

**La Interacción de Personas con
Discapacidad con el Computador:
Experiencias y Posibilidades en
Iberoamérica**

La Interacción de Personas con Discapacidad con el Computador: Experiencias y Posibilidades en Iberoamérica

Editores:

José M. Azorín

Universidad Miguel Hernández de Elche (España)

E-mail: jm.azorin@umh.es

Ramón Ceres

Agencia Estatal Consejo Superior de Investigaciones Científicas (España)

E-mail: ramon.ceres@csic.es

Anselmo Frizera

Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil)

E-mail: anselmo@ele.ufes.br

Teodiano Freire Bastos

Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil)

E-mail: tfbastos@ele.ufes.br

Editorial:

Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED)

Editores:

José M. Azorín
Ramón Ceres
Anselmo Frizera
Teodiano Freire Bastos

Diseño de portada:

Anselmo Frizera y Fernando Delgado

Editorial:

Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED)

Impreso en España**Fecha edición:**

Noviembre 2013

ISBN-10: 84-15413-22-X

ISBN-13: 978-84-15413-22-6

Con un agradecimiento especial al Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), a los investigadores de IBERADA (Red Iberoamericana para el Estudio y Desarrollo de Aplicaciones TIC basadas en Interfaces Adaptadas a Personas con Discapacidad), a los autores que han participado en la elaboración de cada capítulo, a los organismos que han permitido llevar a cabo estas investigaciones y a los usuarios y centros que han participado en la experimentación.

*“Nadie sabe de lo que es capaz hasta que lo intenta.”
Publio Siro (85 a.C - 43 a.C.) Escritor de la antigua Roma.*

Contenido

Índice de Tablas	XI
Índice de Figuras	XII
Introducción y orientación del libro	1
1. Interfaces alternativos para personas con discapacidad. La red IBERADA	3
1.1. Clasificación de interfaces. Vías y posibilidades de interacción y modos de captación	3
1.2. La Red IBERADA	5
1.3. Panorámica de las Interfaces en Iberoamérica	8
1.4. Conclusiones	16
2. Periféricos de computador adaptados	19
2.1. Introducción	19
2.2. Tecnologías de apoyo / Métodos de selección	20
2.3. Interfaces de acceso - Productos de apoyo para selección directa . . .	21
2.4. Interfaces de acceso - Productos de apoyo para selección por barrido	30
3. Interfaces basadas en posturas y movimientos corporales	37
3.1. Introducción	37
3.2. Manifestaciones biomecánicas humanas como medio de expresión personal	38
3.3. Enfoques para captación y procesamiento de señales	45
3.4. Aplicaciones y estudios de caso	55
3.5. Conclusiones	77
4. Interfaces basadas en señales electromiográficas	83
4.1. Introducción	83
4.2. Señales electromiográficas	84
4.3. Antecedentes en la utilización de señales electromiográficas como interfaces humano-máquina (HMI)	86
4.4. Dispositivos comerciales: sistemas de adquisición e interfaces	87
4.5. Técnicas de procesamientos para señales electromiográficas	88

4.6. Aplicaciones y estudios de caso	96
4.7. Conclusiones	100
5. Interfaces basadas en movimientos oculares: electrooculografía y videoculografía	107
5.1. Introducción	107
5.2. Naturaleza y origen de las señales	110
5.3. Enfoques para adquisición y procesamiento de señales EOG	111
5.4. Aplicaciones y estudios de caso	113
5.5. Seguimiento del globo ocular por cámaras de video (VOG)	113
5.6. Conclusiones	120
6. Interfaces basadas en la actividad cerebral	125
6.1. Introducción	125
6.2. Naturaleza y origen de las señales	126
6.3. Aplicaciones y estudios de caso	131
6.4. Conclusiones	139
7. Interfaces multimodales	147
7.1. Introducción	147
7.2. Aplicaciones y estudios de caso	149
7.3. Conclusiones	167
8. Dispositivos de salida del computador para personas con discapacidad	173
8.1. Introducción	173
8.2. La comunicación aumentativa	174
8.3. Dispositivos visuales	175
8.4. Dispositivos auditivos	177
8.5. Dispositivos táctiles	178
8.6. Dispositivos vibrotáctiles (TVSS)	180
8.7. Dispositivos electrotáctiles	180
8.8. Experiencias de investigación	181
Conclusiones generales	184

Índice de Tablas

1.1.	Expresiones de Interacción persona-máquina [2]	6
1.2.	Orden de presentación en el libro de interfaces adaptadas a personas con discapacidad, atendiendo a la fuente de información y el sistema de captación.	7
3.1.	Caracterización de los usuarios participantes.	70
3.2.	Descripción de los resultados por usuario, modo y ejercicio.	71
4.1.	Características de algunos dispositivos comerciales para adquisición de señales de EMG.	89
6.1.	Características de dispositivos utilizados para la monitorización de señales cerebrales	127
6.2.	Propiedades de los clasificadores empleados en ICCs de investigación [28].	132
7.1.	Ventajas y desventajas de las interfaces IRISCOM y ENLAZA . . .	153

Índice de Figuras

1.1.	Esquema completo de interacción persona-máquina [2].	4
2.1.	Teclado expandido (LifeTech®, http://www.lifetech-world.com).	22
2.2.	Mini teclado (www.magicwandkeyboard.com).	22
2.3.	Teclado ergonómico (www.maltron.com).	22
2.4.	Protección de teclas (www.bigkeys.com).	23
2.5.	Teclado de conceptos (http://www.intellitools.com/intellikeys.html).	23
2.6.	Ejemplos de teclados para la comunicación/escrita elaborados con el GRID2.	24
2.7.	Ejemplos de cuadros dinámicos para comunicación elaborados con SPD/BM.	25
2.8.	Ratón tipo Trackball (www.clearlysuperiortech.com).	26
2.9.	Diferentes tipos de ratón: BigTrack (http://www.bigtrack.co.uk/), Orbitrack (http://www.pretorianuk.com/orbitrack) y ratón adaptado (www.bj-adaptaciones.com).	27
2.10.	Joystick para controlar con el mentón, destinado, por ejemplo, a personas con cuádruplejía (http://www.bj-adaptaciones.com).	27
2.11.	Sistema de seguimiento de un segmento corporal. Dichos sistemas son normalmente diseñados para control del ratón por movimientos de cabeza, siendo denominados headmouse	28
2.12.	Ejemplos de pantalla táctil.	28
2.13.	Sistema <i>Tobii l-series</i>	29
2.14.	Sistema <i>Tobii EyeMobile</i>	29
2.15.	Ejemplo de un pulsador (Jelly Bean®, www.ablenetinc.com).	30
2.16.	Ejemplo de un pulsador <i>Wobble</i>	31
2.17.	Ejemplo de un pulsador táctil (Papoo Switch).	31
2.18.	Brazo articulado para posicionamiento adecuado de pulsadores (www.ablenetinc.com).	32

2.19.	Interfaz de acceso al computador basada en señal electrofisiológica (accesPlux, www.acces.plux.info).	33
2.20.	Ejemplo de dispositivo utilizado para interfaz cerebro-computador (http://www.emotiv.com).	33
3.1.	Características locales espacio-temporales 4D para reconocimiento de actividades humanas. DILab, Universidade de Tennessee.	46
3.2.	Sistemas de análisis visual biomecánico.	47
3.3.	Unidad de Medida Inercial (IMU) de tres ejes, con comunicación USB, fabricada por la compañía Technaid S.L.	49
3.4.	Diagrama de bloques del proceso del sensor IMU.	51
3.5.	Sistema de referencia de un segmento del cuerpo respecto a la referencia global (izq.). Distribución de las IMUs para el análisis de la cinemática del cuerpo humano (der.).	52
3.6.	Sistema de captura de movimiento inercial de 16 IMUs de la compañía Technaid S.L. (izq.). Distribución típica de una red de IMUs en el cuerpo humano (centro). Sujeción de IMUs a las extremidades superior e inferior (der.).	54
3.7.	Vista del guante con el sensor inercial.	55
3.8.	Esquema básico de los sensores piezoresistivos.	56
3.9.	Momentos Hu2, Hu3 y Hu4 durante el movimiento de levantar brazo izquierdo y realizar movimiento circular con el derecho.	57
3.10.	Ventanas de movimiento (izq.) y valores normalizados (der.), extraídos durante la realización de una expresión corporal.	59
3.11.	a) Captura de pantalla durante el reconocimiento de movimientos; b) Captura de pantalla durante la realización de un gesto indicativo.	61
3.12.	a) Patrones de cuatro movimientos, mapeados usando kernel t-student; b) Resultado de la clasificación de los patrones en función de la cantidad de repeticiones por movimiento.	62
3.13.	Pruebas realizadas en ASPACE Cantabria con la interfaz inercial.	63
3.14.	Aplicación informática para la configuración y el uso del sistema ENLAZA.	64
3.15.	Rango de movimiento para un usuario sin discapacidad (arriba) y un usuario con PC (abajo) medido mientras ambos realizan una tarea de alcance de objetivos en la pantalla del computador.	66
3.16.	Rango de movimiento para un usuario sin discapacidad (arriba) y un usuario con PC (abajo) medido mientras ambos realizan una tarea de alcance de objetivos en la pantalla del computador.	67
3.17.	Vehículo robótico PALMIBER con distintas interfaces para su conducción.	68

3.18.	Consola de pulsadores de dirección para conducción del vehículo y panel de educador para establecer parámetros de configuración.	69
3.19.	Niño con PC conduciendo el vehículo PALMIBER con la interfaz ENLAZA (por movimientos de cabeza).	69
3.20.	Ejemplo de la trayectoria realizada al conducir el vehículo PALMIBER con la interfaz ENLAZA.	72
3.21.	Esquema de la plataforma desarrollada.	75
3.22.	Ejemplo de una sesión de rehabilitación con la plataforma desarrollada.	76
4.1.	(a) Electrodo sEMG de Delsys y señales características; (b) Posible ubicación de electrodos (biceps) y circuito de adquisición típico de las señales (adaptación de imágenes de Delsys).	85
4.2.	Diferentes ubicaciones de electrodos sEMG según las propuestas de (a) Chin et al.; (b) Peres et al.; y (c) Rosemberg. En la Figura (c) además se muestra la aplicación de control de la interfaz. La Figura (d) muestra la ubicación de la banda de electrodos sEMG del sistema comercial MYO Gesture Control [7, 29, 8].	88
4.3.	Esquema constructivo y de componentes de la prótesis de mano.	97
4.4.	Sistema electrónico de medida y control.	98
4.5.	Oscilograma de la generación del comando 1-2-1.	99
4.6.	Pruebas de manipulación con la prótesis MANUS-HAND.	100
4.7.	Prótesis multisensorial de miembro superior de UFES/Brasil.	101
5.1.	Dipolo ocular	111
5.2.	Posición de los electrodos en la cara	111
5.3.	Imagen del dispositivo para registrar señales EOG	112
5.4.	Ejemplo de movimientos realizados por el robot controlado por movimientos oculares	113
5.5.	Arquitectura del interfaz ocular basado en visión artificial	115
5.6.	Algoritmo de detección	116
5.7.	Umbralización y detección del centro del ojo	117
5.8.	Gafas utilizadas para el seguimiento del globo ocular	117
5.9.	Estructura general del interfaz humano-máquina basado en el seguimiento del globo ocular	118
5.10.	(a) Imagen original; (b) Imagen binarizada con la aplicación del umbral de detección.	118
5.11.	Imagen original y Imagen binarizada con la aplicación del Filtro de Canny.	119

5.12.	Imagen del iris obtenida a partir de la aplicación del Filtro de Canny.	119
5.13.	Diagrama general de la interfaz desarrollada.	119
5.14.	Iconos que representan el movimiento deseado para la silla	120
5.15.	Uso del interfaz accionado por movimientos del globo ocular	120
5.16.	Silla de ruedas robotizada de UFES/Brasil.	121
5.17.	Opciones de comunicación y movimiento del interfaz de comunicación	121
6.1.	Mapa conceptual de las Interfaces Cerebro-Computador [19].	128
6.2.	Esquema general de una Interfaz Cerebro Computador (ICC).	129
6.3.	Sistema internacional 10-20, sobre la disposición de los electrodos.	130
6.4.	Interfaz cerebro-computador basada en potenciales evocados.	133
6.5.	Teclado virtual.	134
6.6.	Ejemplo de rendimiento del clasificador durante 140 s de función continua. Los gráficos se muestran de arriba a abajo: (1) los datos de EEG espacialmente filtrados de los tres canales seleccionados por el clasificador; (2) el movimiento de flexión / extensión de la muñeca grabado con sensores inerciales (zonas grises) y los intervalos de movimiento obtenidos con esta información (línea de color negro sólido); y (3) la probabilidad de salida del clasificador (área gris) y la salida binaria del sistema después de aplicar el umbral (línea de color negro sólido). Las líneas negras verticales indican los inicios de los movimientos (M.O.).	137
6.7.	Adquisición de señales de EEG de la región occipital.	138
6.8.	Opciones de comando de movimiento de la silla de ruedas robotizada.	138
6.9.	Comando de la silla de ruedas robotizada de la UFES/Brasil a partir de patrones ERD/ERS.	139
6.10.	Silla de ruedas robótica de la UFES/Brasil comandada por SSVEP.	140
7.1.	Representaciones gráficas de las métricas que miden las componentes espectrales de los movimientos del iris. Frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral en el eje horizontal (izquierda) y vertical (derecha) por participante.	151
7.2.	Rango de movimiento frontal, sagital y transversal para sujeto sin discapacidad (a, b y c) y para sujeto con PC (d, e y f).	152
7.3.	Diagrama de bloques de la arquitectura propuesta para la fusión de datos de las interfaces IRISCOM y ENLAZA.	154
7.4.	Diagrama general del sistema (izquierda). Imagen del entorno de pruebas usando la interfaz gráfica (derecha).	156
7.5.	Máquina de estados para el control del punto en la interfaz gráfica.	158

7.6.	Interfaz gráfica de usuario (izquierda). Representación 3D de una trayectoria realizada por un usuario (derecha).	158
7.7.	Esquemático de la interfaz multimodal de control de una neuroprótesis de supresión del temblor.	161
7.8.	Diagrama de bloques del algoritmo de dos etapas para estimar las características instantáneas del temblor a partir de la información de los sensores mostrada en la Figura 7.9.	161
7.9.	Ejemplo de ejecución del algoritmo de dos etapas para la cancelación del temblor: A) movimiento crudo y estimación del movimiento voluntario; B) estimación del temblor como diferencia entre el movimiento total y voluntario; C) estimación de la amplitud instantánea del temblor; D) estimación de la frecuencia instantánea del temblor comparada con el espectrograma del movimiento. Las letras en rojo se corresponden con la Figura 7.8.	162
7.10.	Ejemplo de caracterización temblor durante una tarea voluntaria. Los gráficos se muestran de arriba a abajo: (1) algunos canales de EEG; (2) la salida del clasificador EEG (negro) y el movimiento voluntario de referencia normalizado y rectificado (rojo); (3) algunos canales sEMG sobre los extensores de la muñeca; (4) la aparición del temblor detectado por sEMG, y el análisis de extensores de la muñeca (negro) y flexores (rojo); (5) frecuencia del temblor según las estimaciones del análisis de la señal sEMG en el momento de la detección, para los extensores de la muñeca (negro) y flexores (gris); (6) el movimiento de flexión / extensión registrado con sensores inerciales; (7) la estimación de temblor (rojo) y el movimiento voluntario (negro) derivada de los sensores inerciales; y (8) la frecuencia del temblor estimada a partir de los datos de los sensores inerciales (rojo) y la referencia fuera de línea (gris).	164
7.11.	Diagrama de bloques del nodo sensor ZIMUED.	165
7.12.	a) Ejemplo de utilización en miembro inferior; b) Tarjeta Sensor IMU y sEMG; c) Dispositivo ZIMUED.	166
7.13.	Captura de dos nodos sensores en el gesto de alcanzar y agarrar con miembro superior.	167
8.1.	Lupa electrónica.	176
8.2.	Magnificador de pantalla Zoomtext.	176
8.3.	Pautas básicas del sistema braille.	178
8.4.	Línea y teclado braille combinados.	179
8.5.	Impresora braille PORTATHIEL.	179
8.6.	Sistema retina-frontal (FRS) de H. Kajimoto.	181
8.7.	Dispositivo PTD.	182

- 8.8. Uso del PTD en proceso de diagnóstico por imagen fMRI y PET. 182

Introducción y orientación del libro

Las nuevas Tecnologías de la Información y las Comunicaciones (TIC) si bien abren un campo amplísimo de posibilidades en las actividades profesionales, sociales y personales, su uso genera graves dificultades a aquellas personas con discapacidad que poseen limitaciones severas de percepción, motoras o intelectuales. Así, lo que debería ser un elemento de desarrollo de la actividad humana impone de hecho nuevas barreras a estos colectivos, aumentando la exclusión de los mismos. Este problema es de gran importancia para la sociedad actual teniendo en cuenta que, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), al comienzo del siglo XXI existían casi 55 millones de personas con distintos tipos de discapacidad viviendo en Iberoamérica. Además, el número de personas con discapacidad está creciendo debido al envejecimiento de la población y al incremento global de los problemas crónicos de salud que originan algún tipo de discapacidad, como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares y los trastornos mentales.

Para paliar estas dificultades del uso de las TICs y más concretamente del computador por estos colectivos con limitaciones, se están acometiendo trabajos para desarrollar diferentes tipos de interfaces adaptadas o dispositivos alternativos de interacción con el computador frente a los convencionales (ratón, teclado, pantalla..), que con frecuencia no pueden ser usados por estas personas. Dentro de estas nuevas interfaces encontramos dispositivos como por ejemplo, líneas braille electrónicas, ratones apuntadores por láser o por movimientos oculares o interfaces cerebro-computador. La finalidad en todos los casos es la de abrir nuevas vías de diálogo entre la persona y el computador, reduciendo así la llamada “brecha digital” existente, al permitirles realizar todas las tareas propias del computador, el acceso a Internet y a todo el conocimiento que la red posibilita.

Este libro surge como una iniciativa de la Red Temática IBERADA “Red Iberoamericana para el Estudio y Desarrollo de Aplicaciones TIC basadas en Interfaces Adaptadas a Personas con Discapacidad” (<http://iberada.umh.es>), financiada por el Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED), con referencia 512RT0466. Esta Red se presenta con más detalle en el primer capítulo.

El propósito principal de este libro es presentar, sin ánimo de ser exhaustivo, las interfaces disponibles o en desarrollo para personas con discapacidad, especialmente en el ámbito de Iberoamérica, para facilitar la interacción con las nuevas Tecnologías de la Información y las Comunicaciones en el sentido anteriormente apuntado. El libro se estructura en un total de 9 capítulos. El primer capítulo presenta

aspectos generales de las interfaces, realizando una clasificación de las mismas. Los Capítulos del 2 al 6 abordan diferentes tipos de interfaces de entrada: periféricos de computador adaptados (Cap. 2), interfaces basadas en posturas y movimientos corporales (Cap. 3), interfaces basadas en la actividad muscular (Cap. 4), interfaces basadas en movimientos oculares (Cap. 5) e interfaces basadas en la actividad cerebral (Cap. 6). El Capítulo 7 se centra en las interfaces multimodales de entrada con más de un sistema de captación. El Capítulo 8 describe los principales dispositivos de salida del computador. Finalmente, en un último apartado se resumen las principales conclusiones.

Noviembre, 2013.

Los editores:

José María Azorín, *Universidad Miguel Hernández de Elche, España.*
Ramón Ceres, *Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*
Anselmo Frizera, *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*
Teodiano Freire Bastos, *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

Capítulo 1

Interfaces alternativos para personas con discapacidad. La Red IBERADA

Ramón Ceres[‡], José María Azorín[§], Anselmo Frizera[†], Teodiano Freire Bastos[†]

[‡] *Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*

[§] *Universidad Miguel Hernández de Elche, España.*

[†] *Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

En este primer capítulo se presentan aspectos generales de las interfaces antes de entrar en el análisis de cada tipo de estas, lo que se tratará en los capítulos posteriores.

1.1. Clasificación de interfaces. Vías y posibilidades de interacción y modos de captación

Este apartado tiene como objetivo establecer una clasificación global de las interfaces adaptadas a personas con discapacidad para facilitar la interacción con las nuevas Tecnologías de la Información y las Comunicaciones y así mismo indicar los canales utilizados en esa interacción y los medios físicos y estrategias que requieren.

La base y uno de los elementos clave de las interfaces avanzadas lo constituye la utilización de canales diversos de expresión humana y las técnicas de captación necesarias para su implementación en el diálogo de la persona con la máquina en general y de forma específica con el computador. En el mundo de la discapacidad este punto es aún más crítico en la medida en que por una parte se deben buscar canales naturales y simples de expresión y por otra se debe abrir la posibilidad de utilizar modos alternativos o mejorados respecto a los usados tradicionalmente (ratón, teclado y otros).

En un esquema completo de interacción, la persona genera una información con un contenido codificado en base a gestos, movimientos, palabras, etc. que deben ser captados e interpretados adecuadamente como datos y órdenes de entrada al computador. Posteriormente este deberá realizar la tarea encomendada a ese

comando generado por el usuario dentro del contexto correspondiente al programa previamente seleccionado o conjunto de tareas que definen la actividad. Así, esta tarea consistirá en la selección de una letra en el proceso de composición de un texto, la realización de un movimiento de la prótesis o de la silla de ruedas del usuario o la emisión de una orden de incremento de la temperatura de un climatizador. De modo complementario y cerrando el lazo de interacción, el computador presentará al usuario como salida el resultado de la ejecución de esa orden generada mediante el lazo de realimentación y empleando justamente una fuente de información perceptible por el usuario, según se presenta en la Figura 1.1 [2]. Es preciso indicar que, dada la potencia de cálculo y la versatilidad de los computadores actuales, estos realizan en la mayor parte de los casos no solamente la tarea encomendada sino todo el procesamiento de la información de la propia interfaz de entrada y de salida.

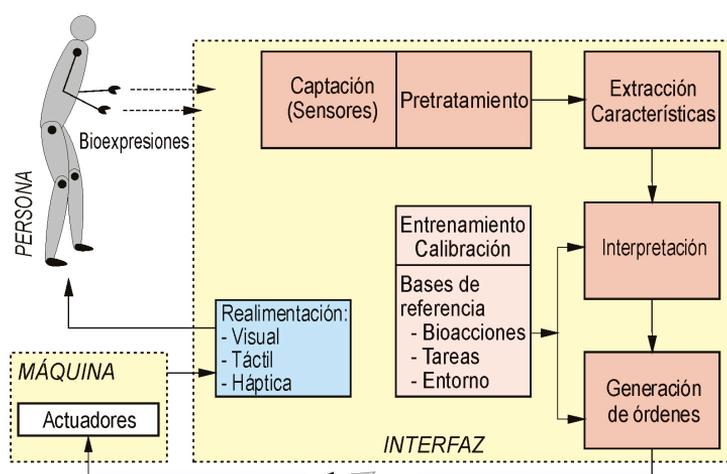


Figura 1.1. Esquema completo de interacción persona-máquina [2].

Tratando de presentar el conjunto global de interfaces existentes en el mercado y en la literatura, en la Tabla 1.1 se indican los diferentes aspectos que definen las manifestaciones humanas o bioexpresiones de comunicación, tanto en su naturaleza como en el tipo de acción externa generada en origen, los elementos orgánicos generadores y la fuente de información. Asimismo, se indican igualmente algunos de los medios artificiales de captación adecuados para los distintos canales.

En cuanto al orden de capacidad de comunicación, en los casos más simples las órdenes se suministran a la máquina mediante dispositivos elementales de generación de información simbólica, tales como pulsadores binarios, joysticks y ratones de acción proporcional y otros de tipo principalmente mecánico. Estos efectos podrían igualmente conseguirse también de modo alternativo mediante interfaces basadas en la actividad muscular o cerebral de la persona. En un escalón superior se encontrarían los interfaces capaces de generar una mayor densidad de

información como son los teclados de introducción de texto y los de tipo gráfico con símbolos y representaciones conceptuales por vía interactiva con extensión a la realidad virtual. La Tabla 1.1 sirve de base para clasificar las interfaces adaptadas a personas con discapacidad que se presentan en este libro para facilitar la interacción con las nuevas Tecnologías de la Información y las Comunicaciones.

De esta forma en los capítulos siguientes se presentan las diferentes interfaces atendiendo principalmente a la fuente de información, relacionada con el canal de interacción mediante los elementos orgánicos humanos correspondientes. La Tabla 1.2 muestra esta clasificación que se seguirá en esencia en los diferentes capítulos de este libro, junto con casos de estudio como ejemplos de interfaces, que se encuadran dentro de cada apartado. Como se puede observar, se ha añadido una última fila en la tabla de interfaces de entrada que hace referencia a interfaces multimodales que combinan diferentes sistemas de captación con dos o más fuentes de información que eventualmente pueden ser utilizadas de modo conjunto para potenciar de cada una de ellas. Asimismo en su parte inferior se recoge el conjunto de interfaces de realimentación con los que se establece la comunicación de salida, esto es, de la máquina a la persona.

Hay que indicar que para tratar de unificar estos y otros sistemas, la “*International Organization for Standardization*” (ISO) ha realizado en la norma ISO/FDIS 9999 una clasificación de productos de apoyo para personas con discapacidad [6]. Sin embargo, al ser esta clasificación más genérica, no estando centrada únicamente en interfaces humano-máquina, se ha considerado oportuno realizar la clasificación anteriormente referida con una mayor detalle de definición.

1.2. La Red IBERADA

La Red IBERADA tiene su origen en diversas iniciativas llevadas a cabo en el seno del CYTED, que se han realizado bajo las formas de diversos proyectos y redes desde el año 1992 hasta la actualidad y de modo especial en la red anterior RIBERDISCAP. Igualmente es preciso mencionar el papel importante en la configuración y en el contenido de esta red de la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, AITADIS, creada en 2006 y que alberga las congresos de IBERDISCAP y la Jornadas AITADIS.

La Red Temática IBERADA tiene como principal objetivo establecer un amplio foro de trabajo para posibilitar y facilitar la cooperación y el intercambio de conocimiento entre diferentes grupos de investigación iberoamericanos cuya labor se centra en Tecnologías de Apoyo y en el desarrollo de aplicaciones basadas en interfaces adaptadas a personas con discapacidad, aunando los esfuerzos aislados de estos grupos. Con ello, la red pretende coordinar acciones de estudio, formación, desarrollo paralelos (diseño, realización y experimentación), movilidad e interacción científica. El fin a medio plazo es el fortalecimiento de este importante sector emergente en Iberoamérica y de proyectar al mercado soluciones tecnológicas, con el fin de conseguir mediante el acceso al computador para las personas con graves deficiencias una mayor autonomía en sus actividades diarias en los aspectos

Naturaleza	Órgano / Canal de Interacción	Acción-Origen	Dispositivos de Captación	Fuente de Información
Biomecánica	Movimientos lineales y angulares (Osteoarticulares y musculares)	Miembros inferiores y superiores Cabeza Tronco	Pulsador, teclado, joystick, bola, ratón, pedal, ... Guante antropométrico Sensores IMUs Cámaras (con / sin marcadores)	Desplazamiento / presión de dispositivos Posturas, gestos y evoluciones Electrooculografía (EOG)
Biomecánica	Voz	Órgano fonador	Micrófono	Ondas de presión
Biomecánica	Movimientos de soplado / aspiración de aire	Boca / Cavidad respiratoria	Presión / Depresión de aire	Sensor de presión
Bioeléctrica	Contracción-Distensión	Grupos Neuromusculares	Electromiografía (EMG)	Electrodos (superficie/ subcutáneos)
Bioeléctrica	Actividad cerebral	Sist. Nervioso Central	Electroencefalografía (EEG)	Casco multielectrónico
Biogénica	Actividad cerebral	Sist. Nervioso Central	Mapas de actividad	Neuroimagen (BCI)

Tabla 1.1. Expresiones de Interacción persona-máquina [2]

INTERFACES DE ENTRADA:

Fuente de Información	Capítulo del Libro	Sistema de Captación
Desplazamiento-Presión		Pulsadores
Desplazamiento 2D	Capítulo 2	Ratones
Sonidos-lenguaje		Micrófono
Posturas / movimientos	Capítulo 3	Sensores inerciales Cámaras
Interfases basadas en actividad muscular	Capítulo 4	Electrodos superficiales de sEMG
Interfases oculares	Capítulo 5	Elect. superficiales de EOG Cámaras IR / visibles
Interfases basadas en actividad cerebral (espontánea/evocada)	Capítulo 6	Electrodos superficiales de EEG
Dos o más fuentes de información	Capítulo 7	Diferentes sist. de captación (Interfases multimodales)

INTERFACES DE SALIDA:

Fuente de Información	Capítulo del Libro	Sistema de Captación
Imagen / Sonido / Presión / Movimiento	Capítulo 8	Sentidos Humanos: vista / oído / tacto / Sent. Cinestésicos

Tabla 1.2. Orden de presentación en el libro de interfaces adaptadas a personas con discapacidad, atendiendo a la fuente de información y el sistema de captación.

de manipulación, movilidad, interacción- comunicación y cognición, para una mayor calidad de vida y más plena integración en la sociedad.

La Red IBERADA está compuesta por 11 grupos, de los cuales 8 corresponden a organismos de investigación, 2 corresponden a empresas y 1 corresponde a un centro de rehabilitación de parálisis cerebral. A continuación se indican los grupos integrantes de la red, detallando el organismo al que pertenece, la persona responsable del grupo y la web del grupo donde se puede ampliar información:

- Grupo de Neuroingeniería Biomédica. Organismo: Universidad Miguel Hernández de Elche (España). Responsable: José María Azorín Poveda (Coordinador de la Red Temática). Web: nbio.umh.es.
- Grupo de Bioingeniería. Organismo: Agencia Estatal Consejo Superior de Investigaciones Científicas (España). Responsable: Ramón Ceres Ruiz. Web: <http://www.car.upm-csic.es/bioingenieria>.
- Technaid S.L. (España). Responsable: Javier Orlando Roa Romero. Web: www.technaid.com.

- Grupo de Robótica de Reabilitação. Organismo: Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil). Responsable: Teodiano Freire Bastos. Web: www2.ele.ufes.br/~tfbastos.
- Grupo de Percepción y Sistemas Inteligentes. Organismo: Universidad del Valle (Colombia). Responsable: Eduardo Caicedo Bravo. Web: paginasweb.univalle.edu.co/~psi/.
- Grupo de Cognición, Estrategias de Aprendizaje y Tecnología. Organismo: Universidad Pedagógica Nacional (Colombia). Responsable: Carlos Alberto Merchán Base. Web: www.pedagogica.edu.co.
- Grupo de Instrumentación y Control. Organismo: Instituto Nacional de Tecnología Industrial (Argentina). Responsable: Sergio N. Gwirc. Web: www.inti.gob.ar/electronicaeinformatica/instrumentacion/.
- Laboratorio Abierto de la Carrera de Ingeniería Electrónica. Organismo: Universidad Nacional de la Matanza (Argentina). Responsable: Diego J. Brengi. Web: www.lacie-unlam.org.
- Departamento de Ingeniería Electrónica e Informática. Organismo: Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción” (Paraguay). Responsable: Fernando Javier Brunetti Fernández. Web: www.dei.uc.edu.py.
- Anditec - Tecnologías de Reabilitação Lda. (Portugal). Responsable: Luis Manuel de Faria Azevedo. Web: www.anditec.pt.
- Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral Calouste Gulbenkian. Organismo: Santa Casa da Misericórdia de Lisboa (Portugal). Responsable: Margarida Nunes da Ponte. Web: www.scml.pt.

1.3. Panorámica de las Interfaces en Iberoamérica

El hacer un levantamiento del estado del arte en Tecnologías de Apoyo y más concretamente en TICs y tecnologías de acceso al computador en Iberoamérica por parte de personas con discapacidad no es tarea fácil ya que no se disponen de datos fiables y es un campo escasamente estructurado a nivel de comunidad geográfica iberoamericana y en muchos casos en el mismo ámbito del país.

La importancia del tema es evidente como demuestra la preocupación y las medidas adoptadas por la UNESCO en su Cumbre Mundial sobre la Sociedad de la Información (CMSI), organizada en Ginebra en el 2003 y posteriormente en Túnez en el 2005 centrándose en el potencial de las TIC y en los retos que plantean a escala mundial. El principal objetivo de esta Cumbre y el proceso subsiguiente fue fomentar la colaboración y el diálogo en todo el mundo con miras a “construir una Sociedad de la Información centrada en la persona, integradora y orientada al desarrollo, en que todos puedan crear, consultar, utilizar y compartir la información y el conocimiento”, tal como reza la Declaración de Principios de Ginebra [4].

Con las importantes diferencias que se presentan de unos países a otros en esta área geográfica, en cuanto a desarrollo, población y estructuras sociales, sin embargo, todos ellos comparten un déficit de desarrollo general en el uso de dispositivos tecnológicos para aumentar la participación de personas con necesidades especiales por diferentes tipos de deficiencias. La potencialidad de esta comunidad iberoamericana se basa en el hecho de compartir unas necesidades y unas características culturales e históricas comunes, aprovechando el gran potencial humano de profesionales y la posibilidad de diseñar e implementar acciones conjuntas y colaboraciones multilaterales en este campo, operando de un modo global.

La importancia y urgencia de aunar esfuerzos en el sentido apuntado viene reflejada por el aumento de estos colectivos excluidos cuyas deficiencias tienen orígenes muy diversos pues, además, a las etiologías congénitas tradicionales hay que añadir en la región un índice importante de traumatismos, desnutrición y abandono infantil así como las consecuencias en morbilidad y en discapacidad de una deficiente atención en los embarazos y partos. Otro factor importante a destacar es el progresivo envejecimiento de la población debido al incremento de la esperanza de vida (71 años) y a la baja tasa de natalidad (2,8 hijos/mujer) en las últimas décadas en esta área geográfica.

Como se indica en la introducción de este libro, la Organización Mundial de la Salud (OMS) cifra el número de personas con discapacidad en Iberoamérica en unos 55 millones pero a esto habría que añadir un porcentaje entre el 30 y el 40 % de la población mayor de 60 años (unos 90 de los 500 millones de personas de población total) que presenta algún tipo de deficiencia por lo que se podría estimar la población con discapacidad en la actualidad entre 70 y 80 millones de personas en esta área geográfica. Otras fuentes bibliográficas generales pueden ser consultadas en [5, 7, 3].

1.3.1. Entidades e Iniciativas Iberoamericanas relacionadas con la Tecnología y la Discapacidad

Existen múltiples asociaciones y entidades nacionales y transnacionales con ciertas competencias con la discapacidad. En este apartado se presentan algunas de ellas, importantes en la Comunidad Iberoamericana, relacionadas con la Tecnología y la Discapacidad.

RICOTEC. Red Intergubernamental Iberoamericana de Cooperación Técnica

La RICOTEC (<http://www.riicotec.org/>) es una estructura de cooperación para el desarrollo de políticas de atención a las personas mayores y a las personas con discapacidad, que favorece el intercambio de experiencias y la colaboración mutua entre los países de la Comunidad Iberoamericana.

Fue creada en 1993 con la Declaración de Santiago de Chile, teniendo como objetivo general el de favorecer el desarrollo de las políticas integrales para las

personas mayores y las personas con discapacidad en los países iberoamericanos, mediante la cooperación y el intercambio de experiencias entre los propios países, con la participación de grupos de acción regional y Organismos Internacionales.

Para ello desarrolla actividades tendentes al establecimiento y mantenimiento de un sistema iberoamericano de información sobre programas y servicios para las personas mayores, así como sobre la prevención, atención integral y equiparación de oportunidades de las situaciones de deficiencia y discapacidad, a la programación y desarrollo de acciones dirigidas a la capacitación de recursos humanos, a la prestación de asistencia técnica, mediante el intercambio de profesionales especializados, a la puesta en funcionamiento de la revista «Enlace», que favorezca la comunicación y la difusión de experiencias innovadoras y a la prospección, identificación y canalización de proyectos relacionados con la mejora de las condiciones de vida de ambos grupos, así como de fuentes de financiación y apoyo técnico para los proyectos presentados que cumplan las condiciones de factibilidad, adecuación técnica y coherencia con los objetivos de la Red.

Son miembros de la Red todos los países iberoamericanos: Argentina, Bolivia, Brasil, Colombia, Costa Rica, Cuba, Chile, Ecuador, El Salvador, España, Guatemala, Honduras, México, Nicaragua, Panamá, Paraguay, Perú, Portugal, República Dominicana, Uruguay y Venezuela. Estos países están representados por instituciones responsables en las políticas de atención a las personas mayores y a las personas con discapacidad, las cuales acreditan a las personas que asumen su representación ante la Secretaría Ejecutiva de la Red.

Fundación SIDAR

Esta fundación desarrolla diferentes actividades y, en especial, todo lo que atañe al Seminario Iberoamericano sobre Discapacidad y Accesibilidad en la Red (SIDAR), es decir, la Comunidad Iberoamericana de Desarrolladores y Diseñadores Web interesados en la accesibilidad y el diseño universal, en diferentes acciones: información y recursos para el desarrollo y diseño de páginas web accesibles, y actividades como cursos, campañas, etc. Más información en <http://www.sidar.org/>.

Fundación para las Américas de la Organización de los Estados Americanos OEA/UNESCO

La Fundación para las Américas de la Organización de los Estados Americanos (OEA) junto con la UNESCO, a través de su oficina en Quito, financiaron conjuntamente la elaboración de un diagnóstico y relevamiento de buenas prácticas en el “Informe sobre el uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación en la educación para personas con discapacidad en América Latina y el Caribe” (<http://unesdoc.unesco.org/images/0021/002163/216382s.pdf>).

Ambas organizaciones unieron esfuerzos con el objetivo de generar un punto de referencia para la planificación de proyectos y la adopción de políticas públicas inclusivas que garanticen el libre acceso a las TIC por parte de personas con discapacidad.

El estudio, realizado país por país en América del Sur, América Central, México y El Caribe, dilucida los logros alcanzados y las carencias en la materia, y demuestra, a su vez, que democratizar el acceso libre a las TIC por parte de personas con discapacidad en el campo de la educación es una meta alcanzable. Sin embargo, también se identificó que no existen, en ninguna de las tres regiones, marcos regulatorios o políticas específicas sobre inclusión digital, menos aún sobre el uso de TIC para la educación de personas con discapacidad; la accesibilidad, el derecho a la educación y el uso de tecnologías por personas con discapacidad no están integrados.

El informe incluye además desafíos a destacar a nivel latinoamericano, conclusiones y una serie de recomendaciones sobre cómo realizar actividades de promoción de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad, articular los marcos normativos incluyendo la participación de personas con discapacidad y, sobretodo, concentrar esfuerzos en la capacitación docente.

Otra iniciativa de la Organización de los Estados Americanos sobre ciencia y aspectos sociales de la Comunidad ha generado el estudio “Ciencia, Tecnología, Ingeniería e Innovación para el Desarrollo. Una Visión para las Américas en el Siglo XXI” (http://www.oest.oas.org/engineering/espanol/documentos/esp_web_ok.pdf).

CYTED. Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo

El Programa CYTED fue creado en 1984 mediante un Acuerdo Marco Interinstitucional firmado por 19 países de América Latina, España y Portugal. Se trata de un programa intergubernamental de cooperación multilateral en Ciencia y Tecnología, que contempla diferentes perspectivas y visiones para fomentar la cooperación en Investigación e Innovación para el Desarrollo de la Región Iberoamericana.

El Programa CYTED tiene como objetivo principal contribuir al desarrollo armónico de la Región Iberoamericana mediante el establecimiento de mecanismos de cooperación entre grupos de investigación de las Universidades, Centros de I+D y Empresas innovadoras de los países iberoamericanos, que pretenden la consecución de resultados científicos y tecnológicos transferibles a los sistemas productivos y a las políticas sociales. Desde 1995, el Programa CYTED se encuentra formalmente incluido entre los Programas de Cooperación de las Cumbres Iberoamericanas de Jefes de Estado y de Gobierno. Es también vocación del Programa CYTED actuar de puente para la cooperación interregional en Ciencia y Tecnología entre la Unión Europea y América Latina.

El programa CYTED es un instrumento común de los Sistemas de Ciencia y Tecnología nacionales de la Región Iberoamericana, generando una plataforma que promueve y da soporte a la cooperación multilateral orientada a la transferencia de conocimientos, experiencias, información, resultados y tecnologías. CYTED promociona la Investigación e Innovación como herramientas esenciales para el Desarrollo Tecnológico y Social, así como para la modernización productiva y el

aumento de la competitividad para el desarrollo económico.

El Programa CYTED hasta la fecha ha generado 210 Redes Temáticas, 197 Acciones de Coordinación, 4 Proyectos de Investigación Consorciados y 633 Proyectos de Innovación IBEROEKA con una participación anual de más de 10.000 científicos y tecnólogos.

En el marco funcional intervienen grupos de investigación y desarrollo de Universidades, Centros de I+D y de Empresas innovadoras de los países signatarios que participan según distintas modalidades: Redes Temáticas, Acciones de Coordinación de Proyectos de Investigación, Proyectos Consorciados, Acciones Transversales y Proyectos de Innovación.

El Programa CYTED presenta diversas áreas temáticas de actividad. Relacionadas con la discapacidad además del área de Ciencia y Sociedad, existe la de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones, uno de cuyos objetivos se centra en reducir la brecha digital existente entre los diferentes países de la Región Iberoamericana, para mejorar el nivel de formación y capacitación, apoyándose en las infraestructuras nacionales de cada uno de los países signatarios. Por su parte, el día a día está demostrando que, a pesar del sentido de igualdad social que podría ingenuamente esperarse de estas nuevas tecnologías, el dominio de las mismas por parte de los países desarrollados y la rapidez del cambio contribuyen a aumentar decisivamente la distancia entre países desarrollados y aquellos en vías de desarrollo.

Algunas actuaciones de CYTED en relación a la tecnología y la discapacidad se concretan en las siguientes acciones:

- Proyectos de Investigación:
 - “Nuevas Tecnologías de la Información para la autonomía personal de los discapacitados”, 1992-1995.
 - PALMA. “Potenciación de los procesos de movilidad y orientación de discapacitados mediante sensores de proximidad”, 1996-2000.
 - Red Temática: “RIBERDISCAP, Red Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad”, 2002-2007
 - Proyectos de Innovación IBEROEKA:
 - Desenvolvimento e construção de um veículo eléctrico especial configurável para apoio à mobilidade aumentativa de crianças com deficiências neuromotoras graves PALMIBER- FIT350300-2005-67, 2005-2006 - Desenvolvimento e construção de um veículo eléctrico especial configurável para apoio à mobilidade aumentativa de crianças com deficiências neuromotoras graves PALMIBER- FIT350305-2007; 2007-2008.
-

AITADIS. Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

AITADIS es una asociación de ámbito internacional, principalmente iberoamericano, constituida en noviembre de 2006 en base a actuaciones anteriores del Programa CYTED ya mencionadas, para la promoción de la investigación y el desarrollo de las Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, sus aplicaciones, su difusión general y su uso para lograr una mayor autonomía y participación social de las personas con discapacidad y los mayores. Constituye un foro integrador de los diferentes agentes involucrados en este campo desde el conocimiento al mercado y al uso de estas ayudas personales.

Los objetivos de esta asociación se centran en el desarrollo, la difusión, el uso y la promoción general de dispositivos y servicios de naturaleza tecnológica con el fin de paliar las limitaciones funcionales que conllevan los diferentes tipos de discapacidad con el objetivo de lograr un mayor bienestar para las personas con estas necesidades especiales.

En este sentido, los fines de la Asociación son:

- Promover la investigación científica y tecnológica, sus aplicaciones y el uso de las Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Se incluyen la evaluación y la valoración, la compensación y la rehabilitación de los diferentes tipos de discapacidad ya sea de naturaleza física, sensorial, neurológica o cognitiva. Todo ello dirigido al aumento de la autonomía y la participación social de las personas con discapacidad y mayores con riesgo de exclusión y de dependencia.
- Promover la colaboración y coordinación de las actividades iberoamericanas del campo indicado.
- Promover la cooperación entre la Universidad, los centros de investigación, los centros de formación y rehabilitación de usuarios y la Industria en las actividades propias del campo.
- Promover las relaciones y la cooperación entre los países del área iberoamericana, de modo especial con los de menor desarrollo, e igualmente con entidades internacionales en general relacionadas con las Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad.
- Organizar y desarrollar cursos, talleres, conferencias, congresos, reuniones de estudios, comisiones de trabajo y elaboración de normas.
- Editar y divulgar publicaciones, normas, informes y monografías.
- Fomentar la creación de equipos, laboratorios y centros de investigación y desarrollo y la divulgación de las Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad.

Las actividades principales de AITADIS se centran en la organización de los congresos IBERDISCAP, anteriormente instituidos, de carácter bienal y de las

JORNADAS AITADIS, igualmente de carácter bienal alternándose unos y otros en años sucesivos y celebrándose en diferentes sedes de los países iberoamericanos.

El congreso IBERDISCAP se orienta a difundir conocimientos y experiencias sobre innovaciones científico-tecnológicas que apoyen el mejoramiento de la calidad de vida y los procesos de inclusión educativa, social y laboral de personas con discapacidad. En un formato de 2-3 días, está dirigido a investigadores, profesionales y estudiantes de ingeniería, tecnología, humanidades, salud, educación; universidades o centros de investigación, e instituciones de rehabilitación comprometidos en la atención de personas con discapacidad. Las áreas tradicionales del congreso incluyen: interacción, cognición, comunicación aumentativa y alternativa, manipulación, movilidad y orientación y acciones horizontales, con presentaciones orales, de posters, mesas redondas, demostraciones, visitas a centros de rehabilitación, premios y otras actividades. Las ediciones hasta la fecha han tenido lugar en Madrid-España (año 2000), Mar del Plata-Argentina (2002), San José de Costa Rica (2004), Vitoria- Brasil (2006), Cartagena de Indias-Colombia (2008), Palma de Mallorca-España (2011) y Santo Domingo-República Dominicana (2013), reuniendo una media superior a 200 personas con unos 100 trabajos presentados por edición.

Las actas de este congreso pueden consultarse en el apartado de actividades de la web www.aitadis.org [1]. Las Jornadas se configuran con una escala menor, centrándose en temas de mayor especificidad. Son de destacar las ediciones de Cartagena de Indias (Colombia), Natal (Brasil), Lisboa (Portugal), Madrid (España) y Vitoria (Brasil).

Otros organismos con competencias y algunas actividades sociales y tecnológicas en la comunidad iberoamericana:

- UNESCO-OREALC: www.unesco.cl
 - UNESCO: http://www.unesco.org/education/efa/ed_for_all/background/background_documents.shtml
 - OEA/Sistema de Información de las Cumbres de las Américas: <http://www.summit-americas.org/esp/procumbres.htm>
 - ALCA: Cumbres de las Américas: www.ftaa-alca.org/alca_s.asp Sobre la Alianza Social Continental/Cumbre de los Pueblos: <http://www.asc-hsa.org/>
 - Organización de Estados Iberoamericanos (OEI): <http://www.oei.es/cumbres.htm>
 - CEPAL-ONU, Comisión Económica para América Latina y el Caribe.
 - RIESDIS, Red Iberoamericana de estudios Sociales sobre Discapacidad, <http://www.um.es/discatif/RIESDIS.htm>
-

1.3.2. Ejemplos de trabajos y equipos de desarrollo de diferentes modalidades de interfaces en Iberoamérica

Por la gran dificultad de presentar un panorama completo de todas las entidades y de los múltiples trabajos en curso en estos temas en Iberoamérica, se indican solamente como ejemplos, un número de trabajos muy limitado ejecutados por otros grupos no integrados en la Red IBERADA, a modo de muestra y con el fin de dar una idea de las posibilidades de desarrollo de esta Comunidad.

- Sistemas diversos de CAA con el uso del computador:
 - Centro de Microelectrónica de la Universidad de los Andes- CMUA- Colombia
 - Departamento de Matemática Aplicada. Universidad de Extremadura- España
 - Universidade Federal de Campina Grande. Brasil
 - Patronato Peruano de Rehabilitación y Educación Especial. Perú
 - Recinto de Ciencias Médicas. Universidad de Puerto Rico
 - Centro de Ingeniería y Tecnología de Rehabilitación. Universidad Iberoamericana. México.
 - Sistemas de reconocimiento de voz
 - DEE-FEIS-UNESP-Brasil
 - Recinto de Ciencias Médicas. Universidad de Puerto Rico
 - Teléfono de textos:
 - Dpto de Electrónica. Universidad de Alcalá. España.
 - Interfaces táctiles y acústicos para ciegos:
 - Dpto Ciencias de la Computación. Univ. de Chile. Santiago. Chile
 - FUCAPI. Manaus. Brasil
 - Unidad de Mecánica. Labein. España.
 - Interfaz cerebro-computador (BCI):
 - Instituto Automática San Juan. Argentina
 - Dpto de Electrónica. Universidad de Alcalá. España
 - CPGEI-DELN. España.
 - Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Brasil
 - Sistemas de acceso por movimiento ocular:
 - Universidad Mar del Plata. Argentina
-

- Dpto Ing E. E. Universidad de Navarra. España
- Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Brasil
- Acceso por movimientos de cabeza:
 - Instituto Automática. Facultad de Ingeniería. San Juan. Argentina
 - Univ. Tecnológica Federal do Paraná. Brasil
 - Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Brasil
- Acceso por movimientos/ gesto de manos:
 - CARTIF. España

1.4. Conclusiones

De lo expuesto en estos apartados se concluye que en el desarrollo de dispositivos de acceso al computador y otras herramientas de interacción con el mundo exterior por parte de personas con discapacidad, si bien existen en Iberoamérica numerosos grupos, asociaciones y entidades realizando meritorios esfuerzos, normalmente de forma aislada pero con resultados homologables a grupos del primer nivel mundial, sin embargo el esfuerzo global y conjunto es escaso en esta comunidad iberoamericana.

En cuanto al uso de dispositivos de acceso al computador, su penetración muestra importantes diferencias entre países. Así, estos medios tecnológicos son muy escasos en países de menor desarrollo especialmente del área de Centroamérica y Caribe, mientras que en países de mayor índice de desarrollo tales como Brasil, Chile, Argentina, Colombia y México existen numerosos centros educativos y de rehabilitación en los que se conocen estas herramientas y se empiezan a usar como medios habituales en los programas de educación especial.

Dada la gran importancia de estas tecnologías no solo para el desarrollo personal sino como medio de integración y participación social, sería preciso actuar de forma transnacional desarrollando normativas y recomendaciones comunes, divulgando, compartiendo y colaborando en las diferentes iniciativas nacionales. Sería preciso actuar no solamente en colaboración transnacional sino también integrando los diferentes agentes desde el diseñador al usuario pasando por educador, terapeuta, rehabilitador, y tecnólogo. Es importante, en este sentido, aumentar la formación de docentes y profesionales en el campo, trasladando a la sociedad el gran reto del desarrollo digital como medio de inclusión de personas excluidas y como fuente de desarrollo económico y social de toda la comunidad iberoamericana.

Todo ello debería ser objeto de un nuevo programa global conjunto liderado por organismos intergubernamentales (OEA, OEI, Cumbre de Jefes de Estado, ...), siendo implementado con la concurrencia de entidades como las presentadas en este informe y otras nacionales, aprovechando los medios electrónicos e Internet para hacerlo técnica y económicamente viable.

Referencias

- [1] AITADIS. *Actas de las Jornadas AITADIS y de los Congresos IBERDISCAP 2000, 2002, 2004, 2006, 2008, 2011*. 2000-2011. URL: www.aitadis.org.
- [2] R. Ceres y col. "Nuevos interfaces de cooperación hombre-miembro en soluciones de apoyo a la discapacidad". En: *Actas del IV Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*. 2006.
- [3] J. Chackiel. *La dinámica demográfica en América Latina Unidas*. ISSN impreso 1680-8991, <http://www.eclac.org/publicaciones/xml/0/14860/lcl2127-p.pdf>. Ed. por Naciones Unidas. Centro Latinoamericano y Caribeño de Demografía (CELADE) - División de Población, 2004.
- [4] R. A. Koon y M. E. de la Vega. *El impacto tecnológico en las personas con discapacidad*. 2000. URL: <http://diversidad.murciaeduca.es/tecnoneet/docs/2000/14-2000.pdf>.
- [5] ONU. *Objetivos de desarrollo del milenio: una mirada desde América Latina y el Caribe*. Naciones Unidas, 2005. ISBN: 9213227418. URL: <http://www.eclac.org/publicaciones/xml/1/21541/lcg2331e.pdf>.
- [6] *Technical aids for persons with disabilities: Classification and terminology*. International Organization for Standardization, 2002.
- [7] A. Viquez. *La discapacidad en América Latina*. Ed. por Organización Mundial de la Salud. OMS, 2009. URL: <http://www.paho.org/spanish/dd/pub/discapacidad-spa.pdf>.

Capítulo 2

Periféricos de computador adaptados

Luis Azevedo[†], Margarida Nunes da Ponte[‡]

[†]*Anditec - Tecnologias de Reabilitação, Portugal.*

[‡]*Santa Casa da Misericórdia de Lisboa, Portugal.*

2.1. Introducción

Las Tecnologías de la Información y de las Comunicaciones (TIC) constituyen un elemento preponderante para lograr la “comunicación global” que no conoce fronteras reales ni virtuales. Son ejemplos de herramientas en este contexto los diversos tipos de equipos informáticos disponibles en el mercado: computadores, portátiles, tablets, smart phones, etc. solamente para mencionar algunas de las Tecnologías de Información y Comunicación que han contribuido eficazmente para que los seres humanos establezcan conexiones que tanta influencia tienen en las sociedades modernas. Sin embargo, para personas con discapacidades neuromotoras graves (por ejemplo personas con parálisis cerebral, enfermedades neurológicas progresivas, secuelas de traumatismos cráneo-encefálicos, etc.) el acceso a dichos desarrollos tecnológicos puede ser muy difícil o incluso no factible, por la imposibilidad práctica de los potenciales usuarios para acceder a esos equipos a través de periféricos convencionales. En realidad, dispositivos de acceso a equipos informáticos que consideramos “normales” (por ejemplo ratón y teclado), pueden constituir barreras casi insuperables para las personas con discapacidades neuromotoras, una vez que sus limitaciones motoras (o cognitivas, o sensoriales) les pueden impedir utilizar dichos periféricos como interfaz normal de acceso.

Es necesario, por lo tanto, encontrar soluciones tecnológicas que constituyan interfaces de acceso alternativas, las cuales pueden ser adaptaciones de las ya existentes (caso de los ratones y joysticks adaptados) o desarrolladas específicamente para estos sujetos con necesidades especiales (caso de los teclados de conceptos, pantallas táctiles, sistemas de acceso por la dirección de la mirada, etc.). Dichas soluciones permitirán superar muchas de las barreras existentes al pleno acceso a las TIC por parte de las personas con discapacidad, siendo determinantes en su

inclusión plena en la sociedad digital, ayudando de esa forma a vencer la batalla de la info-exclusión.

El objetivo principal de este capítulo es el de presentar ejemplos de productos de apoyo para acceso al computador por personas con discapacidad, siendo productos disponibles en los mercados europeo, norteamericano e iberoamericano, o bien productos desarrollados en centros de investigación de los miembros integrantes de la Red que estén industrializados o en vías de serlo. Además, se presentarán también otros ejemplos de productos que se encuentran en fase de investigación y desarrollo en centros de investigación de la Comunidad Iberoamericana.

2.2. Tecnologías de apoyo / Métodos de selección

Las Tecnologías de Apoyo constituyen, de acuerdo con [1], “Una amplia gama de dispositivos, ayudas técnicas, servicio y prácticas que son concebidas y aplicadas para promover la mejora de calidad de vida de las personas con discapacidad y mayores”. Las interfaces persona-computador que se describirán más adelante son parte integrante de esas Tecnologías de Apoyo, constituyendo productos de apoyo específicos, pero que solamente cumplen de forma adecuada su función en los casos de usuarios finales, sus familiares o cuidadores y, sobre todo, de aquellos profesionales de educación especial y rehabilitación que están capacitados para evaluar qué tipo de interfaz es más adecuada, haciéndola disponible para el usuario final y promoviendo su adecuación a los contextos significativos en los que la persona con discapacidad la pretende utilizar.

Un ejemplo significativo de lo anterior son las “Tecnologías de Apoyo a la Comunicación” que pueden, por ejemplo, consistir en una solución integrada constituida por un “tablet” (hardware) dotado de programa específico para la comunicación (software). Sin embargo, dicha solución deberá incluir la interfaz más adecuada a las eventuales limitaciones motoras del usuario, los contenidos de los cuadros de comunicación apropiados a los contextos en que el usuario final las pretende utilizar, el método de acceso-selección a la tecnología adecuado y, finalmente, el correspondiente entrenamiento al usuario. De otra forma, ni la más sofisticada tecnología para la comunicación permitirá establecer un aumento significativo de la interacción-comunicación en contextos tan diversos como el social, el laboral o el educativo.

Otro punto importante que es necesario destacar es el papel fundamental que el “método de acceso” al producto de apoyo desempeña en la selección del interfaz a asignar al usuario final. Se define aquí el “método de selección” como la forma como el usuario elige entre los elementos presentados por la Tecnología de Apoyo (por ejemplo, las celdas de un cuadro de comunicación en un tablet), con el fin de validar inequívocamente dicha elección, ejecutando así las funciones atribuidas a dicho elemento. Existen dos métodos de selección: selección directa y selección indirecta.

En la selección directa, el usuario elige directamente un elemento entre los disponibles, utilizando, por ejemplo, un segmento corporal para indicar-elegir en

una pantalla táctil una determinada celda a ser activada. La manipulación de un ratón para seleccionar y elegir, o la utilización del movimiento de los ojos para elegir determinados elementos entre los disponibles en una pantalla de un computador a través de un sistema de acceso y control por la dirección de la mirada son también ejemplos de selección directa utilizando Tecnologías de Apoyo. Normalmente la selección directa requiere buen control motor, lo que en muchos casos no se consigue fácilmente por el usuario final, siendo necesario por lo tanto utilizar un método de selección indirecta.

La selección indirecta implica una serie de acciones para elegir un determinado elemento, que puede ser efectuada por barrido o por codificación. La selección por barrido es la más usual: el usuario utiliza una interfaz de control (por ejemplo un pulsador-accionador conectado a la puerta USB del computador) que genera una señal que permite que los elementos disponibles para selección (por ejemplo los mostrados en la pantalla del computador) sean sucesivamente destacados, normalmente por sobreiluminación, y el elemento que se pretende elegir sea seleccionado y “activado” por otra señal de control de la propia interfaz. La selección por barrido requiere menor control motor, siendo por lo tanto adecuada en situaciones más graves en términos de discapacidad motora, pero requiriendo por parte del usuario una adecuada coordinación de los movimientos del globo ocular. Es un proceso de selección necesariamente más lento que el de la selección directa, pero muchas veces el único posible en situaciones de discapacidad motora grave. El proceso de selección por barrido se puede acelerar a través del aumento de la velocidad de barrido, utilizando barrido por bloques de elementos, alterando el orden en que las opciones se presentan al usuario, etc., o sea, utilizando estrategias que permitan el aumento de la velocidad de comunicación con la Tecnología de Apoyo.

En los apartados siguientes se presentan ejemplos de interfaces para selección directa y para selección por barrido. Dichas interfaces pueden definirse como periféricos específicos para uso por personas con discapacidad neuromotoras severas, constituyendo productos de apoyo que pueden ayudar a mejorar de una forma determinante la calidad de vida de los usuarios finales.

2.3. Interfaces de acceso - Productos de apoyo para selección directa

2.3.1. Teclados (hardware)

Los teclados estándar de los computadores no permiten muchas veces el acceso completo a usuarios con discapacidad neuromotoras y/o con problemas cognitivos y sensoriales. Por dicha razón, se han desarrollado en el mercado de las Tecnologías de Apoyo una serie de teclados específicamente desarrollados para permitir superar algunas de esas barreras de acceso, los cuales se presentan a continuación.

Existen diversos tamaños de teclados, con diferentes disposiciones de teclas o con diferentes tipos de teclas. Los teclados para escritura pueden tener bien

dimensiones superiores al normal (teclados expandidos, como el de la Figura 2.1), para facilitar la selección de las diversas teclas por parte de personas que presentan dificultades de control fino de los movimientos o de personas con discapacidad visual; o bien dimensiones inferiores para aquellos usuarios que tienen escasa amplitud de movimientos y, por lo tanto, no son capaces de alcanzar todas las teclas de un teclado estándar (Figura 2.2).



Figura 2.1. Teclado expandido (LifeTech®, <http://www.lifetech-world.com>).



Figura 2.2. Mini teclado (www.magicwandkeyboard.com).

Otros teclados presentan una disposición de teclas más ergonómica, con el fin de disminuir el riesgo de lesiones por esfuerzo repetitivo (Figura 2.3).



Figura 2.3. Teclado ergonómico (www.maltron.com).

Además, es posible poner sobre el teclado una plantilla (Figura 2.4) para que las teclas queden en bajo relieve, ayudando a aislar cada tecla y guiando los movimientos de la persona. Sin embargo, dicha solución de “plantilla” acrílica sobre el teclado posee el problema de la necesidad de ser diseñada individualmente para cada teclado (una vez que esos no son normalizados), y por esa razón viene siendo progresivamente abandonada, estando actualmente prácticamente en desuso.



Figura 2.4. Protección de teclas (www.bigkeys.com).

Finalmente, se mencionan los llamados “Teclados de Conceptos” que se basan en una combinación de hardware (por ejemplo teclado con 128 celdas, todas programables individualmente o en bloques de celdas) con software específico que permite la producción de “plantillas” de teclados totalmente reconfigurables, y que permiten acceso pleno al computador por todos los usuarios con discapacidad motora que pueden hacer selección directa y, eventualmente, por usuarios con déficit cognitivo y/o sensorial. Un ejemplo de ese tipo de teclado es el “Intellikeys” de origen estadounidense, con versiones en portugués y español (Figura 2.5).



Figura 2.5. Teclado de conceptos (<http://www.intellitools.com/intellikeys.html>).

2.3.2. Teclados virtuales

Los “Teclados Virtuales” constituyen una solución cada vez más utilizada como método de acceso al computador. Dichos teclados virtuales son producto de software específico, siendo programados de acuerdo con las necesidades del usuario final. Se muestran en la pantalla de los computadores y pueden emular todo tipo de funciones y comandos del sistema operativo del computador o de programas específicos existentes. La selección de las teclas se puede efectuar a través del ratón, pantalla táctil u otro dispositivo de selección (selección directa) o de control (por ejemplo selección por barrido).

Normalmente los sistemas operativos (caso del sistema Windows en todas sus versiones - opciones de accesibilidad) disponen de teclados de este tipo que permiten el acceso a las funciones básicas (www.microsoft.com/enable/guides). Poseen opciones tales como definir un tiempo de retardo de tecla para evitar

activaciones indeseadas, aumentar el tiempo de aceptación para que una activación más prolongada no tenga como consecuencia la repetición de la acción, o eliminar la necesidad de presionar simultáneamente una tecla modificadora y otra tecla, volviéndola secuencial, con gran utilidad para personas que escriben a penas con un dedo.

Sin embargo, la mayor parte de los usuarios necesita “teclados emulados” específicos y dinámicos, los cuales son comercializados por empresas especializadas, dando como ejemplos el programa *GRID2* y el *programa Speaking Dynamically* (con BoardMaker), ambos con versiones en portugués (europeo y de Brasil) y español (de España y de otros países de Latinoamérica). Dichos programas tienen amplia difusión entre los usuarios con discapacidades neuromotoras graves prácticamente en toda Europa, Norte América y muchos países de Latinoamérica, por su potencialidad y flexibilidad para adaptarlos a las necesidades específicas de cualquier usuario final.

Programa GRID2

El programa *Grid 2*, además de mostrar el teclado en la pantalla para la comunicación y acceso al computador, incluye “áreas de trabajo” específicas, como es el caso de un navegador de Internet, el acceso directo a envío y recepción de emails y SMS, y el acceso al Skype, Media Player y DVD. Con el GRID2, el usuario puede trabajar en el computador utilizando cualquiera de las interfaces existentes en el mercado, tanto por selección directa como por selección por barrido. A los teclados virtuales del *GRID2* (ver ejemplos en la Figura 2.6) se pueden acceder a través del ratón o por cualquier otro dispositivo selector – *tracker*, *trackball*, sistema de control por la mirada – o a través de uno o más pulsadores/accionadores por un proceso de barrido totalmente controlado por el usuario.

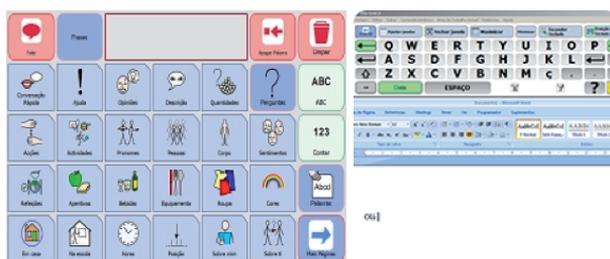


Figura 2.6. Ejemplos de teclados para la comunicación/escrita elaborados con el GRID2.

El programa tiene además un sintetizador de voz de elevada calidad (para portugués europeo y de Brasil, español y varios idiomas más), que posibilita a sus usuarios expresarse a través de este sistema de conversión texto-voz. Dicha solución permite al usuario comunicarse de forma autónoma, utilizar el computador y los programas instalados y también controlar totalmente su ambiente físico (apertura y cierre de puertas y ventanas, acceso autónomo al teléfono,

TV, equipos de audio y video, etc.) a través del uso de hardware específico totalmente controlado y configurado por el software. Algunos ejemplos de uso de ese programa se pueden encontrar en <http://www.bj-adaptaciones.com/catalogo/Tecnología-para-el-hogar/control-de-entorno/bj-control-usb>, y ejemplos de cuadros de comunicación creados con el *GRID2* pueden ser descargados en <http://www.anditec.pt>.

Una versión de demostración con todas las funcionalidades del programa y con sintetizador de voz (disponible para evaluación gratuita por 60 días) se puede descargar de la web del fabricante en cualquiera de los muchos idiomas disponibles para este software: <http://installers.sensorysoftware.com/the-grid-2>.

Programa “Speaking Dynamically” con “BoardMaker”

El “Speaking Dynamically Pro” (SDP) con “BoardMaker” (BM) (que es una biblioteca de símbolos y con posibilidad de crear tablas de comunicación) son partes separadas del mismo programa que comparten la misma ventana de dibujo y herramientas de creación de cuadros. El Speaking Dynamically Pro permite atribuir una variedad de acciones a marcadores/símbolos de cualquier cuadro creado para que se pueda utilizar el computador como un potente equipo de comunicación. Se pueden crear actividades interactivas para utilización en el contexto escolar o terapéutico. El Speaking Dynamically Pro permite crear cuadros de comunicación interconectados con funciones programables en sus celdas. Posee más de 100 funciones programables que permiten escribir y editar textos de emails, abrir programas, exhibir películas y reproducir ficheros de sonido, voz y música.



Figura 2.7. Ejemplos de cuadros dinámicos para comunicación elaborados con SPD/BM.

El Boardmaker posee bibliotecas con más de 5000 Símbolos Pictográficos para la Comunicación (SPC) que se utilizan para crear cuadros de comunicación impresos, plantillas para equipos de comunicación, fichas de trabajo, etc.

Una versión de demostración en portugués de ese programa se puede descargar del sitio: <http://www.mayer-johnson.com/downloads/trials/details/id/283>.

Ejemplos de cuadros ejecutados con este programa se pueden consultar en <http://www.anditec.pt/>.

2.3.3. Dispositivos selectores

El ratón es un ejemplo de un dispositivo para selección directa, puesto que el usuario controla un cursor (flecha) indicador en la pantalla, moviéndolo hacia el elemento a seleccionar. Una vez posicionado el cursor, la selección del elemento se hace por un comando, habitualmente a través del accionamiento de un botón, o simplemente permaneciendo sobre el símbolo un tiempo predeterminado (*dwell time* o tiempo de aceptación). Los sistemas operativos disponibles en el mercado incluyen diversas opciones relacionadas con la configuración del ratón – tales como el color y el tamaño del cursor y su velocidad de desplazamiento – que pueden hacer más fácil su uso por personas con discapacidad. La opción teclas del ratón es otra alternativa en la que las teclas direccionales del teclado pueden ser utilizadas para desplazar el cursor (útil, por ejemplo, para personas con movimientos involuntarios, que acceden eficazmente a un teclado con protección de teclas, pero tienen dificultad en controlar un ratón).

Para personas con limitada amplitud de movimientos de los miembros superiores existen ratones esféricos (trackball), en los que el desplazamiento del cursor se efectúa por la rotación de una esfera estacionaria. Este tipo de ratón requiere solamente que el usuario tenga control sobre movimientos de pequeña amplitud, en la mano o en los dedos, para desplazar la esfera (Figura 2.8). Por software, es posible configurar el ratón para que la selección se efectúe, tal como se ha indicado en el párrafo anterior, cuando el cursor se mantenga sobre el elemento a seleccionar durante un tiempo determinado evitando la necesidad de accionar un botón.



Figura 2.8. Ratón tipo Trackball (www.clearlysuperiortech.com).

Entre muchos otros existentes en el mercado, se presenta en la Figura 2.9 algunos ratones diferentes para acceso al computador utilizando la selección directa.

Un *joystick* también puede ser utilizado para controlar el cursor del ratón. En la Figura 2.10 se muestra un joystick controlado por el movimiento del mentón (Bjoy-Chin, <http://www.bj-adaptaciones.com/en/products/bjoy-chin>) que facilita el acceso al computador por personas con discapacidades motoras diversas. Es un *joystick* automáticamente reconocido por los diversos sistemas operativos y fácilmente reconfigurable (velocidad, sensibilidad, realimentación auditiva, recon-

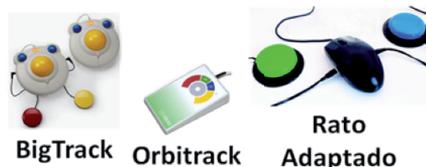


Figura 2.9. Diferentes tipos de ratón: BigTrack (<http://www.bigtrack.co.uk/>), Orbitrack (<http://www.pretorianuk.com/orbitrack> y ratón adaptado (www.bj-adaptaciones.com).

figuración de las funciones de selección y arrastre, etc.) a través del software que acompaña al dispositivo.



Figura 2.10. Joystick para controlar con el mentón, destinado, por ejemplo, a personas con cuadruplejía (<http://www.bj-adaptaciones.com>).

Usuarios cuya funcionalidad motora no permite controlar un ratón o un joystick, pueden utilizar otros dispositivos selectores más específicos, tales como sistemas que siguen el movimiento de un segmento corporal (por ejemplo cabeza u ojos) o interfaces basadas en sensores electrofisiológicos.

Los dispositivos selectores por desplazamiento de un segmento corporal se basan normalmente en una cámara de alta resolución capaz de seguir un movimiento específico. Por ejemplo, para seguir el movimiento de la cabeza el usuario puede pegar un punto reflector en su frente, y la cámara determina la posición de dicho punto en cada momento, haciendo posible efectuar comandos por movimientos de cabeza. El sistema *TrackerPro* presentado en la Figura 2.11 es un ejemplo de un dispositivo selector por movimiento de cabeza.

El *TrackerPro* permite que una persona sin control de los miembros inferiores o superiores pueda mover el cursor del ratón en la pantalla del computador con movimientos de cabeza. La cámara se ubica sobre el monitor del computador (de mesa o portátil) y “sigue” el movimiento de un pequeño reflector adhesivo pegado en la frente o gafas del usuario (ver Figura 2.11). De esta forma, cuando el usuario mueve la cabeza, el *TrackerPro* convierte este movimiento en un movimiento del cursor del computador. Normalmente este dispositivo es utilizado con un programa de emulación de teclados para posibilitar, por ejemplo, la escritura o el control de otros programas del sistema operativo.

Las pantallas táctiles son dispositivos selectores que pueden ser usados como interfaz de selección directa para acceso al computador. Pueden incorporar una

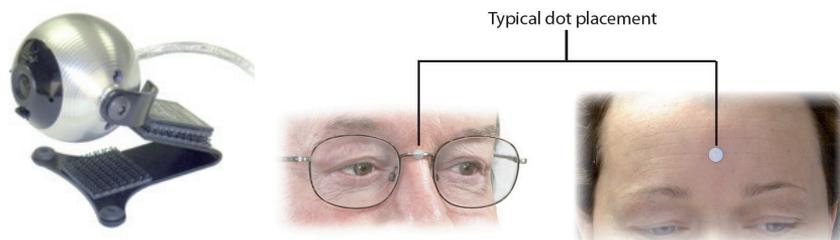


Figura 2.11. Sistema de seguimiento de un segmento corporal (www.madentec.com). Dichos sistemas son normalmente diseñados para control del ratón por movimientos de cabeza, siendo denominados ratón de cabeza¹.

membrana táctil en el propio monitor, lo que facilita el proceso de acceso y calibración del sistema, o pueden tener una “ventana” formada por una película táctil que se coloca sobre la pantalla del computador (www.magictouch.com). Dicha ventana puede ser activada con la presión del dedo o por un puntero específico, emulando todas las funciones del ratón (click, doble click, arrastre y movimiento del cursor).



Figura 2.12. Ejemplos de pantalla táctil.

Los sistemas de detección y control por la mirada son Tecnologías de Apoyo que pueden ser utilizados en situaciones de deficiencias motoras muy graves. Incluso en los casos de patologías más graves, el control del globo ocular es preservado normalmente. Por dicha razón, los sistemas capaces de seguir la mirada vienen recibiendo cada vez más la atención por parte de los profesionales de rehabilitación, y existen varias soluciones en el mercado. En los dispositivos selectores, la selección de los elementos (equivalente al “click” del ratón) se puede hacer de dos formas diferentes: 1) el usuario mantiene el cursor sobre la opción durante un tiempo predefinido (tempo de aceptación); 2) a través de una señal de control adicional (por ejemplo utilizando un pulsador o, en el caso de los dispositivos de control por la mirada, parpadeando los ojos). Dichos sistemas requieren una calibración previa antes de su uso. Los sistemas más robustos funcionan bien en diferentes condiciones de iluminación y son capaces de seguir el movimiento, aún cuando el usuario tenga movimientos involuntarios de cabeza de gran amplitud (por ejemplo,

usuarios con parálisis cerebral espástica). Dos ejemplos de sistemas de este tipo usados como Tecnología de Apoyo, en comunicación, en acceso al computador, etc., se encuentran ilustrados en las figuras siguientes. Ambos son del fabricante sueco *Tobii* (www.tobii.com). El dispositivo *Tobii* l-series (Figura 2.13) constituye un sistema totalmente integrado, dotado de computador propio con pantalla táctil y sistema de control del ambiente. El sistema *Tobii Eye Mobile* (Figura 2.14) se puede integrar en cualquier computador tipo tablet.



Figura 2.13. Sistema *Tobii l-series* (<http://www.tobii.com/en/assistive-technology/global/products/hardware/>).



Figura 2.14. Sistema *Tobii EyeMobile* (<http://www.tobii.com/en/assistive-technology/global/products/hardware/tobii-eyemobile/>).

Según [1], cualquiera que sea la solución adoptada para sistemas selectores es necesario tener en cuenta los siguientes factores: i) el usuario debe conseguir alcanzar todos los elementos usando el dispositivo selector; ii) el tamaño y el espacio entre los elementos es adecuado; iii) el usuario es capaz de completar la acción necesaria para efectuar la selección y realizar otras opciones requeridas por el producto de apoyo (por ejemplo arrastrar una selección); iv) las características sensoriales de la interfaz y del dispositivo selector son adecuadas; v) la disposición de los elementos en el dispositivo selector favorece la utilización del sistema.

Otros dispositivos de control para selección directa, en forma de software específico, son los sistemas de reconocimiento de voz, capaces de identificar los comandos generados oralmente por el usuario. Dichos sistemas pueden ser dependientes del

usuario, necesitando ser entrenados por el propio usuario para obtener un modelo acústico personal, o independientes del usuario, utilizando un modelo acústico general para reconocer comandos de voz sin entrenamiento específico. Los sistemas de reconocimiento de voz son actualmente utilizados para acceso a computadores, control de sillas de ruedas, o control del ambiente (encender/apagar las luces, por ejemplo). Algunos de esos sistemas no son suficientemente robustos para integrar soluciones comerciales que puedan solucionar problemas específicos de personas con discapacidades neuromotoras, pudiendo generar falsas expectativas en usuarios finales con discapacidades motoras graves. Un ejemplo interesante de ese tipo de sistema es el Sistema AUDIMUS – desarrollado como producto final de un Proyecto de Investigación y Desarrollo en Portugal –, Proyecto TECNOVOZ (<http://www.inov.pt/pages/comunicacoes/tecnovoz.php>) de la empresa *VoiceInteraction* (<http://www.voiceinteraction.pt/>). Esta empresa es una *spin-off* creada como resultado de dicho Proyecto, y que actualmente investiga, desarrolla y comercializa diversas soluciones en el área de reconocimiento de voz, incluyendo soluciones de reconocimiento de voz en los más diversos contextos. Una interesante descripción de dichas soluciones está disponible en: <http://www.voiceinteraction.pt/>.

2.4. Interfaces de acceso - Productos de apoyo para selección por barrido

2.4.1. Pulsadores/Accionadores

Los pulsadores² son dispositivos de control usados típicamente para selección indirecta por barrido. Con ellos, el usuario consigue generar señales binarias (activado/no activado), permitiendo controlar los procesos de barrido y efectuar la selección del elemento pretendido. Existen diversos tipos de pulsadores que pueden ser accionados por diferentes funciones del cuerpo. Por ejemplo, hay pulsadores con activación mecánica, electromagnética, eléctrica, neumática o por sonidos, y con diversas formas y tamaños, con la finalidad de adaptarlos a la región anatómica que los acciona³. Los más comunes son los pulsadores de presión.



Figura 2.15. Ejemplo de un pulsador (Jelly Bean®, www.ablenetinc.com).

²*Switches*, en la literatura anglosajona.

³Ver diferentes ejemplos en el sitio de la empresa, www.ablenetinc.com.

Otro ejemplo de pulsador/accionador puede verse en la Figura 2.16. Tiene el nombre comercial de *Wobble Switch*, y la salida de ese dispositivo se obtiene a través de movimientos similares al joystick, en cualquier dirección por presión sobre la palanca del dispositivo. Puede ser activado por cualquier parte del cuerpo y genera una realimentación auditiva que indica al usuario que el accionador ha sido activado. Cuando se deja de ejercer presión en el dispositivo, este vuelve a su estado inicial.



Figura 2.16. Ejemplo de un pulsador *Wobble*.

Otro pulsador con características técnicas que pueden ser muy útiles en el acceso por selección indirecta a una ayuda técnica es el *PapooSwitch* mostrado en la Figura 2.17.



Figura 2.17. Ejemplo de un pulsador táctil (*Papoo Switch* <http://www.papoo.fr/en/products/papooswitch/>).

El dispositivo *PapooSwitch* incorpora un sensor ultra sensible de aproximación, lo que permite activar el pulsador por aproximación de cualquier segmento corporal, sin necesidad de tocar en su superficie. La sensibilidad es ajustable y posee realimentación auditiva y visual que permite al usuario saber si el pulsador ha sido efectivamente activado.

Los pulsadores de presión son, con frecuencia, montados en brazos articulados que facilitan su posicionamiento junto de la zona anatómica usada para su activación, por ejemplo, cuando se pretende accionarlo con movimientos laterales de cabeza. Dichos sistemas de posicionamiento, capaces de adaptarse a las necesidades del usuario, en diferentes contextos, tienen particular importancia en el contexto de instituciones que acogen muchos usuarios. Dicha flexibilidad, sin embargo, tiene como desventaja la necesidad de ajustes siempre que el sistema de posicionamiento es utilizado.

Una vez más, de acuerdo con [1], para la elección de un pulsador adecuado para selección indirecta por barrido, se debe responder a las siguientes cuestiones: i)¿la persona consigue activar el pulsador?; ii)¿la persona consigue asociar por



Figura 2.18. Brazo articulado para posicionamiento adecuado de pulsadores (www.ablenetinc.com).

la presentación del elemento a seleccionar?; iii) ¿la persona consigue activar el pulsador en el instante necesario?; iv) ¿la persona consigue mantener la activación del pulsador?; v) ¿la persona consigue liberar el pulsador?; y vi) ¿la persona consigue repetidamente realizar los pasos necesarios para una selección?

2.4.2. Dispositivos de control basados en señales eletrofisiológicas

El cuerpo humano genera señales eléctricas que se pueden captar, de forma no invasiva, en la superficie de la piel, y ser utilizadas como señales de control. Son ejemplos las señales provenientes de la actividad muscular (señales electromiográficas de superficie, sEMG), que permiten identificar pequeños movimientos musculares, señales provenientes del movimiento del globo ocular (señales electrooculográficas, EOG) o de la actividad cerebral (señales electroencefalográficas, EEG). (ver también capítulos siguientes).

Las interfaces basadas en señales electrofisiológicas tienen como principal clientela las personas con graves limitaciones motoras. Dichas interfaces dependen del desarrollo de sensores biomédicos, capaces de captar eficazmente las señales electrofisiológicas, y de técnicas de procesamiento de señal adecuadas para el acceso a productos de apoyo [2]. Los productos disponibles actualmente en el mercado requieren normalmente una etapa de entrenamiento, usando técnicas de bio-realimentación, en la cual el usuario va adaptando su acción en función del efecto mostrado en una pantalla. Como ejemplo, se muestra un producto desarrollado en Portugal (BioAcces Plux) visualizado en la Figura 2.19.

Se muestra al usuario simultáneamente el teclado virtual para escritura y una ventana con la señal electrofisiológica utilizada para controlar el acceso por barrido. Esta solución tecnológica puede además ser usada como interfaz de acceso al Programa GRID2 anteriormente referido (<http://www.acces.plux.info/accesplux.pdf>).

La actividad eléctrica del cerebro puede ser captada por Interfaces Cerebro-Computador (ICC)⁴, a través de las cuales es posible generar señales de control,

⁴BCI, Brain Computer Interfaces, en la literatura anglosajona.

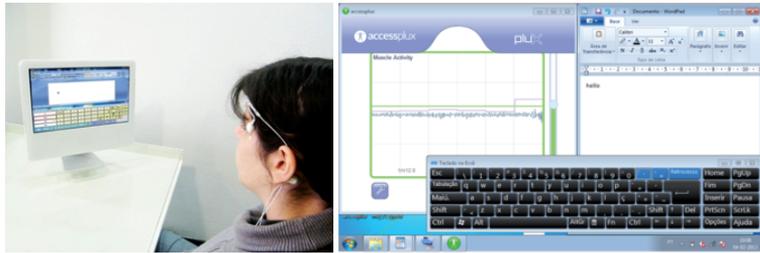


Figura 2.19. Interfaz de acceso al computador basada en señal electrofisiológica (accesPlux, www.acces.plux.info).

por ejemplo, para detección de la intención de realizar un movimiento. Aunque una persona no sea capaz de realizar determinados movimientos, como es el caso de una persona con cuadriplejía, el acto de pensar en un movimiento implica una alteración de la señal EEG que puede ser identificada, generando así una señal de activación. Dichas interfaces cerebro-computador se encuentran todavía en fase de investigación, sin embargo, ya existen en el mercado algunos productos como el mostrado en la Figura 2.20, el cual permite el control de equipos por parte del usuario.



Figura 2.20. Ejemplo de dispositivo utilizado para interfaz cerebro-computador (<http://www.emotiv.com>).

Referencias

- [1] A. M. Cook y J. M. Polgar. *Cook and Husey's Asistive Technologies: Principles and practice*. 3rd. Philadelphia, PA: Elsevier Inc., 2008.
- [2] A. Londral y col. "Converging Clinical and Engineering Research on Neuro-rehabilitation, Biosystems and Biorobotics". En: ed. por J. L. Pons, D. Torricelli y M. Pajaro. Vol. 1. Springer, 2013. Cap. Enhancing Communication Through Biosignals in Severe Neuromuscular Conditions, págs. 885-890.

Capítulo 3

Interfaces basadas en posturas y movimientos corporales

Anselmo Frizera[†], Dennis Romero[†], Javier Roa[‡], Ramón Ceres[§], Rafael Raya[§], Arlindo Elias[†] y Teodiano Freire Bastos[†]

[†]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

[‡]*Technaid S.L., España.*

[§]*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*

3.1. Introducción

Los movimientos del cuerpo humano constituyen un importante canal de comunicación definiendo, además del contexto de la comunicación verbal, el mismo contenido a ser comunicado. La utilización de gestos o posturas para la comunicación entre personas trasciende el uso en el lenguaje de signos, utilizado en comunicación entre personas con discapacidad auditiva, siendo muy utilizado en diversos contextos de interacción y en actividades del cotidiano.

En los últimos años, la integración de diferentes tipos de sensores en dispositivos, especialmente en los elementos portátiles (teléfonos móviles, *tablets*, etc.) y el aumento de la capacidad de cómputo de microprocesadores de bajo consumo han permitido hacer uso de este importante canal de comunicación por sistemas electrónicos muy populares. Es posible controlar toda una diversidad de dispositivos (consolas de videojuegos, televisores, teléfonos móviles, entre otros) solamente utilizando los movimientos o posturas del cuerpo.

Sistemas con avanzadas interfaces son cada vez más comunes y de más bajo coste, permitiendo el desarrollo de aplicaciones más interactivas y aumentando el uso de canales no verbales de comunicación para el control de dispositivos.

En el ámbito de la investigación en soluciones de apoyo a la discapacidad, sistemas de tele-rehabilitación y otras aplicaciones en tele-medicina son cada vez más comunes. En Iberoamérica, se han desarrollado soluciones como el dispositivo PALMIBER (sección 3.4.3), un vehículo especial para niños con parálisis cerebral

y controlado por diversos tipos de interfaz, incluyéndose el movimiento de cabeza o el sistema ENLAZA (sección 3.4.2) que utiliza el mismo tipo de interfaz para implementar un ratón con movimientos de la cabeza.

Este Capítulo está organizado de la siguiente manera. Inicialmente, se presenta en la sección 3.2 el movimiento humano, desde su origen, en procesos cognitivos en el sistema nervioso central, hasta la ejecución y control del mismo. A continuación, en la sección 3.3, se presentan los principales enfoques para la adquisición y procesamiento de los movimientos humanos. En la sección 3.4, son presentados cuatro estudios de casos de interfaces basadas en movimientos corporales desarrollados por grupos de investigación y empresas miembros de la Red IBERADA. Finalmente, la sección 3.5 recoge las conclusiones del trabajo presentado en este Capítulo.

3.2. Manifestaciones biomecánicas humanas como medio de expresión personal

3.2.1. Origen de la señal

El movimiento humano es producto de la compleja interacción entre las diversas estructuras cerebrales. Evidencias recientes sugieren que las señales pueden ser procesadas de forma jerárquica, dentro del Sistema Nervioso Central (SNC) y, al mismo tiempo, pueden ser reguladas a través de un procesamiento paralelo. Dichos procesamientos ocurren tanto en los sistemas sensoriales como en regiones del cerebro ocupadas de la acción y control del movimiento

El sistema de acción incluye la corteza motora, el cerebelo y los ganglios basales, que participan en el planeamiento, formulación, regulación y en la coordinación del movimiento. En una situación hipotética en la cual un individuo necesita agarrar un libro situado encima de una mesa, las estructuras sensoriales que constituyen el sistema de percepción sensorial le ayudan a formar el mapa corporal en el espacio y a localizar el objeto de interés (el libro) en relación al miembro superior. La próxima etapa es producir los movimientos adecuados que permitan al individuo alcanzar y levantar el libro de forma armónica y coordinada.

La ejecución de la tarea motora pretendida requiere la elaboración de un plan de movimiento en el cual, inicialmente, los músculos involucrados son definidos y sus características de tiempo de activación, coordinación y fuerza son especificados. La segunda parte de la acción es igualmente compleja, involucrando mecanismos de regulación y refinamiento del movimiento previamente planeado.

En esta sección, serán abordadas las principales estructuras del sistema nervioso que participan en el planeamiento, la producción y la regulación del movimiento humano. El texto aquí presentado se basa en dos referencias clásicas de este campo de la ciencia [14, 35].

La corteza motora

La corteza motora consta de diversas áreas de procesamiento neuronal, destacándose la corteza motora primaria, el área motora suplementaria y la corteza premotora. Las señales originadas de estas áreas interactúan con regiones de procesamiento sensorial del lóbulo parietal e informaciones de refinamiento motor provenientes de los ganglios basales y del cerebelo, para identificar el espacio en el cual la acción será ejecutada, además de planear y ejecutar el movimiento pretendido.

La corteza motora primaria corresponde al área 4 de Brodmann y contiene un mapa complejo del cuerpo. En esta región, el patrón de activación neuronal se caracteriza por la correspondencia unitaria entre las células estimuladas y la activación de las motoneuronas α de la médula espinal. En contraposición, las áreas premotora y motora suplementaria (área 6 de Brodmann) presentan un complejo patrón de activación neuronal, activando grupos musculares distintos en diversas articulaciones y contribuyendo al desarrollo de acciones armónicas y coordinadas.

Existen evidencias que sugieren que las principales funciones de la corteza motora primaria son referentes al control de la fuerza y de la velocidad utilizadas para mover un segmento corporal. No obstante, la generación del movimiento en esta región puede involucrar diferentes trayectos motores paralelos para la ejecución de una secuencia de movimiento.

Las áreas premotoras y suplementaria se comunican con la corteza motora primaria, pero reciben informaciones corticales distintas, lo cual implica una diferencia funcional entre ellas, referentes al desarrollo de una tarea motora secuencial. Sin embargo, evidencias sugieren que las neuronas localizadas en estas dos áreas presentan actividades distintas, dependiendo de como el movimiento es concebido.

Señales generadas en el área premotora causan patrones más complejos de movimiento en comparación con las señales discretas generadas en la corteza motora primaria. La parte anterior de esta área, inicialmente, construye una “imagen” completa del movimiento a ser realizado. En la región posterior ocurren excitaciones de patrones sucesivos de actividad muscular, necesarios para que la “imagen motora” sea efectivamente concebida. Las señales de la región posterior pueden ser enviadas directamente a la corteza motora primaria hacia la activación de músculos específicos, o puede enviarse, inicialmente, las señales para los ganglios basales y tálamo, antes de alcanzar la corteza motora primaria. De esta manera, todas estas regiones trabajan en conjunto para el control de formas complejas de actividad muscular coordinada.

El área motora suplementaria actúa en conjunto con la región premotora para componer movimientos globales, la estabilización de diferentes segmentos y el posicionamiento de la cabeza y ojos. En otras palabras, los movimientos generados en esta región actúan en un segundo plano para que estrategias de control motor más refinadas sean implementadas por el área premotora y la corteza motora primaria.

Las señales motoras son transmitidas directamente por la corteza cerebral a la

médula espinal a través del tracto corticoespinal (sistema piramidal), mientras las informaciones provenientes de los ganglios basales, cerebelo y núcleos del tronco cerebral son transmitidas indirectamente a través de múltiples vías accesorias.

El cerebelo

El cerebelo contribuye de forma significativa en la coordinación del movimiento, en conjunto con la corteza motora y los ganglios basales. Lesiones en esta área comprometen la capacidad de ejecución de movimientos, desde los más sencillos hasta los más complejos. El cerebelo ayuda a secuenciar las actividades motrices y, además, monitoriza y realiza ajustes correctivos del movimiento en cuanto estos aún se encuentran en ejecución. Esto se hace de forma que la tarea ocurra en conformidad con las directrices de planeamiento determinadas por la corteza motora y otras partes del cerebro.

Esta región recibe continuamente informaciones actualizadas de la secuencia de contracciones musculares generadas en la corteza motora e información sensorial continua de las regiones corporales periféricas acerca de la posición de los segmentos corporales, tasas de movimientos, fuerzas externas y otros estímulos del entorno. El cerebelo, entonces, compara el movimiento que está siendo efectivamente realizado con los movimientos pretendidos y planeados por la corteza motora. En el caso en que estos patrones sean distintos, el cerebelo envía señales correctoras de vuelta al sistema motor para aumentar o disminuir los niveles de activación muscular específicos, promoviendo, de esta manera, el ajuste necesario para la realización de la tarea motora previamente especificada.

Además, el cerebelo actúa en conjunto con la corteza motora en el planeamiento de la próxima secuencia de movimientos, segundos antes del término de la tarea motora actual, ayudando al individuo a avanzar de forma suave entre patrones complejos de movimiento.

Los ganglios basales

Los ganglios basales, así como el cerebelo, constituyen otro sistema motor accesorio que actúa en conjunto con la corteza motora y los sistemas corticoespirales de modulación.

Una de las principales funciones de estas estructuras es el control de patrones complejos de actividad motora como, por ejemplo, escribir letras del alfabeto, lanzamientos de balones, entre otras. Esta región participa, además, de movimientos precisos de los ojos, la vocalización y otros movimientos especializados realizados de forma subconsciente.

Los ganglios basales están involucrados también en el control motor cognitivo y pueden cumplir la función de activación selectiva de determinados movimientos o la supresión de otros.

El tronco cerebral

El tronco cerebral es constituido por la médula oblonga, el puente troncoencefálico y el mesencéfalo. Puede ser considerado una extensión de la médula espinal en el interior de la cavidad craneal. Esta estructura presenta núcleos motores y sensoriales que contribuyen para la función motora de la cabeza y el rostro, de manera similar a las funciones que la médula espinal desarrolla del cuello hacia abajo.

En adición, el tronco cerebral también desarrolla funciones singulares especiales como, por ejemplo:

- el control de la respiración,
- el control del sistema cardiovascular,
- el control parcial de funciones gastrointestinales,
- el control del equilibrio,
- el control de movimientos estereotipados,
- el control de movimientos oculares,
- etc.

La función del tronco cerebral para el control de movimientos globales del cuerpo y del equilibrio es especialmente importante, destacándose los procesamientos realizados en los núcleos vestibular y reticular.

La transmisión neuromuscular

Las fibras de los músculos esqueléticos son enervadas por grandes fibras nerviosas mielinizadas, originadas de motoneuronas del cuerno anterior de la médula vertebral. Cada fibra nerviosa, después de entrar en el vientre muscular, se ramifica y es responsable de estimular aproximadamente centenas de fibras musculares. Cada terminación nerviosa constituye una unión denominada unión neuromuscular, próxima al punto medio de la fibra muscular. El potencial de acción iniciado en la fibra muscular por el estímulo nervioso es transmitido en ambos sentidos de la fibra, causando la contracción muscular y, en consecuencia, el movimiento. El Capítulo 4 de este libro aborda la temática de las interfaces basadas en la actividad muscular.

Terminado este breve resumen, en el cual se presenta el origen del movimiento humano, la próxima sección trata de los modelos y parámetros característicos del movimiento humano.

3.2.2. Modelos y parámetros característicos

Algunos términos y conceptos son definidos en el campo de las interfaces inteligentes y, de forma general, pueden ser abordados en el ámbito de este Capítulo. *Datos, información, evento, características*, entre otros, son algunos de estos términos que son abordados en los párrafos siguientes.

Dato es lo que se obtiene de la observación de un fenómeno y contiene una serie de descriptores correlacionados temporalmente con el mismo. Por ejemplo, las señales que se obtiene de un sensor, antes de cualquier procesamiento, es una forma de dato. Sin embargo, se entiende por *información* el contenido de interés extraído de los datos mediante diferentes técnicas de transformación o procesamiento de las señales.

Las manifestaciones biomecánicas humanas pueden ser estáticas o dinámicas. En este contexto, una *postura* es definida por una configuración estática de los segmentos corporales y es interpretada como una forma de información. A su vez, un *gesto* es definido por una secuencia temporal de posturas o transiciones entre posiciones.

En ambos casos hay información semántica contenida en estas manifestaciones corporales de un individuo y la interpretación de la misma define lo que muchos autores llaman de *intención* del usuario. Estas intenciones pueden ser obtenidas de diferentes canales de comunicación, desde el procesamiento de la actividad cerebral (ver Capítulo 6) o de la activación muscular (Capítulo 4), hasta el mismo movimiento de un usuario. De una forma más natural, estas intenciones pueden ser obtenidas de la combinación de estos canales de comunicación, definiendo lo que se nombra una interfaz multimodal. El Capítulo 7 presenta una serie de aplicaciones relacionadas con este tema.

En todos los casos, se trata de buscar *características, patrones o eventos* que definan estas intenciones. Se entiende por *característica* la información extraída de datos sensoriales después de la aplicación de técnicas de procesamiento. Esto permite la clasificación de un conjunto de datos en diferentes grupos.

Un *evento* es la ocurrencia temporal de una acción particular, detectada por el cambio en las características de entrada o salida de un sistema. Una secuencia ordenada de valores o eventos que describen el comportamiento de un sistema o proceso es llamada *patrón*. Bueno et al. presenta en [6] una serie de definiciones y aplicaciones relacionadas con lo presentado en este Capítulo.

Un caso especial y muy estudiado de modelo basado en estudio del movimiento es la marcha humana. La marcha es el proceso natural que permite a los seres humanos la locomoción utilizando principalmente las extremidades inferiores. Este proceso puede ser descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco, que determinan un desplazamiento del centro de gravedad. En términos generales, la marcha humana se entiende como un proceso en el que el peso del cuerpo se va desplazando hacia adelante mientras es soportado de manera alternada por las piernas [18]. Más específicamente, la locomoción humana puede describirse enumerando alguna de sus características.

La ejecución de un movimiento involucra procesos cognitivos [6], desde funciones

de alto nivel relacionadas con la planificación de tareas hasta el control motor, evidenciando la interacción de varios sistemas del cuerpo humano, partiendo en el sistema nervioso central y alcanzando el sistema músculo-esquelético. De forma complementaria, Duxbury define la marcha como la habilidad del sistema nervioso central para generar un número de movimientos neuromusculares complejos y sincronizados por el cerebro, de manera que el cuerpo humano sea capaz de moverse hacia delante [10]. Así, la marcha humana es generada en el lóbulo frontal del cerebro por un generador rítmico de impulsos que a su vez sufre modificaciones debido a entradas sensoriales de los sistemas visual y vestibular, además del cerebelo.

En el caso de la marcha, debido a las características cíclicas del proceso de caminar, la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha se define como *ciclo de marcha* [18]. Por conveniencia, normalmente se define que el ciclo de la marcha comienza cuando el pie toca el suelo y termina cuando se deshace el contacto del mismo pie con el suelo.

Concretamente, este ciclo se compone de dos fases denominadas comúnmente *fase de apoyo* y *fase de oscilación*. Una pierna está en la fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en la fase de oscilación en la evolución, sin contacto con el suelo, al apoyo siguiente. El apoyo puede ser monopodal cuando sólo un pie está en contacto con el suelo, y doble (o bipodal) cuando están ambos pies simultáneamente en contacto con el suelo. La ausencia de la fase de doble apoyo distingue el correr del andar. Para fines de estudio, las fases de la marcha son divididas en subfases según se describe en [23]. Del mismo modo, se definen los tiempos de apoyo (total, monopodal y bipodal) y el tiempo de oscilación.

Adicionalmente, se definen parámetros espacio-temporales relacionados con el ciclo de marcha humana, como la *longitud de la zancada*, la *longitud del paso*, la *cadencia*, la *velocidad de la marcha*, entre otros [18].

El estudio de la marcha humana implica la caracterización de los movimientos de los distintos segmentos del cuerpo humano desde el punto de vista de la cinemática y la cinética (fuerzas y momentos), además del conocimiento en cuanto al trabajo, energía y la potencia involucrados en el proceso. La mejor comprensión del fenómeno requiere el conocimiento de los fundamentos del control motor humano, desde el punto de vista de entender los mecanismos neurológicos, los sistemas sensoriales y el sistema músculo esquelético [22].

Para el estudio completo del proceso de la marcha humana, se debería considerar la adquisición de parámetros de todos los sistemas involucrados en el proceso, desde las etapas de generación y planificación del movimiento originado en el sistema nervioso central, hasta la ejecución del mismo por el sistema músculo-esquelético. Los avances en las tecnologías de adquisición, tratamiento e interpretación de los datos electrobiológicos y biomecánicos permiten acercarse a esta situación.

Sin embargo, clásicamente el estudio y el modelado de la marcha humana (normal y patológica) se hace según algunos parámetros biomecánicos. David A. Winter presenta en [40] los patrones típicos que caracterizan la biomecánica de las articulaciones obtenidos a partir de datos medidos en experimentos realizados con

sujetos sanos.

Teniendo en cuenta que la Cinemática es la parte de la mecánica clásica que estudia las leyes del movimiento de los cuerpos sin tener en cuenta las causas que lo producen, limitándose esencialmente, al estudio de la trayectoria en función del tiempo, así, en el estudio de la marcha humana, los parámetros analizados son normalmente desplazamientos lineales y angulares, así como velocidades y aceleraciones de las distintas articulaciones y los distintos segmentos corporales. En efecto, la descripción cinemática completa de cualquier segmento del cuerpo humano requiere la adquisición de quince variables [40]:

- Posición (x,y,z) del centro de masa del segmento.
- Velocidad lineal $(\dot{x},\dot{y},\dot{z})$ del centro de masa del segmento.
- Aceleración lineal $(\ddot{x},\ddot{y},\ddot{z})$ del centro de masa del segmento.
- Ángulo del segmento en dos planos, θ_{xy}, θ_{yz} .
- Velocidad angular del segmento en dos planos, ω_{xy}, ω_{yz} .
- Aceleración angular del segmento en dos planos, α_{xy}, α_{yz} .

La obtención de las fuerzas y momentos en cada articulación del cuerpo humano es un problema complicado, puesto que no hay una manera sencilla directa de obtenerlos. De este modo, para la estimación de dichos parámetros se hace uso de un modelo biomecánico basado en estudios antropométricos. El modelo más usado es el conocido como *Link-Segment Model* [40]. Este modelo parte de algunas aproximaciones, a saber:

- Cada segmento tiene una masa fija puntual situada en el centro de masa del mismo.
- La ubicación del centro de masa de cada segmento se mantiene fija durante el movimiento.
- Las articulaciones son consideradas de tipo rótula.
- El momento de inercia de cada segmento sobre el centro de masa es constante durante el movimiento.
- La longitud de cada segmento permanece constante durante el movimiento.

En este contexto, el cálculo dinámico inverso es un método muy potente para la comprensión del movimiento. Obviamente, la medición directa de fuerzas y momentos transmitidos por las articulaciones humanas, la tensión en los grupos musculares y la activación de los sistemas nerviosos periféricos y centrales son tareas complejas debido a limitaciones metodológicas [38]. De esta manera, el cálculo dinámico inverso se plantea como la solución posible para la caracterización dinámica del movimiento humano. Sin embargo, hay que conocer las limitaciones

inherentes de las consideraciones tomadas anteriormente. Por ejemplo, es sabido que hay fricciones en las articulaciones, además de la distribución de masas no uniforme por segmento. La simplificación de considerar la masa del segmento concentrada en un punto fijo introduce errores en la estimación de los parámetros cinéticos en las articulaciones. Hay errores al considerar las articulaciones como simples rótulas, especialmente en el caso de la rodilla, en la cual el centro de rotación se desplaza considerablemente durante el movimiento [4]. A estos errores se suman los posibles errores en medida de los parámetros cinemáticos que se acumulan en los cálculos cinéticos.

En el caso de los miembros superiores, debido a la mayor diversidad de tareas y funciones realizadas, los modelos y parámetros son definidos de acuerdo con las aplicaciones específicas. En terapias de rehabilitación, se pueden observar ejemplos de tareas específicas en las cuales se analizan parámetros angulares articulares y espacio-temporales (amplitudes y tiempos de ejecución) como forma de cuantificar la evolución del paciente. La tarea de alcance y agarre es una aplicación comúnmente observada en ejercicios de rehabilitación.

De la misma manera, en aplicaciones en que se busca el análisis completo del cuerpo humano, los modelos y parámetros son definidos de acuerdo con las aplicaciones específicas. Como ejemplo, se presenta en la sección 3.4.1 un estudio para el reconocimiento de acciones humanas para la interacción no verbal con el computador. En el trabajo allí presentado se plantea una metodología para la identificación de tareas realizadas con todos los segmentos corporales.

3.3. Enfoques para captación y procesamiento de señales

3.3.1. Interfaces basadas en sistemas instalados en infraestructuras

Una tendencia ampliamente aceptada es que las interfaces de usuario sean cada vez más adaptables a las características humanas, tomando como base de conocimiento nuestro propio espacio de vivencias cotidianas. El espacio mencionado estaría representado, por ejemplo, en ambientes inteligentes sensibles a contexto, basados en redes de sensores. Sin embargo, el uso generalizado de este tipo de ambientes debería considerar variaciones de infraestructura. En este sentido, los usuarios podrían encontrarse en entornos altamente instrumentados así como en otros con poca distribución de sensores. Adicionalmente, como sucede en la actualidad, los usuarios llevan consigo un conjunto de dispositivos con capacidad de sensoriamiento, tales como teléfonos celulares con detectores de movimiento y GPS, relojes (también incluyendo sensores), audífonos, entre otros. Este tipo de equipos de uso personal son generalmente reemplazados de forma periódica, por lo que el ambiente inteligente se encontraría constantemente sujeto a cambios. Esto destaca la importancia del uso de dispositivos no-portables que permitan complementar la captura de información para el incremento de precisión en el

procesamiento y mejora de la adaptación a las características del usuario. Entre estos dispositivos se encuentran los sistemas de captura basados en matriz de puntos de luz infrarroja (IR), ultrasonido y métodos multimodales que fusionan diferentes canales de información.

Actualmente se encuentran disponibles en el mercado dispositivos de captura de imágenes e información adicional de profundidad, tales como los sensores Microsoft Kinect y Asus Xtion-pro. Estos dispositivos están compuestos de una cámara regular RGB, un proyector de luz infrarroja (IR), una cámara infrarroja y micrófonos. Con el objetivo de adquirir información de profundidad, se proyectan patrones de luz infrarroja y se calcula la distancia por píxel usando la deformación de esos patrones en la escena capturada con la cámara IR.

Debido al uso de luz infrarroja, Kinect así como Xtion-pro son adecuados para ambientes internos, incluyendo ambientes con total ausencia de iluminación. Este es un factor importante para determinadas aplicaciones que usan técnicas basadas en cámaras convencionales, sensibles a ciertas condiciones de iluminación [34]. Este sensor ha sido utilizado en la Universidad de Tennessee para el reconocimiento de actividades humanas mediante la extracción de características locales espacio-temporales 4D (Figura 3.1).

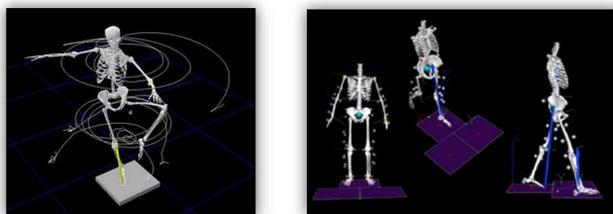


Figura 3.1. Características locales espacio-temporales 4D para reconocimiento de actividades humanas. DILab, Universidad de Tennessee.

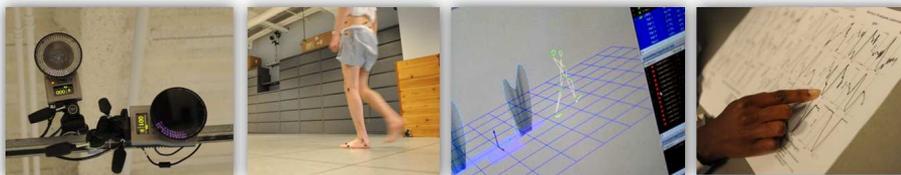
Dispositivos que fusionan imágenes con información de profundidad tienen cada vez más aceptación debido a la amplia gama de aplicaciones que toman ventaja de sus prestaciones, como el caso de interfaces de usuarios basadas en comunicación humana no-verbal. Técnicas existentes en la literatura sobre análisis de expresiones humanas utilizan enfoques de reconocimiento de patrones basados en características espacio-temporales [41]. Las características extraídas pueden ser también geométricas, tales como forma, componentes faciales (ojos, boca, etc.), selección de puntos predominantes y características de apariencia, tales como textura o color de piel [39] [1].

Por otro lado, el análisis cualitativo y cuantitativo de patrones de movimiento es esencial para monitorizar la recuperación funcional de pacientes durante rehabilitación. Los métodos utilizados deben ser suficientemente flexibles para

permitir una amplia diversidad de aplicaciones clínicas [31]. En este contexto, un sistema que permita la extracción de patrones de movimiento durante un ejercicio de rehabilitación sería capaz de proveer retroalimentación, tanto para el paciente como para el fisioterapeuta acerca del progreso obtenido. Adicionalmente, es posible comparar un movimiento realizado con uno seleccionado como objetivo a ser alcanzado. El análisis cuantitativo de movimientos facilitaría una evaluación de nuevas técnicas de fisioterapia, así como la inclusión de nuevas tecnologías de asistencia (Figura 3.2).



Design & Ergonomics, Applied Research Group (DEARG), Coventry University



Motion Analysis Lab at Rush University Medical Center

Figura 3.2. Sistemas de análisis visual biomecánico.

Otros estudios han demostrado mejoras en el reconocimiento de expresiones mediante la fusión de información de movimiento, como lo propuesto por [2] [13], en los cuales se utilizan expresiones faciales y gestos del cuerpo como datos de entrada. En [16] se consideran gestos faciales y sensores inerciales para mejorar el reconocimiento de expresiones.

Desde una perspectiva más profunda, el desarrollo de los sistemas automáticos de análisis de movimiento humano permite realizar evaluaciones más precisas acerca de la actividad muscular relacionada. En la actualidad, la evaluación muscular durante el análisis de movimiento es generalmente realizada por medio de electromiografía de superficie (sEMG). Sin embargo sEMG no puede ser aplicado en la medición completa de los parámetros musculares, debido a que el acceso a las capas más profundas es limitado, restringiendo sus aplicaciones.

Para sobreponer algunas de las limitaciones de sEMG, una alternativa es la sonomiografía (SMG), la cual representa en tiempo-real variaciones en los parámetros de la arquitectura muscular, obtenidos usando imágenes de ultrasonido. Este método representa una alternativa no-invasiva para cuantificar la dinámica muscular durante el movimiento humano, siendo esta una importante herramienta

clínica y de investigación, la cual está adquiriendo mayor relevancia en la evaluación funcional de los músculos. El estudio realizado en [42] propone un sistema basado en sonomiografía, el cual provee información acerca de la arquitectura muscular y sus cambios durante la contracción en tiempo-real.

3.3.2. Interfaces basadas en sistemas instalados sobre el cuerpo del usuario

De forma complementaria a lo presentado en la sección anterior, existen otras interfaces que se basan en sensores instalados sobre el cuerpo del usuario. Los electrogoniómetros, por ejemplo, son ampliamente utilizados en el entorno médico con el objetivo de obtener la evolución angular de las articulaciones de pacientes con algún tipo de déficit neuromotor. En las secciones que siguen dos tecnologías serán abordadas: los sensores inerciales y las interfaces basadas en guantes.

Los sensores inerciales

Los sensores inerciales, también llamados IMUs (*Inertial Measurement Units*), son dispositivos electrónicos que permiten estimar la orientación de un cuerpo, solidario a este, a partir de las fuerzas inerciales que experimenta dicho cuerpo. Su principio de funcionamiento se basa en la medida de la aceleración y velocidad angular que se producen independientemente sobre pequeñas masas localizadas en su interior.

La tecnología inercial está fundamentada en las dos primeras leyes de Newton. La primera establece que el movimiento de un cuerpo es uniforme y rectilíneo a no ser que exista una fuerza externa que actúe sobre él. La segunda define que esta fuerza ejercida sobre esta masa producirá en la misma una aceleración proporcional a ella. Estas relaciones representan un principio de medida, pudiendo por tanto desarrollar dispositivos sensores que midan el movimiento de los cuerpos. Así, si conocemos la magnitud y la dirección de la fuerza aplicada a un cuerpo y a su vez la masa del mismo, podremos conocer su aceleración y por consiguiente su velocidad y posición mediante la primera y segunda integración matemática de la aceleración respecto al tiempo.

Una IMU convencional tiene en su interior un acelerómetro triaxial y un giróscopo triaxial, para estimar su orientación en el espacio euclídeo tridimensional (3D). La Figura 3.3 muestra una IMU 3D convencional.

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. Por tanto, un acelerómetro triaxial está formado por tres elementos uniaxiales montados ortogonalmente para ofrecer información de aceleración en el espacio 3D.

Por otra parte, la velocidad angular de rotación del cuerpo con respecto al sistema de referencia inercial puede ser medida con un dispositivo llamado giróscopo. La construcción del giróscopo puede estar basada en diferentes diseños.



Figura 3.3. Unidad de Medida Inercial (IMU) de tres ejes, con comunicación USB, fabricada por la compañía Technaid S.L.

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. Del mismo modo, por integración de esta velocidad angular podemos obtener el ángulo de rotación del cuerpo sobre un eje. Utilizando tres giróscopos uniaxiales perpendiculares entre sí obtendremos un giróscopo triaxial, que permite medir la rotación de un cuerpo en el espacio 3D.

Adicionalmente, las IMUs actuales pueden incorporar un magnetómetro triaxial. El magnetómetro es un elemento sensible al campo magnético, que permite obtener información de la orientación del cuerpo respecto al norte magnético terrestre, a modo de una brújula. Dado que la información de este elemento sensor es de tipo absoluto, suele emplearse para reducir los errores de medida de los acelerómetros y giróscopos, aumentando la precisión de la estimación de la orientación.

Las nuevas aplicaciones han demandado el desarrollo de sensores de bajo coste y altamente miniaturizados. 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 de 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 las IMUs hace posible disponer de sistemas estáticos o ambulatorios de medida para ser colocados sobre órganos corporales (cabeza, extremidades, tronco) y así poder conocer su posición y movimiento en cualquier ámbito y fuera de las condiciones controladas de

laboratorio [19]. En la actualidad son empleadas en numerosas aplicaciones, entre las que cabe destacar la monitorización de las actividades de la vida diaria, la investigación del control motor de órganos corporales con diversas patologías y, especialmente, las interfaces. Así, esta tecnología permite extraer patrones cinemáticos del movimiento humano con la ventaja de no necesitar la ejecución de algoritmos complejos de reconstrucción del movimiento como en el caso de otras interfaces basadas en visión por computador, donde la obtención de patrones cinemáticos requiere el procesamiento de imágenes y el modelado tridimensional, requiriendo además ciertas condiciones de iluminación. Sin embargo estos sistemas de visión no requieren la colocación de elementos físicos activos como en el caso de las IMUs.

Cálculo de la orientación con sensores inerciales Las señales obtenidas del acelerómetro, el giróscopo y el magnetómetro son fusionadas para obtener la orientación de la IMU, representada por la Matriz de Cosenos Directores (DCM), también denominada matriz de rotación. La DCM expresa la orientación de la IMU con respecto a un sistema de coordenadas fijo en el cual la dirección del eje X apunta hacia el norte magnético, y la dirección del eje Z apunta en la misma dirección que la fuerza de gravitación terrestre. El proceso por el cual se consigue estimar la orientación de la IMU puede ser dividido en dos pasos principales. El primero consiste en la estimación de la orientación inicial a través de las medidas del acelerómetro 3D (3D Acc) y el magnetómetro 3D (3D Mag). Este proceso es realizado una única vez, cuando la IMU está inmóvil y antes de que se permita al usuario comenzar su movimiento. El proceso quedaría recogido de forma esquemática en las ecuaciones (3.1) a (3.5).

$$3DAcc = \vec{W}_{(z)} \approx [0 \ 0 \ 9,8] \quad (3.1)$$

$$3DMag = \vec{M} = [M_x \ M_y \ M_z] \quad (3.2)$$

$$\vec{U}_{(x)} = \left| \vec{W}_{(z)} \times \vec{M} \right| \quad (3.3)$$

$$\vec{V}_{(y)} = \left| \vec{W}_{(z)} \times \vec{U}_{(x)} \right| \quad (3.4)$$

$$DCM = [\vec{U}_{(x)} \ \vec{V}_{(y)} \ \vec{W}_{(z)}] = \begin{bmatrix} \hat{u}_x & \hat{v}_x & \hat{w}_x \\ \hat{u}_y & \hat{v}_y & \hat{w}_y \\ \hat{u}_z & \hat{v}_z & \hat{w}_z \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

El segundo paso consiste en la estimación de la orientación de la IMU o sensor inercial cuando comienza su movimiento. El giróscopo 3D es el sensor involucrado en este proceso. A partir de la integración de las señales de velocidad angular obtenidas del giróscopo 3D (3D Gyro), es posible conocer el ángulo de rotación de cada eje de la IMU. La DCM previa ($DCM_{(t-1)}$) es actualizada añadiendo la nueva rotación calculada. El proceso se resume en las ecuaciones (3.6) y (3.7).

$$3DGyro = \vec{\omega} = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z] \tag{3.6}$$

$$DCM_{(t)} = DCM_{(t-1)} + \int \vec{\omega}_{(t)} \tag{3.7}$$

Los dos pasos descritos se utilizan en un proceso de fusión sensorial para obtener la estimación de la orientación a partir de la información inercial. Este proceso es llevado a cabo por un Filtro de Kalman Extendido (EKF) que se ejecuta en la IMU. La Figura 3.4 muestra un diagrama de bloques del proceso seguido por la IMU.

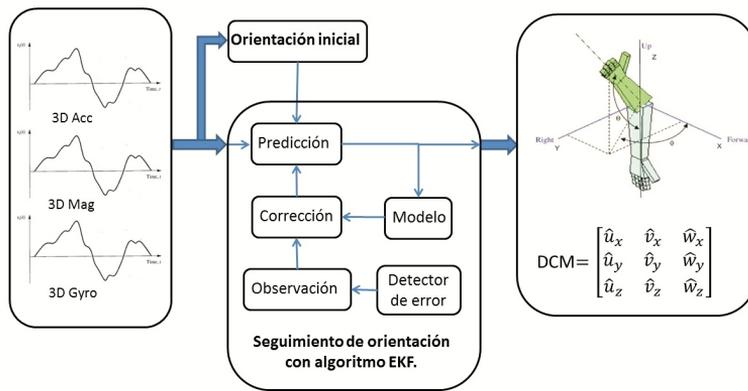


Figura 3.4. Diagrama de bloques del proceso del sensor IMU.

Los sensores inerciales como base de interfaces basadas en el movimiento corporal. En aplicaciones donde la interfaz requiere solo un punto de medida de orientación, basta con el uso de una sola IMU. Sin embargo existen otro tipo de aplicaciones en donde se requiere que la interfaz mida la orientación en varios puntos a la vez (multi-eslabón). En estos casos, una solución basada en tecnología inercial resulta atractiva por su bajo coste, rápida instalación y fácil uso. Por tanto, el objetivo de estas interfaces es capturar el movimiento de las diferentes partes del cuerpo, ya sean extremidades superiores, inferiores o ambas, utilizando una red de IMUs. Luego, a partir de estos movimientos, acceder al computador y generar acciones de comunicación e interacción con el mundo exterior.

Fundamentalmente, el proceso consiste en sujetar una IMU a cada elemento corporal para determinar su orientación, y mediante una adecuada representación cinemática multi-eslabón del cuerpo humano (o la extremidad considerada) [20, 43], conocer su posición en el espacio e interpretar los gestos que la extremidad realice (esto es, el movimiento del individuo), para generar la orden a ejecutar por el computador.

El modelo cinemático del cuerpo humano puede ser desarrollado conociendo la longitud y orientación de cada uno de los segmentos del cuerpo. La Figura 3.5

(izq.) muestra un segmento que representa la parte superior del brazo, donde $p1$ y $p2$ representan las posiciones del hombro y del codo respectivamente.

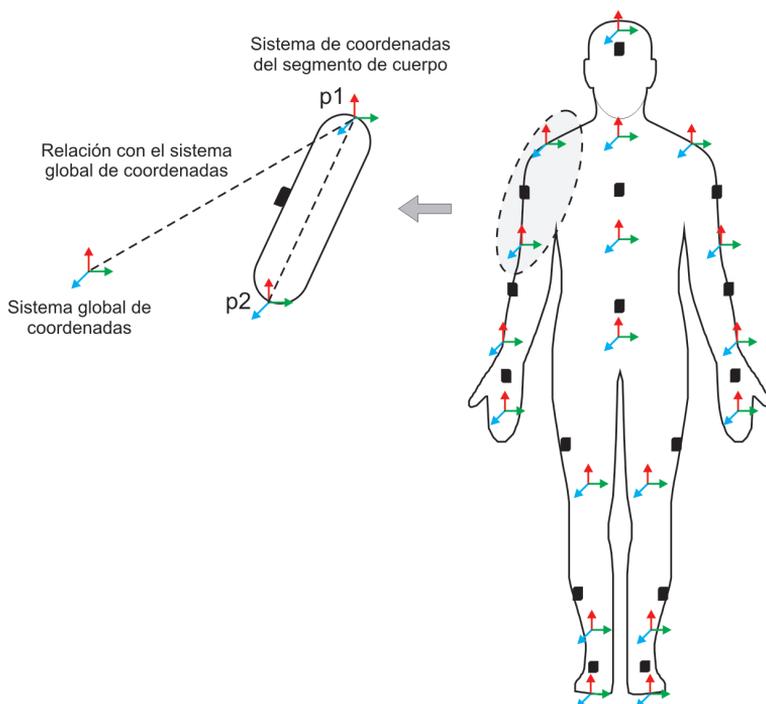


Figura 3.5. Sistema de referencia de un segmento del cuerpo respecto a la referencia global (izq.). Distribución de las IMUs para el análisis de la cinemática del cuerpo humano (der.).

De acuerdo con [20] [43] la posición del codo puede ser calculada usando el hombro como referencia con la ecuación (3.8).

$$G_{p2} = G_{p1} + GB_{q1} \cdot B_{s1} \cdot GB_{q1*} \quad (3.8)$$

donde:

G_{p1} = Posición del codo con respecto al sistema de referencia global

G_{p2} = Posición del hombro con respecto al sistema de referencia global

GB_{q1} = Cuaternio que representa la orientación de la parte superior del brazo

GB_{q1*} = Cuaternio conjugado que representa la orientación de la parte superior del brazo

B_{s1} = Longitud de la parte superior del brazo en coordenadas locales

De esta forma, conociendo la posición de una articulación posibilita el cálculo de la posición de la siguiente conociendo la orientación y longitud del segmento existente entre ellas. Por lo tanto, ubicando una IMU en cada segmento del cuerpo, y midiendo la longitud de cada segmento, es posible reconstruir la posición de los segmentos del cuerpo y su evolución espacial, es decir, el movimiento de todo el cuerpo humano (Figura 3.5, der.). Sin embargo, es necesario remarcar que las orientaciones medidas por la IMU no se corresponden de forma exacta con la orientación real del segmento del cuerpo, ya que el sensor y el segmento podrían no estar perfectamente alineados. Para establecer la orientación relativa entre el segmento del cuerpo y el sensor, es necesario realizar una calibración. La siguiente expresión relaciona la orientación del sensor (GS_q) con la orientación del segmento del cuerpo (GB_q):

$$BS_q = (GB_q)^{-1} \cdot GS_q \quad (3.9)$$

En el proceso de calibración se calcula la desalineación entre los segmentos del sensor y el cuerpo (BS_q) realizando un conjunto de posturas del cuerpo a partir de posturas previamente definidas (GB_q) y a través de las medidas de los sensores (GS_q). Una vez finalizada la calibración, se calcula la orientación de los segmentos del cuerpo con respecto al sistema de referencia global siguiendo la ecuación (3.10).

$$GB_q = GS_q \cdot BS_{q*}, \quad (3.10)$$

que puede ser utilizada para calcular la posición de los segmentos del cuerpo mediante un algoritmo de procesado iterativo para el movimiento humano o la reconstrucción cinemática en tiempo real.

La tecnología inercial representa una alternativa útil para registrar y analizar el movimiento humano, identificando posturas y movimientos que se han establecido anteriormente como patrones. Estos diferentes gestos o patrones de movimiento pueden ser utilizados para definir un conjunto de comandos de control para interactuar con un computador, haciendo posible construir una interfaz humano-computadora (HCI) que permitirá la interacción con un computador o un dispositivo externo como medios de transporte, ortoprótesis, control domótico, internet, etc. [25].

La Figura 3.6 muestra el sistema de captura de movimiento Tech-MCS, basado en tecnología inercial, fabricado por Technaid S.L. Se muestra un esquema de la distribución de una red de 16 IMUs en el cuerpo humano para interfaces de extremidades superiores e inferiores. Se observa una fotografía con la red de IMUs colocados en el cuerpo mediante sujeciones textiles.

Interfaz de guante

Una interfaz de guante es un dispositivo que colocado en la mano del usuario es capaz de generar información de la posición angular de los dedos. Este tipo de dispositivos están constituidos por estructuras mecánicas o textiles sobre las que se integran diversos tipos de sensores para generar la información principalmente

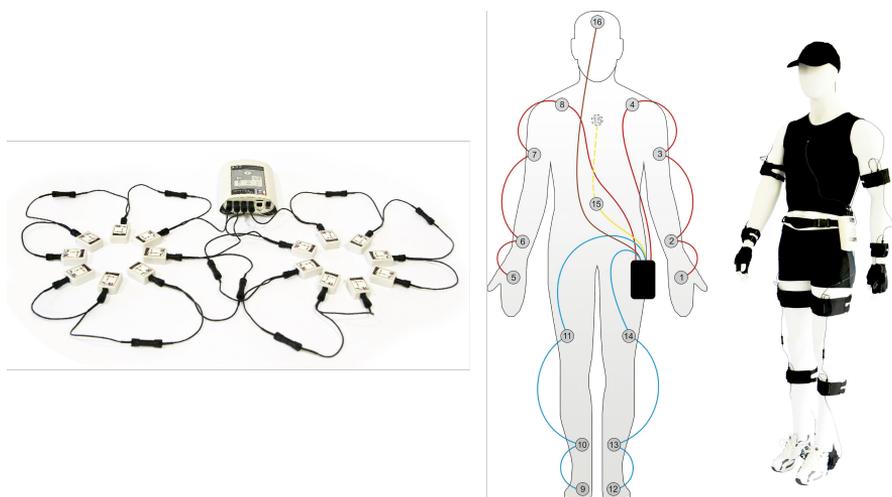


Figura 3.6. Sistema de captura de movimiento inercial de 16 IMUs de la compañía Technaid S.L. (izq.). Distribución típica de una red de IMUs en el cuerpo humano (centro). Sujeción de IMUs a las extremidades superior e inferior (der.).

relativa a la flexo-extensión de las falanges de los dedos de las manos [37]. De esta forma estos sistemas, de modo alternativo a las cámaras de visión, captan posturas y gestos de las manos por lo que representan un canal eficaz de entrada de datos al computador constituyendo una interfaz con interesantes perspectivas de futuro, ya que por una parte presentan una gran afinidad a las formas naturales de expresión y por otra parte posee un amplio repertorio de expresiones y comandos que pueden establecerse, teniendo además la ventaja de poder ser su uso complementario y simultáneo al lenguaje verbal. De forma adicional, este canal puede ser dotado de realimentación (biofeedback), incorporando elementos hápticos de actuación [7] sobre los dedos (vibradores, estimuladores eléctricos o térmicos) para conseguir una interacción bidireccional. Actualmente este tipo de guantes han llegado incluso a comercializarse en aplicaciones masivas de consumo tales como los videojuegos.

Uno de los ejemplos más relevantes de estos guantes ha sido el CyberGlove, producido por la empresa Immersion que fue desarrollado en versión inalámbrica (por Bluetooth), incorporando hasta 22 sensores con un ciclo de lectura de algo más de 10 ms. Los primeros prototipos desarrollados en la década de los años 80 fueron el Digital Data Entry Glove, y el VPL Dataglove, integrando este último sensores de flexión en los dedos, por modulación de haces de luz en los movimientos de las articulaciones, captados por fibras ópticas y fotodiodos. El Mattel Power Glove surgió como dispositivo asociado a la consola Nintendo. Otro de los modelos más avanzados es el Exos Dextrous Hand Master que es realmente un exoesqueleto de mano incorporando sensores de efecto Hall. En general se usan diferentes tecnologías para medir la posición angular de los dedos recurriendo a los movimientos de flexión que son medidos por los sensores mencionados de tipo optoelectrónico, de efecto Hall e igualmente mediante tecnología inercial, galgas

extensométricas y elementos piezoeléctricos (PVDF) y piezoresistivos.

Una de las últimas realizaciones de este tipo de dispositivos es el desarrollado en el Grupo de Bioingeniería del CSIC por [17]. Este guante incluye además de sensores en los dedos otros dispositivos inerciales para medida de los movimientos globales de la mano respecto a la articulación de la muñeca. Para ello se han colocado dos de estos sensores, uno en la cara dorsal de la mano (Figura 3.7) y otro en el antebrazo, realizando una adquisición de sus datos a una frecuencia de 50 Hz. De esta forma se tiene información de los movimientos de pronosupinación de la muñeca. Estos sensores, de tecnología inercial, incluyen acelerómetros tridimensionales por los que se mide la aceleración en el espacio del cuerpo en el que se adhiere de forma compuesta con la aceleración de la gravedad. Asimismo incluyen giróscopos, basados en la medida de la aceleración de Coriolis, para medir la velocidad angular permitiendo, por integración, obtener el ángulo de rotación del cuerpo sobre un eje. Igualmente estos sensores incorporan un magnetómetro que suministra información de la orientación del cuerpo respecto al norte magnético terrestre.



Figura 3.7. Vista del guante con el sensor inercial.

En cuanto a la medida de los movimientos de los dedos, ya se ha indicado anteriormente que existen diversas tecnologías para este propósito. En el desarrollo de este guante, que se emplea fundamentalmente para conocer el efecto en dedos de la estimulación eléctrica funcional, se usan sensores piezoresistivos que son sensibles a la flexión, variando su resistencia. Estos sensores, en forma de láminas delgadas, son fijados internamente a las articulaciones de las falanges para obtener información del ángulo de rotación de cada articulación (Figura 3.8).

3.4. Aplicaciones y estudios de caso

3.4.1. Reconocimiento de acciones humanas para interacción no-verbal con visión por computador

Esta sección presenta una metodología para el reconocimiento en línea de acciones humanas en secuencias de vídeo. El presente trabajo forma parte de

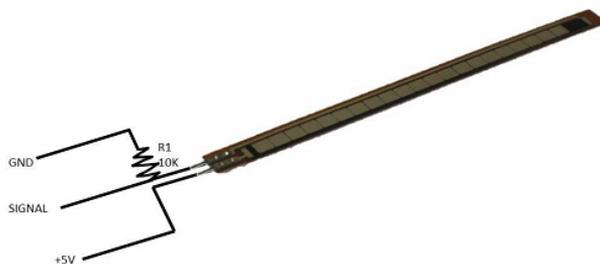


Figura 3.8. Esquema básico de los sensores piezoresistivos.

estudios orientados al entendimiento de la dinámica humana con enfoque en la interacción humano-máquina, o más específicamente humano-robot. Teniendo como consideración principal la interacción desde un punto de vista natural, la metodología a seguir aborda la identificación automática de movimientos como el proceso posterior a la localización/segmentación de la persona, por lo que dentro del campo objetivo de este trabajo se busca contribuir dentro de los siguientes propósitos específicos:

- Extracción en tiempo real de características en cada imagen, que dé lugar con posterior procesamiento, a la identificación de expresiones corporales del cotidiano, gestos, señales universales y otros movimientos no comunes, mediante aprendizaje por repetición.
- Identificación del inicio y fin de un movimiento relevante durante una expresión corporal compleja, mediante la detección rápida (usando una mínima cantidad de imágenes) de parada y movimiento.
- Extracción de patrones que permitan no sólo el reconocimiento de gestos o expresiones aprendidas, sino también la medición y comparación con otros movimientos de interés, útiles en diferentes áreas de aplicación, como por ejemplo, robótica de rehabilitación, entre otras.

En función de los objetivos mencionados, la metodología a seguir describe inicialmente el conjunto de datos de entrada, representados por mapas de profundidad capturados utilizando un sensor Kinect, para la posterior generación de siluetas. De estas siluetas se obtienen descriptores globales, los cuales son mencionados a continuación. En esta sección se detalla el enfoque usado para la detección en línea del estado de parada/movimiento y la subsecuente extracción de ventanas dinámicas. Adicionalmente, se presenta el criterio usado para la extracción de patrones de movimiento. Finalmente, son presentados los resultados experimentales y conclusiones.

Características invariantes de silueta por imagen

Para la identificación de patrones de movimiento de cada una de las imágenes, se obtuvo el segundo, tercero y cuarto momento invariante de Hu. El primer momento de Hu fue descartado por presentar redundancias con otros momentos, y por ser más sensible a ruidos en la imagen, mientras que los últimos (quinto, sexto y séptimo momentos) no fueron considerados por presentar valores de orden muy inferior en ciertas condiciones de movimiento.

Con el objetivo de utilizar los siete momentos de Hu como características de imagen, algunos autores normalizan las potencias de los valores obtenidos de las siluetas, como lo propuesto en [21]. Sin embargo, en el estudio de caso, además de la información relevante de movimiento, se toma en cuenta también el procesamiento en línea de las señales resultantes (detección de parada/movimiento, extracción de características a partir de las ventanas dinámicas y reconocimiento de patrones). Por tal motivo, se propone el uso de solo tres momentos invariantes (Hu2, Hu3 y Hu4) con potencias unificadas, y realizar una normalización únicamente en las ventanas dinámicas, anterior a la extracción de patrones Wavelet, como es mostrado en la Figura 3.9.

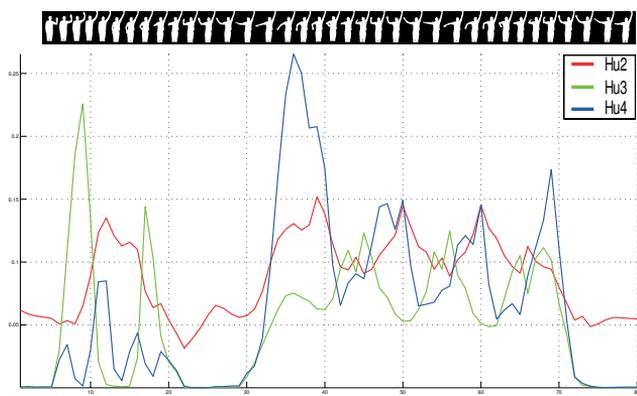


Figura 3.9. Momentos Hu2, Hu3 y Hu4 durante el movimiento de levantar brazo izquierdo y realizar movimiento circular con el derecho.

Identificación del estado de parada/movimiento

Los momentos invariantes extraídos para cada imagen permiten representar posturas de una persona en instantes de tiempo de su movimiento. Cada postura se encuentra representada por $Pos_{\delta t}$ y es descrita en un espacio de tres dimensiones $Pos_{\delta t} = [\phi_2, \phi_3, \phi_4]$, donde ϕ_i corresponde a los momentos de Hu 2, 3 y 4. En este trabajo, para un intervalo de tiempo τ , se considera cada dimensión como una señal (S) unidimensional, donde $S_i = [\phi_{i0}, \phi_{i1}, \phi_{i2}, \phi_{i3}, \dots, \phi_{i\tau-1}]$, para $i = \{2, 3, 4\}$. El criterio de análisis unidimensional es usado para identificar el estado de parada/movimiento, donde S_4 es considerado para detectar instantes de inicio y

final del movimiento de la persona, por presentar mayor sensibilidad en presencia de movimientos. La Figura 3.9 muestra los tres momentos seleccionados durante la realización de un gesto de levantar el brazo izquierdo y realizar movimiento circular con el derecho.

Dado que las secuencias de momentos invariantes son actualizadas a una tasa aproximada a la capacidad de la cámara de capturar imágenes (30 fps), fue considerado el análisis de ventanas temporales para identificar el inicio y fin de una acción o movimiento de la persona. El tamaño de la ventana fue definido mediante la optimización de la distancia de Mahalanobis (3.11), la cual puede ser definida como una medida de semejanza entre dos vectores aleatorios \vec{W}_{i-1} y \vec{W}_i con la misma distribución, y con matriz de covarianza Σ .

$$d(\vec{W}_{i-1}, \vec{W}_i) = \sqrt{(\vec{W}_{i-1} - \vec{W}_i)^T \Sigma^{-1} (\vec{W}_{i-1} - \vec{W}_i)} \quad (3.11)$$

En pruebas realizadas en ambiente interno se estableció el valor de distancia como un umbral constante de 0.009. Ventanas de tamaño 4 fueron suficientes para establecer mediciones de distancia que soporten los ruidos del proceso de captura y binarización, proporcionando una marca significativa de inicio y final del movimiento. El método de distancia de Mahalanobis fue comparado en estudios previos con el criterio de autocorrelación entre ventanas, obteniendo mediciones más estables con Mahalanobis. Las ventanas de tamaño 4 permiten identificar un estado de parada/movimiento en $tam_{vent}/fps \approx 0,2s$, siendo tam_{vent} el tamaño de la ventana temporal.

Ventanas dinámicas de movimiento

Una vez identificado el inicio del movimiento (el cual fue determinado con secuencias del cuarto momento de Hu), los nuevos vectores de momentos son almacenados temporalmente en ventanas de crecimiento dinámico, entre la marca de inicio y final del movimiento $t_{act} - tam_{vent}$, como muestra la Figura 3.10. Esto permite incluir en la ventana de movimiento las imágenes que fueron capturadas durante la detección de inicio del movimiento.

Patrones de movimiento

Debido a la naturaleza periódica de ciertos movimientos humanos (caminar, correr, saltar, etc.), en estudios iniciales fue considerado el análisis frecuencial mediante Transformada Rápida de Fourier (FFT), después de aplicada la primera derivada a las secuencias de momentos invariantes. Sin embargo, la transformada Wavelet discreta (DWT) específicamente permite la discriminación de señales no-estacionarias con diferentes características de frecuencia.

Dado que la transformada Wavelet $\psi(t)$ representa una base ortogonal, el concepto de energía está relacionado con las notaciones usuales derivadas de la teoría de Fourier. Entonces, los coeficientes Wavelet están definidos por $C_j(k) = \langle Vent_{mov}, \psi_{j,k} \rangle$, los cuales pueden ser interpretados como los errores locales residuales entre señales de aproximación sucesivas en las escalas j y $j + 1$, siendo

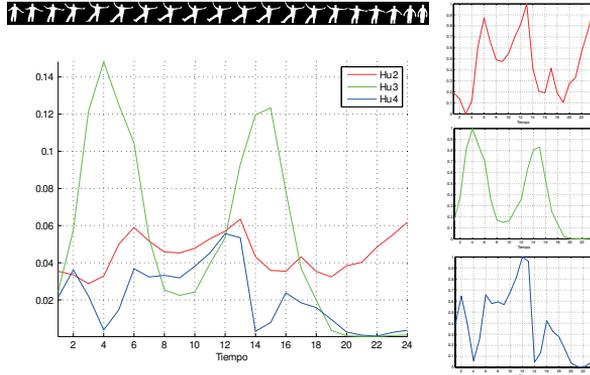


Figura 3.10. Ventanas de movimiento (izq.) y valores normalizados (der.), extraídos durante la realización de una expresión corporal.

la energía en cada nivel de descomposición $j = -1, \dots, -N$ la energía de la señal de detalle [30], definido en (3.12).

$$E_j = \|r_j\|^2 = \sum_k |C_j(k)|^2, \quad (3.12)$$

donde $r_j(t)$ es la señal residual en la escala j , y la energía en el instante k es dada por (3.13).

$$E(k) = \sum_{j=-N}^{-1} |C_j(k)|^2 \quad (3.13)$$

Como consecuencia, la energía total puede ser obtenida por (3.14).

$$E_{total} = \|Vent_{mov}\|^2 = \sum_{j<0} \sum_k |C_j(k)|^2 = \sum_{j<0} E_j \quad (3.14)$$

Finalmente, son definidos los valores p_j normalizados (3.15), los cuales representan la energía relativa Wavelet, donde $\sum_j p_j = 1$ y la distribución p_j puede ser considerada como una densidad tiempo-escala, por lo cual el método constituye una herramienta adecuada para la detección y caracterización de fenómenos específicos en planos de tiempo y frecuencia.

$$p_j = \frac{E_j}{E_{total}} \quad (3.15)$$

La energía relativa de los tres niveles de descomposición es calculada para cada ventana de movimiento, lo que resulta en un patrón 9-dimensional, sobre los que se adicionan 2 patrones basados en Slope Sign Change (SSC), con un factor adicional de escala correspondiente a la varianza de la señal de movimiento capturada. Esta técnica representa información de frecuencia de la señal y el número de cambios

entre picos positivos y negativos a lo largo de cada una de las tres señales de movimiento capturadas.

Resultados

El uso de mapas de profundidad ayudó a resolver varios problemas relacionados al pre-procesamiento y segmentación de la imagen. La información de profundidad provista por el sensor utilizado permitió la creación de siluetas limpias (sin ruidos de fondo) tolerante a la presencia de objetos dinámicos en la escena. Aunque el uso de emisores de infrarrojo (IR) presenta desventajas en ambientes externos con alta luminosidad, los resultados obtenidos en ambientes internos demuestran el potencial de dispositivos que fusionan información de cámaras de vídeo con otros sensores. Un estudio comparativo de diferentes enfoques basados en la fusión de sensores fue realizado por Sappa y otros en [12] orientado a sistemas de protección de peatones.

Es válido mencionar que el surgimiento de nuevos dispositivos que combinan visión estéreo e información de profundidad ayudarán a reducir las limitaciones de iluminación y distancia de los sensores actuales. Asimismo, estos han demostrado ser útiles en aplicaciones de visión por computador. En esta propuesta, momentos de Hu han sido empleados, tomando ventaja de la favorable calidad de las siluetas obtenidas mediante el uso de información adicional de profundidad, lo que permitió aprovechar sus propiedades de invarianza y eficiencia computacional. Sin embargo, existen diversos métodos para la extracción de características invariantes, por lo que el enfoque propuesto podría ser aplicado a secuencias de otro tipo de características en el tiempo.

El análisis temporal basado en distancia de Mahalanobis permitió la detección rápida del estado de parada/movimiento (aprox. 0.2 s), posibilitando la obtención de ventanas de crecimiento dinámico conteniendo sólo información de movimiento. Estas ventanas de movimiento son directamente procesadas para la extracción posterior de características, mediante el computo de Energía Relativa Wavelet. El método de extracción de características basado en transformada Wavelet Haar tuvo un significativo rendimiento computacional, considerando que el tiempo de procesamiento para movimientos cortos (gestos, o expresiones corporales de corta duración) es de aproximadamente 2 ms (computador multi-core de 2GHz). La Figura 3.11 (a) y Figura 3.11 (b) muestran una captura de pantalla de la aplicación desarrollada implementando los métodos propuestos, para la identificación en línea de movimientos de diferente duración.

La Figura 3.12 (b) presenta la evolución de los resultados de clasificación de un total de 240 patrones (60 para cada movimiento). Se puede notar que para 5 y 10 repeticiones existe cierta carencia de generalidad, lo que implica en tasas poco robustas debido a la falta de información, especialmente con clasificadores basados en vectores de soporte. Dadas las circunstancias mencionadas para el proceso de entrenamiento, fue limitado a 10 el número mínimo de repeticiones por movimiento. Cabe mencionar que tanto el proceso de entrenamiento como el de evaluación se realizan en línea, siendo la segmentación de movimiento uno de los

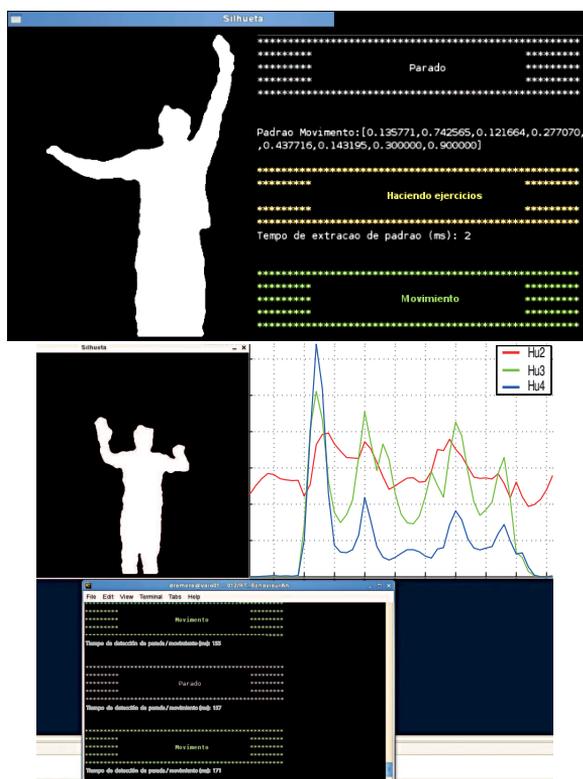


Figura 3.11. a) Captura de pantalla durante el reconocimiento de movimientos; b) Captura de pantalla durante la realización de un gesto indicativo.

principales factores de inclusión de ruido, el cual se incrementa conforme aumenta la incorporación de patrones sin un proceso posterior de depuración, como puede apreciarse en la Figura 3.12 (a). Los mejores resultados fueron obtenidos utilizando un clasificador Cuadrático Gaussiano y red con función de base radial.

3.4.2. El sistema ENLAZA como comunicador general

Otra forma de interacción con el computador a través de gestos es utilizando el sistema ENLAZA. Dicho sistema es una interfaz persona-computador basada en tecnología inercial. Esta tecnología permite medir el movimiento del cuerpo humano mediante una serie de unidades de medida inerciales (IMU). La IMU (Figura 3.13 b) es un dispositivo que integra un acelerómetro tridimensional (3D), que mide aceleración, un giróscopo 3D, que mide la velocidad angular y un magnetómetro 3D, que mide el campo magnético terrestre. La fusión de estas señales sensoriales permite la medida precisa de la orientación angular de la IMU y, por tanto, de la parte del cuerpo donde esté ubicado el sensor.

La interfaz inercial ENLAZA se compone (Figura 3.13 b) de una IMU y de un

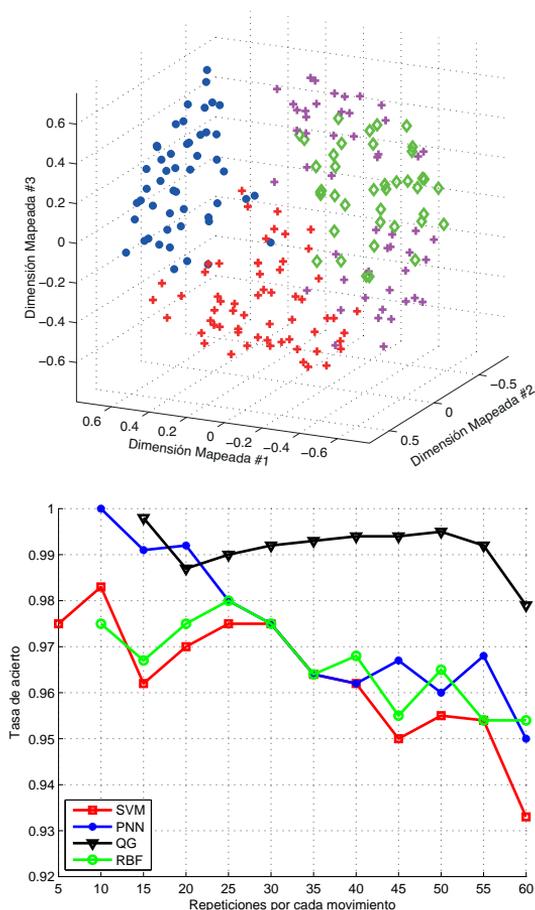


Figura 3.12. a) Patrones de cuatro movimientos, mapeados usando kernel t-student; b) Resultado de la clasificación de los patrones en función de la cantidad de repeticiones por movimiento.

soporte para su sujeción a la cabeza del usuario, que es el órgano que controlará la interfaz. Este diseño supone que aquellas personas que sufren una discapacidad severa en las extremidades superiores, conservan, en la mayoría de los casos, un control voluntario residual de la cabeza.

A través de este diseño se persigue que el usuario (Figura 3.13 a) pueda controlar el puntero del ratón del computador con los movimientos de cabeza, pudiendo acceder así a aplicaciones informáticas enfocadas al aprendizaje de habilidades físico-cognitivas, a tareas de comunicación o a la interacción con el entorno principalmente.

En la fase inicial del desarrollo, bajo el proyecto ENLAZA (IMSERO), en el que el Grupo de Bioingeniería del CSIC colaboró con ASPACE Cantabria, se creó

el equipamiento electrónico de la interfaz, así como la integración de algoritmos de filtrado del movimiento involuntario que facilitan la interacción con el computador. En esta fase se demostró, con el primer prototipo de la interfaz inercial, que el concepto y el desarrollo cumplen con los criterios estandarizados de usabilidad de dispositivos de entrada al computador y que reduce las barreras entre la persona con parálisis cerebral y el computador.

Finalizada la primera fase de prototipado, la siguiente fase corresponde al diseño de un sistema preindustrial, lo que implica cumplir ciertos criterios de robustez y ergonomía. En esta fase se ha comenzado a mejorar la interfaz, en el marco del proyecto IVANPACE (Obra Social Caja Cantabria y ASPACE Cantabria) y del proyecto europeo ABC (Augmented BNCI Communication).



Figura 3.13. Pruebas realizadas en ASPACE Cantabria con la interfaz inercial.

La aplicación informática

La Figura 3.14 muestra la aplicación informática a través de la que se puede configurar el sistema ENLAZA. El primer prototipo del sistema Enlaza ha sido mejorado creando una aplicación instalable que cumple los criterios de robustez. La aplicación puede operar bajo los sistemas operativos Windows XP/Vista/7/8 y 32/64bits. La instalación requiere un espacio de memoria en la unidad de disco de 80MB.

Al inicio es necesario realizar una calibración, que tiene una duración de 5 segundos. A través de ella, se mide la orientación de la cabeza del usuario en relación a la posición de la pantalla. En esta fase, son calculados también los rangos vertical y horizontal de movimiento. La tarea de calibración resulta sencilla, aspecto que se ha considerado especialmente relevante, ya que los usuarios con parálisis cerebral tienen en general una discapacidad motora severa, pudiendo presentar también discapacidad cognitiva. Tras esta fase, el sistema está listo para ser usado y se podrá controlar el movimiento del cursor del ratón realizando movimientos de cabeza.

Modos de control en relación a la deficiencia motora del usuario

Cabe destacar que el modo de control del puntero puede variar entre: absoluto, relativo e incremental. Para el sistema ENLAZA, la entrada es la actividad humana,



Figura 3.14. Aplicación informática para la configuración y el uso del sistema ENLAZA.

concretamente, el movimiento de la cabeza, y la salida es el comando transmitido al computador, es decir, la posición del puntero del ratón en la pantalla. Una vez definida la entrada y la salida es necesario diseñar el modo en el que las señales de entrada generan las señales de salida, lo que se denomina función de transferencia o mapeo (mapping en nomenclatura anglosajona). En las interfaces persona-computador existen diversas formas, pero principalmente se dividen en mapeo absoluto o relativo. Como ejemplo, el control de una tablet personal utiliza un mapeo absoluto, ya que cada posición del dedo corresponde con una posición en la pantalla. El ratón convencional, sin embargo, utiliza un mapeo relativo ya que la distancia recorrida por el puntero depende de la velocidad del movimiento de la mano y no de su posición.

Esta decisión puede condicionar la usabilidad del sistema. En la primera fase de prototipo, el mapeo empleado para el sistema ENLAZA ha sido absoluto, ya que cada orientación de la cabeza corresponde a una posición del puntero en la pantalla de forma unívoca. Este modo de mapeo fue seleccionado al asumir que las personas con parálisis cerebral (PC) podrían tener dificultades para controlar la velocidad del movimiento y, por tanto, el direccionamiento relativo resultaría demasiado complejo. En cambio, la postura podría estar menos afectada que el movimiento.

Tras la experimentación realizada, el mapeo absoluto ha mostrado sus ventajas e inconvenientes. Por un lado, al tomar como entrada la orientación de la cabeza, los movimientos de alta velocidad pero corto recorrido no tienen un gran efecto sobre la salida (por ejemplo espasmos), tal y como era esperado. Sin embargo, este método requiere calibrar el sistema en una posición central, que siempre corresponderá con el centro de la pantalla. Si el usuario tiene dificultades para controlar la postura y ésta se degrada a lo largo de la tarea, resulta demasiado complejo alcanzar objetivos,

ya que es necesario recuperar una postura cercana a la posición de calibración.

Tras una revisión bibliográfica de la clasificación de PC, se ha observado que además de la división clásica de PC en los tipos espástica, discinética y atáxica, existen otras divisiones que pueden resultar más útiles para nuestra aplicación. Se considera muy útil aquella que divide los signos motores de la PC en positivos y negativos, [33] [32]. Se entiende por positivos aquellos que son causados por una actividad muscular incrementada involuntariamente (por ejemplo temblor, hipertonia, tics, corea) y como negativos a aquellos provocados por una actividad muscular insuficiente (por ejemplo debilidad, control motor selectivo debilitado, ataxia o apraxia).

Llegado este punto, se considera de interés establecer una analogía entre los modos de mapeo absoluto y relativo y los signos motores positivos y negativos respectivamente. Es decir, establecemos la hipótesis de que cuando existen signos motores positivos, el posicionamiento absoluto será más recomendable ya que existirá una limitación para controlar la velocidad del movimiento. En cambio, cuando predominen los signos motores negativos habrá una dificultad para mantener la postura debido a la hipotonía, con lo que el posicionamiento relativo será más recomendable.

En la siguiente fase de este estudio de caso se pretende contrastar esta hipótesis. Para ello, se están diseñando dos estrategias de control: relativa e incremental. En el modo de control relativo, el movimiento del cursor dependerá de la velocidad del movimiento de la cabeza, no de su orientación. En el modo incremental, la posición del cursor incrementará/decrecerá a intervalos fijos y en la dirección que indique la postura de la cabeza. Este modo facilitará la detención del cursor para realizar la acción del clic ya que no es necesario mantener una orientación angular fija sino mantener la posición dentro de un rango determinado. Ambos métodos de control, relativo e incremental, persiguen eliminar las restricciones que impone el modo absoluto en cuanto al mantenimiento preciso de la postura, algo que resulta de extrema dificultad para personas con reducido control postural, como es el caso de personas con hipotonía.

Experimentos con la interfaz ENLAZA

La interfaz ENLAZA ha sido empleada para realizar distintas experimentaciones desde su fase de prototipo hasta la actualidad. En un primer estudio se realizó la evaluación de su usabilidad con personas sin discapacidad y utilizando como métrica de evaluación la llamada Throughput [15]. Se trata de una métrica incluida en el estándar ISO-9241 y aceptada internacionalmente en la comunidad científica. Durante la evaluación se comparó la interfaz ENLAZA con otras interfaces de acceso al computador, convencionales y alternativas, validando finalmente su funcionamiento [28].

Una vez validada con sujetos sin discapacidad, la interfaz inercial se empleó para caracterizar los patrones de postura y movimiento voluntarios e involuntarios de las personas con PC. Este estudio demostró que el dispositivo permitía cuantificar las limitaciones de los usuarios en términos de tiempo, frecuencia y espacio (postura)

[27]. La Figura 3.15 muestra el rango de movimiento cervical medido para una persona sin discapacidad y un usuario con PC mientras controlan el puntero del ratón con movimientos de cabeza. Se puede apreciar como el primero es más equilibrado, lo que demuestra una mayor capacidad de control postural.

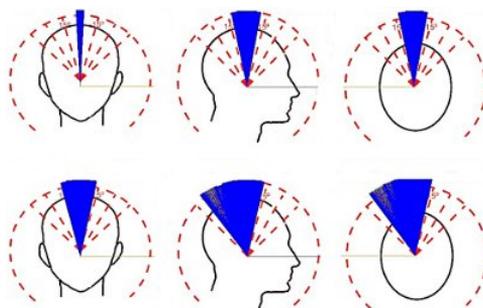


Figura 3.15. Rango de movimiento para un usuario sin discapacidad (arriba) y un usuario con PC (abajo) medido mientras ambos realizan una tarea de alcance de objetivos en la pantalla del computador.

Una vez realizada la caracterización, estos datos se emplearon para diseñar una estrategia de filtrado para reducir los efectos del movimiento involuntario en el control del dispositivo. La técnica se validó con cuatro usuarios con PC, demostrando que es posible reducir el tiempo de alcance de objetivos en la pantalla hasta diez veces, mejorando por tanto, drásticamente, la usabilidad del dispositivo [26]. La Figura 3.16 muestra un ejemplo de la técnica de filtrado. En ella se representa la trayectoria del puntero para ir desde un objetivo a otro en la pantalla. La línea de color azul es la trayectoria sin la acción de filtrado, y la línea de color rojo con el filtrado. Se puede observar cómo mejora la directividad del movimiento, lo que tiene como consecuencia la disminución en el tiempo de alcance de objetivos.

Finalmente, se observó que si bien la interfaz ENLAZA era usable para ciertos usuarios, aquellos con graves problemas de control cervical tenían importantes limitaciones de accesibilidad. A partir de esta problemática, se valoró la posibilidad de implementar diferentes modos de control (relativo e incremental) buscando reducir las restricciones que impone el modo de control absoluto, que requiere un control postural mínimo.

Actualmente se está realizando una caracterización de los niveles de velocidad y aceleración considerados voluntarios, con el fin de diseñar la función de transferencia entre la entrada y la salida del sistema ENLAZA que siga el modelo de control motor voluntario. Se ha iniciado una experimentación de los tres modos de control y se empleará la métrica de Throughput para evaluar la idoneidad de cada uno de ellos en relación al perfil de discapacidad motora de cada usuario con PC.

Con este desarrollo, se persigue crear una herramienta de acceso al computador que cuantifique e identifique la limitación específica del usuario (hipertonía, hipotonía, etc.) con el fin de adaptarse a ella y maximizar la usabilidad del dispositivo.

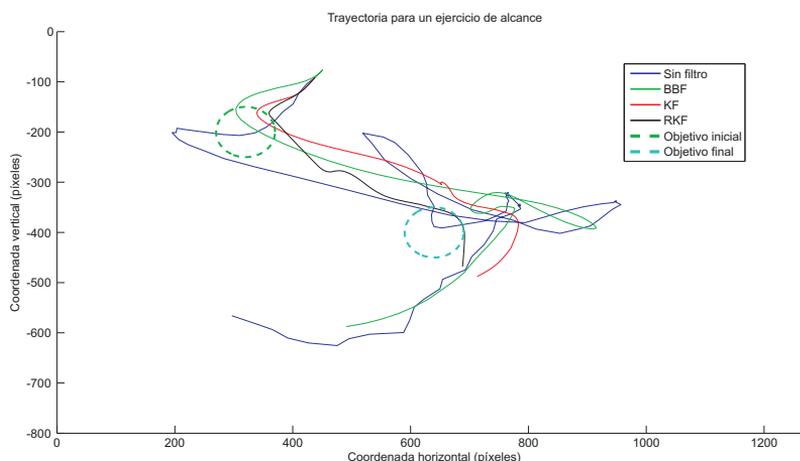


Figura 3.16. Rango de movimiento para un usuario sin discapacidad (arriba) y un usuario con PC (abajo) medido mientras ambos realizan una tarea de alcance de objetivos en la pantalla del computador.

Todos los resultados alcanzados en esta línea han sido validados con personas con parálisis cerebral en el Centro de ASPACE Cantabria, cuya colaboración ha sido imprescindible para ello.

3.4.3. Vehículo robótico PALMIBER y la interfaz ENLAZA

La parálisis cerebral (PC) es un desorden permanente, pero no inmutable, de la postura y el movimiento provocado por una lesión en el cerebro inmaduro [3]. Precisamente, debido a su carácter no inmutable, es esencial dar a los niños con PC la oportunidad para interactuar con su entorno, motivarles y reducir las barreras para jugar un papel activo en él. Esta actuación es especialmente importante en edades tempranas, en las que el cerebro presenta mayor plasticidad y, por tanto, las intervenciones terapéuticas tienen un mayor impacto en el desarrollo del niño.

La autonomía en la locomoción es esencial para el aprendizaje del niño. La movilidad juega un papel protagonista en la exploración del entorno y en la adquisición de, no sólo, conceptos espaciales, sino también, de aptitudes cognitivas y de relación social. Al ser la PC una alteración de la postura y el movimiento, existen numerosos niños con PC que no pueden caminar, necesitando de apoyo técnico para hacerlo, desde bastones o muletas hasta silla de ruedas, dependiendo del nivel funcional de la persona, [11] [9].

En este estudio de caso, presentamos el vehículo robótico PALMIBER. Se trata de un dispositivo enfocado a promover el desarrollo integral del niño con PC a través de experiencias de movilidad. Está enfocado a niños del nivel V de la clasificación GMFCS, es decir, a aquellos casos que no pueden desplazarse por sí solos o con apoyos técnicos distintos a la silla de ruedas.

El vehículo PALMIBER

El vehículo PALMIBER (Figura 3.17) es un dispositivo preindustrial que da la oportunidad al niño con PC de explorar su entorno por si mismo y adquirir conceptos espaciales, cognitivos y sociales siguiendo un programa de entrenamiento progresivo y adaptativo al nivel funcional (físico-cognitivo) del usuario [8].



Figura 3.17. Vehículo robótico PALMIBER con distintas interfaces para su conducción.

La característica fundamental del vehículo es que cuenta con distintos niveles de asistencia en la conducción:

- Modo automático. El vehículo pasea al niño, detectando y evitando obstáculos, sin requerir ninguna acción del usuario.
- Modo Causa-Efecto. El vehículo se pone en movimiento con la pulsación de cualquier tecla, se detiene transcurrido un tiempo para motivar al niño a pulsar de nuevo.
- Modo Entrenamiento dirección. El vehículo propone una tecla de dirección, a través de su iluminación y el niño debe pulsar esa tecla, de lo contrario, el vehículo no se pone en marcha. En este modo el niño ya comienza a adquirir conceptos espaciales.
- Modo Decisión dirección. El niño planifica y ejecuta las acciones para llegar a un punto indicado de la sala. El vehículo sólo asiste en la detección y evitación de obstáculos. En esta fase el niño ya no sólo ejecuta las acciones, sino que también las debe planificar, lo que requiere un mayor grado de abstracción.
- Modo guiado completo. El niño tiene el control total del vehículo sin ningún tipo de apoyo.

Con el fin de adaptar el vehículo a los distintos niveles de manipulación del usuario, se han diseñado diversas interfaces de conducción.

- Consola de pulsadores. Panel que integra un conjunto de pulsadores de dirección.
 - Técnica de barrido y pulsador. Se emplea un único pulsador que unido a secuencias de barrido en la consola de pulsadores permite la conducción del vehículo.
-

- Interfaz ENLAZA. Dispositivo que permite la conducción del vehículo midiendo los movimientos de cabeza del usuario.

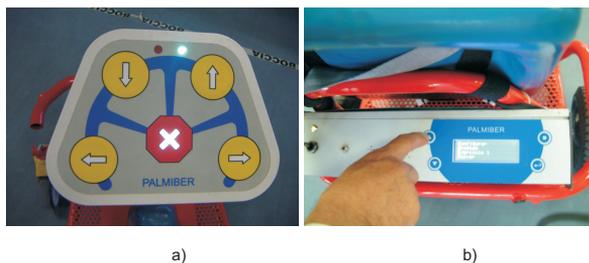


Figura 3.18. Consola de pulsadores de dirección para conducción del vehículo y panel de educador para establecer parámetros de configuración.



Figura 3.19. Niño con PC conduciendo el vehículo PALMIBER con la interfaz ENLAZA (por movimientos de cabeza).

Experimentación con el vehículo PALMIBER y las interfaces diseñadas para su conducción

El objetivo de la experimentación fue evaluar las distintas interfaces del vehículo: consola de pulsadores, único pulsador e interfaz ENLAZA. La metodología incluyó diversos perfiles de usuarios con PC, controlando el vehículo en distintos modos de conducción, según su nivel funcional [26].

En este estudio de caso destacamos dos usuarios principales, por ser considerados los más significativos y paradigmáticos de la necesidad de la adaptación de la interfaz, y de la tecnología en general, al perfil del usuario en concreto.

La Tabla 3.1 muestra el perfil de cada usuario. En el primer caso (U1), la afectación de las extremidades superiores es moderada, lo que permite cierto control de la consola de pulsadores. En el segundo caso (U2), existe una discapacidad motora superior, lo que representa una importante limitación en el control de la consola de pulsadores. Ambos usuarios realizaron un total de 4 sesiones de una duración media de 10 a 15 minutos.

Tabla 3.1. Caracterización de los usuarios participantes.

Usuario	Descripción del desorden motor
U1	Tetraplejía espástica y atetoide con hipertonia extensora. Discapacidad intelectual moderada.
U2	Tetraplejía atetoide con hipertonia flexora. Discapacidad intelectual media.

El usuario U1 mostró la capacidad para ejecutar correcciones en la dirección mientras el vehículo estaba en movimiento, lo que le permitió acceder al modo más complejo (“Decisión dirección”). Sin embargo, estas correcciones estuvieron condicionadas por un cierto retardo entre la planificación de la acción y su ejecución. Cabe destacar que este retardo es un aspecto crítico, ya que limita la conducción del vehículo para aquellas personas con discapacidad motora severa.

En el caso de U2 se observó un rápido entendimiento del funcionamiento del vehículo. Sin embargo, 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, en el modo “Entrenamiento dirección”, en el que U2 debía pulsar las teclas de izquierda y derecha alternativamente. En este caso, 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, como el “Decisión dirección”. El caso del usuario U2 es un caso paradigmático, porque aún existiendo capacidad cognitiva adecuada para ejecutar la tarea, no le es posible, debido a que sus limitaciones motoras se lo impiden. Es un caso, por tanto, donde las interfaces persona-máquina deben ser incluidas para reducir al máximo la distancia entre usuario y la tarea. Este hecho ha sido la motivación para integrar la interfaz ENLAZA como dispositivo para la conducción del vehículo PALMIBER.

Experimentación con el vehículo PALMIBER y la interfaz ENLAZA

El usuario U2 presenta una hipertonia flexora con movimientos atetósicos asociados con una discapacidad intelectual de grado medio. En la experimentación presentada en la sección anterior 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, donde se realizó la experimentación, su capacidad cognitiva le permitiría avanzar en el control de las direcciones de movimiento. Por tanto, en la sección anterior se concluyó que la interacción con el vehículo podría ser mejorada, debido a los problemas presentados para la selección de las direcciones.

Una vez integrada la interfaz ENLAZA en el vehículo, se propusieron una serie de tareas para evaluar la selección de direcciones para llegar a un objetivo

Tabla 3.2. Descripción de los resultados por usuario, modo y ejercicio.

Usuario	Modo	Interfaz	Ejercicio	Tiempo de reacción	Análisis funcional
U1	Entrenamiento dirección	Consola	Pulsar la tecla propuesta por el vehículo	3.5	El usuario superó la tarea en una sesión.
U1	Decisión dirección	Consola	Llegar a un punto de la sala	-	El usuario logró el objetivo en un número reducido de maniobras
U1	Causa-Efecto	Consola	Pulsar una tecla	3	-
U2	Entrenamiento izquierda-derecha	Consola	Pulsar la tecla propuesta por el vehículo	9 (izq.) 16 (der.)	El usuario logró el objetivo con una mayor facilidad de control en su lado izquierdo
U2	Decisión dirección	Consola	Llegar a un punto de la sala	-	El usuario no pudo realizar la tarea debido a que sus limitaciones le impiden el control de la consola
U2	Decisión dirección	ENLAZA	Llegar a un punto de la sala	-	El usuario realizó con éxito la tarea al controlar el vehículo con los movimientos de cabeza

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. La experimentación mostró que el usuario U2 tiene mayor control sobre los movimientos de cabeza que sobre sus extremidades, lo que permitió acceder al modo más complejo de conducción.

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. El retardo entre planificación y ejecución de la acción se reduce considerablemente, lo que permite la conducción del vehículo. Por otro lado, la conducción mediante movimientos de cabeza resulta más intuitiva que la pulsación de teclas. Efectivamente, relacionar un símbolo de una flecha de dirección con el movimiento del vehículo requiere cierta abstracción, lo que puede presentar alguna dificultad para personas con PC. La Figura 3.20 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.

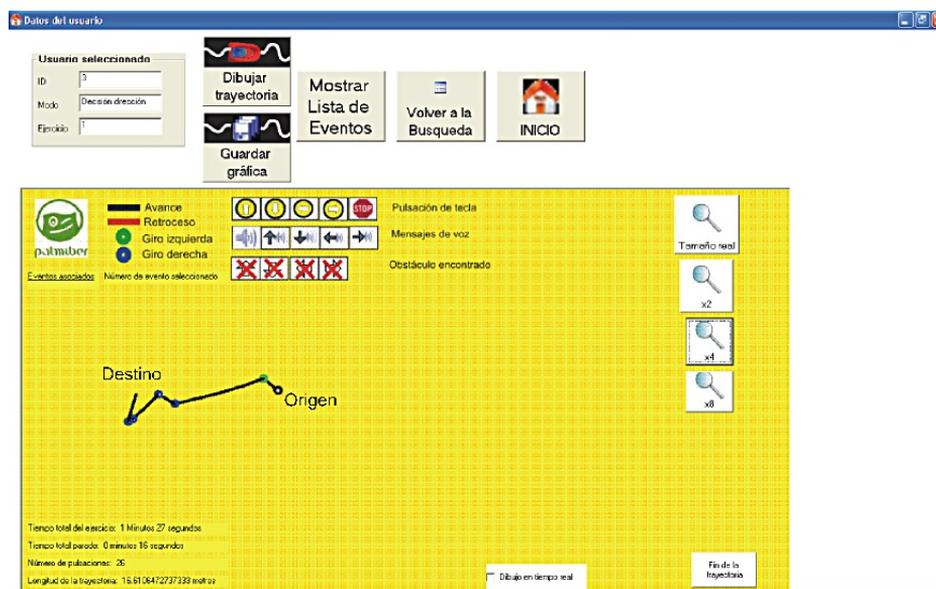


Figura 3.20. Ejemplo de la trayectoria realizada al conducir el vehículo PALMIBER con la interfaz ENLAZA.

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.

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. La Tabla 3.2 muestra los resultados obtenidos para las interfaces por panel y ENLAZA.

3.4.4. Plataforma de inmersión 3D para rehabilitación de personas con discapacidad cognitiva

En el desarrollo de la Plataforma de inmersión 3D para rehabilitación de personas con discapacidad cognitiva se definieron tres objetivos, que son:

- **Objetivo Tecnológico.** Desarrollar una innovadora plataforma tecnológica que integre interfaces y dispositivos de interacción natural y escenarios virtuales, tecnologías para la representación y personalización de avatares, filtro de temblores y algoritmia para simular y evaluar ejercicios en 3D.
- **Objetivo Social.** Atender las necesidades de un colectivo muy vulnerable como es el de las personas con discapacidad cognitiva que además sufren problemas de temblores, equilibrio y psicomotricidad.
- **Objetivo Económico.** Ser los pioneros en desarrollar y validar un sistema específico para la evaluación y rehabilitación de trastornos en la función ejecutiva y psicomotores.

Actualmente existe en el sector socio-sanitario una falta de instrumentos que tengan en cuenta los trastornos motores para la evaluación y rehabilitación de enfermedades cognitivas prolongadas. Muchos enfermos neurológicos y neuropsicológicos padecen a la vez trastornos motores o deficiencias en funciones ejecutivas que dificultan enormemente su evaluación y tratamiento. Un sistema de este tipo debe filtrar los movimientos temblorosos presentes en personas con trastornos motores.

Aunque existen en el mercado productos sencillos que facilitan la interacción de usuarios con problemas psicomotores con computadores u otros dispositivos electrónicos [5], como los comercializados por IRDATA, IBM, Montrose-Secam, y Technaid S.L., sin embargo, estos sistemas no consideran la rehabilitación de éstos usuarios.

En lo referente a las tecnologías de Realidad Virtual, existen muchos desarrollos que simulan escenarios y permiten la personalización de avatares en infinidad de

ámbitos de aplicación, incluido el sector de la medicina [24]. Sin embargo, es reciente el interés en el desarrollo de soluciones tecnológicas orientadas a evaluar y rehabilitar personas con deficiencia cognitiva con trastornos motores añadidos que integren interfaces y dispositivos de interacción natural. Por tanto, no se conoce a la fecha un sistema con estas características disponible comercialmente.

En el área de sistemas de interacción natural las tecnologías más conocidas son las basadas en cámaras de video [36]. Estos sistemas de elevado costo tienen además importantes limitaciones requiriendo una adecuación del entorno en diversos parámetros como iluminación, ubicación de usuario y cámaras, calibración, etc. [29]. Otra tecnología que en los últimos años ha cobrado interés, son los sistemas de captura de movimiento basados en sensores inerciales (IMUs). Cada IMU incorpora un acelerómetro 3D, un giróscopo 3D y un magnetómetro 3D, los cuales son usados para estimar su orientación 3D. En esta área la empresa Technaid S.L. tiene desarrollado un sistema, llamado Tech-MCS, con el que se puede capturar el movimiento de una persona. El Tech-MCS puede ser utilizado en aplicaciones médicas, rehabilitación, ergonomía, así como animación de avatares en entornos virtuales 3D. Esta solución no tiene las limitaciones de los sistemas basados en cámaras y su costo es 10 veces menor.

A continuación se describe en que consiste la plataforma desarrollada, enfocada a ser usada en rehabilitación de personas que sufren problemas de temblores, equilibrio y psicomotricidad, debido a enfermedades cognitivas, integrando un Tech-MCS como sistema de interacción natural, algoritmos de filtrado de temblor, entornos de realidad virtual, y animación de avatares en tiempo real.

Plataforma desarrollada

La Figura 3.21 muestra la plataforma desarrollada, donde se distinguen los siguientes elementos:

- El sistema de captura de movimiento con sensores inerciales (Tech-MCS) consta de ocho IMUs y un Tech-HUB (A). La ubicación de los ocho IMUs es: 2 para manos, 2 para brazos, 2 para antebrazos, 1 para el pecho y 1 para la cabeza.
 - El Tech-HUB recibe la información de los 8 IMUs y la envía al computador central (B), vía USB o Bluetooth. La frecuencia de muestreo mínima es de 30 Hz.
 - La información de orientación es procesada por un filtro de temblor (C), el cual puede ser activado o desactivado desde una aplicación software de control y análisis (D). Esta aplicación está alojada en el computador central.
 - La orientación a la salida del filtro se envía al Motor 3D (E) y al sistema de modelado y representación 3D (F).
 - En la aplicación de control y análisis se definen los ejercicios, entornos a realizar, la medida del alcance de los logros y su valoración.
-

- El computador tiene una base de datos (G) en la cual se almacena la información de los usuarios, resultados, y evolución en la rehabilitación. La base de datos de pacientes soporta toda la información del sistema.
- Se conectan dos pantallas al computador. Una para mostrar al paciente los entornos 3D, con instrucciones y tareas a realizar, y otra en la que el médico controla el sistema, monitoriza los ejercicios, valida, evalúa y guarda resultados.

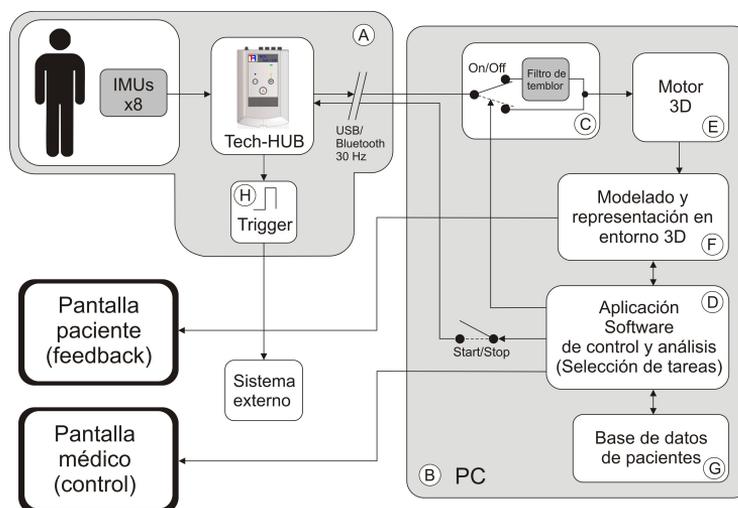


Figura 3.21. Esquema de la plataforma desarrollada.

Metodología de evaluación

La metodología de trabajo para la evaluación de la plataforma desarrollada se dividió en seis etapas:

1. Selección de la muestra. Primer contacto con los participantes, desarrollo y análisis de las entrevistas, y formación y experimentación con la tecnología.
2. Diseño de cuestionarios para la valoración de la plataforma. Adaptación de la tecnología a partir de cuestionarios iniciales y definición del protocolo de validación.
3. Desarrollo de sesiones interactivas previas con asistencia en el uso de la plataforma.
4. Ejecución individualizada del programa por los participantes sin la presencia continua de un profesional.

5. Aplicación de cuestionarios diseñados para analizar la experiencia de los usuarios.
6. Análisis de datos recopilados.

Experimentación y resultados

El estudio piloto se realizó en un periodo de seis meses comprendido entre enero y junio de 2012 en las aulas tecnológicas del Centro de Día y del Centro de Investigación de la Fundación INTRAS, donde se realizaron las valoraciones previas a la intervención, aplicación del programa, valoración post intervención y análisis de los resultados. La muestra de participantes estuvo conformada por 10 personas con diagnósticos de enfermedades cognitivas (6 hombres, 4 mujeres) con una media de edad de 40,1 años.

Se realizó un horario con cada participante donde se programó la asistencia al centro dos veces a la semana para realizar sesiones de 20 a 30 minutos con el programa de equilibrio y motricidad. En promedio, durante los meses de aplicación del programa, la asistencia fue desde un 73 a un 100 % del tiempo programado. La utilización de escenarios virtuales y aumentados generó un alto interés y motivación por asistir a las sesiones.



Figura 3.22. Ejemplo de una sesión de rehabilitación con la plataforma desarrollada.

Tras el desarrollo del programa, se encuentran mejoras significativas en el desarrollo de las tareas relacionadas con clasificación y categorización. En organización y planificación se observan mejoras, pero no muy significativas. En las tareas de atención y memoria de trabajo las puntuaciones son mayores en la evaluación post intervención, lo cual se asocia con una mejora en la atención sostenida y selectiva, y con mejor comprensión y seguimiento de instrucciones.

También se observan mejoras significativas en la manipulación y aprovechamiento del esquema espacial, temporal y corporal. Además, mejoraron los indicadores de tiempos de reacción y precisión de respuesta, evidenciando el efecto positivo del entrenamiento realizado. El 90 % de los participantes han declarado sentirse más seguros con los movimientos libres y espontáneos dentro de su vida cotidiana.

Los resultados del estudio piloto indican que la plataforma desarrollada podría constituir una alternativa efectiva de entrenamiento y estimulación de las habilidades psicomotoras y del funcionamiento ejecutivo para personas con enfermedades cognitivas. Una herramienta como esta no sólo genera resultados en el ámbito específico en que fue diseñada sino que al mismo tiempo aporta interés y motivación por vincularse a los dispositivos y profesionales que llevan a cabo este tipo de tareas. Desde este punto de vista sería interesante explorar el efecto placebo de este tipo de intervenciones.

Los análisis de resultados indican aspectos generales positivos en cuanto a la satisfacción y eficacia por parte de los usuarios después de explorar y entrenar continuamente con el programa. En general, tanto las expectativas como la satisfacción que produce son altas.

La implementación de sistemas tecnológicos, interactivos e innovadores en los programas de rehabilitación en salud mental aumentan la motivación y favorecen la continuidad en los tratamientos. Asimismo genera interés entre los profesionales, aunque al mismo tiempo les exige adaptar y aprender una nueva forma de trabajar.

3.5. Conclusiones

Este capítulo ha tratado de interfaces basadas en posturas y movimientos corporales, captados mediante diferentes tecnologías. Se ha dado especial atención a los sistemas basados en cámaras y los sensores inerciales, considerando su amplia gama de aplicaciones encontradas en la literatura. Personas con discapacidades motrices graves pueden beneficiarse de estas interfaces para controlar un computador u otros sistemas electrónicos y robóticos como se ha mostrado en los estudios de caso presentados en este capítulo.

Referencias

- [1] K. Anderson y P.W. McOwan. "A real-time automated system for the recognition of human facial expressions". En: *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on* 36.1 (2006), págs. 96 -105. ISSN: 1083-4419. DOI: 10.1109/TSMCB.2005.854502.
- [2] Themis Balomenos y col. "Emotion analysis in man-machine interaction systems". En: *Machine learning for multimodal interaction* (2005), págs. 318-328.
- [3] Martin Bax y col. "Proposed definition and classification of cerebral palsy. Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy". En: *Neurology* 47.April (2005), págs. 571-576.
- [4] J.M. Bertomeu y col. "Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint". En: *Prosthet Orthot Int.* 31.4 (2007), págs. 371-383.
- [5] GREAT BRITAIN. *Examples of self care devices and assistive technologies to support self care*. Ed. por Department of Health. London: Great Britain. Department of Health, 2005. 10p., 2005.
- [6] L. Bueno y col. "Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons". En: ed. por Josi $\frac{1}{2}$ Luis Pons. John Wiley y Sons, 2008. Cap. 4.
- [7] R Ceres y col. "La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand". En: *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI* 5.2 (2008), págs. 60-68. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1697791208701456>.
- [8] Ramón Ceres y col. "A robotic vehicle for disabled children. Providing assisted mobility with the PALMA project." En: *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 24.6 (), págs. 55-63. ISSN: 0739-5175.
- [9] James C. Cole Galloway, Ji-Chul Ryu y Sunil K. Agrawal. "Babies driving robots: self-generated mobility in very young infants". En: *Intelligent Service Robotics* 1.2 (ene. de 2008), págs. 123-134. ISSN: 1861-2776. DOI: 10.1007/s11370-007-0011-2.
- [10] A. S. Duxbury. "Gait Disorders and Fall Risk: Detection and Prevention". En: *Comp. Ther.* 26.4 (2000), págs. 238-245.

-
- [11] Luis Manuel De Faria Azevedo. "A model based approach to provide augmentative mobility to severely disabled children through assistive technology". Tesis doct. Universidad del País Vasco, 2006.
- [12] D. Geronimo, A. Lopez y D. Sappa. "Survey of Pedestrian Detection for Advanced Driver Assistance Systems". En: *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 32.7 (2010), págs. 1239-1258. ISSN: 0162-8828.
- [13] H. Gunes y M. Piccardi. "Affect recognition from face and body: early fusion vs. late fusion". En: *Systems, Man and Cybernetics, 2005 IEEE International Conference on*. Vol. 4. 2005, págs. 3437 -3443. DOI: 10.1109/ICSMC.2005.1571679.
- [14] A. Guyton y J. Hall. *Textbook of Medical Physiology*. 12th. London: Elsevier, 2010, pág. 1116.
- [15] ISO. "ISO/DIS 9241-9, Ergonomic requirements for office work with visual display terminals". En: *Technical report* (2000).
- [16] Ashish Kapoor, Winslow Burleson y Rosalind W Picard. "Automatic prediction of frustration". En: *International Journal of Human-Computer Studies* 65.8 (2007), págs. 724-736.
- [17] Aikaterini D. Koutsou y col. "A Platform for studying muscle selectivity in FES". En: *Jornadas de Automática*. 2012.
- [18] J. Sánchez Lacuesta, J. M. P rat y J. V. Hoyos. *Biomecánica de la Marcha Humana y Patología*. Publicaciones IBV. 1999.
- [19] Luinge. "Inertial Sensing of Human Movement". Tesis doct. University of Twente, 2002. ISBN: 9036518237.
- [20] H J Luinge, P H Veltink y C T M Baten. "Ambulatory measurement of arm orientation." En: *Journal of biomechanics* 40.1 (ene. de 2007), págs. 78-85. ISSN: 0021-9290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.11.011. URL: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(05\)00528-2/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(05)00528-2/abstract).
- [21] M. Mercimek, K. Gulez y T.V. Mumcu. "Real object recognition using moment invariants". En: *Sadhna - Acad. Proc. Eng. Sci.* 30 (2005), págs. 765-775.
- [22] J. C. Moreno. "Exoesqueletos robóticos para valoración y compensación funcional de marcha patológica". Tesis doct. Universidad Politécnica De Madrid - Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, 2006.
- [23] J. Perry. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack Incorporated, 1992.
- [24] P. Prashun y col. "Investigating the Trend of Virtual Reality-Based Stroke Rehabilitation Systems. Information Visualisation (IV)". En: *14th International Conference*. 2010.
- [25] R. Raya. "Nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de los usuarios con parálisis cerebral según un modelo convergente". Tesis doct. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica., 2011.
-

-
- [26] R. Raya y col. "A mobile robot controlled by an adaptive inertial interface for children with physical and cognitive disorders". En: *2012 IEEE International Conference on Technologies for Practical Robot Applications (TePRA)* (abr. de 2012), págs. 151-156. DOI: 10.1109/TePRA.2012.6215670.
- [27] R. Raya y col. "Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy: Creating an alternative communication channel by head motion". En: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on.* 2011, págs. 1-6. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975409.
- [28] Rafael Raya y col. "Assessment of the involuntary motion of children with motor impairments to improve the accessibility of an inertial interface". En: *Proceedings of the 9th International Conference on Interaction Design and Children.* IDC '10 Barcelona, (2010), págs. 128-137. DOI: 10.1145/1810543.1810558.
- [29] Erik Reinhard y col. *High Dynamic Range Imaging, Second Edition: Acquisition, Display, and Image-Based Lighting.* Ed. por Elsevier. Morgan Kaufmann, 2010.
- [30] Osvaldo A. Rosso y col. "Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals". En: *Journal of Neuroscience Methods* 105.1 (2001), págs. 65-75. ISSN: 0165-0270.
- [31] Guadalupe Salas-Lopez y col. "Design and development of a planar robot for upper extremities rehabilitation with visuo-vibrotactile feedback". En: *Procedia Technology* 3 (2012), págs. 147-156.
- [32] Terence D Sanger y col. "Definition and classification of hyperkinetic movements in childhood." En: *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society* 25.11 (ago. de 2010), págs. 1538-49. ISSN: 1531-8257. DOI: 10.1002/mds.23088.
- [33] Terence D Sanger y col. "Definition and classification of negative motor signs in childhood." En: *Pediatrics* 118.5 (nov. de 2006), págs. 2159-67. ISSN: 1098-4275. DOI: 10.1542/peds.2005-3016.
- [34] LorenArthur Schwarz, Ali Bigdelou y Nassir Navab. "Learning Gestures for Customizable Human-Computer Interaction in the Operating Room". En: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2011.* Ed. por Gabor Fichtinger, Anne Martel y Terry Peters. Vol. 6891. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin Heidelberg, 2011, págs. 129-136. ISBN: 978-3-642-23622-8. DOI: 10.1007/978-3-642-23623-5_17.
- [35] Anne Shumway-Cook y Marjorie Woolacott. *Controle Motor: Teoria e Aplicações Práticas.* 2nd. São Paulo: Manole, 2003, pág. 592.
-

-
- [36] M. Spezialetti y col. "Movement Analysis Based on Virtual Reality and 3D Depth Sensing Camera for Whole Body rehabilitation". En: *In Computational Modelling of Objects Represented in Images*. Fundamentals, Methods and Applications (2012), págs. 367-372.
- [37] Arthur J. Vander, James H. Sherman y Dorothy S. Luciano. *Human physiology: The mechanism of body function*. 8th ed. McGraw-Hill, New York, 2001.
- [38] C. L. Vaughan, B. L. Davis y J. C. OConnor. *Dynamics of Human Gait*. Ed. por C. L. Vaughan. Kiboho Publishers, 1992.
- [39] J. Whitehill y C.W. Omlin. "Haar features for FACS AU recognition". En: *Automatic Face and Gesture Recognition, 2006. FGR 2006. 7th International Conference on*. 2006, 5 pp. -101. DOI: 10.1109/FGR.2006.61.
- [40] D.A. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. John Wiley & Sons, Inc., 1990.
- [41] Zhihong Zeng y col. "A Survey of Affect Recognition Methods: Audio, Visual, and Spontaneous Expressions". En: *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 31.1 (2009), págs. 39-58. ISSN: 0162-8828. DOI: 10.1109/TPAMI.2008.52.
- [42] Guangquan Zhou y Yong ping Zheng. "Human motion analysis with ultrasound and sonomyography". En: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*. 2012, págs. 6479-6482. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6347478.
- [43] Huiyu Zhou y col. "Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking." En: *Medical engineering & physics* 30.1 (ene. de 2008), págs. 123-33. ISSN: 1350-4533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.11.010. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17251049>.
-

Capítulo 4

Interfaces basadas en señales electromiográficas

**Fernando Brunetti^{†,‡}, Francisco Resquín^{†,‡}, Vicente González[†],
Ramón Ceres[‡] y Teodiano Freire Bastos[§]**

[†]*Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”, Paraguay.*

[‡]*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*

[§]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

4.1. Introducción

Existen múltiples tipos de interfaces de acceso al computador. En los últimos años, los desarrollos científicos y tecnológicos buscan obtener interfaces cada vez más naturales. Se refiere a una interfaz natural a aquella que emula el comportamiento humano comunicativo, ya sea mediante la voz, posturas, o gestos. Así, han surgido numerosas interfaces alternativas comerciales o en vías de comercialización entre las que podemos destacar la Kinect de Microsoft, el Leap Motion, la Wii Fit Balance Board o el MYO Gesture Control Arm Band.

Estas cuatro interfaces mencionadas están teniendo un gran impacto en el mundo tecnológico. El desarrollo de las mismas muchas veces viene motivado por el deseo de mejorar la experiencia del usuario en la interacción con el computador o las consolas de videojuego. También se espera que el control, al ser más natural, permita una interacción más accesible y fluida.

A pesar de la madurez y variedad de las interfaces disponibles, éstas generalmente no son utilizables por los colectivos de personas con discapacidad. Entre las principales causas podemos mencionar: a) las mismas están diseñadas pensando en la movilidad de usuarios tradicionales, sin problemas motores; b) las aplicaciones en su mayoría no están adaptadas a usuarios con discapacidad y requieren múltiples grados de libertad de control motor; c) las técnicas de procesamientos que utilizan las interfaces no contemplan el efecto de las patologías motoras en las señales de los sensores.

A pesar de esto, mucho se puede aprender de estos desarrollos, y a su vez

muestran la madurez tecnológica del sector. Las tecnologías utilizadas en los cuatro ejemplos mencionados anteriormente son variadas. La Kinect, por ejemplo, utiliza cámaras y sensores infrarrojos para obtener imágenes con profundidad. El Leap Motion utiliza tecnología capacitiva para identificar patrones de impedancia correspondiente a gestos. La Wii Fit Balance Board utiliza galgas extensiométricas para medir el centro de presión o apoyo del usuario. Por último, el MYO Gesture Control Arm Band utiliza una matriz de electrodo de electromiografía superficial (sEMG) para reconocer gestos.

Es justamente esta última tecnología la que trataremos en este capítulo. La electromiografía ha sido utilizada desde décadas atrás como una posible interfaz alternativa de acceso al computador. Podemos decir que el dispositivo MYO Gesture Control Arm Band es una evidencia clara de la madurez tecnológica y su viabilidad como interfaz humano-máquina (HMI - Human Machine Interface).

4.2. Señales electromiográficas

La electromiografía consiste en el estudio de la actividad eléctrica de los músculos. Es una técnica de evaluación y valoración de la actividad muscular. Con esta técnica se mide la activación eléctrica de los músculos. La señal de activación muscular es considerada como una señal de carácter aleatorio, que según como se adquiera puede considerarse con una media cero. Para comprender más a fondo como están compuestas las señales electromiográficas, describiremos a grandes rasgos la anatomía de los músculos y su fisiología.

El músculo está compuesto por fibras y éstas son contraídas por impulsos eléctricos transmitidos desde el sistema nervioso central. Al conjunto de una neurona que transmite el impulso eléctrico de activación, y las fibras musculares inervadas por ésta se le denomina Unidad Motora. En la contracción de un músculo o grupo muscular, participan numerosas unidades motoras, las cuales mediante una activación coordinada logran el efecto mecánico en el músculo.

Existen varios tipos de electromiografía, los cuales clasificaremos según el tipo de electrodos utilizados para adquirir la señal muscular. Existe la electromiografía intra-muscular o transcutánea (EMG), que utiliza agujas para adquirir directamente el potencial de una o pocas fibras musculares. Por otra parte está la electromiografía superficial (sEMG) que utiliza electrodos no invasivos que se colocan sobre un músculo para adquirir las señales eléctricas de activación. La diferencia de estas dos aproximaciones es obvia. En la primera la señal de electromiografía corresponde prácticamente a unas pocas Unidades Motoras, mientras que el segundo caso, la señal es una composición de activación de múltiples unidades motoras o mejor dicho, de la conducción de múltiples activaciones de fibras musculares hasta el electrodo. Así, podemos decir que la electromiografía superficial trabaja con señales que son fruto de la superposición de los potenciales de acción de las unidades motoras, y de los fenómenos de conducción del cuerpo. Cada tipo de electromiografía tiene sus ventajas y campos de aplicación, si bien en los últimos años, los electrodos matriciales superficiales han ido ganando bastante

popularidad gracias a que mediante técnicas avanzadas de procesamiento y nuevos modelos, juntan las ventajas de las electromiografías intra-muscular y superficial. En la Figura 4.1 se observan electrodos EMG superficiales de la marca Delsys, y las señales características. También se muestra una posible ubicación de electrodos (biceps) y un circuito típico de adquisición de estas señales.

En el campo de las interfaces alternativas, se utiliza mayormente la electromiografía superficial, al ser de más fácil uso y menos invasiva que la electromiografía intra-muscular. Se pueden encontrar interfaces que utilizan electrodos pasivos, electrodos activos, electrodos activos diferenciales o doble diferenciales.

En general, las señales de electromiografía son procesadas hasta detectar activaciones musculares, y estas activaciones a su vez son asociadas a señales del tipo ON/OFF de control o bien son utilizadas como entradas en un clasificador, que identifica gestos o posturas y las traduce en señales de control. Generalizando, y tomando como referencia la interacción cognitiva entre hombre y máquinas descrita por Pons [30], podemos clasificar la información extraída de la electromiografía superficial en:

- **Características.** Información extraída de los datos del sensor después de aplicar algoritmos de procesamiento, que se pueden usar para clasificar el conjunto de datos en diferentes grupos.
- **Eventos.** Un evento se detecta por un cambio en la entrada de un sistema o función de salida, definiendo temporalmente la aparición de una acción en particular (intencionalmente o no) tomada por el usuario.
- **Patrones.** Secuencias ordenadas de valores o eventos que describen el comportamiento de un sistema o proceso. Se puede utilizar como referencia para describir un proceso que a menudo se observa.

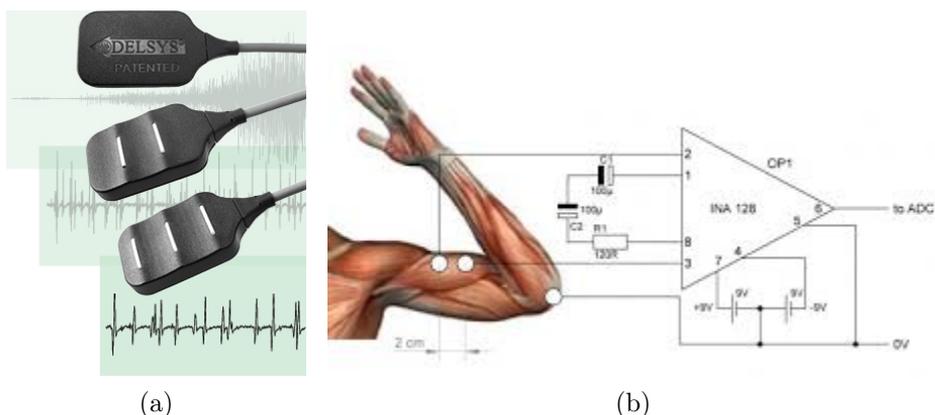


Figura 4.1. (a) Electrodo sEMG de Delsys y señales características; (b) Posible ubicación de electrodos (biceps) y circuito de adquisición típico de las señales (adaptación de imágenes de Delsys).

4.3. Antecedentes en la utilización de señales electromiográficas como interfaces humano-máquina (HMI)

Ya en el año 1965, Costa et al. demostraron que la utilización de una señalización mecánica como la respuesta a un estímulo externo presentaba un mayor retardo en comparación con una medida de EMG de reacción (activación muscular). La utilización de la electromiografía como interfaz humano-máquina sin embargo se vuelve más popular a los principios de los años 90. En la mayoría de los casos comenzó a utilizarse para el control de prótesis mediante señales musculares [19, 26, 14].

Las interfaces alternativas basadas en electromiografía pueden ser muy sencillas. Por ejemplo, una simple contracción muscular puede ser asociada a un evento del computador como por ejemplo un “click”. En estos casos, generalmente el nivel de activación muscular es comparado con un umbral de detección, y si la señal sobrepasa este umbral, se codifica el evento para que el computador lo entienda como un “click”.

En 1998, Rosenberg aplicaba los métodos descritos por Hiraiwa et al. [19] para el control de una prótesis de dedos mediante señales EMG, para la creación de una interfaz adaptada de acceso al computador [31].

Barreto, en el año 2000, identificaba dos capacidades que debía proveer una interfaz adaptada de acceso al computador. La primera de ellas es la tarea de apuntar y la segunda la de hacer “click” [2]. Para lograr estas capacidades utilizaba una combinación de señales EMG, señales de electroencefalografía (EEG) y un pulsador. Con este conjunto lograba controlar el puntero del ratón mediante contracciones de los músculos de la cara (EMG) y el “click” izquierdo mediante un pulsador. Las señales de EEG se utilizaban para activar o desactivar el EMG y también para filtrar ruidos de artefacto en estas señales. En el año 2006, Chin y Barreto mejoraron el sistema, eliminando el pulsador para la acción del “click”, y codificándola nuevamente mediante contracciones compuestas de 4 músculos faciales [7].

En 2001, Itou et al. utilizaron tres canales de EMG en el antebrazo como interfaz alternativa [21]. Las señales eran filtradas y rectificadas, nuevamente filtradas, y luego digitalizadas. Una vez digitalizadas, eran aplicadas a una red neuronal que decodificaba 6 clases, las cuatro direcciones y los dos “clicks”, derecho e izquierdo. En ese trabajo, no se mencionan detalles acerca de los movimientos solicitados a los usuarios para la asociación de las clases a priori. Esta selección de movimientos es fundamental ya que se deben tener en cuenta las capacidades del usuario. Sí se menciona el efecto de la fatiga, un factor común en las interfaces basadas en activación muscular.

Más recientemente, en 2009, Choi propuso una interfaz alternativa de control del computador basada en cuatro canales de electromiografía [8]. Cada canal era colocado sobre un músculo del antebrazo. Las varianzas de las señales de los canales eran pasadas a redes neuronales artificiales que detectaban así clases

asociadas a activaciones y posteriores comandos de control del computador. Las clases correspondían a movimientos en 2-D y “click” izquierdo. Para el “click” se asociaba un movimiento de co-contracción mientras que las otras clases estaban asociadas a patrones de activación musculares para movimientos del antebrazo en las direcciones correspondientes: arriba, abajo, derecha e izquierda.

En 2010, Pérez et al. desarrollaron un sistema similar, donde la ventaja con respecto a los anteriores consistía en la utilización de sólo dos electrodos, y ambos localizados sobre el mismo músculo [29]. Se utilizaba el músculo auricular superior. Técnicas espectrales fueron utilizadas para asociar estas contracciones a movimientos 2-D. A diferencia de los otros sistemas, la relajación de los músculos devuelve a una posición de inicio el cursor ($x=0$ e $y=0$), lo que no resulta natural a priori, y lo que indica, además, que comparando con los otros sistemas solo dos clases se identifican mediante las contracciones: arriba y derecha.

En la introducción a este capítulo habíamos mencionado al MYO Gesture Control Arm Band como una de las interfaces alternativas de acceso al computador basadas en EMG más prometedoras. Si bien en la literatura científica son escasas las referencias a este dispositivo, un dispositivo similar fue desarrollado por Scott Saponas en 2008 [32]. En su trabajo Scott Saponas et al. muestran la viabilidad de utilizar una banda de sensores EMG en el antebrazo (8 sensores) para detectar los movimientos naturales asociados a las acciones de levantar objetos, y de presión y golpeo con las yemas de los dedos. En 2010, publicó mejoras del rendimiento del sistema anteriormente propuesto [33].

En la Figura 4.2 se ilustran la variedad de posiciones de los electrodos y algunas opciones reflejadas en la literatura para la creación de interfaces alternativas basadas en sEMG.

4.4. Dispositivos comerciales: sistemas de adquisición e interfaces

Actualmente existen diversos dispositivos diseñados para la adquisición y el procesamiento de señales electromiográficas. La mayoría de estos equipos fueron diseñados con fines clínicos, es decir, para estudiar el estado fisiológico de los músculos. Muchos de estos equipos también se utilizan en investigación, pero por lo general podemos decir que casi no existen equipos comerciales de EMG genéricos, diseñados para trabajar como interfaces humano máquina (HMI). Algunos de los más interesantes considerando la portabilidad y número de canales se muestran en la tabla 4.1.

La interfaz alternativa de acceso al computador basada en sEMG más popular es sin duda la novedosa “MYO Gesture Control Arm Band”, desarrollada en Canadá, por los Laboratorios Thalmic. Aunque aún no está en venta, ya se puede pre-adquirir por 149\$ desde el sitio web de la compañía.

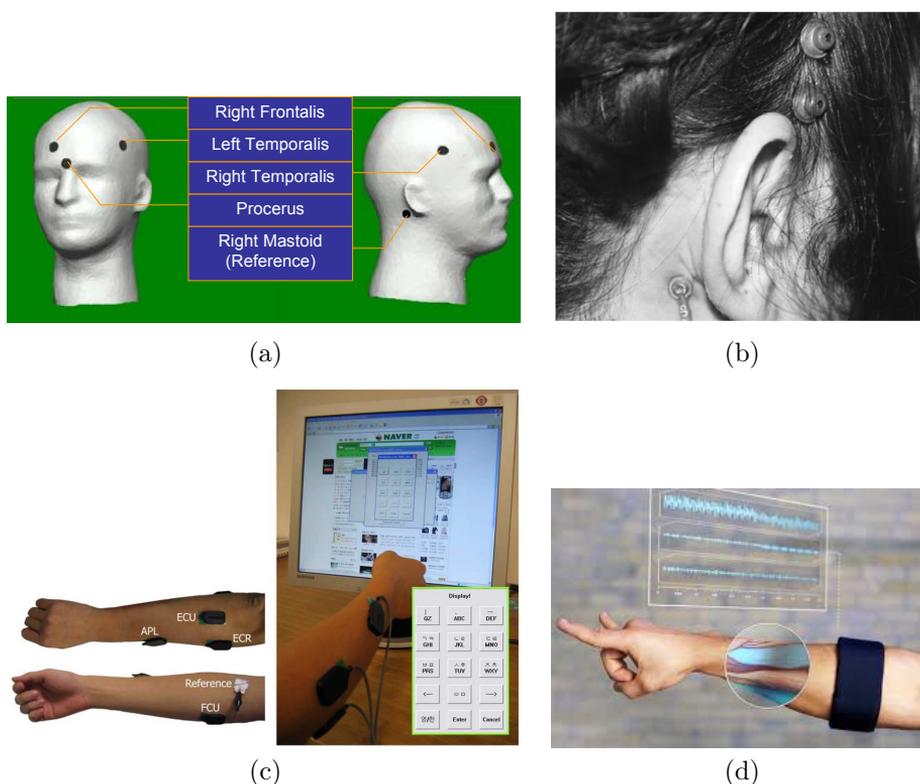


Figura 4.2. Diferentes ubicaciones de electrodos sEMG según las propuestas de (a) Chin et al.; (b) Peres et al.; y (c) Rosemberg. En la Figura (c) además se muestra la aplicación de control de la interfaz. La Figura (d) muestra la ubicación de la banda de electrodos sEMG del sistema comercial MYO Gesture Control [7, 29, 8].

4.5. Técnicas de procesamientos para señales electromiográficas

La electromiografía (EMG) es el estudio de los potenciales evocados generados durante las contracciones musculares. La actividad del músculo puede ser evaluada con diferentes tecnologías de detección, y se utilizan ampliamente para evaluar el estado de los músculos y sus condiciones nerviosas en el campo clínico. En términos generales, como habíamos dicho, existen dos tipos de electromiografía: electromiografía de superficie (sEMG) e intramuscular (iEMG), y las técnicas de procesamiento varían dependiendo del tipo.

Durante las últimas décadas, muchos proyectos de investigación han utilizado EMG en el desarrollo de interfaces humano-máquina, específicamente para el control de robots [1, 13]. La mayoría de los enfoques se han basado en sEMG, ya que es una técnica no invasiva, a diferencia del EMG intramuscular.

	Delsys Bagnoli	g.MOBILAB	g.USBamp	MA300-XII
Tipo	Escritorio	Portátil	Escritorio	Portátil
Señales	EMG-ECG	ECG-EMG-EEG	ECG-EMG-EEG	EMG-ECG-otros
Ancho de Banda (Hz)	(20-450)	(0.5-100)	Config. por soft.	10-1000
Resolución (Bits)	16	16	24	Analógico
Sensibilidad (V)	100 μ -500 μ	500 μ	30n	(?)
Frec. de Muestreo (Hz)	-	256	38,4k	-
Canales (bipolares)	16	2	8	8
Alimentación	6V Adapt.	4 bat. AA	Bat. Recargable 5V o CA	AC
Autonomía	-	25-100 horas	10 horas	-
Almacenamiento en dispositivo	-	Mini SD 2GB.	-	-
Comunicación	NI A/D PCI	RS232-Bluetooth	USB 2.0	-

Tabla 4.1. Características de algunos dispositivos comerciales para adquisición de señales de EMG.

Las señales sEMG se suelen considerar como la suma de los potenciales evocados de unidades motoras activas, tal como se mencionó anteriormente. La señal sEMG adquirida es generalmente considerada como aleatoria. La extracción de la información que proveen cada una de las unidades motoras no es trivial. Se han propuesto muchos modelos para sEMG, por ejemplo, el modelo Anvolcon [3], el modelo EMGsim [12], el modelo RRDsim [18], el modelo de Simyo [10] y el modelo Fuglevand [15]. Todos estos modelos intentan explicar la generación y conducción de las señales sEMG. Sin embargo, los mismos no incluyen todos los factores fisiológicos, anatómicos y tecnológicos que afectan a las señales sEMG, como la configuración de los electrodos y la ubicación, el tipo de fibra, el flujo sanguíneo, el tejido subcutáneo, la piel, la preparación, la electrónica de acondicionamiento de señales, las técnicas de procesamiento y otros. El proyecto europeo SENIAM, desarrollado a principios de los años 2000, tuvo como objetivo consolidar el conocimiento existente sobre la electromiografía de superficie. Los mejores científicos de Europa en el campo se juntaron y debatieron todo lo concerniente a la sEMG, desde su fisiología, hasta la adquisición y procesamiento [17]. Este esfuerzo, sin duda, ayudó a consolidar la tecnología.

En los últimos años, los trabajos realizados por un lado con electrodos matriciales por Holobar y Farina[20], y por otro, por Nawab y DeLuca [25] con electrodos diferenciales bipolares simples, han permitido la decomposición de señales sEMG; es decir, a partir de estas señales compuestas se obtienen los patrones de activación de unidades motoras individuales. Estos algoritmos de decomposición sirven para estudiar las activaciones nerviosas a un nivel más fisiológico, y en la actualidad no se dispone aún de interfaces alternativas que utilicen los mismos. La mayoría de las interfaces utilizan información de las señales EMG referidas a la activación, a la fatiga muscular y a las estimaciones de fuerza. Para obtener esta información diferentes técnicas de procesamiento son utilizadas.

4.5.1. Extracción de características de señales sEMG

Las señales capturadas con los electrodos sEMG son primeramente acondicionadas. La fase de acondicionamiento de señal de las señales sEMG generalmente consta de tres etapas. La primera amplifica la señal sEMG utilizando amplificadores de bajo ruido y con alta impedancia de entrada. Ganancias comunes son 100, 1.000 y 10.000. La segunda etapa consiste en un filtro pasabanda. La frecuencia alta de corte depende de la frecuencia de muestreo y se usa para reducir los fenómenos de solapamiento. La frecuencia baja de corte se encuentra generalmente entre 10 y 20 Hz y sirve para eliminar los ruidos de artefacto y el montaje en continua de la misma. Dependiendo de la aplicación, estas señales pueden después ser rectificadas.

Una vez digitalizada la señal sEMG, se pueden extraer diferentes datos de la misma. La mayoría de ellas están estrechamente relacionadas con la activación muscular y sus características, como los niveles de contracción, frecuencia de activación, fuerza ejercida por el músculo, o fatiga muscular. Los componentes espectrales de los movimientos humanos son de baja frecuencia, 1 o 2 Hz a 3-4 Hz para contracciones voluntarias, y desde 3-4 hasta 20 Hz para los movimientos involuntarios. Las fluctuaciones rápidas de señales sEMG suelen ser ignoradas. La señal se puede analizar en el dominio del tiempo o el dominio de la frecuencia.

Técnicas de procesamiento en el dominio del tiempo

El principal objetivo de las técnicas en el dominio del tiempo es la detección de la activación del músculo. Las activaciones musculares en la señal son vistas como lóbulos temporales similares a los observables en señales de sonido o ultrasonido. Se pueden realizar numerosas operaciones para obtener la información deseada. Algunas de las operaciones son descritas a continuación. Para más detalles sobre las mismas se recomienda consultar [30].

- **Rectificación de onda completa.** Es la primera y más común de las operaciones realizadas en la señal de sEMG para detección de la activación muscular [17]. Esta se puede realizar de forma digital como

$$\text{sEMG}_{\text{rec}}(n) = |\text{sEMG}(n)| \quad (4.1)$$

donde sEMG (n) es la n-ésima muestra de la señal de sEMG discreta.

- **Valor Rectificado Promedio (ARV).** Este método es similar al anterior. Se utiliza la señal rectificada para calcular la media de una época de la siguiente manera:

$$\text{ARV}(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=n-N+1}^n |\text{sEMG}(i)|. \quad (4.2)$$

- **Envolvente.** Una vez rectificada la señal, se puede aplicar un filtro paso bajo para determinar la envolvente de los lóbulos de activación. Por su respuesta,

se recomiendan filtros de Butterworth o Bessel. El resultado, la envolvente de la EMG (EEMG), puede ser considerada como una medida de la intensidad de la contracción del músculo. Para contracciones isométricas voluntarias, una frecuencia de corte 2 Hz debería ser suficiente. Para un detector más general, se utilizan frecuencias de corte de 6 a 8 Hz. Un efecto indeseable de estos filtros es el retardo introducido en la señal. Un filtro de segundo orden críticamente amortiguado con esta frecuencia de corte podría introducir un retraso de aproximadamente 80 milisegundos. Sin embargo, también puede haber un retraso natural similar entre las señales eléctricas y mecánicas de los músculos humanos. Una de las ventajas del método de la envolvente es que se puede utilizar en aplicaciones en tiempo real.

- **Amplitud de Wilson (WAMP).** Se define la WAMP como el número de veces que dos muestras consecutivas de la señal son mayores que un umbral preestablecido [27]. Se calcula de la siguiente forma:

$$\text{WAMP}(n) = \sum_{i=n-N+1}^n f(\text{sEMG}(i) - \text{sEMG}(i+1)) \quad (4.3)$$

donde

$$f(\text{sEMG}(i) - \text{sEMG}(i+1)) = \begin{cases} 1 & \text{si } \text{sEMG}(i) > \text{umbral} \\ 0 & \text{otros casos.} \end{cases} \quad (4.4)$$

La WAMP es un indicador de actividad de las unidades motoras y puede ser asociado a niveles de contracción muscular.

- **Valor Cuadrático Medio (RMS).** Se utiliza para calcular la amplitud de la sEMG, y por lo tanto se podría asociar a una medida de fuerza. Se define por

$$\text{EMG}_{\text{RMS}}(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=n-N+1}^n \text{sEMG}(i)^2}. \quad (4.5)$$

El método no requiere la operación previa de rectificación de la señal. Una vez más, un registro de señal (época) de longitud N tiene que ser seleccionada a priori. El algoritmo puede ser implementado utilizando ventanas con deslizamiento con el fin de tener una nueva salida para cada nueva muestra. La cantidad de memoria seleccionada en el algoritmo puede afectar a las aplicaciones en tiempo real.

- **Coeficientes Autorregresivos.** Se utiliza un modelo autorregresivo, donde las nuevas muestras se representan como una combinación lineal de muestras anteriores. El modelo se puede representar como

$$\hat{x}(n) = \sum_{k=1}^M c(k) x(n-k) + w(n) \quad (4.6)$$

donde x es la señal de sEMG, $c(k)$ son los coeficientes del modelo, $w(n)$ es un ruido blanco aleatorio y M es el orden del modelo. Los coeficientes del modelo se pueden utilizar para clasificar la actividad EMG. Se ha demostrado que $M = 4$ es adecuado para las señales de EMG [16].

- **Coefficientes Cepstrales.** Este método está basado en un modelo autorregresivo [22] [23]. Se calcula, siguiendo la misma nomenclatura anterior, según la siguiente ecuación:

$$a_1 = c_1 \quad a_n = - \sum_{i=1}^M \left(1 - \frac{k}{n}\right) c_k a_{n-k} - c_n. \quad (4.7)$$

- **Coefficientes Wavelets.** Es una técnica muy utilizada en EMG. Se utiliza la transformada *wavelet* para obtener los coeficientes de la siguiente manera:

$$c_i(n) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} w_i(n-k) sEMG(k). \quad (4.8)$$

Las $c_i(n)$ representan los coeficientes correspondientes a la wavelet w_i descritos como un vector de longitud i . La sEMG(t) puede ser estimada como la suma de los

$$s\hat{EMG}(t) = \sum_{j=1}^Q \sum_{k=-\infty}^{+\infty} c_j(n) w_j(n-k), \quad (4.9)$$

donde Q es el número de ondas utilizadas para descomponer la señal. La transformada *wavelet* discreta utiliza un conjunto limitado de escalas y posiciones basadas en potencias de dos para optimizar el análisis. Este conjunto de escalas y posiciones actúa como un banco de filtros paso bajos y paso altos que descomponen la señal original en múltiples señales en diferentes bandas. La principal ventaja de este método es que es adecuado para señales no estacionarias. Boostani y Moradi han demostrado las ventajas de la utilización de la transformada wavelet (escala=9) y del método Cepstral para el control de prótesis [5]. Ambos métodos presentan un buen rendimiento en términos de tiempo de cálculo y separabilidad de clases (clusters) de clasificación.

- **Otros métodos.** Existen otros métodos para el procesamiento de las señales EMG pero que ya no son muy utilizados en la actualidad, por ejemplo, cruces por cero, picos, y el cálculo de longitudes de onda. Aunque obsoletos, estos métodos se pueden usar para complementar los descritos anteriormente.

Técnicas de procesamiento en el Dominio de la Frecuencia

El análisis espectral se puede utilizar para describir una señal de EMG. Se utiliza comúnmente en aplicaciones en las que están implicados los osciladores o patrones repetitivos, por ejemplo, en el caso de la activación de la Unidad Motora

(del inglés, MU – Motor Unit) y el temblor patológico [6]. En el campo de las interfaces adaptadas, son muy utilizadas, ya que el contenido espectral de una señal EMG puede ayudar a diferenciar las contracciones voluntarias de las involuntarias, y las contracciones de los ruidos de artefacto. El análisis espectral también puede describir la fatiga muscular durante la ejecución de una tarea. Esta información puede ser muy útil para evaluar el desempeño de las interfaces. La base de estos métodos es la transformada de Fourier discreta. Algunos de los métodos en el dominio de frecuencia más útiles son mencionados a continuación. Estos métodos se describen de forma más general en [30].

- **Análisis espectral de señales aleatorias.** La señal EMG de superficie se considera generalmente como una señal aleatoria con una distribución de Gauss. El periodograma promediado se utiliza para calcular el espectro de una señal aleatoria. Se define por

$$\hat{P}_{xx}(\theta) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \left\{ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} \text{sEMG}[n + lN] e^{-j\theta n} \right|^2 \right\}, \quad (4.10)$$

donde θ es la frecuencia discreta normalizada. En la práctica, las ventanas se utilizan para trabajar con funciones más suaves, por lo que la ecuación 4.10 se convierte en

$$\hat{P}_{xx}(\theta) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \left\{ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} w[n] \text{sEMG}[n + lN] e^{-j\theta n} \right|^2 \right\}, \quad (4.11)$$

donde $w(n)$ representa la ventana. El uso de ventanas es un método común para suavizar el espectro de los datos de longitud finita en el procesamiento de señales discretas. La forma final de la media del periodograma depende no sólo de la forma de la ventana, sino también de N y L . En términos generales, el aumento de N implica una resolución de frecuencia más alta, pero un espectro más agudo y más aleatorio, ya que menos segmentos de L se utilizan para calcular el promedio [6]. Barreto [2], utiliza esta técnica en su interfaz para el control del puntero del ratón.

- **Frecuencia Media.** La fatiga está relacionada con la frecuencia de la activación de Unidades Motoras [24]. La evolución de la frecuencia media, \hat{f} , se utiliza como un índice de fatiga. La frecuencia media se define como:

$$\hat{f} = \frac{\sum_{\theta=0}^F \theta P_{xx}(\theta)}{\sum_{\theta=0}^F P_{xx}(\theta)} \quad (4.12)$$

donde F es la frecuencia de Nyquist.

4.5.2. Detección de la actividad EMG

En el apartado anterior describimos técnicas de procesamiento para obtener diferentes características que permiten evaluar la actividad EMG. Este apartado

describe la utilización de estas características o el uso de estas señales procesadas para identificar eventos (contracción muscular) o clasificar patrones que luego podremos asociar a acciones en el marco de la interfaz adaptada o alternativa de acceso al computador. Esta tarea puede variar desde simples a complejos algoritmos. Esto, básicamente, depende de la cantidad de características y el número de posibles salidas o clases del clasificador. Una vez más, tomamos como referencia los métodos descritos en [30].

- **Umbral Simple.** Este es el método más simple. Se utiliza para determinar la activación (ON-OFF) del músculo. Es un clasificador binario ya que la salida se describe por el uso de sólo dos clases [9] [13]. El estado de activación muscular (MS) se calcula utilizando un umbral, $aMVC$, que expresa un porcentaje de la Máxima Contracción Voluntaria (MVC). La regla de clasificación puede ser descrita de la siguiente manera:

$$MS(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{si } ENEMG(n) > aMVC \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{otros casos,} \end{cases} \quad (4.13)$$

donde $ENEMG$ es la señal sEMG normalizada y filtrada.

- **Doble Umbral.** Esta es una de las técnicas más utilizadas ya que el método anterior es muy sensible al ruido. Se puede mejorar con un segundo umbral más bajo (d) para desactivar (OFF) la MS, en lugar de un único umbral ON/OFF. Por lo tanto, el clasificador puede ser descrito como:

$$MS(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{si } ENEMG(n) > aMVC \\ MS(n-1) & \text{si } aMVC > ENEMG(n) > dMVC \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{si } ENEMG(n) < dMVC \\ & \text{siendo } a > d, \end{cases} \quad (4.14)$$

donde $aMVC$ es el umbral de activación y $dMVC$ es el de desactivación. Otro enfoque diferente utiliza otros criterios de umbral doble. En este caso el primer umbral (a) se utiliza para determinar el estado (ON/OFF) de la activación muscular, $MA(n)$. El segundo umbral (b) se utiliza para calcular el estado global del músculo (MS) contando el número de estados ON y OFF en una ventana de longitud M [4]. Formalmente, se puede expresar como:

$$MS(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{si } \sum_{i=0}^{M-1} MA(n-i) > b \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{otros casos,} \end{cases} \quad (4.15)$$

donde

$$MA(n) = \begin{cases} 1 \text{ (ON)} & \text{si } sEMG(n) > a \\ 0 \text{ (OFF)} & \text{otros casos.} \end{cases} \quad (4.16)$$

Una ventaja de este método es que utiliza la señal $sEMG$ en crudo. Esto reduce el retardo y mejora la precisión en cuanto a la temporización del detector.

- **Redes Neuronales.** Este método no lineal se utiliza comúnmente como un clasificador [28]. El método consiste en un grupo interconectado de neuronas artificiales que responde a los modelos matemáticos, y transmiten los valores de excitación a través de la red. Se puede organizar de diferentes formas. En general, una capa final de neuronas artificiales se configura donde cada una representa una clase específica. Una vez más, un conjunto de muestras marcadas se utiliza para entrenar el modelo de red neuronal artificial (RNA). La interfaz desarrollada por [8] utiliza este método.
- **Clasificadores Gaussianos.** Se basan en la Teoría de Decisión Bayesiana. Esta teoría hace la suposición de que el problema de decisión se puede expresar en términos estadísticos [11]. La fórmula de los estados de Bayes es la siguiente:

$$P(\omega_j|\mathbf{x}) = \frac{p(\mathbf{x}|\omega_j)P(\omega_j)}{p(\mathbf{x})}, \quad (4.17)$$

donde w_j representa la clase y \vec{x} es el vector de características. $P(\omega_j)$ representa la probabilidad a priori de que se produzca la clase ω_j , y $p(\vec{x}|\omega_j)$ la función de probabilidad condicional. La función de densidad de probabilidad $p(\vec{x})$ puede ser vista como un factor de escala que se asegura de que las probabilidades a posteriori sumen uno y puede ser definida por

$$p(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N p(\mathbf{x}|\omega_i)P(\omega_i), \quad (4.18)$$

donde N es el número total de clases. En el caso de los clasificadores de Gauss, se supone que

$$p(\mathbf{x}|\omega_j)P(\omega_j) \sim N(\mu, \sigma^2). \quad (4.19)$$

Los parámetros de la distribución pueden ser conocidos *a priori* o se pueden estimar dado un conjunto de muestras que pertenecen a una clase específica. Este último tipo de conjunto se conoce por lo general como un conjunto etiquetado, o de entrenamiento supervisado. Centrándonos en aplicaciones de interfaces adaptadas basadas en EMG, una función de densidad de probabilidad gaussiana puede ser estimada dado un conjunto de vectores de características que describen una entrada del usuario o movimiento, por ejemplo, músculos del brazo o faciales.

- **Otros clasificadores.** Existen otros métodos y algoritmos utilizados para el reconocimiento de patrones, por ejemplo, Análisis de discriminantes lineales (LDA), Algoritmo de vecinos más próximos (k-NN) y Modelos Ocultos de Markov (HMM), entre otros. Una buena referencia para el estudio de clasificadores se puede encontrar en [11]. El controlador de la interfaz adaptada puede utilizar cualquiera de ellos para obtener un orden de un conjunto de características que describen la actividad muscular. Los métodos pueden ser clasificados según sean de aprendizaje supervisado o no supervisado. Los métodos de aprendizaje supervisado utilizan un conjunto

de entradas etiquetadas *a priori* para entrenar el algoritmo. Los métodos no supervisados establecen relaciones naturales sin conocer la relación entre la entrada y una clase específica.

4.6. Aplicaciones y estudios de caso

4.6.1. Uso de señales EMG en el control de una prótesis de mano

Este estudio de caso que se presenta no se centra en una aplicación de interacción con el computador en su sentido amplio sino de una aplicación específica como es el gobierno en tiempo real de los movimientos de un sistema artificial externo, una prótesis de mano. No obstante, es preciso señalar que el problema básico de interacción persona-computador es el mismo ya que, como se verá más adelante, se trata de generar unas señales EMG a partir de las cuales se generarán unos comandos de control de dispositivos físicos como motores, pero de la misma forma, éstas podrían servir para gestionar el cursor o la selección de iconos o bien para generar instrucciones o caracteres en una pantalla.

Este trabajo de investigación ha sido desarrollado y dirigido por el Grupo de Bioingeniería del CSIC (España) en colaboración con otras entidades europeas en el seno del proyecto del Programa Marco europeo MANUS-HAND (DE-4205), cuyo título completo es "Modular Anthropomorphic User-Adaptable Hand Prosthesis with Enhanced Mobility and Force Feedback". El objetivo del proyecto consistió en el desarrollo de una prótesis de mano versátil, adaptable y de alta movilidad, dotada de medios de realimentación de fuerzas al usuario para tratar de compensar funcionalmente la amputación con este medio artificial y así poder disponer de posibilidades de reintegración social y profesional de personas con amputaciones de miembros superiores.

El proyecto planteó varios focos de interés. Así, en los aspectos mecánicos la prótesis fue objeto de un proceso de diseño completo, dando lugar a la construcción posterior de una mano antropomorfa con tres dedos activos, el pulgar con un sistema de movimiento combinado para dotarlo de dos grados de libertad con la activación secuencial de un motor DC y el dedo índice y corazón movidos solidariamente mediante otro motor de este tipo ((Figura 4.3)). Los otros dos dedos, anular y meñique son pasivos pudiendo conformar su posición mediante materiales con memoria de forma, SMAs (Shape Memory Alloys) en sus tres yemas. Las yemas de los tres dedos activos fueron dotadas de sensores de fuerza de presión con elementos deformables y transductores de efecto Hall. Un mecanismo asociado en la base de la mano asegura el movimiento de pronosupinación de muñeca gracias a un motor piezoeléctrico-ultrasónico de muy bajo ruido con el centro libre para el paso de cables a los dedos. En relación al sistema de control, este se basó en el empleo de señales mioeléctricas (sEMG) generadas a voluntad por el usuario, pudiendo ser adaptadas a la capacidad residual de cada sujeto, coordinando los movimientos de los dedos de acuerdo a cinco modos predefinidos para acometer las

principales tareas de agarre. Estos modos se establecieron para las operaciones de agarre de precisión (botón), lateral (llave), gancho (maleta), punta (lápiz) y global (bola).

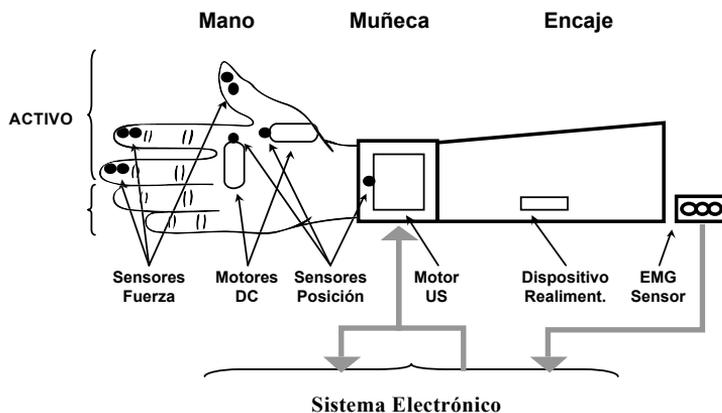


Figura 4.3. Esquema constructivo y de componentes de la prótesis de mano.

De este modo, por una parte se cubre el 90% aproximadamente de las necesidades normales de prensión y al mismo tiempo este enfoque permite definir una coordinación de los movimientos de los dedos bajo control autónomo, es decir, sin intervención humana y sobre todo con ello se logra reducir drásticamente el número de comandos necesarios para gobernar un sistema de este tipo, relativamente complejo. A estas exigencias de movimientos coordinados es preciso unir los requerimientos de modulación de fuerzas que fueron implementados en la mano mediante los sensores indicados de las yemas. El sistema posee además un dispositivo de realimentación de fuerzas al usuario mediante un vibrador cuya frecuencia se modula en función de la fuerza de prensión ejercida, debiendo situarse para ello en contacto con la piel del amputado.

En cuanto al sistema de medida y control, por una parte se realiza el procesamiento de las señales sEMG como entrada al sistema y por otra se generan las señales de salida para el control de los respectivos motores, según se puede observar en la Figura 4.4.

Interfaz de usuario

La interfaz de usuario, como ya se ha indicado, se basa en el empleo de señales sEMG generadas por la contracción de los músculos del propio muñón residual o de cualesquiera otros músculos del amputado.

El problema principal como en todas las ortoprótesis robóticas radica en generar todo un conjunto de órdenes para comandar cada modo de agarre para controlar coordinadamente cada motor, variando incluso la fuerza de prensión. En principio habría que pensar en un número elevado de canales de sEMG con los problemas operativos que ello plantea. Finalmente se optó por una solución que resultó muy

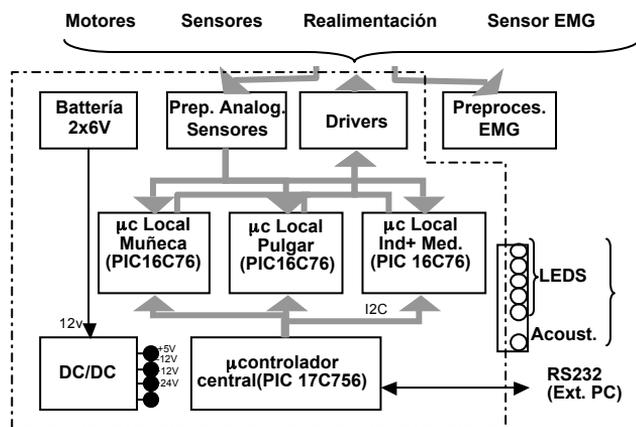


Figura 4.4. Sistema electrónico de medida y control.

adecuada tras las pruebas con usuarios. Esta consistió en establecer solamente un canal de EMG con sus tres electrodos adheridos a la piel para realizar una medida bipolar con una lógica asociada para codificar cada una de las 18 órdenes que se necesitaron finalmente. Esta codificación, desarrollada por Alorman Medical Tech., una de las entidades del proyecto, establece palabras de triadas de señales, correspondientes a tres contracciones musculares sucesivas y espaciadas, pudiendo adoptar cada una de ellas a su vez tres estados (0, 1 y 2), correspondientes a otros tantos niveles de amplitud, lo que se conseguía controlando el usuario la intensidad de cada una de estas contracciones.

Para realizar esta discriminación de estados, los potenciales captados por los electrodos (unas decenas de microvoltios), han debido ser preprocesados por un amplificador y por filtros pasa banda (20-300 Hz) y uno de tipo notch centrado a la frecuencia de la red (50 o 60 Hz) para atenuar en gran medida los ruidos inducidos. Posteriormente, el microcontrolador central aplica el algoritmo de identificación de comando por criterios temporales y de nivel, discriminando los tres estados posibles mediante dos umbrales predefinidos en la fase de calibración personalizada.

En la Figura 4.5 se presentan las señales EMG generadas en una prueba de usuario identificadas como comando 1-2-1 que según el código definido corresponde a “Cerrar en modo de agarre 2 (lateral) con una fuerza entre 250 y 500 g o hasta Stop”.

Otro código sería por ejemplo el 2-1-0 correspondiente a “Girar la muñeca a la derecha hasta la posición nominal o hasta Stop”. Ciertos códigos de control serían el 1-0-0 para Stop, el 2-0-0 para la Posición Nominal o el 2-1-2 para realizar una Calibración.

Para el aprendizaje y entrenamiento de estos códigos y de operación de la prótesis en general se construyó una plataforma virtual consistente por una parte en un dispositivo de captación de sEMG de un canal y un elemento de vibración de salida, ambos colocados sobre la piel del usuario y conectados a un computador

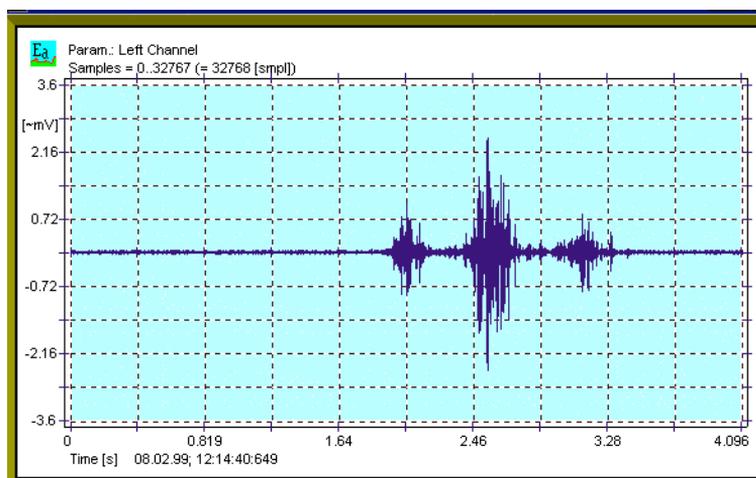


Figura 4.5. Oscilograma de la generación del comando 1-2-1.

(Figura 4.6). Por otra parte, en la pantalla de este computador se visualizaban las señales sEMG generadas, a modo de oscilograma, para permitir al usuario observar el efecto y el nivel de las contracciones musculares, al tiempo que se presentaban unos videos sintéticos breves mostrando las diferentes operaciones de agarre que se ordenaban con cada uno de estos comandos. Con la operación de calibración se conseguía personalizar los niveles de acuerdo con las características fisiológicas de cada usuario, pudiendo hacer esta operación cada cierto tiempo para resolver los problemas de fatiga, sudoración y otros. Las pruebas realizadas con quince usuarios amputados del CRMF-Albacete y del Flieman Hospital-Israel fueron en general muy positivas con bajos periodos de aprendizaje (entre 1 y 2 horas), consiguiendo unos tiempos de generación de un comando entre 1 y 3 segundos.

4.6.2. Prótesis multisensorial de miembro superior de UFES/Brasil

En la Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil) se ha desarrollado una prótesis artificial de miembro superior compuesta de un microcontrolador PIC, circuitos electrónicos para comandar la mano artificial, y diferentes sensores: mioeléctrico (sEMG), fuerza y deslizamiento (sensores FSR), temperatura (sensores KTY y red de linealización) y sensor de nivel de batería (red de resistores).

Las contracciones y distensiones musculares generan la apertura y cierre de la mano artificial (capturadas por electrodos de superficie, sEMG, que se pegan a la piel del miembro superior); la fuerza ejercida sobre el objeto agarrado se mide con un sensor de fuerza (FSR - Force Sensing Resistance), instalado en la yema del dedo pulgar, lo que permiten agarrar objetos sin aplastarlos y sin dejarlos caer, o sea, si el objeto empieza a deslizarse, al ser agarrado, el controlador de la prótesis es comandado a aumentar la fuerza sobre el objeto hasta que pare de deslizarse. La relación entre la resistencia eléctrica (R), medida en los terminales del sensor FSR,



Figura 4.6. Pruebas de manipulación con la prótesis MANUS-HAND.

y la Fuerza (F) ejercida sobre el objeto es dada por:

$$R = 1,3 \times 10^{-6} \times F^{-0,9} \quad [\Omega] \quad (4.20)$$

Por otro lado, un sensor de temperatura, instalado en la yema del dedo indicador, indica la temperatura del objeto al que se agarra, de tal forma que si la temperatura del objeto es superior a 45°C , el usuario de la prótesis es alertado (por vibradores instalados dentro de la prótesis), y si la temperatura supera los 60°C , el controlador impide el cierre de la mano artificial, generando un acto-reflejo, con el fin de proteger la prótesis y el usuario. La relación entre la temperatura (T) y la tensión eléctrica (V) generada en los terminales del sensor de temperatura es dada por:

$$T = 84 \times V - 144 \quad [^{\circ}\text{C}] \quad (4.21)$$

Finalmente, un sensor de nivel de batería detecta el estado de la misma, informando, a través de un LED, el momento de realizar la carga de la batería. La Figura 4.7 muestra la prótesis desarrollada en UFES/Brasil.

4.7. Conclusiones

En este capítulo se han revisado las interfaces alternativas basadas en electromiografía. Se ha hecho una revisión de algunos trabajos científicos que ilustran el potencial de la tecnología y que sirven como ejemplo tanto de la arquitectura

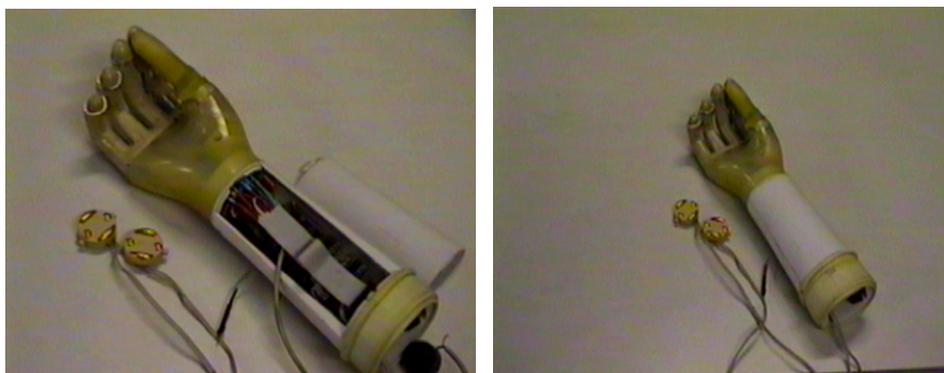


Figura 4.7. Prótesis multisensorial de miembro superior de UFES/Brasil.

de los sistemas como de los algoritmos comúnmente utilizados. Además, se han presentados las principales técnicas de procesamiento, para la extracción de características y la posterior aplicación de algoritmos clasificadores. Finalmente se han presentado dos casos de estudio ilustrativos, que muestran la utilización y madurez de la electromiografía superficial como interfaz humano-máquina.

Como se ha comentado en el capítulo, gracias a los avances tecnológicos, cada vez pueden utilizarse más canales de sEMG, y esto permite el desarrollo de sistemas que identifiquen un mayor número de clases de forma más inteligente y eficaz, como promete el MYO Gesture Control Arm Band. Mediante estas nuevas tecnologías se espera poder superar los inconvenientes todavía presentes en las interfaces basadas en EMG, como son la fatiga muscular y la escasa controlabilidad, ya que no todos los movimientos generados por la persona representan comandos para un computador o máquina.

Referencias

- [1] A. Hernandez Arieta y col. "Development of a multi-DOF electromyography prosthetic system using the adaptive joint mechanism". En: *Applied Bionics and Biomechanics* 3 (2006), págs. 101-112.
- [2] A.B. Barreto, S.D. Scargle y M. Adjouadi. "A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities". En: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37.1 (2000), págs. 53-64.
- [3] J. Blok y col. "The SENIAM model for surface electromyography". En: *SENIAM, European Recommendations for Surface Electromyography* 1 (1999), págs. 71-80.
- [4] P. Bonato, T. D'Alessio y Marco Knafitz. "A Statistical Method for the Measurement of Muscle Activation Intervals from Surface Myoelectric Signal During Gait". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 45 (1998), págs. 287-299.
- [5] Reza Boostani y Mohammad Hassan Moradi. "Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand". En: *Physiological measurement* 24 (2003), págs. 309-319.
- [6] F. Brunetti y col. "Instantaneous detection of neuro-oscillators using a portable tool". En: *2nd IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*. 2005.
- [7] C. Chin y A. Barreto. "Performance Comparison of Electromyogram-based Computer Cursor Control Systems". En: *WSEAS Transactions on Biology and Biomedicine* 3.2 (2006), págs. 118-124.
- [8] C. Choi y col. "Development and Quantitative Performance Evaluation of a Noninvasive EMG Computer Interfaces". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56.1 (2009), págs. 188-191.
- [9] Matthew DiCicco, Lenny Lucas y Yoky Matsuoka. "Comparison of Control Strategies for an EMG Controlled Orthotic Exoskeleton for the Hand". En: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*. 2004.
- [10] J. Duchene y J.-Y. Hogrel. "A model of EMG generation". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47.2 (2000), págs. 192-201. DOI: 10.1109/10.821754.

-
- [11] R. Duda, P.E. Hart y D.G. Stork. *Pattern Classification*. Wiley Interscience, 2001.
- [12] D. Farina, A. Crosetti y R. Merletti. "A model for the generation of synthetic intramuscular EMG signals to test decomposition algorithms". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48.1 (2001), págs. 66-77.
- [13] Daniel P. Ferris y col. "An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control". En: *Gait & Posture* 23 (2006), págs. 425-428.
- [14] Jacob Rosen Moshe B. Fuchs y Mircea Arcan. "Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models - Toward a Myosignal-Based Exoskeleton". En: *Computers and Biomedical Research* 32 (1999), págs. 415-439.
- [15] A. Fuglevand, D.A. Winter y A.E. Patla. "Models of Recruitment and Rate Coding Organization in Motor-Unit Pools". En: *Journal of Neurophysiology* 70.6 (1993), págs. 2470-2488.
- [16] D. Graupe y W.K. Cline. "Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes". En: *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics* 5 (1975), págs. 252-258.
- [17] H. Hermens y col. *European Recommendations for Surface Electromyography*. Ed. por SENIAM Project. Vol. 8. Roessingh Research y Development, 1999.
- [18] H. J. Hermens y col. "The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties". En: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1 (1992), págs. 15-25.
- [19] A. Hiraiwa, N. Uchida y K. Shimohara. "EMG pattern recognition by neural networks for prosthetic finger control". En: *Selected Papers from the IFAC/IFIP/IMACS Symposium 1993* 1 (1993), págs. 73-79.
- [20] A. Holobar y col. "Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram". En: *Clinical Neurophysiology* 120 (2009), págs. 551-562.
- [21] Tetsuya Itou y col. "Mouse cursor control system using EMG". En: *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*. 2001.
- [22] W.J. Kang y col. "Cepstral coefficients as the new features for electromyography (EMG) pattern recognition". En: *Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 1993, págs. 1143-1144.
- [23] W.J. Kang y col. "The application of cepstral coefficients and maximum likelihood method in EMG pattern recognition". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42 (1995), págs. 777-785.
- [24] C.J. De Luca. "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation". En: ed. por John G. Webster. John Wiley & Sons, Inc, 2006. Cap. Electromyography, págs. 98-109.
- [25] S.H. Nawab, S. Chang y C.J. De Luca. "High-yield decomposition of surface EMG signals". En: *Clinical Neurophysiology* 121 (2010), págs. 1602-1615.
-

-
- [26] E. Park y S.G. Meek. "Fatigue compensation of the electromyographic signal for prosthetic control and force estimation". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 40.10 (1993), págs. 1019-1023. DOI: 10.1109/10.247800.
- [27] S.H. Park y S.P. Lee. "EMG pattern recognition based on artificial intelligence techniques". En: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation]* 6.4 (1998), págs. 400-405. DOI: 10.1109/86.736154.
- [28] C.S. Pattichis, C.N. Schizas y L.T. Middleton. "Neural network models in EMG diagnosis". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42.5 (1995), págs. 486-496. DOI: 10.1109/10.376153.
- [29] C. Perez-Maldonado, A.S. Wexler y S.S. Joshi. "Two-Dimensional Cursor-to-Target Control From Single Muscle Site sEMG Signals". En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 18.2 (2010), págs. 203-209.
- [30] J.L. Pons y col. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Ed. por J.L. Pons. Wiley & Sons, 2008.
- [31] Robert Rosenberg. "The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer". En: *Digest of Papers of the Second International Symposium on Wearable Computers*, 1998.
- [32] T.S. Saponas y col. "Demonstrating the Feasibility of Using Forearm Electromyography for Muscle-Computer Interfaces". En: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'08)*. 2008.
- [33] T.S. Saponas y col. "Making Muscle-Computer Interfaces More Practical". En: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'10)*. 2010.
-

Capítulo 5

Interfaces basadas en movimientos oculares: electrooculografía (EOG) y videooculografía (VOG)

Teodiano Freire Bastos[†], Daniel Cruz Cavalieri[†], Mário Sarcinelli Filho[†], José M. Azorín[‡], Eduardo Iáñez[‡] y Andrés Úbeda[‡]

[†]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

[‡]*Universidad Miguel Hernández de Elche, España.*

5.1. Introducción

Las interfaces basadas en movimientos oculares utilizan la dirección en la que mira una persona y el ángulo de la mirada, permitiendo que personas con discapacidad severa o personas mayores puedan utilizar dicha interfaz para controlar dispositivos que les ayuden a mejorar su calidad de vida como, por ejemplo, un brazo de robot, una silla de ruedas o un sistema de comunicación. Dichas interfaces se utilizan para realizar el seguimiento del globo ocular y se basan en tres principios distintos:

- Videooculografía (VOG: Video-OculoGraphy), que está basada en el registro, mediante una cámara, de la imagen del ojo.
- Oculografía Infrarroja (IROG: InfraRed OculoGraphy), que está basada en registrar el reflejo de luz infrarroja sobre el ojo mediante una cámara o un detector de infrarrojos.
- Electrooculografía (EOG: ElectroOculoGraphy), que está basada en registrar mediante electrodos superficiales el cambio de potencial producido en el ojo al realizar movimientos oculares.

Todas estas técnicas, tras registrar las propiedades indicadas, deben procesarlas para, finalmente, obtener un comando válido del movimiento ocular efectuado por la persona y poder utilizarlo para controlar, desde un computador hasta dispositivos

móviles como sillas de ruedas y brazos robóticos. Cada una de estas técnicas se describe a continuación más en detalle.

Las interfaces oculares basadas en videooculografía (VOG) se basan en utilizar una cámara de vídeo y un software de procesamiento de imágenes para evaluar la dirección de la mirada. La dirección de la mirada de una persona está determinada por dos factores: la orientación de la cara y la de los ojos. Considerando ambos factores puede conocerse hacia dónde mira la persona respecto a la referencia de la cámara. Este sistema tiene el inconveniente de tener una baja resolución y requerir de un potente software y hardware de reconocimiento de imágenes. Además, en caso de no tener los ojos completamente abiertos o la iluminación no ser la adecuada, se dificultará la detección del movimiento ocular realizado.

Las interfaces oculares basadas en VOG se estudian con el objetivo de diseñar algoritmos que mejoren la detección, los cuales utilizan transformación 3D para la detección del centro del iris aún en condiciones de interferencia. Así, estas interfaces también han sido utilizadas en diversas aplicaciones en la interacción humano-computador, por ejemplo para estudiar si pueden identificarse más rápidamente imágenes usando una interfaz ocular que el ratón convencional o para controlar un brazo robot [5].

Otra técnica conocida para seguimiento del globo ocular es la IROG, la cual utiliza una cámara CCD como receptor y LEDs como emisores de infrarrojos, utilizando la reflexión de luz para detectar la posición del iris. En esta técnica, se dirige la fuente de luz infrarroja contra el ojo y se mide la cantidad de luz reflejada detectando los cambios de posición del iris. También puede identificarse si el párpado está abierto o cerrado para detectar el parpadeo. Se utiliza luz infrarroja porque es invisible a los ojos, y no distrae al usuario, además de ser un método bastante estable y lineal en el rango de desplazamiento de 20° en la horizontal y 10° en la vertical, y puede alcanzar resoluciones espaciales del orden de $0,1^\circ$. La desventaja de esta técnica es el parpadeo, ya que no sólo se cubre el ojo, sino que éste se retrae ligeramente después del parpadeo, modificando la cantidad de luz reflejada por un corto tiempo. Además, el no tener los ojos completamente abiertos también dificultará la detección, ya que esto impide que la fuente de luz infrarroja incida y se refleje correctamente sobre el ojo. Aunque sea una técnica no-invasiva, se necesitan cuidados especiales, ya que los infrarrojos, aún de baja potencia, pueden causar daños al usuario. Además, es necesario calibrar el sistema siempre que sea utilizado.

En las dos técnicas anteriores, VOG e IROG, existen dos configuraciones típicas: los sistemas llamados “mesa montada”, donde la cámara o el detector se encuentran en una posición fija externa al usuario, y los sistemas llamados “cabeza montada”, donde la cámara o el detector se sitúa en un soporte sobre la propia cabeza de la persona. En los sistemas “mesa montada” se tiene el inconveniente de que la persona debe situarse frente al sistema de adquisición (cámara o detector) para que la detección pueda ser realizada. Los sistemas “cabeza montada” tienen el inconveniente de que suelen ser intrusivos e incómodos.

Por último, la técnica de la electrooculografía (EOG) también se utiliza para detectar el movimiento del globo ocular. En esta técnica no se utiliza una cámara

para detectar la posición de los ojos. EOG detecta el movimiento de los ojos midiendo a través de electrodos la diferencia de potencial entre la córnea y la retina.

Esta técnica tiene algunas importantes ventajas frente a las técnicas que utilizan una cámara. Con EOG, la posición de los ojos puede ser detectada independientemente de las condiciones de luz. Además, en EOG, el movimiento de los ojos puede ser detectado a pesar de tener el ojo parcialmente cerrado y no se requiere de una visión directa del ojo con el sistema de registro, ya que los electrodos van situados directamente alrededor de los ojos. Por el contrario, en VOG e IROG la cámara y el detector deben tener visión directa con ojo abierto.

La técnica EOG es un sistema de “cabeza montada”, ya que los electrodos de registro deben situarse sobre la cara de la persona alrededor de los ojos. Estos electrodos no son muy aparatosos y el sistema de adquisición puede ser situado externamente. Además, la colocación de los electrodos alrededor de los ojos es muy rápida y sencilla. Primero debe limpiarse la piel y a continuación fijar los electrodos sobre la cara utilizando un poco de gel conductor para mejorar la conductividad entre la piel y los electrodos, de forma que la señal registrada tenga mayor calidad. En caso de utilizar electrodos secos, al no requerir gel conductor, su posicionamiento es mucho más simple y rápido, además de ser más confortable para la persona.

Existen varios sistemas comerciales de detección de posición ocular utilizando videooculografía, oculografía infrarroja o electrooculografía. Por ejemplo, el desarrollado por la empresa SensoMotoric Instruments [11], el cual presenta varios modelos. El modelo 3D-VOG utiliza un sistema de “cabeza libre” para detectar la posición ocular. Este sistema permite al usuario mover la cabeza y hablar, durante su uso. El sistema posee resolución de $0,05^\circ$ en la horizontal y vertical. Por otro lado, el modelo HED (Head-Mounted Eye Tracking Device) realiza el seguimiento del globo ocular a través de una lente ubicada estratégicamente en el usuario. Existe también el modelo RED (Remote Eye Tracking Device), en el cual el sistema es montado frente al usuario, en la configuración cámara fija. Dicho sistema posee resolución variable entre $0,1$ a $0,5^\circ$, dependiendo del tipo de procesamiento de imágenes utilizado. Otros ejemplos de sistemas comerciales son el sistema de Eyelink II (cabeza montada), basado en VOG, y los sistemas Tobii (mesa montada), que consisten en monitores con una cámara integrada que combinan VOG con IROG. El Smart Eye también consiste en un monitor con detector de infrarrojo integrado, y el Visiontrack (cabeza montada) consiste en unas gafas con detección de infrarrojo.

El sistema “Express Eye” [10], desarrollado en la University Freiburg también utiliza IROG. Un emisor de infrarrojo es ubicado cerca al ojo (cerca de 2 cm de distancia) y se utiliza una cámara CCD para detección del iris. La resolución máxima obtenida con este sistema es de $0,1^\circ$, de acuerdo con el rango de medida, que varía de 15° en la horizontal y 8° en la vertical.

El sistema “Metrovision” [8] incorpora diferentes técnicas para detección del ojo: EOG, IROG y VOG. El sistema “ERIC” (Eye Response Interface Computer Aid System) [3], es un sistema basado en IROG con varias aplicaciones, tales como el Visual Keyboard, que es una interfaz para redacción de textos; el GazeTracker

presenta una ventana que muestra la dirección de la mirada; y el Video-Analysis, que es un software de procesamiento de señales del movimiento ocular.

Otros sistemas en la misma línea son el sistema “EyeTech”, desarrollado por la empresa EyeTech Digital Systems, basado en técnicas de VOG; el sistema “Vision-Key”, desarrollado por la empresa H. K. EyeCan Ltd, basado en IROG, que permite acceso a varios programas para ayuda a la comunicación aumentativa; el sistema “NAC EMR-7”, desarrollado por la empresa NAC Image Technology, que también utiliza técnicas basadas en IROG; y el sistema “Eyetrace”, desarrollado por la empresa Iota EyeTrace System AB, que permite detectar, a través de técnicas de IROG, movimientos horizontales y verticales con resoluciones de 15° y 10° , respectivamente [9]. El sistema “EagleEyes” [4] es uno de los más conocidos sistemas de ayuda a personas con discapacidad, el cual utiliza técnicas basadas en EOG para captura del movimiento de los ojos, aplicándolo para varios softwares de entretenimiento y comunicación para personas con discapacidad. Otros equipos comerciales que permiten registrar señales EOG son el Viking IV D de Nicolet, el Synamps 2 de Neuroscan o el g.USBamp de g.tec. También existen alternativas en las que se realiza un desarrollo propio de la electrónica de amplificación, filtrado y digitalización, haciendo que el coste sea mucho menor, ya que los equipos comerciales son muy costosos y únicamente son válidos para un entorno de investigación y no de aplicación final, como por ejemplo, para ser adquirido por un usuario final en su domicilio [12].

Ejemplos de esos desarrollos propios serán comentados en este capítulo, como son los desarrollos de la Universidad Miguel Hernández (UMH/España), que utiliza EOG y VOG para comandar un brazo de robot y un computador, y de la Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil) que utiliza VOG para guiar una silla de ruedas y comandar un sistema de comunicación.

5.2. Naturaleza y origen de las señales

5.2.1. Electrooculografía (EOG)

Tal como se ha comentado anteriormente, la electrooculografía es una técnica que permite detectar movimientos oculares a partir de la diferencia de potencial entre la córnea y la retina. En condiciones normales, la retina tiene un potencial bioeléctrico de carácter negativo respecto a la córnea. Por ello, los giros del globo ocular provocan cambios en la dirección del vector correspondiente a este dipolo eléctrico (Figura 5.1). La electrooculografía se basa precisamente en el registro neurofisiológico de dichos cambios, y este método presenta un rango lineal que varía entre aproximadamente 50° en el eje horizontal y 30° en el eje vertical, desde la posición central de los ojos, y permite detectar movimientos oculares con precisiones inferiores a 2° .

Para poder registrar dichos cambios se requiere colocar unos pequeños electrodos sobre la piel cerca de los ojos (Figura 5.2). Para medir el desplazamiento vertical se sitúan dos electrodos, uno sobre un ojo (VU) y otro bajo el mismo (VL),

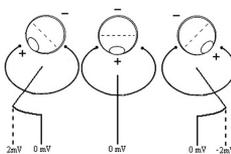


Figura 5.1. Dipolo ocular.

conectándolos a posteriori de forma diferencial; y para medir el desplazamiento horizontal se sitúan los electrodos a la derecha de un ojo (HL) y a la izquierda de otro (HR), conectándolos también en forma diferencial; la referencia (REF) es situada en la frente.

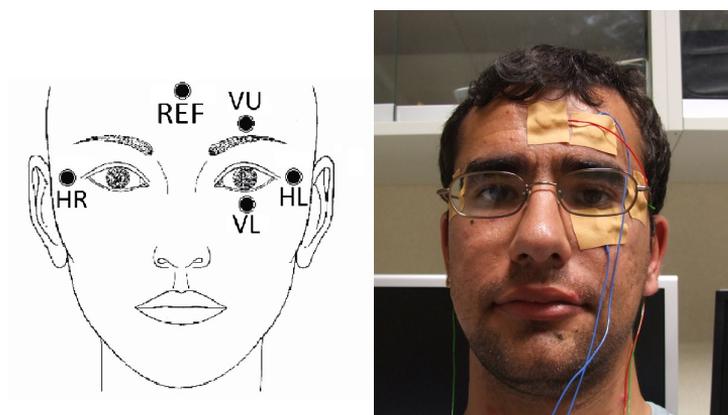


Figura 5.2. Posición de los electrodos en la cara.

5.3. Enfoques para adquisición y procesamiento de señales EOG

Una interfaz ocular para adquisición y procesamiento basada en electrooculografía (EOG) permite interactuar con dispositivos a partir del movimiento ocular [12]. Un ejemplo de ese tipo de interfaz se ha desarrollado en la Universidad Miguel Hernández de Elche (España), el cual es portable, trabaja con baterías AA, y tiene comunicación inalámbrica. El dispositivo envía a través de USB las señales registradas con una frecuencia de 30 Hz. En la Figura 5.3 se muestra una imagen del dispositivo desarrollado.

Para obtener la dirección de la mirada (arriba, abajo, izquierda y derecha), se ha desarrollado un algoritmo de procesamiento de señales EOG [1]. Para ello el

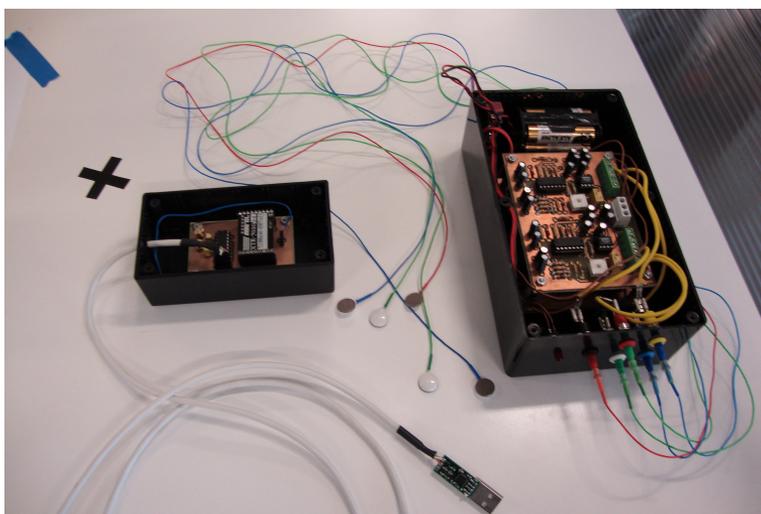


Figura 5.3. Imagen del dispositivo para registrar señales EOG.

usuario debe realizar un movimiento de sus ojos en la dirección deseada, volviendo a continuación su mirada al centro. El procesamiento que se realiza sobre las señales EOG para determinar el movimiento ocular realizado consta de los siguientes pasos:

1. Inicialmente se calcula la media móvil para eliminar ruido y tener una señal más limpia.
2. A continuación se realiza la derivada, ya que, cuando la persona mira en una dirección, la señal cambia bruscamente. Este cambio rápido seguido de una caída suave es detectable mediante la derivada, obteniendo un valor alto en el instante en que se produjo.
3. El siguiente paso es utilizar un umbral para eliminar los valores que no hayan implicado estos cambios.
4. A continuación se comprueba cómo ha sido el cambio producido buscando los máximos y los mínimos (secuencias máx/mín/máx o mín/máx/mín).
5. Una vez detectados los cambios se decide qué movimiento se ha efectuado.

También se ha desarrollado otro algoritmo de procesamiento que permite, además de detectar la dirección de la mirada, cuantificar la mirada de la persona, así como detectar si ha realizado un pestañeo. Los detalles de este algoritmo se pueden encontrar en [6].

5.4. Aplicaciones y estudios de caso

Se ha desarrollado en la UMH/España una aplicación que permite a una persona navegar a través de Internet utilizando únicamente el movimiento de sus ojos [7]. Por otra parte ha sido desarrollada una aplicación que permite a una persona controlar los movimientos del brazo de un robot FANUC LR Mate 200iB en el plano, a partir de sus movimientos oculares, de forma que realice movimientos diversos (Figura 5.4). Antes de que el usuario utilice la aplicación, hay una etapa de entrenamiento que permite ajustar los algoritmos de procesamiento para cada usuario.

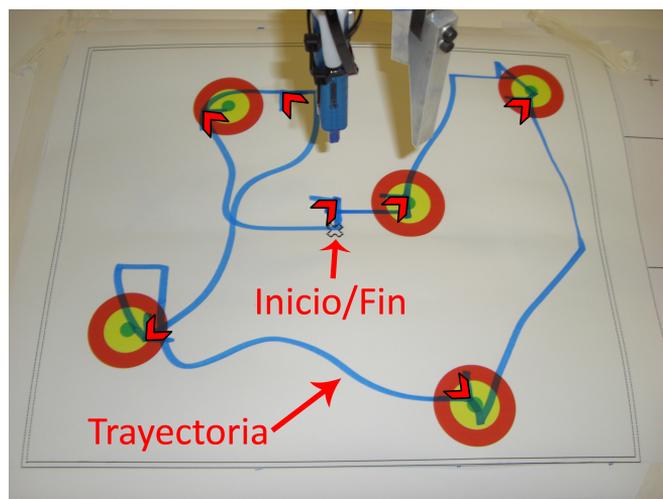


Figura 5.4. Ejemplo de movimientos realizados por el robot controlado por movimientos oculares.

5.5. Seguimiento del globo ocular por cámaras de video (VOG)

Tal como se ha comentado anteriormente, la técnica de VOG consiste en utilizar cámaras de video para calcular la dirección de la mirada. Se suele utilizar una o varias cámaras CCD de dimensiones reducidas, focalizadas continuamente en uno o ambos ojos. En esta técnica, se digitaliza la señal de video y enseguida se procesa utilizando técnicas de visión artificial. En función de la posición de la cámara, es posible distinguir diferentes configuraciones [9]:

1. Cámara solidaria con la cabeza. En dicha configuración la cámara se ubica en unas gafas o soporte a una distancia corta del ojo. Para evitar pérdida del campo visual del ojo donde está montada la cámara, se puede utilizar una

estructura compuesta de cristal semi-transparente o espejo especial y cámara estratégicamente ubicada para tomar un primer plano del ojo. El sistema es bastante preciso (precisión inferior a 1°) dentro de un rango de medida de 30° en la horizontal y 25° en la vertical. Normalmente, esta técnica requiere iluminación adicional y pueden aparecer problemas de reflexión en función de la iluminación ambiente.

2. Cámara sobre soporte fijo. En esta configuración, la cámara se ubica sobre un soporte fijo a una corta distancia (menor que 1 m), con el fin de no molestar al usuario. Este sistema también alcanza grandes precisiones (inferiores a 1°) en un rango de 30° en la horizontal y 25° en la vertical, en función de la resolución de la imagen capturada. De la misma forma que en la configuración anterior, se requiere iluminación adicional y es de difícil control, ya que puede ser influenciado por otros tipos de iluminación (ambiente, lámparas fluorescentes, etc). Además, para su correcto funcionamiento, el usuario debe mantener la cabeza estática, puesto que pequeños movimientos de cabeza producen errores en la detección de la mirada. Por otro lado, el espacio entre la cámara y la cabeza del usuario debe estar libre de obstáculos. Se suele utilizar cámara con zoom o dos cámaras, con la finalidad de obtener el modelo 3D de la cabeza y así mejorar la precisión del sistema y hacerlo más robusto.

5.5.1. Aplicaciones y Estudios de Caso

A continuación se describen en detalle dos interfaces oculares basadas en el seguimiento del globo ocular por cámaras de video, desarrolladas en la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH/España) y en la Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil). Dichas interfaces utilizan cámaras para, a partir de la identificación efectiva de la posición de los ojos, establecer la dirección en la cual el usuario está mirando.

Interfaz de la UMH/España

Se ha desarrollado en la UMH/España una interfaz que utiliza la configuración de cámara sobre soporte fijo. Una cámara CCD enfoca el rostro y, mediante el tratamiento adecuado de la imagen captada, se identifica la dirección del ojo. El uso de la cámara supone un método no intrusivo de reconocimiento ocular de gran utilidad en personas con discapacidad que sólo puedan mover los ojos o con un movimiento de la cabeza muy limitado [13].

El seguimiento ocular mediante una cámara CCD consiste en tomar imágenes del rostro humano y tratarlas con un computador para obtener la dirección del ojo. El sistema está formado por la cámara propiamente dicha y todos los elementos necesarios para comunicar el dispositivo con el computador empleado (Figura 5.5=). Se ha empleado el modelo de cámara Sony XC-56 con una lente con una distancia focal de 8mm. Como tarjeta de adquisición se ha utilizado la tarjeta Matrox Meteor II / MC (Multi-Channel). Además de este hardware, uno de los elementos más importantes del conjunto es la iluminación, que debe ser constante y adecuada

durante el período de tiempo en el que se utilice la aplicación. Se ha utilizado la lámpara fluorescente TL-D 18W/54-765 SLV de la marca Philips.



Figura 5.5. Arquitectura del interfaz ocular basado en visión artificial.

Para detectar el movimiento de los ojos se ha desarrollado un algoritmo basado en visión artificial. El algoritmo permite detectar que el usuario ha movido sus ojos hacia arriba, abajo, izquierda y derecha. Para ello el usuario debe realizar un movimiento rápido de sus ojos en la dirección deseada, volviéndolos a continuación al centro.

La imagen que se va a procesar es una cara, por tanto, es necesario conocer cuáles son los elementos principales de la misma. En este caso, lo que se trata de obtener es un movimiento relativo del ojo frente a la cabeza. Por tanto, es imprescindible disponer de puntos fijos dentro de la cara que servirán de referencia para medir ese desplazamiento del ojo. La referencia que se ha utilizado es el propio extremo del ojo.

El algoritmo consta de dos partes: un preprocesamiento, donde se prepara la imagen para detectar esos elementos, principalmente mediante una umbralización, y un procesamiento donde se detectan las posiciones de los elementos en la imagen. En la Figura 5.6 se puede ver el algoritmo desarrollado. El algoritmo se ha programado en C++ haciendo uso de la librería MIL (Matrox Imaging Library). Por otra parte, en la Figura 5.7 se muestran los resultados obtenidos para cada una de las posiciones del ojo.

Se han realizado múltiples pruebas experimentales, comprobándose que la fiabilidad del dispositivo es muy alta, obteniéndose porcentajes de acierto en la detección entre el 97 y el 100 %. Cabe destacar que esta interfaz puede utilizarse no sólo para interactuar con un computador, sino que también se ha aplicado de forma satisfactoria al control de un robot [14].

Interfaz de UFES/Brasil

En el interfaz que se ha desarrollado en la UFES/Brasil se utiliza la configuración de cámara solidaria con la cabeza para el control de una silla de ruedas robotizada y una interfaz de comunicación [2]. Una webcam es adaptada a unas gafas (Figura 5.8), y a las imágenes obtenidas se aplican algoritmos de

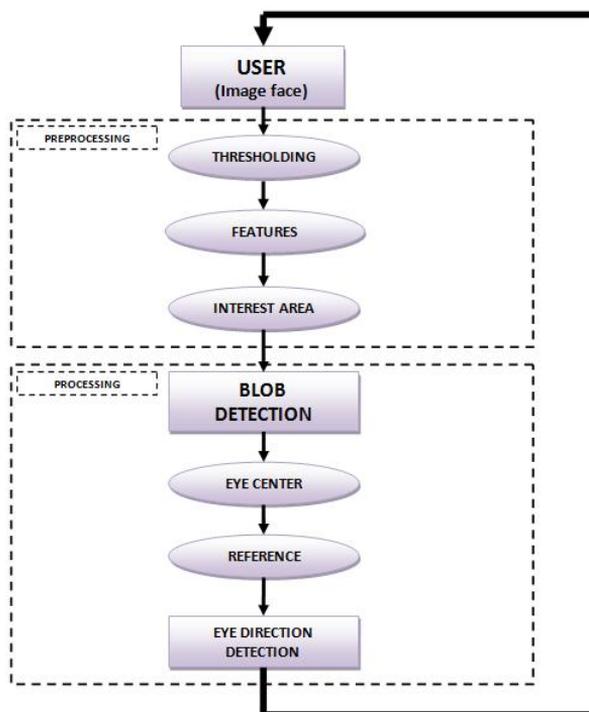


Figura 5.6. Algoritmo de detección.

procesamiento para realizar el seguimiento de los movimientos del globo ocular. La estructura de dicha interfaz se muestra en la Figura 5.9.

Para la detección del globo ocular, inicialmente se aplica un umbral a la imagen del ojo (Figura 5.10), con la intención de separar el iris de otras partes de la cara. Sin embargo, esta técnica sufre interferencia de las cejas y pestañas. Por dicha razón se aplica la Transformada Randómica Circular de Hough y el Filtro de Canny, con vista a la detección del iris (Figura 5.11). El paso siguiente es encontrar una región del interés alrededor del ojo para posibilitar el seguimiento de sus movimientos. Debido a influencias de la iluminación en el procesamiento de imagen, se aplica un Filtro de Kalman para reducir el error cometido durante el cálculo del centro del ojo (Figura 5.12). De esta forma, se aumenta la resolución y la precisión del sistema de seguimiento del movimiento del globo ocular. En el caso de que el usuario desee seleccionar un icono en la PDA, éste tendrá que fijar la mirada en la opción deseada. La Figura 5.13 muestra el diagrama general de la interfaz desarrollada.

Esta interfaz ha sido utilizada para comandar una silla de ruedas robotizada de la UFES y también para uso en una interfaz de comunicación. Para comandar la silla de ruedas, el usuario de la silla debe fijar la mirada en el icono que representa el movimiento deseado para la silla (que puede ser una flecha que indica el movimiento

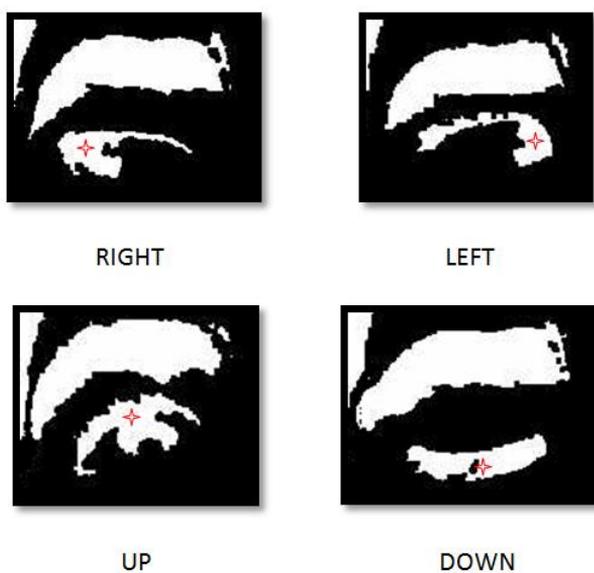


Figura 5.7. Umbralización y detección del centro del ojo.



Figura 5.8. Gafas utilizadas para el seguimiento del globo ocular.

discreto, o un icono que representa el destino deseado (Figura 5.14). Así, tras unos segundos, una señal de control será enviada por la PDA a la silla de ruedas, para que ésta ejecute el movimiento deseado por el usuario. La Figura 5.15 muestra la interfaz adaptada a la silla de ruedas robotizada de UFES/Brasil.

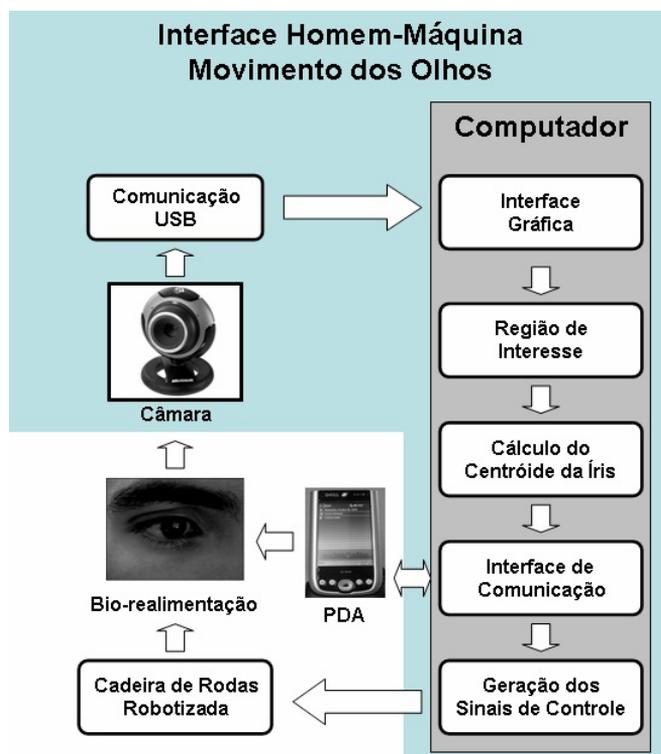


Figura 5.9. Estructura general del interfaz humano-máquina basado en el seguimiento del globo ocular.



Figura 5.10. (a) Imagen original; (b) Imagen binarizada con la aplicación del umbral de detección.

El interfaz desarrollado en UFES/Brasil también puede utilizarse para comandar un sistema de comunicación (instalado en la PDA a bordo de la silla de ruedas (Figura 5.16). En dicha interfaz hay varias opciones de comunicación, que

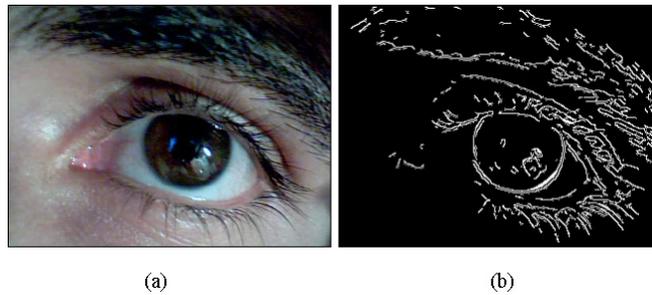


Figura 5.11. (a) Imagen original; (b) Imagen binarizada con la aplicación del Filtro de Canny.

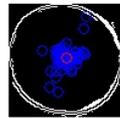


Figura 5.12. Imagen del iris obtenida a partir de la aplicación del Filtro de Canny. En azul: centros del globo ocular calculados utilizando la Transformada Circular Randómica de Hough. En rojo: centro obtenido a partir del promedio de los centros calculados.

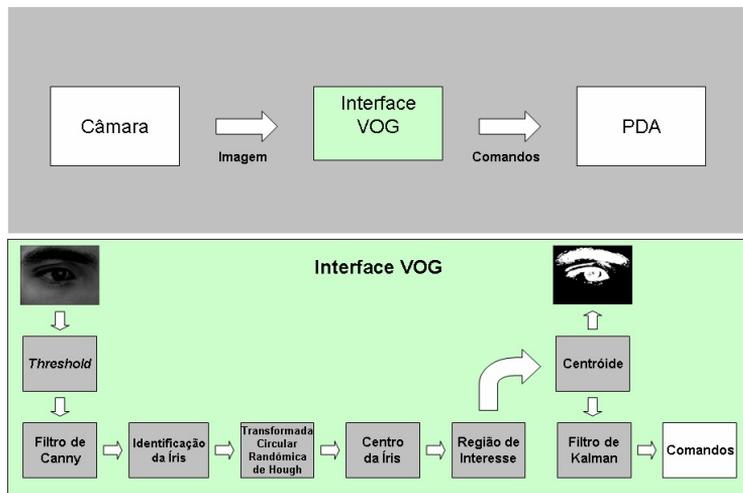


Figura 5.13. Diagrama general de la interfaz desarrollada.

puede ser a través de selección de letras para redacción de textos, o selección de iconos representativos de necesidades o sentimientos (ambas opciones tienen salida acústica, de comandos de voz pre-grabados, a través de altavoces (Figura 5.16). La

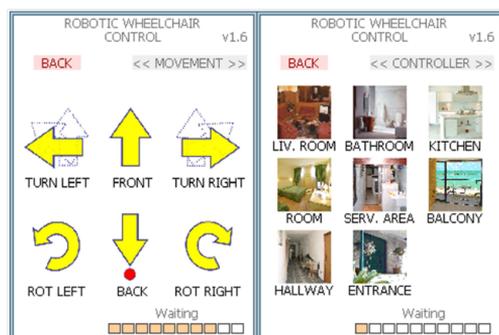


Figura 5.14. Iconos que representan el movimiento deseado para la silla: (a) flechas que indican el movimiento discreto; (b) iconos que representan el destino deseado.



Figura 5.15. Uso del interfaz accionado por movimientos del globo ocular para comando de la silla de ruedas robotizada.

interfaz posee un sistema de barrido automático que permite que todos los iconos, letras y caracteres sean destacados. Una vez reconocida la selección del usuario, se genera una señal acústica asociada con el icono de comunicación seleccionado o con la palabra o frase construida (Figura 5.17).

5.6. Conclusiones

Este capítulo ha tratado de interfaces basadas en movimientos oculares, los cuales se captan utilizando la técnica de oculografía infrarroja (IROG), electrooculografía (EOG) o videooculografía (VOG). Se ha dado especial atención a estas últimas dos técnicas por los problemas que pueden generar el uso de señales



Figura 5.16. Silla de ruedas robotizada de UFES/Brasil.

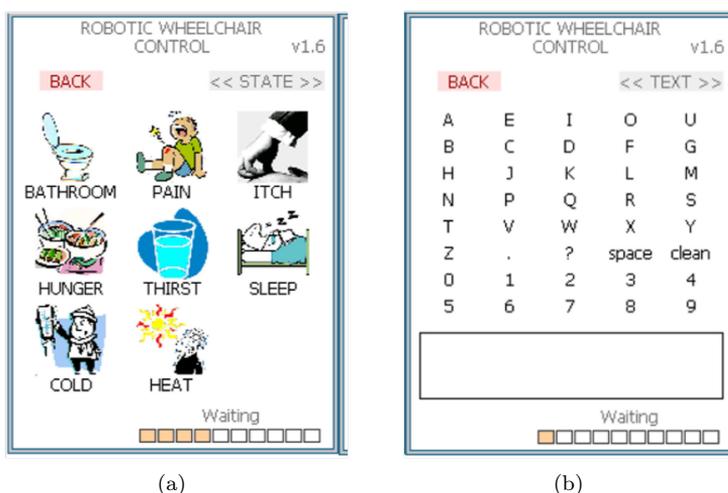


Figura 5.17. Opciones de comunicación y movimiento del interfaz de comunicación: (a) iconos representativos de necesidades o sentimientos; (b) letras para redacción de textos.

infrarrojas al ojo humano. Personas con discapacidades motrices graves pueden beneficiarse de estas interfaces para controlar un computador, una silla de ruedas, un brazo de robot, un sistema de comunicación o sistemas de su vivienda mediante un sistema domótico. Se han presentado estudios de caso, donde se muestran aplicaciones concretas de las técnicas mencionadas.

Referencias

- [1] J M Azorin-Poveda y col. "Interacción ocular con Robots: Una ayuda para discapacitados". En: *Dyna* 85(9) (2010), págs. 768-776.
- [2] T. Bastos y col. "Towards a new modality-independent interface for a robotic wheelchair". En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 90 (2013), págs. 1-16.
- [3] Erica. *Eye Response Interface Computer Aid System*. 2013. URL: <http://www.dynavoxtech.com>.
- [4] J Gips y P Olivieri. "An eye control system for persons with disabilities". En: *Proc, International Conference on Technology and Persons with Disabilities*. Los Angeles, 1996.
- [5] E. Iñiguez. "Interfaces Basadas en Señales de EEF y EOG para Control de Robots". Tesis doct. Universidad de Miguel Hernández. Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. Instituto de Bioingeniería, 2012.
- [6] E. Iñiguez y col. "Interface based on electrooculography for velocity control of a robot arm". En: *Applied Bionics and Biomechanics* 7(3) (2010), págs. 199-207.
- [7] L D Lledo, A Iñiguez y E. Iñiguez J M Azorin. "Internet Browsing Application on Electrooculography for Disabled People". En: *Expert Systems with Applications* 40(7) (2013), págs. 2640-2648.
- [8] Metrovision. *Metrovision, France*. 2013. URL: <http://www.metrovision.fr>.
- [9] R B Navarro. "Interfaz usuario-máquina basado en electrooculografía". Tesis doct. Universidad de Alcalá. Escuela Politécnica, 2001.
- [10] Optom. *Optom. Express Eye. Freiburg, Germany*. 2013. URL: <http://www.optom.de>.
- [11] SMI. *SensoMotoric Instruments GmbH*. 2013. URL: <http://www.smivision.com>.
- [12] A Iñiguez, E. Iñiguez y J M Azorin. "Wireless and Portable EOG-Based Interface for Assisting Disabled People". En: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 16(5) (2011), págs. 870-873.

- [13] A. İj₂beda y col. “Eye-Tracking Interface Based on Artificial Vision for Disabled People”. En: *Proc. International Congress on Domotics, Robotics and Remote Assistance for All*. 2009.
 - [14] A. İj₂beda y col. “Eye-Tracking Interface based on Artificial Vision for Robot Controlling”. En: *Proc. IASTED International Conference on Artificial Intelligence and Soft Computing*. 2009.
-

Capítulo 6

Interfaces basadas en la actividad cerebral

José M. Azorín[†], Eduardo Iáñez[†], Andrés Úbeda[†], Javier Castillo[‡], Eduardo Caicedo[‡], André Ferreira[§], Sandra Müller[§], Teodiano Freire Bastos[§], Mário Sarcinelli Filho[§] y Eduardo Rocon^b

[†]*Universidad Miguel Hernández de Elche, España.*

[‡]*Universidad del Valle, Colombia*

[§]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

^b*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*

6.1. Introducción

El interés por el estudio de señales cerebrales ha aumentado significativamente en los últimos años, debido a la posibilidad de extraer de dichas señales información que puede expresar el deseo de una persona que ha perdido la capacidad de realizar cualquier acción motora voluntaria, incluso comunicarse de forma convencional – a través del movimiento de la boca o de gestos –, pero que aún preserva su capacidad cognitiva. Esto ocurre, por ejemplo, en personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) en sus fases avanzadas, o con tumores en la Médula Espinal, o en el caso de padecer algún tipo grave de distrofia muscular. Tal como se ha presentado en el capítulo 1, ciertas Interfaces Humano-Máquina (IHM) han surgido como canal válido de comunicación entre personas con discapacidad y el mundo que las rodea. Dichos dispositivos utilizan las señales biológicas generadas de forma voluntaria por el individuo. Las fuentes de señales utilizadas en las IHMs pueden provenir de la acción de los músculos del cuerpo humano o de la actividad cerebral, siendo, en este último caso, denominadas ICC (Interfaz Cerebro Computador). Este tipo de señales cerebrales se utilizan cuando no es posible emplear ningún tipo de señal muscular. La ICC es capaz de buscar patrones asociados a la señal cerebral o Electroencefalográfica (EEG). En los últimos años se han utilizado ICCs para comandar dispositivos diversos como computadores, robots, sillas de

ruedas y brazos robóticos. Para la adquisición de las señales cerebrales (EEG), los electrodos se deben ubicar sobre las regiones de la corteza cerebral donde las señales poseen mayor potencia durante la realización de la actividad cerebral. En este capítulo se detalla la naturaleza de la señal cerebral, las formas de capturar los patrones cerebrales, la extracción de características de interés de estos patrones, y su posterior reconocimiento (clasificación). Además, se presentan ejemplos de aplicación de dispositivos comandados por ese tipo de señales.

6.2. Naturaleza y origen de las señales

6.2.1. Origen de la señal. Técnicas invasivas/no invasivas

La electroencefalografía (EEG) es el registro de cambios de potencial sobre el cuero cabelludo, producidos por actividad eléctrica de una población de neuronas en el cerebro.

La mayoría de las Interfaces Cerebro Computador (ICC, o del inglés *BCI - Brain Computer Interface*) utilizan dispositivos no invasivos basados en señales electro-encefalográficas (EEG). Estos dispositivos registran la actividad neuronal usando electrodos ubicados en el cuero cabelludo [55]. Además de las señales EEG, como la actividad neuronal produce señales magnéticas y metabólicas, estas pueden ser medidas por otros métodos no invasivos que capturan los campos magnéticos, como es el caso de un magneto-encefalógrafo MEG [26, 32]. La actividad metabólica del cerebro también se refleja ante cambios en el flujo sanguíneo que pueden ser observados con un Tomógrafo de Emisión de Positrones (del inglés *Positron Emission Tomography*, PET) o por Resonancia Magnética Funcional (del inglés, *Functional Magnetic Resonance Imaging*, fMRI) [9]. Existen también técnicas invasivas que utilizan la captura de señales EEG intracraneales, como es el caso del electrocorticograma -ECoG [14, 2] o intracorticales, a través de la implantación quirúrgica de matrices de microelectrodos [6, 56]. Desafortunadamente, a diferencia de EEG, las otras alternativas no invasivas son excesivamente pesadas y de gran volumen, además de emplear equipos sofisticados y muy costosos. En el caso de las técnicas invasivas, se añade el riesgo propio de una intervención quirúrgica. En la Tabla 6.1 se muestra una clasificación de los tipos de equipos usados en las ICCs.

6.2.2. Clasificación de las señales EEG

En la Figura 6.1 se muestra el mapa conceptual de las ICCs, desde sus características generales, la forma de obtener la información y su clasificación de acuerdo a los patrones de ondas cerebrales y, por último, las estrategias de aplicación de estas interfaces [19]. Existen dos grandes tipos de interfaces cerebro-computador: (a) aquellas basadas en una respuesta evocada a estímulos externos o exógenas [11]; y (b) aquellas que están controladas por una modulación voluntaria de la actividad cerebral o endógenas [58, 46].

	EEG	MEG	fMRI	PET	INTRACORTICAL
Nivel de invasión	Medio: necesita gel para mejorar la conductividad piel-electrodos	Bajo: no hay contacto entre los sensores y la cabeza	Bajo: no hay contacto entre los sensores y la cabeza	Alto: se inyectan sustancias en la sangre	Alto: se implantan matrices de microelectrodos en el córtex mediante cirugía
Resolución espacial	Varios centímetros, sin embargo, en cada electrodo hay superposición de señales de potenciales generados en el córtex	Fuentes eléctricas se pueden localizar con una precisión de pocos milímetros, sin embargo no hay superposición	Longitud del voxel de alrededor de 3 mm	Longitud del voxel de alrededor de 2-5 mm	Actividad de pequeñas poblaciones neuronales (incluso de una sola neurona)
Resolución temporal	Del orden de milisegundos	Del orden de milisegundos	2-5 segundos	1 segundo	Del orden de milisegundos
Parámetro fisiológico monitorizado	Actividad eléctrica de las neuronas	Actividad eléctrica de las neuronas	Concentración de hemoglobina oxigenada y desoxigenada	Flujo de sangre	Actividad eléctrica de las neuronas
Recurso requerido para la operación del dispositivo de monitorización	Requiere poco espacio y energía, dispositivo de bajo coste	Enorme espacio, energía (para refrigeración). Alto coste de dispositivos de grabación	Enorme espacio, energía (para bobinas superconductoras). Alto coste de los dispositivos de grabación.	Enorme espacio. Alto coste de los dispositivos de grabación y fármacos-radiológicos	Requiere poco espacio. Dispositivos de alto coste. Alta complejidad en humanos al requerir cirugía intracortical.
¿Dispositivo portable?	Sí	No	No	No	No

Tabla 6.1. Características de dispositivos utilizados para la monitorización de señales cerebrales

ICCs exógenas

Las ICCs basadas en potenciales evocados o exógenas, se denominan también sincronas, dado que es la interfaz la que presenta los estímulos, y la persona responde a estos de forma simultánea. El usuario centra su atención en una opción concreta de todas las que aparecen en pantalla, luego, se genera una estimulación (visual, auditiva o somatosensorial) sobre todas las opciones, y cuando la opción deseada es estimulada, se produce el potencial evocado asociado al evento concreto [5].

La escritura en un teclado virtual es un ejemplo clásico de esta categoría de ICCs. En los últimos años, se ha utilizado el potencial P300 para implementar ICCs a modo de deletreadores [12], buscadores de Internet [25], sistemas de movimiento de sillas de ruedas [22, 23], y teleoperación de robots [54], etc. Los potenciales de error son otro ejemplo de potencial asociado a evento [17, 21]. Entre el resto

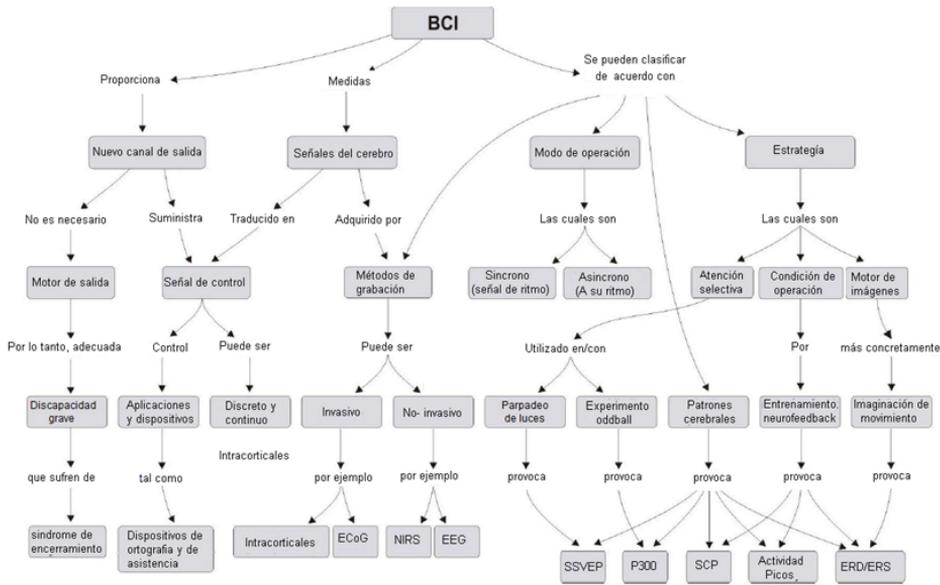


Figura 6.1. Mapa conceptual de las Interfaces Cerebro-Computador [19].

de potenciales evocados, también destacan los Potenciales Evocados en Estado Permanente (SSVEP, del inglés *Steady State Visual Evoked Potential*). Estos potenciales reflejan en la señal EEG la frecuencia del estímulo visual observado en una pantalla de un tablet o computador por el usuario. Una ICC basada en esos potenciales se llama ICC-SSVEP [33].

ICCs endógenas

Las ICCs endógenas están basadas en una modulación voluntaria de la actividad cerebral y se denominan también asíncronas, dado que el usuario decide cuando enviar un comando a voluntad, generando unos patrones de actividad conocidos o que se pueden medir y discriminar de todo el espectro del EEG. Una de las ICCs más extendidas se basa en la imaginación motora [58]. El usuario se concentra imaginando el movimiento de una de sus extremidades, y este pensamiento crea una actividad en la corteza motora que se refleja en una desincronización del EEG en esa zona. Otro tipo de ICCs síncronas están basadas en la imaginación de otras tareas mentales [46]. En este paradigma, el usuario se concentra en alguna de las tareas mentales predefinidas relacionadas con el lenguaje, el cálculo, la rotación de figuras complejas, etc. Las ICCs endógenas se han utilizado para mover un ratón por la pantalla [58, 38], activar sistemas de estimulación eléctrica funcional [43] y en videojuegos [53], entre otros. Otras aplicaciones, ampliamente estudiadas, son el control de robots [46] y de sillas de ruedas robóticas [44].

6.2.3. Enfoques para adquisición y procesamiento de señales

En una ICC se distinguen al menos tres partes bien diferenciadas (Figura 6.2):

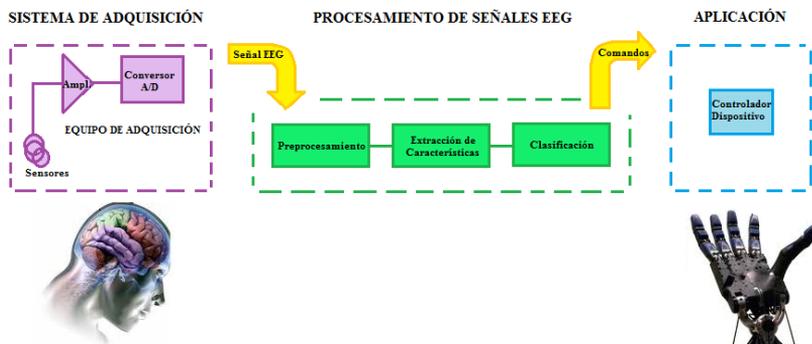


Figura 6.2. Esquema general de una Interfaz Cerebro Computador (ICC).

1. Sistema de adquisición: es el encargado de registrar la actividad cerebral y mejorar la relación señal/ruido. La salida de este bloque es una señal con la misma naturaleza que la entrada, pero amplificada y filtrada.
2. Procesamiento de señales EEG: este módulo se encarga de decodificar el proceso neurofisiológico que refleja la intención del usuario. La decodificación consiste básicamente en extraer un vector de características de las señales EEG y realizar una clasificación de dichas características en diferentes estados mentales.
3. Aplicación: es el módulo de interacción con el entorno. Entre los que podemos encontrar: el control de una silla de ruedas o la escritura en un teclado virtual, etc.

6.2.4. Adquisición: Sistema Internacional 10-20

La amplitud, fase y frecuencia del EEG dependen de la ubicación de los electrodos. La cabeza está mapeada por cuatro puntos: nasion, inion y puntos pre-auriculares derecho e izquierdo. Los electrodos se sitúan midiendo la distancia *nasion-inion* y estableciendo puntos en el 10 %, 20 %, 20 %, 20 %, 20 % y 10 % a lo largo de su longitud. Esta disposición es la que se conoce como Sistema Internacional o Protocolo 10-20, Figura 6.3.

6.2.5. Técnicas de procesamiento y análisis de las señales

Toda ICC tiene asociada un módulo de procesamiento y análisis de señal. Este bloque funcional se divide en tres etapas que actúan de forma secuencial:

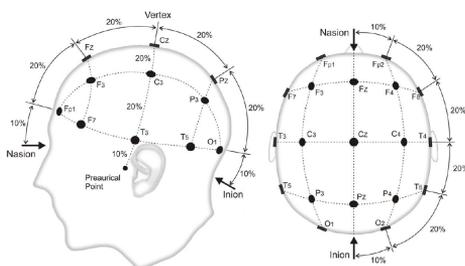


Figura 6.3. Sistema internacional 10-20, sobre la disposición de los electrodos.

- **Preprocesamiento:** este bloque se encarga de eliminar los artefactos (ruido debido a otro tipo de actividad bioeléctrica, como por ejemplo la que resulta del movimiento ocular o muscular) que contaminan la señal de entrada.
- **Extracción de características:** convierte la señal cerebral de entrada en un vector de características en correlación con el fenómeno neurológico asociado a la señal [10]. Este proceso es totalmente dependiente del sistema de adquisición y es la parte más compleja del diseño, ya que se busca mejorar la velocidad y precisión de las ICCs existentes [27]. Sin embargo, durante la obtención de información de la actividad cerebral se deben tener en cuenta varios aspectos. En primer lugar, los artefactos, que son señales eléctricas presentes en el EEG, pero que no tienen su origen en la actividad cerebral [38, 8]. En segundo lugar, la actividad medida en el EEG tiene una naturaleza no estacionaria [3, 50]. El tercer aspecto está relacionado con las diferencias temporales, frecuenciales y espaciales de la actividad cerebral que dependen de la persona [45]. Este es posiblemente el paso más crítico en el procesado y análisis de señales en ICCs. El objetivo de este paso es crear una representación manejable y significativa de la señal original EEG, con vistas a maximizar el éxito potencial de la fase de clasificación, y a su vez, el rendimiento global del sistema. Un segundo objetivo de la fase de extracción de características es comprimir los datos sin pérdida de información relevante, con objeto de reducir el número de variables de entrada en la fase de clasificación y así poder operar en tiempo real. Una gran variedad de características se han utilizado para diseñar ICCs, tales como la amplitud de los valores de las señales EEG [24], Densidad Espectral de Potencia (del inglés, *Power Spectral Density*, PSD) [7], Parámetros Autorregresivos (del inglés, *AutoRegressive*, AR) y Adaptivos Autorregresivos (*Adaptive AutoRegressive*, AAR) [41] o Características de tiempo-frecuencia e inversa basado en el modelo de las características.
- **Clasificación:** durante este proceso el vector de características se transforma en una señal de control adecuada al dispositivo que se pretende controlar. Con el fin de seleccionar el clasificador más adecuado para una determinada

ICC, es esencial entender claramente qué características se utilizan, cuáles son sus propiedades y cómo son utilizadas. En la Tabla 6.2 se presentan las propiedades más relevantes de los tipos de técnicas de procesamiento para la implementación de un módulo de clasificación.

6.3. Aplicaciones y estudios de caso

Las ICCs tienen multitud de aplicaciones. Una de las que más han fascinado a los investigadores es la de interconectar el sistema nervioso humano con un sistema robótico, y usar este concepto para recuperar alguna función motora [31]. Algunos ejemplos en esta línea incluyen neuroprótesis [35], control de robots [46, 16], control de sillas de ruedas [16, 22, 33, 1], o sistemas de telepresencia robótica. Actualmente, también se están desarrollando otras aplicaciones relacionadas con el entretenimiento [27] y el control de videojuegos [37, 36]. Además de las ya citadas, existe una gran variedad de aplicaciones en las que se puede emplear esta tecnología [4]. A continuación se presentan tres casos concretos de aplicaciones basadas en ICCs.

6.3.1. Interfaz basada en potenciales evocados para navegar por Internet

En este apartado se describe una interfaz cerebro-computador basada en potenciales evocados que permite navegar a través de Internet a partir de la actividad cerebral de la persona [52]. Esta interfaz ha sido desarrollada en la Universidad Miguel Hernández de Elche (España). La interfaz sustituye el teclado y el ratón físicos de un computador por interfaces virtuales que son controladas por la actividad cerebral. De esta manera no es necesario un software específico para realizar tareas como navegar por Internet o enviar correos. El hardware usado para esta interfaz cerebro-computador está basado en el amplificador gUSBamp de g.tec, el cual cuenta con 16 canales de entrada donde se conectan los electrodos g.EEGelectrode. Estos electrodos se colocan sobre la cabeza de la persona utilizando un gorro especial EEG con 64 posiciones basadas en el sistema internacional 10-20. El amplificador se conecta por USB a un computador. El computador utiliza 2 pantallas (la pantalla del usuario y una pantalla para control). La Figura 6.4 muestra el equipamiento empleado. La interfaz ha sido desarrollada usando dos potenciales evocados visuales de señales electroencefalográficas (EEG) [52]. El primer paradigma utilizado es el P300, que se caracteriza por ser una deflexión positiva en la señal EEG producida aproximadamente 300 ms después de recibir un estímulo visual o auditivo inesperado. El segundo paradigma utilizado es el N2PC, que se caracteriza por una deflexión negativa de la señal EEG sobre el córtex visual producida aproximadamente 200 ms después del estímulo visual. Para evocar estas respuestas en el cerebro se emplea la técnica llamada "odd-ball", donde se presenta un estímulo diana que debe ser atendido entre otros estímulos de fondo más frecuentes y que deben ser ignorados.

DESCRIPCION	Lineal	No lineal	Generativo	Discriminativo	Dinámico	Estático	Regularizado	Estable	Inestable	Alta dimensionalidad
FLDA	X			X		X		X		
RFLDA	X			X		X	X	X		
SVM-LINEAL	X			X		X	X	X		
SVM-RBF		X		X		X	X	X		X
MLP		X		X		X			X	X
BLR NN		X		X		X			X	
ALN NN		X		X		X			X	
FIRNN		X		X	X				X	
GDNN		X		X	X				X	
NN GAUSIANO		X		X		X			X	
LVQ NN		X		X		X			X	
PERCEPTRON	X			X		X		X		
RBF-NN		X		X		X			X	
PcGNC		X		X		X	X		X	
FUZZY ARTMAP NN		X		X			X		X	
HMM		X			X				X	
IOHMM		X		X	X				X	
BAYES CUADRATICO		X		X		X			X	
BAYES GRAFICO		X		X		X			X	
KNN		X		X		X			X	
DISTANCIA MAHALANOBIS		X		X		X			X	

Tabla 6.2. Propiedades de los clasificadores empleados en ICCs de investigación [28].

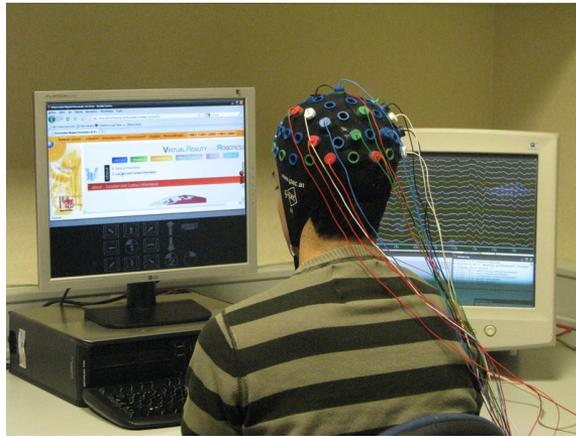


Figura 6.4. Interfaz cerebro-computador basada en potenciales evocados.

Para el registro, procesamiento y posterior clasificación de la señal se ha empleado el software BCI2000 [51], y para registrar las señales EEG se han colocado los electrodos en las siguientes posiciones: Fz, C3, Cz, C4, Cp3, Cp4, P5, P3, Pz, P4, P6, Po7, Po3, Po4, Po8, Oz, tierra en Fpz y referencia en el lóbulo de la oreja derecha (teniendo referencia común para todos los electrodos). La señal EEG se ha amplificado y digitalizado. Después se ha procedido a procesarla y filtrarla para obtener las características de interés, seleccionando tan sólo tramos de 600ms para su estudio. El resultado de estas señales se ha introducido en el clasificador. El clasificador es el responsable de la diferenciación entre la forma de onda producida por un estímulo atendido y por otro no atendido. En este caso se ha empleado el Stepwise Linear Discriminant Analysis (SWLDA) como clasificador. Los coeficientes de este clasificador deben ser ajustados mediante el entrenamiento de cada usuario. Para ello se utiliza la aplicación P300 Classifier (una contribución de BCI2000). La aplicación desarrollada sobre la plataforma BCI2000 permite controlar tanto el entorno Windows como cualquier navegador de Internet. Esta aplicación consiste en varios menús de selección, cuyos símbolos parpadean en la pantalla de forma aleatoria. Estos menús constan de interfaces virtuales (teclado y ratón) que realizan las mismas acciones que los dispositivos físicos. El usuario debe centrar su atención en la opción que desee seleccionar. Los menús de selección son los siguientes: teclado virtual con todas las teclas básicas para números y letras, ratón virtual con 8 direcciones de movimiento y todas las acciones posibles con el ratón, y finalmente control de distancia, para seleccionar cuanto se debe mover el ratón en la dirección solicitada. En la figura 6.5 se muestra una imagen del teclado virtual. La interfaz ha sido validada con 4 usuarios sanos entre 24 y 33 años sin restricción de género. Tras la fase de entrenamiento, los usuarios realizaron diversas pruebas de escritura y movimientos de cursor, así como pruebas complejas de búsquedas en Google. El sistema ofrece las siguientes velocidades de selección: 3.5 selecciones/minuto para el teclado y 6 selecciones/minuto para el ratón. En

términos de precisión, el índice de acierto de los participantes es de un 93 %. El tiempo medio para realizar la búsqueda de Google fue de 4 min y 20 segundos, si bien este tiempo depende de la longitud de la palabra a buscar.

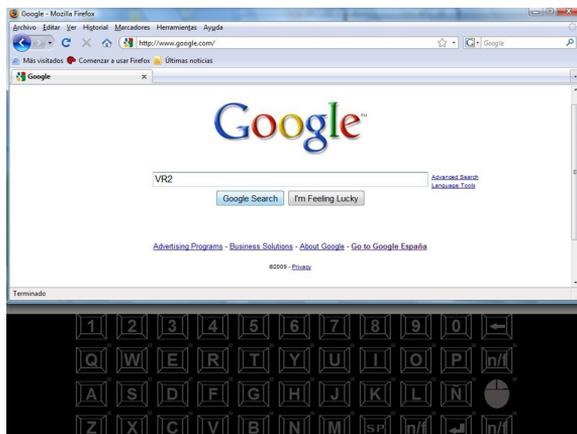


Figura 6.5. Teclado virtual.

6.3.2. BCI asíncrono para control de un dispositivo de supresión del temblor

Las numerosas enfermedades neurológicas que los seres humanos pueden padecer se traducen a veces en grandes discapacidades, lo que origina importantes deficiencias en las funciones motoras de aquellas personas que sufren estas enfermedades. Entre todas las enfermedades neurológicas, el temblor es el desorden motor más común en la población y cuya aparición afecta a la realización de tareas diarias. El temblor se define como la actividad rítmica de una extremidad del cuerpo. El temblor patológico afecta a un 15 % de la población con edad media entre 50 y 69 años [57], y del conjunto de la población con desórdenes motores relacionados con el temblor de alguna de sus extremidades, el 65 % de ellos presenta grandes dificultades durante la realización de actividades de la vida diaria [49]. Además, en la actualidad, los mecanismos por los que se produce el temblor en las distintas patologías son desconocidos, lo que hace que un gran número de casos se diagnostiquen erróneamente y los métodos de tratamiento del temblor tengan resultados poco satisfactorios [29]. Las principales técnicas de supresión del temblor son el uso de fármacos, la cirugía y la implantación de sistemas de Estimulación Cerebral Profunda (del inglés, Deep Brain Stimulation - DBS). Sin embargo, los fármacos pueden provocar efectos secundarios o tener contraindicaciones y la cirugía conlleva un alto riesgo de hemorragias y, en ocasiones, de alteraciones psiquiátricas. En torno al 25 % de los pacientes con temblor patológico no pueden beneficiarse de ninguna de estos tratamientos, lo que genera una necesidad de búsqueda de nuevos métodos de supresión del temblor [48].

En el proyecto TREMOR, llevado a cabo por el Grupo de Bioingeniería del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC/España), se ha desarrollado un dispositivo para supresión del temblor mediante la modulación de la impedancia de las articulaciones del miembro superior. El equipo se fundamenta en la utilización de un robot textil en el que se integran tecnologías de adquisición de actividad eléctrica muscular y de generación de cargas biomecánicas para la cancelación del temblor. El sistema caracteriza y monitoriza el movimiento voluntario y el movimiento tembloroso a cancelar mediante una interfaz entre la actividad neuronal asociada con el movimiento y el sistema de cancelación del temblor basado en Estimulación Eléctrica Funcional (del inglés, Functional Electrical Stimulation - FES) [18]. La característica fundamental del neurorobot de TREMOR es su interacción con el usuario [47]. Esta interacción se da en los planos cognitivo y físico y tiene un carácter bidireccional. La interfaz cognitiva entre el usuario y el robot (del inglés, cognitive Human Robot Interface - cHRI) se logra mediante una interfaz entre la actividad neuronal motora y el sistema de cancelación del temblor (Brain Neural Computer Interface - BNCI) que realiza una monitorización de la planificación, transmisión y ejecución de los movimientos voluntario y tembloroso. El BNCI comprende medidas de electroencefalografía (EEG), electromiografía superficial (sEMG) y de movimiento real, mediante el uso de unidades de medida inercial (IMUs, del inglés *Inertial Measurement Units*). Cada modalidad de medida permite la extracción de información referente al movimiento a distintos niveles. En este capítulo nos centramos en la interfaz fundamentada en las señales electroencefalográficas. El clasificador en tiempo real mediante EEG se encarga de detectar la intención de movimiento antes de que éste se produzca, lo que permite alertar al resto del sistema y que se dé paso a las estrategias de caracterización y cancelación del temblor.

Detección de la intencionalidad del movimiento

En esta sección se describe un algoritmo para detectar la intencionalidad de movimiento a partir de la medida de actividad EEG. La idea sobre la que se apoya esta Interfaz Cerebro Máquina (ICC), denominada "BMI-switch", es anticiparse a la ejecución de movimientos autoiniciados que se realicen después de un período de inactividad relativamente largo y, en el caso particular de los pacientes de temblor, aspecto en el que este trabajo fue pionero. Para ello, se realiza un algoritmo que detecta en tiempo real, y de forma asíncrona, es decir, los movimientos se inician sin ninguna orden externa, la desincronización de los ritmos alfa y beta en el área motora durante la planificación y ejecución del movimiento. Este fenómeno neurofisiológico, conocido como Desincronización Relacionada a Eventos (Event Related Desynchronization - ERD) está ampliamente descrito en la literatura [42].

La detección de la intención de movimiento se lleva a cabo mediante un sistema de EEG que mide la actividad eléctrica cortical en 13 canales (FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CPz, y CP4). El sistema se basa en la detección de la variación de los ritmos sensorimotrices al realizar o imaginar un movimiento, que se manifiesta con una desincronización (ERD) o caída de potencia anterior al inicio del movimiento en las bandas alfa y beta, y una Sincronización Relacionada

a Eventos (del inglés, Event Related Synchronization - ERS) o incremento de la potencia al final del movimiento en la banda alfa [42]. El clasificador propuesto para la detección de la intención de movimiento selecciona automáticamente aquellas posiciones o canales del EEG en las que se puede observar el ERD con mayor anticipación junto con las frecuencias a las que esta caída de potencia es más visible. Estos parámetros son dependientes del sujeto medido. El modelo del estado de pre-movimiento o de anticipación se genera mediante un clasificador Bayesiano que utiliza los valores típicos de desincronización de los cuatro mejores canales y frecuencias, es decir, la combinación de canales y frecuencias para los que se observa una desincronización más anticipada y acentuada. Para la generación del modelo de clasificación se utilizan como ejemplos de entrenamiento las medidas de movimiento realizadas en los instantes anteriores a los de la clasificación, que son conocidos gracias a la medida del movimiento real facilitada por sensores inerciales ubicados sobre el brazo del paciente. El uso de un conjunto de ejemplos de entrenamiento actualizado, a medida que el sujeto realiza nuevos movimientos, permite evitar los problemas surgidos de la naturaleza no estacionaria de la señal de EEG. La validación de la clasificación de los intervalos anteriores al movimiento se realiza mediante un análisis del evento, los cuales se definen como los intervalos en los que se observan muestras de clasificación consecutivas por encima del umbral de trabajo. Los dos parámetros utilizados para evaluar la capacidad del sistema de detectar la intencionalidad del movimiento son la cobertura (porcentaje de movimientos anticipados) y la precisión (relación entre el número de detecciones y el número de falsas activaciones) [20]. La figura 6.6 muestra cómo la ICC va prediciendo en tiempo real la ejecución de movimientos voluntarios en un paciente con temblor mediante la probabilidad de que ello vaya a suceder dada la intención estimada a través del ERD. El inicio del movimiento es decidido por el paciente a voluntad. La detección es anticipativa normalmente; es decir, se realiza antes de que el sujeto inicie el movimiento. Las líneas verticales muestran los instantes de inicio de éste y las áreas rellenadas en gris indican, en cada instante, la probabilidad de que el paciente vaya a iniciar un movimiento.

Dicha figura muestra la salida integrada de los dos clasificadores, sin aplicarle un umbral, y el momento en que el usuario ejecuta el movimiento. Los resultados obtenidos con cuatro pacientes con temblor proporcionan una precisión media de $46,5 \pm 10,66\%$, y una cobertura media de $69,5 \pm 14,76\%$. Además, la anticipación media del detector es de 320 ± 141 ms. Estos resultados demuestran la gran capacidad del clasificador para detectar la intencionalidad de realizar un movimiento, lo que permite que se avise con tiempo al resto de los sistemas de medida de que va a comenzar un nuevo movimiento y que se debe realizar una estimación del temblor [20]. Los resultados obtenidos soportan la validez técnica y funcional de la ICC para predecir la ejecución de movimientos voluntarios y, en el caso de este estudio, para el control de una neuroprótesis de supresión del temblor.

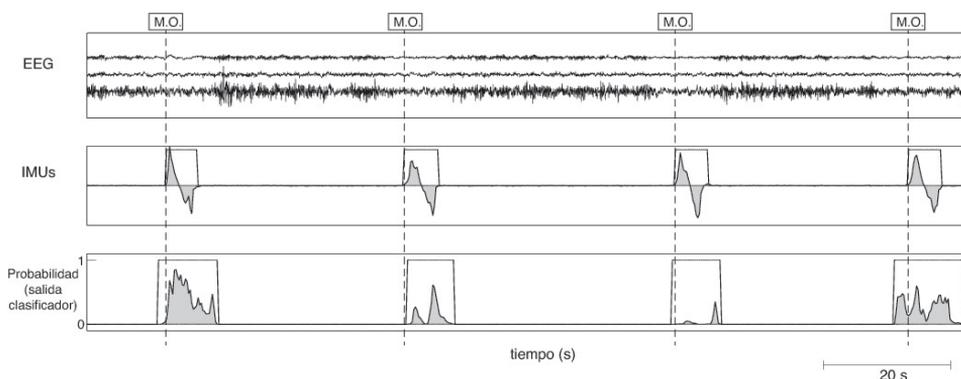


Figura 6.6. Ejemplo de rendimiento del clasificador durante 140 s de función continua. Los gráficos se muestran de arriba a abajo: (1) los datos de EEG espacialmente filtrados de los tres canales seleccionados por el clasificador; (2) el movimiento de flexión / extensión de la muñeca grabado con sensores inerciales (zonas grises) y los intervalos de movimiento obtenidos con esta información (línea de color negro sólido); y (3) la probabilidad de salida del clasificador (área gris) y la salida binaria del sistema después de aplicar el umbral (línea de color negro sólido). Las líneas negras verticales indican los inicios de los movimientos (M.O.).

6.3.3. Silla de ruedas comandada por EEG

En la Universidade Federal do Espírito Santo (UFES/Brasil) se han aplicado señales EEG para el comando de una silla de ruedas robotizada. En este desarrollo se utilizan dos estrategias diferentes:

Sincronización Relacionada a Eventos (ERD) y Desincronización Relacionada a Eventos (ERS)

En la sincronización relacionada a eventos los patrones cerebrales que se utilizan para el comando de la silla de ruedas robotizada están situados en la banda alfa (8 a 13 Hz) de la región occipital (información visual: localización O1 y O2 del Sistema Internacional 10-20). Los patrones cerebrales que se utilizan para el comando de la silla de ruedas robotizada son la supresión y la activación del ritmo alfa, los cuales están relacionados con la concentración o excitación visual (que es más intensa cuando los ojos están abiertos, patrón ERD), y con la relajación visual (que se hace más evidente cuando los ojos se encuentran cerrados, patrón ERS).

El sistema de adquisición de señales que se ha utilizado en esta aplicación cuenta con una etapa de acondicionamiento, donde las señales son filtradas, amplificadas y digitalizadas. Una vez adquiridas, las señales son preprocesadas con el fin de extraer el nivel CC, el ruido de la red eléctrica y otras señales que producen interferencia, tales como artefactos musculares, cardíacos, o inclusive ruidos debido a una mala colocación de los electrodos. Tras el preprocesamiento, se realiza la extracción de características, consistente en la estimación de la variancia de la señal cerebral en el ritmo alfa (Figura 6.7). La clasificación se hace con base en dos umbrales: un mínimo y un máximo, los cuales son preestablecidos durante la fase de entrenamiento del

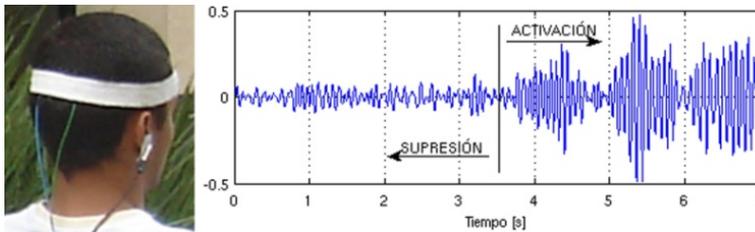


Figura 6.7. Adquisición de señales de EEG de la región occipital.



(a) flechas de movimiento discreto

(b) destino deseado

Figura 6.8. Opciones de comando de movimiento de la silla de ruedas robotizada.

usuario del sistema. Cuando la variancia es menor que el umbral mínimo, el sistema no identifica una selección de comando de la silla. Por otro lado, cuando la variancia es mayor que el umbral máximo, el sistema identifica la selección (que pueden ser flechas de movimiento o el destino deseado, Figura 6.8) y comanda la silla para realizar el movimiento correspondiente. Si la señal se mantiene entre los umbrales establecidos, el sistema no cambia el estado. La Figura 6.9 muestra la silla de ruedas robotizada de la UFES/Brasil comandada por patrones ERD/ERS [16, 15].

Uso de SSVEP

En esta estrategia se utilizan los Potenciales Evocados Visuales de Estado Permanente (del inglés, Steady State Evoked Visual Potentials - SSVEP). Para esta aplicación se ha instalado una pantalla frente al usuario sentado en la silla. En la pantalla aparecen cuatro franjas que parpadean en distintas frecuencias (5.6, 6.4, 6.9 y 8.0 rps). Cuando el usuario visualiza una franja, aparece en sus señales cerebrales la componente fundamental de la frecuencia de la franja visualizada o sus armónicos, los cuales se detectan a través de doce electrodos de EEG convenientemente situados en la región visual de la corteza cerebral (localizaciones



Figura 6.9. Comando de la silla de ruedas robotizada de la UFES/Brasil a partir de patrones ERD/ERS.

P7, PO7, PO5, PO3, POz, PO4, PO6, PO8, P8, O1, O2 y Oz). Al lado de cada franja se ubican LEDs que se utilizan como realimentación visual para motivar al usuario, cuando el sistema consigue detectar correctamente la frecuencia cerebral que corresponde a la franja visualizada. Se utiliza un test estadístico (Test F-Espectral) para extraer la respuesta evocada, y un clasificador basado en reglas (árbol de decisión) para discriminar la frecuencia del estímulo. La Figura 6.10 muestra la silla de ruedas robótica de la UFES/Brasil comandada por SSVEP [33].

6.4. Conclusiones

En este capítulo se han presentado los fundamentos de las señales electroencefalográficas (EEG), la forma de capturarlas, la extracción de las características de interés, y el reconocimiento (clasificación) de los patrones cerebrales. Igualmente, se han expuesto ejemplos de aplicación de dispositivos comandados por ese tipo de señales, comentando los detalles de cada proceso de operación. Actualmente en las numerosas investigaciones que se llevan a cabo en este campo, se está trabajando, entre otras, en nuevas técnicas que mejoren la resolución temporal y espacial en la adquisición de las señales cerebrales, y en mejorar la usabilidad y portabilidad de los dispositivos en general [55]. Además, se están realizando investigaciones sobre estrategias para mejorar el procesamiento de dichas señales, los procesos de filtrado (espacial y temporal), de aprendizaje automático de señal, y de adaptación a cada individuo en particular a lo largo del tiempo. El objetivo final es integrar la ICC en una aplicación útil para el usuario, donde aspectos como la integración del hardware y software y su inclusión en entornos reales y virtuales sean lo más intuitivos y amigables con el usuario final. Un ejemplo



Figura 6.10. Silla de ruedas robótica de la UFES/Brasil comandada por SSVEP.

de esas nuevas tecnologías son las ICCs recientemente implementadas para la identificación única de personas (Biometría) [40, 13]. Este tipo de aplicación ha comenzado a explorar recientemente la autenticación a través de EEG, donde la contraseña personal es un conjunto de pensamientos [30, 34]. Otra novedad en esta área de investigación es la neurorealimentación (del inglés, *neurofeedback*), una técnica que se basa en medir la actividad cerebral y enseñar a las personas como regularla por medio de aprendizaje condicionado [39]. El objetivo final consiste en conseguir que los cambios en los patrones de actividad cerebral se reflejen en una mejora del comportamiento (en el caso de trastornos neurológicos) o en una mejora de las capacidades cognitivas del individuo (síndrome de falta de atención o de concentración).

Referencias

- [1] T. Bastos y col. "Towards a new modality-independent interface for a robotic wheelchair". En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 90 (2013), págs. 1-16.
- [2] T. Blakely y col. "Robust, long-term control of an electrocorticographic brain-computer interface with fixed parameters". En: *Neurosurgical Focus* 27.1 (2009), E13.
- [3] B. Blankertz y col. "Invariant common spatial patterns: Alleviating nonstationarities in braincomputer interfacing". En: *Advances in Neural Information Processing Systems* 20 (2008).
- [4] B. Blankertz y col. "The Berlin brain-computer interface: non-medical users of ICCS technology". En: *Frontiers in Neuroscience* 4.198 (2010).
- [5] A. Brouwer y B. Van. "A tactile P300 brain-computer interface". En: *Frontiers in Neuroscience* 4.19 (2010), págs. 2-4.
- [6] J. M. Carmena y col. "Learning to Control a Brain-Machine Interface for Reaching and Grasping by Primates". En: *PLOS Biology* 1.2 (2003), E42.
- [7] S. Chiappa y S. Bengio. "HMM and IOHMM modeling of EEG rhythms for asynchronous ICCS systems". En: *European Symposium on Artificial Neural Networks (ESANN)*. 2004.
- [8] T. Eichele y col. "Removal of MRI artifacts from EEG recordings". En: *Simultaneous EEG and fMRI: Recording, Analysis, and Application*. Ed. por M. Ullsperger y S. Debener. Oxford Scholarship, 2010. Cap. 2-3.
- [9] A. Eklund y col. "A Brain Computer Interface for Communication Using Real-Time fMRI". En: *IEEE International Conference on Pattern Recognition*. 2010, págs. 365-369.
- [10] A. Erfanian, F. Oveisi y A. Shadvar. "Feature Extraction by Mutual Information Based On Minimal-Redundancy-Maximal-Relevance Criterion and Its Application to Classifying EEG Signal for Brain-Computer Interfaces". En: *Recent Advances in Brain-Computer Interface Systems*. Ed. por Reza Fazel-Rezai. InTech, 2011. Cap. 3.

-
- [11] F. Escudero y col. "Registro de señales EEG para aplicaciones de interfaz cerebro computadora (ICC) basado en potenciales evocados visuales de estado estacionario (PEVEE)". En: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*. Vol. 18. 2008, págs. 87-90.
- [12] F. Escudero y col. "Two-dimensional auditory p300 speller with predictive text system". En: *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010, págs. 4185-8.
- [13] S. Fabri, K. Camilleri y T. Cassar. "Parametric modelling of EEG data for the identification of mental tasks". En: *Biomedical Engineering: Trends in Electronics, Communications and Software*. Ed. por Anthony N. Laskovski. InTech, 2011. Cap. 19.
- [14] E. Felton y col. "Electrocorticographically controlled brain-computer interfaces using motor and sensory imagery in patients with temporary subdural electrode implants". En: *Journal of Neurosurgery* 106 (2007), págs. 495-500.
- [15] A. Ferreira y col. "Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems". En: *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 5:10 (2008).
- [16] A. Ferreira y col. "Human-machine interfaces based on muscular and brain signals applied to a wheelchair". En: *Journal of Physics: Conference Series* 90 (2007).
- [17] P. Ferrez y J. Millán. "Error-related EEG potentials generated during simulated brain-computer interaction". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 55 (2008), págs. 923-929.
- [18] J. A. Gallego y col. "A neuroprosthesis for tremor management through the control of muscle co-contraction". En: *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 10.1 (2013), pág. 36.
- [19] B. Graimann, B. Allison y G. Pfurtscheller. *Brain-computer interfaces: a gentle introduction*. 2010.
- [20] J. Ibáñez y col. "An EEG-Based Design for the Online Detection of Movement Intention". En: *Advances in Computational Intelligence* (2011), págs. 370-377.
- [21] I. Iturrate, L. Montesano y J. Minguez. "Robot Reinforcement Learning using EEG-based reward signals". En: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2010.
- [22] I. Iturrate y col. "Non-Invasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation". En: *IEEE Transactions on Robotics* 25 (2009).
- [23] I. Iturrate y col. "Synchronous EEG Brain-Actuated Wheelchair with Automated Navigation". En: *IEEE international conference of Robotics and Automation*. 2009.
- [24] M. Kaper y col. "ICCs Competition 2003 - Data Set IIB: Support Vector Machines for the P300 Speller Paradigm". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004).
-

-
- [25] A. Karim y col. "Neural Internet: Web Surfing with Brain Potentials for the Completely Paralyzed". En: *Neurorehabilitation and Neural Repair* 20.4 (2006).
- [26] L. Kauhanen, T. Nykopp y M. Sams. "Classification of single MEG trials related to left and right index finger movements". En: *Clinical Neurophysiology* 117 (2006), págs. 430-439.
- [27] M. A. Lopez. "Interfaz ICCS de altas prestaciones basada en la detección y procesamiento de la actividad cerebral". Tesis doct. Universidad de Granada, 2009.
- [28] F. Lotte, M. Congedo y B. Arnaldi. "A Review of Classification Algorithms for EEG-Based Brain-Computer Interfaces". En: *Journal of Neural Engineering* 4 (2007), págs. 3-11.
- [29] E. D. Louis. "Essential Tremors: a Family of Neurodegenerative Disorders?". En: *Archives of Neurology* 66.10 (2009), págs. 1202-1208.
- [30] S. Marcel y J. del R. Millan. "Person authentication using brainwaves (EEG) and maximum a posteriori model adaptation". En: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 29.4 (2007), págs. 743-752.
- [31] J. Martinez. "Comunicación con computador mediante señales cerebrales. Aplicación a la tecnología de rehabilitación". Tesis doct. Universidad Politécnica de Madrid, 2009.
- [32] J. Mellinger y col. "An MEG-based brain-computer interface". En: *Neuroimage* 36 (2007), págs. 581-593.
- [33] S. Muller, T. F. Bastos-Filho y M. Sarcinelli Filho. "Proposal of a SSVEP-BCI to Command a Robotic Wheelchair". En: *Journal of Control, Automation and Electrical Systems* 24 (2013), págs. 97-105.
- [34] K. N. Plataniotis N. V. Boulgouris y E. Micheli-Tzanakou. "Multimodal Physiological Biometrics Authentication". En: *Biometrics: Theory, Methods, and Applications*. Ed. por A. Riera y col. 2008. Cap. 18.
- [35] C. Neuper y col. "Motor imagery and EEG-based control of spelling devices and neuroprostheses". En: *Progress in Brain Research* 159 (2006), págs. 393-409.
- [36] A. Nijholt. "ICCS for games: A 'state of the art' survey". En: *Entertainment Computing*. 2009.
- [37] A. Nijholt y col. "Brain-computer interfaces for hci and games". En: *CHI '08 extended abstracts on Human Factors in Computing Systems*. 2008.
- [38] J. de la O. Chavez. "Interfaz cerebro-computadora para el control de un cursor basada en ondas cerebrales". Tesis doct. Universidad Autónoma Metropolitana Azcapotzalco, 2006.
- [39] C. Omar y col. "A Feedback Information-Theoretic Approach to the Design of Brain-Computer Interfaces". En: *International Journal on Human-Computer Interaction* 27.1 (2009), págs. 5-23.
-

-
- [40] R. Palaniappan. "Multiple Mental Thought Parametric Classification: A New Approach for Individual Identification". En: *International Journal of Signal Processing* 2.3 (2005), págs. 222-225.
- [41] W. Penny y S. Roberts. "EEG-Based Communication Via Dynamic Neural Network Models". En: *Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks*. 1999.
- [42] G. Pfurtscheller y F. H. Lopes da Silva. "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles". En: *Clinical Neurophysiology* 110.11 (1999), págs. 1842-57.
- [43] G. Pfurtscheller y col. "EEG-based asynchronous ICCS controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient". En: *Journal on Applied Signal Processing* (2005), págs. 3152-3155.
- [44] J. Philips y col. "Adaptive Shared Control Of A Brain-Actuated Simulated Wheelchair". En: *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007.
- [45] M. Poulos y col. "On the use of EEG features towards person identification via neural networks". En: *Medical Informatics and the Internet in Medicine* 26.1 (1999), págs. 35-48.
- [46] J. del R. Millan y col. "Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), págs. 1026-1033.
- [47] E. Rocon y J. L. Pons. *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics*. Ed. por E. Rocon y J. L. Pons. Springer, 2011.
- [48] E. Rocon y col. "Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression". En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15.3 (2007), págs. 367-378.
- [49] E. Rocon y col. "Pathological Tremors Management: Modelling, Compensatory Technology and Evaluation". En: *Technology and Disability* 16 (2004), págs. 3-18.
- [50] L. Roijndijk. "Variability and nonstationarity in Brain Computer Interfaces". Tesis de lic. Radbound University Nijmegen, 2009.
- [51] G. Schalk y col. "BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.6 (2004), págs. 1034-1040.
- [52] J. L. Sirvent y col. "Visual Evoked Potential-Based Brain-Machine Interface Applications to Assist Disabled People". En: *Expert Systems with Applications* 39.9 (2012), págs. 7908-7918.
- [53] M. Tangermann y col. "Playing pinball with non-invasive BCI". En: *Advances in Neural Information Processing Systems* 21 (2008).
-

-
- [54] L. Tonin y col. "The role of shared-control in ICCs-based telepresence". En: *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. 2010, págs. 1462-1466.
- [55] M. Ullaperger y S. Debener. *Simultaneous EEG and fMRI recording, analysis, and application*. Ed. por M. Ullaperger y S. Debener. Oxford University Press, 2010.
- [56] M. Velliste y col. "Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding". En: *Nature* 453 (2008), págs. 1098-1101.
- [57] G. K. Wenning y col. "Prevalence of movement disorders in men and women aged 50-89 years (Bruneck Study cohort): a population-based study". En: *Lancet Neurology* 4.12 (2005), págs. 815-820.
- [58] J. Wolpaw y D. McFarland. "Control of a two dimensional movement signal by a noninvasive brain computer interface in humans". En: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. Vol. 101. 51. 2004, págs. 17849-17854.
-

Capítulo 7

Interfaces multimodales

Anselmo Frizera[†], Ramón Ceres[‡], José María Azorín[§], Carlos A. Cifuentes[†], Teodiano Freire Bastos[†], Eduardo Rocon[‡], Alejandro Clemotte[‡] y Eduardo Iáñez[§]

[†]*Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil.*

[‡]*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*

[§]*Universidad Miguel Hernández de Elche, España.*

7.1. Introducción

Los avances tecnológicos y de los diversos métodos de procesamiento de señales han dado lugar al aumento del número de novedosos medios de interacción entre el hombre y la máquina. Los capítulos anteriores presentaron diferentes enfoques para la construcción de interfaces, desde el uso de periféricos adaptados, hasta el procesamiento de señales obtenidas de la actividad cerebral de usuarios.

Es notable que el uso de periféricos, como ratón y teclado, para acceder al ordenador restringen el flujo de información entre los dos agentes. Esto se muestra más evidente en los casos de personas que no poseen las capacidades motoras para manipular estos dispositivos. Por lo tanto, la aparición de interfaces que emplean canales alternativos de comunicación han dado lugar a nuevos niveles de interacción con sistemas informáticos. Sistemas basados en reconocimiento de voz, seguimiento del globo ocular o de movimientos corporales, captación de bioseñales, entre otros, son foco de interés de muchos grupos de investigación en todo el mundo.

En este sentido, se nota un creciente interés en el modelado y en la obtención de información de la interacción hombre y dispositivos en general, desde parámetros físicos, comprendiendo el flujo de potencia entre los agentes, hasta parámetros cognitivos, referentes al intercambio de información bidireccional entre el hombre y los sistemas avanzados. Los avances de la interacción cognitiva humano-máquina apuntan a la extracción de información directamente de los procesos cognitivos humanos involucrados en la ejecución normal de tareas [3, 31].

No obstante, la interacción de humanos con el entorno y con otros humanos se da naturalmente de forma multimodal, involucrando modos múltiples y concurrentes de comunicación [34]. Además, es sabido que el uso de múltiples tipos de sensores pueden ayudar a la precisión de medida, reduciendo las incertidumbres en la toma de decisiones [13, 22].

Un punto importante de las interfaces modernas es evitar la saturación de los canales cognitivos, al mismo tiempo que se buscan nuevos medios de intercambio de información entre hombre y máquina. En este contexto, las interfaces multimodales proponen una estrategia de combinación de los diversos canales en los distintos niveles de interacción, generando sistemas más robustos, con mejor comprensión del fenómeno fisiológico a través del empleo de técnicas de fusión de datos. Estas interfaces son, muchas veces, llamadas *Interfaces Naturales*, y las razones de ese enfoque son [34, 3]:

Prácticas. Un importante inconveniente del uso de interfaces basadas en un único modo de comunicación es la falta de robustez y precisión en la identificación de las intenciones y comandos. Además, se introducen retrasos cuando los procesos cognitivos naturales son convertidos en una secuencia impuesta de tareas. Un estado previo de entrenamiento es necesario para que el usuario sea capaz de mapear procesos cognitivos en una nueva serie de salidas no naturales. Todo esto puede causar fatiga del usuario a nivel físico y mental.

Biológicas. Considerando concretamente la interacción cognitiva, el uso de múltiples canales para la obtención de información permite hacer uso de mecanismos naturales de control neuromotor humano empleando comandos bastantes optimizados para la comunicación e interacción multimodal con el entorno. Además, mucha información se pierde en el momento en que las tareas biológicas son traducidas en eventos discretos, o sea, no hay una correspondencia directa en la conversión de eventos naturales o gestos en comandos de *joysticks* o pulsadores, por ejemplo.

Rehabilitación. Uno de los usos con importante crecimiento de los sistemas computacionales y de la robótica personal es la rehabilitación. La interacción directa con los fenómenos relacionados con procesos cognitivos es una manera de excitarlos y cuantificar la evolución de una terapia rehabilitadora. Otra razón para el uso de modalidades múltiples en interacción es permitir que personas con limitaciones físicas y cognitivas puedan tener acceso al computador. Al combinar información de diferentes canales de comunicación, estas limitaciones pueden ser atenuadas.

Este capítulo recoge desarrollos de interfaces multimodales aplicadas a personas con discapacidad permitiéndoles el acceso al ordenador, o bien otros sistemas controlados por computadores. Las próximas secciones presentan estudios de casos específicos de trabajos desarrollados por grupos de investigación miembros de la Red IBERADA.

7.2. Aplicaciones y estudios de caso

Como se ha comentado en la sección anterior, el uso de interfaces multimodales es una solución interesante para buscar una interacción más natural con el computador y sistemas robóticos y ofrece una serie de ventajas en diferentes niveles. Además, al aumentar las modalidades de interacción con el dispositivo, evitase la saturación de canales de comunicación.

En especial, considerando las interfaces cerebro-computador (BCI, del inglés *Brain Computer Interfaces*), el uso de interfaces multimodales permite aumentar no sólo el número o variedad de comandos, sino también la tasa de *bits* con un sistema. Por ello se hace necesaria la búsqueda de nuevas soluciones que permitan generar un mayor número de comandos y mejor control por parte del usuario.

Existen diferentes trabajos relacionados con la multimodalidad en diversos ámbitos. En el ámbito médico, V. Zudilova et al. han combinado el reconocimiento de voz, el reconocimiento de gestos y la manipulación directa de objetos en un entorno virtual para el entrenamiento de los facultativos [40]. También se han realizado aplicaciones dirigidas a personas con discapacidad, como una aproximación multimodal realizada por W. Yu et al., que combinan tecnologías visuales, auditivas y hápticas, mejorando el acceso a la información del Internet por personas con discapacidad visual [39]. El control de robots también ha sido objeto de estas interfaces. En [21], se ha combinado una interfaz ocular basada en EOG con el reconocimiento de voz para controlar un brazo robot en tres dimensiones, realizando tareas de agarre y desplazamiento de objetos.

Por otra parte, las interfaces oculares y cerebrales también han sido utilizadas en interfaces multimodales. Á. Úbeda et al. han combinado en diversos trabajos una interfaz ocular basada en EOG con tecnologías hápticas diseñando diversas estrategias de control (no simultáneo, control compartido y fusión sensorial) para la realización de trayectorias con un brazo robot [42]. También, utilizando la misma interfaz multimodal, se ha estudiado la reducción del temblor de las manos del usuario para poder realizar un control preciso en la realización de trayectorias con un brazo robot en [41]. Esto puede ser muy útil para personas con enfermedades del sistema nervioso, como el Parkinson. Los sistemas BCI también se han utilizado en las interfaces multimodales, donde R. Leeb et al. las han combinado con información muscular mediante señales electromiográficas (EMG) [19].

Las interfaces cerebrales y oculares también se han combinado entre sí en interfaces multimodales. Por ejemplo, en [18] han diseñado una interfaz multimodal para el alcance de objetos en un entorno virtual 3D combinando una interfaz BCI no invasiva espontánea con una interfaz ocular basada en Oculografía Infrarroja (*InfraRed OculoGraphy*, IROG). En [25] controlan un robot móvil mediante los comandos generados a partir de la combinación de una BCI no invasiva espontánea con una interfaz EOG.

En un contexto diferente, se presenta en [8] una interfaz multimodal para el control de un andador robótico. La idea es extraer información de las fuerzas de interacción en miembros superiores y la evolución espacio-temporal de los miembros inferiores, con el fin de obtener las intenciones de movimiento del paciente. Dicho

andador robótico Simbiosis ha sido validado en experimentos de marcha asistida con pacientes con lesión medular incompleta en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo presentando resultados interesantes desde el punto de vista del potencial rehabilitador y de compensación funcional del sistema.

A continuación se presentan cuatro estudios de caso abordando desarrollos de interfaces multimodales por grupos de investigación de la Red IBERADA. En el primero, se aborda un sistema que combina movimientos de cabeza y ojos, con el fin de permitir la interacción de personas con parálisis cerebral con el computador. En el segundo, una interfaz multimodal es realizada a través de la integración de una BCI y una interfaz basada en señales de electrooculografía (EOG). La supresión del temblor mediante una neuroprótesis y una interfaz multimodal es presentada en la sección 7.2.3. Finalmente, en la sección 7.2.4 es presentado un sistema que permite la adquisición coordinada de movimientos y de la actividad muscular asociada, permitiendo la realización de estudios del movimiento humano y de la interacción con sistemas robóticos en general.

7.2.1. Interfaz multimodal por movimientos de cabeza y ojos

Se presenta en este apartado el diseño conceptual de un sistema multimodal basado en las experiencias realizadas con personas con Parálisis Cerebral (PC) realizando tareas simples de alcance de objetivos en un computador a través de dos sistemas basados en el uso de canales y tecnologías diferentes, uno mediante cámaras infrarrojas por control de mirada o movimientos de ojos (IRISCOM) y otro mediante sensores inerciales, por movimientos de cabeza (ENLAZA). Ambos sistemas son descritos a continuación, comentando después la metodología y las observaciones realizadas. Finalmente se presenta la propuesta que podría mejorar el control del cursor.

Sistema IRISCOM y ENLAZA

El dispositivo IRISCOM ha sido diseñado para personas con alta limitación en su funcionalidad motriz y permite el control de un ordenador mediante el movimiento de los ojos. Se trata de un dispositivo que reemplaza al ratón manual, posibilitando que personas que no pueden manejar el ratón con las manos consigan realizar esta función mirando simplemente al lugar deseado [24]. El dispositivo consiste en una cámara y dos emisores de luz infrarroja que son acoplados a un ordenador personal. La cámara recoge la imagen del ojo del usuario y el reflejo que los dos emisores provocan sobre la pupila permite a un software específico interpretar esta imagen, calcular el lugar de la pantalla dónde está mirando el usuario, y convertir ésa posición en coordenadas para el ratón.

El sistema ENLAZA es un comunicador inercial particularizado al análisis del movimiento de 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 Parálisis Cerebral (PC) [36]. Por tanto, la interfaz inercial ENLAZA es un dispositivo diseñado para ser controlado

por los movimientos residuales de la cabeza. El comunicador inercial ENLAZA consiste en una IMU (*Inertial Measurement Unit*) con un soporte comercial que permite una fijación mecánica a la cabeza y una aplicación software ejecutada en un computador común, que captura los datos provenientes de la IMU. Para el cálculo de la orientación angular de la IMU se utiliza un algoritmo de Kalman basado en el algoritmo de Roetenberg [32]. El sistema ENLAZA ha sido desarrollado en el CSIC/España en el Grupo de Bioingeniería.

Metodología

El objetivo de las pruebas realizadas con personas con PC con los sistemas IRISCOM y ENLAZA ha sido identificar las limitaciones del sistema IRISCOM bajo la hipótesis de que los problemas de control del cursor pueden deberse al movimiento involuntario en el iris o a la dificultad para mantener la postura de la cabeza frente al dispositivo. Se han definido varias métricas en diferentes dominios para verificar dichas hipótesis. Una de ellas mide la frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral de potencia (Figura 7.1). La otra, la amplitud del movimiento (ROM - Range of Motion) se define como la diferencia entre los valores máximo y mínimo de los ángulos de Euler (Figura 7.2).

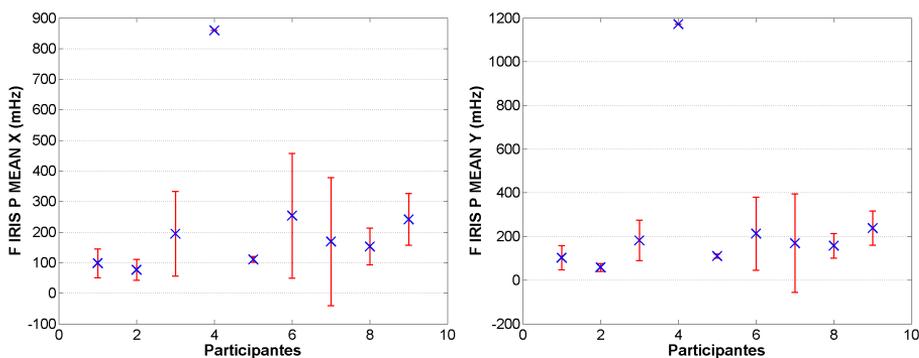


Figura 7.1. Representaciones gráficas de las métricas que miden las componentes espectrales de los movimientos del iris. Frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral en el eje horizontal (izquierda) y vertical (derecha) por participante.

7 personas con PC severa y 2 usuarios sanos fueron reclutados (media y desviación estándar de las edades de los participantes: 29 y 6, respectivamente). No se realizó una fase previa de familiarización con las interfaces con ningún participante. Las pruebas se llevaron a cabo en ASPACE-Cantabria (Santander, España).

Las pruebas requieren que los participantes miren un objetivo en la pantalla y que mantengan la mirada en el objetivo durante 2 segundos para su selección. Entonces, el objetivo cambia su posición siguiendo un orden secuencial. Los ensayos de tipo alcance de objetivos se llevaron a cabo hasta 204 veces por participante (media 117, mínimo 10) durante 3 días consecutivos. Cada condición consiste

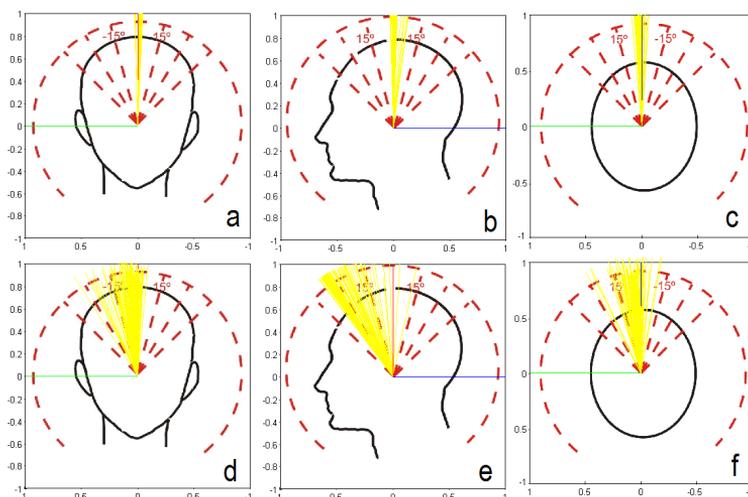


Figura 7.2. Rango de movimiento frontal, sagital y transversal para sujeto sin discapacidad (a, b y c) y para sujeto con PC (d, e y f).

en alcanzar el objetivo hasta 17 veces, dependiendo de las capacidades de los participantes. La prueba se realizó mediante el uso del sistema IRISCOM como controlador del cursor. El sistema de seguimiento del movimiento de la cabeza ENLAZA registró la amplitud de movimiento (ROM) de la cabeza. Los resultados indican que la dificultad de control del cursor parece estar más relacionada con la limitación en el control postural de la cabeza que con el movimiento del iris.

Limitaciones de usabilidad y fusión sensorial

Se propuso entonces la hipótesis de que los problemas del control en el sistema IRISCOM se deben a las limitaciones de control postural (medida a través de la métrica ROM), especialmente notorio en personas con parálisis cerebral hipotónica.

Se presume que la limitación en el control postural afecta al sistema IRISCOM porque los usuarios con PC mueven la cabeza de la posición de calibración. La interfaz ENLAZA permite extraer patrones cinemáticos del movimiento de la cabeza sin necesidad de algoritmos complejos de reconstrucción del movimiento. No es el caso, por ejemplo, de la interfaz IRISCOM, donde la obtención de patrones cinemáticos requiere el procesamiento de imágenes y el modelado tridimensional.

Para que el sistema IRISCOM sea capaz de transformar la orientación de la mirada en coordenadas para el cursor del ordenador, el usuario 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. En este sentido, se espera que el sistema ENLAZA actúe no solo de forma complementaria, sino también de forma alternativa. Por otro lado, la interfaz IRISCOM no exige al usuario vestir ningún dispositivo adicional, siendo mucho menos invasivo que el

	ENLAZA	IRISCOM
Recursos computacionales	Bajo	Alto
Invasivo	Medio	Nada
Rango de medida	Alto	Bajo
Señal de control	Ruidosa	Poco ruidosa
Robustez a condiciones de iluminación	Alta	Baja
Tasa de digitalización	Alta	Baja

Tabla 7.1. Ventajas y desventajas de las interfaces IRISCOM y ENLAZA

sistema ENLAZA. De hecho, como el usuario no debe portar nada, trabaja como una tecnología inalámbrica para éste, aspecto interesante para grupos de personas con capacidades limitadas por cuestiones de comodidad.

Por otro lado, las pruebas han mostrado que la falta de control motor de la cabeza por parte de las personas con Parálisis Cerebral (PC) no se refleja en el control ocular. Es decir, las personas con PC son capaces de mantener la mirada en el punto donde desean, incluso cuando éstas no son capaces de un buen control corporal. Por lo tanto, la información extraída de la mirada es menos ruidosa que la información extraída de los movimientos de la cabeza, lo que hace más sencillo estimar la atención del usuario. Las dos interfaces tienen ventajas y desventajas, las cuales son resumidas en la Tabla 7.1. Las ventajas de cada interfaz pueden ser aprovechadas mediante la fusión de ambas, generando una interfaz más robusta con relación a ambas interfaces separadas, de manera que cada interfaz cubra las limitaciones y deficiencias de la otra.

Sistema multimodal

El concepto de fusión sensorial es relativamente nuevo, aunque los humanos y animales ya lo utilizaban desde hace tiempo [12]. Por ejemplo, es común para todos identificar si un alimento es comestible o no a través de la información que nos brindan los ojos y el olfato, de tal manera se puede tener datos de varias fuentes y se puede decidir con mayor certeza. Estos tipos de sistemas son del tipo redundante.

Diferentes fuentes de información pueden ser fusionadas tanto por ser complementarias (el caso tratado en este capítulo) como alternativas (predominio de una u otro en función de la situación: iluminación, ruido, posición). Para más detalles el lector puede consultar [17], [2] o [37].

En nuestro caso particular, el IRISCOM controla al cursor y por otro lado, el ENLAZA ofrece la información de la ubicación y la orientación de la cabeza del usuario en todo momento. La selección del sistema IRISCOM como control del cursor se debe a la precisión que se puede lograr con la información de los ojos por ser menos ruidosa, debido a la mayor capacidad residual de los usuarios con PC en el control ocular frente al control cervical. El sistema ENLAZA haría el control del cursor en los casos donde se estime que la información que ofrece es más

fiable sobre los datos del IRISCOM o cuando no se ubiquen los ojos del usuario. Este último caso es usual en usuarios con PC hipotónico debido a que estos tienen limitada la capacidad de mantener erguida la cabeza (observación realizada durante las pruebas). Esta interfaz multimodal es denominada IRISLAZA.

En la Figura 7.3 puede observarse un esquema de la propuesta realizada. Las dos fuentes de datos son el sistema de visión IRISCOM y el sistema de medida inercial ENLAZA. Ambos sistemas proveen datos que son procesados por los bloques que son señalados en el esquema. A continuación describiremos estos bloques.

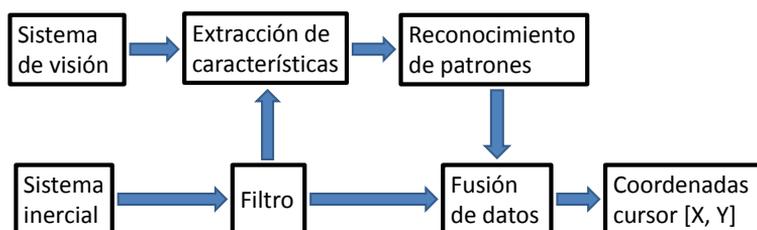


Figura 7.3. Diagrama de bloques de la arquitectura propuesta para la fusión de datos de las interfaces IRISCOM y ENLAZA.

Por uno de los brazos del flujo de datos tenemos al bloque “Filtro”, que busca estimar la intención del usuario, descartando movimientos no intencionales. Raya et al [26] han realizado una propuesta para este bloque mediante un filtro de Kalman robusto. La robustez se basa en la metodología de los M estimadores siguiendo la función de Huber [14]. Estos concluyen que con este tipo de filtro se mejora el control motor fino de los usuarios con PC. La salida del bloque “Filtro” se conecta al bloque de “Fusión de datos” y al bloque “Extracción de características”.

Siguiendo el otro brazo del flujo de datos, tenemos al bloque “Extracción de características”, el cual tiene como objetivo la segmentación de la imagen de video. La segmentación permite un análisis menos complejo en cuanto a los recursos computacionales necesarios para el procesamiento. El bloque “Filtro” ofrece información que permite conocer si el usuario tiene la cabeza dirigida a la pantalla o no. Así, el sistema ENLAZA respalda al sistema IRISCOM, evitando inconsistencias de ejecución de la aplicación software debido a que la cabeza se encuentra fuera del rango del sensor.

La imagen procedente del bloque “Extracción de características” pasará al bloque de “Reconocimiento de patrones”, el cual, en función de ciertos parámetros de calibración y ciertas estrategias de filtrado, calcula la “dirección de la mirada” respecto al monitor del ordenador.

El bloque que sigue, el de “Fusión de datos”, es el que tendrá la tarea de integrar la información procedente de ambos sistemas, el de visión y el inercial, de manera que el controlador del cursor refleje mejor las intenciones del usuario. Este bloque deberá decidir si utiliza como control al IRISCOM (si la cabeza se encuentra dentro

del rango) o al ENLAZA (en caso de que el usuario tenga la cabeza fuera de rango o debido a problemas con la estimación de la dirección de la mirada). La salida de este bloque son las coordenadas del cursor.

La fusión permite aprovechar la ventaja del sistema ENLAZA, el cual permite identificar la orientación de la cabeza, en todo momento, independientemente de que el usuario se encuentre en el rango de medida del sistema IRISCOM. Si el sistema ENLAZA detecta que el usuario no se encuentra en el rango de medida del sistema IRISCOM, éste dato puede ser aportado a la aplicación del sistema IRISCOM. También el dato de cuando el usuario vuelve al rango de medida puede ser aportado por el sistema ENLAZA al sistema IRISCOM (además de las coordenadas espaciales).

Como el sistema ENLAZA requiere poco procesamiento de datos, no sería un gran peso para el ordenador ejecutar las tareas de cómputo, pudiendo ambas aplicaciones ejecutarse en paralelo. Además, se aprovecharía la baja invasividad del sistema IRISCOM y la alta robustez del sistema ENLAZA frente a condiciones de iluminación desfavorables.

7.2.2. Interfaz humano-máquina multimodal basada en la combinación de una BCI y una interfaz EOG

Puesto que una interfaz electrooculográfica (EOG) es capaz de proporcionar cuatro comandos (arriba, abajo, izquierda y derecha), además del parpadeo en algunos casos, y las BCI actuales son capaces de diferenciar entre tres tareas mentales, realizar tareas complejas como moverse en un espacio 3D utilizando cada interfaz directamente y de forma independiente sería muy complicado. Por ello se ha desarrollado una interfaz multimodal que combina ambas técnicas en un control no simultáneo. El objetivo es combinar las salidas de cada interfaz en un único comando, de forma que el voluntario pueda interactuar sobre un entorno 3D.

Arquitectura del sistema

En la Figura 7.4 (izquierda) puede verse un diagrama general del sistema. Las señales cerebrales (EEG) y oculares (EOG) se registran conjuntamente cada 0.5 segundos usando el dispositivo g.USBamp de g.tec. A continuación, se procesan y clasifican independientemente para obtener la tarea mental que esté pensando la persona o el movimiento ocular efectuado. Finalmente, dichas salidas se combinan en una interfaz multimodal para generar un único comando. Se utilizan únicamente 7 electrodos para registrar la actividad cerebral y 4 electrodos para registrar los movimientos oculares. Se ha aplicado un filtrado entre 0 y 100 Hz así como un filtro Notch en 50 Hz.

En la Figura 7.4 (derecha) puede verse una imagen del entorno de pruebas mientras un usuario realiza pruebas con la interfaz gráfica. En ella pueden verse todos los elementos necesarios para realizar la prueba, el usuario con los electrodos EOG y EEG, el hardware de adquisición y el ordenador que procesa las señales y muestra la interfaz gráfica.

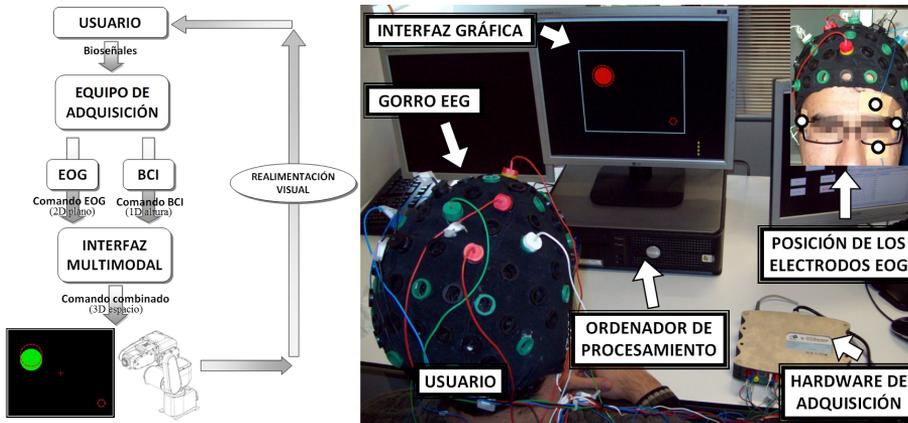


Figura 7.4. Diagrama general del sistema (izquierda). Imagen del entorno de pruebas usando la interfaz gráfica (derecha).

Interfaz ocular (EOG)

Para obtener los movimientos oculares se ha utilizado un algoritmo capaz de detectar cuando el usuario mira hacia arriba, abajo, izquierda o derecha (además del parpadeo) [16, 15]. Los comandos oculares se obtienen, al igual que con la interfaz cerebral, cada 0.5 segundos. En caso de realizar un movimiento entre dos ventanas de procesamiento, éste también es detectado. El algoritmo trabaja a una frecuencia de 120Hz, por lo tanto, la señal de entrada registrada a 1200Hz se diezma por un factor 10. El usuario debe realizar el movimiento en la dirección deseada y volver la mirada al centro rápidamente. Para registrar los movimientos oculares se sitúan 4 electrodos en la cara alrededor de los ojos, 2 para medir los movimientos horizontales y 2 para medir los movimientos oculares.

Interfaz cerebral (BCI)

La BCI no invasiva y espontánea utilizada es capaz de diferenciar entre tres tareas mentales, dos relacionadas con la imaginación motora (imaginación del movimiento repetitivo circular del brazo derecho e izquierdo) y una tarea de reposo (cuenta atrás mentalmente desde 20) [42]. Para medir la actividad cerebral se han situado 7 electrodos siguiendo el sistema internacional 10/20 en las posiciones: FC1, FC2, C3, Cz, C4, CP1, CP2. Una vez registradas las señales EEG, los datos se procesan en ventanas de 1 segundo cada medio segundo. A cada ventana se le aplica un filtrado entre 5 y 35 Hz para centrarse en las bandas alfa y beta (donde las tareas motoras tienen más incidencia). A continuación se extraen las principales características mediante la combinación de la FFT y la Transformada de Wavelet, y finalmente se aplica un filtro Laplaciano. A continuación, se ha utilizado un clasificador que combina 4 modelos basados en LDA mediante un sistema de puntuación. Finalmente, se ha aplicado a la salida de la BCI la moda de los cinco

instantes anteriores para obtener la salida actual del sistema para, de esta forma, evitar posibles errores puntuales.

Interfaz multimodal

La interfaz EOG y la BCI se han combinado con el fin de desplazarse por un espacio 3D, que, como se ha comentado, utilizando cada interfaz directamente y de forma independiente no sería posible. Las señales EOG y EEG se procesan cada 0.5 segundos para obtener la dirección de la mirada y la tarea mental que el voluntario esté realizando. Ambos comandos se combinan en la interfaz multimodal para interactuar con una interfaz gráfica 3D. El usuario controla el movimiento en el plano mediante la interfaz ocular mientras que la altura es controlada mediante la interfaz cerebral. En este caso, la altura se ha simulado cambiando el tamaño del punto que controla el usuario. Se ha utilizado un control no simultáneo para la interfaz multimodal, para que, en términos de usabilidad, el control sea más fácil para los voluntarios. El control no simultáneo implica que el usuario no utilizará ambas interfaces al mismo tiempo teniendo que cambiar de una a otra. De esta forma los voluntarios se cansarán menos y tendrán menos estrés usando la interfaz multimodal.

Cuando el usuario realiza un movimiento ocular mediante la interfaz EOG (izquierda, derecha, arriba o abajo), el punto comienza a moverse en la dirección correspondiente. Para detenerlo, el voluntario debe mirar en la dirección opuesta al movimiento que se esté realizando. Una vez detenido puede ser movido de nuevo en cualquier otra dirección. En la Figura 7.5 puede verse la máquina de estados diseñada a tal efecto, donde en los círculos se indica el estado actual y en las flechas el movimiento ocular a efectuar para cambiar de estado. Debido al control no simultáneo programado, únicamente mientras el punto está detenido, se puede cambiar su altura usando la BCI. Para ello, cuando el voluntario piensa en el movimiento del brazo derecho, se subirá, mientras que cuando se realice la tarea mental de imaginación del brazo izquierdo bajará. En el caso del punto en la interfaz gráfica, el cambio de altura se ha simulado modificando el tamaño del punto, de forma que se hace más grande para subir y más pequeño para bajar.

Interfaz gráfica

Se ha diseñado una interfaz gráfica de usuario (GUI) para testear la interfaz multimodal (Figura 7.6 (izquierda)). Con ella se controla el movimiento de un punto en la GUI usando un control no simultáneo. La GUI muestra un espacio de trabajo donde se puede mover el punto en X, Y y Z. Se han situado dos objetivos en posiciones específicas dentro de la GUI.

Resultados

Tres voluntarios sanos con edades comprendidas entre los 25 y los 35 años han participado en las pruebas experimentales con la interfaz gráfica. En primer lugar, los usuarios entrenan con cada interfaz de forma independiente. Se buscan

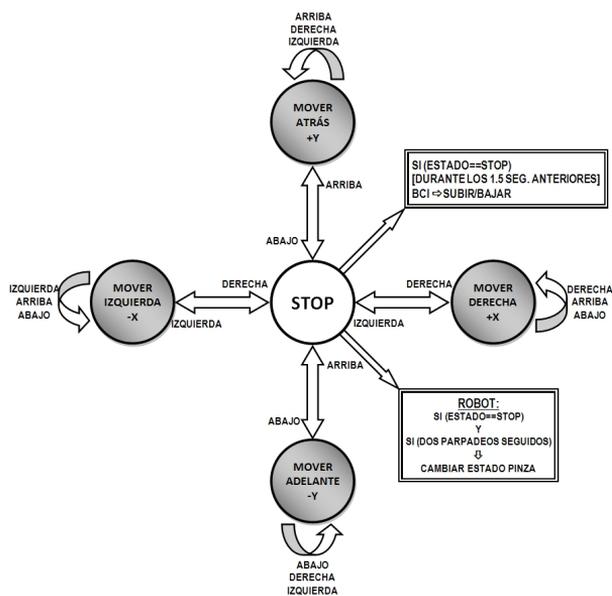


Figura 7.5. Máquina de estados para el control del punto en la interfaz gráfica.

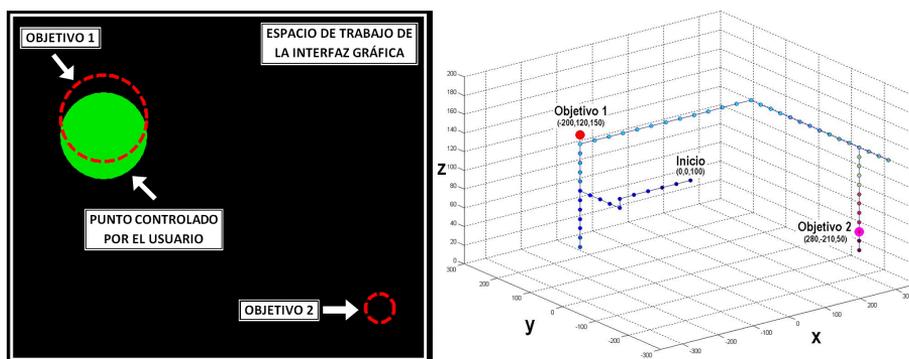


Figura 7.6. Interfaz gráfica de usuario (izquierda). Representación 3D de una trayectoria realizada por un usuario (derecha).

los umbrales específicos de cada usuario en la interfaz EOG y se realiza un breve entrenamiento. Los resultados obtenidos con la interfaz EOG son mayores del 92 % de acierto (correspondiendo el resto a no detecciones) [16, 15]. A continuación, se realiza un entrenamiento con la BCI utilizando diferentes interfaces gráficas con realimentación visual para que el usuario sepa si lo está haciendo bien o no. En la BCI se han obtenido resultados muy bajos inicialmente, pero que mejoran al realizar pruebas con realimentación visual y con el entrenamiento [42]. Además, estos resultados mejoran aun más cuando el usuario comienza a entrenar de forma libre y a realizar las pruebas con la interfaz gráfica. Una vez que ambas interfaces se controlan de forma adecuada, los usuarios pueden comenzar a utilizar la interfaz multimodal.

Cuando los usuarios comienzan a utilizar dicha interfaz deben alcanzar dos objetivos. Todos los usuarios prefirieron acercarse a los objetivos, primero realizando los movimientos oculares necesarios (plano XY), y entonces, usando la BCI pensando en la tarea mental correspondiente para ajustar la altura del punto (altura simulada con el tamaño de punto). La mayoría del tiempo usado para llegar a los objetivos es debida a la BCI, ya que es más lenta que la interfaz EOG. A BCI requiere pensar constantemente en la tarea mental correspondiente para incrementar o decrementar la altura, mientras que con la interfaz EOG sólo es necesario realizar un movimiento ocular para comenzar a mover el punto en una dirección o para detenerlo. Aun así, el tiempo empleado por los usuarios para llegar a los objetivos es bastante bajo. En la Figura 7.6 (derecha) se muestra una representación 3D de una trayectoria realizada por un usuario usando la GUI, donde se comprueba como el usuario se acerca primero realizando movimientos en el plano usando la interfaz ocular y a continuación ajusta la altura con la BCI.

Los tiempos empleados han sido bajos, y teniendo en cuenta el tiempo mínimo que podría emplearse para llegar el objetivo, se han conseguido velocidades medias de aproximadamente un 74 %. También se ha medido el error mediante la distancia Manhattan, obteniendo errores globales medios de 2.3 unidades. El error medido independientemente en los ejes X e Y es muy bajo en todos los casos, como mucho de 1 unidad, obteniendo una media de 0.28 unidades. Esto es debido a la gran precisión de la interfaz EOG. Por el contrario, en el eje Z, los resultados son algo mayores, pero en promedio se obtienen 1.8 unidades. Estos resultados pueden estudiarse en más detalle en [16].

La interfaz multimodal que combina una interfaz EOG con una BCI espontánea no invasiva ha permitido controlar un punto en un espacio 3D. Esto no hubiera sido posible usando cada interfaz directamente y de forma independiente. Los usuarios han controlado el movimiento en el plano utilizando la interfaz EOG mientras que la altura se ha controlado mediante la BCI.

7.2.3. Interfaz humano-máquina multimodal para el control de una neuroprótesis de supresión del temblor

En el Capítulo 6 se ha presentado parte de la interfaz multimodal para el control de una neuroprótesis de supresión del temblor. Este tópico se centra en

la descripción de las otras modalidades y su interacción. La interfaz multimodal comprende medidas de electroencefalografía (EEG), electromiografía superficial (sEMG) y de movimiento real, mediante el uso de unidades de medida inercial (IMUs). Cada modalidad de medida permite la extracción de información referente al movimiento a distintos niveles: 1) el clasificador en tiempo real mediante EEG se encarga de detectar la intención de movimiento antes de que éste se produzca, lo que permite alertar al resto del sistema y que se dé paso a las estrategias de caracterización y cancelación del temblor (como se presenta en el Capítulo 6); 2) el sEMG detecta el inicio del temblor y estima su frecuencia y fase; 3) las IMUs hacen un seguimiento de la amplitud y fase del temblor en cada articulación. El uso de información redundante sobre la ejecución del movimiento permite además conseguir una mayor robustez frente a posibles errores de detección/estimación. Los posibles fallos en la detección de la intencionalidad de movimiento mediante el sistema de EEG pueden corregirse mediante las medidas de sEMG, y además, el clasificador de la intencionalidad de movimiento mediante EEG se puede beneficiar del correcto etiquetado de la señal medida por las IMUs para emplear la información sobre los movimientos recientemente realizados como ejemplos de entrenamiento del sistema. Otro ejemplo interesante de integración entre modalidades de medida es la información sobre los músculos responsables del movimiento tembloroso que el sEMG facilita al sistema, mientras que las IMUs permiten caracterizar de manera precisa las características del temblor de la articulación. La identificación de los músculos envueltos en la generación del temblor es de gran ayuda para la selección de los patrones de FES (*Functional Electric Stimulation*).

Caracterización del movimiento tembloroso

El análisis de las medidas de sEMG permite detectar el inicio del temblor y proporciona una primera estimación de la fase y frecuencia del mismo. Mediante la aplicación de la transformada iterativa de Hilbert [30], se consigue extraer la componente temblorosa de la componente de la actividad voluntaria, sin información a priori sobre la frecuencia del temblor, su espectro y su dinámica no estacionaria [10]. Por otro lado, el algoritmo para estimar en tiempo real las características instantáneas del temblor toma como señal de entrada la medida diferencial de dos giroscopios situados de manera distal y proximal respecto a la articulación, obteniendo así de manera directa la rotación articular.

La técnica definida para extraer los parámetros del temblor se basa en separar primero el movimiento tembloroso de la señal de rotación cruda, para después estimar su amplitud y frecuencia instantáneas. La separación en tiempo real del movimiento voluntario y tembloroso está fundamentado en que ocupan distintas bandas en frecuencia, mientras que el modelado del temblor se lleva a cabo mediante un algoritmo LMS (*Least Mean Square*), [29], y un filtro de Kalman (Figura 7.8). A continuación se detallan ambas etapas del algoritmo.

La estimación del movimiento voluntario se basa en el hecho de que el temblor modifica al movimiento voluntario de manera aditiva [20], y que el movimiento voluntario durante las actividades del día a día se realiza en un rango de frecuencias

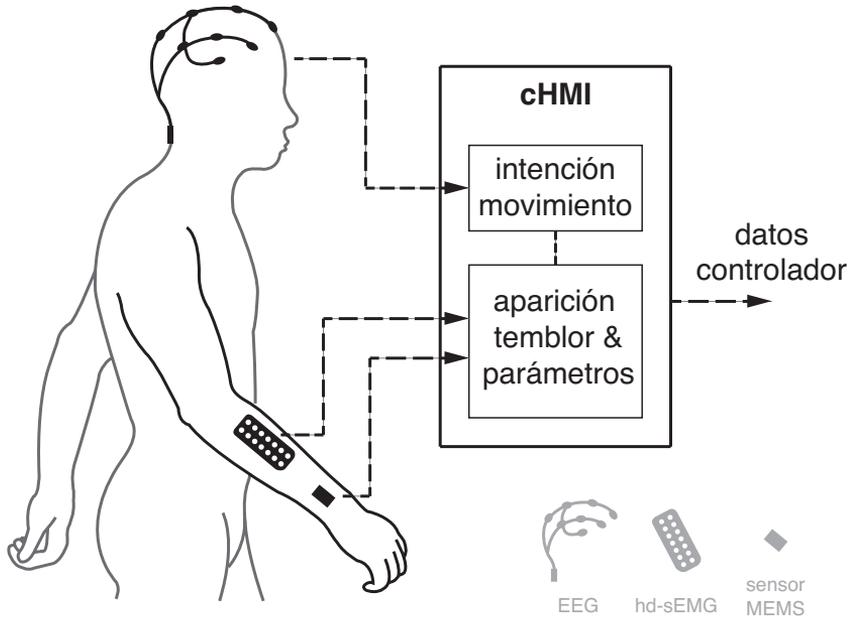


Figura 7.7. Esquemático de la interfaz multimodal de control de una neuroprótesis de supresión del temblor.

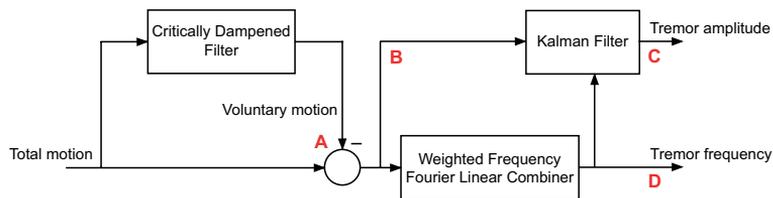


Figura 7.8. Diagrama de bloques del algoritmo de dos etapas para estimar las características instantáneas del temblor a partir de la información de los sensores mostrada en la Figura 7.9.

inferior a la de los temblores [23]. Nuestra aproximación asume que el movimiento voluntario se puede modelar como un proceso de primer orden que se sigue mediante un filtro críticamente amortiguado, un tipo óptimo de filtro g-h. Basándose en la naturaleza aditiva del movimiento voluntario y tembloroso, restándole a la rotación de la articulación la componente voluntaria obtenemos una estimación del temblor (Figura 7.9).

Los parámetros instantáneos del temblor se estiman mediante dos algoritmos. En primer lugar, un WFLC (*Weighted Frequency Fourier Linear Combiner*) se usa para estimar la frecuencia instantánea del temblor. Este algoritmo implementa una serie de Fourier adaptativa que se ajusta a la señal de referencia mediante el método LMS [27]. Después, un filtro Kalman que contiene un modelo armónico del temblor estima la amplitud instantánea del mismo, tomando también como

entrada la frecuencia estimada por el WFLC (Figura 7.8). Este filtro de Kalman proporciona mejores resultados que los algoritmos descritos en la literatura, debido a su naturaleza intrínsecamente óptima [9].

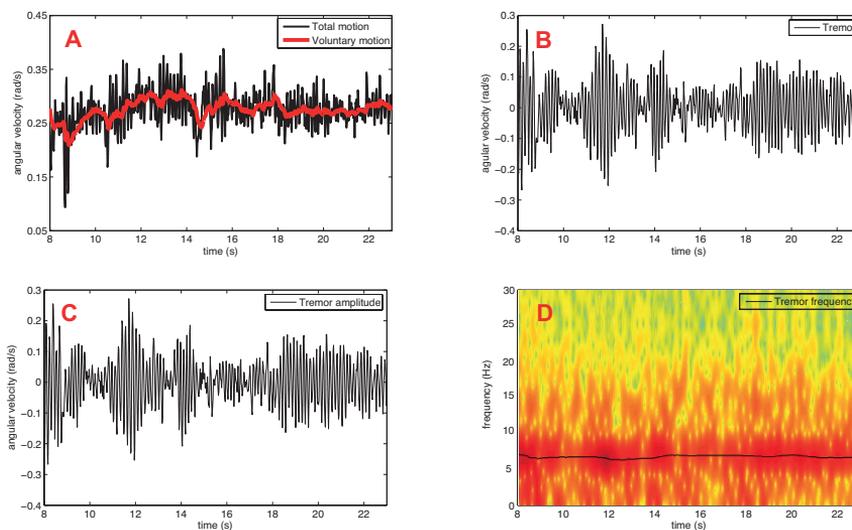


Figura 7.9. Ejemplo de ejecución del algoritmo de dos etapas para la cancelación del temblor: A) movimiento crudo y estimación del movimiento voluntario; B) estimación del temblor como diferencia entre el movimiento total y voluntario; C) estimación de la amplitud instantánea del temblor; D) estimación de la frecuencia instantánea del temblor comparada con el espectrograma del movimiento. Las letras en rojo se corresponden con la Figura 7.8.

Las dos etapas del algoritmo para la estimación de los parámetros del temblor se han evaluado de acuerdo a unas métricas definidas de manera específica para el caso del temblor. La estimación de movimiento voluntario, que es crítica para tener un seguimiento adecuado del temblor, se evalúa en función del error cinemático de seguimiento (ECS), una figura de mérito que tiene en cuenta no sólo el error absoluto de la estimación sino también la varianza del estimador [9]. Por otra parte, la calidad de la estimación de la amplitud del temblor se mide en función del error cuadrático medio filtrado con corrección del retraso (FMSEd) propuesto por González [11], una métrica que primero alinea la estimación del temblor con la señal de referencia y después calcula su error cuadrático medio. El seguimiento de la frecuencia del temblor se evalúa comparándola con el espectrograma del movimiento.

Analizando los datos de 5 pacientes con distintas patologías, se obtiene un ECS medio de $0,223 \pm 0,082$ rad/s y un (FMSEd) medio de $0,001 \pm 0,002$ rad/s. Además, la estimación de la frecuencia del temblor concuerda con el resultado de los espectrogramas. La Figura 7.9 muestra la salida del algoritmo de dos etapas mientras un sujeto con temblor esencial mantiene sus brazos estirados, una tarea que se usa clínicamente para evaluar el temblor postural. La figura demuestra la

precisión en la estimación de los parámetros del temblor.

En este tópico se presenta el diseño y prueba de concepto de una interfaz multimodal que controla un dispositivo neuroprotésico de supresión del temblor. El sistema propuesto supervisa todo el sistema musculoesquelético a través de señales EEG y sEMG, y la información del sensor inercial con el fin de alcanzar un interfaz natural y fiable para la neuroprótesis. De esta manera, la interfaz multimodal detecta la intención de movimiento (EEG), con el fin de proporcionar una acción compensatoria rápida, una vez que el usuario inicia un movimiento, y cuando se detecta el inicio real del temblor (sEMG) (en la presencia de movimiento voluntario concomitante), proporciona al controlador la amplitud instantánea del temblor y la frecuencia (IMUs), que se emplean para conducir la estimulación.

La evaluación de la interfaz multimodal con un grupo de pacientes produjo una considerable anticipación del movimiento y baja latencia en la detección efectiva de la actividad muscular voluntaria y del temblor. Por otra parte, se obtiene la estimación continua precisa de los parámetros de temblor de los sensores inerciales, mejorada por la información derivada de la sEMG. La Figura 7.10 ilustra el funcionamiento de la interfaz con los datos de una paciente real.

7.2.4. Red inalámbrica de sensores para captura de movimiento y actividad muscular

Introducción

El uso de rehabilitación robótica para proveer terapia motriz tiene un gran potencial. Algunos de sus beneficios abarcan la mayor posibilidad de realizar ejercicios terapéuticos precisos y repetibles, la reducción del esfuerzo de los terapeutas involucrados, la incorporación de sistemas interactivos de realidad virtual y además, la recolección de datos cuantitativos que pueden ser utilizados para optimizar las sesiones de terapia y analizar el desempeño del paciente [33]. En esta aplicación existe la necesidad de obtener variables tales como las aceleraciones y velocidades angulares de la articulación para cerrar bucles de control en la búsqueda de cumplir objetivos específicos [28]. Del mismo modo, el seguimiento adicional de la intención de control a través del registro mioeléctrico continuo provee mayor interacción durante el movimiento completo [35].

Actualmente, existe una variedad de Unidades de Medidas Inerciales (conocidos en inglés como IMU, *Inertial Measurement Unit*) con capacidad de transmisión inalámbrica de datos [1, 7]. Del mismo modo, varios de los métodos de sensado han sido hallados con el objeto de reducir las imprecisiones inherentes a las mediciones de los sensores microelectromecánicos [7, 6]. No obstante, hay sensores eletromiográficos de superficie implementados sobre diversos protocolos inalámbricos [38].

La tecnología ZigBee define las redes, seguridad y la estructura de la aplicación para un sistema basado en IEEE 802.15.4. Estas capacidades permiten a la red tener miles de dispositivos sobre una única red inalámbrica de trabajo. ZHC (*ZigBee Health Care*) es un perfil de red ZigBee para usarse en dispositivos de asistencia operando en el cuidado no invasivo de la salud y proporciona un estándar de amplia

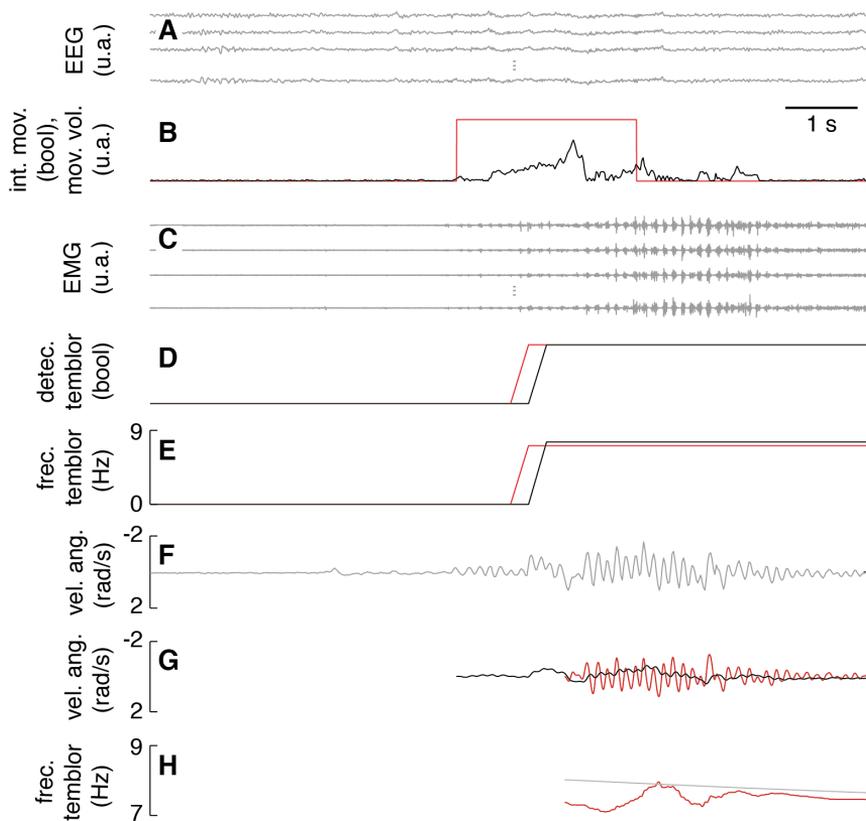


Figura 7.10. Ejemplo de caracterización temblor durante una tarea voluntaria. Los gráficos se muestran de arriba a abajo: (1) algunos canales de EEG; (2) la salida del clasificador EEG (negro) y el movimiento voluntario de referencia normalizado y rectificado (rojo); (3) algunos canales sEMG sobre los extensores de la muñeca; (4) la aparición del temblor detectado por sEMG, y el análisis de extensores de la muñeca (negro) y flexores (rojo); (5) frecuencia del temblor según las estimaciones del análisis de la señal sEMG en el momento de la detección, para los extensores de la muñeca (negro) y flexores (gris); (6) el movimiento de flexión / extensión registrado con sensores inerciales; (7) la estimación de temblor (rojo) y el movimiento voluntario (negro) derivada de los sensores inerciales; y (8) la frecuencia del temblor estimada a partir de los datos de los sensores inerciales (rojo) y la referencia fuera de línea (gris).

aplicación industrial para el intercambio de datos entre una variedad de dispositivos médicos y no médicos. Las aplicaciones de ZHC son principalmente en monitoreo de enfermedades, actividad física personal y del bienestar personal [5].

Este estudio de caso presenta una arquitectura de monitoreo continuo sobre los segmentos del cuerpo humano en movimiento, la cual se basa en una red de sensores IMU y electromiográficos de superficie (sEMG) portables comunicados mediante protocolo ZigBee (ZIMUED), por lo tanto, el nodo sensor debe ser lo suficientemente pequeño como para ser integrado con fácil adaptabilidad a las vestimentas o, eventualmente, a la órtesis de un usuario. Esta configuración permite cerrar lazos de control en búsqueda de propósitos específicos a través de los sistemas de rehabilitación robótica. Al mismo tiempo, estos sensores pueden utilizarse para monitoreo simultáneo de la evolución de la terapia, ya sea para el grupo médico como para el paciente como herramienta de retroalimentación.

Diseño

Basado en el desarrollo del dispositivo ZIMUED presentado en [4], esta red de sensores de área corporal permite el registro cinemático y la cuantificación de la actividad eléctrica muscular del paciente en terapia de rehabilitación. El diagrama general del nodo sensor se puede observar en la Figura 7.11, el cual está basado en dos microcontroladores, así: el primero es un microcontrolador mixto ARM Cortex M4 Kinetis (K53N512) encargado del procesamiento de las señales de la IMU y sEMG, y el segundo es un microcontrolador ARM 7 (MC13224) con un transceptor ZigBee integrado, con la función de enviar las señales dentro de la red de sensores al coordinador de red (Computador de registro o controlador).

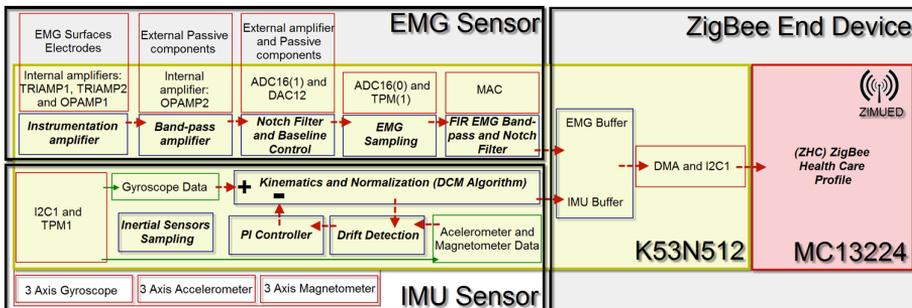


Figura 7.11. Diagrama de bloques del nodo sensor ZIMUED.

La IMU se implementa por medio de la matriz de cosenos directores (DMC), la cual obtiene los ángulos de Euler a partir del registro de los acelerómetros, giróscopos y magnetómetros tridimensionales. El sensor de sEMG se basa en una unidad de adquisición mixta y de procesamiento de señales incluida en el microcontrolador Kinetis, el cual tiene un amplificador de instrumentación basado en amplificadores internos de transimpedancia y de ganancia diferencial. Aunque el amplificador de instrumentación cuenta con una alta eliminación de ruido, es

necesario aplicar algunos filtros adicionales análogos (amplificador interno) antes de entrar al convertor análogo digital. El muestreo se hace a 1kHz con resolución de 16 bits. Dentro del microcontrolador se acondiciona la señal con filtraje digital. Finalmente, las señales de orientación de la IMU y las señales de sEMG son enviadas al microcontrolador ZigBee. La red ZIMUED propuesta en este estudio se implementó sobre el perfil de aplicación ZHC y la pila ZigBee de Freescale para el microcontrolador MC13224. El protocolo de la red usa multiplexación de tiempo, donde se define un tiempo de transmisión para cada nodo sensor.

Desarrollo del sistema

En la Figura 7.12(a) se observa un ejemplo de instalación de dos nodos sensores en miembro inferior para captura de movimiento en pierna y muslo. El sistema portable implementado consiste básicamente en dos pequeñas tarjetas de circuitos impresos: el circuito de sensores y el circuito ZigBee. Estas versiones han sido desarrolladas como un prototipo; en versiones posteriores se planea reducir el tamaño, integrando ambos bloques en una sola tarjeta.

La tarjeta electrónica de sensores (verde) se muestra en la Figura 7.12(b). Tiene un microcontrolador KN53N512 conectado por buses I2C a ambos sensores inerciales para el procesamiento de las señales. Posee además conexión USB para reprogramación y depuración en tiempo real, también capacidad para tarjeta microSD en caso de requerirse almacenamiento masivo. En su parte superior posee dos conectores con los que se comunica con la tarjeta que posee el modulo ZigBee. Adicionalmente, posee un pack de baterías ya que debe ser un dispositivo portable.

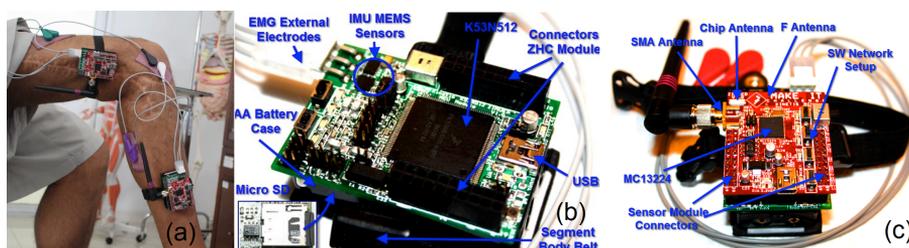


Figura 7.12. a) Ejemplo de utilización en miembro inferior; b) Tarjeta Sensor IMU y sEMG; c) Dispositivo ZIMUED.

La tarjeta electrónica (roja) ZigBee basada en el microcontrolador MC13224 está ubicada sobre la tarjeta de sensores (Figura 7.12(b)). Con el fin de permitir diferentes aplicaciones se ha diseñado con tres posibles antenas: SMA para grandes distancias, tipo chip para disminuir el tamaño, y tipo F para reducir la cantidad de componentes. Además, esta tarjeta posee pulsadores y LEDs para realizar la configuración y la inicialización de los respectivos módulos.

Finalmente, en la Figura 7.13 se muestra las señales obtenidas desde dos nodos sensores en operación, la cual es una captura de señales de IMU y electromiografía superficial sobre el brazo y antebrazo, respectivamente, durante el desarrollo de

un continuo movimiento con repeticiones del gesto de alcanzar y agarrar con el miembro superior.

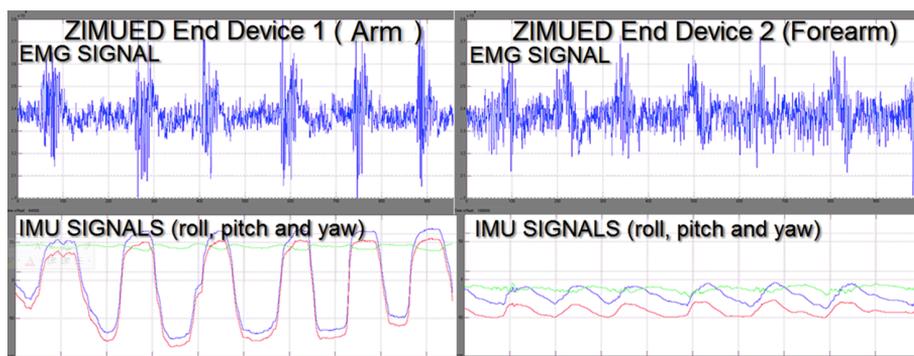


Figura 7.13. Captura de dos nodos sensores en el gesto de alcanzar y agarrar con miembro superior.

Como conclusión, en este estudio de caso se presentó la realización de un sensor inalámbrico vestible que tiene la capacidad de capturar el movimiento de múltiples segmentos del cuerpo humano basado en orientaciones y señales de activación muscular, lo cual es una nueva propuesta de interfaz multimodal para aplicar en análisis de movimientos, control de dispositivos y rehabilitación robótica.

Esta red de sensores tiene un importante potencial en retroalimentación visual para pacientes en rehabilitación (conocido en inglés como *biofeedback*), de igual manera como herramienta de diagnóstico para evaluar el proceso de recuperación.

Debido a la portabilidad de los sensores puede usarse no sólo en laboratorios sino en el ambiente real del usuario y en análisis de ergonomía. En estas aplicaciones normalmente la colocación de cables y electrodos activos dificultan el desarrollo de las tareas.

La continuación de esta investigación a través de más registro de datos entre diversos pacientes y con un cálculo más avanzado de los datos cinemáticos permitirán ponderar mejores perspectivas del aporte real de esta innovación en el campo de la rehabilitación.

7.3. Conclusiones

Este capítulo ha tratado de las interfaces multimodales de comunicación con el ordenador y dispositivos en general. Inicialmente, se presentan las razones y justificativas del uso de la combinación de diferentes canales de comunicación como medio de mejorar la interacción humano-máquina. Cuatro estudios de caso fueron presentados con el objetivo de ilustrar el desarrollo realizado en el contexto de las interfaces multimodales en grupos de investigación de Iberoamérica. No obstante, cabe resaltar que este tema es muy reciente en la literatura y que la búsqueda de nuevas soluciones es foco de investigación y desarrollo en grupos de todo el mundo.

A continuación, el Capítulo 8 presenta los dispositivos de salida del computador para personas con necesidades especiales.

Referencias

- [1] V. van Acht y col. "Miniature Wireless Inertial Sensor for Measuring Human Motions". En: *2007 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2007, págs. 6278-6281.
- [2] Pradeep K Atrey y col. "Multimodal fusion for multimedia analysis: a survey". En: *Multimedia systems* 16.6 (2010), págs. 345-379.
- [3] L. Bueno y col. "Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons". En: ed. por Josi $\frac{1}{2}$ Luis Pons. John Wiley y Sons, 2008. Cap. 4.
- [4] C. Cifuentes y col. "Development of a wearable ZigBee sensor system for upper limb rehabilitation robotics". En: *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on*. 2012, págs. 1989-1994.
- [5] C.A. Cifuentes y col. "Development of a Zigbee platform for bioinstrumentation". En: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2010, págs. 390-393.
- [6] E. Edwan y col. "Reduced DCM based attitude estimation using low-cost IMU and magnetometer triad". En: *2011 Workshop on Positioning Navigation and Communication*. 2011, págs. 1-6.
- [7] M. El-Gohary y col. "Upper limb joint angle tracking with inertial sensors". En: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011, págs. 5629-5632.
- [8] A. Frizera-Neto y col. "Empowering and Assisting Natural Human Mobility: The Symbiosis Walker". En: *International Journal of Advanced Robotic Systems* 8.3 (2011), págs. 34-50. DOI: 10.5772/10666.
- [9] Juan A Gallego y col. "Real-time estimation of pathological tremor parameters from gyroscope data." En: *Sensors (Basel, Switzerland)* 10.3 (ene. de 2010), págs. 2129-49. ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s100302129. URL: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3264472&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.

-
- [10] Juan Álvaro Gallego y col. "A Multimodal Human-Robot Interface to Drive a Neuroprosthesis for Tremor Management". En: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* 42.6 (nov. de 2012), págs. 1159-1168. ISSN: 1094-6977. DOI: 10.1109/TSMCC.2012.2200101.
- [11] J G Gonzalez y col. "Optimal digital filtering for tremor suppression." En: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 47.5 (mayo de 2000), págs. 664-73. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/10.841338. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10851810>.
- [12] David L Hall y James Llinas. "An introduction to multisensor data fusion". En: *Proceedings of the IEEE*. Vol. 85. 1. IEEE, 1997, págs. 6-23.
- [13] D.L. Hall y J. Llinas. "An introduction to multisensor data fusion". En: *Proceedings of the IEEE* 85.1 (1997), págs. 6-23. ISSN: 0018-9219. DOI: 10.1109/5.554205.
- [14] P.J. Huber. *Robust statistics*. Wiley and Sons. 1981.
- [15] Eduardo Iñiguez. "Interfaces Basadas en Señales EEG y EOG para Control de Robots". Tesis doct. Universidad de Miguel Hernández: Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Instituto de Bioingeniería, 2012.
- [16] Eduardo Iñiguez, Andrés Iñiguez y José M. Azorín. "Multimodal human-machine interface based on a Brain-Computer Interface and an electrooculography interface". En: *Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Boston, EEUU*. 2011, págs. 6303-6306.
- [17] Bahador Khaleghi y col. "Multisensor data fusion: A review of the state-of-the-art". En: *Information Fusion* (2011).
- [18] E. C. Lee y col. "A Brain-Computer Interface Method Combined with Eye Tracking for 3D Interaction". En: *Journal of Neuroscience Methods* 190(2) (2010), págs. 289-298.
- [19] R. Leeb y col. "Multimodal Fusion of Muscle and Brain Signals for a Hybrid-BCI". En: *In Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2010, págs. 4343-4346.
- [20] Eduardo Rocon de Lima y col. "Empirical mode decomposition: a novel technique for the study of tremor time series." En: *Medical & biological engineering & computing* 44.7 (jul. de 2006), págs. 569-82. ISSN: 0140-0118. DOI: 10.1007/s11517-006-0065-x. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16937193>.
- [21] J. A. Martínez y col. "Control de un brazo robot mediante una interfaz multimodal que combina una interfaz electrooculográfica y reconocimiento de voz". En: *Actas de las XXXII Jornadas de Automática (JA)*. Sevilla, España, 2011.
-

- [22] R.R. Murphy. "Biological and cognitive foundations of intelligent sensor fusion". En: *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on* 26.1 (1996), págs. 42-51. ISSN: 1083-4427. DOI: 10.1109/3468.477859.
- [23] a K Palmer y col. "Functional wrist motion: a biomechanical study." En: *The Journal of hand surgery* 10.1 (ene. de 1985), págs. 39-46. ISSN: 0363-5023. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3968403>.
- [24] P. Palomo y col. "IRISCOM. Proyecto IRIS". En: *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnología $\frac{1}{2}$ as de Apoyo a la Discapacidad* (2009), págs. 87 -91.
- [25] Y. Punsawad, Y. Wongsawat y M. Parnichkun. "Hybrid EEG-EOG brain-computer interface system for practical machine control". En: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. 2010, págs. 1360-1363. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626745.
- [26] R. Raya y col. "A robust Kalman algorithm to facilitate human-computer interaction for people with cerebral palsy, using a new interface based on inertial sensors". En: *Sensors* 12.3 (2012), págs. 3049-3067.
- [27] C N Riviere, R S Rader y N V Thakor. "Adaptive canceling of physiological tremor for improved precision in microsurgery." En: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 45.7 (jul. de 1998), págs. 839-46. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/10.686791. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9644892>.
- [28] E. Rocon y col. "Application of inertial sensors in rehabilitation robotics". En: *2007 International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007, págs. 145-150.
- [29] E Rocon y col. "Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression". En: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 15.3 (sep. de 2007), págs. 367-378. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903917. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?db=pubmed&cmd=Retrieve&dopt=AbstractPlus&list_uids=17894269.
- [30] E Rocon y col. "Multimodal BCI-mediated FES suppression of pathological tremor." En: *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2010* (ene. de 2010), págs. 3337-40. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627914. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21097230>.
- [31] E. Rocon y col. "Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons". En: ed. por J. L. Pons. John Wiley y Sons, 2008. Cap. 5 - Human-robot physical interaction, págs. 127 -164.
- [32] D. Roetenberg. *Inertial and magnetic sensing of human motion*. University of Twente, 2006.
-

-
- [33] Christopher N Schabowsky y col. "Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot". En: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7 (2010), pág. 36.
- [34] R. Sharma, V.I. Pavlovic y T.S. Huang. "Toward multimodal human-computer interface". En: *Proceedings of the IEEE* 86.5 (1998), págs. 853-869. ISSN: 0018-9219. DOI: 10.1109/5.664275.
- [35] R. Song y col. "Assistive Control System Using Continuous Myoelectric Signal in Robot-Aided Arm Training for Patients After Stroke". En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 16.4 (2008), págs. 371-379.
- [36] M. Wichers y col. "Motor impairments and activity limitations in children with spastic cerebral palsy: A Dutch population-based study". En: *Journal of Rehabilitation Medicine* 41.5 (2009), págs. 367-374.
- [37] Ning Xiong y Per Svensson. "Multi-sensor management for information fusion: issues and approaches". En: *Information fusion* 3.2 (2002), págs. 163-186.
- [38] W. Youn y J. Kim. "Development of a compact-size and wireless surface EMG measurement system". En: *2009 ICCASSICE*. 2009, págs. 1625-1628.
- [39] W. Yu y col. "Developing Multimodal Interfaces for Visually Impaired People to Access the Internet". En: *11th International Conference on Human-Computer Interaction*. 2005, págs. 22-27.
- [40] E. V. Zudilova, P. Sloot y R.G. Belleman. "A multi-modal interface for an interactive simulated vascular reconstruction system". En: *Multimodal Interfaces, 2002. Proceedings. Fourth IEEE International Conference on*. 2002, págs. 313-318. DOI: 10.1109/ICMI.2002.1167013.
- [41] A. i₂beda y col. "Eliminaci₂n del temblor en tareas de telemanipulaci₂n mediante una interfaz multimodal". En: *Actas del VI Congreso Iberoamericano de Tecnolog₂as de Apoyo a la Discapacidad. Tomo 1 (IBERDISCAP)*. Palma de Mallorca, Espa₂a, 2011, págs. 161-167.
- [42] Andri₂s i₂beda, Eduardo Ii₂ez y Jose M. Azori₂n. "Shared control architecture based on RFID to control a robot arm using a spontaneous brainmachine interface". En: *Robotics and Autonomous Systems* 61 (2013), págs. 768-774.
-

Capítulo 8

Dispositivos de salida del computador para personas con discapacidad

Ramón Ceres[§]

[§]*Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.*

8.1. Introducción

En capítulos precedentes se han presentado diferentes modos de acceder al computador utilizando distintos canales humanos de expresión y diferentes tecnologías para ello. Todas estas modalidades corresponden al acceso de entrada, es decir, a las formas en las que el usuario genera e introduce en el computador datos o información (numérica, simbólica, gráfica, ...) u órdenes a interpretar y ejecutar por este con el sistema operativo y los programas que incorpora para ello. Sin embargo no debe olvidarse que el proceso de interacción persona-computador se trata de un diálogo mantenido entre ambos agentes exigiendo por ello una comunicación en el otro sentido, esto es, del computador al usuario.

Los dispositivos de salida del ordenador serán por tanto los encargados de presentar de modo adecuado al usuario la información y datos procesados y elaborados por el computador. Así, los dispositivos comunes de salida son principalmente la pantalla, el altavoz, la impresora de caracteres o gráfica (plotter) y ciertos dispositivos hápticos, con todas las combinaciones propias de los sistemas multimedia desarrollados, estableciendo así un mecanismo de realimentación sensorial con el sujeto. Ahora bien, estos dispositivos requieren fundamentalmente una determinada capacidad visual o auditiva que no todas las personas poseen. En efecto un buen número de estas personas son ciegos o deficientes visuales, o bien sordos o deficientes auditivos. A estos grupos es preciso añadir otros colectivos con discapacidad, como son los que sufren deterioros físicos o cognitivos y un buen número de personas mayores afectadas de déficits múltiples. Todos ellos no son capaces de gestionar adecuadamente los medios físicos (HW, hardware) y programas (SW, software) que se han desarrollado alrededor del computador

para la presentación o salida de la información generada [11].

La clasificación de los dispositivos de salida del computador orientados a personas con discapacidad se hace en este capítulo atendiendo los mismos criterios que el caso de los dispositivos de entrada, esto es, considerando el canal fisiológico o perceptivo de comunicación. Así, inspirándonos en lo establecido por [3], distinguimos los siguientes modos de interacción con los correspondientes órganos de captación de la información: visual (ojos), auditivo (oído) y táctil (piel). Un cuarto sentido más raramente usado como canal de salida por interacción de tipo motor puede establecerse considerando el sentido humano de propiocepción por el cual la persona conoce en todo momento la posición de sus diferentes partes corporales.

8.2. La comunicación aumentativa

En este caso de los dispositivos de salida se plantea una vez más el paradigma de comunicación tanto por medios aumentativos como alternativos. Los primeros tratan de resaltar, aumentar o espaciar los medios de comunicación ya sea visuales o auditivos conformando el canal físico. Así, los caracteres, símbolos e iconos en pantalla podrán ser mayores, presentar un mayor contraste o utilizar diferentes colores. Del mismo modo se podrá aumentar el volumen o cambiar la frecuencia de los sonidos emitidos. Para todo ello se podrá y deberá actuar tanto sobre los mismos dispositivos físicos de salida como sobre los programas asociados haciéndolos más versátiles, variando la velocidad de presentación, etc. Este es el caso de la lupa electrónica o los magnificadores de imagen para los deficientes visuales. En relación a los medios alternativos, estos serán considerados en los casos en los que un canal de comunicación (vista, oído o tacto) falte o presente un gran déficit, recurriendo entonces a otro diferente del comúnmente usado. Un ejemplo de estos sería el uso de destellos en la pantalla o de generadores de texto en lugar del empleo de altavoces para deficientes auditivos.

Aunque la mayor parte de los dispositivos que se presentan en este capítulo están dirigidos a deficientes visuales y auditivos en mayor o menor grado, sin embargo existen otras poblaciones muy importantes como los deficientes cognitivos y el amplio colectivo de personas mayores que presentan deficiencias múltiples y que deben hacer uso de diferentes dispositivos de estos e incluso de programas específicos para ayuda tanto en la interacción, tanto de entrada como de salida, del computador. En este sentido, un punto a destacar es el problema que presenta la navegación en Internet para estas y otras personas con discapacidad. Para ello se ha desarrollado toda una normativa dirigida a desarrolladores de webs y de software en general por parte del consorcio W3C y el Joint Technical Committee JTC 1, Information Technology de ISO contenidas en el Web Content Accessibility Guidelines 2.0. En concreto para la accesibilidad de la Web se ha desarrollado la Web Accessibility Initiative (WAI). Para información adicional, consultar: <http://www.w3.org/WAI/>.

8.3. Dispositivos visuales

Tanto en este apartado de dispositivos visuales como en los siguientes, se presentarán los elementos tanto aumentativos como alternativos, tratando de abarcar los diferentes grados existentes de afección o disfunción orgánica.

En este apartado se presentan los dispositivos de salida empleando la visión como forma de presentación. Se recogen principalmente aquellos dispositivos aumentativos que permiten paliar los de baja visión de numerosos deficientes visuales para comunicarse con el computador por sus medios naturales, esto es, su propia visión y la pantalla del computador. Estos mismos programas o ciertas variantes son usados también para personas con déficit cognitivos o multisensoriales. Los medios alternativos de salida auditivos (por voz) y táctil (líneas e impresoras braille) para este colectivo se presentan en los siguientes apartados.

8.3.1. Lupas electrónicas

Entre los elementos pasivos cabe citar las lentes y lupas que aumentan hasta 30 veces el objeto, aunque estos requieren distancias muy cortas (Figura 8.1). Para distancias mayores de unos 25 cm como se dan en el trabajo con el ordenador, existen los telemicroscopios (telescopios con lente de aproximación), si bien son poco operativos por su volumen y su limitada profundidad de campo. En este caso están más indicadas las llamadas lupas electrónicas que consisten básicamente en cámaras electrónicas CCD o similares que proyectan la imagen en una pantalla pudiendo alcanzar aumentos de 60 veces. Existen modelos en los que se puede leer tanto documentos situados bajo la cámara como actuar como pantalla del mismo computador.

8.3.2. Pantallas magnificadoras

Se trata de pantallas dotadas de elementos HW o SW para gestionar la visualización de los contenidos de imágenes y texto de una forma versátil conformándolos y adaptándolos a las diferentes necesidades planteadas por los usuarios con déficit visual en este caso (Figura 8.2).

Entre las propiedades que reúnen estas pantallas, la principal es la escalar a voluntad la presentación, pudiendo aumentar de tamaño todo el contenido o las fuentes, o solamente una zona de modo similar a un zoom con la posibilidad de “moverla” en cualquier dirección con un ratón (*scroll*). Así, existen programas-lupa que permiten, por ejemplo, ampliar la imagen por donde pasa el cursor del ratón. El sistema Windows posee numerosas opciones de accesibilidad (Panel de Control) referentes a configuraciones de pantalla, ratón, generación de sonidos y teclado. Entre otras operaciones, estos programas permiten reducir el ritmo de ejecución de un programa o una presentación en pantalla o la velocidad del cursor.

De forma complementaria existen programas como el ShowSound y el Sound-Sentry que generan de modo alternativo avisos visuales para señalar eventos como



Figura 8.1. Lupa electrónica.



Figura 8.2. Magnificador de pantalla Zoomtext.

comienzo de impresión, errores, etc, en este caso destinados a usuarios sordos e hipoacúsicos que tienen dificultad en oír los pitidos del computador.

En Windows se pueden gestionar gráficos utilizando el Zoomtext (Figura 8.2). Otros ejemplos de programas magnificadores son el Lunar, el Magic y el ONCE-MEGA. Asimismo, mediante el manejo del ratón o por combinaciones de teclas, se pueden variar el brillo y el contraste, los colores y el tipo de fuentes para aumentar el grado de resolución de la pantalla y lograr así un mayor nivel de detalle. Existen incluso aplicaciones que se ejecutan en dispositivos portátiles (tabletas, smartphones) como “Ver mejor” que permite iluminar, aumentar el texto hasta 10 veces, leerlo en varios idiomas y reproducirlo de igual modo en voz alta.

8.4. Dispositivos auditivos

En esta sección se presentan los dispositivos que emplean diferentes tipos de sonido, fundamentalmente pitidos y voz para presentar la información generada por el computador. Constituyen elementos alternativos para los ciegos o deficientes visuales y en algunos casos aumentativos para los deficientes auditivos.

8.4.1. Lectores de pantalla

Estos dispositivos incorporan un procesador-sintetizador de voz que traduce y comunica al usuario ordenadamente, mediante los altavoces, los textos, símbolos e iconos que aparecen en pantalla o lo que eventualmente señale el usuario mediante apuntamiento con el ratón o instrucciones con el teclado. Son llamados también “displays o pantallas auditivas”. Para ello, el sistema de generación de voz contiene tanto los fonemas como las reglas lingüísticas junto con el programa lector de pantalla que gestiona la secuencia de lectura y de generación de voz. El usuario, además de recibir la realimentación del computador, puede escribir, editar y gestionar cualquier texto sin comunicación visual. Esta comunicación por voz se completa con la emisión de tonos o bips para el aviso de eventos (errores, modos de operación, etc). Para este propósito existen incluso programas específicos como el ToggleKeys que genera los pitidos cambiando la frecuencia del sonido indicando los modos seleccionados (selección de mayúsculas, estado de batería, etc.).

Microsoft Windows en sus diferentes versiones incluye el lector Narrator con numerosas prestaciones. Otros ejemplos de estos programas son el Supernova, el JAWS, el ORCA (Linux) y el NVDA, de uso libre y compatible con Windows, con múltiples variantes y prestaciones al ser de uso abierto, pudiendo operar en más de diez lenguas (www.nvda-project.org). Otros simples conversores de texto a voz son el ReadPlease o el NaturalReader.

A veces estos programas se acompañan de medios complementarios como los magnificadores de pantalla e incluso líneas braille (ver apartado siguiente). A menudo incluyen procesadores con diccionarios específicos según la naturaleza o el área temática de los documentos a reproducir. Incorporan los controles de idioma, volumen, tono y tipo de voz y de velocidad de lectura.

En relación a la presentación de información por vía auditiva, es preciso también mencionar ciertos trabajos que se llevan a cabo para ayudar a la orientación de deficientes visuales y la descripción de ambientes, incluso virtuales, mediante la emisión de sonidos multiestereofónicos en los que se trata de aportar información no solamente con diferentes tipos de sonidos sino también con la distribución espacial de las fuentes emisoras de estos sonidos. Aunque algunos de estos trabajos se han dirigido a la orientación física en entornos reales, sin embargo otros [9, 8] se han centrado en la navegación virtual en aplicaciones con presencia de iconos o en ejercicios de juegos para enseñanza y desarrollo de niños ciegos.

8.5. Dispositivos táctiles

8.5.1. Displays Braille

Estos displays o dispositivos de presentación de la información están formados por una serie regular de celdas espaciadas, situadas sobre una superficie plana, pudiendo activar, mecánicamente y de forma dinámica (mediante actuadores piezoeléctricos) e independiente para cada una de ellas, 8 puntos que la componen en forma de matriz, manteniéndolos en dos posiciones estables (alta/baja) para definir un carácter braille. La lectura de esta sucesión de caracteres (celdas) se hará mediante exploraciones táctiles por la yema de los dedos como en el papel braille en relieve tradicional (Figura 8.3). En el sistema braille tradicional se usan 6 puntos (2 columnas de 3) pudiendo generar 64 combinaciones diferentes que corresponden a los distintos caracteres. Dado que esta capacidad es insuficiente para incluir signos, mayúsculas, números y otros caracteres, los sistemas informáticos actuales emplean 8 puntos por celda. De este modo las 256 configuraciones posibles pueden representar toda la serie de caracteres ASCII, codificados bajo el estándar Unicode.

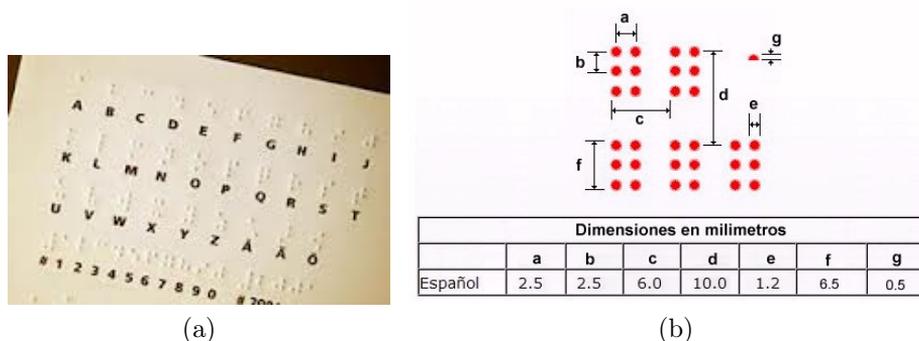


Figura 8.3. Pautas básicas del sistema braille.

En la configuración normal de estos displays se dispone de una línea de celdas que suelen variar en número de 20, 40 u 80. En algunos dispositivos de cierta potencia se combina una línea vertical de 20 celdas (controles) con otra horizontal de 80 y

suelen tener teclas para desplazar texto o prestaciones para indicar la situación del cursor mediante vibraciones. A veces, en algunos dispositivos, las líneas braille se asocian a teclados braille que poseen 6 u 8 teclas principales con otras secundarias. Existen algunos modelos que contienen tanto la línea de salida como el teclado de entrada (ver Figura 8.4 - <http://accesibilidadenlaweb.blogspot.com.es>). Un ejemplo de estos dispositivos es el display Brailliant BI 40, de HumanWare orientado incluso a funciones de navegación. Otros fabricantes de estos productos son BAUM Retec, ONCE (ECO-BRAILLE), Beyond Sight, F. H. Papenmeier, Freedom Scientific: Blind/Low Vision Group, GW Micro, Handy Tech Elektronik y Optelec US.

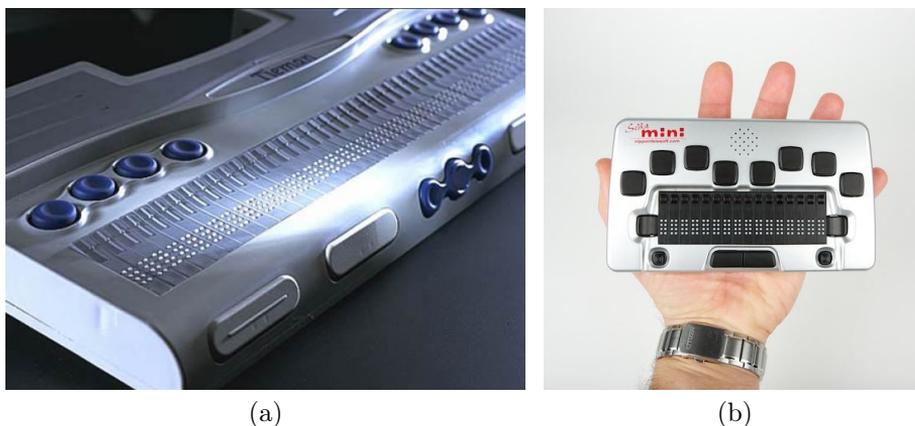


Figura 8.4. Línea y teclado braille combinados.

8.5.2. Impresoras Braille

Son impresoras en las que en lugar de tinta imprimen textos y gráficos en relieve sobre papel especial siguiendo las pautas del sistema braille antes indicado. Para ello incorporan una especie de martillos electromecánicos que impactan sobre el papel provocando protuberancias puntuales de modo similar a los de las antiguas máquinas de escribir.



Figura 8.5. Impresora braille PORTATHIEL.

Existe una gran variedad de tipos de impresoras. Un modelo básico de tipo

personal es la PORTATHIEL interpunto de la ONCE (Figura 8.5), con driver para Windows, en la que se puede seleccionar el tipo de papel (80 a 180 g), con impresión en 6 u 8 puntos, con una velocidad de 15 caracteres por segundo, con conexión serie o paralelo, conexión directa a teclado estándar de ordenador y emisión de mensajes verbales pregrabados para control de los distintos parámetros.

8.6. Dispositivos vibrotáctiles (TVSS)

Otros dispositivos de salida, principalmente para transmisión de imágenes principalmente por vibración, son los llamados TVSS (Tactile Vision Substitution Systems). Están basados en matrices de cientos de microactuadores mecánicos que ejerciendo cada uno de ellos una presión puntual pueden transmitir pseudoimágenes de presión sobre la piel de superficies anatómicas relativamente amplias. Los primeros trabajos para ciegos fueron desarrollados por Bach-y-Rita y asimismo por Collins que incorporó una cámara CCD con 400 motovibradores en la superficie de transmisión de información [7, 2, 8].

Con posterioridad han sido desarrollados numerosos prototipos y experiencias utilizando actuadores diversos de tipo piezoeléctrico, o a partir de electroimanes, motores y otros [1, 4]. En este sentido es preciso destacar los trabajos del *Center for Cognitive Ubiquitous Computing* en la Universidad del Estado de Arizona con diferentes realizaciones como el HapticBelt y el VibroGlove, captando la información del entorno a partir de una cámara. Sin embargo todo este tipo de sistemas no ha encontrado una gran expansión debido a la relativa complejidad y coste de los mismos, al consumo energético y por otra parte al ruido que generan ya que las frecuencias de vibración de mayor sensibilidad se sitúan entre los 200 y 300 Hz, rango perfectamente audible por el usuario y personas próximas, provocando el correspondiente rechazo.

8.7. Dispositivos electrotáctiles

Los dispositivos de salida electrotáctiles se basan en la aplicación sobre la piel de corrientes eléctricas mediante pequeños electrodos que están dispuestos normalmente en forma de arrays matriciales en contacto con distintas zonas epidérmicas. El campo eléctrico que se genera en el tejido subcutáneo excita las fibras nerviosas aferentes a través de sus receptores corpusculares generando a su vez un estímulo a la corteza cerebral del mismo modo que las sensaciones de vibración y presión, una vez que este potencial supera un umbral determinado [5].

Las zonas en las que se sitúan estos electrodos en las diferentes experiencias son los dedos, la frente, la lengua y la espalda. Este umbral dependerá de la sensibilidad de cada una de estas zonas ya que el espesor de la piel varía entre valores de 0,02 a 0,8 mm. Los sistemas construidos tratan de proporcionar información del ambiente para ciegos. En este caso suelen asociarse a una cámara que genera la información de la escena a transmitir mediante la matriz de electrodos. Así, en el sistema de Kajimoto et al (Figura 8.6) una pequeña cámara situada sobre las gafas capta la

información, y un computador genera y transmite la información a través de 512 electrodos sobre la frente del sujeto con una cadencia de 30 imágenes por segundo [6].



Figura 8.6. Sistema retina-frontal (FRS) de H. Kajimoto.

La estimulación eléctrica transcutánea es susceptible de ser usada igualmente para transmitir la información generada por el computador [10]. Ahora bien, este tipo de salida se adecua más a la transmisión de imágenes e información gráfica por su capacidad de presentación global o simultánea debido a la mayor superficie y resolución espacial de las matrices de electrodos, con escaso consumo de energía. En el caso de transmisión de datos e información alfanumérica parece que el canal más adecuado es el puramente táctil utilizando dispositivos de líneas braille.

Otro de estos sistemas desarrollados ha sido el BrainPort (U.S. Patent 6,430,450) que utiliza la lengua como órgano de recepción debido a su mayor sensibilidad. Por ello requiere menores niveles de potencial eléctrico (5 a 15 voltios) que los empleados en los dedos (40 a 500 voltios) y además el medio de saliva contribuye a asegurar una mayor estabilidad del contacto eléctrico de los electrodos.

8.8. Experiencias de investigación

Las interfaces de salida constituyen un amplio campo de investigación, que necesariamente dará lugar a productos diversos para lograr una mayor, más eficiente y más natural interacción de los usuarios con discapacidad con el computador.

Un ejemplo de estas iniciativas es el proyecto europeo SENSUB “*Brain Plasticity and Sensory Substitution in Human Blindness*” (QLG3-CT-2000-01797).

El objetivo principal de este proyecto de investigación es el desarrollo de un display táctil con actuación neumática (PTD, *Pneumatically driven graphical Tactile Display*), mostrado en la Figura 8.7, para estudiar respuestas cerebrales a estos estímulos táctiles. Este tipo de actuación en lugar de la electromecánica convencional tiene por objeto ser utilizado en procesos de estudios de comportamiento y diagnóstico con uso de técnicas de fMRI y PET de imagen cerebral, de modo que no se produzcan interferencias electromagnéticas (Figura 8.8).

El dispositivo construido completamente con materiales no ferromagnéticos, consta de 64 punzones táctiles (taxels) distribuidos en una matriz de 8 x 8 en un área de 80 x 80 mm. La presión del pistón es de 1,3-2,7 N con una frecuencia de

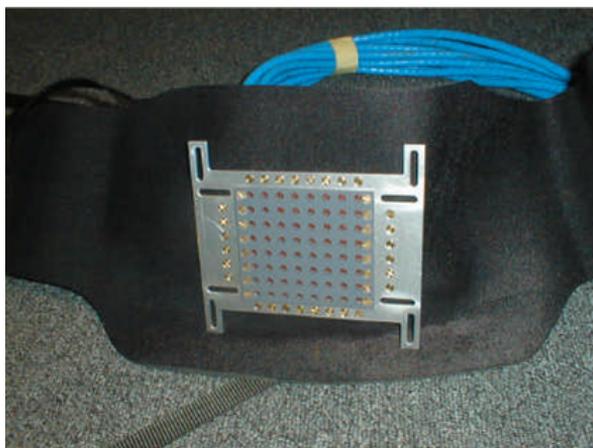


Figura 8.7. Dispositivo PTD.

vibración máxima de 6 Hz.



Figura 8.8. Uso del PTD en proceso de diagnóstico por imagen fMRI y PET.

Aunque el dispositivo desarrollado no se puede considerar en sí una interfaz de salida del computador, sí puede conectarse a uno de ellos para estudiar a través de la actividad cerebral la sensibilidad, la capacidad de percepción ante diversos parámetros (frecuencia, presión, distribución de formas, etc.), lo que es fundamental para el desarrollo de nuevos sistemas táctiles de salida.

Referencias

- [1] R. Ceres. "Sensor Ultrasonico para Ciegos". En: *Investigación y Ciencia* 232 (1996).
- [2] C. C. Collins. "Tactile television-mechanical and electrical image projection". En: *Man-Machine Systems, IEEE Transactions on* 11.1 (1970), págs. 65-71. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4081932.
- [3] A. M. Cook. "Future directions in assistive technology. In Assistive technology: Matching device and consumer for successful rehabilitation". En: ed. por M. J. Scherer. Washington, DC: American Psychological Association, 2002, págs. 269-280. DOI: 10.1037/10420-016.
- [4] A. Egaña, F. Seco y R. Ceres. "Processing of ultrasonic echo envelopes for object location with nearby receivers". En: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 57.12 (2008), págs. 2751-2755. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4549865.
- [5] K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler y Paul Bach-y Rita. "Electrotactile haptic display on the fingertips: preliminary results". En: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*. 1994, 940-941 vol.2. DOI: 10.1109/IEMBS.1994.415223.
- [6] H. Kajimoto y col. "Smarttouch: Electric skin to touch the untouchable". En: *Computer Graphics and Applications, IEEE* 24.1 (2004), págs. 36-43. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1255807.
- [7] P. Bach y Rita. *Brain mechanisms in sensory substitution*. Academic Press New York, 1972.
- [8] A. F. Rodríguez-Hernández y A. F. Merino. "Sensory Substitution for Visually Disabled People: Computer Solutions". En: *WSEAS Transactions On Biology And Biomedicine* 7.1 (2010).
- [9] J. Sánchez y M. Sáenz. "Three-dimensional virtual environments for blind children". En: *CyberPsychology and Behavior* 9.2 (2006), págs. 200-206. URL: <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/cpb.2006.9.200>.

- [10] A. Y. J. Szeto y F. A. Saunders. "Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering". En: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 29.4 (1982), págs. 300-308. URL: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4121405.
 - [11] G. C. Vanderheiden. "Computer access and use by people with disabilities". En: *Evaluating, selecting, and using appropriate assistive technology* (1996), págs. 238-274.
-

Conclusiones generales

En este libro se han presentado las interfaces disponibles o en desarrollo para personas con discapacidad, en el ámbito de Iberoamérica, para facilitar la interacción con las nuevas Tecnologías de la Información y las Comunicaciones. Se ha realizado una clasificación de las mismas y se han descrito diferentes interfaces tanto de entrada como de salida, así como interfaces multimodales.

A partir de este documento se puede llegar a la conclusión que, en el desarrollo de dispositivos de acceso al computador y otras herramientas de interacción con el mundo exterior por parte de personas con discapacidad, si bien existen en Iberoamérica numerosos grupos realizando meritorios esfuerzos, en muchos casos de forma aislada pero con resultados homologables a grupos del primer nivel mundial, sin embargo el esfuerzo global y conjunto es escaso en esta comunidad iberoamericana. En cuanto al uso de dispositivos de acceso al computador, su penetración muestra importantes diferencias. Así estos medios tecnológicos son muy escasos en países de menor desarrollo, especialmente del área de Centroamérica y Caribe, mientras que en países de mayor índice de desarrollo tales como Brasil, Chile, España, Portugal, Argentina, Colombia y México existen numerosos centros educativos y de rehabilitación en los que se conocen estas herramientas y se empiezan a usar como medios habituales de desarrollo.

Principalmente las interfaces existentes o en desarrollo en Iberoamérica se orientan a personas con algún tipo de discapacidad motora, aunque también existen desarrollos dirigidos a personas con diferentes grados de discapacidad cognitiva, visual o auditiva.

Por otra parte, si bien los tipos de interfaces que se contemplan en este libro llegan en muchos de los casos a prototipos con diferente grado de madurez, es muy escaso el porcentaje de estos que llegan al mercado y son utilizados por los usuarios. Esto se debe en gran parte por el bajo número de empresas en el campo de las interfaces.

Finalmente, dada la importancia social y económica de los problemas existentes en torno a la discapacidad, las soluciones tecnológicas para estos colectivos, tales como las que se presentan en este libro, deben ser un objetivo prioritario para estos países del área Iberoamericana, al constituir uno de los pilares para aumentar la participación y el bienestar de estos colectivos. En este sentido es preciso emprender acciones decididas y coordinadas, de ámbito transnacional, por parte de las administraciones y de las entidades relacionadas con la discapacidad y con el mundo de la innovación y la industria para fijar objetivos y prioridades, dotar de

apoyos materiales y movilizar conjuntamente estos diferentes agentes en este sector emergente que, sin duda, tendrá un gran papel en este siglo XXI.
