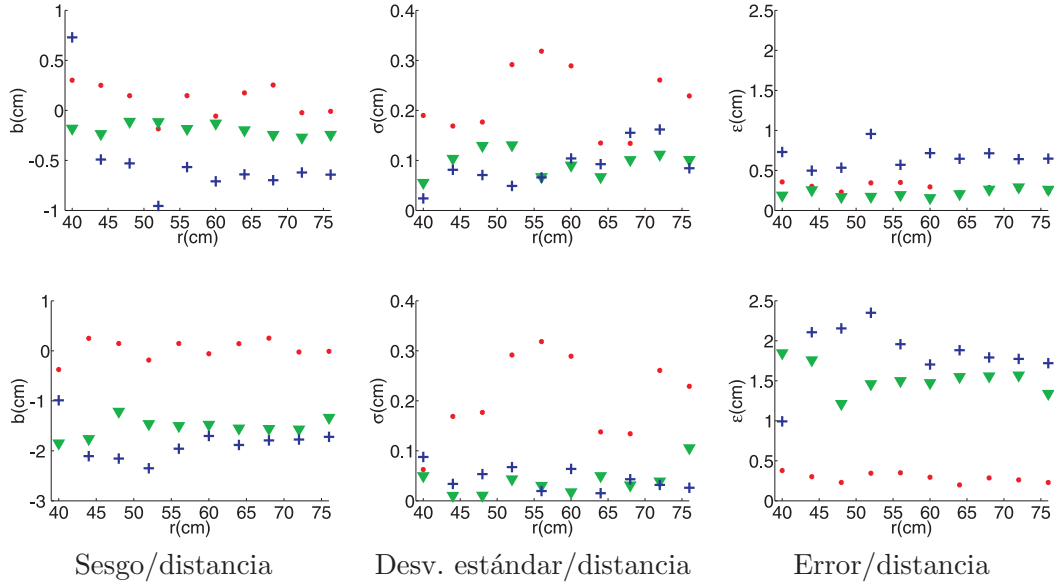


Figura 2.25: Variación del sesgo, desviación estándar y el error total frente a la distancia para  $\circ$  Arista  $+$  Esquina  $\nabla$  Plano para el algoritmo de dos máximos (fila superior) y el algoritmo de máxima pendiente (fila inferior).  $\theta = 0^\circ$

### 2.7.3. Evaluación del algoritmo de dos máximos

El algoritmo de dos máximos es comparado con el algoritmo presentado por Martin et al. usando el método propuesto para la estimación de  $t_{max}$ . La figura 2.25 muestra tal comparación. En ella aparece el sesgo, la desviación estándar y el error total para el rango de distancias ( $r = 44\text{cm}$  a  $r = 76\text{cm}$ ). En la fila superior se muestran los resultados para el algoritmo de dos máximos y en la fila inferior el algoritmo de máxima pendiente.

La figura 2.26 muestra las mismas métricas para distintas orientaciones del obstáculo respecto al transductor ( $\theta = 5^\circ$  a  $\theta = 40^\circ$ ) para el algoritmo de dos máximos y de máxima pendiente. Como puede observarse, la estimación resulta robusta porque la precisión es relativamente constante para diferentes orientaciones.

El error total del algoritmo propuesto es similar para aristas pero mejora la precisión para el caso de esquinas y planos independientemente de  $\theta$  y  $r$  para el rango de distancia especificado. La media del error total para el algoritmo de los dos máximos es alrededor de 0.21 cm, 0.28 cm and 0.66 cm para planos, bordes y esquinas respectivamente. La media del error total para el algoritmo de Martín et al. es alrededor 1.52 cm, 0.28 cm y 1.67 cm para planos, aristas y esquinas respectivamente. La precisión de este algoritmo es mayor para aristas porque la forma del eco ultrasónico se ajusta más al modelo. El algoritmo de los dos máximos mejora notablemente la precisión para planos y esquinas. Además, el algoritmo es independiente de cualquier proceso de calibración y ofrece una alta precisión para los tres tipos de obstáculos requiriendo procesos de cálculo de relativa sencillez. Puede ser observado que el error para esquinas es significativamente superior. Esto es debido al hecho de que la geometría de la esquina es más compleja que la de bordes y planos. De acuerdo a [86], el modelo es relativamente independiente de la forma del reflector. Sin embargo, el autor asegura que la estimación de la distancia puede resultar más compleja al trabajar con ondas ultrasónicas procedentes de superficies reflectoras de geometría abrupta como la esquina o un escalón por ejemplo.

Comparando el algoritmo presentado con las técnicas expuestas por Barshan et al. en [91],

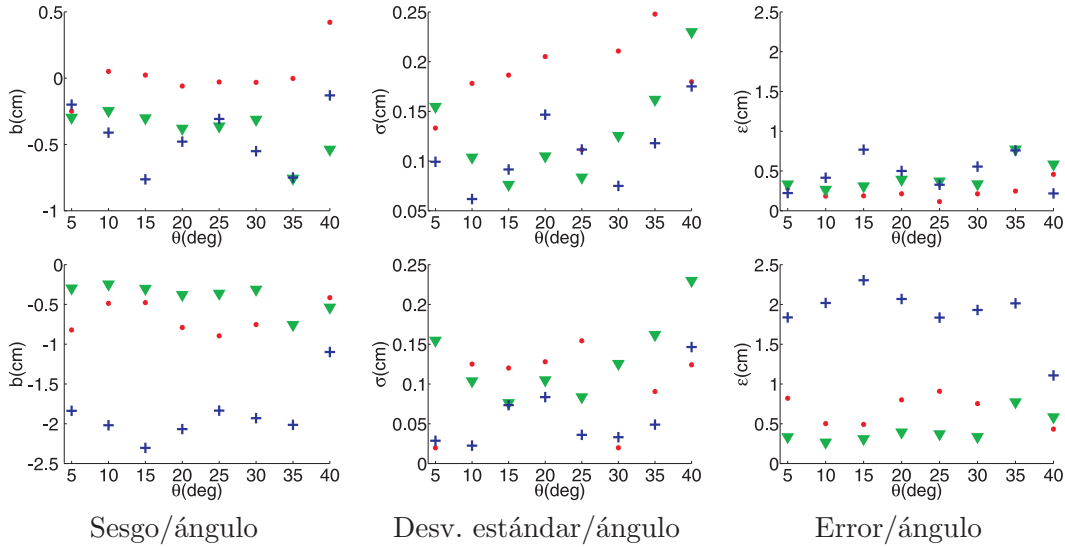


Figura 2.26: Variación del sesgo, desviación estándar y el error total frente a la orientación para  $\circ$  Arista  $\nabla$  Esquina  $\triangle$  Plano para el algoritmo de dos máximos (fila superior) y el algoritmo de máxima pendiente (fila inferior).  $r = 0,5m$

puede observarse que el algoritmo de los dos máximos ofrece mayor precisión que algoritmos basados en umbral (*thresholding*) y el método de desplazamiento de ventana (*sliding-window method*). Los resultados son similares respecto a los métodos basados en el ajuste de la curva por procesos iterativos de mínimos cuadrados. Sin embargo, este algoritmo ofrece la misma precisión con una considerable reducción del coste computacional y un sencilla implementación.

## 2.8. Resultados y discusión de la experimentación con el vehículo PALMIBER

En esta sección se describen los resultados de la experimentación del vehículo, su validación como dispositivo de rehabilitación, realizada en el marco del proyecto PALMA, y una evaluación de la calidad de la interacción entre el usuario y el vehículo, con el fin de evaluar su accesibilidad y crear las mejoras oportunas.

### 2.8.1. Validación del vehículo como dispositivo de rehabilitación

La validación del vehículo PALMA como herramienta de rehabilitación fue presentada por Ceres et al., [92]. En ella participaron cinco niños con PC de edades comprendidas entre 3 y 7 años, con diferentes niveles de rendimiento intelectual y sin experiencias con otros dispositivos de apoyo a la movilidad. Se realizaron un total de 28 sesiones con una media de 6 sesiones por sujeto. El protocolo consistió en la realización de sesiones de una duración de 15 minutos donde: 10 minutos se dedicaron a la navegación libre por toda la sala, 3 minutos a la realización de una tarea, que consistió en ir de un punto a otro de la sala (con una dificultad gradual de acuerdo a la destreza del sujeto) y 2 minutos finales de navegación libre por la sala.

En dicho trabajo, el análisis de los resultados comprendió una valoración tanto cualitativa como cuantitativa. Los parámetros cualitativos (grado de estrés y motivación, por ejemplo) fueron usados para caracterizar la actitud de los niños en el uso de la herramienta de rehabi-



litación. Los parámetros cuantitativos (número de avances en la escala de los diferentes modos de conducción) dieron una medida directa de la forma en que los niños aumentan su nivel de autonomía en la conducción del vehículo.

Según los autores, todos los niños estuvieron muy motivados en la realización de las pruebas y el vehículo fue generalmente aceptado, incluso por algunos usuarios (aquellos con menor nivel cognitivo) que tuvieron cierta inseguridad o temor en las primeras pruebas. El proceso de aprendizaje permitió a los niños avanzar en el modo de conducción, siendo un progreso mayor o menor dependiendo de las capacidades del sujeto. Como conclusión, los autores afirman que el vehículo tiene un elevado impacto en el desarrollo cognitivo de los niños con PC, ya que incide en la interacción del niño con su entorno, su capacidad motora y la habilidad para decidir y actuar.

Si bien los resultados obtenidos fueron satisfactorios, la mayor parte de la evaluación se realizó según consideraciones basadas en la observación y, por tanto, subjetivas. La única métrica objetiva empleada fue el nivel de conducción (causa-efecto, entrenamiento, etc.), lo que, si bien ofrece información relevante, resulta una escala muy simplificada si tenemos en cuenta la alta heterogeneidad de los usuarios. Respondiendo a la necesidad de cuantificar la capacidad del usuario y la evolución de su aprendizaje tras varias sesiones de entrenamiento, se ha creado la herramienta para el registro y evaluación del ejercicio de conducción presentada en la sección 2.4.

### 2.8.2. Evaluación de la interacción entre el niño con PC y el vehículo

La experimentación del vehículo PALMIBER descrita en el marco de esta tesis se centra en evaluar la interacción entre la persona y el dispositivo de apoyo. Concretamente, la conducción del vehículo es estudiada usando la consola de membrana táctil (modo de conducción directo) y como alternativa, un único pulsador de mayor tamaño y con realimentación mecánica.

El estudio presentado a continuación está centrado en personas con alteraciones motoras y posturales severas, con graves dificultades para acceder a interfaces convencionales. Sólo uno de los participantes tiene una discapacidad motora moderada que, como veremos, pondrá de manifiesto importantes diferencias con el resto de usuarios. El objetivo será identificar las necesidades de los usuarios y, de esta forma, orientar la creación de interfaces alternativas que mejoren la interacción entre la persona y el producto de apoyo.

#### 2.8.2.1. Protocolo de experimentación

Los experimentos fueron llevados a cabo en ASPACE Cantabria, una organización de iniciativa social, sin fin de lucro, que atiende a personas con PC y síndromes afines. La programación de los experimentos, que incluye la selección de candidatos y la definición del experimento, fue realizada en colaboración con el equipo de expertos de dicho centro.

**Selección de los candidatos.** Para la realización de las pruebas se han seguido los siguientes criterios de inclusión:

1. Edad. Niños mayores de 18 meses y menores de 12 años.
2. Características físicas. Usuarios en los que las adquisiciones relativas al desplazamiento no se correspondan con su nivel madurativo.

3. Características intelectuales. Usuarios con un nivel madurativo superior a los 18 meses de edad mental.
4. Características sensoriales. Usuarios sin déficit visual.

En las pruebas participaron 6 niños con una edad media de 9 años y con las siguientes características comunes:

- Funcional-motriz. Afectación grave o moderada (sólo en el caso 1): afectación de los cuatro miembros. Desplazamiento en silla de ruedas e imposibilidad de utilización funcional de las manos. Ausencia de prensión o prensión gruesa (sólo en el caso 1).
- Comunicación. Habla difícil de comprender, ininteligible o ausencia de habla. Utilizan sistemas alternativos de comunicación y ayudas técnicas para la comunicación.
- Rendimiento intelectual. No cuantificable pero con capacidad intelectual conservada. Puede estar acompañado de alguna alteración en el procesamiento de información: percepción, atención y memoria.
- Trastornos sensoriales. Presencia de cierto grado de trastorno sensorial: visión, audición, y/o sensibilidad.
- Dependencia. Con necesidad de apoyo generalizado en todos los ámbitos.
- Trastornos o alteraciones clínicas. Alteraciones clínicas en el aparato respiratorio, digestivo y en el sistema nervioso (crisis epilépticas).

**Definición del experimento.** Para la experimentación se determinó una media de 7 sesiones con una duración máxima de 30 minutos cada sesión. La experimentación se realizó en el modo de conducción “Automático”, “Causa-Efecto”, “Entrenamiento dirección” y “Decisión Dirección”. Al inicio de las pruebas se definió el modo de inicio de cada usuario según su capacidad, aunque siempre se comenzó con el modo “Automático” para familiarizar al usuario con el vehículo. La definición del programa fue realizada de acuerdo la tabla 2.3.

Modo de conducción	Índices
Automático	Reconocimiento del vehículo y reacciones diferenciales en su respuesta cuando está sentado en él y fuera de él
Causa-Efecto	Recorrido por la sala, motivando al niño a la pulsación de cualquier tecla.
Entrenamiento dirección	Recorrido por la sala donde el usuario debe pulsar la tecla iluminada.
Decisión dirección	Prueba con objetivo consistente en llegar a un punto de la sala y pasar entre dos obstáculos.

Tabla 2.3: Programa de entrenamiento de acuerdo a cada modo de conducción

El número de sesiones realizadas y la duración se describe en la siguiente tabla:

Usuario	Nº sesiones realizadas	Duración de las sesiones
U1	4	10 a 15 minutos por sesión
U2	4	10 a 15 minutos por sesión
U3	4	15 a 20 minutos por sesión
U4	9	15 a 20 minutos por sesión
U5	9	15 a 20 minutos por sesión
U6	12	10 a 15 minutos por sesión

Tabla 2.4: Número de sesiones realizadas por cada usuario y duración

Con el fin de evaluar la usabilidad de la consola de pulsadores se registraron los datos con la herramienta presentada en la sección 2.4. Posteriormente se analizó la tasa de aciertos en la pulsación y el tiempo de reacción para cuantificar la actividad durante el ejercicio de conducción. La tasa de aciertos define el cociente entre el número de intentos de pulsación sin y con efecto. Se entiende por intento un movimiento de alcance de tipo grueso hacia la interfaz que puede finalmente accionar o no el vehículo. El tiempo de reacción se refiere al intervalo de tiempo transcurrido entre que el vehículo se detiene hasta que el usuario vuelve a ponerlo en marcha.

### 2.8.2.2. Resultados y discusión

La consola de pulsadores ha sido diseñada específicamente para niños con PC, por sus características particulares: membrana táctil de fácil accionamiento, diseño hermético, robusta ante golpes y babeo. Dada la heterogeneidad de las alteraciones causadas por la PC, la usabilidad de la consola dependerá de la capacidad particular de control del usuario.

El participante U1 presenta una tetraplejia espástica-atetósica con una hipertonía extensora a nivel central y flexora a nivel distal. Es representativo de personas con PC que tienen capacidad de prensión global bimanual y una discapacidad intelectual de grado medio. Como era esperado, U1 presentó los mejores resultados en su interacción con la consola de pulsadores, lo que es coherente según el perfil con respecto al resto de participantes, ya que su afectación de la función motriz es calificada como moderada.

Dada la capacidad motriz y cognitiva de U1 se comenzó en el modo “Automático” pero rápidamente se pasó al modo “Entrenamiento dirección”. En este modo el usuario debía pulsar la tecla propuesta por el vehículo. La duración media de las sesiones fue de 15 minutos, teniendo un tiempo medio de reacción de 3.5 segundos y un porcentaje de aciertos del 100 %. Estos resultados demuestran la capacidad de U1 para controlar la consola de pulsadores y la comprensión total de la tarea. Seguidamente se pasó al modo “Decisión dirección” en el que se planteó una prueba funcional consistente en pasar entre dos obstáculos. La tarea, aunque con mayor dificultad que en los casos anteriores, fue ejecutada con éxito. El usuario mostró la capacidad para ejecutar correcciones en la dirección mientras el vehículo estaba en movimiento, si bien estas correcciones estuvieron condicionadas por un cierto retardo entre la planificación de la acción y su ejecución. Este retardo es un aspecto crítico, ya que limita la conducción del vehículo para aquellas personas con discapacidad motora severa. Se puede afirmar, por tanto, que la consola de pulsadores es una interfaz usable para U1, a través de la que puede acceder a los ejercicios propuestos por el vehículo PALMIBER. La figura 2.27 muestra fotografías tomadas durante las pruebas realizadas en ASPACE Cantabria experimentando con la consola de pulsadores.

U2 presenta una hipertonía flexora con movimientos atetósicos asociados con una discapacidad intelectual de grado medio. Para este usuario, los educadores seleccionaron inicialmente el



Figura 2.27: Experimentos con el vehículo PALMIBER con la consola de pulsadores

modo “Causa-Efecto” donde el usuario mostró una rápida comprensión del funcionamiento. La pulsación de las teclas se realizó con relativa facilidad, manteniendo la mayor parte del tiempo, la mano apoyada sobre la consola, lo que facilitó la tarea alcanzando un alto tiempo de reacción de alrededor de 3 segundos donde los intentos de pulsación se materializaron en un 92 % de los casos. Seguidamente se experimentó el modo “Entrenamiento dirección izquierda-derecha” que requiere la pulsación de las teclas izquierda y derecha alternativamente. En este modo se observó una clara diferencia de control entre ambos lados. El éxito de la tarea quedó condicionado por la funcionalidad de la extremidad con mayor control, en este caso el brazo izquierdo, así como las alteraciones en la postura, que condicionaron el rango de movimiento e incluso el campo de visión. Este hecho observado queda contrastado con la medida del tiempo de reacción para cada pulsación, cuya media fue de 9 segundos para la dirección izquierda y 16 segundos para la derecha. Las alteraciones motoras y posturales producen un alto retardo entre la planificación y la ejecución por lo que no es posible realizar la conducción del vehículo en modos más avanzados.

El usuario U3 presenta una tetraplejia espástica con hiperextensiones potentes de cabeza y tronco. Tiene la posibilidad de una manipulación asistida, es decir, requiere de una fijación troncal previa y de varios intentos para coger un objeto. Debido a sus alteraciones motoras y menor edad, tiene mayores dificultades respecto a los anteriores para acceder a la consola de pulsadores, por lo que los educadores decidieron emplear un único pulsador. El uso de la consola requería largos tiempos de espera y gran esfuerzo, lo que resultaba negativo para el proceso de aprendizaje. U3 sufre una discapacidad intelectual severa, por lo que no existe capacidad para la adquisición de conceptos espaciales y, como consecuencia, no es posible la experimentación en modos de conducción más avanzados que el “Causa-Efecto”. El pulsador resultó ser un canal de interacción accesible. A través de él, U3 disfrutó del movimiento causado por su propia acción, presentando un tiempo medio de reacción de 9.6 segundos. Una vez más, el resultado mejora si el usuario tiene un apoyo de antebrazo. Por otro lado, la realimentación mecánica del pulsador es un refuerzo positivo para el ejercicio de causa y efecto, al tener una sensación táctil. La figura 2.28 muestra fotografías tomadas durante las pruebas realizadas en ASPACE Cantabria experimentando con un único pulsador.

El usuario U4 presenta una tetraplejia espástica con actitud cifótica y escoliótica dorso-lumbar izquierda, con ligeras deformidades en las articulaciones distales (manos en garra y con muñecas con desviación cubital). Tiene una hipotonía de tronco combinada con espasmos en extensión. Presenta habilidades manuales sencillas en las que combina la ubicación espacial y la prensión global, aunque requiere de gran instigación. Tiene una discapacidad intelectual severa. Se comenzó en el modo “Causa-efecto” con la consola de pulsadores. Numerosos intentos de pulsación no se materializaron debido a los problemas para precisar la pulsación final. Concretamente, se materializó el 64,15 % de los intentos de pulsación. Como consecuencia, el tiempo medio de reacción fue excesivo, reduciendo la atención y motivación del usuario. Este hecho

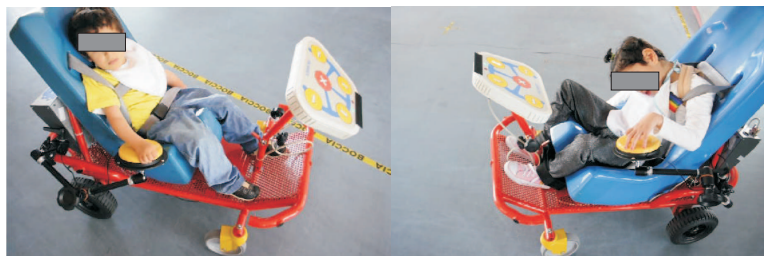


Figura 2.28: Experimentos con el vehículo PALMIBER con un único pulsador

pone en riesgo el ejercicio de aprendizaje. Seguidamente, se sustituyó la consola de pulsadores por un único pulsador. Al ser el pulsador de mayor dimensión, se aumentó considerablemente la tasa de aciertos, llegando al 93 %, con un tiempo medio de respuesta de 17,5 segundos. Con ello, podemos concluir que la usabilidad de un único pulsador con realimentación mecánica tiene, para este usuario, mayor usabilidad que la consola de pulsadores debido a que las alteraciones en las articulaciones distales dificultan la pulsación con precisión.

El usuario U5 presenta una tetraplejía mixta con espasticidad extensora a nivel central y distonía-atetosis en las extremidades superiores. Existe posibilidad de manipulación bi-manual posible con un buen ajuste postural. El usuario sufre una discapacidad intelectual severa. Al igual que en el caso anterior se comenzó en el modo “Causa-Efecto” con la consola de pulsadores. De forma similar a U4, las alteraciones motoras dificultaron la precisión necesaria para la pulsación de la tecla. Concretamente, se obtuvo un porcentaje de acierto del 63,5 %. Seguidamente, se sustituyó la consola por un único pulsador. Como era esperado, la pulsación se facilitó, llegando a obtener una tasa de aciertos del 96 %, con un tiempo de reacción de 13,6 segundos. Como en el caso anterior, las mayores dimensiones del pulsador y su realimentación mecánica facilitan su accionamiento.

El usuario U6 presenta una tetraplejía espástica de componente extensor con marcada hipotonía postural. Tiene ausencia de control cefálico y troncal. La mano izquierda es la que le aporta una limitada funcionalidad manual consistente en la ubicación y prensión de algunos objetos y cierta dificultad al soltarlos. Tiene una discapacidad intelectual severa. En este caso, como en los dos anteriores, se comenzó en el modo “Causa-Efecto” y con la consola de pulsadores. Como era de esperar, la tasa de aciertos fue similar a las anteriores, un 52,67 %, con lo que la interfaz resulta inaccesible. Seguidamente, se sustituyó la consola por el pulsador. Con ella se obtuvo un tiempo medio de reacción de 9.2 segundos y un porcentaje de aciertos del 95 %.

En aquellos casos en los que la discapacidad motora-postural e intelectual es moderada, como en el caso del usuario 1, la consola de pulsadores resulta una interfaz usable para la conducción del vehículo PALMIBER. Sin embargo, cuando la alteración motora-postural es severa, como en el caso de los usuarios 2-6, la consola de pulsadores resulta inaccesible. En estos casos se ha puesto de manifiesto que existe un control motor de tipo grueso, identificado por un movimiento de alcance de la extremidad hacia la interfaz, pero existe una gran limitación de control preciso, que dificulta el posicionamiento final sobre el pulsador. La sustitución de la consola de pulsadores por un único pulsador de mayor tamaño y con realimentación mecánica ha permitido confirmar este hecho. La tasa de intento-acierto ha aumentado considerablemente afectando positivamente a la atención, motivación y, en definitiva, al aprendizaje del usuario.

Usuario	Modo	Interfaz	Ejercicio	Resultado
U1	2	Consola	Pulsar tecla propuesta	Tasa de aciertos 100 %; t<3.5s
U1	3	Consola	Ir a un punto de la sala	Evaluación funcional: objetivo conseguido con un número reducido de maniobras
U2	1	Consola	Pulsar cualquier tecla	Tasa de aciertos 92 %; t<3s;
U2	2	Consola	Pulsar tecla propuesta	Tasa de aciertos= 87.5 % (izq) y 58.5 % (der) ; t=9s (izq) y t=16s (der)
U3	1	Pulsador	Accionar pulsador	Tasa de aciertos 66 % y t=9.6
U4	1	Consola	Pulsar cualquier tecla	Tasa de aciertos=64 % t=1,00 minuto
U4	1	Pulsador	Accionar pulsador	Tasa de aciertos=93 % y t=17.3s
U5	1	Consola	Pulsar cualquier tecla	Tasa de aciertos=63.5 % y t=0.95 minutos
U5	1	Pulsador	Accionar pulsador	Tasa de aciertos=96 % y t=13.6s
U6	1	Consola	Pulsar cualquier tecla	Tasa de aciertos=52.67 % y t=1.46 minutos
U6	1	Pulsador	Accionar pulsador	Tasa de aciertos=93 %, t=9.2s

Tabla 2.5: Resultados de la interacción entre el usuario con PC y el vehículo PALMIBER

## 2.9. Conclusión

En este capítulo se ha presentado el vehículo PALMIBER. Se trata de un vehículo diseñado para potenciar el aprendizaje del niño a través de experiencias de movilidad. Según el análisis del estado del arte de dispositivos de apoyo a la movilidad diseñados para personas con PC, existe un amplio conjunto de soluciones. Sin embargo, existen carencias destacables. La mayoría de los dispositivos se centran únicamente en la movilidad y no en el desarrollo integral de la persona. Existen algunos que tratan de potenciar el aprendizaje del niño a través de la movilidad, pero son dispositivos basados en productos comerciales, no específicamente diseñados para ello.

Para cubrir estas carencias surge el trabajo presentado en este capítulo. Una de las principales aportaciones ha sido la introducción de un conjunto de mejoras para crear un desarrollo preindustrial. Entre ellas, un diseño mecánico original y la mayor eficiencia del sistema de detección de obstáculos ultrasónico, en el que se introduce un nuevo algoritmo para medida precisa de la distancia a la que se encuentra el obstáculo detectado.

Otra de las aportaciones introducidas ha sido la creación de una herramienta para la captura y análisis del ejercicio de conducción, que permitirá la objetivación del proceso de la terapia. Esta herramienta se ha empleado para evaluar la usabilidad de las interfaces de conducción. Esta evaluación mostró que los usuarios sin o con reducida discapacidad motora en las extremidades superiores acceden sin limitaciones al vehículo. Sin embargo, para aquellos con discapacidad motora severa existe una necesidad de crear canales de interacción alternativos que faciliten la conducción del vehículo.

---

En el capítulo 3 se realiza una revisión de las interfaces presentes en la literatura, con especial énfasis en aquellas diseñadas para personas con PC. Este estudio pondrá de manifiesto ciertas carencias actuales que se refieren, fundamentalmente, a la reducida accesibilidad de los dispositivos para usuarios con limitaciones motoras severas. Se presentará una propuesta de interfaz alternativa que tiene como objetivo identificar los patrones de postura y movimiento alterados y filtrar su efecto en el control. En definitiva, se trata de crear un dispositivo versátil y adaptable que facilite la interacción entre la persona con parálisis cerebral y un dispositivo de apoyo de tipo general como el vehículo PALMIBER.





## Interfaz alternativa ENLAZA basada en tecnología inercial como dispositivo de apoyo personal

El modelo de interacción convergente, presentado en el capítulo 1, pone de relieve la necesidad de crear canales de interacción entre el usuario y la tecnología de apoyo cuando entre ambos existe un déficit de accesibilidad. El modelo encuentra su aplicación en el vehículo PALMIBER, presentado en el capítulo 2, en el que a pesar de la integración de distintas interfaces para su conducción y de la diversidad en los modos de conducción, los usuarios con severas limitaciones motoras continúan teniendo problemas de accesibilidad. Se requiere, por tanto, crear un nuevo canal de interacción que responda a las necesidades específicas de las personas con parálisis cerebral (PC).

El dispositivo encargado de establecer la interacción entre la persona y la máquina se conoce como “interfaz persona-máquina”. La interfaz constituye el elemento de entendimiento y relación física bidireccional. Debe captar, interpretar y servir de vehículo del lenguaje y en general de las manifestaciones de ambos agentes. En el ámbito de la discapacidad, la interfaz debe permitir desarrollar las posibilidades propias de la máquina al servicio de la persona, restableciendo en la medida de lo posible las funciones de manipulación, movilidad, comunicación social y de acceso al conocimiento.

El objetivo del trabajo presentado en este capítulo es diseñar un canal de interacción alternativo a través del cual una buena parte de las personas con PC puedan controlar gran número de dispositivos de apoyo. Las conclusiones del capítulo 2, referentes a las limitaciones de interacción, pueden ser extendidas a otros dispositivos de apoyo de tipo general (como la silla de ruedas o el computador). Por ello, el diseño de la interfaz presentada estará enfocado de un modo general a crear un producto de apoyo personal que reduzca el déficit de accesibilidad entre el producto de apoyo general y la persona con PC.

El diseño de la interfaz se ha realizado considerando que el computador personal puede servir de sistema de control de cualquier dispositivo de apoyo. Por ello el objetivo apuntado se concreta en establecer una interacción fiable y robusta entre el usuario con PC y el computador. Además, el computador ha llegado a ser una herramienta de terapia ocupacional y rehabilitación, física y cognitiva, muy empleada por su versatilidad y sus numerosas posibilidades. Esta tendencia lleva necesariamente a la creación de nuevas interfaces de acceso al computador que puedan ser

controladas por personas con alteraciones motoras y posturales.

La interfaz presentada, llamada ENLAZA, se basa en tecnología inercial, la cual permite capturar los movimientos del usuario, extraer las características voluntarias e interpretarlas para la generación de órdenes de control, reduciendo, al mismo tiempo, el efecto del movimiento involuntario empleando estrategias de filtrado específicas. En este capítulo se presentan las distintas tipologías de interfaces persona-máquina que existen en la literatura con especial énfasis en aquellas centradas en personas con PC. Posteriormente, se describe la base conceptual del diseño de la interfaz inercial y su desarrollo técnico. Por último, se realiza la validación del dispositivo llevada a cabo por sujetos sin discapacidad.

### 3.1. Canales de interacción persona-máquina. Expresiones corporales y medios de captación

Las Tecnologías de Apoyo han pasado de generar simples herramientas pasivas, a menudo muy útiles y fiables, a otras controladas por el hombre (prótesis o sillas inteligentes). Las tareas a desarrollar por estos sistemas han sido cada vez más complejas tanto, en sí mismas, como por realizarse en ambientes no estructurados, requiriendo una más íntima simbiosis persona-sistema. En el mundo de la discapacidad estos condicionantes son especialmente relevantes, por las limitaciones de las propias deficiencias personales y por operar en ambientes naturales no estructurados propios del hombre (hogar, urbe, centro de trabajo).

Las actividades humanas diarias tales como las de cuidado personal, desplazamiento o de relación conllevan tareas de manipulación, comunicación, cognición y otras que pueden parecer conceptualmente sencillas; sin embargo, presentan un universo de operación prácticamente ilimitado tanto por las modalidades como por la falta de estructuración de los ambientes. Este es, uno de los principales frenos del desarrollo de soluciones tecnológicas de asistencia a la discapacidad, [93]. Por ello, la interacción entre la persona con discapacidad y el dispositivo de apoyo adquiere cierta complejidad y debe ser resuelto a través de interfaces persona-máquina que tengan en cuenta la persona, su discapacidad, la función que el dispositivo apoya y el entorno donde se realiza.

La forma de cooperar entre la persona y el dispositivo será a partir de unas acciones generadas por la propia persona y que son captadas e identificadas en la interfaz para convertirlas en órdenes a la máquina o sistema. Este se comunicará a su vez con el operador humano, utilizando éste sus propios canales sensoriales. Así, de una forma general podemos distinguir las siguientes etapas de un proceso de cooperación persona-máquina:

- **Captación.** Se trata de una primera fase por la que el sistema interfaz recoge la información inherente a las bioacciones generadas por el humano que consisten en un conjunto de expresiones mecánicas (posturas, gestos, movimientos, presiones) o de otro tipo, que han sido previamente establecidas y que corresponden a los distintos comandos absolutos o incrementales de la máquina.
- **Pretratamiento.** En esta fase se realiza la conformación y depuración de la información adquirida en la etapa anterior, realizando ajustes de niveles de sensibilidad, filtrado, y otras operaciones básicas para seleccionar la información relevante en función del tipo de sensor utilizado.
- **Extracción de características.** En este punto se obtienen los parámetros específicos y



Figura 3.1: Ejemplos de *joysticks* adaptados

relevantes de la información adquirida. Estos se refieren definiendo el vector de estado del conjunto de soluciones.

- **Interpretación.** En esta etapa central, a partir de las características antes obtenidas, se debe realizar el reconocimiento o la correspondencia de los estados captados con el conjunto de bioacciones definidas. En esta operación se deberán tomar como referencias tanto la definición de las bioacciones como las tareas que definen y las condiciones de entorno. Así mismo en este bloque se efectuarán eventualmente las operaciones de calibración, aprendizaje y entrenamiento, ajustando el sistema a las características biométricas de la persona y del entorno.
- **Generación de órdenes.** En este nivel se elaborarán las órdenes correspondientes a la tarea especificada por la expresión humana identificada en el paso anterior. Estas órdenes, caracterizadas en rango, secuencia y tiempo mediante un plan asociado, serán aplicadas a la máquina.

En el sentido opuesto, la persona tendrá conocimiento del comportamiento del sistema mediante sus propios sentidos.

En la tabla 3.1 se indican los diferentes aspectos que definen las manifestaciones humanas o bioacciones, tanto en su naturaleza como en el tipo de acción externa generada en origen, los elementos orgánicos generadores y la fuente de información que constituye. Asimismo, se indican algunos de los medios artificiales de captación adecuados para los distintos canales.

En cuanto al orden de complejidad y capacidad de comunicación, en los estadios de menor complejidad las órdenes sobre la máquina se elaboran mediante dispositivos de generación de información simbólica elementales, tales como pulsadores binarios, *joysticks* y ratones de acción proporcional (figura 3.1). También aquellos que emplean alguna capacidad residual del usuario, como la expulsión de aire, [36], o el accionamiento con la mejilla o mentón, [94] o con la cabeza (figura 3.2). A continuación se encontrarían interfaces simples de mayor soporte de información, como son los teclados de introducción de texto y los de tipo pictográfico con símbolos y representaciones conceptuales por vía interactiva con extensión a la realidad virtual (figura 3.3). También existen interfaces naturales que utilizan el lenguaje oral, [95], lo que resulta especialmente útil para aquellos usuarios que tienen limitaciones motoras pero tienen completo uso de su sistema vocal.

En la actualidad cabe destacar cierta tendencia al uso de expresiones naturales o convenientes, ya sean faciales o corporales. En este campo una de las líneas de investigación más activas es la

Naturaleza	Acción-Origen	Elemento orgánico	Fuente de información	Captación
Biomecánica	Movimiento	Miembros Inferio-superiores	Desplazamiento presión de dispositivos	Pulsador, teclado, ratón, etc.
		Cabeza	Posturas y gestos	Sensores biomecánicos
		Ojos y rasgos faciales		Cámara y marcadores
	Voz	Órgano fonador	Lenguaje oral	Micrófono
	Aspiración y expulsión de aire	Cavidad respiratoria	Presión y depresión de aire	Sensor de presión
Bioeléctrica	Contracción-Distensión	Elementos neuromusculares	EMG	Electrodos (superficie/subcutáneos)
	Actividad cerebral	SNC	EEG	Casco multieléctrico (BCI)
Bioquímica	Actividad cerebral	SNC	Mapas de actividad	Neuroimagen (BCI)

Tabla 3.1: Expresiones de interacción persona-máquina

visión por computador, de luz visible o infrarroja, [96,97]. Muy extendidas son las interfaces que emplean el movimiento del iris y, en menor medida, las expresiones faciales, [98–101]. Las interfaces basadas en el seguimiento de la mirada permiten una forma muy natural de interacción y en la mayoría de ellas no es necesario tener ningún dispositivo en contacto con el cuerpo. Sin embargo, tienen algunas limitaciones no despreciables, como la pérdida de robustez ante condiciones de iluminación variables y la necesidad de mantener la cabeza del usuario en una posición relativamente constante respecto al sistema de medida. A pesar de estos inconvenientes, ya existen productos comerciales de este tipo, como el sistema *Iriscom* destinado a personas con esclerosis lateral amiotrófica (ELA), aunque también empleado con otros colectivos, el sistema *Intelligaze IG-30* de la empresa *Alea Technologies* o el sistema *Tobii* de la empresa *Tobii Technology*.

Los sistemas que emplean cámaras visibles o infrarrojas pueden emplearse para captar, interpretar y explotar no solo gestos y posturas de la cara, sino también de cabeza, tronco y extremidades. De forma complementaria se utilizan señales de tipo bioeléctrico, como las electromiográficas (EMG), para analizar la actividad muscular asociada a movimientos o interacciones, [102,103]. Además del análisis de la actividad electromiográfica, existe un intenso esfuerzo en el estudio de las interfaces cerebro-computador (*Brain Computer Interface*), que emplean las señales cerebrales (electroencefalografía, EEG) para la generación de comandos a través del computador, [104]. Si bien estas interfaces tienen una destacada potencialidad para la interpretación de la intención del usuario, en la actualidad sólo pueden generarse comandos elementales con



Figura 3.2: Ejemplos de apuntadores elementales de cabeza



Figura 3.3: Interfaces biomecánicas de tipo elemental de mayor soporte de información: Comunicadores de tipo teclado (*BJ Adaptaciones*)

muy bajo flujo de información.

Además de las tecnologías de visión existen sistemas biomecánicos de captación con sensores de posición angular (goniómetros), de velocidad (giróscopos) o de aceleración (acelerómetros) para representar de forma estática y dinámica determinadas estructuras corporales. Es la que denominamos *tecnología inercial*, al ubicar el sensor sobre el cuerpo en movimiento, objeto de la medida. Algunas interfaces combinan ambas tecnologías para reducir los problemas de oclusión de la tecnología de visión, [105]. Existen productos comerciales, resultado de estas investigaciones, como es el caso del *Moven*, un sistema de captación del movimiento humano desarrollado por la empresa *Xsens* y que emplea sensores inerciales de pequeñas dimensiones en cada segmento corporal (figura 3.5) u otros dispositivos de tipo háptico como el PHANTOM (*Personal HAptic iNterface Mechanism*), un guante que mide la posición de los dedos y ejerce una fuerza sobre ellos, permitiendo tener la sensación de interacción con objetos virtuales, [106].

### 3.2. Interfaces para personas con parálisis cerebral y alteraciones afines

Un estudio del *US National Centre for Education Statistics* realizado en el año 2003 constató y objetivó que los niños de edades comprendidas entre 5 y 17 años que tenían una discapacidad no usaban tanto el computador como aquellos sin discapacidad, [107, 108]. Desde el año 2000



Figura 3.4: Sistema de seguimiento de la mirada *Intelligaze IG-30* y sistema *Iriscom*

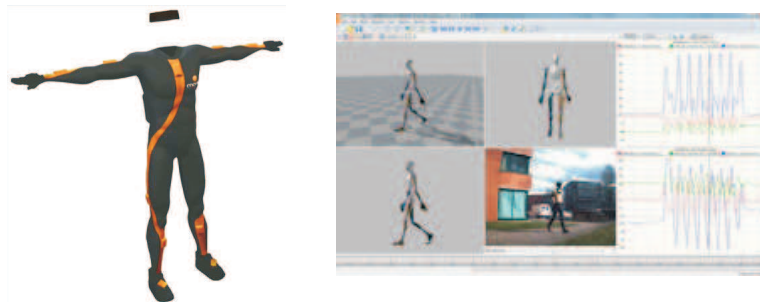


Figura 3.5: Sistema inercial de captación y análisis del movimiento humano (*Xsens*)

hasta el año 2003, el número de niños con discapacidad que usualmente accedían al computador permaneció constante, mientras que el número de niños sin discapacidad aumentó, [107, 108].

Davies et al., [109], realizaron en 2010 una revisión exhaustiva de dispositivos de acceso al computador para personas con PC (tablas 3.2-3.5). Según los autores las interfaces persona-computador destinadas a personas con PC pueden dividirse en:

- Dispositivos apuntadores (emuladores de ratón),
- Teclados adaptados
- Pantallas adaptadas
- Sistemas de reconocimiento de voz y gestos

El *Cross Scanner* de la empresa *RJ Cooper and Associates* es un ejemplo de dispositivo apuntador para personas con PC que consta de una aplicación informática basada en secuencias de barrido y un sensor infrarrojo para la detección del movimiento del ojo y la activación de la opción deseada. Un sistema similar es el *ASL Head-Array mouse emulator* de la empresa *Adaptive Switches Laboratory* que emplea dos pulsadores que deben ser accionados con la cabeza para mover el cursor por la pantalla (figura 3.6). Man et al., [110], realizan un estudio comparativo entre ambos sistemas con dos personas con PC y afirman que el *Cross Scanner* fue evaluado como más confortable, aunque el *ASL Head-Array mouse emulator* mostró mejor rendimiento. Rao et al., [111], presentaron un estudio comparativo entre un *joystick* de posición y uno isométrico (la palanca permanece fija y la velocidad del cursor es proporcional a la fuerza aplicada). En el estudio participan catorce personas con PC y concluye que el tiempo para alcanzar el objetivo en la pantalla y la distancia recorrida para ello es menor usando el *joystick* de posición respecto al isométrico. El *CameraMouse*, desarrollado por Betke et al., [99], es un sistema que puede seguir el movimiento de distintas partes del cuerpo empleando una *webcam* y es de libre distribución. La acción de *click* se efectuaba manteniéndose durante 0.5 segundos en un área menor a 30 píxeles. El autor describe que es efectivo para los participantes que tienen un adecuado control



motor. Mauri et al., [101], han desarrollado una interfaz similar, denominada *Facial Mouse*, que sigue el movimiento de la cara del usuario empleando una *webcam*. Como la anterior, es de libre distribución. La acción de *click* puede realizarse como en el caso anterior, por tiempo-área, o por la generación de algún sonido. El autor realiza una evaluación cualitativa donde pone de manifiesto que el dispositivo es útil para aquellas personas que no puedan controlar el ratón convencional, pero que tengan un buen control cefálico.

En cuanto a la adaptación de la información mostrada en la pantalla del computador, una de las posibilidades actuales del sistema operativo de *Microsoft Windows* es la capacidad de escanear secuencialmente los iconos según un modo preestablecido. El modo de barrido automático (*click* en un pulsador cuando la opción deseada aparece iluminada) parece ser muy complicado para personas con PC espástica y el modo de barrido paso a paso (*click* para pasar de un icono a otro) resulta difícil para personas con PC atetóide según el estudio presentado por Angelo, [112]. Sin embargo, los resultados son poco concluyentes respecto al mejor sistema para cada grupo. Un método para reducir el tiempo de escritura se basa en la predicción de la siguiente palabra o símbolo. Sin embargo, parece existir un compromiso entre precisión y velocidad, ya que los usuarios cometen más errores en la selección del símbolo al usar el sistema de predicción, [113]. En el capítulo 5 de esta tesis doctoral se profundizará en las técnicas de facilitación del control del cursor que se basan en la adecuación del entorno virtual (tamaño del objetivo, iconos dinámicos, etc).

En la mayoría de los casos, los sistemas de reconocimiento de voz no resultan útiles para las personas con PC puesto que la discapacidad motora severa viene frecuentemente asociada a problemas del habla. Dos estudios, [114, 115], pueden ser destacados, en los que se emplearon comandos de voz para controlar el computador. El sistema presentado en estos trabajos incorpora una realimentación visual y auditiva que, según los autores, reduce los problemas asociados al habla y mejora el reconocimiento de los comandos. Sin embargo, este entrenamiento requiere mucho tiempo y dedicación. El reconocimiento de los gestos también requiere un proceso de entrenamiento a través de la repetición de una acción hasta que el algoritmo de reconocimiento de patrones logra interpretar la acción, [116, 117]. Dentro de este grupo, cabe mencionar que se han realizado algunos estudios con interfaces cerebro-computador y personas con PC, que concluyen que el éxito de la tarea es muy dependiente del usuario y sólo se obtienen comandos de tipo binario, [118].

Finalmente, cabe citar el grupo de interfaces centradas en filtrar el movimiento involuntario del usuario. Siete de los trabajos mostrados en la tabla 3.6 emplearon datos previamente capturados de personas con PC para desarrollar mecanismos de filtrado o algoritmos para mejorar la precisión con la que el computador reconoce la pulsación de una tecla o pulsador, [119–123] o el seguimiento del cursor, [117, 124]. Sin embargo, estos mecanismos no fueron validados posteriormente con personas con PC. Dos de estos trabajos, [117, 124] se centran en reducir el tiempo para la ejecución del *click* y en mejorar las técnicas basadas en la predicción del objetivo. Los análisis matemáticos muestran que el filtrado integrado en las aplicaciones informáticas podría teóricamente mejorar la selección del objetivo, pero esto no fue validado con personas con PC, [124]. Wobbrock et al., [125], presentan un algoritmo que modula la ganancia del desplazamiento del cursor en función de la varianza de los ángulos. Si la varianza es alta se supone que el movimiento fue involuntario, por lo que se reduce la ganancia. Este estudio afirma que se mejora el alcance de objetivos con este método hasta un 10%. Sin embargo, sólo participa una persona con PC y las conclusiones son generalizadas para todos los usuarios sin mencionar sus particularidades. En el capítulo 5 profundizaremos en los mecanismos de filtrado del movimiento involuntario para facilitación del control del cursor.



Figura 3.6: Interfaces apuntadores *Cross Scanner* y *ASL Head-Array mouse emulator*

A pesar de la amplia variedad de soluciones de acceso al computador existentes, pocas de ellas siguen un protocolo de experimentación riguroso, lo que reduce las evidencias de que el dispositivo cumpla su objetivo más allá del estudio realizado. Adicionalmente, escalas funcionales reconocidas como la GMFCS o MACS no son comúnmente empleadas para definir el perfil de los usuarios. Puede concluirse por tanto que las interfaces persona-máquina alternativas pueden resolver los problemas de acceso para un grupo de personas, pero no se puede afirmar que sea de aplicación a todo el colectivo de personas con PC.

De los trabajos citados, la mayoría de ellos están aún en fase de desarrollo o muestran resultados de una experimentación realizada por un único usuario. La OMS ha identificado el *diseño universal* (aquel que habilite el acceso al computador a individuos de muy diversas capacidades) como un aspecto prioritario en la tecnología de apoyo. Adoptar criterios como los expuestos en la norma “*ISO-9241.Ergonomics requirements for office work with visual display terminals. Part 9. Requirements for non-keyboard input devices*”, que establece una guía para la evaluación de las interfaces de acceso al computador, podría mejorar la consistencia de los resultados y facilitar la comparación entre las distintas soluciones.

### 3.3. La tecnología inercial para la medida del movimiento humano

El funcionamiento de la tecnología inercial se basa en las leyes de mecánica clásica expuestas por Isaac Newton. Las leyes de Newton afirman que el movimiento de un cuerpo es uniforme y rectilíneo a no ser que exista una fuerza externa que actúe sobre él. Estas leyes también afirman que esta fuerza producirá en el cuerpo una aceleración proporcional a ella. Dada la capacidad de medir esa aceleración, sería posible calcular el cambio en la velocidad y la posición mediante una sucesivas integraciones matemáticas de la aceleración respecto al tiempo.



Artículo	Participantes	Características PC	Dispositivo o técnica	Medidas	Resultados
McCormack, 1990, [126]	T n=1 CP n=1	PC Espástica y atetósica con discapacidad motor oral severa	Teclado con cubierta	Velocidad y precisión de escritura	Aumento de precisión ( $p<0.01$ ) y decremento de velocidad ( $p<0.01$ )
Radwin et al., 1990, [127]	T n=12 CP n=2	PC espástica y atetósica, 1 estudiante sin experiencia en el uso de interfaces apuntadores de cabeza	Ratón convencional vs ratón de cabeza ultrasónico	Evolución de aprendizaje, tiempo de movimiento, distancia recorrida total en función del diámetro del objetivo, distancia cursor-objetivo, y dirección	La tasa de aprendizaje para un participante con PC fue mejor que para el resto de participantes. Para ese participante la media del tiempo de movimiento y la distancia recorrida fue la más corta en dirección recta, y la más larga en movimientos hacia la derecha ( $p<0.001$ ) El otro individuo con PC tuvo el mayor tiempo de realización
Clayton, 1992, [128]	T n=1 CP n=1	PC atetósica	Dispositivo de acceso intraoral mejorado vs dispositivos intraorales y extraorales previamente utilizados	Aptitudes en el uso	El rendimiento mejora con el nuevo dispositivo (menor número de activaciones indeseadas por soplo). Diseño menos intrusivo
Harwin & Jackson, 1990, [116]	T n=1 CP n=1	Tetraplejía, discapacidad del habla	Reconocimiento de gestos de cabeza	Sí/No reconocimiento durante una hora (computadora vs dos observadores independientes)	74% del tiempo los 2 observadores y el computador obtuvieron el mismo resultado
Durfee & Billingsley, 1999, [129]	T n=1 CP n=1	Tetraplejía espástica con discapacidad visual y cognitiva	Pantalla táctil y ratón con cursor de mayor dimensión	Porcentaje de aciertos y velocidad	Rango y variabilidad de aciertos decrementó con el ratón. Precisión (69%) mayor con ratón. Mayor velocidad con la pantalla.
Stewart & Wilcock, 2000, [113]	T n=3 CP n=3	1 tetraplejía atetósica 2 tetraplejía atetósica/espástica	Sistema de voz. A: predicción interna de símbolos B: predicción normal C: sin predicción	Tiempo para completar la frase y errores	La predicción interna fue más rápida que sin predicción, pero con ésta se cometieron menos errores

Tabla 3.2: Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte I), Davies et al. 2010

T: n° de participantes total, CP: n° de participantes con parálisis cerebral, O: n° de participantes con otra discapacidad

Artículo	Participantes	Características PC	Dispositivo o técnica	Medidas	Resultados
Berke et al., 2002, [99]	T n=12 CP O n=10 n=2 (daño cerebral)	Control motor voluntario limitado. Discapacidad del habla	CameraMouse, CameraMouse Inc, Abilene, TX, USA: seguimiento visual gestual por WebCam Software libre	Uso del CameraMouse, escritura con teclado virtual	8/10 pudieron usar el CameraMouse, 5/10 pudieron escribir con el teclado virtual
McFarland et al., 2003, [118]	T n=8 CP O n=1 n=1 (lesión medular)	Usuario de silla de ruedas	Interfaz cerebro-computador	Precisión y tasa de información transferida a través de EEG	La precisión decremente al incrementar el número de objetivos ( $p<0.0001$ ), la relación bits/prueba más alta fue para 4 objetivos ( $p<0.0003$ ) Alta dependencia del usuario en la precisión y bits/prueba ( $p<0.0001$ )
Havstam et al., 2003, [114]	T n=2 CP	Tetraparesia espástica	Software de reconocimiento de voz DragonDictate (Dragon Systems/Nuance, Burlington, MA, USA) añadido al pulsador que empleaba el usuario VS sólo el pulsador	Eficiencia del acceso al computador, rendimiento percibido & confort, nivel de éxito en el reconocimiento de la voz	Un participante perdió la motivación y el entrenamiento fue abandonado. El otro participante mejoró en todas las medidas durante el entrenamiento (40% de mejora en la tasa de reconocimiento de voz)
Turpin et al., 2005, [130]	T n=35 CP n=1 O n=34 (reumatólogicas n=11, musculoesqueléticas n=8, otras n=15)	CP	Teclado: compacto, expandido, cubirita Dispositivo apuntador: trackball, joystick-ratón, touchpad, ratón ajustable, apuntador de cabeza infrarrojo	Abrir/cerrar ficheros, escritura de frases, selección texto, cortar, pegar & mover texto, scrolling	Estudio de las características de cada producto y discapacidad de los usuarios
Man Wong, 2007, [110]	T n=2 CP	Sin control voluntario de los 4 miembros, discapacidad intelectual media	A: CameraMouse, CameraMouse Inc, Abilene, TX, USA B: ASL Head-Array mouse emulator, Adaptive Switches Laboratory, Spicewood, TX, USA C: CrossScanner switch access system, R.J Cooper & Associates, Laguna Niguel, CA, USA D: Quick Glance Eye Gaze Tracker, EyeTech Digital Systems, Mesa, AZ, USA	Tiempo medio de movimiento, Precisión media Confort	B menor tiempo de movimiento para ambos (12.5+/-5.63s, 11.9+/-1.39s) , C máxima precisión para ambos (95.9+/-11.7%, 98.6+/-3.8%) C máximo confort

Tabla 3.3: Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte II), Davies et al. 2010

T: n° de participantes total, CP: n° de participantes con parálisis cerebral, O: n° de participantes con otra discapacidad

Artículo	Participantes	Características PC	Dispositivo o técnica	Medidas	Resultados
Pokhariya et al., 2007, [131]	T n=3 CP n=3	1 PC disartria severa y tetraplejia 1 PC usuario medio, 1 CP moderada disartria, discapacidad motora moderada	Navigo: una solución fácilmente configurable	Uso	Determinado número de sonidos, controles, letras, gestos, y números configurables para cada usuario
Sanger & Henderson, 2007, [132]	T n=30 CP n=10	MMSS estáticos, Escala Melbourne Unilateral Upper Limb Assessment 34-77%	Teclado predictivo	Tasa de información (medida & predicha) basado en el tiempo de movimiento y de reacción, secuencia y número de objetivos	La tasa de información medida y predicha no está relacionada Después de programar el DynaVox (DynaVox Mayer-Johnson, Pittsburgh, PA, USA) basado en el modelo predictivo, 5/10 usuarios mejoraron la tasa de información
Lin et al., 2008, [133]	T n=1 CP n=1	Atetosis	Teclado Chorded vs teclado & ratón	Rendimiento en la escritura: velocidad & precisión	Teclado chorded más rápido y preciso, menos errores que teclado y ratón
Mukherjee et al., 2008, [134]	T n=4 CP n=4	No descrito	SweepSticks ratón virtual +/- acciones predictivas	Éxito de la tarea	El éxito mejoró con la predicción basada en patrones comunes
Angelo, 1992, [112]	T n=6 CP n=6	3 espástico, 3 atetosis	Modos de barrido: automático, inverso, paso a paso	Velocidad & precisión del movimiento del cursor	Diferencia no significativa entre los modos, pero barrido automático fue inferior para PC espástica, y paso-paso el peor para atetosis
Rao et al., 2000, [111]	T n=25 CP n=14	Baja, moderada, PC severa	Joystick isométrico vs joystick de posición	Tiempo de movimiento, distancia total en función del diámetro del objetivo, distancia cursor-objetivo y dirección	Tiempo superior para joystick isométrico (582ms) (430ms; p<0.001) Tiempo medio de movimiento y distancia recorrida total proporcional a la distancia cursor-objetivo e inversamente proporcional al diámetro del objetivo

Tabla 3.4: Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte III), Davies et al. 2010

T: n° de participantes total, CP: n° de participantes con parálisis cerebral, O: n° de participantes con otra discapacidad

Artículo	Participantes	Características PC	Dispositivo o técnica	Medidas	Resultados
Chen et al., 2006, [135]	T n=42 CP n=27	PC espástica severa o PC atetósica cuadriplejía	Dispositivo apuntador integrado vs ratón convencional	Click, adquisición de objetivos, drag/drop	Ratón convencional mejor para click, similar eficiencia adquisición del objetivo y drag/drop
Parker et al., 2006, [115]	T n=8 CP n=6 O n=2 (PC + accidente cerebrovascular n=1; esclerosis múltiple n=1)	Disartria severa, 0-22% en Frenchay Dysarthria Assessment	Software de reconocimiento de voz	Reconocimiento de palabras	7 participantes completaron la fase de entrenamiento 4/7 mostraron una significativa mejora 3/7 no mostraron cambio o efectos negativos
Simpson et al., 2006, [136]	T n=14 CP n=6	Discapacidad motora severa	Sistema de barrido fila/columna adaptativo vs modo de barrido elegido	Tiempo de entrada de caracteres, precisión, errores, tiempo de reacción	Diferencia significativa en velocidad: barrido adaptativo 25.5% más rápido 90% precisión y 15% errores
Wu & Chen, 2006, [137]	T n=12 CP n=12	5 severa, 7 moderada	Teclado adaptado	Velocidad y precisión de escritura	Mejoría en velocidad ( $p<0,002$ ) proporcional a la severidad de la discapacidad ( $p=0,051$ ) Igual precisión
Wu & Chen, 2007, [138]	T n=6 CP n=6	3 atetósico, 2 espástico, 1 mixto	Ratón Logitech (Logitech Inc, Romanel-sur-Morges, Switzerland), trackball, joystick	Movimiento, click	Tasa de éxito Click: ratón 6%, trackball 17%, joystick 45% Apuntar y seleccionar: ratón 6%, trackball 17%, joystick 45% Arrastre: ratón 14%, trackball 7%, joystick 31%
Yeh et al., 2008, [139]	T n=99 CP n=49	No descrito	Programa de evaluación; teclado adaptado; teclado virtual	Parámetros cinemáticos; velocidad y precisión; distancia; satisfacción	Conocer las necesidades de los usuarios a través de la evaluación de la velocidad, precisión y satisfacción del dispositivo en relación al teclado y ratón estándar
Mauri et al., 2006, [101]	CP n=11	Tetraparesia espástica, n=5, Tetraparesia espástica-distónica-atetósica, n=2, Espástica-distónica n=1, Tetraparesia mixta = 1, PC espástica=2.	Face Mouse	Evaluación cualitativa: sin mejora, mínima mejora, usabilidad	2/11 pudieron usar el Face Mouse. El autor propone modos de funcionamiento alternativos (emulador <i>joystick</i> ) que mejoran el resultado

Tabla 3.5: Revisión bibliográfica del desarrollo y test de usabilidad de dispositivos interfaces para mejorar la accesibilidad del computador para personas con PC (Parte IV), Davies et al. 2010

T: n° de participantes total, CP: n° de participantes con parálisis cerebral, O: n° de participantes con otra discapacidad

Artículo	Participantes	Características PC	Dispositivo o técnica	Medida	Resultados
Yang, 1998, [119]	T n=1 CP n=1	Movimiento voluntario e involuntario	Reconocimiento de código Morse: Algoritmo VDVVS LMS; 2 variaciones de LMS	Tasa de reconocimiento del carácter	Media de aciertos 23.5% y 69.7% para 2 variaciones del algoritmo LMS y 80.2% para el algoritmo VDVVS LMS. El algoritmo VDVVS LMS tuvo una tasa de aciertos considerablemente superior ( $\alpha=0.05$ )
Fuh & Luo, 2001, [122]	T n=3 CP n=1 O n=2 (amputación brazo n=1; experto n=1)	No descrito	Reconocimiento código Morse: red neuronal (back propagation), 2 variaciones del algoritmo LMS	Tasa de reconocimiento del carácter	96% de aciertos con la red neuronal (12.6% más que los otros)
Morrison & McKenna, 2002, [117]	T n=1 CP n=1	Limitado control motor	Modelos Hidden Markov model para identificar gestos de cabeza y mano	Tasa de error (%) en relación al número de entrenamientos	Número de entrenamientos/tasa de error: 3/24%, 5/16%, 7/16%, 9/13% Menor tasa de error en algoritmos end-centred polar, end & mean centred Cartesian vectors (9.5%, 11%, 10% respectivamente) y máximo error del head-centred Cartesian vector (40%)
Wu & Luo, 2002, [123]	T n=2 CP n=1 O n=1 (experto)	No descrito	Reconocimiento código Morse: 2 algoritmos fuzzy (one-node & long-short separation) & algoritmo AVRTP	Tasa de reconocimiento	Tasas de reconocimiento: AVRTP: 94.0% Un nodo 98.0% long-short 99.1% Variación para individuo con CP 10% más alto en señales largas, y 40% en cortas
Yang et al., 2004, [121]	T n=33 CP n=2 O n=16 (expertos n=15; lesión modular n=1)	Atetosis con movimientos involuntarios	Reconocimiento código Morse: CPN VDVVS LMS, 2 variaciones del algoritmo LMS	Tasa de reconocimiento del carácter	Media de aciertos 22.2% y 71.4% para 2 variaciones del algoritmo LMS y 81.9% para el algoritmo CPN VDVVS LMS. El método CPN VDVVS LMS tuvo una tasa de aciertos considerablemente superior ( $\alpha = 0,05$ )
Yang et al., 2006, [120]	T n=3 CP n=2 O n=1 (lesión modular)	Atetosis con movimientos involuntarios, retardo en el comienzo del movimiento	Reconocimiento código Morse: FSVM, LVQ, 2 variaciones del algoritmo LMS	Tasa de reconocimiento del carácter	Media de aciertos 22.2% y 71.4% para las 2 variaciones del algoritmo LMS, 77.5% para LVQ, y 84.8% para el algoritmo FSVM. El algoritmo FSVM tuvo una tasa de aciertos considerablemente superior ( $\alpha = 0,05$ ) respecto a los otros 3 métodos
Olds et al., 2008, [124]	T n=3 CP n=3	Atetosis	Algoritmo de modelo y filtrado para predecir el click	Tasa de alcance del objetivo (éxito)	Tiempo en alcanzar el objetivo: con modelo 9.6s, con filtro 3.5s Tasa de éxito: con modelo 79%, con filtro 99%
Wobbrock et al., 2009, [125]	T n=16 CP n=2	No descrito	Ganancia del desplazamiento del cursor en función de la varianza del movimiento ( <i>Angle Mouse</i> )	Throughput según ISO 9241-9	Uno de los participantes no pudo usar el dispositivo por su alta discapacidad motora. Alta heterogeneidad de discapacidades motoras y análisis único: mejora en del 10.3% respecto al ratón convencional

Tabla 3.6: Revisión bibliográfica del diseño y test de algoritmos para mejorar el reconocimiento de la voluntariedad de la persona con PC en el acceso al computador

T: n° de participantes total, CP: n° de participantes con parálisis cerebral, O: n° de participantes con otra discapacidad

La aceleración puede ser medida mediante un dispositivo conocido como acelerómetro. Un acelerómetro uniaxial consiste en una masa suspendida por un muelle en un receptáculo. La masa puede moverse en una dirección que es la dirección de medida del acelerómetro. El desplazamiento de esta masa es una medida de la diferencia de aceleración y gravedad sobre la dirección de medida, [140]. Los acelerómetros son comúnmente montados con tres ejes perpendiculares entre sí para ofrecer información en el espacio tridimensional.

El movimiento de rotación del cuerpo con respecto al sistema de referencia inercial (velocidad angular) puede ser medido con un dispositivo llamado giróscopo. La construcción del giróscopo puede estar basada en diferentes diseños. Los giróscopos MEMS (*Micro-machined ElectroMechanical System*) emplean el principio de la aceleración de Coriolis basado en la vibración de una masa para la detección de una rotación angular inercial. Si el receptáculo rota con una velocidad angular perpendicular al plano, la masa experimentará una fuerza de Coriolis en la dirección perpendicular a la velocidad angular. Por tanto, el desplazamiento causado por la fuerza de Coriolis es proporcional a la velocidad angular.

Adicionalmente a acelerómetro y giróscopo, los IMUs (*Inertial Measurement Unit*) actuales pueden incorporar un magnetómetro. El magnetómetro es sensible al campo magnético, tal y como una brújula. Este sensor suele emplearse para reducir los errores de medida de acelerómetro y giróscopo y aumentar así la precisión de la estimación de la orientación.

Las nuevas aplicaciones han demandado el desarrollo de sensores de bajo coste y altamente miniaturizados. Un ejemplo típico de aplicación de los sensores inerciales es el área de transportes, por ejemplo en automóviles. Sin embargo, la reducción del tamaño trae consigo una serie de retos tecnológicos adicionales para alcanzar una precisión y resolución adecuadas. En general, la miniaturización conlleva una reducción de la sensibilidad, un aumento del ruido y una mayor dependencia con la temperatura. Para disminuir estas limitaciones tecnológicas han surgido algoritmos de procesamiento que realizan una fusión sensorial empleando información redundante para aportar mayor robustez a la estimación. Los avances en el conocimiento de esta tecnología y las estrategias para compensar sus limitaciones han incrementado de forma notable su precisión.

La miniaturización y disponibilidad actual de los sensores inerciales hace posible disponer de sistemas ambulatorios de medida del movimiento humano en cualquier ámbito y fuera de las condiciones controladas de laboratorio. En la actualidad son empleados en numerosas aplicaciones entre las que cabe destacar la monitorización de las actividades de la vida diaria o la investigación del control motor de diversas patologías.

Las interfaces basadas en esta tecnología permiten extraer patrones cinemáticos del movimiento sin necesidad de algoritmos complejos de reconstrucción del movimiento. No es el caso por ejemplo de las interfaces basadas en visión por computador, donde la obtención de patrones cinemáticos requiere el procesamiento de imágenes y el modelado tridimensional, [97, 105, 141]. Por otro lado, aunque en las interfaces basadas en visión por computador el usuario no tiene que vestir ningún dispositivo adicional, debe encontrarse en todo momento en el rango de medida del sistema sensorial, lo que frecuentemente no resulta fácil para usuarios con limitaciones motoras y posturales. Adicionalmente, estas interfaces son menos robustas a las condiciones de iluminación con lo que las hace más dependientes de una precisa calibración inicial.

La selección de la tecnología inercial para la aplicación presentada en esta tesis doctoral radica en su capacidad para el análisis cinemático y, por tanto, para identificar y caracterizar los patrones de postura y movimiento alterados, con el objetivo final de filtrarlos y reducir así, su efecto en el control y mejorar la accesibilidad del dispositivo.



### 3.4. Caracterización del movimiento del cuerpo humano y su aplicación en rehabilitación

En esta sección se describe la base conceptual y tecnológica para el análisis cinemático del cuerpo humano empleando tecnología inercial. La obtención de parámetros cinemáticos del movimiento permitirá realizar avances que tendrán un impacto positivo en el campo de la *rehabilitación* de niños con PC, fundamentalmente concretados en una doble funcionalidad:

1. Herramienta para el análisis de la calidad del movimiento para la evaluación objetiva del impacto de la terapia de rehabilitación.
2. Herramienta para la realimentación visual del ejercicio terapéutico para incrementar la motivación del paciente.

#### 3.4.1. Modelo cinemático para la reconstrucción del movimiento del cuerpo humano

El modelado cinemático del cuerpo humano puede ser realizado conociendo la longitud y orientación de cada una de las extremidades que lo componen. En la figura 3.7a, se representa un segmento que simula el brazo, donde  $p_1$  y  $p_2$  representan las posiciones del hombro y codo respectivamente. Según Luinge et al., [142], y Zhou et al., [143] la posición del codo puede ser calculada a partir de la posición del hombro empleando la siguiente ecuación:

$${}^G p_2 = {}^G p_1 + {}^{GB} q_1 \cdot {}^B s_1 \cdot {}^{GB} q_1^* \quad (3.1)$$

donde:

${}^G p_2$  = Posición del hombro respecto al sistema de referencia global

${}^G p_1$  = Posición del codo respecto al sistema de referencia global

${}^{GB} q_1$  = Cuaternio que representa la orientación del brazo

${}^{GB} q_1^*$  = Conjugado del cuaternio que representa la orientación del brazo

${}^B s_1$  = Longitud del brazo en coordenadas locales

De esta forma, a través de la posición de una articulación puede ser calculada la posición de la articulación siguiente, sabiendo la orientación y longitud del segmento entre ellas. Por tanto, colocando una IMU en cada segmento corporal y midiendo su longitud, se pueden reconstruir las posiciones de los segmentos y su evolución espacial, esto es, el movimiento del individuo (ver figura 3.7). No obstante es necesario puntualizar que la orientación medida por la IMU no corresponde exactamente con la orientación del segmento del cuerpo, ya que ambos elementos pueden no estar completamente alineados. Para saber la orientación relativa entre el segmento corporal y el sensor es necesario realizar una calibración. La relación entre la orientación del sensor ( ${}^{GS} q$ ) respecto a la orientación del cuerpo ( ${}^{GB} q$ ) viene dada por la expresión:

$${}^{BS} q = ({}^{GB} q)^{-1} \cdot {}^{GS} q \quad (3.2)$$

Durante el proceso de calibración se definen una serie de posturas corporales previamente definidas ( ${}^{GB} q$ ) y a través de la medida del sensor ( ${}^{GS} q$ ) se calcula el desalineamiento entre el

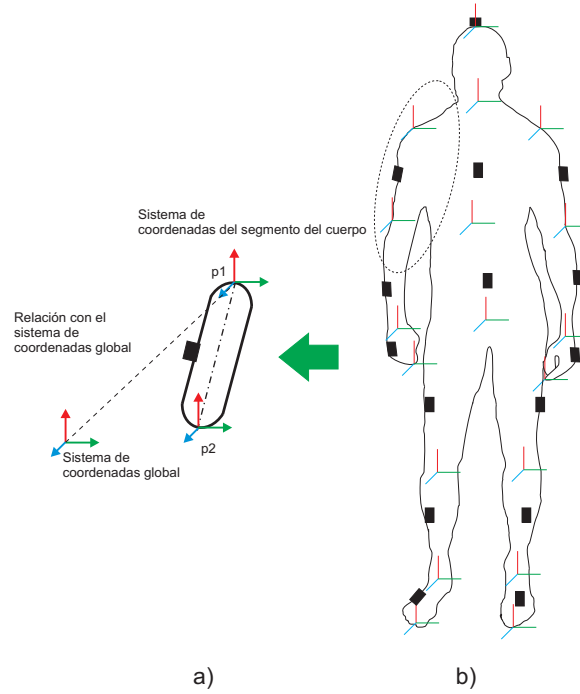


Figura 3.7: a) Sistema de referencia del segmento del cuerpo respecto al sistema global, b) Distribución de IMUs para el análisis cinemático del cuerpo humano

sensor y segmento corporal ( ${}^{BS}q$ ). Una vez realizada la calibración, la orientación del cuerpo respecto al sistema global de referencia es calculada siguiendo la expresión:

$${}^{GB}q = {}^{GS}q \cdot {}^{BS}q^* \quad (3.3)$$

expresión que puede ser utilizada para calcular la posición mediante la ecuación en cada iteración del algoritmo para la reconstrucción del movimiento en tiempo real.

### 3.4.2. Viabilidad de la tecnología inercial para la reconstrucción cinemática de movimientos y tareas elementales

El modelo cinemático presentado por Zhou et al., [143], y Luinge et al. [142], fue implementado en el marco de esta tesis doctoral para reconstruir el movimiento de una extremidad superior en base a la medida de sensores inerciales de la compañía *Xsens*. El objetivo del estudio fue evaluar la precisión de la estimación de la posición de la mano (elemento final de la cadena cinemática) en la realización de diferentes movimientos. Siguiendo dicho modelo fueron únicamente necesarios 4 IMUs situadas en: tórax, brazo, antebrazo y mano.

La estimación de la posición de la mano fue evaluada empleando el sistema de captura de movimiento fotogramétrico “OpToTrak” como equipo de medida de referencia, el cual presenta un precisión de hasta 0.1mm y una resolución de hasta 0.01mm. Se utilizó un grupo de marcadores por cada segmento del cuerpo estudiado y se realizó la calibración anatómica propuesta por Cappozzo et al., [144]. Los marcadores de “OpToTrak” tienen un diámetro de 14 mm y fueron situados sobre el cuerpo del usuario empleando cintas de Velcro. La posición concreta de los marcadores fue: tres grupos de 3 marcadores, para tronco, escápula y mano, 2 grupos de 4



marcadores para brazo y antebrazo. Finalmente, la posición de la mano fue estimada a partir de la posición y orientación de los marcadores empleando el software de análisis “BodyMech” desarrollado por la VUMC (*Vrije Universiteit Medisch Centrum Amsterdam*), [145]. La frecuencia de muestreo fue de 100Hz para ambos sistemas de medida.

El experimento consistió en los siguientes movimientos elementales:

- Flexión/Extensión del codo
- Rotación interna/externa del hombro
- Abducción aducción/abducción del hombro

y en las siguientes tareas:

- Alcance al frente
- Mano a cara
- Mano a cabeza

Estas tareas fueron ejecutadas por un sujeto sin discapacidad. Antes de comenzar la experimentación fue necesaria la medida de los distintos segmentos corporales. Seguidamente, se procedió a la calibración, [146], para obtener el desalineamiento entre cada sensor respecto al segmento del cuerpo donde estaba situado.

Para medir el error en la estimación se calculó la desviación de la raíz cuadrática media (*Root Mean Square Deviation*, RMSD) definida como:

$$RMSD(x, y) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}{n}} \quad (3.4)$$

donde  $x$  e  $y$  son las estimaciones de la posición de la mano de cada equipo de medida (sensores inerciales y sistema fotogramétrico) y  $n$  es el número de muestras. En la figura 3.8, puede observarse la estimación de la posición 3D de ambos sistemas para el movimiento de flexión/extensión del codo.

La tabla 3.7 recoge la RMSD para cada uno de ellos en cada uno de los ejes del espacio.

Como muestran los resultados de la tabla, la estimación del sistema inercial cuenta con un error de estimación de posición que en la mayoría de los casos no supera el centímetro. Si bien este resultado es válido para numerosas aplicaciones, la estimación puede ser mejorada con un proceso de calibración y medida de las longitudes más preciso y robusto. Por otro lado, en este apartado hemos estimado la posición o lo que es lo mismo, el rango de movimiento, pero cabe apuntar que con esta misma información sensorial pueden calcularse otros parámetros cinemáticos, como velocidad y aceleración del movimiento o ángulo entre las articulaciones.

En conclusión, se ha presentado un estudio preliminar que quiere poner de manifiesto el potencial de este tipo de sistemas en el ámbito de la rehabilitación con las diferentes funcionalidades previamente comentadas. La tecnología inercial permite un análisis cinemático del cuerpo humano que puede realizarse de forma totalmente ambulatoria, por la integración del equipo de medida de forma vestible y por ser inalámbrico, encontrando por ello aplicación en distintas

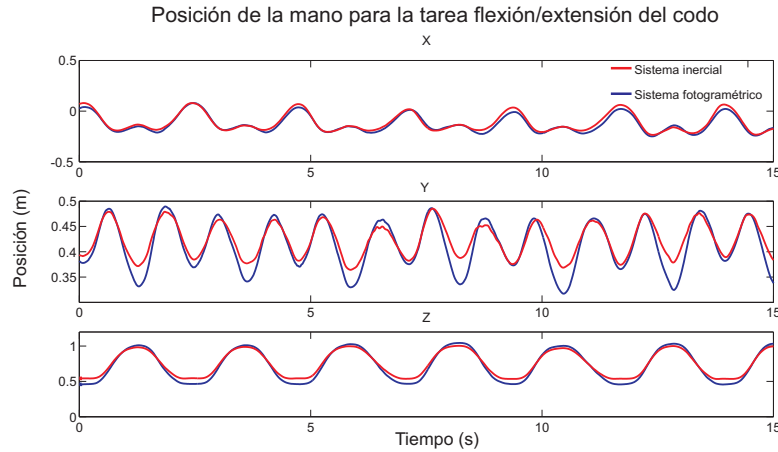


Figura 3.8: Posición de la mano 3D para flexión/extensión del codo para el sistema inercial y el sistema fotogramétrico

Movimiento	RMSD (m) ( [XYZ] )
Flexión/Extensión del codo	[0,0070 0,0044 0,0132]
Alcance	[ $8,27 \cdot 10^{-4}$ 0,0074 0,0160]
Rotación interna/externa del hombro	[0,0029 0,0046 0,01]
Abducción/aducción del hombro	[0,0081 0,0057 0,0087]
Mano a cara	[0,0053 0,0034 0,0164]
Mano a cabeza	[0,0065 0,0021 0,0113]

Tabla 3.7: Cálculo del RMSD de la estimación de la posición de la mano para los sistemas de medida fotogramétrico e inercial

líneas relacionadas con la TA a la discapacidad. En la siguiente sección exploramos una de ellas: la generación de comandos a través del movimiento. Concretamente, se presenta una interfaz basada en tecnología inercial para el control del computador con los movimientos de cabeza.

### 3.5. La interfaz inercial ENLAZA

La interfaz inercial como comunicador alternativo trata de incidir en el ámbito de la compensación funcional mediante la concepción de una tecnología de apoyo a una función determinada que el individuo ha perdido o tiene limitada. Esta propuesta se centra en potenciar las capacidades de control del usuario con la creación de un producto de apoyo personal que interprete los movimientos del usuario y los convierta en comandos de control. Concretamente, se plantea la construcción de un comunicador inercial particularizado al análisis del movimiento de la cabeza para el control del computador.

Aunque todas las áreas de la función motora están limitadas, las extremidades suelen estar más afectadas que el movimiento de la cabeza en niños con PC, [147]. Además, es supuesto que aquellos usuarios que tengan control motor adecuado en sus extremidades superiores, podrán controlar otros dispositivos como ratón convencional o joystick. Por tanto, la interfaz inercial presentada en esta sección es un dispositivo diseñado para ser controlado por los movimientos residuales de la cabeza. El comunicador inercial se muestra en la figura 3.9 y como puede observarse, consiste en una IMU situada sobre un soporte comercial.

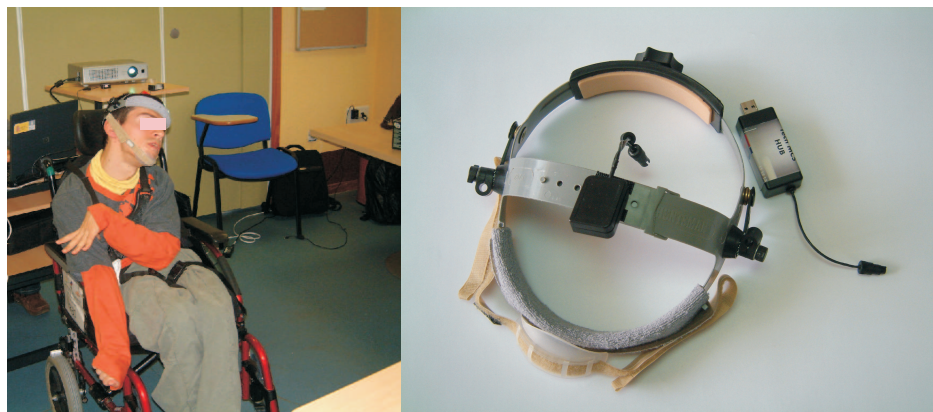


Figura 3.9: Interfaz inercial ENLAZA. Fotografía tomada en las pruebas realizadas en ASPACE Cantabria

En esta sección se describe el diseño de la interfaz inercial y finalmente se valida con sujetos sin discapacidad empleando para ello la norma ISO 9241-Parte 9, que establece criterios de usabilidad y recomendaciones para el diseño de nuevas interfaces. Será en el capítulo 4 donde se analizarán, empleando este dispositivo, las particularidades de las personas con problemas neuromotores graves.

### 3.5.1. Medida de la orientación angular

En esta sección se describe el proceso mediante el cual se estima la orientación del sensor inercial. En primer lugar, las señales digitales del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro han de ser convertidas a señales con unidades físicas ( $m/s^2$ ,  $rad/s$ ,  $T$ ) mediante el proceso de calibración. El protocolo de calibración está compuesto de seis posiciones y tres rotaciones que son resumidas en la tabla 3.8.

Tipo	Descripción
Posición 1	$\vec{X}$ paralelo a la gravedad, $\vec{Z}$ paralelo al norte magnético.
Posición 2	$\vec{X}$ antiparalelo a la gravedad, $\vec{Z}$ paralelo al norte magnético.
Posición 3	$\vec{Y}$ paralelo a la gravedad, $\vec{X}$ paralelo al norte magnético.
Posición 4	$\vec{Y}$ antiparalelo a la gravedad, $\vec{X}$ paralelo al norte magnético.
Posición 5	$\vec{Z}$ paralelo a la gravedad, $\vec{Y}$ paralelo al norte magnético.
Posición 6	$\vec{Z}$ antiparalelo a la gravedad, $\vec{Y}$ paralelo al norte magnético.
Rotación 1	Rotación de un ángulo conocido alrededor de $\vec{X}$
Rotación 2	Rotación de un ángulo conocido alrededor de $\vec{Y}$
Rotación 3	Rotación de un ángulo conocido alrededor de $\vec{Z}$

Tabla 3.8: Posiciones y rotaciones empleadas en el proceso de calibración de la IMU

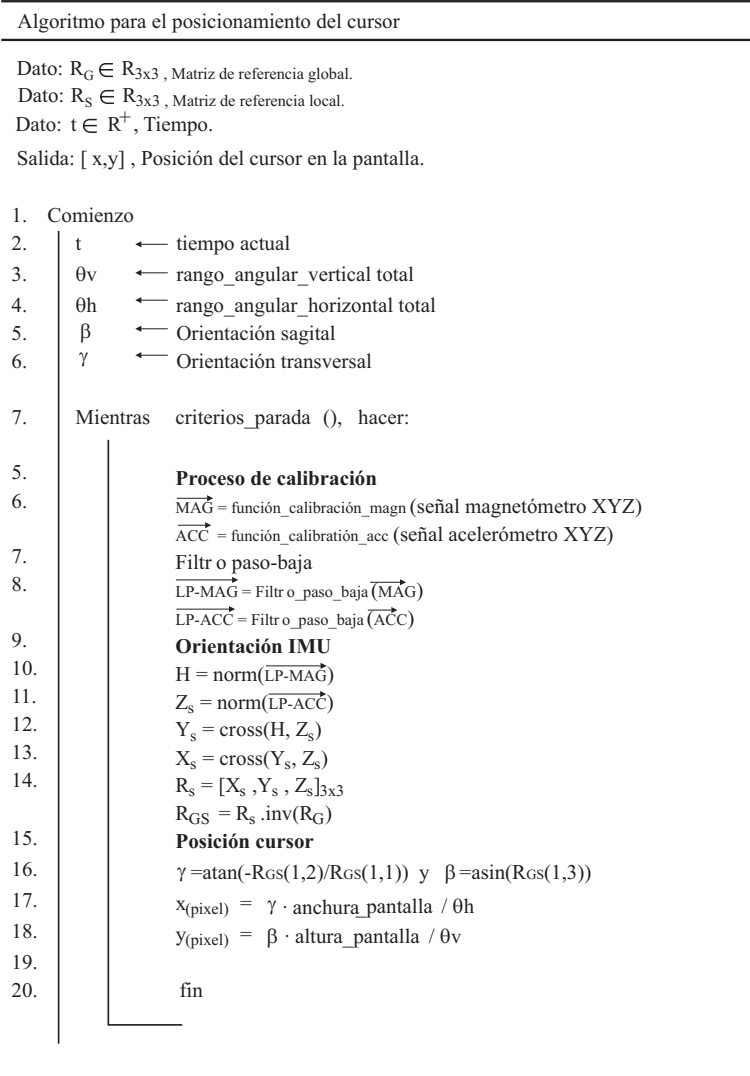


Figura 3.10: Pseudo-código del algoritmo para traducir la orientación angular del IMU a posiciones del cursor

Las señales digitales de la unidad inercial en el sistema de referencia del sensor son registradas durante un periodo de tiempo predeterminado en cada una de las posiciones. El proceso de calibración se realiza con una frecuencia de muestreo de 50Hz, durante 10 segundos por posición.

Seguidamente, de acuerdo al procedimiento propuesto por Ferraris et al., [148], las señales registradas se emplean para calcular: el desalineamiento entre los 9 sensores integrados en la IMU (acelerómetro 3D, giróscopo 3D y magnetómetro 3D) y la geometría de la caja que los incluye y los factores de escala de las señales.

La figura 3.10 muestra el pseudo-código de todo el proceso, desde el cálculo de la orientación de la IMU hasta el posicionamiento del cursor en la pantalla. La fase de calibración anteriormente descrita corresponde al bloque “Proceso de calibración”.

El algoritmo emplea el acelerómetro 3D como inclinómetro y el magnetómetro 3D como brújula. Las señales del acelerómetro representan aceleraciones causadas por el movimiento y por la gravedad. Para usar el acelerómetro como inclinómetro es necesario eliminar la aceleración debida al movimiento. Esta componente puede ser eliminada filtrando la aceleración con un filtro

paso-baja IIR (*Infinite Impulse Response*, de primer orden en el lazo *feedforward* y tercer orden en el lazo *feedback*). La separación es posible gracias a que la componente de aceleración debida al movimiento es de alta frecuencia, mientras que la componente de la gravedad es de baja frecuencia.

El filtro IIR ha sido calculado de acuerdo a la caracterización del movimiento de la cabeza de un sujeto sin discapacidad realizada por Gresty et al., [149], donde se define que la frecuencia fundamental de un movimiento voluntario de cabeza se encuentra alrededor de 2Hz. En este trabajo se expone una metodología que consiste en fijar un objetivo a un lado del sujeto y hacer que éste realice un movimiento con la cabeza para mirarlo, lo que se define como un movimiento voluntario. El filtro es especialmente útil para aplicaciones de procesamiento de señal en tiempo real. La componente gravitacional puede ser obtenida directamente al aplicar el filtro y es la que ofrece información del ángulo de inclinación respecto al eje gravitacional terrestre, [150].

$$Y(z) = \frac{0,1}{1 - 0,63z^{-1} - 0,18z^{-2} - 0,09z^{-3}} \quad (3.5)$$

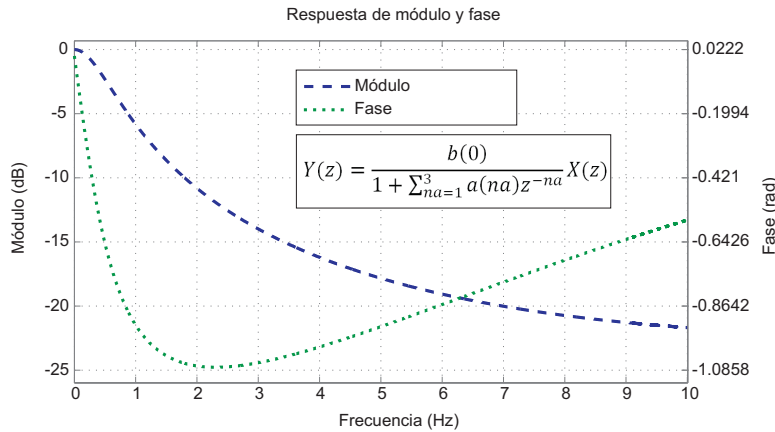


Figura 3.11: Respuesta de módulo y fase y función de transferencia del filtro IIR

Una vez que las salidas digitales han sido convertidas a señales en unidades físicas y el filtro IIR ha sido aplicado, la información sensorial es fusionada para calcular la orientación angular de la IMU. En primer lugar, usando las señales del magnetómetro 3D se crea un vector unitario llamado  $\vec{H}$  y usando las señales del acelerómetro 3D se crea un vector unitario llamado  $\vec{Z}$ . El producto vectorial de  $\vec{H}$  y  $\vec{Z}$  da como resultado un vector perpendicular a ambos que es llamado  $\vec{Y}$ . El producto vectorial de  $\vec{Y}$  y  $\vec{Z}$  da el vector  $\vec{X}$ . La matriz de orientación está formada por los vectores  $\vec{X}$ ,  $\vec{Y}$  y  $\vec{Z}$  que representan las coordenadas de orientación del sensor inercial ( $R_s = [\vec{X}_s \vec{Y}_s \vec{Z}_s]$ , ver gráfico 3.10, “Orientación IMU”).

El giróscopo 3D no es empleado para calcular la orientación angular. La velocidad angular es interesante para aplicaciones basadas en un control de tipo relativo. Como se justificará en el capítulo 4 de esta tesis doctoral, es más conveniente un control absoluto y no relativo. Esto es debido a que las personas con desórdenes motores graves objeto de este trabajo tienen dificultad para modular la velocidad de su movimiento (control relativo) y no tanto su control postural (control absoluto). No obstante, las señales del giróscopo son interesantes para la caracterización del movimiento patológico ya que ofrecen información de la velocidad angular y éste puede ser un parámetro descriptivo del movimiento involuntario y del voluntario. Este parámetro será analizado en el capítulo 4.

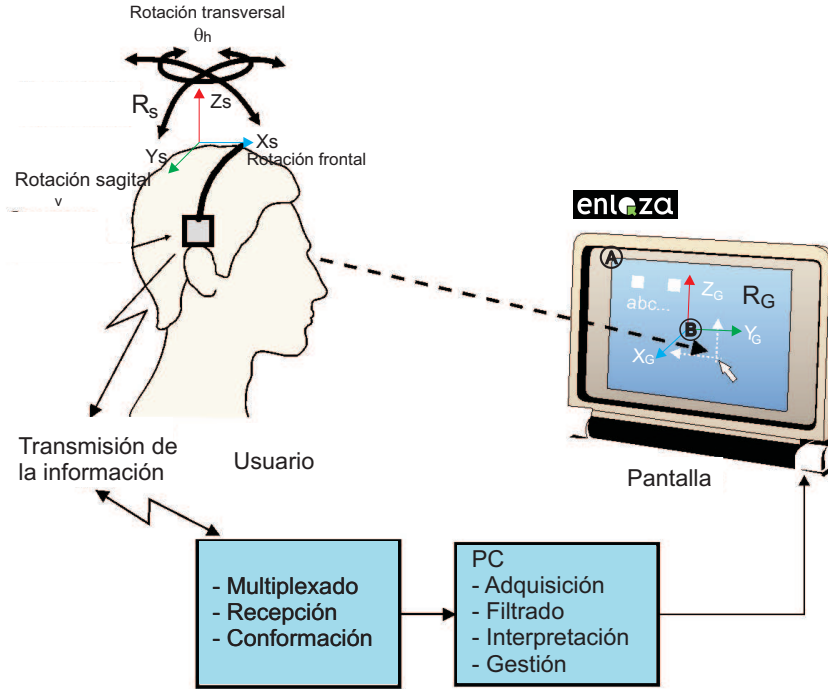


Figura 3.12: Funcionamiento de la interfaz inercial. El sistema de coordenadas del sensor  $R_S=[X_s Y_s Z_s]$  se referencia respecto al sistema global  $R_G=[X_G Y_G Z_G]$  para calcular los ángulos de rotación en cada instante. A través de los puntos de calibración  $A$  y  $B$  se obtienen los rangos angulares vertical y horizontal del usuario. El punto  $B$ , determina además el sistema de referencia  $R_G$ .

### 3.5.2. Correspondencia entre la orientación de la cabeza y posición del puntero

Las rotaciones transversal (alrededor del eje  $\vec{Z}_s$ ) y sagital (alrededor del eje  $\vec{Y}_s$ ) son las empleadas para localizar el puntero en la pantalla (figura 3.12). Estas rotaciones se hacen corresponder con los desplazamientos horizontal y vertical del puntero respectivamente. Al inicio, los rangos angulares (horizontal,  $\theta_h$  y vertical,  $\theta_v$ ) del movimiento de la cabeza se determinan mediante un procedimiento de calibración. La calibración consiste en orientar la cabeza hacia dos puntos de la pantalla (esquina superior izquierda ( $A$ ) y centro de la pantalla ( $B$ ), figura 3.12) y los rangos son automáticamente calculados. Los rangos angulares pueden ser también establecidos manualmente por el terapeuta.

Llamamos  $R_s$  a la matriz de coordenadas del sensor en cada tiempo de muestreo y  $R_G$  a la matriz de coordenadas de la posición de calibración, es decir, el sistema de referencia. Las rotaciones de la cabeza respecto al sistema de referencia pueden ser calculadas empleando una transformación de coordenadas y calculando los ángulos de Euler con el siguiente grupo de ecuaciones:

$$\begin{aligned}
 R_{GS} &= R_s \cdot (R_G)^{-1} \\
 \alpha &= \arctan(-R_{GS}(2,3)/R_{GS}(3,3)) \\
 \beta &= \arcsin(R_{GS}(1,3)) \\
 \gamma &= \arctan(-R_{GS}(1,2)/R_{GS}(1,1))
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

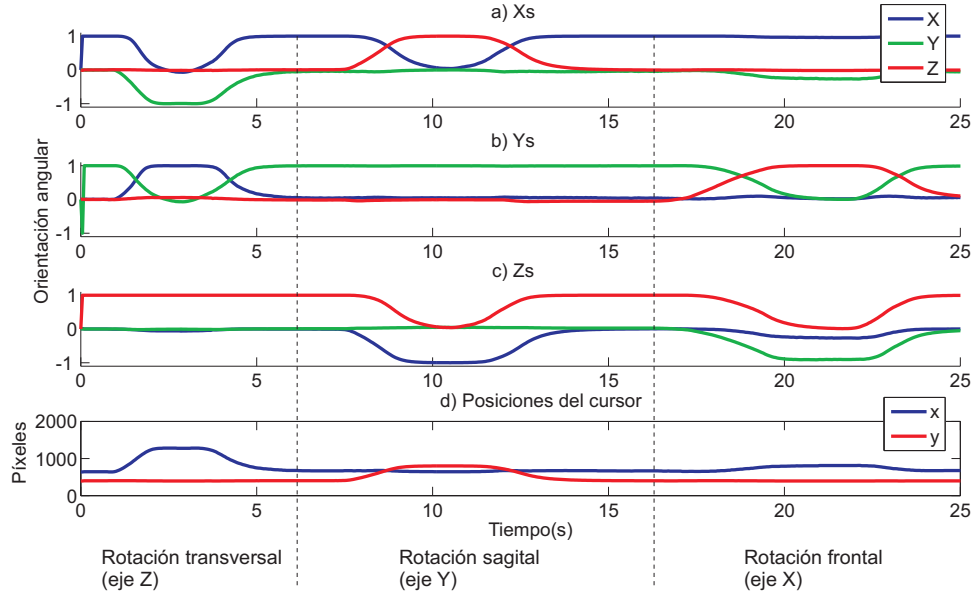


Figura 3.13: Orientación angular de la IMU y posiciones del cursor frente al tiempo. a,b,c) orientación angular de la IMU ( $X_s$   $Y_s$   $Z_s$  respectivamente) y d) posiciones horizontal y vertical del cursor

siendo  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  los ángulos de rotación frontal, sagital y transversal respectivamente.

Las coordenadas horizontal y vertical del puntero son llamadas  $x$  e  $y$  respectivamente (notar la distinción entre letra mayúscula para orientación y letra minúscula para indicar posicionamiento en la pantalla).

El posicionamiento del puntero se realiza de forma absoluta ya que una determinada orientación angular corresponde de forma unívoca a una posición del cursor en la pantalla. El proceso está basado en el eje  $\vec{X}_s$  porque este vector apunta en dirección a la pantalla, como un apuntador virtual situado en la frente del usuario (figura 3.12).

Las rotaciones transversal y sagital, expresadas en radianes han de ser transformadas a número de píxeles. Para ello, es necesario emplear la información obtenida durante la calibración. Llamamos  $\theta_h$  y  $\theta_v$  al rango angular transversal y sagital total respectivamente. La función de transferencia siguiente realiza la correspondencia entre radianes y píxeles:

$$\begin{aligned} x &= \gamma \text{ anchura pantalla} / \theta_h \\ y &= \beta \text{ altura pantalla} / \theta_v \end{aligned} \quad (3.7)$$

Esta parte del algoritmo corresponde al bloque “Posición cursor” mostrado en la figura 3.10. En este punto cabe señalar que mediante el posicionamiento absoluto, la precisión se mantiene constante. Otros métodos con posicionamiento relativo (empleando la velocidad angular de los giróscopos) mostraron aparición de derivas transcurrido cierto tiempo de experimento.

La figura 3.13 muestra la correspondencia entre orientación angular de la IMU y posición del puntero para las siguientes rotaciones: a)  $90^\circ$  alrededor de  $\vec{Z}_s$ , en  $t = 1s$ , b)  $90^\circ$  alrededor de  $\vec{Y}_s$  en  $t = 8s$  y c)  $90^\circ$  alrededor de  $\vec{X}_s$  en  $t = 17s$ . Las correspondientes posiciones del cursor se muestran en (d). Ambos rangos angulares fueron  $90^\circ$  y la resolución de la pantalla fue 1280 x 800 píxeles.

Consecuentemente, la rotación alrededor de  $\vec{Z}_s$  (transversal) conduce al puntero a moverse



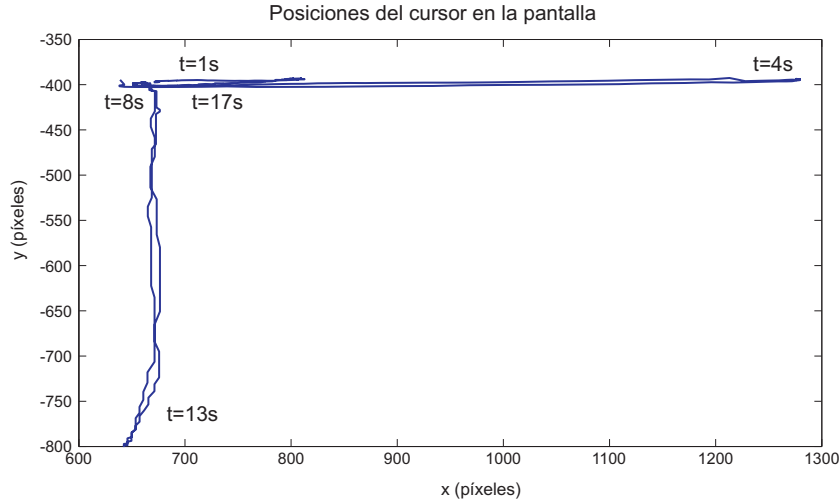


Figura 3.14: Posiciones del puntero en la pantalla

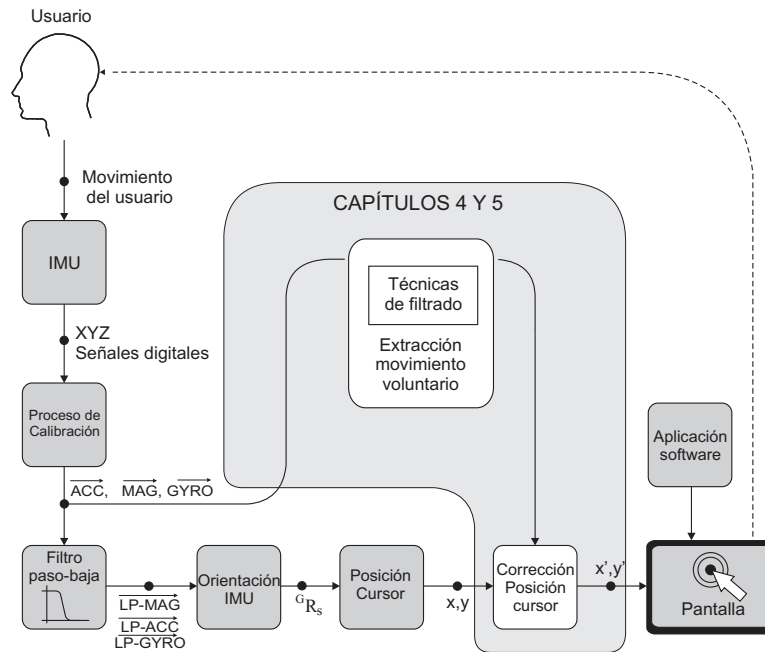


Figura 3.15: Diagrama de bloques general del interfaz inercial

horizontalmente, lo que puede apreciarse con la variación de la línea azul (desplazamiento horizontal), en la figura 3.13(d) y la línea de color rojo (desplazamiento vertical) permanece constante. De forma análoga, la rotación alrededor de  $\vec{Y}_s$  (sagital) conduce al puntero a moverse verticalmente (la línea de color azul en (d) no cambia). La rotación alrededor de  $\vec{X}_s$  (frontal) no causa ningún desplazamiento en el puntero (ambas líneas, roja y azul en (d) no cambian). La figura 3.14 muestra las posiciones del cursor en la pantalla correspondientes a estas rotaciones.

El procedimiento descrito se recoge en la figura 3.15, donde se incluye lo que se comentará en los capítulos 4 y 5, esto es, el filtrado del movimiento involuntario para la reducción de su efecto en el control del dispositivo.



		2D residual (píxel)	
		Media	Desviación estándar
Cámara 1		0.104	0.081
Cámara 2		0.112	0.088
Cámara 3		0.084	0.075
Cámara 4		0.146	0.123
Reconstrucción 3D (mm)			
		Media	Desviación estándar
Error	0.180		0.287

Tabla 3.9: Precisión del sistema fotogramétrico

### 3.5.3. Validación de la interfaz inercial

En esta sección se presenta en primer lugar la validación de la estimación de la orientación de la IMU con un sistema de referencia fotogramétrico. Seguidamente, se evalúa la usabilidad del dispositivo creado, aplicando la norma ISO 9241-Parte 9, que determina ciertos criterios técnicos para la validación de nuevas interfaces persona-máquina.

#### 3.5.3.1. Validación de la estimación de la orientación angular

Para determinar la precisión de la orientación estimada por la IMU, se llevaron a cabo una serie de experimentos en los que se comparó la precisión de la medida ofrecida por la unidad inercial y un sistema de referencia de mayor precisión. Se empleó para ello el sistema de fotogrametría BTS SMART-D (High Frequency Digital System for Biomechanical Motion Analysis). Este sistema de análisis consiste en un conjunto de cámaras de emisión-recepción IR que detectan una serie de marcadores pasivos reflectantes permitiendo la reconstrucción cinemática del movimiento. De acuerdo a las especificaciones del fabricante, el sistema puede alcanzar una precisión de 0.2mm en un volumen de 3mx2mx2m. La frecuencia de adquisición del sistema fotogramétrico fue 250Hz. Se emplearon cuatro cámaras infrarrojas en un volumen de 1.75mx1.30mx1.8m. Las cámaras fueron orientadas hacia una mesa donde los experimentos tuvieron lugar (ver figura 3.16), siendo ajustadas a las condiciones de iluminación de la sala. La calibración automática del sistema BTS ofreció la precisión que se muestra en la tabla 3.9.

Se emplearon tres marcadores pasivos sobre el sensor inercial para definir el triedo X, Y, Z (figura 3.16). El protocolo consistió en la realización de una serie de rotaciones de 90° alrededor de cada eje. La frecuencia de adquisición de las señales del IMU fue 50Hz. La evaluación de la precisión de la estimación de orientación angular fue llevada a cabo midiendo la deriva (*bias*) y la desviación estándar entre el sensor inercial y el sistema de fotogrametría. La deriva se define como el ángulo formado entre el eje estimado por el sensor inercial y el eje estimado por el sistema de fotogrametría. La desviación estándar de estos ángulos muestra el grado de repetitividad entre varias medidas.

Un ejemplo de la comparación entre ambos sistemas se muestra en la figura 3.17. La deriva y la desviación estándar han sido calculadas para los periodos estáticos y dinámicos y los resultados se muestran en la tabla 3.10. Con errores alrededor de un grado, si, por ejemplo, el rango angular horizontal es alrededor de 60° y la resolución de la pantalla es 1024 píxeles, el error obtenido es de aproximadamente 17 píxeles (1.66%).

Periodo	Deriva	Desviación estándar
Estático	1,08°	1,20°
Dinámico	1,34°	1,38°

Tabla 3.10: Evaluación de la estimación de la orientación de la IMU

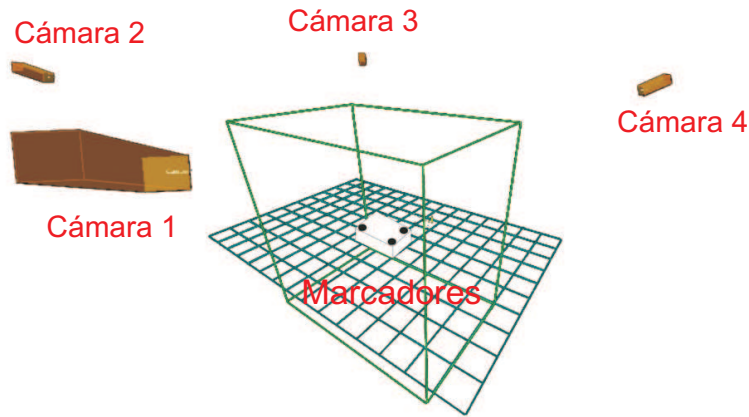


Figura 3.16: Configuración del sistema fotogramétrico

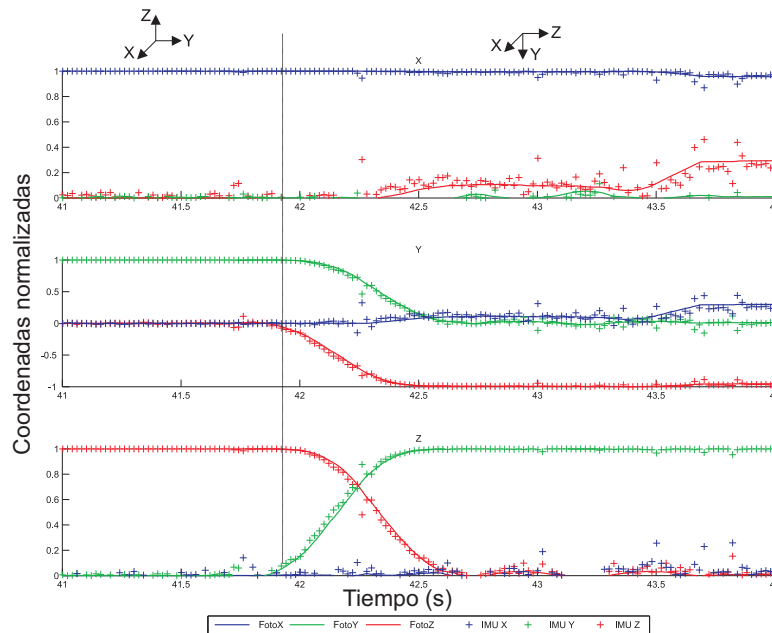


Figura 3.17: Las coordenadas  $\vec{X}$ ,  $\vec{Y}$ ,  $\vec{Z}$  de la orientación de la IMU frente al sistema fotogramétrico correspondiente a una rotación de 90° alrededor del eje  $\vec{X}$

### 3.5.3.2. Validación de la usabilidad de la interfaz inercial con personas sanas

La interfaz inercial fue probada por cinco personas sin discapacidad. La norma ISO 9241-9 establece un método estandarizado para la evaluación del rendimiento y confort para dispositivos de entrada al computador, [151]. La métrica se denomina “Throughput”, y se mide en bits por segundo (bits/s), lo que incluye tanto la velocidad como la precisión en el control del dispositivo.

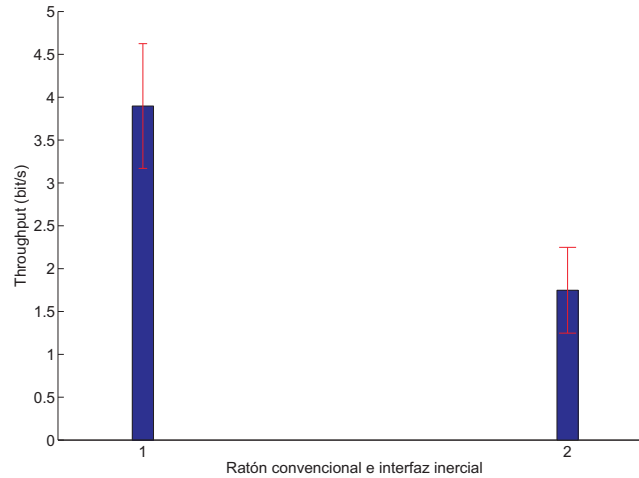


Figura 3.18: Media valores Throughput con desviaciones estándar. Izquierda: Ratón convencional. Derecha: Interfaz inercial

Este método evalúa la interfaz inercial comparándola con el ratón convencional. La ecuación para determinar el Throughput se basa en el índice o ley de Fitts. Concretamente,

$$Throughput = \frac{ID_e}{MT} \quad (3.8)$$

donde  $MT$  es el tiempo medio de movimiento, en segundos, para todos los experimentos bajo las mismas condiciones e,

$$ID_e = \log_2 D / (W_e + 1) \quad (3.9)$$

$ID_e$ , en bits, es calculado a partir de  $D$ , que es la distancia desde el origen al objetivo, y  $W_e$ , la anchura efectiva del objetivo, [152]. La ley de Fitts realiza un modelo del comportamiento psicomotor humano. Está basada en el teorema de Shannon, estableciendo una analogía entre un sistema de transmisión de datos en un sistema electrónico y el canal de comunicación humano. Esta ley defiende que es posible medir la dificultad motora del usuario en la realización de una determinada tarea, tal y como se mide la tasa de transmisión de datos en bits por segundo.

En los experimentos participaron cinco sujetos sin discapacidad de entre 25 y 30 años de edad. El test de rendimiento se limitó a alcanzar 16 objetivos circulares que aparecían secuencialmente en posiciones predefinidas de la pantalla. La anchura de cada objetivo fue de 40 píxeles. La frecuencia de muestreo de la interfaz inercial fue de 50Hz. La figura 3.18 muestra la media de los valores *throughput* junto con la desviación estándar para la interfaz inercial y para el ratón convencional. El valor obtenido fue de alrededor de 2bits/s. El parámetro *throughput* fue comparado con los valores presentes en la literatura para otros dispositivos apuntadores y se encontró en concordancia con ellos, [152, 153].

La tabla 3.11 presenta una comparación entre los valores *Throughput* encontrados en la literatura para interfaces similares a la propuesta y que son evaluadas con la ISO 9241, [153–156]. Zhang et al, [154], aseguran que es el primer trabajo publicado que realiza una evaluación de su interfaz, basada en seguimiento del iris (*ViewPoint*), empleando la métrica de la ISO 9241. La evaluación se realiza con sujetos sanos. Douglas et al., [155], realizan una evaluación

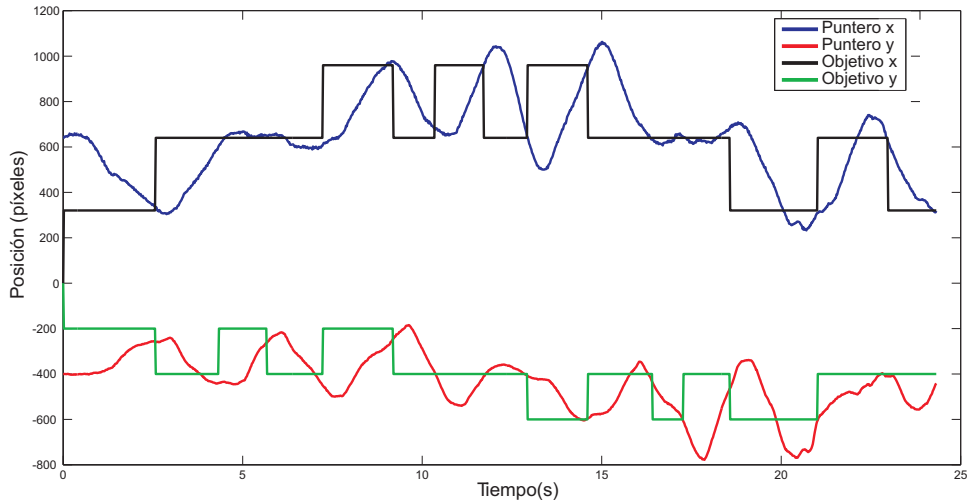


Figura 3.19: Trazado del cursor para seguir el objetivo en diferentes posiciones realizado por un usuario sin discapacidad

de dos dispositivos, un *joystick* y un *touchpad*. En la experimentación participaron personas sin discapacidad. McKenzie et al., [156], evaluaron dos dispositivos apuntadores con sujetos sanos. El primero de ellos recibe el nombre de *GyroPoint*. Puede funcionar como un ratón convencional, pero incluye un giróscopo para su funcionamiento en el aire, sin necesidad de estar apoyado sobre una superficie. El segundo es el llamado *RemotePoint*. Se trata de un *joystick* isométrico que incluye un transmisor infrarrojo para ser utilizado en el aire. Los autores afirman que el rendimiento empeora un 32% y 65% con los dispositivos alternativos respecto al ratón convencional. Music et al., [153], presentaron una interfaz inercial basada en los movimientos de cabeza y fue evaluada con sujetos sanos. En la tabla, el valor del ratón se da en un rango debido a las ligeras diferencias de resultados encontradas.

Dispositivo	Throughput (bits/s)
Ratón	3,7 – 4,5
Joystick, [155]	1,8
Touchpad, [155]	2,9
ViewPoint (eyetracker), [154]	2.3-3.7
GyroPoint (dispositivo basado en giróscopo), [156]	2.8
RemotePoint (joystick isométrico), [156]	1.4
HeadJostick, [153]	0.92-1.93

Tabla 3.11: Usabilidad de las interfaces alternativas de la literatura según la métrica *Throughput*

La figura 3.19 muestra las coordenadas del puntero y el objetivo frente al tiempo para un sujeto sin discapacidad. Esta figura muestra la evolución dinámica del puntero frente a las coordenadas del objetivo. En ella se observa que el usuario alcanza 15 objetivos en 30 segundos.

Estos resultados demuestran la viabilidad técnica y funcional de la interfaz inercial. A partir de este estudio, la interfaz podrá ser empleada como instrumento para el análisis y caracterización del movimiento y postura alterados de las personas con PC presentada en el próximo capítulo.

## 3.6. Conclusión

En el capítulo 2 de esta tesis doctoral se identificaron una serie de necesidades de las personas con parálisis cerebral en su interacción con el vehículo PALMIBER. Efectivamente, las limitaciones motoras reducen su capacidad voluntaria de control, limitando su acceso a los dispositivos de apoyo de tipo general, como una silla de ruedas o el computador. Como respuesta a esta necesidad, se propone el diseño de una interfaz alternativa que facilite la interacción entre la persona y los productos generales de apoyo, siguiendo el modelo de interacción convergente expuesto en el capítulo 1. Concretamente, el diseño de la interfaz se centra en la interacción entre la persona y el computador al considerar que éste puede ser el elemento de control para cualquier otro dispositivo de apoyo. Además, la colaboración entre la persona con PC y el computador constituye un eficaz apoyo en actividades educativas y de interacción social, y con menor relevancia, aún en las rehabilitadoras.

En el presente capítulo se ha presentado una revisión de las interfaces persona - computador alternativas haciendo especial énfasis en aquellas específicamente diseñadas para personas con parálisis cerebral. Numerosas interfaces que emplean otras tecnologías, como la de visión (para el seguimiento del iris o de la cara), están muy extendidas y tienen resultados satisfactorios. Sin embargo, según algunos autores, no son aptas para aquellas personas que sufren alteraciones de movimiento y de la postura.

La interfaz que se ha desarrollado y presentado se basa en la tecnología inercial. Esta tecnología permite el análisis del movimiento del usuario ofreciendo parámetros cinemáticos de posición/orientación, velocidad y aceleración entre otros. La razón para seleccionar esta tecnología radica en el hecho de que la población objetivo tiene desórdenes de postura y movimiento y, por tanto, resulta apta para el objetivo previo a la creación de la interfaz, que es identificar y caracterizar tales alteraciones. Con la información de dicha caracterización se realizarán las estrategias de filtrado necesarias para reducir su efecto en el control.

La interfaz inercial ENLAZA, por sus posibilidades de análisis del movimiento y por poder operar de una forma más precisa sobre movimientos controlados, por pequeños que estos sean, incrementa las posibilidades de interacción de la persona con el computador, frente a las interfaces convencionales. Una calibración de los parámetros de control ajustados a la capacidad específica del usuario (postura, rango de movimiento y velocidad) permitirá apoyarle en la medida de lo necesario.

En resumen, las carencias principales identificadas en la revisión bibliográfica de interfaces persona-computador para personas con PC han sido:

- Descripción insuficiente del perfil de los usuarios, lo que dificulta la generalización y repetitividad de los resultados obtenidos.
- Las interfaces no tienen en cuenta las características particulares de los usuarios.
- Como consecuencia, la usabilidad de las interfaces decrece drásticamente con usuarios con discapacidad motora severa.

El trabajo presentado en este capítulo trata de responder a estas carencias con las siguientes aportaciones:

- Estudio de la viabilidad de la tecnología inercial para la medida del movimiento del cuerpo humano.

- Creación de una interfaz que permita medir y caracterizar las alteraciones de postura y movimiento.
- Validación técnica y funcional de la interfaz inercial como dispositivo de entrada al computador mediante la experimentación con sujetos sanos.

En el siguiente capítulo se presenta la caracterización de los patrones de postura y movimiento alterados consecuentes de la parálisis cerebral para una serie de perfiles que se han considerados representativos. Para llevar a cabo esta tarea se utiliza como instrumento de medida la interfaz inercial presentada en este capítulo. Esta caracterización será necesaria para el diseño de las estrategias de filtrado que faciliten el control, mejorando así la interacción entre la persona y el computador.

## Caracterización de los patrones de movimiento y de postura cervical

El objetivo de este capítulo es emplear la interfaz inercial ENLAZA presentada en el capítulo 3 para caracterizar los desórdenes motores cervicales en personas con PC. Los parámetros cinemáticos extraídos del estudio presentado serán usados para el diseño de un canal de comunicación alternativo que se adapte a las capacidades y limitaciones de la población objetivo. En este análisis participaron cuatro personas con PC (nivel V, clasificación GMFCS) y tres sujetos sin discapacidad como grupo de control. Las métricas empleadas se dividieron en tres dominios:

1. Dominio del tiempo
2. Dominio de la frecuencia
3. Dominio espacial

Los resultados muestran que la interfaz inercial cumple los requerimientos para la evaluación del movimiento patológico en estos tres dominios. En primer lugar, el dispositivo diferencia patrones de movimiento voluntario e involuntario en términos de control motor, frecuencia y rango de movimiento; igualmente pone de manifiesto que desórdenes motores, tales como hipotonía e hipertonía, pueden ser identificados y cuantificados.

### 4.1. Desorden motor cervical en PC

El diseño de una interfaz persona-máquina para personas con PC plantea la necesidad de una evaluación de las características y necesidades de los usuarios. Los resultados de este análisis ofrecerán información esencial para la implementación de algoritmos y estrategias de facilitación del control voluntario. Por ello, es necesario identificar las limitaciones motoras de los usuarios potenciales del dispositivo inercial.

En el capítulo 1 se realizó una revisión de los distintos criterios para clasificar la parálisis cerebral comentando las alteraciones neuromotoras desde un punto de vista general. En este capítulo profundizaremos en el conocimiento de los desórdenes motores asociados al control cervical puesto que la interfaz inercial ha sido diseñada para la generación de comandos de control

principalmente a través de los movimientos de cabeza. La selección de este órgano se debe a que, en la mayoría de los casos, es el miembro del cuerpo con mayor capacidad de control. Gresty et al., [149], definen las alteraciones características que son comentadas a continuación:

*Temblor.* Se define como un movimiento activo, completamente involuntario que provoca una oscilación repetitiva. Es un movimiento de frecuencia generalmente superior a la de los movimientos voluntarios, que está centrada en la mayoría de los casos en torno a 4Hz, pero que puede tener picos transitorios desde 2.5 hasta 6Hz.

*Atetosis.* Movimientos lentos, generalmente de torsión, que se asemejan a movimientos voluntarios en su frecuencia (alrededor de 1Hz). Sin embargo, si bien en el movimiento voluntario existe una temporización óptima de la velocidad y amplitud, no ocurre así en el movimiento atetósico y coreico.

*Corea.* Movimiento activo, único, arrítmico, más o menos brusco y completamente involuntario que se asemeja en cierta forma a un movimiento voluntario pero que es aleatorio e inapropiado. Su frecuencia es similar a la de un movimiento voluntario. Son generalmente movimientos aislados, pero que pueden aparecer unos sobre otros y simular una atetosis, por lo que se dice que el paciente sufre una coreoatetosis.

*Mioclonía.* Contracciones musculares que pueden ser repentinas o rítmicas, que en el caso de los movimientos cervicales, resultan muy similares a aquellos clasificados como temblor, teniendo una frecuencia de alrededor de 4Hz. Ocasionalmente aparecen como respuesta a un evento externo o cuando la persona trata de realizar un movimiento.

*Caída cervical.* Es un movimiento pasivo e involuntario caracterizado por oscilaciones transitorias que decaen exponencialmente y que ocurren al final de un movimiento activo o cuando la postura de la cabeza se altera debido al movimiento del resto del cuerpo. Si bien la caída cervical puede darse en el plano horizontal y vertical, tiene mayor incidencia en el plano vertical, debido al efecto de la gravedad. Esta alteración está típicamente asociada al bajo tono muscular (hipotonía). Al final de un movimiento voluntario, la cabeza tiende a moverse de un lado a otro a una frecuencia alrededor de 2Hz. Adicionalmente, antes de que la persona pueda retomar el control voluntario, ocurren varios ciclos de oscilación. Es interesante matizar que esta alteración puede distinguirse claramente del movimiento hipertónico (por ejemplo del temblor) de frecuencia superior (alrededor de 4Hz).

Este tipo de clasificaciones corresponde generalmente a un estudio basado en la observación, es decir, a un análisis cualitativo de las alteraciones motoras. Una muestra de ello es que uno de los instrumentos más empleados internacionalmente para el diagnóstico y clasificación de una persona con PC sea el sistema GMFCS, comentado en el capítulo 1, que insta a los profesionales clínicos a dar un diagnóstico con base en una serie de parámetros funcionales observables. Esto concuerda con las directrices de la OMS (en su clasificación CIF), que trata de sensibilizar a los profesionales de la importancia de evaluar las consecuencias funcionales ante los diferentes estados de salud. Sin embargo, tal evaluación subjetiva podría y debería complementarse con una instrumentación de medida de cuantificación objetiva. Esto daría lugar a un diagnóstico más fiable y lo que es más importante, a evaluar objetivamente el progreso ante una terapia determinada.



Un promotor enfoque es la distinción entre patrones normales y anormales de movimiento. Este método parece tener una alta sensibilidad y especificidad para el diagnóstico de la parálisis cerebral, [157,158]. La medida del movimiento y postura humanos es una de las áreas más activas en bioingeniería y rehabilitación. Ha atraído un gran interés debido a su aplicación en entornos clínicos, tales como el diagnóstico de patologías posturales y de movimiento o la evaluación de la eficacia del tratamiento y comparación de diferentes protocolos terapéuticos. Las medidas cinemáticas pueden ser realizadas con sistemas ópticos como fotogramétricos o análisis por video. Estos sistemas, aunque muy precisos, presentan algunas desventajas, como su coste, visibilidad de marcadores, reducida portabilidad y elevado tiempo de puesta a punto y configuración.

En este sentido, los sensores de tipo inercial representan un gran avance en estudios biomecánicos dentro del campo médico, donde existe la necesidad de emplear sistemas ligeros y ambulatorios para la medida cinemática de los segmentos corporales. Como consecuencia, los sensores inerciales están comenzando a emplearse en estudios del movimiento de personas con PC, tales como la evaluación clínica de la espasticidad, [159], la cuantificación del equilibrio en bipedestación, [160], y la evaluación clínica del movimiento patológico, [161].

## 4.2. Metodología para el análisis del movimiento patológico

### 4.2.1. Configuración del sistema de medida

El equipo de medida empleado será la interfaz ENLAZA presentada y validada en el capítulo 3. Al inicio de cada prueba es necesario realizar una calibración para determinar la posición del usuario respecto a la pantalla y el rango de movimiento. Las rotaciones en el plano transversal y en el plano sagital son transformadas a desplazamientos horizontal y vertical en la pantalla respectivamente. La rotación frontal no produce ningún efecto. El sistema de adquisición tiene una tasa de muestreo de 50Hz.

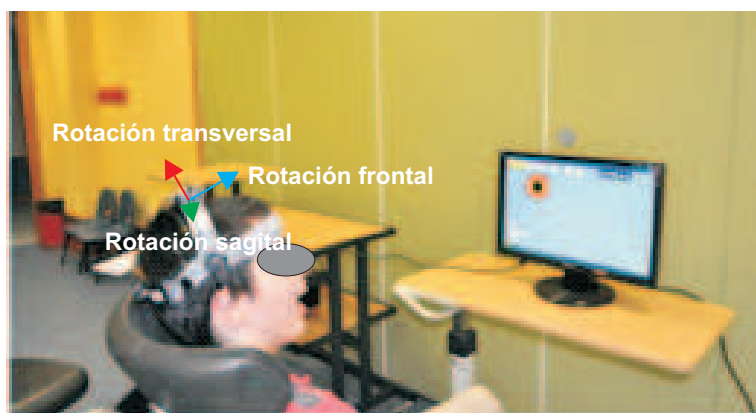


Figura 4.1: Fotografía de las pruebas realizadas en ASPACE Cantabria para la caracterización del movimiento y la postura de las personas con PC

### 4.2.2. Grupos de sujetos

Cuatro personas con PC fueron seleccionadas para participar en la experimentación. La tabla 4.1 recoge las alteraciones motoras de cada uno de ellos. Su media de edad fue 29 años (rango

26-35). Ninguno de ellos puede controlar las interfaces persona-computador convencionales como ratón o teclado. Uno de ellos (CP1) puede utilizar un sistema de seguimiento del iris, lo que le resulta útil para comunicarse a través del computador. El resto de usuarios no puede acceder a este dispositivo alternativo debido a sus movimientos involuntarios.

Por otra parte, como grupo de control se seleccionó a tres sujetos sin discapacidad con una media de edad de 29 años (rango 27-32). Tal grupo determinará los patrones de movimiento y postura voluntarios.

Usuario	Alteración motora		
	Tono cervical	Tono general	Movimientos asociados
CP1	Hipertonía extensora	Hipertonía extensora	Atetosis
CP2	Distonía	Distonía	Balísticos
CP3	Hipotonía	Hipotonía	No
CP4	Hipotonía	Distonía	Distonía

Tabla 4.1: Características de los sujetos con PC

### 4.2.3. Definición de la tarea

La prueba consistió en el seguimiento de un objetivo en la pantalla del computador. El ejercicio requirió mover con la cabeza el puntero hacia el objetivo, que cambiaba de posición de forma secuencial una vez alcanzado, hasta un total de 15 veces (figura 4.2). La distancia horizontal entre dos objetivos consecutivos supone un 20% de anchura la pantalla. La distancia vertical entre dos objetivos consecutivos supone un 30% de altura la pantalla. La experimentación consistió en la realización de 5 sesiones de 20 minutos de duración cada una. Los datos cinemáticos fueron registrados durante la experimentación para su procesamiento posterior.

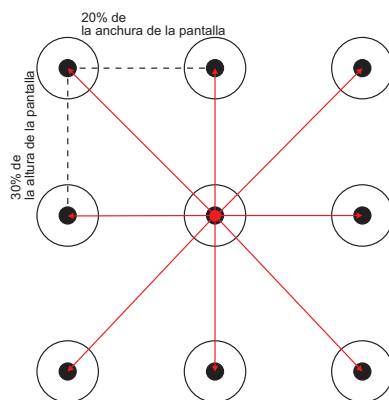


Figura 4.2: Posiciones del objetivo en la pantalla del computador siguiendo un orden secuencial

La tarea de alcanzar un objetivo en la pantalla es interesante para nuestro propósito porque proporciona una descripción estadística de los movimientos involuntarios ocurridos durante un ejercicio de actividad voluntaria. La experimentación con usuarios con PC tuvo lugar en AS-PACE Cantabria. La experimentación con sujetos sin discapacidad tuvo lugar en el laboratorio del Grupo de Bioingeniería del CSIC. La configuración y parametrización del dispositivo fue realizada en parte en el VUMC (Vrije Universiteit Medisch Centrum, Amsterdam, Holanda).

#### 4.2.4. Selección de la métrica

##### 1. Análisis en el dominio del tiempo.

Los desórdenes motores pueden ser evidenciados por variaciones inadecuadas del tono muscular que producen pérdidas de coordinación y control. La medida en la suavidad (“*smoothness*”) del movimiento se ha empleado para cuantificar el rendimiento motor tanto en sujetos sanos, [162], como en personas con discapacidad (p.e. accidente cerebrovascular, [163]). Una métrica generalizada para ello es la tasa de variación de la aceleración del movimiento (“*jerk*”, [164]).

La ley de Fitts es una métrica completa, ya que modela el comportamiento psicomotor humano y está específicamente descrita para ejercicios de alcance de objetivos y medida de la usabilidad de una interfaz persona-computador. Según la ley de Fitts, el comportamiento psicomotor humano se asemeja a un canal de comunicación de datos electrónico. Una señal se transmite a través de un medio no ideal siendo perturbado con ruido. El efecto de este ruido es la reducción de la capacidad de información que fluye a través del canal. Tomando esta analogía podemos afirmar que la deficiencia motora dificulta la transmisión correcta de la información deseada (movimiento voluntario) que fluye a través del canal, debido a la superposición de ruido indeseado (movimiento involuntario).

Basadas en la ley de Fitts, existen diversas versiones para explicar el comportamiento motor. Una de ellas es el “modelo de corrección iterativa” que establece que la totalidad del movimiento de alcance está compuesto de una serie de “submovimientos discretos” que acercan el cursor al objetivo y que responden a la realimentación visual-motora que informa de que el objetivo aún no ha sido alcanzado, [165]. Otra explicación es el “modelo de impulso”, [166], que atribuye casi la totalidad del movimiento a un impulso inicial de los músculos. Una explicación más completa es el “Modelo de impulso inicial óptimo”, presentado por Meyer et. al., [167]. Se trata de un modelo híbrido entre los dos anteriores y sugiere que el proceso modelado por la ley de Fitts es como sigue: “un movimiento inicial es ejecutado hacia el objetivo. Si el objetivo es alcanzado, la tarea ha sido completada; si no, un nuevo movimiento es necesario, proceso iterativo que continúa hasta que el objetivo es alcanzado”.

Por tanto, el movimiento ideal sería un trayectoria rápida y directa al objetivo. Sin embargo, en la práctica, la precisión espacial de los movimientos puede ser baja. Según Rosenbaum, [168], y Meyer, [167], la desviación estándar ( $S$ ) del punto final de cualquier movimiento incrementa con la distancia ( $D$ ) que cubre el movimiento y decrementa con su duración ( $T$ ):

$$S = k\left(\frac{D}{T}\right) \quad (4.1)$$

donde  $k$  es una constante. Por tanto, un movimiento de larga distancia y corta duración daría una alta desviación estándar y, como consecuencia, una baja probabilidad de alcanzar el objetivo. A la inversa, un movimiento de larga duración y corta distancia podrá alcanzar el objetivo de forma precisa, pero el movimiento completo sería demasiado lento. Esto significa que el movimiento más equilibrado consistiría en un desplazamiento inicial amplio y rápido seguido de uno o más movimientos más lentos y cortos para corregir la trayectoria inicial en la región cercana al objetivo. Esto daría lugar a la gráfica ideal mostrada en la figura 4.3.

Con el fin de cuantificar la correlación entre el modelo de Fitts y el control psicomotor

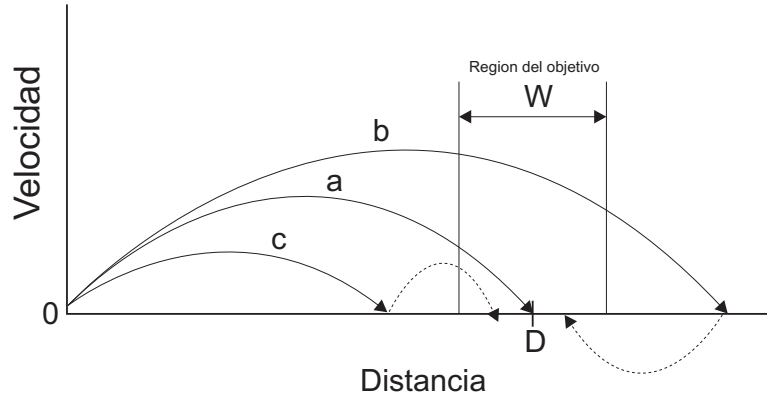


Figura 4.3: Modelo de impulso inicial óptimo (Meyer et al., 1988). Posible secuencia de “submovimientos” hacia el objetivo. a) Caso en el que con un simple movimiento se alcanza el objetivo, b y c) un movimiento inicial seguido de “submovimientos” de corrección

voluntario e involuntario, se calculará el coeficiente  $R^2$  (*R-squared*), una medida estadística que cuantifica la variabilidad de un conjunto de datos respecto a un determinado modelo.

## 2. Análisis en el dominio de la frecuencia.

Un análisis en el dominio de la frecuencia es necesario porque las alteraciones motoras pueden variar en tiempo y frecuencia. Para nuestro análisis calculamos la transformada rápida de Fourier (FFT) y el espectrograma (PSD) de la velocidad angular del movimiento en los tres ejes de rotación. Los componentes que se calculan a partir de este análisis son: 1) frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral y 2) frecuencia que contiene el 75 % de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral. Cabe señalar que se introdujo un filtro paso-baja con una frecuencia de corte igual a 10Hz para reducir la influencia de ruido eléctrico.

## 3. Análisis en el dominio espacial

Los movimientos y posturas anormales pueden ser identificados midiendo la orientación predominante o el rango de movimiento. De hecho, existen movimientos alterados de la misma frecuencia que los voluntarios, pero con un rango inadecuado (torsión en movimientos atetoides por ejemplo).

Los movimientos cervicales son clínicamente descritos como rotaciones alrededor de tres ejes ortogonales que pueden ser definidos matemáticamente a través de la formulación de Euler, es decir, ángulo de rotación en el plano frontal ( $\alpha$ ), rotación en el plano sagital ( $\beta$ ) y rotación en el plano transversal ( $\gamma$ ). Definiendo  $R_G$  como la orientación de la cabeza respecto al sistema global de referencia (orientación en posición de calibración) y  $R_s$  como la orientación de la cabeza en el momento actual, los ángulos pueden ser definidos como:

$$\begin{aligned} R_{GS} &= R_s \cdot (R_G)^{-1} \\ \alpha &= \arctan(-R_{GS}(2,3)/R_{GS}(3,3)) \\ \beta &= \arcsin(R_{GS}(1,3)) \\ \gamma &= \arctan(-R_{GS}(1,2)/R_{GS}(1,1)) \end{aligned} \quad (4.2)$$

El rango de movimiento (ROM) puede ser definido como la diferencia entre el valor máximo y mínimo de los valores de  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$ . Las variaciones de  $\beta$  y  $\gamma$  producen desplazamientos en la pantalla. El ángulo  $\alpha$ , por su parte, no tiene efecto de control. La razón entre el ROM

medido durante la tarea y el rango definido en calibración (que delimita la magnitud de la rotación necesaria para llegar de un extremo a otro de la pantalla) ofrece información relevante acerca de la capacidad de control. Si dicha razón tiene un valor menor que la unidad, implica que la cabeza se ha mantenido dentro de los límites establecidos en calibración; en caso contrario, el ROM ha excedido los límites. El ángulo  $\alpha$  se ofrece en valor absoluto puesto que no tiene asociado ningún rango de calibración, dando información de la inclinación lateral de la cabeza. Para analizar el ROM predominante de cada sujeto, se calculará el mayor rango de movimiento en los tres ejes de rotación para cada una de las 15 tareas de alcance en cada una de las sesiones realizadas. Finalmente se calcula su media y desviación típica.

### 4.3. Resultados

#### 4.3.1. Sujetos sanos (HS1, HS2, HS3)

La figura 4.4 ilustra las coordenadas horizontal ( $x$ ) y vertical ( $y$ ) del puntero y el objetivo respecto al tiempo para un sujeto sin discapacidad motora y por tanto con completo control motor voluntario.

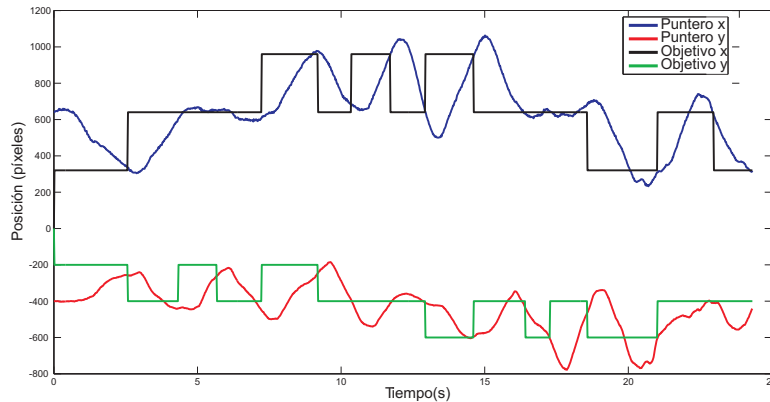


Figura 4.4: Posiciones del puntero y objetivo respecto al tiempo en coordenadas  $x$  e  $y$  para sujeto sano

Para evaluar el comportamiento psicomotor voluntario empleamos la ley de Fitts y el modelo de Meyer et al. La figura 4.5 muestra gráficamente la correlación entre el modelo de control dado por la ley y el control del usuario. La correlación entre el modelo de Fitts y el comportamiento psicomotor voluntario para la tarea propuesta viene dada por el coeficiente  $R^2$  cuyo valor es de un 83 %, lo que indica una alta correlación para sujetos sin discapacidad. La tabla 4.2 recoge la correlación para cada uno de los grupos de sujetos.

Como se muestra en la gráfica, el comportamiento natural para realizar un ejercicio de alcance puede ser modelado como: 1) un movimiento inicial que rápidamente cubre una distancia y 2) un movimiento más lento para incrementar la precisión al acercarse al objetivo. Esta ley de control voluntario defiende que existe una relación logarítmica entre la amplitud del movimiento y el tiempo transcurrido con el fin de mantener un compromiso entre velocidad y precisión. El alcance puede estar compuesto de varios “submovimientos” que pueden incrementarse en la región cercana al objetivo y que son ejecutados con menor velocidad para corregir la trayectoria.

El análisis en el dominio de la frecuencia mostró una componente predominante de baja

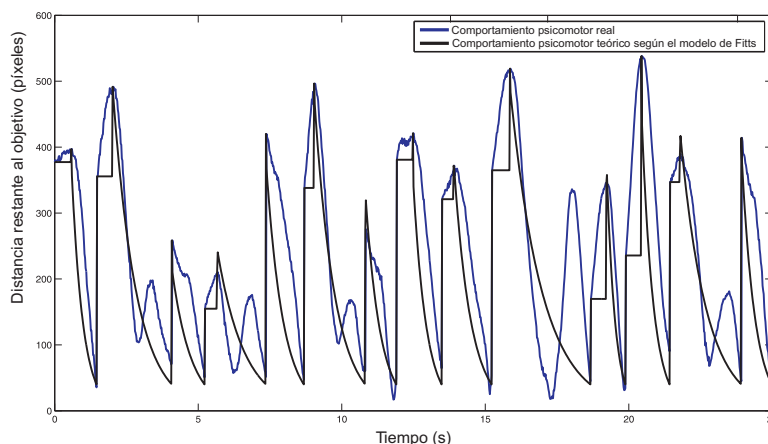


Figura 4.5: Correlación entre el modelo de la ley de Fitts y el control humano real (Sujeto sano)

frecuencia para todos los usuarios sin discapacidad. Concretamente la frecuencia a la máxima densidad espectral fue alrededor de 0.3Hz, lo que fue establecida como la frecuencia de control voluntario para la tarea realizada (ver tabla 4.3 para una completa información). La frecuencia a la que la densidad espectral supera el 75 % de la densidad espectral total estuvo comprendida entre 1.5 y 3.5Hz con una media de 2Hz. Este resultado se encuentra en concordancia con la literatura, [149], donde se afirma que ésta es la frecuencia natural de resonancia para los movimientos de la cabeza. El espectrograma (figura 4.6) representa la densidad espectral con respecto al tiempo. Los tonos de negro y rojo son empleados para la máxima energía espectral, el amarillo para energía media y los tonos verde y azul para la mínima. El análisis del espectrograma muestra una distribución homogénea a lo largo del experimento.

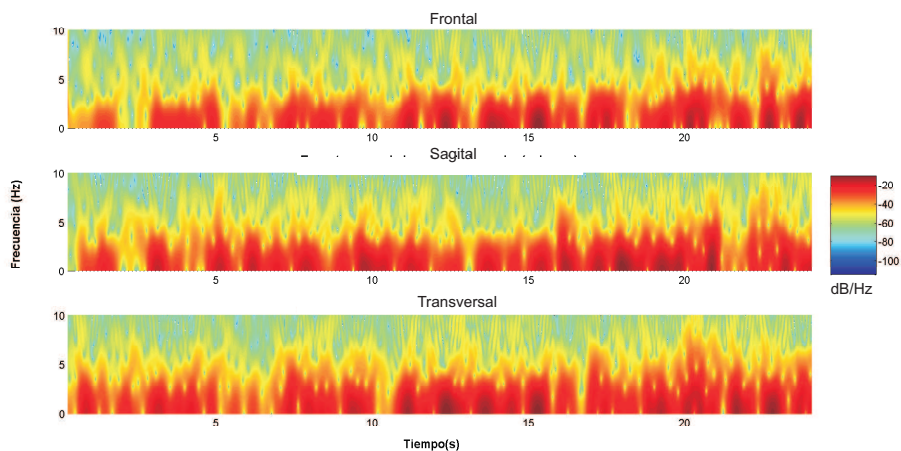


Figura 4.6: Espectrograma de la velocidad angular (Sujeto sano)

El análisis espacial ofrece datos que tienen significación en lo que respecta a patrones posturales adecuados, ya que la razón entre el ROM y el rango total de la pantalla se mantiene menor que 1, lo que implica que el usuario tiene capacidad de control y coordinación espacial para mantener el puntero dentro del área de trabajo (ver Tabla 4.4). Si para alcanzar un objetivo en horizontal es necesario realizar una rotación transversal igual al 20 % del rango horizontal total, la media para los sujetos sin discapacidad fue del 30 %. De forma análoga, si para alcanzar un objetivo en vertical es necesario realizar una rotación sagital igual al 30 % del rango vertical

total, la media para los sujetos sin discapacidad fue del 37%. Ambas medidas demuestran la existencia de una coordinación motora que hace ajustar los rangos de movimiento a los rangos necesarios para ejecutar la tarea.

La media de la rotación en el plano frontal de la cabeza (ángulo  $\alpha$ ) fue alrededor de 5 grados respecto a la rotación frontal de calibración, lo que implica que el usuario tiene la capacidad para mantener la cabeza en una posición estable durante la prueba. Los resultados gráficos son mostrados en la figura 4.7. Puede apreciarse cómo el movimiento angular es equilibrado tanto en sentido horario como antihorario, lo que implica un adecuado control postural para la ejecución de la tarea.

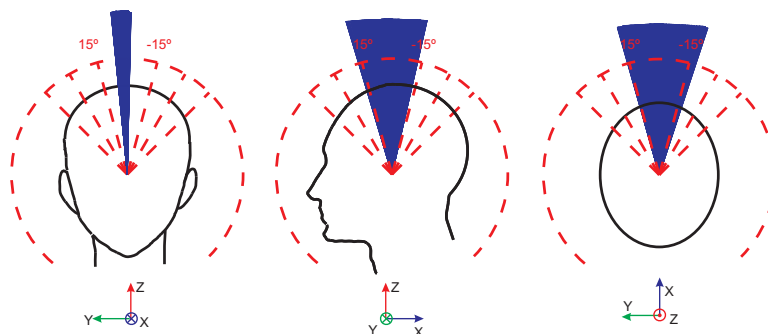


Figura 4.7: Rango de movimiento para rotación frontal, sagital y transversal (Sujeto sin discapacidad)

### 4.3.2. Sujetos con parálisis cerebral (CP1, CP2, CP3, CP4)

#### 4.3.2.1. Sujeto CP1

La figura 4.8 ilustra las coordenadas del puntero y objetivo frente al tiempo para la tarea ejecutada por CP1. Los movimientos voluntarios son evidenciados porque el puntero sigue los movimientos del objetivo, lo que demuestra que existe un movimiento de frecuencia voluntaria (alrededor de 0.3Hz). Sin embargo, puede también observarse que las alteraciones motoras dificultan la realización de la tarea.

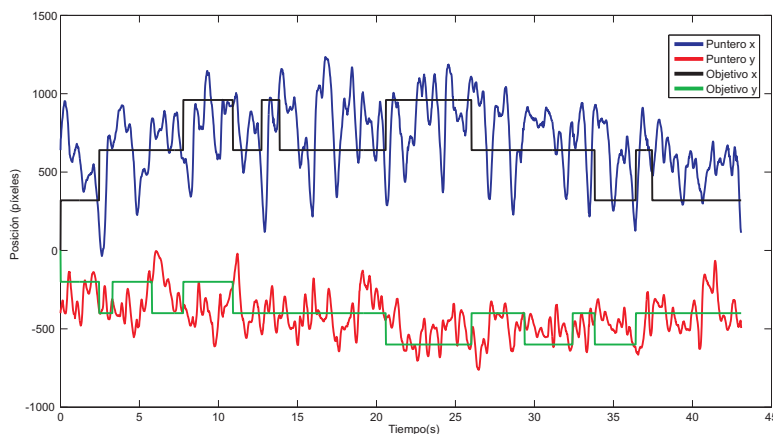


Figura 4.8: Posiciones del puntero y objetivo respecto al tiempo (Sujeto CP1)

En este caso el tono cervical ha sido clasificado como hipertonía extensora con movimientos



atetósicos asociados, lo que puede apreciarse por un excesivo tono muscular que es más pronunciado en los músculos extensores que en los flexores. La figura 4.8 muestra fluctuaciones repetitivas. El análisis del comportamiento psicomotor mostró que la modulación voluntaria de la velocidad del movimiento aparece combinada con aceleraciones rápidas que modifican la ley de control voluntaria. Como resultado, el número de submovimientos es mayor que para el caso de sujetos sin discapacidad, especialmente en la región cercana al objetivo, lo que implica una dificultad para el control preciso del movimiento. El coeficiente  $R^2$  fue de 32 % para CP1 (tabla 4.2).

De acuerdo al análisis en el dominio de la frecuencia, las fluctuaciones son el resultado de un movimiento combinado que tiene una frecuencia alrededor de 1Hz, causado por lo que hemos definido anteriormente como movimientos atetoides. Estas alteraciones no son detectadas durante el reposo sino ante la ejecución de una actividad, en este caso el alcance del objetivo en la pantalla.

Combinados con estos movimientos se presentan otros de tipo irregular evidenciados en el espectrograma (figura 4.9) de forma intermitente, decrementando su intensidad a medida que crece la frecuencia pudiéndose alcanzar valores de hasta 5Hz en algunos casos, aunque el 75 % de la densidad espectral se encuentra alrededor de 3Hz (Tabla 4.3). Estos resultados son concordantes con la literatura, [169]. Por tanto, la frecuencia para un individuo con movimientos atetósicos puede variar en un amplio rango (0.4-5Hz). Este resultado difiere por ejemplo del temblor parkinsoniano donde la frecuencia del movimiento patológico es constante para un mismo paciente pudiendo variar en un amplio rango (3-7Hz), [170].

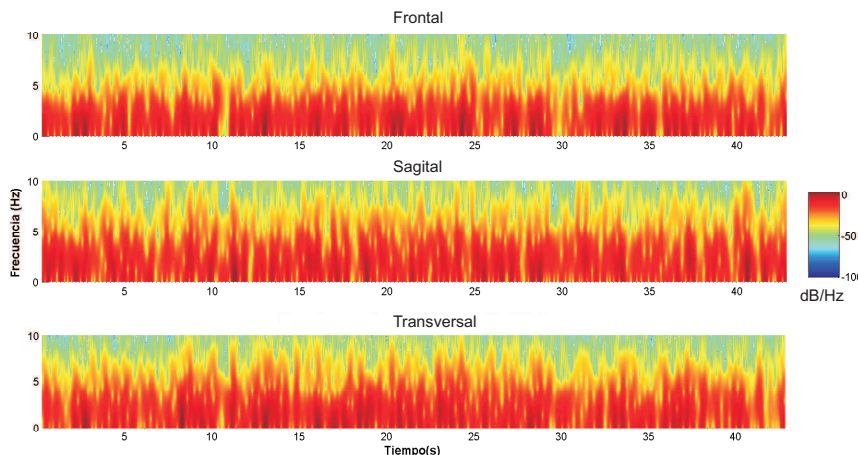


Figura 4.9: Espectrograma de la velocidad angular (Sujeto CP1)

El análisis del ROM (Tabla 4.4) mostró una rotación transversal del 36 % y una rotación sagital del 44 %. Si bien estos valores son superiores a sus respectivos voluntarios (20 % y 30 %), implicando mayor descoordinación postural, se encuentran dentro de los límites del espacio de trabajo y relativamente cercanos a los necesarios para la realización de la tarea. La alteración postural se debe a que los movimientos de más alta frecuencia modifican el rango de movimiento, pero el hecho de que se encuentren relativamente cercanos al rango de la tarea implica que los movimientos se producen en torno a la posición deseada.



## 4.3.2.2. Sujeto CP2

De forma similar al sujeto CP1, los movimientos voluntarios están presentes porque el puntero sigue de manera gruesa al objetivo (Figura 4.10). Sin embargo, al igual que en el caso anterior, las alteraciones motoras dificultan el control preciso del movimiento. La distonía causa movimientos de amplitud irregular y frecuencia variable. El rango de frecuencia para este usuario estuvo comprendido desde la frecuencia voluntaria hasta 3.5Hz (75 % de la densidad espectral), lo que es resumido en la Tabla 4.3. La frecuencia a la que se produce la máxima densidad espectral estuvo comprendida en un rango de 0.3Hz a 0.6Hz, lo que puede considerarse ligeramente superior a la de un sujeto sin discapacidad. Los movimientos alterados no fueron detectados durante la fase de reposo.

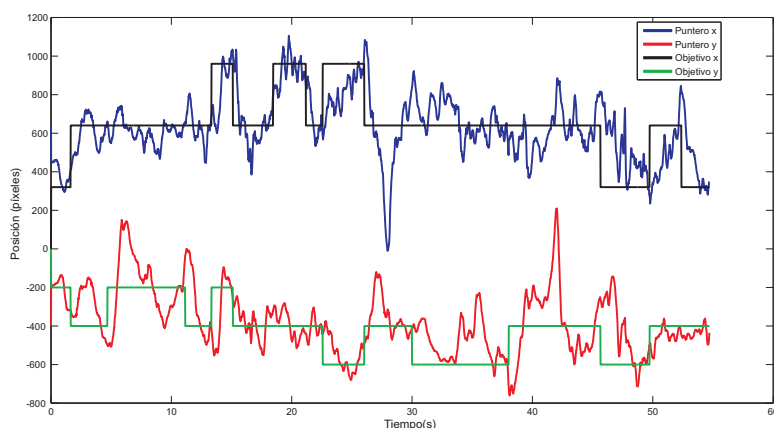


Figura 4.10: Posiciones del puntero y objetivo respecto al tiempo (Sujeto CP2)

En cuanto al análisis del comportamiento psicomotor cabe señalar que aunque los movimientos alterados están presentes y aumentan el número de submovimientos respecto a la referencia de control voluntario, el sujeto reduce su velocidad al acercarse al objetivo, lo que implica cierta capacidad de control, lo que puede ser objetivado con el coeficiente  $R^2$  que presentó un valor del 50 %.

Este caso es similar al sujeto CP1 en cuanto a los movimientos hipertónicos (alta densidad de movimientos en frecuencias de 3 a 5Hz). Sin embargo, se puede observar que las fluctuaciones causadas por la distonía son particularmente variables en amplitud y frecuencia. La distonía causa una frecuencia predominante que es relativamente similar a la voluntaria, pero eventualmente aparece afectada por movimientos hipertónicos.

De acuerdo al análisis espacial, CP2 realizó una rotación sagital del 60 % que, aunque no supera el espacio de trabajo, es considerablemente más alta que la necesaria para realizar la tarea (30 %). Sin embargo, la rotación transversal fue del 32 %, lo que es similar al resultado obtenido para los sujetos sin discapacidad (30 %). Por tanto, puede concluirse que CP2 tuvo más dificultades para controlar el cursor en la dirección vertical que en la horizontal. Este resultado puede ser explicado porque la distonía provoca pérdidas frecuentes del tono muscular, que pueden provocar caídas cervicales debido al efecto de la gravedad, lo que tiene su efecto en la rotación sagital. En el siguiente caso, veremos un claro ejemplo del efecto de la hipotonía en el control del dispositivo.

#### 4.3.2.3. Sujeto CP3

La hipotonía se manifiesta con un tono muscular decrementado que causa una caída de la cabeza por efecto de la gravedad. Esto puede ser claramente observado en el ROM en el plano sagital, donde el valor obtenido se acerca a los límites del espacio de trabajo (90 %, Tabla 4.4). La figura 4.11 muestra que el patrón de movimiento en el plano sagital tiene un rango de movimiento más amplio que en los planos frontal y transversal. Esto puede ser explicado porque debido al bajo tono muscular y al efecto de la gravedad, el sujeto tiene dificultades para controlar la cabeza en posición erguida. La frecuencia a la que se producen estas oscilaciones es alrededor de 2Hz. El resultado para la rotación sagital contrasta con la rotación transversal donde es del 26 %, muy ajustada a la necesaria para realizar la tarea (20 %).

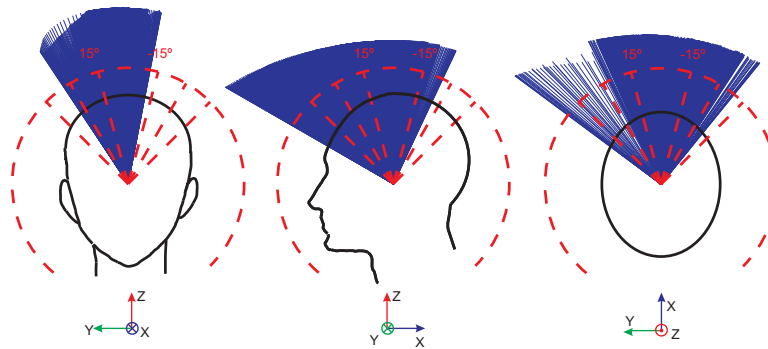


Figura 4.11: Rango de movimiento para las rotaciones frontal, sagital y transversal (sujeto CP3)

En sujetos sin discapacidad la tendencia a resonar de la cabeza es controlada por un amortiguamiento que realiza la musculatura del cuello y señales de control que corrigen las perturbaciones externas. Sin embargo, cuando el tono muscular está decrementado, el sistema cuello-cabeza tiende a oscilar al finalizar una acción voluntaria o cuando la posición de la cabeza es afectada por un cambio de posición del cuerpo, [149]. A pesar de estas posturas involuntarias, el análisis del comportamiento psicomotor mostró una relativamente alta correlación entre el modelo y el comportamiento real, siendo  $R^2 = 62\%$ . Esto puede implicar que las alteraciones de tipo hipotónico no dificultan tanto el control de la tarea como aquellas de tipo hipertónico.

Según el análisis de la FFT, la frecuencia predominante es algo inferior a la de un sujeto sin discapacidad (0.17Hz-0.38Hz) lo que se debe a que la hipotonía produce movimientos de menor velocidad. Como resultado, la dispersión de movimientos de distinta frecuencia fue menor respecto a los sujetos con tono muscular incrementado y similar al patrón voluntario (de 0.5Hz a 2.5Hz, Tabla 4.3). Este resultado sugiere interesantes diferencias de coordinación y control en sujetos con hipotonía debido a alteraciones posturales más que alteraciones en el movimiento, como en el caso de los sujetos con hipertonia.

#### 4.3.2.4. Sujeto CP4

La posición de reposo de CP4 está caracterizada por una inclinación lateral de la cabeza hacia un hombro. Como consecuencia, la rotación lateral condiciona el rango de movimiento. El análisis ROM mostró resultados similares a los casos CP2 y CP3 en cuanto a una dificultad mayor para controlar los movimientos en la rotación sagital (46 %) que en la transversal (26 %), lo que, como se ha descrito anteriormente, se considera un patrón característico de la hipotonía.

La frecuencia del movimiento estuvo comprendida en el rango de 0.3 a 0.6Hz, relativamente

similar a la de CP2. El rango de frecuencia estuvo comprendido en un amplio margen, desde 0.5Hz hasta 3.5Hz (Tabla 4.3). Del análisis del comportamiento psicomotor se deduce que existe una correlación relativamente alta entre el modelo teórico y el comportamiento real, ya que  $R^2 = 75\%$ . Relacionando el análisis espectral con el análisis del comportamiento psicomotor podríamos afirmar que los usuarios que tienen movimientos cuya frecuencia predominante se acerca a la del movimiento voluntario, tienen menores limitaciones para realizar la modulación de la velocidad de sus movimientos de acuerdo a la ley de control establecida por Fitts.

En la tabla 4.2 se recoge la correlación  $R^2$  entre el modelo teórico de Fitts y el comportamiento psicomotor de cada usuario, que determina la modulación de la velocidad del movimiento en función de la distancia a la que se encuentra el objetivo. La tabla 4.3 resume el análisis espectral para cada usuario con la frecuencia predominante y aquella a la que se produce el 75 % de la densidad espectral total. Finalmente, la tabla 4.4 muestra el análisis espacial para cada sujeto, esto es, el rango de movimiento en los planos frontal, sagital y transversal.

Usuario	CP1	CP2	CP3	CP4	HS1	HS21	HS3
$R^2$	0.32( 0.10)	0.50(0.30)	0.62(0.08)	0.75(0.15)	0.85(0.02)	0.82(0.07)	0.82 (0.04)

Tabla 4.2: Correlación R-cuadrática entre el modelo de comportamiento psicomotor de Fitts y la ejecución real para cada participante

Usuario	$f_{max}$ (Hz)			$f_{75\%}$ (Hz)		
	Frontal	Sagital	Transversal	Frontal	Sagital	Transversal
CP1	1.28 (0.20)	1.59 (0.5)	0.95(0.30)	3.32(0.45)	3.70(0.20)	3.24(0.26)
CP2	0.39(0.15)	0.39 (0.18)	0.65 (0.37)	3.31(0.48)	4.16(0.32)	3.37(0.24)
CP3	0.17 (0.16)	0.26 (0.06)	0.39 (0.16)	3.16(0.38)	1.92(0.23)	2.39(0.15)
CP4	0.50 (0.04)	0.325 (0.18)	0.57 (0.11)	3.12(0.34)	2.43(0.03)	2.29(0.17)
HS1	0.35 (0.10)	0.38 (0.04)	0.33 (0.01)	3.52 (0.56)	1.49 (0.15)	1.74 (0.21)
HS2	0.37 (0.09)	0.35 (0.09)	0.33 (0.03)	2.16(0.24)	1.74(0.24)	1.72(0.15)
HS3	0.36 (0.05)	0.39 (0.07)	0.34 (0.06)	2.65(0.47)	2.68(0.61)	1.95(0.17)

Tabla 4.3: Frecuencia de máxima ( $f_{max}$ ) y 75 % ( $f_{75}$ ) densidad espectral(Hz)

Usuario	ROM		
	Frontal (grados)	Sagital(% de rango vertical)	Transversal (% de rango horizontal)
CP1	22.99(9.04)	0.44(0.18)	0.36(0.15)
CP2	26.95(16.95)	0.60(0.29)	0.32(0.33)
CP3	9.91(5.79)	0.90(0.46)	0.25(0.10)
CP4	8.99(7.05)	0.46(0.28)	0.26(0.18)
HS1	4.17(2.04)	0.38(0.18)	0.28 (0.08)
HS2	3.07(1.86)	0.42(0.13)	0.34(0.06)
HS3	5.49(3.11)	0.35 (0.10)	0.27 (0.04)

Tabla 4.4: Rango de movimiento (ROM)

Las figuras 4.12 y 4.13 resumen gráficamente la tabla 4.3.

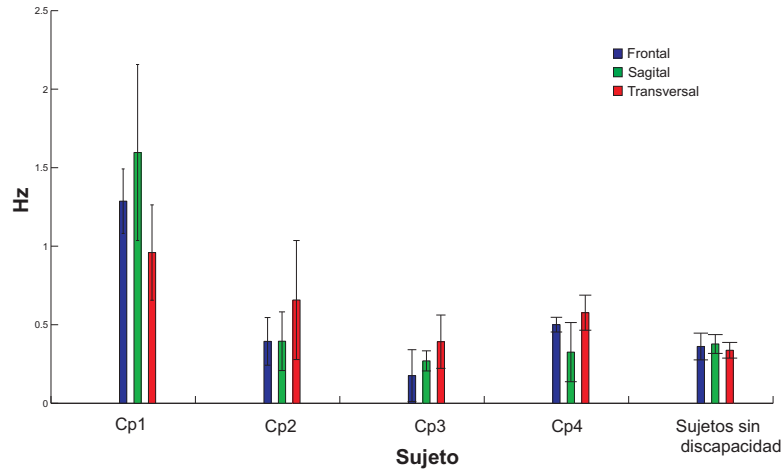


Figura 4.12: Frecuencia de máxima densidad espectral (Hz)

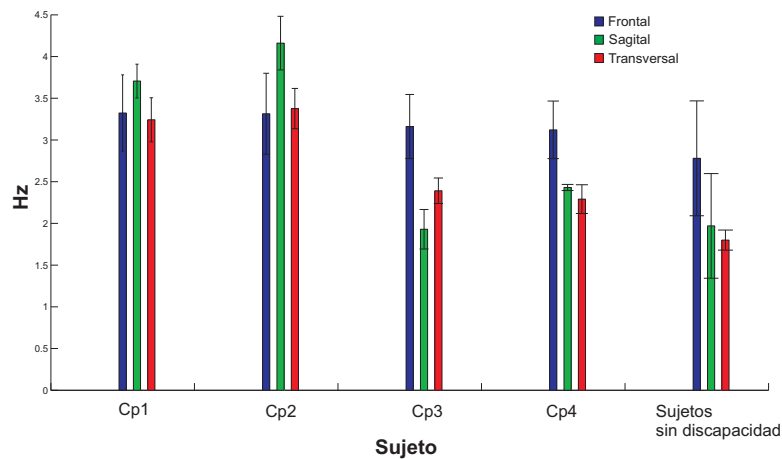


Figura 4.13: Frecuencia del 75 % de la densidad espectral total

## 4.4. Discusión

Las alteraciones de movimiento y postura fueron estudiadas tomando como referencia a un grupo de usuarios sin discapacidad y empleando como instrumento de medida la interfaz inercial desarrollada en el capítulo 3. La tarea propuesta a los participantes consistió en alcanzar un objetivo en la pantalla, el cual cambiaba de posición al ser alcanzado por el cursor controlado por la interfaz, siguiendo un orden secuencial. Esta tarea resulta interesante porque permite analizar patrones involuntarios mientras se realiza una acción voluntaria. El análisis de los parámetros cinemáticos se realizó en tres dominios: en el dominio del tiempo, de la frecuencia y espacial.

El análisis en el dominio del tiempo se basó en el estudio del comportamiento psicomotor para la tarea de alcance propuesta. Para ello se empleó el modelo teórico de Fitts, que caracteriza el movimiento voluntario en este tipo de tarea, estableciendo un compromiso entre la velocidad del movimiento y la distancia al objetivo. Con el fin de medir cómo se ajusta el modelo al comportamiento desarrollado por los participantes, se calculó la correlación  $R^2$  entre el modelo teórico y los datos capturados. Según el análisis del grupo de control, es decir, sujetos sin discapacidad, existe una correlación superior al 80 % en el movimiento voluntario. En el grupo de sujetos con parálisis cerebral existe diversidad de resultados. En CP1, usuario con hipertonia la

correlación fue del 32 % mientras que para CP2 (distonía), CP3 (hipotonía) y CP4 (hipotonía) fue del 50 %, 62 % y 75 % respectivamente. Esta correlación parece estar relacionada con la frecuencia predominante del movimiento ya que a medida que la frecuencia aumenta, la modulación de la velocidad resulta más difícil para el usuario y, por tanto, el compromiso entre la velocidad y la distancia al objetivo queda alterado. No obstante, a pesar de las dificultades de control, en todos los sujetos se muestra más facilidad para realizar un primer movimiento de acercamiento al objetivo, que para precisar el movimiento en una región cercana al objetivo.

El análisis en el dominio de la frecuencia mostró una clara diferencia entre sujetos con hipertonia e hipotonía. Los resultados para el grupo de referencia presentaron una alta homogeneidad, teniendo una frecuencia de máxima densidad espectral de 0.3Hz y concentrando la densidad espectral en un rango de 0 a 3Hz. La hipertonia está claramente relacionada con movimientos de mayor frecuencia, lo que es evidenciado con una frecuencia de máxima densidad espectral en torno a 1.3Hz. Estos movimientos de más alta frecuencia son los que dificultan mantener el compromiso entre velocidad y distancia anteriormente descrito. Para los participantes CP2, CP3 y CP4 existe mayor homogeneidad. Por un lado, CP2, sufre una distonía, es decir, un tono muscular que fluctúa de alto a bajo de forma continua y, que por tanto pueden existir fases de control voluntario e involuntario intermitentes. CP3 y CP4 sufren hipotonía, la cual produce movimientos más lentos y, por tanto, más cercanos a la frecuencia de movimiento voluntario. En estos casos, resulta más fácil mantener el compromiso definido por Fitts, ya que existe mayor capacidad de control preciso. Sin embargo, cabe destacar una importante diferencia. Los sujetos con hipotonía tienen mayores fluctuaciones en la postura debido a que el bajo tono muscular dificulta el mantenimiento de la cabeza en posición erguida, especialmente en el eje vertical, debido a los efectos de la gravedad. En definitiva, podríamos afirmar que mientras la hipertonia dificulta los movimientos de control preciso, la hipotonía afecta al control de tipo grueso, pero una vez que la posición es estable, existe mayor capacidad de control preciso. Como conclusión fundamental, se observa que el movimiento involuntario y el voluntario pueden compartir el mismo rango de frecuencias, lo que será muy interesante para el diseño de las estrategias de filtrado.

El análisis en el dominio espacial también ofreció interesantes resultados. En el caso de CP3, sujeto con hipotonía, se ha mostrado claramente una mayor facilidad para el control de la rotación transversal respecto a la rotación sagital. Este resultado explica el hecho de que debido al efecto de la gravedad y al bajo tono muscular, se producen frecuentes caídas cervicales. Resulta también interesante que aunque CP1 tiene dificultades de control debido a los movimientos de más alta frecuencia, sus rangos de movimiento son relativamente cercanos a los necesarios para realizar la tarea. Este resultado sugiere que aunque existe mayor alteración de movimiento respecto a CP2, CP3 y CP4, existe mayor control postural, fundamentalmente en la dirección sagital.

## 4.5. Conclusión

Como se ha puesto de manifiesto, la tecnología inercial permite la evaluación del movimiento patológico. Los resultados de este capítulo se encuentran en concordancia con estudios presentes en la literatura que caracterizan el movimiento de la cabeza para sujetos sin discapacidad, lo que valida la interfaz como un dispositivo de evaluación fiable. El estudio extiende estos estudios a sujetos con PC en el dominio del tiempo, frecuencia y espacio. Para nuestro caso, estos resultados son útiles para el diseño de estrategias de filtrado que identifiquen los patrones de control voluntarios y reduzcan el efecto de los involuntarios. En el capítulo 5 se describen

las técnicas empleadas para la facilitación del control que tendrán en cuenta las siguientes conclusiones obtenidas en este capítulo:

- Ante la alta heterogeneidad de desórdenes motores y posturales en PC, los resultados cinemáticos se asocian a las alteraciones del tono muscular, esto es, hipertonía e hipotonía.
- Un tono muscular incrementado (hipertonía) produce movimientos de más alta frecuencia que la del movimiento voluntario.
- Un tono muscular bajo (hipotonía) produce movimientos de frecuencia similar (pudiendo ser algo inferior) a la del movimiento voluntario.
- El movimiento voluntario y el involuntario pueden compartir el mismo rango de frecuencias.
- La hipertonía dificulta más el control preciso y la hipotonía es más sensible al control grueso (especialmente en la rotación sagital).
- La hipertonía dificulta más que la hipotonía la modulación del movimiento y, por tanto, el compromiso entre velocidad y distancia al objetivo.
- El número de submovimientos es mayor en la región cercana al objetivo que en el movimiento de acercamiento a él (especialmente en usuarios con hipertonía).

En el siguiente capítulo, partiendo de estas bases se exploran una serie de estrategias de filtrado que son aplicadas sobre los datos capturados en la experimentación descrita en el presente capítulo, definiendo una serie de criterios para la selección de la más adecuada. Finalmente, se realiza una evaluación funcional de la interfaz inercial cuantificando la mejora introducida con el filtro diseñado.

## Estrategias de facilitación de la interacción entre la persona con PC y el dispositivo de apoyo general

El objetivo del trabajo presentado en este capítulo es crear una estrategia de control que potencie los patrones motores voluntarios y reduzca el efecto de los involuntarios. En el capítulo 4 se caracterizaron los patrones de postura y movimiento involuntarios de un grupo de personas con parálisis cerebral (PC) y se relacionaron con los patrones voluntarios propios de un grupo de personas sin discapacidad que intervino como grupo de control.

Las bases de diseño de las estrategias de filtrado se presentan en este capítulo de acuerdo a la caracterización realizada en el capítulo 4. Se realiza una breve revisión de las técnicas de facilitación de la interacción persona-computador y, a continuación, se presentan los filtros de tipo adaptativo como propuesta para alcanzar el objetivo establecido. Se analizarán diferentes formas de filtrado utilizando una métrica objetiva que mida el grado de facilitación introducido.

Tras la evaluación realizada se concluye que, de entre las técnicas analizadas, el filtro de Kalman robusto (RKF) es el que presenta un mejor resultado. Esta técnica permite la detección y reducción del efecto de las medidas que se alejan cierto grado de la distribución normal de los datos (*outliers*). Con la aplicación del filtro RKF establecemos la analogía entre este tipo de muestras y el movimiento involuntario, con lo que finalmente se reduce su efecto en el control y la interacción persona-computador es mejorada.

Finalmente, la interfaz inercial es evaluada desde un punto de vista funcional con usuarios con PC. En primer lugar, como dispositivo para el acceso al computador. En segundo lugar, como dispositivo para la conducción del PALMIBER. Con esta evaluación se concluye todo el proceso de concepción, diseño y validación de las soluciones propuestas.

### 5.1. Consideraciones para el diseño de la estrategia de filtrado

El diseño de las estrategias de facilitación del movimiento queda condicionado por las siguientes hipótesis:

1. Existe una alta heterogeneidad entre las limitaciones motoras y posturales de las personas

con PC. Por ello, es necesario una estrategia de filtrado que se adapte a las capacidades y limitaciones del usuario. La interfaz ha de ser ampliamente configurable en cuanto al rango de movimiento, la sensibilidad y la acción de filtrado.

2. Según el análisis en el dominio del tiempo, los usuarios con bajo tono muscular (hipotonía) siguen un comportamiento psicomotor (definido por el modelo de Fitts) similar al voluntario. Los usuarios con tono muscular hipertónico tiene mayores dificultades para cumplir el compromiso entre velocidad y precisión en la tarea de alcance del objetivo. No obstante, ambos grupos presentan mayor capacidad para aproximar el cursor a la región alrededor del objetivo (mayor control de tipo grueso), que para precisar el posicionamiento sobre el objetivo (menor control de tipo fino). De esto se deduce, que el filtro diseñado debe responder al movimiento de acercamiento al objetivo y reducir los cambios de dirección (submovimientos) que tienen lugar en la región cercana al objetivo.
3. Según el análisis en el dominio de la frecuencia, la hipertonía produce movimientos cuya frecuencia fundamental es superior a la de los movimientos voluntarios e hipotónicos, por lo que el filtro puede actuar como un filtro paso baja con una frecuencia de corte igual a la frecuencia del movimiento voluntario, caracterizada por el grupo de control. Sin embargo, esto no será suficiente ya que los movimientos voluntarios y alterados pueden compartir el mismo rango de frecuencias y la frecuencia del movimiento involuntario no es constante a lo largo de la ejecución de la tarea. Por tanto, no serán adecuadas aquellas estrategias de filtrado basadas exclusivamente en la separación en frecuencia entre el movimiento voluntario y el alterado. Será necesario aplicar técnicas de filtrado basadas en un modelo de control voluntario en el dominio del tiempo, más allá del filtrado por frecuencia. Finalmente, el diseño ha de tener en cuenta que la acción de filtrado debe realizarse exclusivamente sobre el movimiento involuntario sin afectar al voluntario.
4. Según el análisis en el dominio espacial, los usuarios con hipertonía tienen mayor control postural que aquellos con hipotonía. En este último caso, el efecto de la gravedad provoca constantes caídas cervicales debido al bajo tono muscular. Como resultado, la capacidad de control del cursor en la dirección vertical queda más limitada que aquella para controlar el cursor en la dirección horizontal. De esto se deduce que será necesario independizar la acción de filtrado en ambos ejes del espacio bidimensional de control.

Todas estas consideraciones serán tenidas en cuenta para realizar la propuesta de filtrado. En la siguiente sección se analizan las técnicas de facilitación de la interacción persona-computador, con el fin de reunir, junto a nuestras consideraciones, las soluciones planteadas en la literatura actual.

## 5.2. Técnicas de facilitación en la interacción persona-computador

Las técnicas de facilitación del control de una interfaz persona-computador buscan mejorar la eficiencia de la acción de alcance del objetivo en la pantalla. Algunos autores defienden que es posible reducir las restricciones físicas impuestas por la ley de Fitts modificando el entorno virtual, [171]. Según la formulación de Fitts podrían ajustarse dos parámetros del entorno: la distancia y la dimensión del objetivo.

Numerosas estrategias de facilitación se basan en el conocimiento de la situación del objetivo. Ejemplos de ello son las técnicas que tratan la pantalla del computador como un espacio de fuerzas de atracción y modifican la ganancia del movimiento del cursor de acuerdo a la distancia



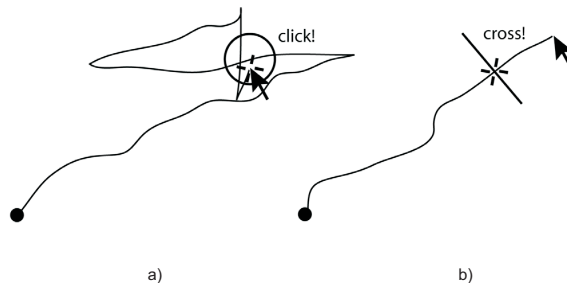


Figura 5.1: (a) Los usuarios con discapacidad motora tienen dificultades para alcanzar el objetivo, (b) con la técnica de cruce por el objetivo, la necesidad del *click* es eliminada

al objetivo. Hwang et al., [172], presentan una técnica que consiste en modificar la impedancia mecánica con la creación de un “camino virtual” cuyas paredes ejercen una fuerza sobre el cursor que le obliga a mantenerse dentro de él. Otras técnicas modifican el tamaño del objetivo o su localización, [173].

Por el contrario existen muy pocas técnicas que basen su estrategia en la facilitación del control del cursor sin conocimiento de la localización del objetivo. Gajos et al., [174], han creado una interfaz que configura de forma automática la posición de los iconos en la pantalla según las capacidades del usuario. Wobbrock et al., [125], emplean un algoritmo de filtrado que modifica la ganancia en función de la desviación típica angular del movimiento en una ventana temporal dada. Según estos autores, la técnica mejora el control del cursor en un 10.3% de los usuarios de variada discapacidad motora controlando un ratón convencional. Wobbrock y Gajos, [175], investigaron la técnica del paso por el objetivo, donde de forma alternativa a la activación convencional (*click*) sólo es necesario cruzar el objetivo (figuras 5.1 y 5.2). Esta técnica elimina la necesidad de posicionar el cursor de forma precisa sobre una región y mantenerse en ella durante un tiempo determinado, [176]. En este caso, la evaluación fue realizada siguiendo la norma ISO 9241, ofreciendo un valor *throughput* de 2.88 bits/s con la técnica frente a un 2.34 bits/s sin ella. Los autores concluyen que la técnica es una alternativa viable para realizar la acción del activación.

El control tradicional del cursor del computador gestiona la ganancia del desplazamiento en función de la aceleración del movimiento de la mano. Este enfoque asume acertadamente (según la ley de Fitts) que un movimiento rápido se realiza cuando el objetivo se encuentra lejos del cursor y se requiere un desplazamiento más rápido; al contrario, si el movimiento es lento, asume que el cursor está en la región cercana al objetivo y el desplazamiento ha de ser menor. Sin embargo, este enfoque no solamente no es viable sino que está contraindicado cuando existen desórdenes motores que impiden la correcta modulación de la aceleración del movimiento.

Al margen de las estrategias de modificación del entorno, una interfaz para personas con alteraciones motoras ha de estar basada en el conocimiento del movimiento del usuario. En el caso de las personas con PC partimos de que la dificultad de realizar el alcance no está directamente relacionada con el movimiento del cursor y la posición del objetivo en la pantalla (entorno virtual), sino con el movimiento que el usuario realiza (entorno físico). Aunque todas las técnicas de modificación del entorno o tamaño del objetivo pueden facilitar el control a las personas con limitaciones motoras, consideramos necesario caracterizar los movimientos alterados y filtrar su efecto como paso previo a abordar el tratamiento del entorno.

La interfaz inercial presentada en esta tesis introduce una facilitación de control que es inherente a su diseño. El dispositivo traduce la posición angular de la cabeza del usuario a la

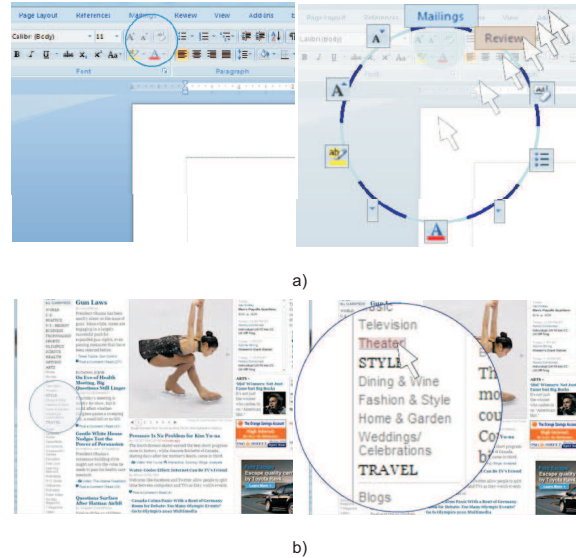


Figura 5.2: Técnicas de facilitación basadas en el tratamiento del entorno: (a) *Click-Cross*: Alrededor del cursor se dibuja un círculo donde están contenidos los objetivos más cercanos, (b) *Lupa*: un área alrededor del cursor se aumenta para facilitar el *click*

posición del cursor en la pantalla (posicionamiento absoluto). Esto implica que movimientos de alta aceleración con un rango espacial estrecho no se traducirán en desplazamientos amplios del cursor sino en los correspondientes a dicho rango. Esto es interesante para el caso hipertónico donde, como se describió en el capítulo 4, la posición angular de la cabeza se acerca al patrón voluntario siendo más crítica la coordinación de velocidad y aceleración. En los casos de hipotonía, el rango de control puede ser limitado adaptando la ganancia de los ejes de rotación de forma independiente, ya que la resolución angular de la interfaz inercial permite configurar la sensibilidad del control según el perfil del usuario.

### 5.3. Filtrado del efecto del movimiento alterado

En esta tesis se propone el uso de algoritmos adaptativos como solución para reducir el efecto del movimiento involuntario en el control del dispositivo. La aplicación de algoritmos basados en el análisis en frecuencia de la señal filtrada no se han considerado adecuados puesto que los movimientos alterados pueden estar en el mismo rango de frecuencias que los voluntarios. Por otro lado, en el capítulo 4 ha sido demostrado que todos los usuarios tienen la capacidad para realizar un posicionamiento del cursor en una región cercana al objetivo a alcanzar. Esto implica que existe un movimiento dirigido predominantemente hacia el objetivo, pero en el que aparecen una serie de submovimientos, siendo más numerosos en la región cercana al objetivo donde se requiere mayor precisión.

El filtro adaptativo tiene la capacidad de realizar una predicción del estado siguiente del sistema a partir sólo de la muestra actual, gracias a que integra la información de los estados anteriores a través de un proceso iterativo. Su respuesta no es constante en el tiempo y existe un proceso de aprendizaje o adaptación a la dinámica del sistema. Esto supone una ventaja significativa respecto a otros tipos de filtros, de respuesta constante a lo largo del tiempo, como los filtros IIR (*Infinite Impulse Response*) o FIR (*Finite Impulse Response*).

En el campo de la automática y robótica los filtros adaptativos son generalmente empleados para el seguimiento de objetivos en aplicaciones de radar o seguimiento láser, [177]. En la implementación de filtros de seguimiento, la dinámica del objetivo es usualmente caracterizada con un modelo de velocidad constante con una componente aleatoria de aceleración. La tarea de estos filtros en estas aplicaciones es estimar o identificar la trayectoria del objetivo ante la presencia de posibles interferencias o artefactos superpuestos que pudieran aparecer en la adquisición de la señal.

En esta tesis establecemos una analogía entre el movimiento involuntario y las interferencias que aparecen en el canal de comunicación, algo que ya apuntamos en la formulación de la ley de Fitts y su caracterización del comportamiento motor humano en tareas de alcance. La hipótesis es, por tanto, que la predicción de un filtro adaptativo permitirá identificar la trayectoria predominante del cursor con base en una medida que será la combinación de movimientos voluntarios y alterados pero cuya resultante para una ventana temporal determinada será un movimiento dirigido al objetivo.

En el campo de la interacción persona-máquina este tipo de filtros predictivos son ampliamente aplicados para reducir la latencia entre el movimiento del usuario y la respuesta del dispositivo. Uno de los filtros adaptativos más empleados es el filtro g-h o  $\alpha$ - $\beta$ . Se trata de un filtro que asume que la dinámica del proceso puede ser modelada usando dos estados internos, donde el primer estado se obtiene integrando el segundo a lo largo del tiempo. La diferencia entre las distintas aplicaciones de este filtro radica en la selección de los parámetros de ajuste. Algunos los mantienen constantes a lo largo del tiempo, como en el caso del filtro Benedict-Bordner, mientras que otros pueden variar en el transcurso del tiempo, como en el filtro de Kalman.

### 5.3.1. Filtros g-h

El filtro g-h es ampliamente usado como filtro para seguimiento de objetivos. El filtro asume que el objetivo se desplaza a velocidad constante con una aceleración aleatoria. Sin embargo, la referencia puede que no se mueva siguiendo tal dinámica. Para tener en cuenta esta situación, el cálculo de la posición del objeto comprende dos procesos: actualización y predicción, [178].

La predicción del estado siguiente se basa en que la velocidad en el próximo instante de tiempo ( $k + 1$ ) será igual a la del instante actual ( $k$ ):

$$\dot{x}_{k+1,k}^* = \dot{x}_{k,k}^* \quad (5.1)$$

El superíndice \* significa que es una magnitud estimada. La posición en el instante siguiente puede calcularse a partir del valor estimado de velocidad, siguiendo la ecuación de un movimiento rectilíneo uniforme:

$$x_{k+1,k}^* = x_{k,k}^* + T\dot{x}_{k+1,k}^* \quad (5.2)$$

Las ecuaciones 5.1 y 5.2 se denominan *ecuaciones g-h de predicción*. A pesar de que estas ecuaciones asumen un modelo de velocidad constante, la referencia puede que no se mueva así. Por ello, a esta fase de predicción le sigue una fase de actualización o corrección con base en la medida. La primera *ecuación de actualización de la velocidad* es:

$$\dot{x}_{k,k}^* = \dot{x}_{k,k-1}^* + h_k \left( \frac{y_k - x_{k,k-1}^*}{T} \right) \quad (5.3)$$

El parámetro  $h_k$ , sirve para dar mayor o menor peso a la medida  $y_k$ . En general depende del tiempo de muestreo ( $T$ ). La ecuación de actualización de la posición que se utiliza en los filtros g-h es:

$$x_{k,k}^* = x_{k,k-1}^* + g_k \left( y_k - x_{k,k-1}^* \right) \quad (5.4)$$

El parámetro  $g_k$  depende, en general, del tiempo y al igual que  $h_k$  sirve para dar mayor o menor peso a la medida. Es decir,  $g_k$  determina donde se quiere poner la estimación de la referencia, cerca de la medida  $y_k$  o de la predicción  $x_{k,k-1}^*$ . Como ocurría con  $h_k$ , depende de la precisión con la que se obtenga la medida.

En este caso se suelen combinar las ecuaciones proporcionando dos únicas ecuaciones que son conocidas como *ecuaciones g-h de predicción y filtrado*, [178].

$$\dot{x}_{k+1,k}^* = \dot{x}_{k,k-1}^* + \frac{h_k}{T} \left( y_k - x_{k,k-1}^* \right) \quad (5.5)$$

$$x_{k+1,k}^* = x_{k,k-1}^* + T \dot{x}_{k+1,k}^* + g_k \left( y_k - x_{k,k-1}^* \right) \quad (5.6)$$

La asunción de velocidad constante es razonable en diversas aplicaciones aunque la referencia no se esté moviendo con aceleración nula. Supongamos que la referencia se mueve de manera arbitraria por una trayectoria unidimensional en el tiempo,  $x(t)$ . Si se expresa  $x(t)$  en términos de su expansión en serie de Taylor se tiene:

$$x(t) = x_k + \Delta t \cdot \dot{x}_k + \frac{\Delta t^2}{2!} \ddot{x}_k + \frac{\Delta t^3}{3!} \dddot{x}_k + \dots \quad (5.7)$$

Si se considera que el periodo de muestreo de la señal es pequeño, se puede asumir que los términos de segundo orden y superiores son despreciables. Reemplazando  $\Delta t$  por  $T$  se puede escribir 5.7 como:

$$x(t) = x_k + T \cdot \dot{x}_k \quad (5.8)$$

La ecuación 5.8 es precisamente la ecuación de un objeto moviéndose a velocidad constante. Por tanto la asunción de que la referencia se mueve a velocidad constante es razonable siempre y cuando el periodo de muestreo sea pequeño o cuando la aceleración sea pequeña o la combinación de ambos sea pequeña. En nuestra aplicación los movimientos humanos voluntarios son lentos y con aceleraciones muy pequeñas como vimos en el capítulo 4.

La estabilidad es, a menudo, un asunto a tener en cuenta en el diseño de un filtro. La literatura, [179–181], muestra que un filtro g-h de parámetros constantes es estable cuando sus parámetros cumplen las siguientes condiciones:

$$\begin{aligned} g &> 0 \\ h &> 0 \\ 4 - 2g - h &> 0 \end{aligned} \quad (5.9)$$

### 5.3.2. Filtro Benedict-Bordner

El filtro Benedict-Bordner es un filtro g-h en donde sus parámetros  $g$  y  $h$  están elegidos de forma que minimizan el error de predicción transitorio cuando se produce un salto de velocidad en la referencia que se está siguiendo. El error de predicción transitorio es definido como el error producido en la estimación del filtro cuando hay un cambio abrupto en la velocidad de la referencia seguida. Para ello utilizan la siguiente función de coste que minimizan para un salto en velocidad, [182].

$$E = \sigma_{k+1,k}^2 + \lambda \sum_{k=0}^{\infty} (x_{k+1,k}^* - x_{k+1})^2 \quad (5.10)$$

Donde  $E$  representa al operador valor esperado y  $\sigma$  la varianza en la predicción de  $x_{k+1,k}^*$ . Tras esta minimización, se obtiene que los parámetros  $g$  y  $h$  deben de estar relacionados de la siguiente manera:

$$h = \frac{g^2}{2 - g} \quad (5.11)$$

En [182], los autores señalan que el análisis realizado da el valor óptimo para el parámetro  $h$ , una vez seleccionado  $g$ . Pero este análisis no especifica nada sobre el valor óptimo para  $g$ . Recomiendan variar  $g$  conforme el error en la predicción vaya aumentando. En la literatura, el filtro Benedict-Bordner es también conocido como filtro g-h óptimo, [178, 179].

Teniendo en cuenta todas estas ecuaciones, observamos que los parámetros de diseño del filtro Benedict-Bordner son  $T$  y  $g$ . Como se puede observar por las ecuaciones, ambos parámetros están relacionados con la capacidad del algoritmo para la estimación de la referencia. La figura 5.3 muestra el diagrama de bloques del filtro Benedict Bordner.

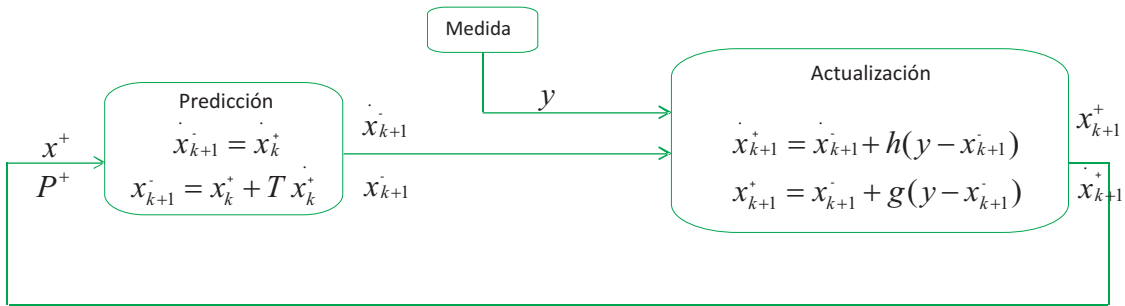


Figura 5.3: Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro Benedict-Bordner. Por simplificación el superíndice  $-$  indica estimación a priori o predicción (equivalente al subíndice  $k + 1, k$ ) y el superíndice  $+$  indica estimación a posteriori o actualización (equivalente a  $k + 1, k + 1$ )

Rocon propone en su tesis, [183], el filtro Benedict Bordner para la cancelación del movimiento tembloroso y para el seguimiento del movimiento voluntario. En su trabajo los valores  $g$  y  $T$  son seleccionados de forma que el algoritmo no pueda seguir los movimientos de dinámica más rápida como son los movimientos temblorosos. El autor establece que para la selección del parámetro  $g$ , la primera condición que debe ser seguida es la estabilidad y, por lo tanto, el valor de  $g$  debe cumplir la condición de estabilidad de los filtros g-h definida por la ecuación 5.9. Por otro lado establece la necesidad de mantener un compromiso entre la velocidad de respuesta del filtro y su eficacia. Por tanto, el valor ideal será aquel que reduzca el nivel del movimiento

tembloroso hasta un nivel aceptable siendo lo suficientemente alto para no introducir un retardo elevado.

En nuestra aplicación cabe tener en consideración como parámetro fundamental el retardo entre el movimiento del usuario y la respuesta del dispositivo. Van Bergeijk and David, [184], establecen en  $40ms$  el tiempo límite a partir del cual un usuario percibe un retraso entre su acción y el efecto que produce. Por tanto, en nuestra aplicación, la selección del parámetro  $g$  ha sido establecida de forma que el retardo se ajuste a esta especificación y realice el máximo filtrado. Concretamente,  $g = 0,07$  fue el valor seleccionado para mantener un compromiso aceptable entre velocidad del filtro y reducción del efecto de las acciones involuntarias.

### 5.3.3. Filtro de Kalman

Consideremos de nuevo el sistema de ecuaciones en espacio de estados para un modelo de velocidad constante:

$$\begin{aligned} x_{k+1} &= x_k + T\dot{x}_k \\ \dot{x}_{k+1} &= \dot{x}_k \end{aligned} \quad (5.12)$$

Aunque este modelo puede ser una descripción del movimiento del objetivo, éste no tendrá velocidad constante durante todo el tiempo. Puede existir por tanto una incertidumbre en la velocidad del objetivo. Esto puede ser modelado añadiendo un ruido aleatorio,  $u_n$ , a la velocidad del objetivo, dando lugar al siguiente modelo estocástico:

$$\begin{aligned} x_{k+1} &= x_k + T\dot{x}_k \\ \dot{x}_{k+1} &= \dot{x}_k + u_k \end{aligned} \quad (5.13)$$

La relación entre el dato real,  $x_k$ , y el dato observado (o medido),  $y_k$ , viene dado por la ecuación de observación:

$$y_k = x_k + v_k \quad (5.14)$$

En estas ecuaciones es asumido que el ruido del proceso,  $u_k$ , y el ruido de la medida,  $v_k$ , son independientes entre sí y siguen una distribución normal:

$$\begin{aligned} p(u) &\sim (0, Q) \\ p(v) &\sim (0, R) \end{aligned} \quad (5.15)$$

Donde  $Q$  es la covarianza de ruido del proceso y  $R$  la covarianza de ruido de la medida. El error de estimación  $e_{k+1,k}$  vendrá dado por:

$$e_{k+1,k} = x_{k+1} - x_{k,k-1}^* \quad (5.16)$$

El error de estimación  $e$  tendrá asociada una covarianza  $P$ . Kalman dirigió sus estudios a encontrar un estimador óptimo que minimizara el error cuadrático medio de la estimación. Finalmente, encontró que el filtro óptimo está dado por las ecuaciones, [185]:

$$\begin{aligned}x_{k+1,k}^* &= x_{k,k-1}^* + T\dot{x}_{k+1,k}^* + g_k(y_k - x_{k,k-1}^*) \\ \dot{x}_{k+1,k}^* &= \dot{x}_{k,k-1}^* + \frac{h_k}{T}(y_k - x_{k,k-1}^*)\end{aligned}\tag{5.17}$$

que son las correspondientes a un filtro g-h. Sin embargo, en el caso del filtro Kalman los parámetros  $g_k$  y  $h_k$  son:

- dependientes del tiempo ( $k$ )
- son función de la variación de la posición y velocidad
- son función de la precisión del conocimiento a priori de la posición y velocidad del objetivo

Un estudio realizado por Asquith, [179], demuestra que, en estado estacionario, las constantes del filtro de Kalman están relacionadas por:

$$h = \frac{g^2}{2 - g}\tag{5.18}$$

Esta ecuación es idéntica a la del filtro Benedic-Bordner (5.11). Por tanto el filtro de Kalman en estado estacionario es idéntico al filtro de Benedict-Bordner.

El filtro de Kalman es muy empleado en la interacción persona-máquina, generalmente aplicado a minimizar la latencia entre el usuario y el dispositivo a través de la predicción del siguiente estado. Kiruluta et al. propusieron un sistema que emplea un filtro de Kalman para predecir el movimiento de cabeza empleando los datos de su posición, [186]. El estudio comparó un filtro de Kalman de aceleración constante con un método de ajuste polinómico. Los resultados experimentales demostraron que el filtro de Kalman proporciona una buena compensación de la latencia para un movimiento moderado pero presenta cierta degradación a medida que la velocidad del movimiento se incrementa. Baldwin et al. estudiaron diferentes modelos para predecir el comportamiento motor humano en tareas de control del ratón convencional, concluyendo que un modelo de velocidad constante es el que ofrece mejores resultados, [187]. Azuma y Bishop desarrollaron un sistema predictivo del seguimiento de la cabeza empleando sensores inerciales y filtrado de Kalman, [188]. El sistema mejoró la latencia en la mayoría de las condiciones.

### 5.3.3.1. Notación matricial del filtro de Kalman

El sistema de ecuaciones en notación matricial que representa la dinámica del sistema (ecuación 5.13) viene dado por:

$$X_{k+1} = F \cdot X_k + U_k\tag{5.19}$$

donde  $X_k$  es el vector de estados,  $F$  la matriz de transición de estados y  $U_k$  es el vector de ruido del sistema con covarianza  $Q$ . La ecuación de observación (5.14) queda en la forma:

$$Y_k = H \cdot X_k + V_k \quad (5.20)$$

donde  $Y_k$  es el vector de medida,  $H$  es la matriz que relaciona la medida con el estado (matriz de observación) y  $V_k$  es la matriz de ruido de observación con covarianza  $R$ .

El filtro de Kalman se compone de dos etapas, predicción y actualización, como vimos en la introducción de los filtros g-h. La predicción del estado siguiente ( $k+1$ ) a partir de la estimación anterior ( $k$ ) se realiza a través de la ecuación:

$$X_{k+1,k}^* = F \cdot X_{k,k}^* \quad (5.21)$$

Tal estimación a priori es corregida teniendo en cuenta la medida, dando lugar a la estimación a posteriori que corresponde a las ecuaciones g-h de actualización o filtrado, 5.5 y 5.6, dando lugar a la denominada *ecuación de Kalman*:

$$X_{k+1,k+1}^* = X_{k+1,k}^* + K_k(Y_k - HX_{k+1,k}^*) \quad (5.22)$$

Pueden observarse las similitudes con el filtro g-h. El término  $K_k(Y_k - HX_{k+1,k}^*)$  se denomina comúnmente residuo y representa la discrepancia entre la predicción de la medida  $H \cdot X_{k+1,k}^*$  y el valor medido  $Y_k$ . La matriz  $K_k$  es llamada *ganancia de Kalman* cuya función es pesar el error de estimación de forma que se minimice la covarianza del error:

$$K_k = P_{k+1,k}H^T [R + HP_{k+1,k}H^T]^{-1} \quad (5.23)$$

donde  $R$  es la covarianza del error de la medida y  $P_{k+1,k}$  es la estimación a priori de la covarianza del error de estimación dada por:

$$P_{k+1,k} = FP_{k,k}F^T + Q \quad (5.24)$$

donde  $Q$  es la covarianza del error del proceso. Finalmente, la predicción de la covarianza del error de estimación es actualizada:

$$P_{k+1,k+1} = (I - K_k)P_{k+1,k} \quad (5.25)$$

La incertidumbre en el estado de la estimación debido a componentes aleatorias en el movimiento de la referencia o por un mal modelado de la cinemática se representa por la matriz  $Q$ . La elección de la matriz  $Q$  dependerá de la aplicación en particular y, en general está basada en aproximaciones empíricas. En nuestro caso, la  $Q$  representa los cambios de velocidad originados por el movimiento involuntario. Si suponemos que el movimiento voluntario tiene incrementos de aceleración que son constantes e independientes en cada intervalo podemos formular  $Q$  de la siguiente forma:

$$Q = \sigma_u^2 \begin{bmatrix} T^4/4 & T^3/2 \\ T^3/2 & T^2 \end{bmatrix} \quad (5.26)$$

Donde  $\sigma_u^2$  es la varianza de la componente aleatoria de la velocidad. Los valores de  $R$  y  $Q$  fueron determinados de forma heurística analizando los datos de la experimentación presentada



en el capítulo 4 y fueron contrastados durante la experimentación. Un parámetro que se tuvo en cuenta es el retardo que introduce el filtro. Este parámetro es limitante ya que provoca una descoordinación visual-motora que dificulta el ejercicio de control. El retardo no puede ser superior a  $40ms$ , [184]. Por otro lado, la acción del filtro ha de ser suficiente para reducir el efecto del movimiento involuntario en el control. Estos dos requerimientos establecen un compromiso con base en el que los valores seleccionados han sido  $Q = 10$  y  $R = 50$ .

Con este proceso, el filtro de Kalman realiza una predicción del próximo estado con base en una nueva medida y en la covarianza del error de estimación la cual informa del grado de incertidumbre de la predicción. La figura 5.4 recoge el esquema del proceso completo de predicción y actualización.

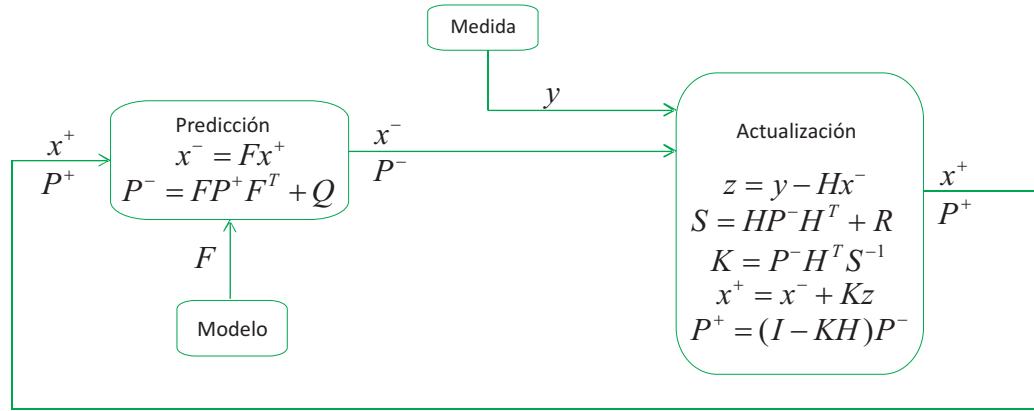


Figura 5.4: Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro de Kalman. Por simplificación el superíndice  $-$  indica estimación a priori o predicción (equivalente al subíndice  $k + 1, k$ ) y el superíndice  $+$  indica estimación a posteriori o actualización (equivalente a  $k + 1, k + 1$ )

En nuestra aplicación tenemos la medida de la posición del cursor dada en sus coordenadas horizontal y vertical. Asumiendo que el movimiento del objetivo, en este caso el cursor, se mueve con velocidad constante y las aceleraciones son consideradas como ruido aleatorio que se superpone a la medida, particularizamos la formulación del filtro de Kalman de la siguiente forma:

$$F = \begin{bmatrix} 1 & 0 & T & 0 \\ 0 & 1 & 0 & T \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.27)$$

$$X = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ v_x \\ v_y \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

donde  $T$  es el periodo de muestreo y  $p_x, p_y, v_x, v_y$  son las variables de estado correspondientes a las posiciones y velocidades horizontal y vertical del cursor respectivamente.

### 5.3.4. Filtro de Kalman robusto

Los sistemas que se basan en la calidad de la medida (por ejemplo en los sistemas robóticos) pueden resultar muy sensibles a datos que contengan desviaciones. En este caso, entendemos por desviación (*outlier*) una observación que dista del patrón general de distribución. En general, estas desviaciones pueden estar causadas por la presencia de ruido en el equipo de medida que produce valores fuera del rango válido o perturbaciones no predecibles del entorno. Para detectar estas desviaciones es necesario conocer previamente el patrón de la distribución de la medida, ya que de otra forma no es posible discernir si la muestra es una desviación o simplemente parte de la estructura de datos.

Para aclarar su aplicación en nuestro caso imaginemos de nuevo que la información entre la persona y el computador se transfiere a través de un canal de comunicación ante la presencia de interferencias que dificultan la correcta transmisión del mensaje. Como ha quedado demostrado, tanto en el caso de un usuario sin discapacidad como aquel con PC, se transmite un comando de control voluntario a través del canal. Sin embargo, en el caso de un usuario con alteraciones motoras, la presencia de ruido es considerablemente superior. Podríamos decir, por tanto, que en la distribución de muestras correspondiente a un sujeto con PC existe un alto número de desviaciones respecto al patrón de distribución normal (correspondiente a un sujeto sin discapacidad motora). Con estas consideraciones, podemos plantear la hipótesis de que el filtro que se diseñe puede estar basado en la formulación del filtro de Kalman robusto estableciendo una analogía entre el rechazo de perturbaciones eléctricas o de entorno y el rechazo de movimientos involuntarios respecto al patrón de distribución normal (voluntario).

El filtro de Kalman clásico es un filtro g-h óptimo para sistemas lineales gaussianos que minimiza, como hemos visto, el error cuadrático medio de la estimación. Sin embargo, el rendimiento del filtro de Kalman puede degradarse cuando la medida contiene desviaciones. En esta sección se introduce una modificación del filtro de Kalman que ha sido diseñada con el objetivo de ser robusto ante tales desviaciones en tiempo de ejecución y sin la necesidad de un ajuste manual por parte del usuario. El filtro de Kalman robusto se basa en los métodos estadísticos robustos que proporcionan herramientas para problemas estadísticos en los cuales las asunciones son inexactas, [189, 190]. En nuestro caso, realizar un modelo de las alteraciones resulta complejo puesto que en la mayoría de los casos no siguen un patrón repetitivo, incluso para un mismo usuario en distintas sesiones. Sin embargo, sí se puede conocer cuál es el patrón normal y, por tanto, rechazar todo aquello que se desvíe en cierta medida de la distribución normal. El filtro de Kalman robusto se basa en el *teorema de Masreliez* que da una aproximación de filtrado no-Gaussiano con ecuación de estado lineal y ecuación de observaciones también lineal.

Las desviaciones pueden aparecer debidas a la inexactitud de la ecuación de estado del proceso o de la variable medida. En nuestro caso, suponemos que el modelo es una asunción correcta de la dinámica del movimiento voluntario en tareas de alcance y, por tanto, las desviaciones serán causadas por alteraciones en la observación. Asumiendo este hecho, no es necesario aplicar un proceso de robustificación en las fases de inicialización y predicción, tan sólo en la etapa de actualización.

Si consideramos de nuevo las ecuaciones del espacio de estados del proceso 5.30 y 5.31:

$$X_{k+1} = F \cdot X_k + U_k \quad (5.30)$$

$$Y_k = H \cdot X_k + V_k \quad (5.31)$$

donde  $U_k$  es un ruido blanco gaussiano de distribución  $N(0, Q)$  y  $V_k$  es, en este caso, un ruido que tiene una distribución normal  $N(0, R)$  contaminada con una fracción  $\varepsilon$  que representa las desviaciones presentes en los datos observados.

En el caso de medidas contaminadas, las ecuaciones de actualización del filtro de Kalman clásico (5.22 y 5.25) pueden ser reemplazadas por, [191]:

$$\begin{aligned} X_{k+1,k+1}^* &= X_{k+1,k}^* + P_{k+1,k} H^T [H P_{k+1,k} H^T + R^{1/2} W_k^{-1} R^{1/2}]^{-1} (Y_k - H X_{k+1,k}^*) \\ P_{k+1,k+1} &= P_{k+1,k} - P_{k+1,k} H^T [H P_{k+1,k} H^T + R^{1/2} W_k^{-1} R^{1/2}]^{-1} H P_{k+1,k} \end{aligned} \quad (5.32)$$

donde las ecuaciones de predicción son construídas de la misma forma que en la formulación del Kalman clásico. El símbolo  $R^{1/2}$  denota la matriz raíz cuadrada y  $W_k = \text{diag}(w_{1k}, \dots, w_{mk})$  es la matriz de pesos diagonal de dimensión  $m \times m$  donde  $m$  es la dimensión del vector de medidas  $Y_k$  y cada peso corresponde a:

$$w_{jk} = \frac{\psi_j(s_{jk} - b_{jk} \cdot x_{k+1,k}^*)}{s_{jk} - b_{jk} \cdot x_{k+1,k}^*} \quad (5.33)$$

donde  $\psi_1, \dots, \psi_m$  son funciones de robustificación que varían en función de la aplicación [189, 190], y:

$$B_k = \begin{bmatrix} b_{1k} \\ \cdot \\ \cdot \\ b_{mk} \end{bmatrix} = R^{-1/2} H \quad (5.34)$$

$$S_k = \begin{bmatrix} s_{1k} \\ \cdot \\ \cdot \\ s_{mk} \end{bmatrix} = R^{-1/2} Y_k \quad (5.35)$$

En definitiva estas funciones proporcionan un peso adaptativo de la covarianza del ruido de la medida modulando en tiempo real la confianza en ella.

Especialmente, si  $m = 1$ , como es nuestro caso si independizamos la coordenada horizontal de la vertical del cursor, la observación  $Y_k$  es un escalar. En este caso puede emplearse la función *psi* de robustificación de Huber, [190]:

$$\varphi(Kz) = Kz \cdot \min(1, b/|Kz|)$$

En esta expresión el término  $|Kz|$  representa la norma euclidiana, que para nuestro caso es el valor absoluto al ser un escalar. La figura 5.5 muestra la función de robustificación de Huber.

El parámetro  $b$  ha de ser ajustado de acuerdo a la aplicación. Para nuestro caso, el valor se ha determinado empíricamente de forma que no tenga efecto para el movimiento voluntario asumiendo que todo el conjunto de muestras que cumplan el patrón de distribución normal han de ser consideradas y rechazar aquellas que disten de la distribución normal. Este valor es  $b = 5$ . La figura 5.6 muestra un diagrama de bloques del funcionamiento del filtro de Kalman robusto donde se puede apreciar la inclusión del bloque para la detección de desviaciones (función de Huber) respecto al Kalman clásico visto en la figura 5.4.

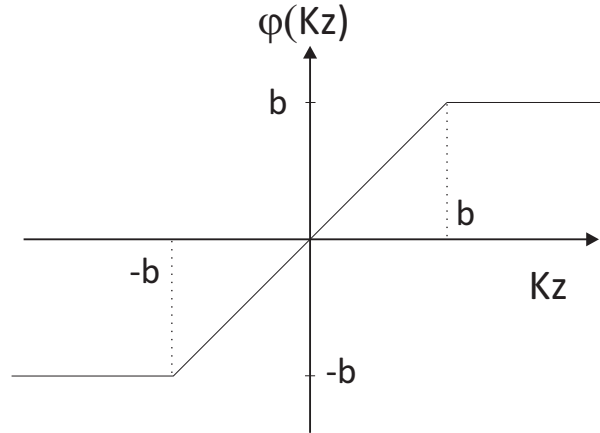


Figura 5.5: Función de robustificación de Huber

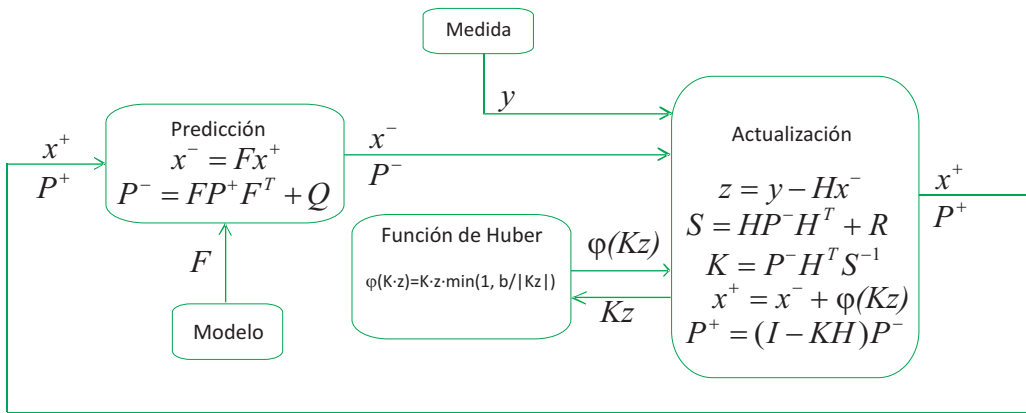


Figura 5.6: Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro de Kalman robusto

### 5.3.5. Evaluación de las técnicas de filtrado adaptativo

Con el fin de evaluar las técnicas de filtrado adaptativo propuestas en este capítulo (filtro Benedict Bordner (BBF), filtro Kalman (KF) y filtro Kalman robusto (RKF)), se emplearon los datos capturados en las sesiones descritas en el capítulo 4 de esta tesis doctoral.

La métrica seleccionada para evaluar el rendimiento de las diferentes estrategias de filtrado es la *segmentación* del movimiento de alcance (figura 5.7). El movimiento de alcance de un objetivo puede ser caracterizado, según el modelo de Fitts-Meyer, con un movimiento inicial rápido que cubre una distancia larga y uno o varios movimientos de corrección en la región cercana al objetivo, que son realizados con menor velocidad, [167, 192]. La segmentación es una métrica que cuantifica el número de submovimientos que tienen lugar en la tarea de alcance, [193], lo que ofrece información relevante acerca de la directividad de la trayectoria hacia el objetivo. Definimos submovimiento como aquella acción de corrección que sigue a un movimiento de acercamiento al objetivo.

Por tanto, se parte de la premisa de que una planificación motora voluntaria reduce los errores cinemáticos mediante el trazado de trayectorias directas hacia el objetivo. Esto implica la ausencia de cambios de trayectoria bruscos y que exista un movimiento amplio de acercamiento al objetivo y, como define el modelo de Fitts-Meyer, algún movimiento de corrección. La métrica propuesta será útil para cuantificar la habilidad para ejecutar la trayectoria deseada y medir en

qué grado el filtro facilita el movimiento hacia el objetivo.

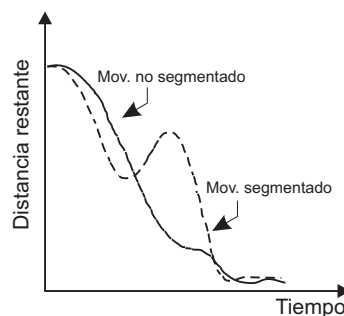


Figura 5.7: Ejemplo de segmentación del movimiento de alcance

La segmentación se calcula midiendo la distancia restante al objetivo en cada instante. Los máximos de la curva resultante implican un alejamiento del objetivo como muestra el ejemplo de la figura 5.7. El procedimiento para evaluar la segmentación consiste en identificar los máximos locales separados al menos una ventana temporal de  $200ms$ . Siguiendo este procedimiento, la media del número de submovimientos para un sujeto sin discapacidad fue de  $M = 1,41(STD = 0,18)$ . Como era esperado, los resultados para los usuarios con PC es superior, alrededor de 8 submovimientos. La tabla 5.1 recoge los submovimientos sin filtro y con cada uno de los filtros. Todos los filtros reducen considerablemente el número de submovimientos pudiendo llegar a reducirlos en un 65 %.

Usuario	Técnicas de filtrado ( $n^{\circ}$ de submovimientos (media(std)))			
	Sin filtro	BBF	KF	RKF
CP1	7.92(1.26)	4.83(0.96)	3.93(0.70)	3.5(0.77)
CP2	8.06(3.38)	3.97(1.71)	3.10(0.98)	2.83(0.85)
CP3	7.82(1.54)	4.08(1.22)	3.04(0.77)	2.77(0.76)
CP4	14.35(8.07)	7.02(4.09)	4.73(2.42)	4.64(2.39)

Tabla 5.1: Segmentación del movimiento de alcance

Estos resultados pueden ser evidenciados gráficamente. En la figura 5.8 se representa la posición del puntero a lo largo del tiempo sin filtro y con los filtros BBF, KF y RKF para un ejercicio realizado por CP1. En la figura 5.9 se representa la segmentación del movimiento del experimento mostrado en la figura anterior para cuatro ejercicios de alcance consecutivos. Cada uno de los filtros reduce los máximos en la gráfica, lo que significa que favorece el movimiento en la dirección del objetivo.

Tal y como se ha mostrado en la tabla 5.1 el filtro RKF es el que ofrece mejores resultados seguido del KF y finalmente del BBF. En la figura 5.10 se representa una trayectoria realizada para ir de un punto a otro de la pantalla y el efecto de cada uno de los filtros. Como se puede observar, la ganancia del movimiento se reduce considerablemente respecto a la trayectoria del puntero sin filtro. El filtro adaptativo modula su ganancia en tiempo real, de forma que afecta en menor medida a las trayectorias rectas, ya que en ellas se reduce el error de predicción. Éste será menor cuanto mayor sea la duración de la trayectoria rectilínea. Sin embargo, los cambios de dirección aumentan el error de predicción, con lo que el filtro responde más lentamente a ellos. Esto es precisamente lo que interesa en nuestra aplicación, donde la trayectoria predominante es dirigida hacia el objetivo, ya que existe capacidad de control motor grueso, aunque numerosos cambios suceden en su camino debido a las alteraciones motoras.

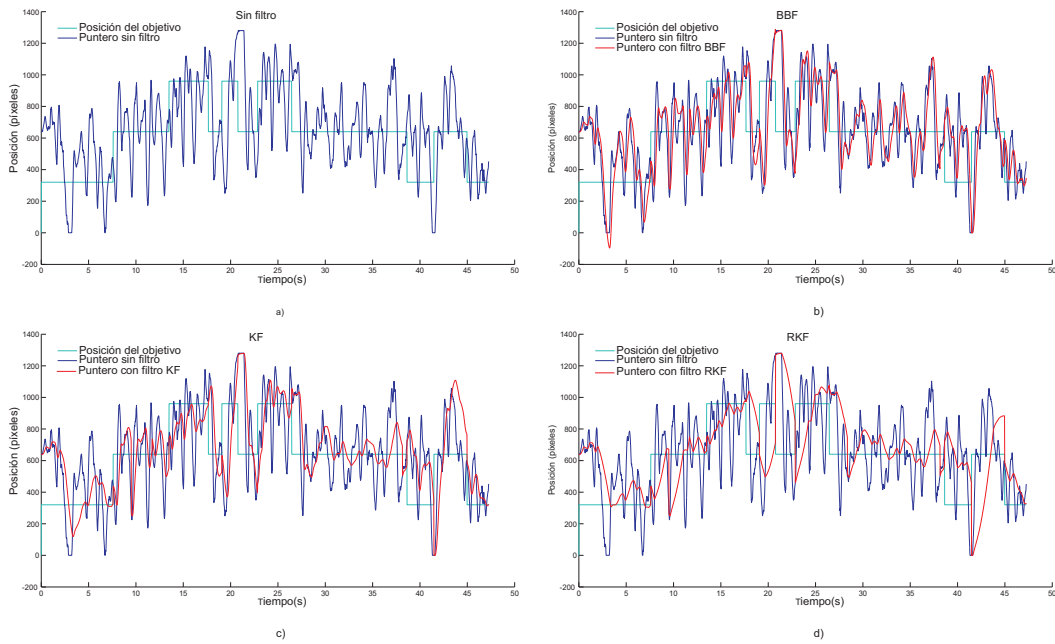


Figura 5.8: Posición del puntero frente al tiempo (CP1). Comparativa entre las distintas técnicas de filtrado, a) Sin filtrado, b) Con filtro BBF, c) Con filtro KF, d) Con filtro RKF

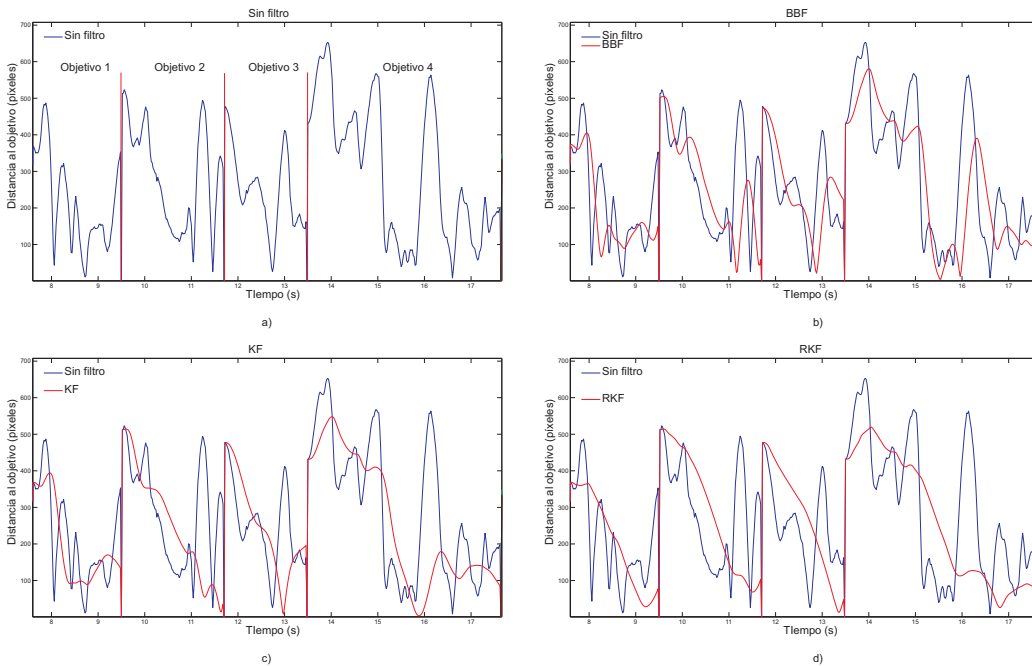


Figura 5.9: Segmentación del movimiento de alcance para 4 alcances consecutivos. Comparación entre las distintas técnicas de filtrado, a) Sin filtrado, b) Con filtro BBF, c) Con filtro KF, d) Con filtro RKF

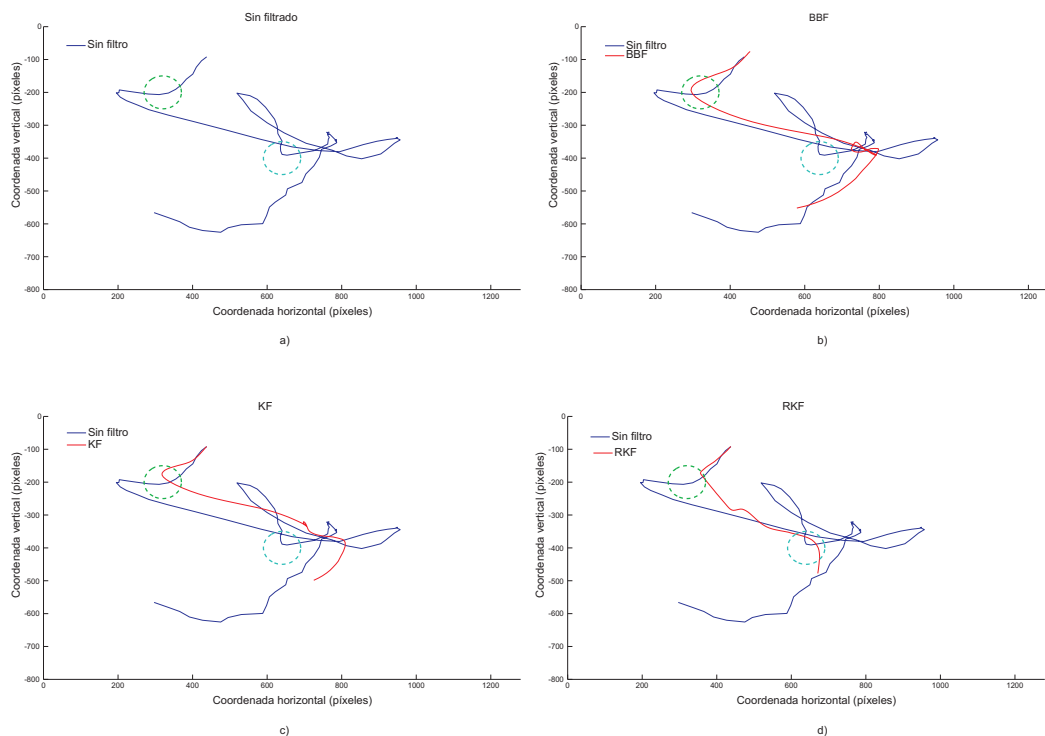


Figura 5.10: Trayectoria para un ejercicio de alcance (CP1). Comparativa entre las distintas técnicas de filtrado, a) Sin filtrado, b) Con filtro BBF, c) Con filtro KF, d) Con filtro RKF

## 5.4. Discusión de la selección de la estrategia de filtrado

Los resultados confirman que los filtros KF y RKF reducen el efecto de las alteraciones motoras en mayor medida que el filtro BBF. Esto puede ser explicado porque el filtro de Kalman hace un uso óptimo de las medidas realizadas, es decir, los parámetros  $g$  y  $h$  son ajustados de acuerdo a la precisión de la medida en cada instante. De esta forma, si se considera que la medida actual tiene una buena SNR, de tal manera que se obtiene una buena medida de la posición, los parámetros  $g$  y  $h$  son ajustados automáticamente para tener esto en cuenta. Esta adaptación automática se realiza gracias a la variación en tiempo real de la covarianza del error de estimación, la cual modula la ganancia del filtro en función de la diferencia entre medida y estimación.

La acción de filtrado es mayor ante cambios de dirección pronunciados, filtrándolos por completo o haciendo un cambio más suave en caso de que el cambio de dirección se mantenga en el tiempo. La diferencia entre el filtro KF y RKF ha sido menor. Sin embargo, el filtro RKF mejora el rendimiento del KF y conceptualmente resulta más adecuado. El filtro RKF reduce efectivamente el efecto de aquellas medidas que distan, en el grado establecido, de la distribución normal de medida (*outliers*), incrementando así, la robustez del sistema ante los movimientos involuntarios. Teniendo en cuenta el número de acciones de alcance que el usuario realiza en el uso del computador, la mejora introducida puede resultar considerable.

La segmentación ha ofrecido información interesante acerca de la directividad del movimiento hacia el objetivo. Mientras que una persona sin discapacidad motora realiza la tarea de alcance con un sólo movimiento de larga distancia seguido de algún pequeño movimiento de corrección, una persona con PC puede realizar alrededor de 8 submovimientos para alcanzar el objetivo. El

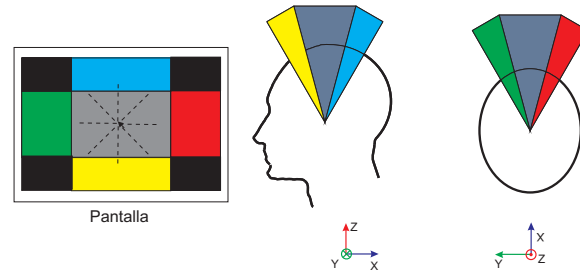


Figura 5.11: Espacio de control del cursor para el modo de control incremental. La posición del cursor es incrementada progresivamente en la dirección indicada por la posición de la cabeza

filtro RKF es el que tiene mayor eficacia, pudiendo mejorar la directividad hacia el objetivo en más de un 60 %.

## 5.5. Estrategia de control incremental

Según el análisis del movimiento realizado en el capítulo 4 los usuarios tienen la capacidad de posicionar el cursor en una región cercana al objetivo pero no la de posicionarse sobre él de forma precisa. Siguiendo esta premisa se propone la forma de control incremental planteada en esta sección. En este modo las órdenes de control (arriba-abajo, izquierda-derecha) son ejecutadas posicionando la cabeza en una región espacial amplia sin necesidad de una alta precisión. La posición del cursor es incrementada, con una velocidad ajustable, en la dirección indicada por el rango espacial hacia el que se oriente la cabeza. La figura 5.11 ilustra esta forma de control. Si el usuario gira la cabeza hacia la izquierda (área de color verde) el cursor se moverá hacia la izquierda progresivamente. Análogamente, si el usuario mueve la cabeza hacia la derecha (área de color rojo) el cursor se moverá hacia la derecha progresivamente. De forma similar con las direcciones arriba (azul) y abajo (amarillo). En las áreas de color negro, el cursor se mueve en diagonal.

Este sencillo control incremental, unido a las técnicas de filtrado adaptativo descritas en la sección anterior puede tener un alto potencial en la facilitación del control del dispositivo ya que cumple los requerimientos de los usuarios con PC respecto a su capacidad de control motor grueso y no preciso. Con esta técnica resulta más sencillo detener el cursor (manteniendo la cabeza en la posición central) con lo que facilita la acción de activación (*click*). Por otro lado, las dimensiones espaciales de control son fácilmente configurables con lo que pueden ser adaptadas al rango de movimiento particular del usuario.

## 5.6. Análisis funcional de la interfaz ENLAZA como dispositivo de entrada al computador

Una vez seleccionada la estrategia de filtrado, se presenta la evaluación de la interfaz inercial realizada con sujetos con PC, para los cuales fue diseñada.



### 5.6.1. Descripción de la tarea

La tarea propuesta consistió en posicionar sucesivamente el cursor sobre una serie de objetivos en la pantalla del computador, de forma similar a como se describió en la sección 4.2.3. La posición del objetivo cambiaba al ser alcanzado, siguiendo un orden secuencial hasta completar un total de 15 posiciones. En este caso, no sólo era necesario pasar por el objetivo (*cross*), sino realizar una activación sobre él (*click*). La acción de *click* se ejecutaba al posicionar el cursor un tiempo sobre un área de la pantalla. De esta forma, se evalúa no sólo la habilidad del usuario para posicionar el cursor sobre el objetivo, sino su capacidad para mantener el cursor sobre una región determinada y durante un tiempo preestablecido.

La condición para realizar la activación consistió en posicionar el cursor sobre una región de 60 píxeles durante 3.5 segundos. Para los casos de discapacidad motora más severa, se previó la utilización de una herramienta para aumentar el tamaño de la pantalla con el fin de facilitar la tarea. Concretamente, se empleó la herramienta “*Pointing Magnifier*”, de libre distribución, desarrollada por la Universidad de Washington, (figura 5.12, [194]).

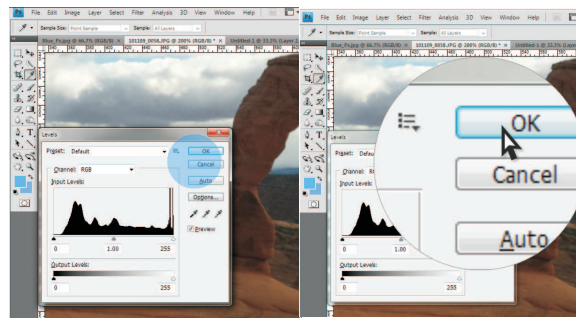


Figura 5.12: Herramienta *Pointing Magnifier*. La lupa aparece como un área de color azul; una vez que se activa (con un *click*) se aumenta el contenido del círculo.

La experimentación consistió en 5 sesiones. Cada sesión constó de tres tipos de tareas:

- Seguimiento del objetivo sin aplicación del filtro
- Seguimiento del objetivo con aplicación del filtro RKF
- Seguimiento del objetivo con aplicación del control incremental

### 5.6.2. Participantes

En las pruebas de validación de la interfaz inercial participaron tres de las cuatro personas que actuaron en la experimentación del análisis del movimiento descrita en el capítulo 4. El usuario CP2 no pudo participar debido a que ya no estaba en el centro de ASPACE Cantabria cuando se realizó esta experimentación. La tabla 5.2 resume la discapacidad motora de cada uno de los usuarios.

### 5.6.3. Resultados

- Sujeto CP1

Usuario	Alteración motora		
	Tono cervical	Tono general	Movimientos asociados
CP1	Hipertonía extensora	Hipertonía extensora	Atetosis
CP3	Hipotonía	Hipotonía	No
CP4	Hipotonía	Distonía	Distonía

Tabla 5.2: Características de los sujetos con PC

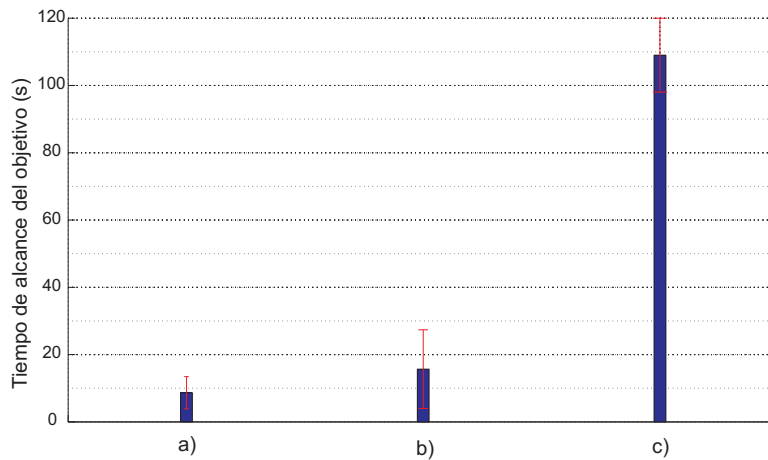


Figura 5.13: Tiempo de alcance al objetivo para CP1 (a) Con filtrado adaptativo. (b) Con control incremental, (c) Sin filtrado

El tono muscular de CP1 está caracterizado como hipertónico, lo que, como se describió en el capítulo 4, causa movimientos de una frecuencia predominante mayor que la voluntaria. En el caso de CP1, se observa una gran diferencia en la ejecución de la tarea con y sin la acción del filtrado. La tarea de alcance sin filtrado se realiza en un tiempo medio de 109 segundos (con una desviación estándar (std) de 10.98 segundos), mientras que con la acción del filtrado, se realiza en un tiempo medio de 8.67 segundos (std=4.78s). En este caso, la tarea fue realizada sin la utilización de la herramienta *Pointing Magnifier* por presentar mejores resultados sin ella. Concretamente, con la aplicación del filtro y de dicha herramienta se obtuvo un tiempo medio de alcance de 25.76 segundos (std=17.49s). El tiempo medio de alcance usando el modo de control incremental fue de 15.67 segundos (std=11.70). La figura 5.13 muestra gráficamente estos resultados. Según el análisis de la métrica definida por la ISO 9241, el *Throughput*, la tarea se realiza con una tasa de 0.34 bits/s (std=0.18) con el efecto del filtro, de 0.02bits/s (std=0.0043) sin filtrado y 0.22 bits/s (std=0.15) con el control incremental. Como cabía esperar, la tasa obtenida es considerablemente inferior a aquella dada para sujetos sin discapacidad motora. Esto es así debido a que el tiempo de alcance del objetivo y el tamaño de éste, son superiores a aquellos propios de una tarea realizada por un usuario sano. No obstante, el *Throughput* es una medida útil para valorar la mejora introducida por el efecto de filtrado.

■ Sujeto CP3

La alteración motora de CP3 está caracterizada por un tono muscular bajo. Como se describió en el capítulo 4, la hipotonía afecta en mayor medida al control postural que a la precisión de los movimientos. Con la aplicación del filtro se obtuvo un tiempo medio de alcance de 18.08 segundos (std=14.82) mientras que sin la aplicación del filtro, el tiempo

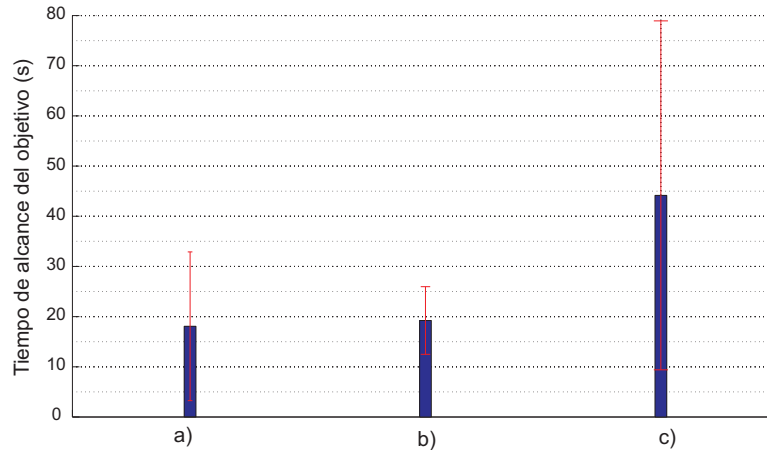


Figura 5.14: Tiempo de alcance al objetivo para CP3 (a) Con filtrado adaptativo. (b) Con control incremental, (c) Sin filtrado



Figura 5.15: Fotografía tomada durante la experimentación de la interfaz inercial como dispositivo de entrada al computador en ASPACE Cantabria

medio de alcance fue de 44.16 segundos ( $\text{std}=34.77\text{s}$ ). Con el control incremental se obtuvo un valor ligeramente superior al obtenido con el filtrado adaptativo, con un tiempo medio de alcance de 19.23 segundos ( $\text{std}=6.74\text{s}$ ). La figura 5.14 ilustra estos resultados. El valor de *Throughput* con el filtrado fue de 0.21 bits/s ( $\text{std}=0.14$ ), 0.11 bits/s ( $\text{std}=0.08$ ) sin filtrado y 0.13 bits/s ( $\text{std}=0.03$ ) con control incremental. En este caso se empleó la herramienta de amplificación para facilitar la tarea del *click*. Con esta herramienta se mejora la precisión, al reducir la ganancia del movimiento, especialmente interesante en este caso donde se producen movimientos de amplio rango, debido a la caída cervical. La figura 5.15 muestra una fotografía tomada durante la experimentación de la interfaz inercial como dispositivo de entrada al computador realizada en ASPACE Cantabria.

#### ■ Sujeto CP4

La alteración motora de CP4 está caracterizada por un bajo tono muscular y movimientos distónicos asociados. Esta combinación limita el control postural y produce una fluctuación en la frecuencia de los movimientos, presentando un espectro mayor respecto al del movimiento voluntario. El tiempo medio de alcance con la acción del filtro fue de 17.43 segundos ( $\text{std}=12.20\text{s}$ ) frente a 43.26 segundos ( $\text{std}=37.30\text{s}$ ) sin el efecto del filtrado. En este caso se empleó la herramienta de amplificación, lo que facilita la precisión de la tarea. El tiempo medio de alcance empleando el modo de control incremental fue de 39.97 segundos

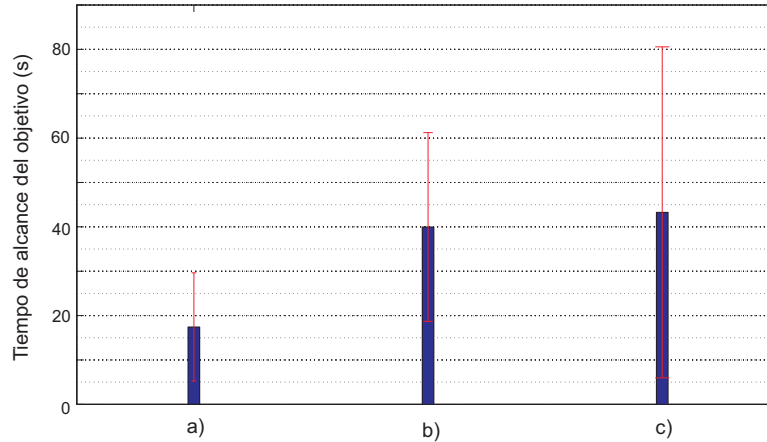


Figura 5.16: Tiempo de alcance al objetivo para CP4 (a) Con filtrado adaptativo. (b) Con control incremental, (c) Sin filtrado

(std=21.26). La figura 5.16 ilustra estos resultados. El valor de *Throughput* para la realización de la tarea con filtrado fue de 0.21 bits/s (std=0.1) siendo 0.12 bits/s (std=0.07) sin filtrado y 0.10 bits/s (std=0.08).

#### 5.6.4. Discusión

Es preciso hacer notar que la muestra de población seleccionada ha sido realmente baja al no haber podido disponer de un mayor número de usuarios. No obstante, los sujetos seleccionados se consideran representativos de las alteraciones objeto de estudio. Por ello, se espera que las mejoras funcionales introducidas por la interfaz puedan beneficiar a un grupo de usuarios de características similares.

De acuerdo a los resultados obtenidos, la interfaz inercial es un dispositivo apto para establecer la comunicación entre una persona con alteraciones motoras severas y el computador. La aplicación del filtrado adaptativo facilita la interacción, lo que se ha puesto de manifiesto con una reducción importante del tiempo de alcance del objetivo. Si bien se ha obtenido una mejora para los tres participantes, ésta ha sido mayor en el caso de CP1, usuario con hipertensión. El tiempo de alcance para CP1 ha sido 10 veces menor con la aplicación del filtrado. Para el caso de CP3 y CP4 el tiempo de alcance se redujo a la mitad con la aplicación del filtrado.

Como se describió en el capítulo 4, CP1 tenía más dificultades de control, lo que fue objetivado a través del análisis del comportamiento psicomotor. El control de los participantes CP3 y CP4 obtuvo una mayor correlación con el modelo de comportamiento psicomotor voluntario. Por tanto, la aplicación del filtrado mejora en mayor medida el control de CP1. Adicionalmente, el algoritmo de filtrado reduce los movimientos de más alta frecuencia que los voluntarios, con lo que en la medida en que el movimiento involuntario sea de mayor frecuencia, el filtrado será más efectivo.

El modo de control incremental también ha introducido mejoras respecto al control sin filtrado. En este caso, la acción del *click* se convierte en una tarea relativamente sencilla, ya que no es necesario mantener la cabeza en una posición precisa, sino dentro de un rango determinado. Sin embargo, la tarea de alcance se hace más lenta, lo que puede afectar a la motivación del usuario. Con todo ello, el filtrado adaptativo presenta mejores resultados, con la ventaja adicional de resultar menos tedioso para el usuario.

El rango de valores de *Throughput* está comprendido entre 0.2 y 0.3 bits/s. Estos valores son considerablemente inferiores a los característicos de una persona sin discapacidad, cuyo valor está en torno a 2 bits/s. Tal diferencia se debe a tres factores. En primer lugar, el tiempo de alcance es superior para el caso de personas con PC, debido a sus dificultades motoras. En segundo lugar, el tiempo de activación es superior, debido al tiempo de permanencia necesario para hacer el *click*. En tercer lugar, el tamaño del objetivo es superior al tamaño de los iconos convencionales empleados para personas sin discapacidad. Sin embargo, aunque la escala de *Throughput* sea diferente para personas con PC, es una métrica útil para valorar la mejora introducida con la aplicación del filtrado, así como también lo será para objetivar el aprendizaje del usuario tras varias sesiones de entrenamiento.

En la experimentación presentada no ha existido un entrenamiento previo, siendo la primera vez que los usuarios controlaban el dispositivo. Es preciso hacer notar que existe una absoluta falta de práctica en tareas físicas similares. De acuerdo a la valoración del equipo de terapeutas del centro ASPACE Cantabria, un entrenamiento basado en tareas funcionales puede hacer que los usuarios alcancen mayor destreza. Este hecho podría posibilitar la disminución del tamaño de los objetivos, con lo que se podría aumentar la densidad de información en pantalla, o prescindir de la herramienta de amplificación para reducir el tiempo de alcance.

La estrategia de filtrado presentada no tiene en cuenta la posición del objetivo (*Target agnostic*) y ha sido validada como una técnica de mejora del control voluntario. A partir de este estudio, cabe considerar la aplicación de herramientas de computación que realicen una adaptación del entorno para mejorar la accesibilidad, como la *click-crossing* comentada anteriormente. De esta forma, la facilitación del control del movimiento del cursor, unido a la modificación adaptativa del entorno, puede potenciar aún más la interacción entre la persona con limitaciones motoras graves y el computador.

Adicionalmente, el algoritmo de filtrado puede aplicarse a cualquier interfaz persona computador. La interfaz inercial ha proporcionado información cinemática para la extracción de patrones de movimiento voluntarios y alterados, útiles para el diseño de la estrategia de filtrado. Sin embargo, ésta es independiente de la tecnología inercial, pudiéndose aplicar sobre el movimiento del cursor, ya sea comandado por un ratón convencional u otra interfaz avanzada, como aquellas basadas en el seguimiento del iris o los movimientos/gestos de la cara por ejemplo.

Finalmente, cabe señalar que la variabilidad en los perfiles de la PC limita la toma de consideraciones de carácter general. En este sentido, el criterio para la selección de los participantes ha incluido sólo a personas que no pueden acceder a las interfaces convencionales y que sufren graves alteraciones motoras. Este criterio trata de garantizar, en cierta forma, que la interfaz desarrollada permita el acceso al computador de un determinado grupo de usuarios con limitaciones similares.

## 5.7. Análisis funcional de la interfaz ENLAZA como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER

Una vez la interfaz inercial fue validada como dispositivo general de entrada al computador para un grupo de personas con PC, se estudió su usabilidad como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER en el sentido apuntado en el modelo de interacción convergente. En el capítulo 2 se pusieron de manifiesto las limitaciones de algunos usuarios para controlar el vehículo con las interfaces inicialmente previstas. En esta sección estudiaremos cómo la interfaz inercial puede mejorar la interacción con el vehículo en comparación con las interfaces estudiadas



Figura 5.17: Sensor inercial situado en el tronco del usuario para establecer el sistema de referencia global necesario para la medida de orientación relativa entre el movimiento de la cabeza del usuario y del vehículo

en el capítulo 2.

Para realizar la conducción del vehículo PALMIBER con la interfaz inercial es necesario incorporar un nuevo sensor inercial para conocer la orientación relativa entre el usuario y el vehículo. Este sensor puede ser ubicado en el tronco del usuario, que se moverá solidario al vehículo. Recordemos la ecuación 3.6 con la que se obtenían los ángulos de Euler entre dos sistemas de referencia:

$$\begin{aligned}
 R_{GS} &= R_s \cdot (R_G)^{-1} \\
 \alpha &= \arctan(-R_{GS}(2,3)/R_{GS}(3,3)) \\
 \beta &= \arcsin(R_{GS}(1,3)) \\
 \gamma &= \arctan(-R_{GS}(1,2)/R_{GS}(1,1))
 \end{aligned} \tag{5.36}$$

En el funcionamiento de la interfaz como dispositivo de entrada al computador, presentado en el capítulo 3, el sistema de referencia global  $R_G$  era la orientación de la cabeza durante la etapa de calibración. En el caso de la interfaz inercial para la conducción del vehículo PALMIBER, la matriz  $R_G$  corresponderá a la orientación del sensor situado en el tronco del usuario. De esta forma, se obtienen los ángulos de rotación de la cabeza respecto al tronco del usuario, el cual se mueve solidario al vehículo. La figura 5.17 ilustra la solución adoptada para referir la posición de la cabeza respecto a la posición del tronco.

### 5.7.1. Participantes

El criterio de inclusión para esta experimentación consideró personas con PC con discapacidad motora grave y con un desarrollo intelectual adecuado para trabajar en modos más avanzados al “Causa-Efecto”, ya que se trata de evaluar la interfaz inercial en la selección de direcciones. Por tanto, de entre los 6 sujetos que participaron en la experimentación presentada en el capítulo 2, sólo los usuarios U1 y U2 cumplieron este criterio. El resto de usuarios U3-U6 no participó en esta experimentación debido a que su discapacidad intelectual severa les limitaba el acceso a modos más complejos, según las consideraciones del equipo de terapeutas de ASPACE Cantabria. Con ellos se realizaron una serie de estudios preliminares, pero debido a la limitación mencionada, no pueden ser considerados para la evaluación de la interfaz. Por su parte, el usuario U1 no pudo participar, al no pertenecer ya al centro de ASPACE Cantabria cuando se realizó dicha experimentación. No obstante, para este usuario se concluyó que la consola de pulsadores resultaba usable, con lo que, aunque los resultados podrían mejorar, no existe la necesidad estricta



de la utilización de la interfaz inercial.

El usuario U2 presenta una hipertonía flexora con movimientos atetósicos asociados con una discapacidad intelectual de grado medio. En la experimentación presentada en el capítulo 2 se observó que el usuario tuvo dificultades para controlar el vehículo más allá del modo “Causa-Efecto”. Sin embargo, según las consideraciones del equipo de ASPACE Cantabria, su capacidad cognitiva le permitiría avanzar en el control de las direcciones de movimiento. Por tanto, en el capítulo 2 se concluyó que la interacción con el vehículo podría ser mejorada, debido a los problemas presentados para la selección de las direcciones. En este usuario se concreta el objetivo de la integración de la interfaz inercial ENLAZA y el vehículo PALMIBER, esto es, aumentar la accesibilidad del vehículo para aquellos usuarios con una discapacidad motora severa pero con una capacidad cognitiva moderada.

### **5.7.2. Descripción de la tarea**

El usuario comenzó en el modo “Causa-Efecto”, continuando la experimentación presentada en el capítulo 2. La sesión en este modo tuvo una duración de 5 minutos, ya que fue superada rápidamente. A continuación, se experimentó el modo “Entrenamiento Dirección izquierda-derecha”. Este modo también se completó rápidamente, por lo que la sesión tuvo una duración de 5 minutos.

Finalmente se trabajó en el modo “Decisión dirección”. En este modo se trabajó en 3 sesiones de 10 minutos cada una. Las dos primeras se basaron en el entrenamiento, en la familiarización de la conducción del vehículo con la interfaz inercial y en el ajuste de parámetros técnicos para su adaptación al usuario. En la tercera sesión se propusieron una serie de tareas para evaluar la selección de direcciones para llegar a un objetivo determinado. La tarea propuesta consistió en llegar a distintos puntos de la sala, para lo cual era necesario realizar un recorrido relativamente sencillo. Esta tarea es la más compleja propuesta por el vehículo PALMIBER, ya que requiere suficiente capacidad cognitiva para la planificación de la acción y suficiente capacidad motora para su ejecución.

Los eventos ocurridos durante el ejercicio de conducción fueron registrados empleando la herramienta de captura y análisis presentada en la sección 2.4. Esto permite objetivar el aprendizaje midiendo tiempos de reacción, trayectoria realizada, etc. Esta información se completó con la evaluación funcional de la conducción, esto es, la identificación de las funciones que la interfaz le permite realizar.

### **5.7.3. Resultados y discusión**

La experimentación mostró que las alteraciones motoras y posturales de las extremidades superiores producen un alto retardo entre la planificación del movimiento y su ejecución. Este hecho impidió el control del vehículo más allá del modo “Causa-Efecto” con la consola de direcciones o el pulsador. Con la interfaz inercial, la tarea de selección de dirección se ha facilitado hasta llegar al modo “Decisión-dirección”, lo que funcionalmente supone un avance altamente significativo. El usuario comenzó en el modo “Causa-Efecto”, en el que el resultado fue similar al obtenido con la consola de pulsadores, llegando a un tiempo de reacción algo menor a los 3 segundos. El usuario no requirió entrenamiento alguno y la tarea fue superada en tan sólo 5 minutos.

A continuación se pasó al modo “Entrenamiento dirección izquierda-derecha”. Si bien el tiempo de reacción para izquierda y derecha fue de 9 y 16 segundos con la consola de pulsadores,

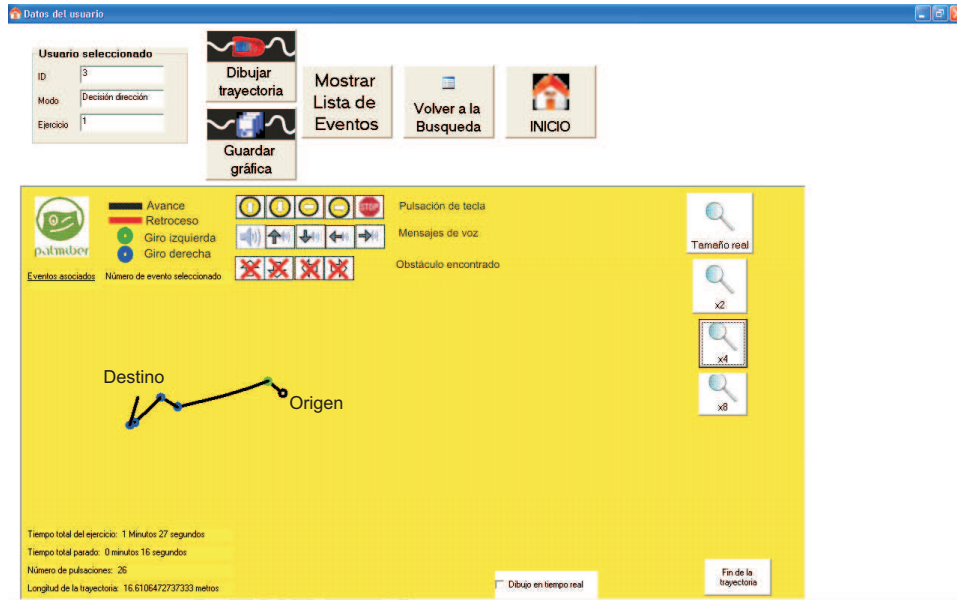


Figura 5.18: Análisis del ejercicio de conducción. Captura de los eventos durante un ejercicio de conducción para de un punto de la sala (Origen) a otro (Destino)

con la interfaz inercial fue alrededor de 3.6 (izquierda) y 4.2 (derecha), valor similar al obtenido en el modo “Causa-Efecto”. En este caso se observó que la demanda de un menor esfuerzo para ejecutar la acción, disminuyó la distracción del usuario, lo que a su vez tuvo un efecto positivo en el resultado. A continuación se pasó al modo “Decisión dirección”, en el que se propuso la tarea de llegar a distintos puntos de la sala siguiendo trayectorias sencillas.

El resultado más significativo es que la interfaz ENLAZA proporciona al usuario la capacidad de corregir la trayectoria en el momento deseado, lo que no pudo conseguirse empleando la consola de direcciones o el pulsador. La figura 5.18 muestra un ejemplo de una de las capturas realizadas con la herramienta de análisis del ejercicio de la conducción y la trayectoria que el usuario realizó para llegar al punto especificado. Si bien existen imprecisiones durante la conducción, la meta es finalmente alcanzada en un reducido número de maniobras y con correcciones de la trayectoria durante la conducción.

Con el empleo de la interfaz inercial, el movimiento del usuario se traduce en una acción de control, sin necesidad de accionar un dispositivo externo. La acción de control puede configurarse dependiendo de las particularidades del usuario, dependiendo del rango o la velocidad del movimiento y/o la postura. Esto aporta una versatilidad muy interesante para estos casos, en los que existe una capacidad de movilidad y manipulación reducida.

El mayor control voluntario del movimiento de la cabeza que de las extremidades reduce considerablemente el tiempo de reacción. El usuario presentó una mayor satisfacción y motivación con el uso de la interfaz inercial, ya que ésta le demanda un menor esfuerzo para conseguir el objetivo propuesto. En este caso, se espera que el entrenamiento en el uso de la interfaz mejore los resultados e incluso pueda tener un impacto en el control postural del usuario. La figura 5.19 muestra una fotografía tomada durante la experimentación realizada en ASpace Cantabria.

Tras esta evaluación funcional, se puede concluir que la interfaz inercial ENLAZA es un dispositivo apto para establecer la interacción entre esta persona con PC y el vehículo PALMIBER.





Figura 5.19: Fotografía tomada durante la experimentación de la interfaz inercial como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER en ASPACE Cantabria

## 5.8. Conclusión

El presente capítulo ha constado de dos partes. La primera de ellas ha estado centrada en el diseño de la estrategia de filtrado para la facilitación del control mediante la reducción del movimiento involuntario. La segunda parte ha estado centrada en la evaluación funcional de la interfaz inercial, con usuarios con PC, una vez integrada la estrategia de filtrado.

De acuerdo a la revisión bibliográfica realizada, la mayoría de las técnicas de facilitación del control de interfaces persona-computador están enfocadas a la adaptación del entorno. Estas técnicas requieren conocer donde se encuentra el objetivo a alcanzar (*target-aware*). La propuesta presentada en esta tesis doctoral parte del hecho de que la posición del objetivo es desconocida, ya que, sólo de esta forma, el diseño de la interfaz será independiente de la aplicación informática que se emplee. Por tanto, el objetivo es identificar la intención del usuario sin conocer el entorno sobre el que se trabaja (*target-agnostic*).

Para ello se ha propuesto una nueva técnica de filtrado que reduce el efecto del movimiento involuntario en el control. En primer lugar esta técnica ha sido evaluada con los datos capturados en la experimentación presentada en el capítulo 4, mostrando que el número de submovimientos para alcanzar el objetivo se reduce hasta en un 60%. En segundo lugar, la técnica fue integrada en la interfaz inercial ENLAZA para realizar una evaluación del acceso al computador de usuarios con PC. Con la aplicación del filtrado, el tiempo de alcance de objetivos puede llegar a reducirse en una décima parte, lo que supone un avance muy significativo.

Finalmente, la interfaz ENLAZA fue evaluada como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER. La experimentación se realizó con una persona con capacidad cognitiva adecuada para la adquisición de conceptos espaciales, pero con reducida capacidad física para la conducción. Los resultados mostraron que la interfaz permite a este usuario la selección de direcciones de movimiento en el momento deseado reduciendo el retardo entre la planificación de la acción y su ejecución. Esta última experimentación pone en práctica el modelo de interacción convergente, presentado en el capítulo 1, donde un producto de apoyo personal, la interfaz inercial ENLAZA, facilita el acceso a un dispositivo de apoyo general, el vehículo PALMIBER, ampliando el número de usuarios que pueden beneficiarse de los recursos terapéuticos de ambas soluciones tecnológicas.



# Conclusiones, principales aportaciones y trabajos futuros

## 6.1. Conclusiones

En el capítulo 1 de esta tesis doctoral se propone el modelo de interacción convergente en Tecnologías de Apoyo, el cual responde a las necesidades, entre otras, de las personas afectadas de un modo severo por parálisis cerebral (PC) en su interacción con las actividades y con el entorno físico y social. Dicho modelo tiene como objetivo la formalización de los requerimientos que la tecnología de apoyo debe cumplir para ser accesible, entre otros, a este colectivo. Para cumplir este objetivo, el modelo propone tres tipos de productos de apoyo: personal, general y de entorno, con aproximaciones de interacción entre ellos.

El vehículo PALMIBER, presentado en el capítulo 2, es considerado un dispositivo de apoyo de tipo general, ya que es de uso pluripersonal y es utilizado temporalmente para llevar a cabo una actividad determinada. Se diseñó con gran versatilidad en sus modos de conducción y en la misma consola de mando. Pese a ello, se mostró insuficiente para casos más graves de PC. La interfaz inercial ENLAZA, presentada en el capítulo 3, surge así del estudio de la interacción entre el usuario y el vehículo, donde se puso de manifiesto que las personas con afectación motora severa, requieren de interfaces más accesibles y adaptadas a su capacidad específica, ya que no son capaces de usar teclados ni incluso pulsadores adaptados. La interfaz inercial ENLAZA es considerada, por tanto, un dispositivo de apoyo personal por su alto grado de integración con el usuario e incluso personalizado, en este caso de modo autoadaptativo.

Así, en el capítulo 4 se estudiaron los patrones de movimiento y de postura alterados con el fin de crear una interfaz altamente personalizable y adaptable a las necesidades del usuario. Los resultados de este estudio fueron empleados para la creación de estrategias de filtrado que redujesen el efecto del movimiento involuntario en el control del dispositivo inercial.

El diseño y la evaluación de estas estrategias se presentaron en el capítulo 5. Al final de dicho capítulo se presentó un análisis funcional de la interfaz creada, como dispositivo general de entrada al computador y como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER. Para analizar la interacción con el computador se analizó el tiempo de alcance de objetivos por el usuario en la pantalla y la métrica propuesta por la norma *ISO 9241*, que está basada en el modelo de control psicomotor definido por Fitts. A continuación, se evaluó el funcionamiento de

la interfaz como dispositivo de apoyo para la conducción del vehículo PALMIBER, analizando el grado en el que la accesibilidad del vehículo mejora con la integración de la interfaz inercial.

Como conclusión general de este trabajo de tesis doctoral se constata que pueden hacerse progresos considerables para cubrir las necesidades de personas con diversidad funcional, tanto con el diseño de nuevos dispositivos de apoyo, que sean personales, generales o de entorno, como en la integración de dos o más de estos sistemas de un modo convergente, paliando así, los déficits funcionales motores, cognitivos o perceptivos del usuario.

## 6.2. Principales aportaciones

Las principales contribuciones de este trabajo de doctorado han estado dirigidas a encontrar nuevas estrategias para la interacción y movilidad de los niños con PC paliando las carencias identificadas.

En primer lugar se ha realizado el estudio y revisión crítica del estado del arte de los dispositivos de apoyo a la movilidad, así como de las interfaces persona-computador diseñadas para personas con PC y síndromes afines. Esta revisión y el trabajo realizado con anterioridad en el Grupo de Bioingeniería del CSIC, fue el punto de partida para diseño, construcción y validación de un vehículo robótico, llamado PALMIBER, para potenciar el desarrollo físico y cognitivo a través de experiencias de movilidad. De las experiencias realizadas con el vehículo y de la revisión del estado del arte de las interfaces persona-computador para PC, surgió el diseño y construcción de una interfaz inercial, llamada ENLAZA. De la experimentación con la interfaz ENLAZA surgió la necesidad de diseñar una estrategia de filtrado para la reducción del movimiento involuntario en el control.

Al concluir la construcción y evaluación técnica de los dispositivos, se realizó una validación funcional de los mismos con personas con PC. Se validó la interfaz inercial ENLAZA como dispositivo de entrada general al computador y específicamente para la conducción del vehículo PALMIBER. Con todo este trabajo se pone en evidencia la adecuación del modelo conceptual propuesto para la aplicación convergente de las Tecnologías de Apoyo en PC.

A continuación se realiza una descripción en detalle de las aportaciones:

- Creación y puesta en práctica de un modelo conceptual de interacción convergente para la aplicación óptima de las Tecnologías de Apoyo en PC. Este modelo establece tres tipos de productos de apoyo: general, personal y de entorno. La integración de ellos combina la especificidad del usuario, la generalidad que debe tener un sistema para una tarea determinada y la actividad en las muy diversas condiciones del entorno. La convergencia de estos tres tipos de apoyo reducirá las limitaciones de las personas con PC para acceder a los dispositivos de apoyo. La idoneidad del modelo se ha puesto de manifiesto con la integración del vehículo PALMIBER y de la interfaz ENLAZA.
- El vehículo PALMIBER. La revisión del estado del arte muestra que no existen soluciones específicamente diseñadas para potenciar el desarrollo integral de los niños con PC a través de las experiencias de movilidad. Esto dio lugar a las siguientes aportaciones:
  - Diseño y construcción del vehículo PALMIBER con características preindustriales específicamente diseñado para niños con PC.

- Diseño y evaluación de un algoritmo basado en “dos máximos” del modelo matemático de la envolvente ultrasónica para la estimación precisa de la distancias para el sistema de evitación de obstáculos.
  - Construcción de una herramienta para la captura y el análisis del ejercicio de conducción para la evaluación objetiva de la terapia.
  - Evaluación de la interacción entre el usuario con PC y el vehículo PALMIBER.
- La interfaz inercial ENLAZA. Los resultados de la evaluación de las interfaces del vehículo PALMIBER puso de relieve la necesidad de conocer las limitaciones del usuario de forma más precisa y crear una solución más adaptada. Esto dio lugar a las siguientes contribuciones:
- Revisión de las interfaces persona-computador diseñadas específicamente para personas con PC. Aunque existen diversas interfaces, su usabilidad decrece drásticamente cuando el usuario tiene una discapacidad motora severa.
  - Diseño y construcción de una interfaz inercial, llamada ENLAZA. La tecnología inercial permite la extracción de patrones característicos de movimiento.
  - Estudio y definición de las necesidades del usuario. Se realizó una caracterización del movimiento voluntario e involuntario. El movimiento involuntario ha sido caracterizado con la definición de unas métricas como control motor, frecuencia y rango de movimiento con las que podrían configurarse dispositivos específicos de valoración funcional.
- Estrategias de filtrado del movimiento involuntario. En este apartado se estudiaron un conjunto de algoritmos para la reducción del efecto del movimiento involuntario en el control de la interfaz ENLAZA. Esto dio lugar a las siguientes aportaciones:
- Revisión del estado del arte de las técnicas de facilitación de la interacción persona-computador.
  - Selección de las técnicas de filtrado según la caracterización del movimiento previamente realizada.
  - Propuesta de una nueva técnica de filtrado (RKF) basada en la detección precisa y eliminación de desviaciones en la trayectoria del cursor.
  - Evaluación de las técnicas de filtrado sobre datos cinemáticos capturados de usuarios con PC. La técnica propuesta aumenta la directividad del movimiento en un 60%. Es independiente de la posición de los objetivos en la pantalla. Su ganancia se adapta automáticamente según la directividad del movimiento del cursor.
- Evaluación funcional de la interfaz inercial ENLAZA con usuarios con PC. En este apartado se analizó la usabilidad del dispositivo inercial. Esto dio lugar a las siguientes aportaciones:
- Evaluación funcional de la interfaz ENLAZA como dispositivo de entrada al computador. En la experimentación participaron usuarios que no pueden controlar interfaces convencionales de acceso al computador. Con la interfaz inercial pudieron acceder al computador, ya que obtuvieron una alta tasa de adquisición de objetivos en pantalla. Como ilustración, los sujetos que han participado presentaron un tiempo de alcance medio que varió en un rango de 8 a 18 segundos. Con la aplicación del filtro RKF propuesto, el tiempo de alcance de objetivos fue 10 veces menor para el usuario con hipertonía y 2 veces menor para los usuarios con hipotonía.

- Evaluación funcional de la interfaz ENLAZA como dispositivo para la conducción del PALMIBER. La validación fue realizada por una persona con suficiente capacidad cognitiva para la decisión de las direcciones pero con limitada capacidad física para la interacción con interfaces convencionales. El uso de la interfaz ENLAZA le permitió operar en la toma de la decisión de direcciones y la conducción del vehículo PALMIBER al lugar deseado. Se reduce drásticamente el retardo entre la planificación de la acción y su ejecución.

La integración del vehículo PALMIBER y la interfaz ENLAZA pone en práctica el modelo conceptual propuesto. El vehículo PALMIBER propone un programa para la rehabilitación física y cognitiva de los niños con PC. La interfaz ENLAZA propone un nuevo canal de interacción que permitirá ampliar el número de usuarios que puedan disfrutar del ejercicio terapéutico propuesto por el PALMIBER. La convergencia entre ambos dispositivos busca potenciar la versatilidad del apoyo que ofrece esta simbiosis para cubrir las necesidades especiales de la persona con PC.

### 6.3. Trabajos futuros

Los resultados obtenidos y la problemática a la que se ha enfrentado esta tesis doctoral sugiere un conjunto de trabajos que deben ser abordados en el futuro. Uno de los factores interesantes a considerar será analizar con precisión en qué grado influye el aprendizaje físico y cognitivo de los usuarios en el control de los dispositivos desarrollados. Para ello, se realizará una planificación de la experimentación a largo plazo. Por un lado, se estudiará el uso de la interfaz inercial como dispositivo de entrada para controlar aplicaciones informáticas de tipo general o adaptado. Por otro lado, se deberá analizar el proceso de aprendizaje del usuario en el control del vehículo PALMIBER en un programa completo de entrenamiento, cuya complejidad podrá aumentar gradualmente. La evolución del aprendizaje será analizada de forma objetiva en ambos casos. En el primero, a través de la medida cinemática del movimiento del usuario y, en el segundo caso, a través de los datos obtenidos del ejercicio de conducción y ciertas funciones de bondad a definir.

La estrategia de filtrado para la interfaz ha sido desarrollada de forma independiente a la posición de los objetivos en la pantalla. Como complemento para facilitar la interacción a personas con mayores limitaciones motoras, se estudiará la aplicación de la estrategia de filtrado junto a otras técnicas de facilitación basadas en la adaptación del entorno, como por ejemplo la técnica de *click-crossing*. Esta combinación puede aportar mayor versatilidad a la interfaz, con lo que se espera alcanzar un mayor número de usuarios.

Según el equipo de ASPACE Cantabria, algunos usuarios tienen limitaciones para acceder a las interfaces basadas en el seguimiento del iris o de la cara debido a sus movimientos involuntarios. Sin embargo, para aquellos que tienen un cierto control voluntario, resulta una herramienta eficaz. Por ello, se plantea la posibilidad de integrar la estrategia de filtrado desarrollada con otras interfaces basadas en visión por computador. Esto podrá proporcionar herramientas de menor coste y más accesibles, debido a su facilidad de distribución.

La tecnología inercial supone una nueva oportunidad para el análisis del movimiento y la extracción de patrones cinemáticos de tipo voluntario y patológico. Se planteará, en esta línea, el desarrollo de un sistema de análisis del movimiento del cuerpo completo, que permita objetivar el impacto de las terapias y tratamientos de rehabilitación actuales, complementando la valoración funcional y subjetiva del equipo de terapeutas. La captura del movimiento y su representación virtual en la pantalla del computador permitirá incentivar a los usuarios en el

ejercicio de la terapia. Se deberán crear aplicaciones virtuales de tipo lúdico, como videojuegos, que incrementarán el interés y la motivación de los usuarios, lo que tendrá un impacto positivo en la rehabilitación.

Para la selección de los participantes en este trabajo se ha tenido en cuenta, como criterio de inclusión, la existencia de una discapacidad motora que limite las posibilidades de interacción con los productos de apoyo. Será interesante ampliar tanto el número de usuarios, para alcanzar una muestra superior, como evaluar los desarrollos realizados con otros colectivos. En el caso de la interfaz inercial como dispositivo de acceso al computador podrá ser evaluada con otros grupos, como aquellos con lesión medular o con accidente cerebro-vascular, que comúnmente tienen limitaciones para acceder al computador a través de las interfaces convencionales. En el caso del vehículo PALMIBER, se podrá ampliar la experimentación a personas con trastornos de socialización, de comunicación y emocionales.

El trabajo realizado en esta tesis doctoral ha dado lugar a nuevos retos que serán abordados en el marco de una línea de investigación que apueste por encontrar nuevas soluciones para las personas con parálisis cerebral. El estudio del estado del arte muestra que la investigación de nuevas tecnologías de apoyo específicamente diseñadas para personas con PC está despertando el interés de cada vez mayor número de grupos de investigación.

Para el autor de esta tesis doctoral, la búsqueda de soluciones tecnológicas para ayudar a las personas con PC constituye una línea de investigación de gran interés y supone un reto para el futuro, tanto profesional como personal. En este sentido, pretende y espera ampliar sus conocimientos, difundirlos al mundo científico y proyectarlos a la sociedad realizando nuevas aportaciones junto a un equipo de profesionales multidisciplinar que comparta las mismas inquietudes científicas, tecnológicas y humanas.

## 6.4. Difusión científica de los resultados

De los distintos temas de investigación abordados en esta tesis doctoral se han generado publicaciones en revistas científicas y congresos nacionales e internacionales. Estas se presentan a continuación.

### 6.4.1. Publicaciones en revistas científicas y capítulos de libros

R. Raya, J.O. Roa, E. Rocon, R. Ceres, J.L. Pons. Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments *Sensors and Actuators: Physical*, pp. 248-259, 2010.

R. Raya, A. Frizera, R. Ceres, L. Calderón, E. Rocon. Design and evaluation of a fast model-based algorithm for ultrasonic range measurements. *Sensors and Actuators: A. Physical*, pp. 335-341, 2008.

R. Raya, D. Torricelli, E. Rocon, R.Ceres, A.Frizera, J.L. Pons. Feasibility in human machine interfaces for elderly people *International journal on the fundamental aspects of technology to serve the ageing society*, 7-2, pp. 193, 2008.

E. Rocon, A.F, Ruiz, J.M. Belda-Lois, J.C. Moreno, J.L. Pons, R. Raya, R. Ceres. Diseño, desarrollo y validación de dispositivo robótico para la supresión del temblor patológico. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 5-2, pp. 79-92, 2008.

A. Frizera, A. Abellanas, R. Ceres, J. L. Pons, R. Raya. Estudio y Caracterización de la Cinemática de los Pies en Marcha Asistida con Andadores *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 6-4, pp. 74-84, 2009.

A. Frizera, R. Ceres, J.L. Pons, A. Abellanas, R. Raya. The smart walkers as geriatric assistive device. The symbiosis purpose. *International journal on the fundamental aspects of technology to serve the ageing society*. 7(2). 108, 2008.

R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, J.L. Pons. Capítulo “New strategies of mobility and interaction for people with cerebral palsy” del libro “Assistive Technologies”. InTech (Ed.) ISBN: 979-953-307-196-0. 2011.

Organización de libro. Ceres, R., Calderón, L.; Frizera, A.; Raya, R.. Las tecnologías de apoyo en parálisis cerebral. 1. ed. , 2009. v. 1. 149.

E. Rocon, A.F. Ruiz, R.Raya, A.Schiele, J.L. Pons. Capítulo Human-Robot Physical Interaction del libro *Wearable Robots*. José L. Pons (ed.) John Wiley and Sons, pp. 358, 2008

### 6.4.2. Publicaciones en congresos nacionales e internacionales

R. Raya, E. Rocon, R. Ceres, J. Harlaar and J. Geytenbeek. Characterizing Head Motor Disorders to Create Novel Interfaces for People with Cerebral Palsy. *IEEE 12th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Suiza. 2011.

R. Raya, E. Rocon, J.A. Gallego, R. Ceres, J.L. Pons. Improving target acquisition for users with cerebral palsy using an inertial person-computer interface. *ROBOT 2011. III Workshop de Robótica: Robótica Experimental*. 2011.

R. Raya, T. González, A. Ruiz, R. Ceres, E. Rocon. Identificación de patrones motores alterados de personas con parálisis cerebral en el uso de una interfaz persona-computador controlada por movimientos de cabeza. *VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la*



Discapacidad (IBERDISCAP 2011), 2011.

R. Raya, R. Ceres, J. O. Roa, E. Rocon. Assessment of the involuntary motion of children with motor impairments to improve the accessibility of an inertial interface. 9th INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTERACTION DESIGN AND CHILDREN 2010. ISBN: 978-1-60558-951-0, 2010.

R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, A. Frizera, J. L. Pons. Comunicador inercial para potenciar la autonomía de niños con parálisis cerebral en el uso del computador. XXX Jornadas de Automática-Valladolid. Actas de la XXX Jornadas de Automática, 2009.

R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, J.L. Pons. Empowering the Autonomy of Children with Cognitive and Physical Impairments by Inertial Head Tracking. Proceedings of the Eurosensors XXIII conference pp. 726-729, 2009.

R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, T. González, A. Ruiz. Desarrollo de un interfaz inercial orientado a terapias alternativas en la parálisis cerebral. IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo. ISBN 978-84-613-5615-7 pp. 57-62, 2009.

R. Raya, D. Torricelli, E. Rocon, R. Ceres, A. Frizera, J.L. Pons. Feasibility in human machine interfaces for elderly people. International Conference of the International Society for gerontechnology (ISG), 2008.

Raya R., Torricelli D., Ceres R., Rocon E., González T., Ruiz A. Metodología para medida objetiva de movimientos de cabeza evocados en niños con parálisis cerebral. V CONGRESO IBERDISCAP 2008. ISBN: 978-958-8316635. 2008.

R. Raya, R. Ceres, L. Calderón, T. González, A. Ruiz, A. Abellanas. Estrategias para el aprendizaje progresivo de niños con parálisis cerebral a través de un vehículo robótico. Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2008), 2008.

R. Raya, A. Frizera, J. P. Beltran, R. Ceres, L. Calderón. Configuración de un sistema ultrasónico multisensor para navegación asistida de niños con deficiencias neuromotoras. XXVIII Jornadas de Automática, 2007.

R. Raya, A. Frizera, R. Ceres, L. Calderón, F. Seco. Ampliación del rango de medidas en la caracterización de la marcha humana por ultrasonidos. XXVII Jornadas de Automática. 1 (1), pp.306 - 312 ISBN: 84-689-9417-0. 2006.

R. Ceres, R. Raya, E. Rocon, L. Azevedo. Propuesta de un Modelo de Interacción Convergente en Tecnologías de Apoyo. VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (IBERDISCAP 2011), 2011.

A. Ruiz, T. González, R. Raya, R. Ceres, L. Calderón, L. Azevedo. Experiencias de movilidad y desarrollo de niños con parálisis cerebral mediante un vehículo lúdico adaptable. VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (IBERDISCAP 2011), 2011.

A. Abellanas, R. Ceres, A. Frizera, R. Raya, S. Bismuth. Revisión de las ayudas técnicas aplicadas a la movilidad para niños con parálisis cerebral. IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo. ISBN 978-84-613-5615-7 pp. 137-143, 2009.

R. Ceres, L. Azevedo, R. Raya, M. Machado, O. Reyes, L. Calderón. Un nuevo concepto de vehículo para conducción asistida por niños con PC. IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo. ISBN 978-84-613-5615-7 pp. 109-113, 2009.

E. Rocon, A.F. Ruiz, R. Raya, J.L. Pons. WOTAS: a case study in exoskeleton based tremor suppression. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). ISBN:

97814244-1647-9. 2008.

A. Abellanas, A. Frizera, R. Ceres, R. Raya, L. Calderón. Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility: Improvement of the model-echo fitting. Proceedings of the EuroSensors XXIII conference 2008.

A. Frizera, R. Ceres, J.L. Pons, A. Abellanas, R. Raya. The smart walkers as geriatric assistive devices. The symbiosis purpose. International Conference of the International Society for gerontechnology (ISG), 2008.

R. Ceres, A. Frizera, A. Abellanas, J. L. Pons, L. Calderón, R. Raya. Interfaces avanzados para el guiado de andadores. V CONGRESO IBERDISCAP 2008. ISBN: 978-958-8316635. 2008.

L. Calderón, R. Ceres, J. L. Pons, E. Iriarte, R. Raya, A. Abellanas. Autoguiado de sillas de ruedas por técnica de “persecución”. Aplicación a un sistema de localización ultrasónica. V CONGRESO IBERDISCAP 2008. ISBN: 978-958-8316635. 2008.

A. Abellanas, R. Ceres, A. Frizera, R. Raya, L. Calderón. Propuesta ultrasónica binaural para la estimación de las evoluciones de los pies en marcha. Jornadas de Automática XXIX, 2008.

E. Rocon, A.F. Ruiz, R. Raya, J. Moreno, J.L. Pons. Caracterización del temblor: algoritmos para el análisis de series temporales de movimientos temblorosos. XXVIII Jornadas de Automática, 2007.

A. Frizera, R. Raya, R. Ceres, L. Calderón. Técnica ultrasónica para análisis biomecánico de la marcha humana. Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica-CASEIB, pp. 475-478. 2007.

### 6.4.3. Otras publicaciones

Durante la realización de esta tesis doctoral en el Grupo de Bioingeniería del CSIC, se ha colaborado con investigadores y estudiantes de postgrado en actividades de investigación en áreas de rehabilitación, interacción persona-máquina y dispositivos de apoyo a la discapacidad. Esta colaboración ha dado lugar a las siguientes publicaciones:

A. Abellanas, A. Frizera, R. Ceres, R. Raya. Assessment of the laterality effects through forearm reaction forces in walker assisted gait. Proceedings of the EuroSensors XXIII conference. ISBN 978-84-613-5615-7 pp. 57-62, 2009.

A.F. Ruiz, E. Rocon, R. Raya and J.L. Pons. Coupled Control of Human-Exoskeleton Systems: an Adaptative Process. Proceedings of the IEEE International Conference on Human System Interaction (HSI), pp. 242-246, 2008.

E. Rocon, A.F. Ruiz, R. Raya, A. Schiele, J.L. Pons. Physical Human-Robot Interaction in Wearable Robots. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). ISBN: 97814244-1647-9, 2008.

Frizera A., Ceres R., Pons J.L., Abellanas A., Raya R. The smart walkers as geriatric assistive device. The symbiosis purpose GERONTECHNOLOGY - International journal on the fundamental aspects of technology to serve the ageing society, 7-3, pp. 108, 2008.

Frizera, A., Ceres, R., Pons, J. L., Rocon, E., Raya, R. A platform to study human-machine biomechanical interaction during gait. 9th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe, AAATE. pp. 398-403, ISBN: 9781586037918, 2007.

Frizera, A., Raya, R., Moreno, J. C., Ceres, R., Calderón, L. Desarrollo de técnicas ultrasónicas para seguimiento e interacción de la marcha. VII Congreso Internacional de Interacción Persona-Ordenador. 1 (1), pp. 517 - 520. 2006.

#### 6.4.4. Distinciones obtenidas

- Premio al mejor trabajo en el área de bioingeniería en 2009. Comunicador inercial para potenciar la autonomía de niños con parálisis cerebral. R. Raya, R.Ceres, E. Rocon, A. Frizera, J.L. Pons. Jornadas de Automática XXX, 2009.
- Premio Fundación ASPACE SUR 2010 en el área de investigación al convenio de colaboración entre ASPACE Cantabria y el Grupo de Bioingeniería del CSIC en su Línea dirigida a Ayudas Técnicas a personas con discapacidad, 2010.
- Premio accésit de I + D en la Dependencia de la Fundación CASER por el trabajo “Nuevo vehículo robótico para la rehabilitación integral de niños con parálisis cerebral”, 2011.



# Conclusions, main contributions and future work

## 7.1. Conclusions

A conceptual model of converging Assistive Technology (AT) focused on people with cerebral palsy (CP) is proposed in chapter 1 of this PhD thesis. The model aims to formalize the requirements of the AT to be fully accessible. To reach that goal, the model proposes three types of products: general, personal and environmental assistive products. The model establishes that a converging interaction between these products can increase the assistance efficiency.

The vehicle PALMIBER, presented in chapter 2, is considered a general assistive device. It is a multi-user tool which temporally carries out an activity. It was designed with high versatility in its driving modes and direction console. However, it was insufficient for the most severe cases of CP.

The inertial interface, ENLAZA, presented in chapter 3, arises from the evaluation of the interaction between the child and the vehicle. The findings showed that people with severe motor disorders required more accessible interfaces, suited to their specific skills. The ENLAZA interface is considered a personal assistive device because of its high degree of integration and auto-adaptation.

In chapter 4, the patterns of posture and movement disorders are studied in order to create a customized interface according to the user's needs. The results were used to design the filtering techniques to reduce the effect of the involuntary movements and postures and their effects on the control of the inertial interface.

The design and evaluation of the filtering techniques was exposed in chapter 5. A functional analysis of the inertial interface was presented at the end of the chapter 5. The inertial interface was evaluated as pointing device for the computer. In order to analyze the interaction with the computer, the reaching-target time was measured. In addition, the metric proposed by the standard *ISO-9241* which is based on Fitts' model was used. The inertial interface was also evaluated as input device for driving the vehicle PALMIBER. The interaction with the vehicle was evaluated by measuring the functional degree in which the accessibility was increased.

In conclusion, the work of this PhD. thesis denotes that considerable advances can be reached to fulfill the requirements imposed by user's needs. These advances can be reached by designing

new assistive devices (personal, general or environmental) or/and by integrating two or more systems following a converging way, reducing the functional motor deficits of the user.

## 7.2. Main contributions

The main contributions of this PhD. thesis are addressed to find new strategies for the interaction and the mobility of children with CP by reducing the identified shortcomings.

Firstly, the state of the art was studied. A review of assistive devices for mobility and a review of the person-computer interfaces focused on CP and similar diseases were presented. These reviews and the previous work of the Bioengineering Group of CSIC was the basis to design, construct and validate the PALMIBER vehicle. The PALMIBER aims to empower the physical and cognitive skills through mobility experiences.

The experiments using the vehicle revealed that children with severe motor disorders have important limitations to drive it. These considerations and the study of the state of the art of the person-computer interfaces for people with CP were the basis to create an alternative interface based on inertial technology called ENLAZA. The experiments using the interface ENLAZA showed that a filtering technique to reduce the effect of the involuntary movements and posture was necessary.

Once the construction and the technical evaluation of the devices were concluded, the functional validation was performed with people with CP. The inertial interface was evaluated as pointing device for the computer and as input device for driving the vehicle. This work demonstrates the suitability of the proposed conceptual converging model in the case of people with CP using Assistive Technology.

The following is a detailed description of the contributions:

- Creation and implementation of a conceptual model of converging interaction for an optimal application of Assistive Technology in CP. This model identifies three types of assistive products: general, personal and environment. The integration of these products combines the user's specificity, the system's generality and the activities in accordance with the environment. The convergence of these products will reduce the limitations of people with CP to access to assistive devices. The integration of the PALMIBER vehicle and ENLAZA interface has put this model into practice with positive results.
- PALMIBER vehicle. The review of the state of the art of mobility devices showed that there are no specific solutions focused on the integral development of the child. This fact resulted in the following contributions:
  - Design and construction of a robotic vehicle with pre-industrial characteristics specifically designed for children with CP.
  - Design and evaluation of the fast model-based algorithm "two maxima" for ultrasonic range measurements.
  - Design of a software application for the computer to register and analyze the driving task.
  - Evaluation of the interaction between the child and the PALMIBER vehicle.

- ENLAZA interface. The findings of the experimentation of the vehicle's interfaces motivated the research of alternative interfaces to drive the vehicle. This fact resulted in the following contributions:
  - Review of the person-computer interfaces focused on people with CP. Although there are diverse solutions of pointing devices, most of them affirm that lack of usability appears with users with severe motor limitations.
  - Design and construction of the ENLAZA interface. Inertial technology makes possible the extraction of movement and posture patterns.
  - Study and definition of the user's needs. A characterization of the voluntary and involuntary movement and posture was performed. A set of metrics has been used to quantify the involuntary movements such as motor control, frequency and range of motion. Using these metrics, new tools for functional evaluation of the disability could be configured.
- Filtering techniques of the involuntary motion. The performance of different algorithms to reduce the effects of the involuntary movements was studied. This fact resulted in the following contributions:
  - Review of the state of the art of the facilitation techniques for person-computer interaction.
  - Selection of the filtering techniques in accordance with the characterization of the involuntary movement and posture of people with CP.
  - Proposal of a new filtering technique (RKF) based on the accurate detection and reduction of the deviations of the cursor trajectory.
  - Evaluation of the filtering techniques using real data from the subjects with CP. The proposed technique increases the directness to 60 %. The proposed technique does not depend on the target location. The filter's gain automatically tunes in accordance with the deviation of the cursor.
- Functional evaluation of the ENLAZA interface with users with CP. The usability of the interface was evaluated. This fact resulted the following contributions:
  - Functional evaluation of the ENLAZA interface as pointing device for the computer. Subjects who can not use conventional interfaces participated in this experimentation. They could access the computer with the inertial interface reaching a high rate of target acquisition. With the RKF algorithm the reaching time was reduced ten times for the user with hypertonia and two times for the user with hypotonia. The results illustrated the average reaching time which ranged between 8 and 18 seconds.
  - Functional evaluation of the ENLAZA interface as input device for driving the PALMIBER vehicle. A user with adequate cognitive skills but with reduced physical skills which limit the accessibility to conventional interfaces participated. Results showed that the inertial interface introduces a meaningful functional improvement. The child was capable at driving the vehicle to the desired places and the delay between planning and decision is dramatically reduced.

The integration of the PALMIBER vehicle and the ENLAZA interface put the converging model into practice. The PALMIBER vehicle proposes a physical and cognitive program to

rehabilitate children with CP. The ENLAZA interface proposes a new communication channel which increases the accessibility of the vehicle for a wider group of users. The convergence between both devices intends to empower the versatility of the support, being essential due to the specificity of the person with CP.

### 7.3. Future work

The results and problems which this PhD thesis faced suggest a field of work that must be addressed in future. One of the interesting factors to consider is to analyze how physical and cognitive learning affects the device control. Therefore, there will be a long term planning experimentation. On the one hand, we will study the use of the interface as pointing device to control general purpose or adapted applications. On the other hand, we will analyze the learning process of the user in control of the PALMIBER vehicle after training sessions in which the complexity may increase gradually. The learning evolution will be discussed objectively in both cases. In the first, through the kinematics of the user's movement and the second case, the data obtained through the driving exercise and the application of evaluation functions to be defined.

The filtering strategy was developed independently of the target location on the screen. As a complement to facilitate the interaction, we will study the application of the filtering strategy with other techniques based on the adaptation of the environment (i.e. click crossing).

According to the ASPACE Cantabria team, some users have limited access to eye-tracking based interfaces because of their involuntary movements. However, they are useful interfaces for those users with voluntary control. Therefore, it will be interesting to apply the filtering technique to these alternative interfaces. This research could provide low cost and more accessible interfaces because the distribution would be facilitated.

Inertial technology provides a new opportunity for analysis and extraction of kinematic patterns of voluntary and pathological movement. The development of a motion tracking system for the full-body analysis will be envisaged. The impact of therapies will be evaluated with objective parameters as complement to the functional and subjective evaluation of the therapists. Motion capture and virtual representation allows users to encourage the exercise therapy by biofeedback methods. Virtual and playful applications (e.g. video games) will increase the interest and motivation of users, which will have a positive impact in rehabilitation.

The criterion for the inclusion of participants has been the existence of a motor disability that limits the possibilities of interaction with assistive products. It will be interesting to extend both the number of users with CP and other groups with similar disabilities (e.g. spinal cord injury or stroke which often have limited access to the computer). In the case of the inertial interface for driving the PALMIBER vehicle, the experimentation may be extended to people with disorders related to socialization, communication and emotions.

The work of this PhD. thesis has given rise to new challenges to be addressed within a line of research with a commitment to find new solutions for people with CP. The state of the art shows that new Assistive Technologies designed specifically for people with PC is taking up the interest of numerous research groups.

From the author's opinion, the line of research focused on Assistive Technology for people with CP is very interesting and challenging for the future, both professionally and personally. In this sense, the author aims and hopes to expand his knowledge and make new contributions



together with a multidisciplinary team of professionals with similar scientific, technological and human interests.



# Bibliografía

- [1] L. Azevedo, H. Féria, M. Nunes da Ponte, E. Wann, y Z. Recellado. Heart report line e e3.2 european curricula in rehabilitation technology training. Technical report, European Commission DG XIII, Telematics Applications Programme, Disabled and Elderly Sector., 1994.
- [2] J. C. Miangolarra. *Rehabilitación clínica integral funcionamiento y discapacidad*. ISBN: 9788445812112, 2003.
- [3] R. Hernández. *Evolución histórica del concepto de discapacitado ante la sociedad*. 17:265-271, 1965.
- [4] JR. Parreño. El minusválido y su rehabilitación a través de la historia. *Rehabilitación*, 12(4):421-429, 1978.
- [5] Organización mundial de la salud (OMS). Clasificación internacional del funcionamiento y de la discapacidad. Technical report, <http://www.who.int/classifications/icf/en/>, 2001.
- [6] INE. Encuesta de discapacidad, autonomía personal y situaciones de dependencia. Technical report, Instituto Nacional de Estadística., 2008.
- [7] Eurostat. Europop2008 <http://epp.eurostat.ec.europa.eu>. Technical report, European Commission, 2008.
- [8] P Thomas. Disability, poverty and the mdgs. Technical report, Department for International Development, United Kingdom, 2005.
- [9] J. Betts y D. Lata. Políticas de la primera infancia. unesco policy brief on early childhood, 46; inclusion of children with disabilities: the early childhood imperative. <http://unesdoc.unesco.org/>. Technical report, UNESCO, 2009.
- [10] Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines (ASPACE). <http://www.aspace.org/aspace/esp/paralisis+cerebral/>. Technical report.
- [11] M.C. Bax. Terminology and classification of cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 11:295-297, 1964.
- [12] A. Camacho-Salas, C.R. Pallás-Alonso, J. de la Cruz-Bértolo, R. Simón-de las Heras, y F. Mateos-Beato. Parálisis cerebral: concepto y registros de base poblacional. *REVISTA DE NEUROLOGÍA*, 45(8):503-508, 2007.

- [13] The definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 49 (Suppl 109):1–44, 2007.
- [14] Leviton A. Kuban KCK. Cerebral palsy. *N Engl J Med*, 330:188–95, 1994.
- [15] S. Winter, A. Autry, y M.. Yeargin-Allsopp. Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatric*, 110, 6:1220–1225, 2002.
- [16] A. Johnson. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in europe. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44,9:633, 2002.
- [17] MC. McCormick. Has the prevalence of handicapped infants increased with improved survival of the very low birth weight infant? *Clin Perinatol*, 20:263–77, 1993.
- [18] C. Cans. Surveillance of cerebral palsy in europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine Child Neurology*, 42:816 824, 2000.
- [19] M. Ketelaar, A. Verneer, H. Hart, E. van Petergern Beek, y PJ Helders. Effects of a functional therapy program on motor abilities of children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, 81,9:1534–1545, 2001.
- [20] E Thelen y LB. Smith. *A Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action*. Cambridge, Mass MIT Press, 1994.
- [21] R. Palisano, P. Rosenbaum, S. Walte, D. Russell, E. Word, y Galuppi. Gross motor function classification system. *Dev. Med. Child. Neurol*, 39:214–233, 1997.
- [22] AC Eliasson, L Krumlinde Sundholm, B Rösblad, E Beckung, M Arner, y Rosenbaum P. Öhrvall, AM and. The manual ability classification system (macs) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Dev Med Child Neur*, 48:549–554, 2006.
- [23] M. E. Msall, K. DiGaudio, B.T. Rogers, S. Laforest, N.L. Catanzaro, J. Campbell, F. Wilczenski, y L.C. Duffy. The functional independence measure for children (weefim). *Clinical Pediatrics*, 33:421 – 430., 1994.
- [24] Paquet V. Lenker, J. A review of conceptual models for assistive technology outcomes research and practice. *Assistive Technology*, Volume 15.1, 2003.
- [25] R. Andrich, S. Besio, L. Azevedo, y M. Nunes da Ponte. Assistive technology for end users guidelines for trainers. eustat project de 3402 /deliverable d06.3,. Technical report, EUROPEAN COMMISSION DG XIII, Telematics Applications Programme, Disabled and Elderly Sector, March 1999., 1999.
- [26] A. Turner-Smith y Blake P. Project de4103 telemate-telematic multidisciplinary assistive technology education deliverable d3. Technical report, *CurriculumFramework.http : //prt.fernuni – hagen.de/pro/telemate/download/tm\_d3.pdf*, 1999.
- [27] A.M. Cook y S.M. Hussey. Assistive technologies: Principles and practice. Technical report, Saint Louis: Mosby, 2002.
- [28] M. Scherer. The matching person & technology (mpt) model. Technical report, Webster, NY: Institute for Matching Person & Technology, 1998.

- [29] A. Lenker y J. Jutai. Assistive technology outcomes research and clinical practice: What role for icf?.. Technical report, *disponible en http : //www.icis.ca/cihiweb/en/downloads/icfjun02papers6Ae.pdf*, 2003.
- [30] F. Patten y G. Sternach. Lifespace access profile: Assistive technology assessment and planning for individuals with severe or multiple disabilities (original protocol) and the upper extension for individuals with physical disabilities. En *CSUN Proceedings*, 1998.
- [31] W. B. Williams, G. Stemach, S. Wolfe, y C. Stanger. Lifespace access profile: Assistive technology assessment and planning for individuals with severe or multiple disabilities. En *Sebastopol, CA: Lifespace Access.*, 1995.
- [32] J. Zabala. The sett framework - part i. Technical report, Modified by Montgomery County, MD Public Schools 1998, in *www.2learn.ca/institute/handouts/SETTFrameworkForm.pdf*, 1998.
- [33] R. Ceres, R. Raya, E. Rocon, y L. Azevedo. Propuesta de un modelo de interacción convergente en tecnologías de apoyo. En *Actas del VI Congreso IBERDISCAP*, 2011.
- [34] R. Ceres, J.L. Pons, L. Calderón, y J. Moreno. La robótica en la discapacidad. desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior MANUS-HAND. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 5(2):60–68, 2008.
- [35] H. Hoyer, U. Borgolte, y R. Hoelper. An omnidirectional wheelchair with enhanced safety comforts. En *Proc. International Conference On Rehabilitations Robotics, University of Bath*, 1997.
- [36] M. Mazo, J.C. García, F.J. Rodríguez, J. Ureña, J.L. Lázaro, F. Espinosa, y the SIAMO Research Team. Experiencies in assisted mobility: the SIAMO project. En *Proceeding of the 2002 IEEE International Conference on Control Applications*, 2002.
- [37] G. Bourhis y Y. Agostini. The VAHM robotized wheelchair: System architecture and human man-machine interaction. *J. Intelligent Robot. Syst.*, 22(1):39–50, 1998.
- [38] A. Civit. Tetranauta: A wheelchair controller for users with very severe mobility restrictions. En *roc. 3rd. TIDE Congreso and Helsinki and Findland*, pp 336-341, 1998.
- [39] T. Rofer y A. Lankenau. Architecture and applications of the Bremen autonomous wheelchair. *Proc. 4th Joint Conf. Information Syst.*, 1:365–368, 1998.
- [40] N.I. Katevas, N.M. Sgouros, S.G. Tzafestas, G. Papakonstantinou, P. Beattie J.M. Bishop, P. Tsanakas, y D. Koutsouris. The autonomous mobile robot SENARIO: A sensor-aided intelligent navigation system for powered wheelchairs. *IEEE Robot. Automat. Mag.*, 14:60–70, 1997.
- [41] R. Ceres, J.L. Pons, L. Calderon, D. Mesoneros Romanos, A.R. Jimenez, F. Sanchez, P. Abizanda, B. Saro, y G. Bonivardo and. Andador activo para la rehabilitacion y el mantenimiento de la movilidad natural. En *Actas del III Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo para la Discapacidad (IBERDISCAP)*, 2004.
- [42] G. Lacey y K. Dawson-Howe. Evaluation of robot mobility aid for the elderly blind. En *Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems*, 1997.
- [43] G. Lacey, S. M. Namara, y K. M. Dawson-Howe. Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind. *Lecture Notes in Computer Science*, 1458:211–220, 1998.

- [44] M. Spenko, H. Yu, y S. Dubowsky. Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(3):344–351, 2006.
- [45] A. Frizera. *Interfaz multimodal para modelado, estudio y asistencia a la marcha humana mediante andadores robóticos*. PhD thesis, Universidad de Alcalá, 2010.
- [46] JJ. Eng, Levins SM, Townson AF, Mah-Jones D., Bremner J., y Huston G. Use of prolonged standing for individuals with spinal cord injuries. *Physical Therapy*, 81(8):1392–1399, 2001.
- [47] EC. Barattia. Standing frame with lift, support and transport of user. patent application. Technical report, Publication US2005/0217025 A1, 2005.
- [48] JJ Meaney. Apparatus for assisting a person between a substantially standing posture and a seated posture. Technical report, Patent WO2006025040, 2007.
- [49] A. Frizera, R. Ceres, L. Calderón, y J.L. Pons. Lazarim: Standing-up frame to support mobility for older persons. *Gerontechnology*, 8(1):38–41, 2009.
- [50] A. Dollar y H. Herr. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state of the art. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1):144–158, 2008.
- [51] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki, y A. Peethambaran. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait Posture*, 23:425–428, 2006.
- [52] J.C. Moreno, F. Brunetti, E. Rocon, y J.L. Pons. Immediate effects of a controllable knee ankle foot orthosis for functional compensation of gait in patients with proximal leg weakness. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46(1):43–53, 2008.
- [53] L.M. Bergasa, M. Mazo, A. Gardel, J.C. García, A. Ortuño, y A.E. Mendez. Guidance of a wheelchair for handicapped people by face tracking. *7th IEEE International Conference on Emerging Technologies and Factory Automation.*, 1:105–111, 1999.
- [54] A. Gesell. *The First Five Years of Life*. Methuen, 1966.
- [55] C. Butler. Wheelchair toddlers. *Pediatric Powered Mobility: Developmental Perspectives, Technical Issues, Clinical Approaches*. Arlington, Va: Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America, pages 1–6, 1997.
- [56] IR McEwen. *Children with cognitive impairments*. 2nd ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co, 2000.
- [57] D. Tefft, P. Guerette, y J. Furumasu. Cognitive predictors of young children’s readiness for powered mobility. *Dev Med Child Neurol*, 41:665–670, 1999.
- [58] C. Butler. Effects of powered mobility on self-initiated behaviors of very young children with locomotor disability. *Dev Med Child Neurol*, 28:325–332, 1986.
- [59] C. Butler. High tech tots: technology for mobility, manipulation, communication, and learning in early childhood. *Infants Young Child*, 1(2):66–67, 1988.
- [60] K. Paulsson y M. Christoffersen. Psychosocial aspects on technical aids: how does independent motility affect the psychosocial and intellectual development of children with physical disabilities? En *Proceedings of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering, Ottawa, Ontario, Canada*. pp 282–285, 1984.

- [61] R. Kermoian y JJ. Campos. Locomotor experience: a facilitator of spatial cognitive development. *Child Dev.*, 59:908–917, 1988.
- [62] RW. Telzrow, JJ. Campos, A. Shepherd A, y et al. Spatial understanding in infants with motor handicaps. En *Jaffe KM, ed. Childhood Powered Mobility: Developmental, Technical, and Clinical Perspectives. Proceedings of the RESNA First Northwest Regional Conference. Washington, DC: Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America. pp. 62-69*, 1987.
- [63] JJ. Campos y BI Bertenthal. Locomotion and psychological development in infancy. En *Jaffe KM, ed. Childhood Powered Mobility: Developmental, Technical, and Clinical Perspectives. Proceedings of the RESNA First Northwest Regional Conference. Washington, DC: Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America. 11-42*, 1987.
- [64] RA. Schmidt. *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*. Human Kinetics Publishers, 1988.
- [65] M. A Jones, I. R McEwen, y L. Hansen. Use of power mobility for a young child with spinal muscular atrophy. *Physical Therapy*, 83:253–262, 2003.
- [66] R. Bachwchmidt, G.F. Harris, J. Ackman, S. Hassani, M. Carter, A. Caudill, K. Reiners, W. Olson, P. Smith, y J. Klein. Quantitative study of walker-assisted gait in children with cerebral palsy: anterior versus posterior walkers. *Pediatric Gait, 2000. A new Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*, pages 217–223, 2000.
- [67] B. W. Rousseau. *Considerations for the Use of an Exoskeleton for Extremity Control and Assistance when Learning to Walk with Cerebral Palsy*. PhD thesis, Faculty of the Virginia Polytechnic Institute, 2008.
- [68] H. White, J. Jenkins, W. P Neace, C. Tylkowski, y J. Janet Walker. Clinically prescribed orthoses demonstrate an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: a retrospective study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(4):227–232, 2002.
- [69] A. Meyer-Heim, C. Ammann-Reiffer, A. Schmartz, J. Schäfer, F H Sennhauser, F Heinen, B Knecht, E Dabrowski, y I . Borggraefe. Improvement of walking abilities after robotic-assisted locomotion training in children with cerebral palsy. *Archives of disease in Childhood*, 94:615–620, 2009.
- [70] B. L. Patritti, F. Romaguera, L. C. Deming, A. Mirelman, M M. Pelliccio, D L. Nimec, y P. Bonato. Enhancement and retention of locomotor function in children with cerebral palsy after robotic gait training. En *XVIII Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis for Adults and Children (ESMAC) 14-19 September*, 2009.
- [71] M.R. Schindl, C. Forstner, H. Kern, y S. Hesse. Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81:301–6, 2000.
- [72] J. S. Borggraefe, I.and Schaefer, M. Klaiber, E. Dabrowski, C. Ammann-Reiffer, B. Knecht, S. Berweck, F. Heinen, y A. Meyer-Heim. Robotic-assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy. En *XVIII Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis for Adults and Children (ESMAC) 14-19 September*, 2009.

- [73] CALL Smart Wheelchair. <http://callcentre.education.ed.ac.uk>. Technical report.
- [74] K. Kristoffersen, J.P. Odor, y S. Pinkerton. *Moving Smartly through 5-14: Smart Powered Wheelchairs and Special Educational Needs*. CALL Centre, 1995.
- [75] J. Maciorowski, H. Callender, y J. Enderle. A head controlled wheelchair. *Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference*, pages 239–240, 2002.
- [76] J. C. Galloway, J-C Ryu, y S. K. Agrawal. Babies driving robots: self-generated mobility in very young infants. *Intelligent Service Robotics*, 1 (2):123–134, 2008.
- [77] A. Lynch, J-C Ryu, S. Agrawal, y J. Galloway. Power mobility training for a 7-month-old infant with spina bifida. *Pediatric Physical Therapy*, 21(4):362–368, 2009.
- [78] C. Wright-Ott. The gobot: A transitional powered mobility aid for young children with physical disabilities. En *ICORR 99: International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1999.
- [79] A. Russo, W. Pruehsner, y J. D. Enderle. Child mobility car. En *Proceedings of IEEE 27th Annual Northeast Bioengineering Conference*, págs. 99-100., 2001.
- [80] L. Azevedo. *A Model Based Approach to Provide Augmentative Mobility to Severely Disabled Children through Assistive Technology*. PhD thesis, Universidad del País Vasco., 2006.
- [81] C. Missiuna y N. Pollock. Play deprivation in children with physical disabilities: the role of the occupational therapist in preventing secondary disability. *The American Journal of Occupational Therapy*, 45 (10):882–888., 1991.
- [82] J.F. Figueroa y J.S. Lamancusa. A method for accurate detection of time of arrival: analysis and design of an ultrasonic ranging system. *J. Acoust. Soc. Am.*, 91 (1):486–494, 1992.
- [83] F.E. Gueuning, M. Varlan, C.E. Eug, y P. Dupuis. Accurate distance measurement by an autonomous ultrasonic system combining time-of-flight and phase-shift methods. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 46:1236–1240., 1997.
- [84] M. Parrilla, J. Anaya, y C. Fritsch. Digital signal processing techniques for high accuracy ultrasonic range measurement. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 40 (4):759–763, 1991.
- [85] J.M. Villadangos, J. Urena, M. Mazo, A. Hernandez, F. Alvarez, J.J. Garcia, C. Marziani, y D. Alonso. Improvement of ultrasonic beacon-based local position system using multi-access techniques. *IEEE International Workshop on Intelligent Signal Processing*, 1:352–357, 2005.
- [86] M. Martín Abreu. *Análisis de señales ultrasónicas para la definición de entornos en el campo de la robótica*. PhD thesis, Universidad Complutense de Madrid, 1992.
- [87] J. Ureña, M. Mazo, J.J. García, A. Hernández, y E. Bueno. Correlation detector based on a FPGA for ultrasonic sensors. *Microprocess. Microsyst*, 23:25–33, 1999.
- [88] J.M. Martín Abreu, R. Ceres, L. Calderón, M.A. Jiménez, y G. de Santos. Measuring the 3d-position of a walking vehicle using ultrasonic and electromagnetic waves. *Sens. Actuators*, 75:131–138, 1998.



- [89] W.G. McMullan, B.A. Delangue, y J.S. Bird. A simple rising-edge detector for time-of-arrival estimation. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 45 (4):823–827, 1996.
- [90] E. Iriarte. Sistema ultrasónico de posicionamiento para robots móviles y AGVs. Master's thesis, Instituto de Automática Industrial-CSIC, 1998.
- [91] B. Barshan. Fast processing techniques for accurate ultrasonic range measurements. *Measurement Science and Technology*, 11:45–50, 1999.
- [92] R. Ceres, J.L. Pons, L. Calderón, A.R. Jiménez, y L. Azevedo. A robotic vehicle for disabled children. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine. Providing Assisted mobility with the PALMA project*, 24:6, 2005.
- [93] R. Ceres, E. Rocon, J.L. Pons, L. Calderón, A. Forner, y M. Villegas. Nuevos interfaces de cooperación hombre-máquina en soluciones de apoyo a la discapacidad. En *Actas del IV Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Vitoria, Brasil, febrero 2006.*, 2006.
- [94] Y.-L. Chen. Application of tilt sensors in human-computer mouse interface for people with disabilities. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9 (3):289–294, 2001.
- [95] S. Harada, J. O. Wobbrock, J. Malkin, J.A. Bilmes, y J.A. Landay. Longitudinal study of people learning to use continuous voice-based cursor control. En *Proceedings of the 27th international conference on Human factors in computing systems*, pp. 347-356, 2009.
- [96] C. Manresa-Yee, J. Varona, T. Ribot, y F.J. Perales. Non-verbal communication by means of head tracking. En *Ibero-American Symposium on Computer Graphics - SIACG*, 2006.
- [97] M. Böhme, M. Haker, T. Martinetz, y E. Barth. A facial feature tracker for human-computer interaction based on 3d tof cameras. En *Dynamic 3D Imaging - Workshop in Conjunction with DAGM*, 2008.
- [98] J.L. Tu, T. Huang, y H. Tao. Face as mouse through visual face tracking. En *IEEE CRV 05 pp. 339-346*, 2005.
- [99] M. Betke, J. Gips, y P. Fleming. The camera mouse: visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10, No.1:1–10, 2002.
- [100] D. M. Riby y P. J. B. Hancock. Do faces capture the attention of individuals with williams syndrome or autism? evidence from tracking eye movements. *Journal of Autism and Developmental Disorders.*, 39 No 3:421–431, 2009.
- [101] C. Mauri, T. Granollers, J. Lorés, y M. García. Computer vision interaction for people with severe movement restrictions. *An Interdisciplinary Journal on Humans in ICT Environments.*, 2 (1):38–54, 2006.
- [102] J.L. Pons, R. Ceres, E. Rocon, I. Levin, S. and Markovitz, B. Saro, D. Reynaerts, D. Van Moorleghem, y L. Bueno. Virtual reality training and EMG control of the MANUS hand prosthesis. *Robotica*, 23:311–317, 2005.
- [103] C. A. Chin, A. Barreto, J.G. Cremades, y M. Adjouadi. Integrated electromyogram and eye-gaze tracking cursor control system for computer users with motor disabilities. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45 (1):161–174, 2008.

- [104] G. Pfurtscheller, B. Graimann, y C. Neuper. EEG-based brain-computer interface systems and signal processing. *Encyclopedia of Biomedical Engineering, Wiley and Sons*, 2:1156–1166, 2006.
- [105] Y. Tao, H. Hu, y H. Zhou. Integration of vision and inertial sensors for 3d arm motion tracking in home-based rehabilitation. *The International Journal of Robotics Research.*, 26,No. 6:607–624, 2007.
- [106] T. H. Massie y J. K. Salisbury. The PHANTOM haptic interface: A device for probing virtual objects. En *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.*, 1994.
- [107] Chapman C. DeBellM. Computer and internet use by children and adolescents in 2001. Technical report, Washington, DC, USA. US Department of Education, National Center for Education Statistics,, 2003.
- [108] M DeBell y C. Chapman. Computer and internet use by students in 2003. Technical report, Washington, DC, USA US Department of Education, National Center for Education Statistics, 2006.
- [109] C. Davies, S. Mudge, S. Ameratunga, y S. Stott. Enabling self-directed computer use for individuals with cerebral palsy: a systematic review of assistive devices and technologies. *Developmental medicine & Child Neurology*, 52(6):510(6), 2010.
- [110] D. W. K. Man y M.S. L. Wong. Evaluation of computer-access solutions for students with quadriplegic athetoid cerebral palsy. *American Journal of Occupational Therapy*, 61:355–364, 2007.
- [111] RS Rao, R Seliktar, y T. Rahman. Evaluation of an isometric and a position joystick in a target acquisition task for individuals with cerebral palsy. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 8:118–25, 2000.
- [112] J. Angelo. Comparison of three computer scanning modes as an interface method for persons with cerebral palsy. *Am J Occup Ther*, 46:217–22, 1992.
- [113] H Stewart y A. Wilcock. Improving the communication rate for symbol based, scanning voice output device users. *Technol Disabil*, 13:141–50, 2000.
- [114] C. Havstam, M. Buchholz, y L. Hartelius. Speech recognition and dysarthria: a single subject study of two individuals with profound impairment of speech and motor control. *Logoped Phoniatr Vocol*, 28:81–90, 2003.
- [115] M Parker, S. Cunningham, P. Enderby, M. Hawley, y P. Green. Automatic speech recognition and training for severely dysarthric users of assistive technology: the stardust project. *Clin Linguist Phon*, 20:149–56, 2006.
- [116] WS Harwin y RD Jackson. Analysis of intentional head gestures to assist computer access by physically disabled people. *J Biomed Eng*, 12:193–8, 1990.
- [117] K Morrison y SJ. McKenna. Automatic visual recognition of gestures made by motor-impaired computer users. *Technol Disabil*, 14:197–203, 2002.
- [118] DJ. McFarland, WA. Sarnacki, y Wolpaw JR. Brain-computer interface (BCI) operation: optimizing information transfer rates. *Biol Psychol*, 63:237–51, 2003.

- [119] CH Yang. Adaptive morse code recognition using variable degree variable step size LMS for persons with disabilities. *Biomed Mater Eng*, 8:343–52, 1998.
- [120] CH Yang, LC Jin, y LY. Chuang. Fuzzy support vector machines for adaptive morse code recognition. *Med Eng Phys*, 28:925–31, 2006.
- [121] CH Yang, CH Luo, CH Yang, y LY. Chuang. Counter-propagation network with variable degree variable step size lms for single switch typing recognition. *Biomed Mater Eng*, 14:23–32, 2004.
- [122] DT Fuh y CH. Luo. Unstable morse code recognition system with back propagation neural network for person with disabilities. *J Med Eng Technol*, 25:118–23, 2001.
- [123] CM Wu y CH. Luo. Morse code recognition system with fuzzy algorithm for disabled persons. *J Med Eng Technol*, 26:202–7, 2002.
- [124] KC Olds, S. Sibenaller, RA Cooper, D Ding, y C. Riviere. Target prediction for icon clicking by athetoid persons. En *Proceedings-IEEE Int Conf Robot Autom 19-23 May 2008, article no. 4543507: 2043-8.*, 2008.
- [125] J. Wobbrock, J. Fogarty, S. Liu, S. Kimuro, y S. Harada. The angle mouse: Target-agnostic dynamic gain adjustment based on angular deviation. En *Computer Human Interaction Conference*, 2009.
- [126] DJ. McCormack. The effects of keyguard use and pelvic positioning on typing speed and accuracy in a boy with cerebral palsy. *Am J Occup Ther*, 44:312–5, 1990.
- [127] R. Radwin, G. Vanderheiden, y M. Lin. A method for evaluating head controlled input devices using fitts’law. *Human factors*, 32(4):423–438, 1990.
- [128] CJ. Clayton. An intra-oral access device. *J Med Eng Technol*, 16:204–9, 1992.
- [129] JL. Durfee y FF. Billingsley. A comparison of two computer input devices for uppercase letter matching. *Am J Occup Ther*, 5:214–20, 1999.
- [130] G Turpin, J Armstrong, P Frost, B Fine, C Ward, y L. Pinnington. Evaluation of alternative computer input devices used by people with disabilities. *J Med Eng Technol*, 29:119–29, 2005.
- [131] H Pokhariya, P Kulkarni, V Kantroo, y T. Jindal. NAVIGO -accessibility solutions for cerebral palsy affected. En *CIMCA 2006: International Conference on Computational Intelligence for Modelling, Control and Automation, jointly with IAWTIC 2006: International Conference on Intelligent Agents Web Technologies and Internet Commerce, Nov 28-Dec 1, article no. 4052772, 143.*, 2006.
- [132] TD Sanger y J. Henderson. Optimizing assisted communication devices for children with motor impairments using a model of information rate and channel capacity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 15:458–68, 2007.
- [133] YL Lin, MC Chen, CC Yeh, YM Yeh, y HP. Wang. Assisting an adolescent with cerebral palsy to entry text by using the chorded keyboard. En *In: Miesenberger K, Klaus J, Zagler W, Karshmer A, editors. Computers helping people with special needs: 11th International Conference, ICCHP 2008, Linz, Austria, July 9-11, 2008 - Proceedings. Heidelberg, Germany: Springer-Verlag: 1177-83.*, 2008.

- [134] A Mukherjee, K Chakraborty, y A. Basu. Sweepsticks an adaptive virtual mouse for people with neuromotor disorders. *Assist Technol*, 20:111–24, 2008.
- [135] CL Chen, CY Wu, HC Chen, y et al. Application of a novel integrated pointing device apparatus for children with cerebral palsy. *Chang Gung Med J*, 29:380–7, 2006.
- [136] R Simpson, H Koester, y E. LoPresti. Evaluation of an adaptive row column scanning system. *Technol Disabil*, 18:127–38, 2006.
- [137] TF Wu y MC. Chen. Keyboard adaptations for children with cerebral palsy. En *In: Miesenberger K, Klaus J, Zagler W, Karshmer A, editors. Computers helping people with special needs: 10th International Conference, ICCHP 2006, Linz, Austria, July 11-13, 2006 - Proceedings. Berlin Heidelberg, Germany: Springer-Verlag: 966-72.*, 2006.
- [138] TF Wu y MC. Chen. Performance of different pointing devices on children with cerebral palsy. En *Universal access in human-computer interaction: applications and Services International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction, UAHCI 2007. Springer-Verlag. 462-72.*, 2007.
- [139] Meng LF et al. Yeh YM, Wu TF. Characteristics and solutions of digital divide for people with physical impairments in taiwan. En *In: Miesenberger K, Klaus J, Zagler W, Karshmer A, editors. Computers helping people with special needs: 11th International Conference, ICCHP 2008, Linz, Austria, July 9-11, 2008 - Proceedings. Heidelberg, Germany: Springer-Verlag, 2008, 1332-9.*, 2008.
- [140] H.J. Luinge. *Inertial Sensing of Human Movement*. PhD thesis, University of Twente, 2002.
- [141] R. Poppe. Vision-based human motion analysis: An overview. *Computer Vision and Image Understanding*, 108:4–18, 2007.
- [142] H.J. Luinge, P.H. Veltink, y C.T.M. Baten. Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of Biomechanics*, 40:78–85, 2007.
- [143] H. Zhou, T. Stone, H. Huc, y N. Harris. Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking. *Medical Engineering & Physics*, 30:123–133, 2008.
- [144] A. Cappozzo, C. U. Della, y L. Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 1: theoretical background. *Gait Posture.*, 21(2):186–96, 2005.
- [145] J. Harlaar. Body mech, [www.bodymech.nl](http://www.bodymech.nl). Technical report, Vrij Universiteit Amsterdam.
- [146] Xsens. <http://www.xsens.com/en/homepage-es>. Technical report.
- [147] M. Wichers, S. Hilberink, M. Roebroek, O. V. Nieuwenhuizen, y H. Stam. Motor impairments and activity limitations in children with spastic cerebral palsy: a dutch population-based study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(5):367–374 (8), 2009.
- [148] F. Ferraris, U. Grimaldi, y M. Parvis. Procedure for effortless in-field calibration of three-axis rate gyros and accelerometers. *Sensors and Materials*, 7, No.5:311–330, 1995.
- [149] M A Gresty y G M Halmagyi. Abnormal head movements. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 42::705–714., 1979.

- [150] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, N. Lovell, y B. G. Celler. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, VOL. 10, NO. 1, :156–167, 2006.
- [151] International Organization for Standardization International Standard. Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (vdts) - part 9: Requirements for non-keyboard input devices. Technical report, ISO/DIS 9241-9, 2000.
- [152] I.S. MacKenzie. Fitts'law as a research and design tool in human-computer interaction. *Human-Computer Interaction*, 7:91–139, 1992.
- [153] J. Music, M. Cecic, y M. Bonkovic. Testing inertial sensor performance as hands-free human-computer interface. En *WSEAS Transactions on computers*, 2009.
- [154] X. Zhang y S. MacKenzie. Evaluating eye tracking with iso 9241-part 9. En *Proc. of HCI International*, pp. 779-788, 2007.
- [155] S. A. Douglas, A. E. Kirkpatrick, y I. S. MacKenzie. Testing pointing device performance and user assessment with the iso9241, part 9 standard. En *Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '99*, pp. 215-222. New York: ACM., 1999.
- [156] I. S. MacKenzie y S. Jusoh. An evaluation of two input devices for remote pointing. En *Proceedings of the Eighth IFIP Working Conference on Engineering for Human-Computer Interaction - EHCI 2001*. pp. 235-249. Heidelberg, Germany: Springer-Verlag., 2001.
- [157] HF. Prechtl. General movement assessment as a method of developmental neurology: new paradigms and their consequences. *The 1999 Ronnie Mac Keith Lecture. Developmental Medicine Child Neurology.*, 43:836–42, 2001.
- [158] J. Van der Heide, PB Paolicelli, y A. et. al. Boldrini. Kinematic and qualitative analysis of lower-extremity movements in preterm infants with brain lesions. *Physical Therapy.*, 79:546–57, 1999.
- [159] J. C. Van den Noort, V. A. Scholtes, y J. Harlaar. Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors. *Gait & Posture.*, 30:138–143, 2009.
- [160] H. Ghasemzadeh, R. Jafari, y B. Prabhakaran. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: Multimodal interpretation of muscular activities. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14:198–206, 2010.
- [161] H.C. Powell, M.A. Hanson, y J. Lach. A wearable inertial sensing technology for clinical assessment of tremor. En *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference.*, 2007.
- [162] T Platz, P Denzler, B Kaden, y K-H Mauritz. Motor learning after recovery from hemiparesis. *Neuropsychologia*, 32:1209–1223, 1994.
- [163] CA Trombly. Observations of improvement in reaching in five subjects with left hemiparesis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 56:40–45., 1993.
- [164] Y. Nianfeng, M. Zhang, C. Huang, y Jin D. Motion quality evaluation of upper limb target reaching movements. *Medical Engineering and Physics.*, 24:115–120., 2002.

- [165] E. Crossman y P. Goodeve. Feedback control of hand-movement and fitts law. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 35A:251–278, 1983.
- [166] H.N. Schmidt, R.A. and Zalaznik, B. Hawkins, J.S. Frank, y J.T. Quinn. Motor output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, 86:415–451, 1979.
- [167] D.E. Meyer, J.E. Smith, S. Kornblum, R.A. Abrams, y C.E. Wright. Optimality in human motor performance: ideal control of rapid aimed movements. *Psychological Review* 9, 5:340–370, 1988.
- [168] D. Rosenbaum. *Human Motor Control*. 1991.
- [169] P. Neilson. Measurement of involuntary arm movement in athetotic patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 3(7):171–177, 1974.
- [170] J. W. Lance, R. S. Schwab, y E. A. Peterson. Action tremor and the cogwheel phenomenon in parkinson’s disease. *Brain.*, 86:95–110, 1963.
- [171] R. Balakrishnan. Beating fitts law virtual enhancements for pointing facilitation. *Int. J. Human-Computer Studies*, 61:857–874, 2004.
- [172] F. Hwang, S. Keates, P. Langdon, y P.J. Clarkson. Using cursor measures to determine appropriate computer input assistance for motion-impaired users. En *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, 2002.
- [173] T. Grossman y R. Balakrishnan. The bubble cursor: Enhancing target acquisition by dynamic resizing of the cursor’s activation area. En *Proc. CHI '05. New York: ACM Press*, 281-290, 2005.
- [174] Wobbrock J.O. Gajos, K.Z. y D.S. Weld. Improving the performance of motor-impaired users with automatically-generated, ability-based interfaces. En *Proc. CHI '08. New York: ACM Press*, 1257-1266, 2008.
- [175] J. O. Wobbrock y K. Z Gajos. A comparison of area pointing and goal crossing for people with and without motor impairments. En *Ninth International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, 2007.
- [176] L. Findlater, A. Jansen, K. Shinohara, M. Dixon, P. Kamb, J. Rakita, y J. O. Wobbrock. Enhanced area cursors: Reducing fine pointing demands for people with motor impairments. En *UIST10*, 2010.
- [177] M. Calvache, A.R. Jiménez, y L. Calderón. A laser target tracking controller for a real time position measurement system for machine tool. En *In 13 th International Symposium on Measurement and Control in Robotics-Toward Advanced Robots Design, Sensors, Control and Applications ISMCR 03.volume 1, pages 241-246*, 2003.
- [178] E. Brookner. *Tracking and Kalman Filtering Made Easy*. 1998.
- [179] C.F. Asquith. Weight selection in first order linear filters. Technical report, U.S. Army Missile Command, Redstone Arsenal, Report No. RG-TR-69-12, 1969.
- [180] J. Skalansky. Optimizing the dynamic paarameters of a track while scan system. En *RCS Review*, 18:163-185., 1957.



- [181] D. Tenne y T. Singh. Optimal design of alpha-beta-gamma filters. En *American Control Conference*, pages 4348-4352., 2000.
- [182] T.R. Benedict y G.W. Bordner. Synthesis of an optimal set of radar track-whilescan smoothing equations. *IRE Transactions on Automatic Control*., 7(4):27–32, 1962.
- [183] E. Rocon. *Reducción activa de temblor patológico de miembro superior mediante exoesqueletos robóticos*. PhD thesis, Universidad Politécnica de Madrid. Escuela técnica superior de ingenieros industriales, 2006.
- [184] W.A. Van Bergeijk y E.D. David. Delayed handwriting. *Perceptual and Motor Skills*, 9:347–357, 1959.
- [185] R.E. Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering - Transactions of the ASME*, 82:35–45, 1960.
- [186] A. Kiruluta, M. Eizenman, y S. Pasupathy. Predictive head movement tracking using a kalman filter. *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics-part b: cybernetics*, 27(2):326–331, 1997.
- [187] P. Baldwin, A. Basu, y H. Zhang. Predictive windows for delay compensation in telepresence applications. *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 1:2884–2889, 1998.
- [188] R. Azuma y G. Bishop. Improving static and dynamic registration in a see-through HMD. En *SIGGRAPH*. pp. 197-204., 1994.
- [189] J. W. Tukey. *Explortary Data Analysis*. 1977.
- [190] P. Huber. *Robust Statistics*. 1981.
- [191] T. Cipra y R. Romera. Robust kalman filter and its application in time series analysis. *Kybernetika*, 27(6):481–494, 1991.
- [192] P.M. Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6):381–391, 1954.
- [193] P.H. McCrea y J. Eng. Consequences of increased neuromotor noise for reaching movements in persons with stroke. *Exp. Brain Res*, 162:70–77, 2005.
- [194] A. Jansen, L. Findlater, y J. O. Wobbrock. En *ACM CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2011.
- [195] E. Rocon, A. Ruiz, y J.L. Pons. On the use of rate gyroscopes for tremor sensing in the human upper limb. En *International Conference Euroensors XIX*, 2005.
- [196] MT9. [www.xsens.com/en/general/mti](http://www.xsens.com/en/general/mti).
- [197] D. Roetenberg, Luinge, H., C.Baten, y H. Veltink. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), 2005.





# Apéndice



# APÉNDICE

## A.1. Especificaciones del sensor ultrasónico

Se ha empleado un transductor ultrasónico piezoeléctrico (Audiowell) cuyas características se muestran en la tabla A.1.

Frecuencia central	$40 \pm 10\text{kHz}$
Sensibilidad al eco	$\geq 200\text{mV}$
Tiempo de bajada	$\leq 1,2\text{ms}$
Directividad (eje x)	$110 \pm 15^\circ$
Directividad (eje y)	$75 \pm 10^\circ$
Capacidad	$2000 \pm 15\% \text{ pf}$

Tabla A.1: Caracterización del transductor ultrasónico.

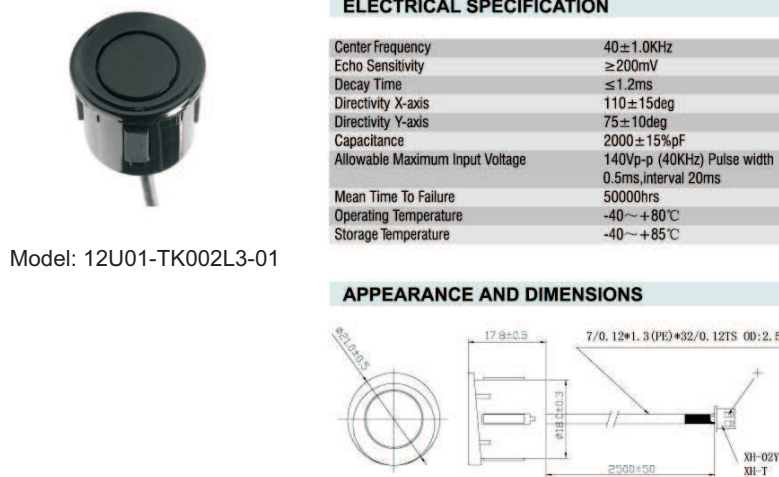


Figura A.1: Apariencia, dimensiones y características técnicas del transductor ultrasónico empleado

## A.2. Especificaciones del sensor inercial

Para la realización de las pruebas se han empleado sensores inerciales de Technaid S.L., una *spin-off* del grupo de Bioingeniería del CSIC. Las dimensiones del sensor inercial de Technaid S.L. son 27 mm x 35 mm x 13 mm y su peso es 27 gramos, lo que es menor que otros sensores inerciales comercializados [195], [196], [197]. La sensibilidad del sensor es  $\pm 2$  Gauss (magnetómetro),  $\pm 500^\circ/s$  (giroscopio) y  $\pm 3g$  (acelerómetro). Tiene una resolución angular de  $0,05^\circ$ , un error estático menor que  $1^\circ$  y una precisión dinámica alrededor de  $2^\circ$  RMS.



Figura A.2: Apariencia del sensor inercial de Technaid S.L. empleado

En todos los experimentos se emplearon los sensores de Technaid S.L. excepto en las presentadas en la sección 3.4 de esta tesis doctoral, que corresponden a un estudio realizado en el *Medisch Centrum* de la *Vrije Universiteit Amsterdam (VUMC)*. En este estudio se empleó el sistema *MOVE* de la compañía Xsens. El sensor inercial integra un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro tridimensionales. Los acelerómetros tienen una escala de 5g y los giróscopos de  $300^\circ/s$ . La estimación de la orientación tiene una precisión estática menor que  $0,5^\circ$  en alabeo y cabeceo (*roll* y *pitch*) y menor que  $1^\circ$  en guiñada (*heading*). Tiene un precisión dinámica de  $2^\circ$  RMS.

## A.3. Diseño CAD y fotografías del vehículo PALMIBER



Figura A.3: Diseño CAD y fotografía del primer prototipo del vehículo PALMIBER desarrollado en colaboración con el consorcio del proyecto PALMIBER



Figura A.4: Extensión del primer prototipo del vehículo PALMIBER desarrollado por CENTIMFE y ANDITEC