

ANEXO A

SEÑALES BIOELÉCTRICAS GENERADAS EN EL CUERPO HUMANO



OSCAR HERNÁN PARUMA PABÓN

EDGAR BOLIVAR MUÑOZ BURBANO

UNIVERSIDAD DEL CAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA, INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL

POPAYÁN

2003

ANEXO A

SEÑALES BIOELÉCTRICAS GENERADAS EN EL CUERPO HUMANO

OSCAR HERNÁN PARUMA PABÓN

EDGAR BOLIVAR MUÑOZ BURBANO

Director
JUAN FERNANDO FLOREZ MARULANDA
Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA, INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL
POPAYÁN
2003

TABLA DE CONTENIDO

	pág.
A. SEÑALES BIOELÉCTRICAS GENERADAS EN EL CUERPO HUMANO	5
A.1 SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS.....	5
A.1.1 Electroencefalografía.....	5
A.1.2 Electroencefalograma.....	6
A.1.5 Procesamiento de la señal EEG.....	14
A.1.6 Clasificación de la señal EEG.....	16
A.1.7 Aplicaciones prácticas de las señales cerebrales.....	18
A.2 SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS	19
A.2.1 Electromiografía.....	20
A.2.2 Fundamentos fisiológicos.....	20
A.2.3 Registro de la señal EMG.....	22
A.2.4 Potenciales característicos en EMG.....	26
A.2.5 Procesamiento de la señal EMG.....	28

A.2.6 Aplicaciones de la señal EMG.	29
A.3.1 Electrooculografía.	31
A.3.2 Neurometría.	32
A.3.3 Bases neurofisiológicas del control del movimiento ocular.	32
A.3.4 Registro de la señal EOG.	33
A.3.5 Procesamiento de la señal EOG.	35
A.3.6 Aplicaciones prácticas de la electrooculografía.	37
BIBLIOGRAFÍA	40

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura A.1. a. Esquema de un electrodo de contacto. b. Colocación de los electrodos de contacto.	7
Figura A.2. Colocación de electrodos en casco de malla.....	7
Figura A.3. Sistema de colocación de electrodos según el sistema internacional Diez-Veinte.	8
Figura A.4. Sistema de colocación de electrodos según versión europea.....	9
Figura A.6. Esquema del sistema Wilson en el registro del EEG.....	10
Figura A.7. Esquema de un montaje para un registro bipolar.....	11
Figura A.8. Esquema de un montaje a. longitudinal bipolar, b. transversal bipolar.....	12
Figura A.9. Ritmos normales en electroencefalografía.	13
Figura A.10. Función Wavelet Meyer.	15
Figura A.11. Esquema de la red neuronal LVQ.....	17
Figura A.12. Segmento de un haz de fibrillas musculares.	21
Figura A.13. Diagrama de una unidad motora.	22
Figura A.14. Diagrama en bloques de un electromiógrafo.....	23
Figura A.15. Esquema de los electrodos profundos.....	24
Figura A.16. PUM de un sujeto normal.	26
Figura A.17. Espectro de frecuencia de la señal EMG.....	27
Figura A.18. Control de una aeronave.	29
Figura A.19. Prótesis mioelectrónica.....	30

Figura A.20. Introducción de datos al computador digitando sobre un teclado imaginario.	30
Figura A.21. Dipolo ocular.....	31
Figura A.22. Colocación de los electrodos para el registro de los movimientos horizontales de los ojos.....	33
Figura A.23. Colocación de los electrodos para el registro de los movimientos horizontales y verticales de los ojos.....	34
Figura A.24. Secuencia de dirección de la mirada.....	35
Figura A.25. a) Derivación horizontal del EOG con componente continua. b) Derivación horizontal del EOG con filtraje pasa altas de 0.05Hz.....	35
Figura A.26. Diagrama de flujo del procesamiento de la señal EOG.....	36
Figura A.27. Resultados del procesamiento de una señal EOG.....	37
Figura A.28. Control de una silla de ruedas por EOG.....	38
Figura A.29. Diagrama en bloques del ratón EOG.....	39

A. SEÑALES BIOELÉCTRICAS GENERADAS EN EL CUERPO HUMANO

La rama de la ciencia que comprende la medida de las variables y parámetros fisiológicos se conoce como **BIOMÉTRICA**. La instrumentación biomédica proporciona las herramientas que permiten realizar este tipo de mediciones.[13]

El estudio de las señales bioeléctricas es el tema central de la **BIOELECTRICIDAD**. Toda señal bioeléctrica que se pueda detectar en la superficie del cuerpo humano tiene su origen en las membranas del sistema con el que se relaciona, por ejemplo, las señales electroencefalográficas se originan en las neuronas del cerebro.[2]

En el cuerpo humano se generan diferentes señales a partir del funcionamiento de órganos tales como el cerebro, el corazón, los ojos, los músculos. Estas señales reciben nombres característicos dependiendo del órgano en el que se originan. Para los órganos mencionados, las señales reciben el nombre de electroencefalográficas, electrocardiográficas, electrooculográficas y electromiográficas, respectivamente.

En este capítulo se tratarán aspectos relacionados con la detección, el procesamiento y las aplicaciones de las señales electroencefalográficas, electrooculográficas y electromiográficas.

A.1 SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS

El cerebro genera corrientes eléctricas muy débiles que, convenientemente amplificadas, dan lugar a gráficas características que pueden ser visualizadas en la pantalla de un osciloscopio, o de un computador o dibujadas por una plumilla entintada sobre un papel continuo. La forma de estas ondas cerebrales depende de la actividad del cerebro condicionada a su vez por la salud del paciente y por lo que él esté haciendo.

A.1.1 Electroencefalografía. La electroencefalografía es el registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos por medio de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo.

A.1.2 Electroencefalograma. El electroencefalograma es el registro gráfico de la actividad eléctrica de las neuronas del encéfalo. Dicho registro posee formas muy complejas que varían mucho de una persona a otra y con la localización de los electrodos; esto se debe al gran número de interconexiones que presentan las neuronas y a la estructura no uniforme del encéfalo.

A.1.2.1 Captación del electroencefalograma. La señal electroencefalográfica (EEG) es muy débil y está sujeta a ser afectada por el ruido. Además, las frecuencias de interés se encuentra en el rango entre 0 Hz y 60 Hz y debido a esto muchas señales de baja frecuencia interfieren con dicha señal.[14]

La actividad bioeléctrica cerebral puede captarse por diversos procedimientos:

- ▶ sobre el cuero cabelludo.
- ▶ en la base del cráneo.
- ▶ en cerebro expuesto.
- ▶ en localizaciones cerebrales profundas.

A.1.2.2 Electroodos. Para captar la señal EEG se utilizan diferentes tipos de electrodos:

- ▶ **Electrodos superficiales.** Se colocan sobre el cuero cabelludo. Existen varios tipos:
 - ⊕ **Adheridos.** Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se fijan a la superficie con una sustancia aislante llamada colodión y para mejorar el contacto con la piel se les aplica gel conductora. Colocados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (entre 1 K Ω y 2 K Ω).
 - ⊕ **De contacto.** Consisten en pequeños tubos de plata clorurada enroscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se coloca una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con caimanes. Son de fácil colocación pero incómodos para el paciente, por esto no permiten registros de larga duración (figura A.1).
 - ⊕ **En casco de malla.** Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros

de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos (figura A.2).

✦ **De aguja.** Su uso es muy limitado, sólo se emplean en recién nacidos. Pueden ser desechables (de un solo uso) o de uso múltiple, en cuyo caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosos.

Figura A.1. a. Esquema de un electrodo de contacto. b. Colocación de los electrodos de contacto.[6]

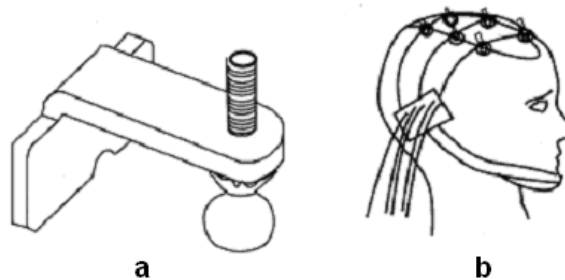


Figura A.2. Colocación de electrodos en casco de malla.[6]



▶ **Electrodos basales.** Se colocan en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico.

▶ **Electrodos quirúrgicos.** Se utilizan durante el acto quirúrgico, pueden ser corticales o intracerebrales.

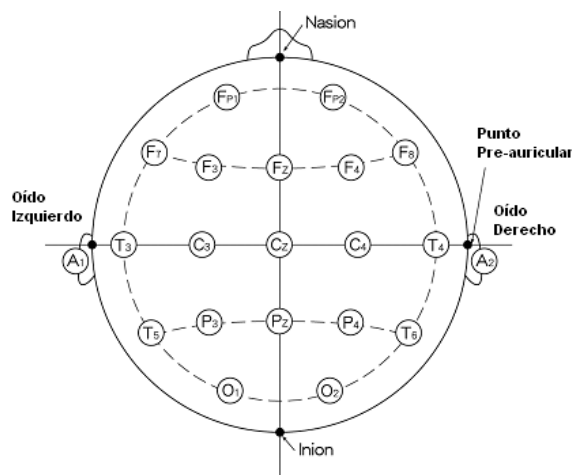
El registro de la actividad bioeléctrica cerebral recibe distintos nombres según la forma de captación:

- ▶ **Electroencefalograma (EEG).** Cuando se utilizan electrodos de superficie basales.
- ▶ **Electrocorticograma (ECoG).** Si se utilizan electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza.
- ▶ **Estereo electroencefalograma (E-EEG).** Cuando se utilizan electrodos quirúrgicos de aplicación profunda.

A.1.2.3 Sistemas de posicionamiento de los electrodos superficiales. Aunque hay diferentes sistemas (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall), el sistema internacional "Diez-Veinte" es el más utilizado en la actualidad. Los electrodos se sitúan en la forma mostrada en la figura A.3.

En el sistema 10-20, hay una separación de 10% o 20% entre electrodos. La posición de los electrodos se identifica con letras y números, sobre el hemisferio derecho con números pares y sobre el izquierdo con impares. Las letra identifican cada región de la cabeza: frontopolar (F_P), frontal (F), temporal (T), central (C), parietal (P), occipital (O). A cada uno de los electrodos ubicados sobre al línea media se le asigna la letra z (por zero, cero en inglés): F_Z, C_Z, P_Z. Los electrodos del lóbulo de la oreja se designan con A₁ y A₂ (A - auricular).

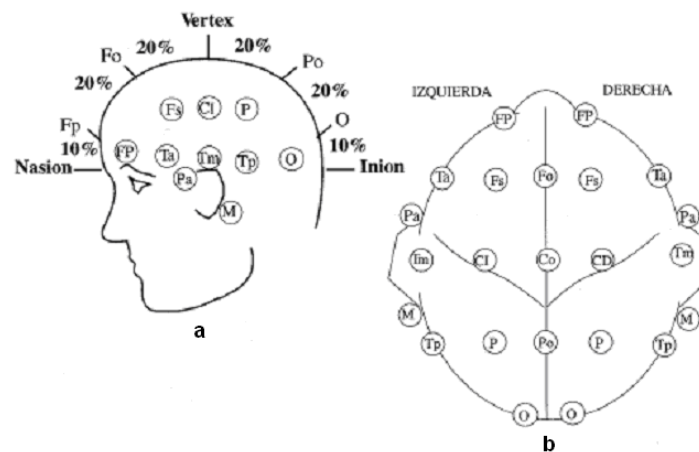
Figura A.3. Sistema de colocación de electrodos según el sistema internacional Diez-Veinte.[11]



La versión europea del sistema presenta ligeras variaciones (figura A.4): los electrodos temporales mediales, llamados T₃ y T₄ se representan como T_m (temporal medial). Los

electrodos F7 y F8, T5 y T6 son denominados como temporales anteriores Ta (F7 y F8) y temporales posteriores Tp (T5 y T6). Es decir que la versión europea considera los frontales superiores F7 y F8 como temporales anteriores. Los electrodos F3 y F4 son representados como Fs (frontales superiores) y los P3 y P4 como P (parietales). Finalmente los centrales C3 y C4 son representados como Cl y CD. Además la versión europea considera dos electrodos más, los mastoideos, colocados junto a las apófisis mastoideas (M).

Figura A.4. Sistema de colocación de electrodos según versión europea. a. Vista de perfil. b. Vista superior.[6]



A.1.3 Montajes para la toma de un EEG. Para proceder a registrar el EEG se parte de una serie de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo ubicados según el sistema internacional diez-veinte. Cada electrodo es un punto de registro. Sin embargo, para poder realizar este registro es preciso disponer de dos terminales. Por esto se deben seleccionar los electrodos que serán la fuente de señal registrada en el electroencefalógrafo dependiendo del número de canales disponibles y del propósito específico del registro a realizar. En este aspecto, la primera decisión que se deberá tomar será el seleccionar entre Registros Monopolares y Registros Bipolares.

En los Registros Monopolares o Referenciales se toma la señal de cada uno de los electrodos independientemente de la de los demás. En esta situación el electrodo de registro se llama electrodo activo y el segundo cable de entrada al equipo se toma de un electrodo llamado de Referencia (figura A.5). Teóricamente, este electrodo debe estar situado a potencial cero, aunque en la práctica no hay seguridad de que esto sea posible de conseguir. Por esto se emplean referencias aproximadas como son el uso de electrodos en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides. Otra forma de conseguir un electrodo referencial consiste en reunir todos los demás electrodos entre sí,

con lo cual se obtiene un punto cuyo potencial será la suma de los potenciales de cada uno de ellos dependiendo del número de canales disponibles. Probablemente, esta suma será cero con lo cual se obtiene el punto que se busca. Pero con esto, solo se podría registrar la actividad de un electrodo a la vez, ya que todos los demás estarían cortocircuitados entre sí. Para evitar este problema, la interconexión entre todos se realiza por medio de resistencias de valor entre $1\text{ M}\Omega$ y $1.5\text{ M}\Omega$. Este es el llamado sistema Wilson (figura A.6) y con él se pueden tomar tantos pares referencial - activo como se desee, por supuesto, dependiendo del número de canales disponibles en el equipo.

Figura A.5. Esquema que representa el montaje para un registro monopolar.[6]

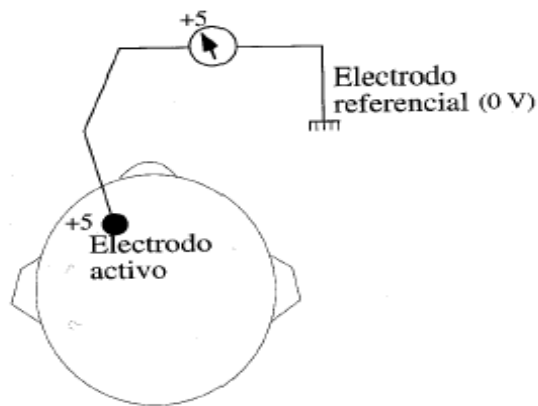
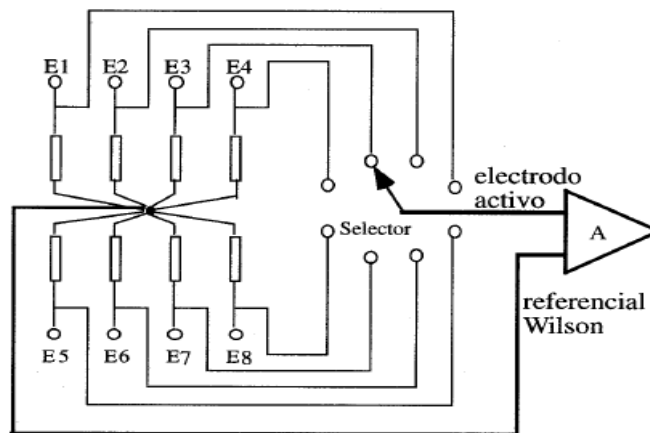


Figura A.6. Esquema del sistema Wilson en el registro del EEG. E1-E8, electrodos; A, amplificador.[6]

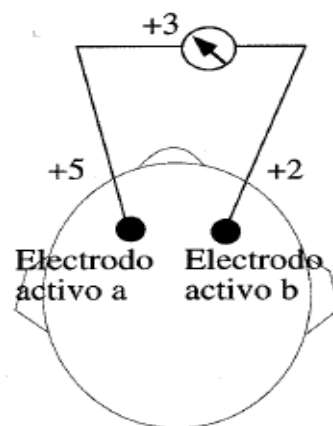


Existen otros tipos de referencia diferentes que se utilizan, por ejemplo, para reducir algunas interferencias particulares. Por ejemplo, para reducir los artefactos debidos al electrocardiograma, muy corrientes en los registros referenciales, se disponen dos o más electrodos en lugares próximos al corazón y se unen entre si. De esta forma en ellos se cortocircuita la señal electrocardiográfica con lo que ésta se atenúa en gran medida. Incluso, es posible balancear, por medio de un mando adecuado, el punto de referencia virtual formado con estos electrodos para asegurar una atenuación mas completa de la señal ECG indeseada.

En los Registros Bipolares se toman parejas de electrodos, y se registra la diferencia de tensión entre cada par de puntos. Los dos electrodos de cada pareja son activos (figura A.7). De acuerdo con lo anterior, es posible realizar un gran número de registros bipolares diferentes, tantos como parejas diferentes de electrodos; tomadas en grupos de 8, de 12 o de 16 (según el número de canales disponibles para registro simultáneo). El número de combinaciones es enorme y muchas de las combinaciones posibles no ofrecerían información de interés. Por esta razón es preciso seleccionar, de entre todas las posibles, las combinaciones más interesantes. Cada una de las combinaciones seleccionadas se llama un **Montaje**.

Se utilizan Montajes a Largas Distancias, cuando se registra entre electrodos no contiguos. Por el contrario, en los Montajes a Distancias Cortas se hacen registros entre electrodos vecinos.

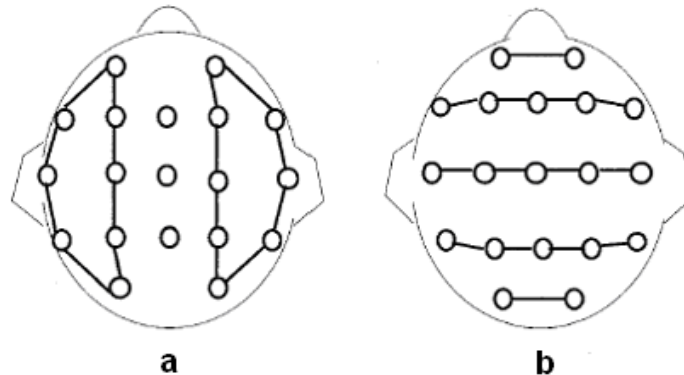
Figura A.7. Esquema de un montaje para un registro bipolar. El electrodo a está a un potencial de +5, el electrodo b a un potencial de +2, registrándose así un potencial de $(+5) - (+2 \text{ V}) = +3$. [6]



Por otra parte, los montajes también han sido clasificados por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología en Longitudinales y Transversales.

En los Montajes Longitudinales se registra la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido anteroposterior de cada mitad del cráneo. En los Montajes Transversales se realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio o posterior (figura A.8).

Figura A.8. Esquema de un montaje a. longitudinal bipolar, b. transversal bipolar. Cada segmento situado entre dos puntos representa un canal de registro.[6]



Además de estos montajes, existen otros muy usados, como las Zetas del Standard Cero, o las triangulaciones, pero no están normalizados por la Federación Internacional.

Se recomienda, además, seguir las siguientes directrices en el diseño de montajes para registro del EEG:

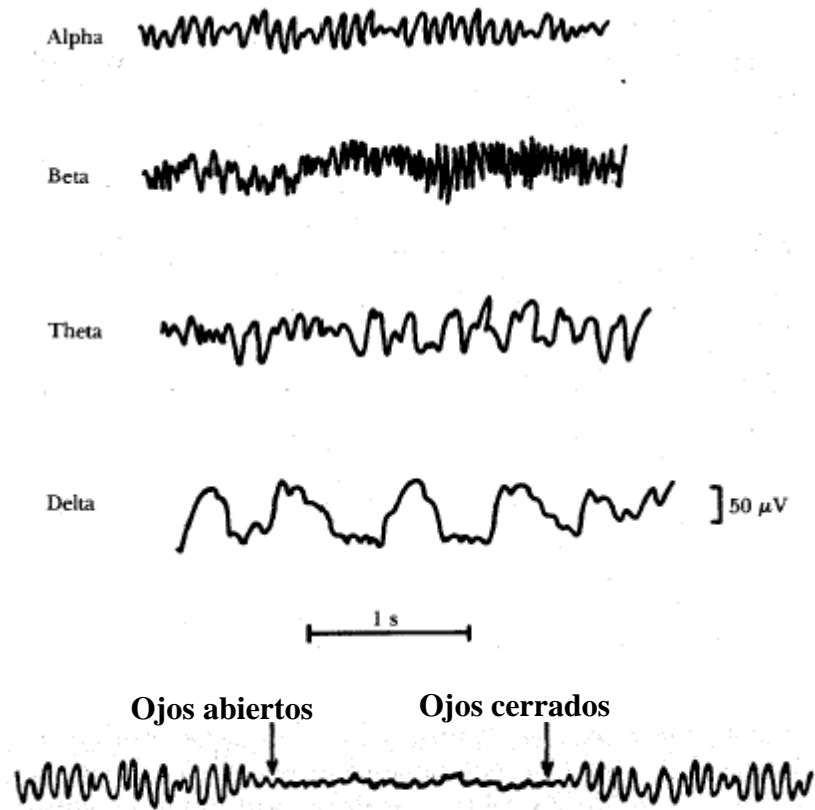
- ▶ Registrar como mínimo 8 canales.
- ▶ Utilizar el sistema diez-veinte para la colocación de los electrodos.
- ▶ Cada sesión rutinaria de registro EEG debe incluir como mínimo un montaje de los tres tipos principales: referencial, longitudinal bipolar y transversal bipolar.

Debido a que no todos los canales son empleados por los electrodos para captar la señal EEG, los canales que quedan disponibles pueden utilizarse para registrar otras funciones biológicas como ECG, EMG, movimientos oculares, respiración.

A.1.4 Ondas del EEG. Las ondas obtenidas en el EEG poseen amplitudes que van desde los 10 mV en registros sobre el córtex, a 100 mV en la superficie del cuero cabelludo. Las frecuencias de estas ondas están entre 0,5 Hz y 100 Hz y dependen mucho del grado de actividad del córtex cerebral. La mayoría de las veces estas ondas no

poseen ninguna forma determinada, en algunas son ritmos normales que suelen clasificarse en ritmos alfa (α), beta (β), theta (θ) y delta (δ) (figura A.9). En algunos casos poseen características muy específicas de patologías cerebrales como la epilepsia.

Figura A.9. Ritmos normales en electroencefalografía.[6]



Las ondas α poseen frecuencias entre 8 Hz y 13 Hz. Se registran en personas normales que se encuentran despiertas, sin realizar ninguna actividad y con los ojos cerrados, se localizan sobre todo en la zona occipital; su amplitud está comprendida entre 20 mV y 200 mV.

Las ondas β poseen frecuencias entre 14 Hz y 30 Hz, aunque pueden llegar hasta los 50 Hz; se registran fundamentalmente en las regiones parietal y frontal. Se dividen en dos tipos de comportamiento muy distinto, β_1 y β_2 . La frecuencia de las ondas β_1 son el doble de la frecuencia de las ondas β_2 y se comportan de forma parecida a ellas. Las ondas β_2 , aparecen cuando se activa intensamente el Sistema Nervioso Central (SNC) o cuando el sujeto está bajo tensión.

Las ondas θ poseen frecuencias entre 4 Hz y 7 Hz y se presentan en la infancia aunque también pueden presentarlas los adultos en períodos de estrés emocional y frustración. Se detectan en las zonas parietal y temporal.

Las ondas δ poseen frecuencias inferiores a 3,5 Hz y se presentan durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.

A.1.5 Procesamiento de la señal EEG. El objetivo del procesamiento de la señal EEG es extraer cierta información de una señal muy compleja y no estacionaria. Hoy en día, existen muchos métodos para el análisis del EEG. Si se planea utilizar dicha señal para controlar dispositivos o interfaces, la selección de un método de análisis debe basarse en los requerimientos del sistema de comunicación. Básicamente, se necesita un método que opere y pueda ser implementado en línea.[14]

Las señales registradas están constituidas por la superposición de multitud de potenciales individuales de las células nerviosas del cerebro, información relevante, sumados al ruido eléctrico del resto de generadores que existen en el cuerpo (ECG, EMG, artefactos) y el ruido generado por los propios instrumentos de medida. Además, al registrar el EEG mediante la utilización de electrodos de superficie se capta la señal en la superficie externa del cuero cabelludo y la señal que interesa es atenuada por esta. Las señales resultantes son extremadamente pequeñas, con valores cercanos a los 300 mV y además son muy complejas. Debido a esto es indispensable una fase de tratamiento de la señal electroencefalográfica que extraiga la información realmente relacionada con el estado mental del individuo.

Dos técnicas de reciente aparición para este tratamiento son la transformada Wavelet y el análisis de componentes independientes (ICA).

A.1.5.1 Transformada Wavelet. La transformada Wavelet (ecuación A.1), pertenece a una serie de técnicas de análisis de señal denominadas comúnmente análisis multiresolución. Esto significa que es capaz de variar la resolución de los parámetros que estudia a lo largo del análisis.

$$WTx(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) h * \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (A.1)$$

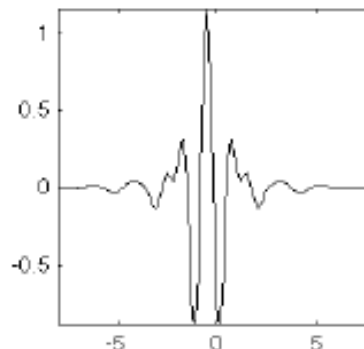
Su principal característica es que permite conocer qué frecuencias componen una señal en cada instante con las siguientes resoluciones:

- ▶ Para las altas frecuencias consigue una buena resolución en el tiempo que permite su exacta localización temporal, aún a cambio de perder resolución frecuencial.
- ▶ Para las componentes de bajas frecuencias lo más relevante es conocer su frecuencia aún a costa de perder resolución temporal.

El hecho de poder localizar en el tiempo las componentes frecuenciales de una señal es fundamental cuando la señal es no estacionaria y parte de la información relevante reside en el momento en el que aparece cada componente. Esta es justo la problemática a la que se enfrenta el análisis de la señal EEG. Esta señal es de baja frecuencia e intrínsecamente no estacionaria. A ella se suman ruidos también llamados artefactos, que suelen ser señales de más altas frecuencias, señales patológicas como focos epilépticos. La gran ventaja del uso de la transformada Wavelet reside en que es capaz de localizar con exactitud en el tiempo estas últimas componentes no deseadas, y permite conocer de forma precisa la frecuencia de las señales de baja frecuencias, que son las que mejor información aportan acerca del estado mental.

De todas las familias de funciones Wavelet disponibles, se debe escoger una para realizar el análisis. La elección de la familia delimita drásticamente las posibilidades de éxito de la transformada. Cuanto más parecida sea la función elegida a las componentes que se desean localizar, mejores serán los resultados. En la figura A.10 se observa la forma de la función Wavelet Meyer.

Figura A.10. Función Wavelet Meyer.



A.1.5.2 Análisis de componentes independientes (ICA). El análisis de componentes independientes fue presentado en 1986 por Jeanny Herault y Christian Jutten en Utah como una red neuronal basada en la ley de aprendizaje de Hebb capaz de realizar una separación “ciega” de señales. Este algoritmo trata de separar un número determinado de

señales estadísticamente independientes a partir un número idéntico de señales de entrada que son suma lineal de las primeras.

La primera aplicación inmediata de ICA, es la eliminación de artefactos. Se trata de separar estas últimas señales no deseadas pudiendo realizar la clasificación únicamente sobre las señales originales resultado de la actividad neuronal.

La restricción en el uso de esta técnica está en sus condiciones de aplicación. Éstas, para un caso general, son:

- ▶ Las fuentes, es decir, las señales originales que se mezclan y que ICA deberá recuperar posteriormente, deben ser linealmente independientes.

- ▶ El retardo de propagación a través del medio en el que se mezclan las señales tiene que ser despreciable.

- ▶ Las señales originales deben ser analógicas y su función de distribución de probabilidad no puede ser gaussiana.

- ▶ El número de componentes independientes es el mismo que el de señales originales.

Es razonable suponer que las tres primeras condiciones del apartado anterior se cumplen en el caso de cerebro y las señales electroencefalográficas. No se puede decir lo mismo, sin embargo, de la cuarta condición, puesto que nunca se sabrá cuantas componentes independientes se están mezclando en el cerebro y, por lo tanto, cuántas señales (es decir, electrodos) se dan como entrada al algoritmo. Este problema fuerza el ajuste del número de electrodos de entrada en función de los resultados, tratando de buscar aquel número de electrodos que produzca mejores resultados.

A.1.6 Clasificación de la señal EEG. Esta fase también es conocida como reconocimiento de patrones. Después de detectar las señales y preprocesarlas convenientemente, el último paso es la implementación de un clasificador que pueda decidir a qué estado mental corresponde cada una de las señales para traducirla en alguna forma de “lenguaje”. Para este fin, el método más utilizado en la actualidad se basa en las redes neuronales. Las características extraídas de la señal EEG dependen del tipo de EEG que se esté analizando.[14]

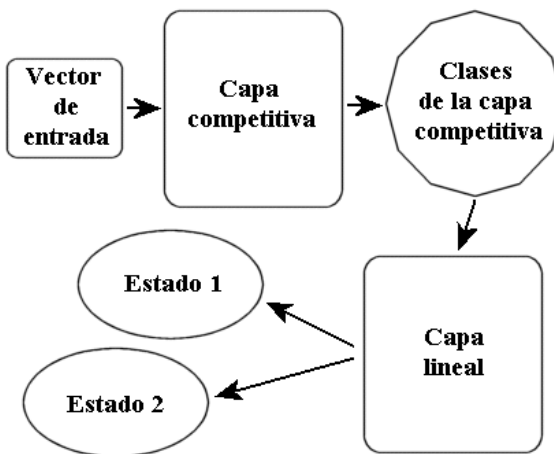
Los EEG pueden ser controlados y no controlados.

► **EEG no controlado.** Esta señal corresponde al EEG que puede medirse en una persona que no está haciendo nada para modificarla. El EEG no controlado varía espontáneamente de acuerdo a muchos factores. Por ejemplo, la señal EEG medida cuando la persona está dormida es muy diferente a la señal EEG medida cuando la persona está despierta. También, el estado de ánimo de la persona influye sobre el EEG no controlado.

► **EEG controlado.** Se puede llamar “EEG controlado” a cualquier señal EEG intencionalmente modificada por la persona mediante un proceso mental. Un paciente puede aprender a controlar alguna característica de su señal EEG. El control de la amplitud de la señal EEG en alguna banda de frecuencia (por ejemplo, controlar el ritmo μ , sincronización o desincronización de eventos relacionados (ERS/ERD)) o autorregulación de potenciales evocados (EP).

La clasificación puede ser realizada mediante una red neuronal Learning Vector Quantification (LVQ). El esquema general de esta red se muestra en la figura A.11.

Figura A.11. Esquema de la red neuronal LVQ.[14]



La capa competitiva realiza una primera clasificación de los vectores de entrada en una serie de clases propias. La segunda capa, ajusta esas clases a las clases buscadas en la aplicación.

Los archivos obtenidos en la fase de procesamiento de la señal se dividen en dos grupos para el entrenamiento de esta red y la posterior simulación.

A.1.7 Aplicaciones prácticas de las señales cerebrales. Una de las posibilidades estudiada en los últimos años es la utilización de las señales electroencefalográficas para la implementación de la comunicación entre una persona y una máquina. Actualmente los trabajos de investigación en este área están dirigidos a encontrar los algoritmos de procesamiento y de clasificación de patrones de dichas señales que permitan la obtención de mejores resultados.[2]

En esta línea de investigación se pretende avanzar en la captación y clasificación de señales electroencefalográficas generadas voluntariamente por el usuario para traducirlas a comandos muy sencillos y que puedan ser utilizados para el control de máquinas o sistemas que faciliten y mejoren la vida de personas con graves minusvalías. El objetivo es establecer un canal de comunicación eficiente entre el hombre y la máquina mediante señales electroencefalográficas, en especial, mediante aquellas señales relacionadas con imágenes motoras, es decir, aquellas relacionadas con el intento y la preparación de movimientos, un proceso que, aunque normalmente es no consciente, se puede realizar de forma voluntaria bajo ciertas condiciones.

Las principales aplicaciones de las señales EEG son las Interfaces Cerebro-Computador (BCI) y las Interfaces Neurales las cuales se orientan hacia el desarrollo de técnicas para el control de computadoras o dispositivos a través del pensamiento.

A.1.7.1 Interfaces Cerebro-Computador (BCI). Durante muchos años, se ha supuesto que la actividad electroencefalográfica u otras señales electrofisiológicas del cerebro pueden proveer un canal no muscular para enviar mensajes y comandos hacia el mundo exterior, es decir, una interfaz cerebro-computador (BCI – Brain-Computer Interface). El objetivo es proveer a los usuarios con discapacidades motoras de capacidades de comunicación básicas para que ellos puedan expresar sus deseos a otras personas, operando programas simples de procesamiento de texto o controlando una neuroprótesis.

La diferencia entre las técnicas BCI y aquellas estudiadas en las tareas de Interfaces Hombre-Computador (HCI) radica en que en BCI no se utiliza algún tipo de respuesta muscular, sino únicamente señales detectables relacionadas con actividades cerebrales intencionales o de respuesta a estímulos externos [6]. Estas señales son convertidas en tiempo real a comandos que operan una pantalla, un computador u otro dispositivo. Para un correcto funcionamiento se requiere que el usuario controle las características de la señal y que la BCI interprete correctamente las intenciones del usuario a partir de estas.

Los usos experimentales de las respuestas del cerebro incluyen la selección de letras y palabras presentadas para facilitar la comunicación, el movimiento de objetos desplegados a través de la pantalla del computador para simular el control de dispositivos y el mapeo de áreas de alta o baja actividad cerebral respondiendo a la presentación de estímulos para determinar la capacidad de predicción del sistema.

Una tarea esencial que debe ser realizada por una BCI es entregar alguna realimentación al usuario, informándole lo que el computador ha detectado. La realimentación no solo es importante a alto nivel (por ejemplo, si el mensaje construido está mal, el proceso de comunicación debe comenzar de nuevo), esta también debe tener lugar a bajo nivel (por ejemplo, cómo se está detectando la señal EEG). Esta bio-realimentación ayuda al usuario a mejorar la comunicación con la BCI.

A.1.7.2 Prevención de ataques epilépticos. Experimentos recientes llevan a pensar que las BCI podrían ayudar a evitar los ataques cerebrales de quienes padecen de epilepsia crónica severa, mal que les hace sufrir docenas de crisis al día.

Una BCI para el control de tales crisis funcionará de modo parecido al de un marcapasos. Se encargaría de vigilar continuamente la actividad eléctrica cerebral, en busca de patrones que indicasen la inminencia de un ataque. Cuando la BCI detecte uno de esos patrones, deberá suministrar un impulso eléctrico al cerebro o al nervio periférico de tal forma que se reduzca la frecuencia y duración de los ataques o deberá provocar la liberación de un medicamento antiepiléptico.[15]

A.1.7.3 Control cerebral de robots. En la actualidad, la medicina carece de medios completamente terminados para curar roturas de la médula espinal o lesiones cerebrales. Tal vez, en un futuro distante, la neurología logre la regeneración de neuronas lesionadas, o la programación de las células madre, susceptibles de diferenciación en células de diversos tipos, para que ocupen el lugar de aquellas. Pero en el presente y a futuro las neuroprótesis constituyen una opción más viable para la restauración de la función motriz.

Ratas y monos, cuyo cerebro se hallaba conectado con hilos eléctricos a un computador, han logrado controlar palancas y brazos robotizados imaginando que una de sus patas accionaba una barra o manipulaba un mando. Para registrar la actividad cerebral de estos animales se utilizan unos microhilos que son implantados en la corteza motriz. Se utilizan dispositivos electrónicos para muestrear, filtrar y amplificar las señales nerviosas procedentes de los electrodos. Por medio de programas informáticos es posible discriminar la actividad eléctrica de hasta cuatro neuronas por microhilo mediante la identificación de las características particulares de la descarga eléctrica de cada célula para, posteriormente, traducir la actividad eléctrica de las neuronas cerebrales en órdenes que controlan dispositivos mecánicos.[15]

A.2 SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Las descargas eléctricas de las neuronas motoras producen contracciones de las fibras musculares. Las contracciones musculares voluntarias o involuntarias producen señales de amplitudes muy pequeñas. La descarga repetida de un número significativo de

neuronas motoras produce la contracción muscular y el movimiento. Al amplificar la actividad eléctrica originada en el músculo, esta puede ser traducida a señales auditivas o visuales de aumento o decremento de actividad electromiográfica.

A.2.1 Electromiografía. Es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto. Proporciona información muy útil sobre su estado fisiológico y el de los nervios que los activan.

Provee fácil acceso a los procesos fisiológicos que permiten que el músculo genere fuerza, produzca movimiento y realice las innumerables funciones que permiten a las personas interactuar con el mundo que las rodea.

El primer estudio del electromiograma (EMG) fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria empleando electrodos de superficie y un galvanómetro de hilo. En 1929, Adrian y Broke introdujeron el electrodo concéntrico de aguja que hizo posible, conjuntamente con el osciloscopio de rayos catódicos y los amplificadores electrónicos, el estudio de potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas.

A.2.2 Fundamentos fisiológicos. La membrana de las células excitables se encuentra polarizada, siendo el interior de la célula negativo con respecto al exterior. En la célula muscular, con un electrodo situado en el interior de la fibra y otro en el exterior se puede detectar una diferencia de potencial de reposo de unos 90 mV. Este potencial es producido por diferencias existentes en la concentración de diversos iones (Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Cl , etc.). Además, obedeciendo a señales procedentes de otras células, la fibra muscular puede sufrir despolarizaciones transitorias (potenciales de acción) que determinan la actividad de la fibra.

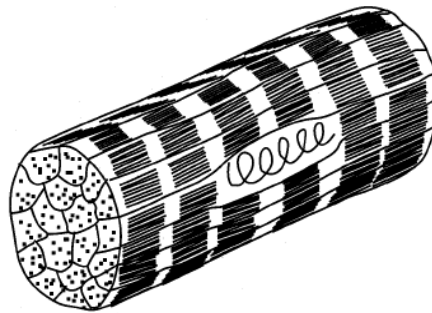
En el músculo se distinguen dos tipos de unidades, las anatómicas y las funcionales. La unidad anatómica es la llamada fibra muscular y la unidad funcional es la unidad motora.

Una unidad motora es un grupo de fibras musculares inervado por una única motoneurona de la médula espinal o de un núcleo motor del tallo cerebral. Comprende una motoneurona, su axón, las ramificaciones de éste y el conjunto de fibras musculares sobre los que estos hacen contacto sináptico. Se denominan motoneuronas a aquellas neuronas cuyos cuerpos neuronales (somas) envían prolongaciones (axones) desde sus somas para hacer contacto directo (sinapsis) con las fibras musculares. Si la motoneurona sufre una despolarización, ésta recorre todo el axón hasta las terminaciones sinápticas y provoca la despolarización, casi sincrónica, en todo el conjunto de fibras musculares de la unidad motora.

La unidad contráctil de la musculatura del esqueleto es la fibra muscular, que es una célula cilíndrica de unos 50 μm de diámetro, que al ser estimulada se contrae desarrollando fuerza.

Un músculo consiste en haces paralelos de fibras musculares y puede considerarse como un conjunto de unidades motoras dispuestas en paralelo, entre las cuales se encuentran otras fibras musculares modificadas llamadas husos musculares que contienen elementos sensoriales que perciben las tracciones en el músculo y sirven para el servocontrol de la posición del mismo (figura A.12). La activación de cada fibra muscular se hace a través del axón de la fibra nerviosa motriz que la inerva. Según la posición y la función del músculo, el número de fibras musculares inervadas por un mismo axón puede variar entre uno o más de mil.

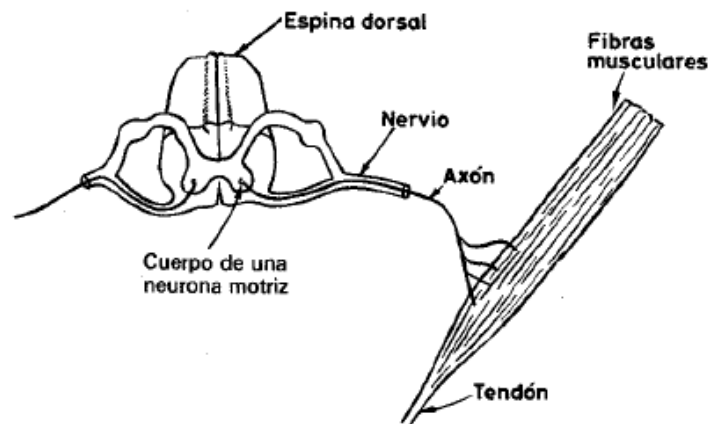
Figura A.12. Segmento de un haz de fibrillas musculares.[7]



El conjunto formado por la célula nerviosa motriz en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares que éste inerva constituye la unidad funcional básica del sistema muscular y se conoce por unidad motora (UM) (figura A.13). Cuando el potencial de acción del nervio alcanza el punto en el que éste se une con el músculo, se libera una cierta cantidad de acetilcolina, un transmisor químico que origina la despolarización local de la membrana de la fibra muscular. El transmisor es rápidamente neutralizado por una sustancia denominada estereato de acetilcolina, quedando la unión mioneuronal libre para una nueva excitación. Al potencial complejo que originan las fibras de una UM se le conoce por potencial de la unidad motriz (PUM) y es la suma de los potenciales de acción de las distintas fibras de la UM.

El significado de una orden de excitación dirigida a un músculo es que un número mayor o menor de unidades motoras recibirán una orden de despolarización. Una orden motora puede ser mínima, si solo ordena actividad a una única unidad motora, o máxima, si ordena la contracción completa del músculo.

Figura A.13. Diagrama de una unidad motora.[7]



En el electromiograma (EMG) se registra la actividad del músculo y en él se puede distinguir la activación de sus unidades motoras, las variaciones características de estas activaciones y las relaciones de unas unidades con otras.

El número de fibras musculares que contiene cada unidad motora determina la finura o la delicadeza de los movimientos que puede ejecutar. Este número de unidades recibe el nombre de tasa de inervación y cuanto menor sea (es decir, muchas motoneuronas y pocas fibras musculares) más flexibilidad motora tendrá el músculo. Por lo tanto, La fuerza de la contracción muscular se gradúa controlando el número de axones que se estimulan y la frecuencia de estimulación de cada axón.

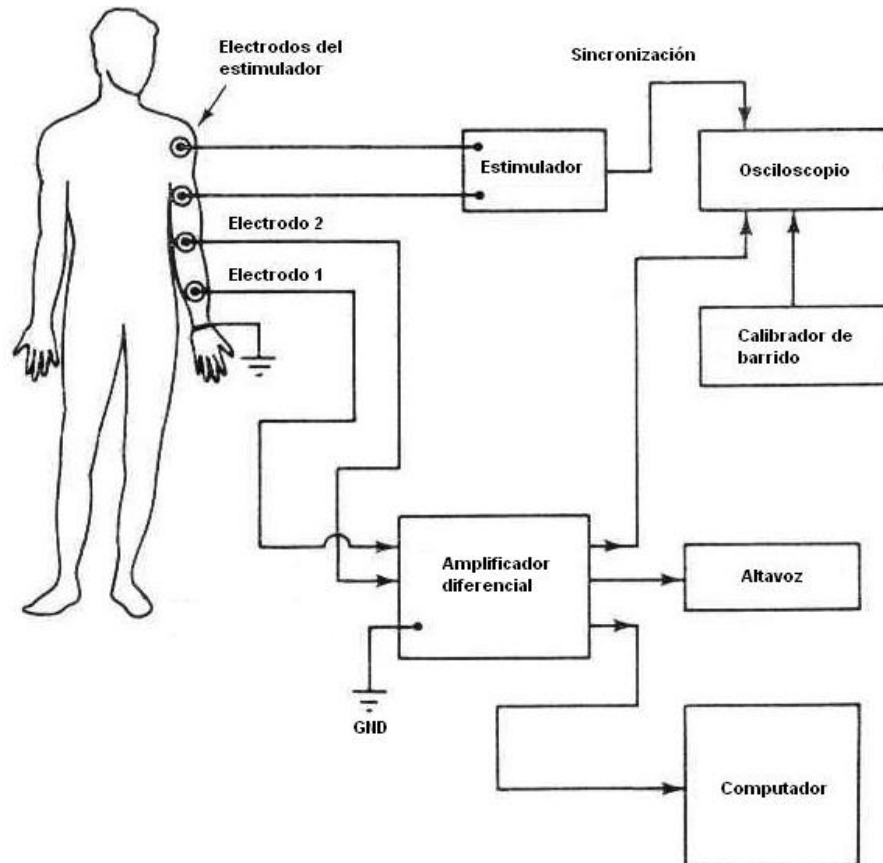
Cada unidad motora ocupa un espacio en el cual es posible registrar su actividad. Este espacio es algo mayor que el que físicamente ocupan sus fibras. De hecho, las unidades no se enlazan unas junto a otras, ni hay una frontera definida entre ellas; por el contrario, sus fibras o grupos de fibras se entrelazan con las de unidades vecinas de tal forma que en una reducida sección transversal de músculo convergen varias unidades motoras.

A.2.3 Registro de la señal EMG. Un equipo de registro electromiográfico (figura A.14) consta de los siguientes elementos:

A.2.3.1 Electroodos. Captan la actividad eléctrica del músculo. Puede hacerse por inserción dentro del mismo o a través de la piel que lo recubre, previo acoplamiento por medio de gel conductor.

El área y la forma de la superficie de detección del electrodo determina el número de unidades motoras activas que serán detectadas en virtud del número de fibras musculares en su vecindad.

Figura A.14. Diagrama en bloques de un electromiógrafo.[10]



Los electrodos pueden clasificarse en electrodos profundos y electrodos superficiales.

► **Electrodos superficiales.** Son pequeños conos o discos metálicos (fabricados de plata o acero inoxidable) que se adaptan firmemente a la piel. Para reducir la resistencia de contacto se utiliza gel conductor.

Con estos electrodos se puede obtener un registro de la electrogénesis global de músculo (estudio de la respuesta global del músculo), pero no detectan potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia por lo cual su uso se encuentra bastante restringido en

electromiografía. Se emplean para la determinación de latencias en la pruebas de conducción.

► **Electrodos profundos o de inserción (electrodos de aguja).** Pueden ser de varias clases:

⊕ **Monopolar.** Consiste en una aguja corriente cuya longitud total (excepto en la punta) ha sido aislada (figura A.15a). La variación de potencial se mide entre el extremo de la punta, ubicada en el músculo y el electrodo de referencia ubicado en la piel o tejido subcutáneo.

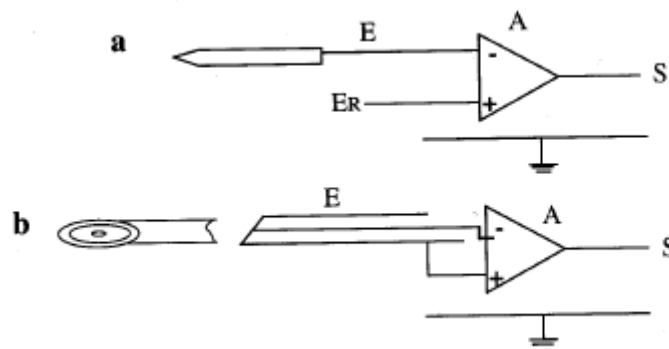
⊕ **Coaxial.** Fue introducido por Adrian en 1929 y es el más adecuado para la práctica clínica. Consiste en una aguja hipodérmica a través de cuyo interior se han insertado uno o varios conductores metálicos finos aislados entre sí y con respecto a la aguja (figura A.15b).

Sólo el extremo de estos conductores se encuentra desprovisto de aislamiento y es por este punto por el que se captura la señal procedente del tejido muscular.

A.2.3.2 Amplificadores. Su finalidad es la de amplificar los pequeños potenciales captados en el músculo de tal forma que puedan ser visualizados en la pantalla de un osciloscopio. El factor de amplificación puede ser superior al millón de veces (60 dB).

Dado que los potenciales electromiográficos presentan una banda de frecuencia muy variable, el amplificador debe ser capaz de responder con fidelidad a señales comprendidas entre los 40 Hz y los 10.000 Hz.

Figura A.15. Esquema de los electrodos profundos.[7]



Las principales características de los amplificadores utilizados en EMG son:

- ▶ Número de canales: 2 (lo más habitual).
- ▶ Sensibilidad: 1 pV/div. a 10 mV/div.
- ▶ Impedancia de entrada: 100 M Ω /47 pF.
- ▶ CMRR a 50 Hz mayor de 100 dB.
- ▶ Filtro pasa altas: entre 0,5 Hz y 3 kHz (6 dB/octava).
- ▶ Filtro pasa bajas: entre 0,1 KHz y 15 KHz (12 dB/octava).
- ▶ Ruido: 1 pV eficaz entre 2 Hz y 10 kHz con la entrada cortocircuitada.

Debido a que la señal EMG es de baja amplitud con respecto a otras señales ambientales sobre la superficie de la piel, es necesario y conveniente realizar la detección con una configuración diferencial, es decir, se usan dos superficies de detección y las dos señales detectadas son restadas antes de ser amplificadas.

A.2.3.3 Sistemas de registro. Se puede utilizar el registro gráfico en la pantalla de un osciloscopio o por algún medio de registro permanente (papel, medio magnético, medio fotográfico). Por lo general, los dos tipos de registro pueden ser usados simultáneamente.

A.2.3.4 Altavoz. Constituye un elemento indispensable, tan útil para el registro como la pantalla o la fotografía. A veces el oído proporciona una discriminación más fina que la visión de potenciales rápidos por el osciloscopio o computador. Algunas características del electromiograma patológico se perciben mejor acústicamente que por visualización directa.

Todo el equipo necesario para la realización de los electromiogramas, estimuladores, amplificador(es), sistemas de registro, altavoz, suele estar integrado en un instrumento compacto con una caja de entradas y salidas que suele ser independiente y estar conectada al equipo por medio de un cable.

Cuando se detecta y se almacena la señal EMG, se deben tener en cuenta dos aspectos importantes que influyen en la fidelidad de dicha señal: la relación señal a ruido que se refiere a la relación entre la energía en la señal EMG y la energía en la señal de ruido y la distorsión de la señal que indica que la contribución relativa de alguna componente de frecuencia en la señal EMG no debe ser alterada. En general, el ruido se define como señales eléctricas que no forman parte de señal EMG que se está detectando.

A.2.4 Potenciales característicos en EMG. Estos potenciales pueden originarse debido a la actividad voluntaria o a la espontánea.

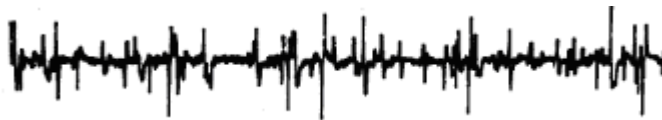
La actividad de inserción es un tipo de actividad espontánea que se origina al penetrar un electrodo de aguja en el músculo. Las fasciculaciones son contracciones espontáneas de fibras musculares o unidades motrices, lo suficientemente potentes para producir una contracción visible del músculo pero sin que la articulación se mueva.

Otros tipos de actividad espontánea son: la respuesta miotónica, los calambres, los espasmos musculares.

Dentro de la actividad voluntaria, los potenciales de unidad motriz (PUM) son el objeto principal de estudio. Consisten en la suma de distintos potenciales de acción de grupos de fibras musculares que se están contrayendo casi sincronizadamente. Pueden ser monofásicos, bifásicos o trifásicos y, en ocasiones, polifásicos con cinco o más fases. Su duración está comprendida entre 2 ms y 15 ms y su amplitud entre 100 pV y 2 mV, aunque estas magnitudes dependen mucho del tipo de electrodos empleado y del músculo considerado (número de fibras de la UM) (figura A.16).

El registro de los PUM se suele realizar contrayendo débilmente el músculo en observación. Si la contracción se hace mucho más intensa, se obtiene lo que se conoce por patrón de interferencia. Los PUM se superponen siendo difícil distinguir sus características individuales.

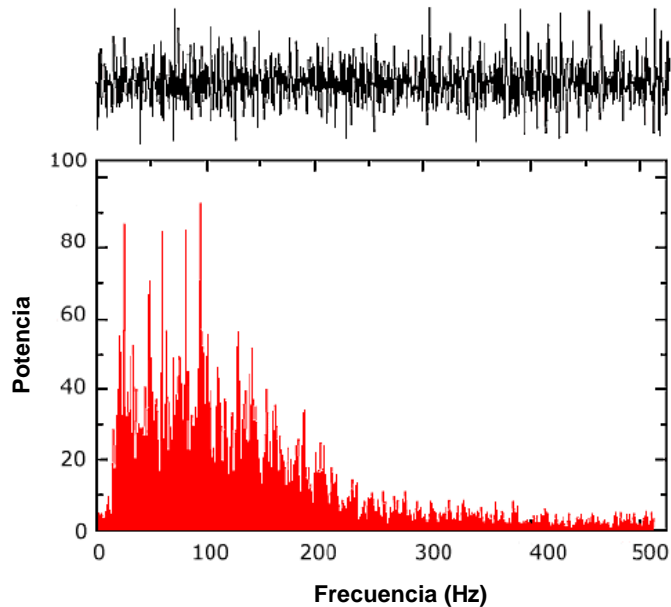
Figura A.16. PUM de un sujeto normal.[7]



Se ha establecido que la amplitud de la señal EMG es estocástica (aleatoria) por naturaleza y puede ser representada por una función de distribución Gaussiana. La amplitud de la señal está en el rango entre 0 mV y 10 mV (pico a pico) o entre 0 mV y 1.5 mV (rms). La energía útil de la señal está limitada al rango de frecuencia entre 0 Hz y 500 Hz, encontrándose la energía dominante en el rango entre 50 Hz y 150 Hz.

Las señales utilizables son aquellas con energía por encima del nivel de ruido eléctrico. En la figura A.17 se presenta un ejemplo del espectro de frecuencia de la señal EMG.

Figura A.17. Espectro de frecuencia de la señal EMG.[9]



A.2.4.1 Características del ruido eléctrico. El ruido puede provenir de varias fuentes tales como:

▶ **Ruido inherente en los componentes electrónicos del equipo de detección y almacenamiento.** Todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico. Tiene componentes de frecuencia en el rango de 0 Hz hasta varios cientos de Hz. Este ruido no se puede eliminar pero puede reducirse usando componentes electrónicos de alta calidad y técnicas especiales para el diseño y la construcción de circuitos.

▶ **Ruido ambiental.** Se origina de fuentes de radiación electromagnética tales como transmisores de radio y televisión, cables de potencia eléctrica, bombillos, lámparas fluorescentes.

La superficie del cuerpo humano está constantemente expuesta a radiación electromagnética y es imposible evitar la exposición a esta. La principal preocupación por el ruido ambiental surge de la radiación de 60 Hz (o 50 Hz) de las fuentes de potencia. La señal de ruido ambiental puede tener amplitudes que son de uno a tres veces mayores que la señal EMG.

▶ **Artefactos de movimiento.** Hay dos fuentes principales de artefactos de movimiento: uno surge de la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel, el otro surge del movimiento del cable que conecta el electrodo al amplificador. Ambas fuentes

pueden ser reducidas con un diseño apropiado del circuito electrónico. Las señales eléctricas de ambas fuentes de ruido tienen la mayor parte de la energía concentrada en el rango de frecuencia entre 0 Hz y 20 Hz.

► **Inestabilidad inherente a la señal.** La amplitud de la señal EMG es aleatoria por naturaleza. Las componentes de frecuencia entre 0 Hz y 20 Hz son inestables porque son afectadas por la naturaleza aleatoria de la tasa de activación de las unidades motoras las cuales, en la mayoría de los casos, se activan en esta región de frecuencia. Debido a la naturaleza inestable de estas componentes de la señal, es conveniente considerarlas como ruido no deseado y removerlas de la señal.

A.2.4.2 Maximización de la fidelidad de la señal EMG. Lo ideal es obtener una señal EMG que contenga la mayor cantidad de información de la señal EMG y la mínima cantidad de contaminación por ruido eléctrico.

Debido a esto, la maximización de la relación señal a ruido debe hacerse con una mínima distorsión de la señal EMG. Por lo tanto, es importante que cualquier dispositivo de detección y almacenamiento procese la señal linealmente. Particularmente, la señal no debe ser recortada, es decir, los picos no deben ser distorsionados y no se debe realizar un filtrado innecesario.

Como la radiación de la línea de potencia (50 o 60 Hz) es una fuente dominante de ruido eléctrico, se diseñan dispositivos que tienen un filtro notch a esa frecuencia. En teoría, este tipo de filtro remueve solamente la frecuencia no deseada de la línea de potencia, sin embargo, en las implementaciones prácticas también remueve parte de las componentes de frecuencia adyacentes. Debido a que la energía dominante de la señal EMG está localizada en el rango entre 50 Hz y 100 Hz, el uso de filtros notch no es aconsejable cuando hay métodos alternativos para tratar la radiación de la línea de potencia.

A.2.5 Procesamiento de la señal EMG. Durante mucho tiempo se dijo que la mejor manera de procesar la señal EMG era calcular la señal rectificadora integrada. Esto se hacía rectificando la señal EMG, integrando la señal sobre un intervalo específico de tiempo y posteriormente se formaban series de tiempo de los valores integrados.

Los avances en los dispositivos electrónicos permiten actualmente calcular la raíz cuadrática media (rms) y el valor promedio rectificado (avr) de la señal EMG. Estos métodos son más convenientes y exactos.

El valor avr es similar al valor rectificado integrado. Los dos valores proporcionan una medida del área bajo la curva pero no tienen un significado físico específico. El valor rms

es una medida de la potencia de la señal, por lo tanto tiene un significado físico claro. Por esta razón, el valor rms es preferido para la mayoría de las aplicaciones. La normalización de la amplitud de la señal puede remover la influencia de otras variables.

A.2.6 Aplicaciones de la señal EMG. En lo referente a la utilidad clínica, actualmente hay tres aplicaciones comunes de la señal EMG:

- ▶ Para determinar el tiempo de activación de un músculo, que es cuando la excitación del músculo inicia y termina.

- ▶ Para estimar la fuerza producida por el músculo.

- ▶ Para obtener una idea de la velocidad a la cual un músculo se fatiga, analizando el espectro de frecuencia de la señal.

En aplicaciones para el control de dispositivos se tiene:

- ▶ Control del vuelo de una aeronave utilizando movimientos del brazo (figura A.18).

Figura A.18. Control de una aeronave.[1]



- ▶ Control de dispositivos robóticos usados en cirugía.

- ▶ Control de brazos protésicos utilizando la actividad muscular del paciente discapacitado (figura A.19).

Figura A.19. Prótesis mioelectrónica.[12]



- ▶ Nuevas formas de comunicación con los computadores, por ejemplo, ejecutar acciones por medio de contracciones musculares que reemplazan el clic del ratón o introducción de caracteres o números a través de movimientos que simulen la acción de digitar dichos datos en un teclado (figura A.20).

Figura A.20. Introducción de datos al computador digitando sobre un teclado imaginario.[1]



- ▶ Interfaces humano-computador basadas en señales EMG para usuarios con discapacidades motrices.

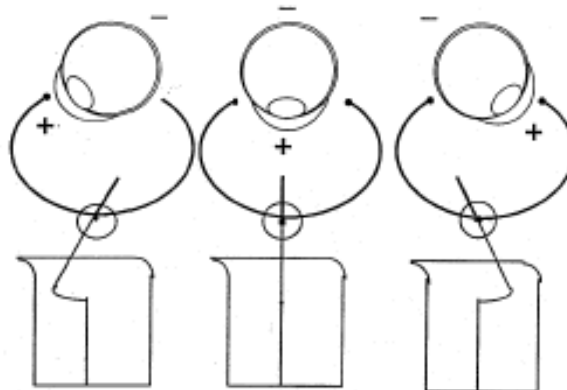
A.3 SEÑALES ELECTROOCULOGRÁFICAS

Los movimientos de los ojos son detectados mediante el registro de la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina. Dichas señales, convenientemente capturadas y procesadas, pueden permitir conocer con razonable exactitud la dirección de la mirada de la persona, y si ésta tiene un buen control sobre la misma, es posible utilizar dicha información para gobernar dispositivos a través de movimientos oculares.[3]

A.3.1 Electrooculografía. La electrooculografía (EOG) es un método clínico en el cual se registra el movimiento horizontal y vertical de los ojos utilizando electrodos conectados a un amplificador de señales bioeléctricas acoplado a un computador en el cual se ejecuta un programa que permite realizar el análisis de los trazos obtenidos y obtener información sobre el comportamiento de los ojos durante tareas de lectura o seguimiento de un objeto en movimiento.[16]

El potencial córneo-retiniano es producido por hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células nerviosas de la retina. El conjunto (córnea-retina) forma un dipolo en la dirección del eje anteroposterior del ojo el cual es positivo en la zona corneal y negativo en la retina (figura A.21) [3]. Los valores de voltaje del EOG varían desde 0.05 mV hasta 3.5 mV con frecuencias que van desde DC hasta 100 Hz. Este comportamiento es linealmente proporcional al desplazamiento del ojo.[5]

Figura A.21. Dipolo ocular.[3]



Como utilidad clínica, el EOG puede utilizarse para valorar anomalías producidas por lesiones neurológicas focales. Según interese, se puede medir el desplazamiento de los ojos en sentido horizontal, vertical o ambos casos.

El EOG, a diferencia de otros biopotenciales necesita de un amplificador DC. La señal del EOG varía aproximadamente en 20 mV por cada grado de desviación del ojo. En la detección de dichas señales se utilizan electrodos flotantes de Plata-Cloruro de Plata (Ag-AgCl) para biopotenciales y un gel como electrolito.[3]

A.3.2 Neurometría. La neurometría es el análisis matemático de un electrooculograma. El software utilizado para el análisis debe permitir obtener los valores de las frecuencias de las señales EOG registradas. El análisis de Fourier de las distintas porciones de un registro, así como los valores de diferentes variables, como son derivadas, áreas bajo la curva, pendientes, son datos que se pueden obtener para realizar análisis cuantitativos.[16]

A.3.3 Bases neurofisiológicas del control del movimiento ocular. En años recientes se han localizado las estructuras del sistema nervioso central que constituyen el sistema motor ocular; o sea, los mecanismos cerebrales que controlan los movimientos oculares.

La anatomía extraocular del ojo consiste en tres pares de músculos cuyas acciones son antagónicas.

Los músculos recto interno y recto externo se ocupan exclusivamente de los movimientos del ojo en el plano horizontal. Los músculos recto superior y recto inferior actúan elevando el ojo haciendo descender el eje visual, mientras que los músculos oblicuo superior e inferior producen principalmente la intorsión (rotación medial) o extorsión (rotación lateral) del polo superior del ojo.

La visión frontal obliga a la realización de movimientos conjugados de los ojos, es decir, a que ambos ojos se muevan exactamente con la misma amplitud, dirección y velocidad, ya que pequeñas disparidades en uno de éstos parámetros producirían una visión doble o diplopía.

A.3.3.1 Motoneuronas oculares. Un aspecto muy importante del control muscular ocular es el análisis de las órdenes motoras que el cerebro genera para activar la musculatura extraocular.

El registro de la actividad eléctrica de las motoneuronas se realiza mediante microelectrodos, es decir, finísimos alambres metálicos. Dichas señales bioeléctricas se transforman en el músculo extraocular en la tensión necesaria para mover el ojo o para mantenerlo fijo en su órbita en una posición determinada.

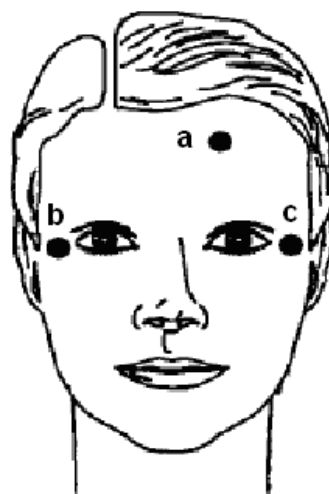
La actividad eléctrica de las motoneuronas oculares podría resumirse de la siguiente manera: para que el ojo se mueva con una velocidad determinada el músculo ha de desarrollar una tensión que venza la resistencia elástica y viscosa de la órbita, esta tensión será tanto mayor cuanto mayor sea la velocidad del movimiento. Las motoneuronas incrementan su frecuencia en 1 potencial de acción por segundo por cada grado por segundo que aumente la velocidad del movimiento ocular. La motoneurona ocular genera potenciales de acción de forma constante y regular y representa la vía final común donde convergen las órdenes motoras en forma de frecuencia de impulsos nerviosos que se transforman en tensión y/o acortamiento del músculo ocular y en movimiento o fijación del ojo.

La frontalización de la posición de los ojos obliga a que éstos se muevan de forma conjugada, es decir, con la misma amplitud, dirección y velocidad si se quiere mantener la visión binocular.

A.3.4 Registro de la señal EOG. Para realizar un registro electrooculográfico se colocan de tres a cinco electrodos dependiendo del tipo de registro que se desea tomar.

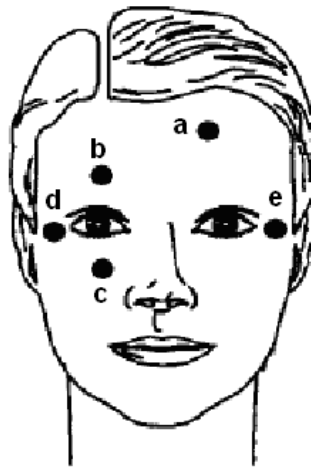
A.3.4.1 Registro de los movimientos horizontales. Los electrodos se colocan en el canto externo de los ojos y en la frente del paciente (electrodo de referencia) (figura A.22).

Figura A.22. Colocación de los electrodos para el registro de los movimientos horizontales de los ojos. a) Electrodo de referencia. b-c) Electrodos derivación horizontal.[3]



A.3.4.2 Registro de los movimientos horizontales y verticales. Se deben utilizar 5 electrodos (un electrodo de referencia situado en la frente y los demás se sitúan alrededor de los ojos). La diferencia de potencial entre los electrodos situados arriba y abajo del ojo respectivamente (b-c) es proporcional a la desviación del ojo en sentido vertical mientras que la diferencia de potencial entre los electrodos situados a la derecha e izquierda (d-e) es proporcional a la desviación horizontal de la mirada (figura A.23). Dichos electrodos se conectan al amplificador de señales bioeléctricas y este a la computadora.

Figura A.23. Colocación de los electrodos para el registro de los movimientos horizontales y verticales de los ojos. a) Electrodo de referencia. b-c) Electrodos derivación vertical. d-e) Electrodos derivación horizontal.[3]



Una vez que los electrodos están en su lugar y el equipo encendido, se hace el registro de la actividad motora de los ojos durante, por ejemplo, la lectura de un texto. Mientras este lee se registra el movimiento de sus ojos. Este se visualiza como trazos curvos con características senoidales. Una vez que se ha realizado el trazo se graba esta información para posteriormente realizar el análisis matemático.[16]

El registro y adquisición de la señal del EOG conlleva diversos problemas. La señal EOG rara vez es determinística aún para la misma persona, se ve afectada por múltiples factores que influyen en su valor: posicionamiento de los electrodos, contacto piel-electrodo, condiciones de iluminación ambiental, movimientos de cabeza, parpadeos. Por otro lado, se trata de señales muy débiles (del orden de los microvoltios) y por lo tanto se precisa de sistemas de amplificación de elevada ganancia. Por estos motivos, es preciso eliminar el valor medio de la señal, puesto que este valor cambia incluso manteniendo la mirada fija en un punto; para este fin se utilizan filtros activos paso alto, con frecuencias de corte del orden de 0,05 Hz y ganancia de voltaje de 5000. Se puede comprobar que el potencial EOG aumenta cuando aumenta la iluminación de la escena y este problema se evita con la utilización del filtro paso alto indicado anteriormente.

En las figuras A.24 y A.25 se muestran las formas de onda obtenidas para una señal captada para diferentes ángulos de la dirección de la mirada en la derivación horizontal. En la figura A.24 se aprecia la secuencia de dirección de la mirada y la figura A.25 muestra los valores del EOG obtenidos sin y con filtro de 0.05 Hz. En la figura A.25 puede observarse que es posible detectar variaciones en la dirección de la mirada en función de las variaciones de la señal EOG.

Figura A.24. Secuencia de dirección de la mirada.[3]

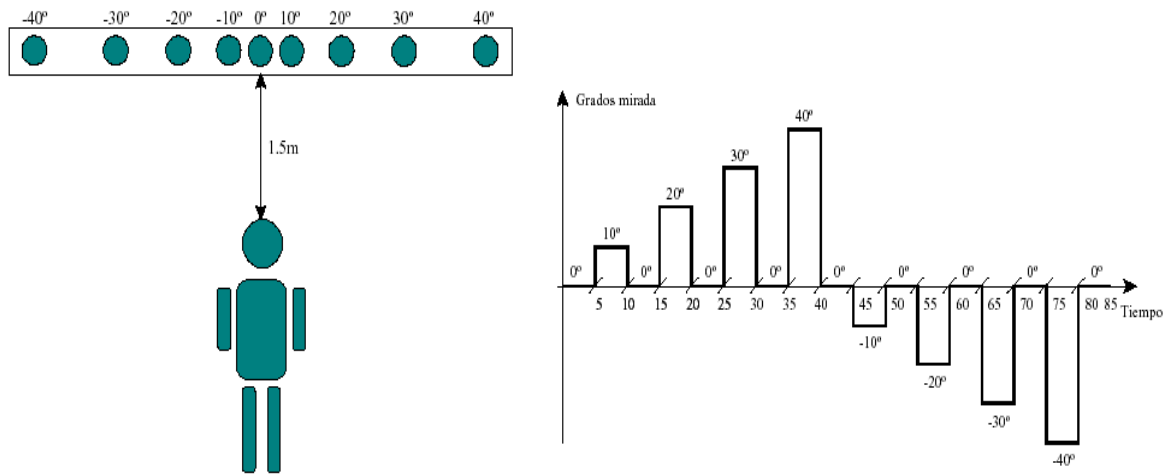
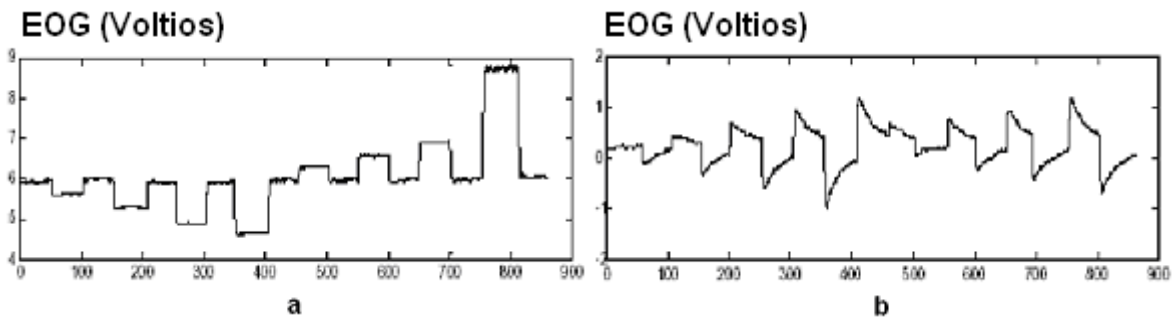


Figura A.25. a) Derivación horizontal del EOG con componente continua. b) Derivación horizontal del EOG con filtraje pasa altas de 0.05Hz.[3]



A.3.5 Procesamiento de la señal EOG. Con los valores obtenidos y mostrados en la figura A.25 se puede obtener la dirección de la mirada del paciente. Para este fin, la señal es analizada por un conjunto de algoritmos que permiten obtener con razonable precisión

el ángulo de la dirección de la mirada. La idea en la que se fundamentan los algoritmos es la detección de cambios significativos en la dirección de la mirada (para este fin se realiza un proceso de detección de derivadas) y la medida del nivel de tensión en los primeros instantes en los que se ha producido el cambio, ya que como puede observarse en la figura A.25a, la componente isoelectrica de la tensión varía con el tiempo, aunque la persona mantenga la mirada en la misma posición. No obstante, en la figura A.25b este efecto se elimina al realizar un filtrado paso alto con una constante de tiempo elevada.[3]

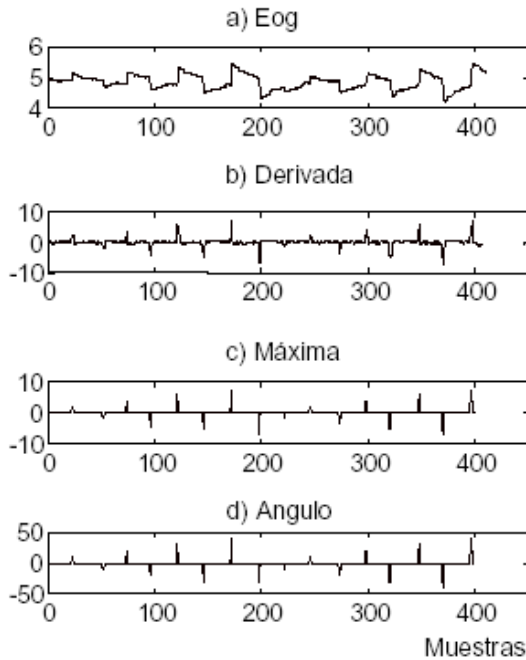
El proceso que se sigue para realizar el procesamiento puede observarse en el diagrama de flujo de la figura A.26. La figura A.27 muestra los resultados del procesamiento de un EOG.

Puede observarse como la derivada de la señal electrooculográfica permite determinar dónde se ha producido un cambio brusco en la dirección de la mirada, dicha variación puede fácilmente extrapolarse a ángulos de desplazamiento respecto a la posición central tal y como se muestra en la figura A.27d. Se aprecia en dicha figura que el usuario ha realizado la secuencia de desplazamiento de la mirada indicado en la figura A.24.

Figura A.26. Diagrama de flujo del procesamiento de la señal EOG.[3]



Figura A.27. Resultados del procesamiento de una señal EOG.[3]



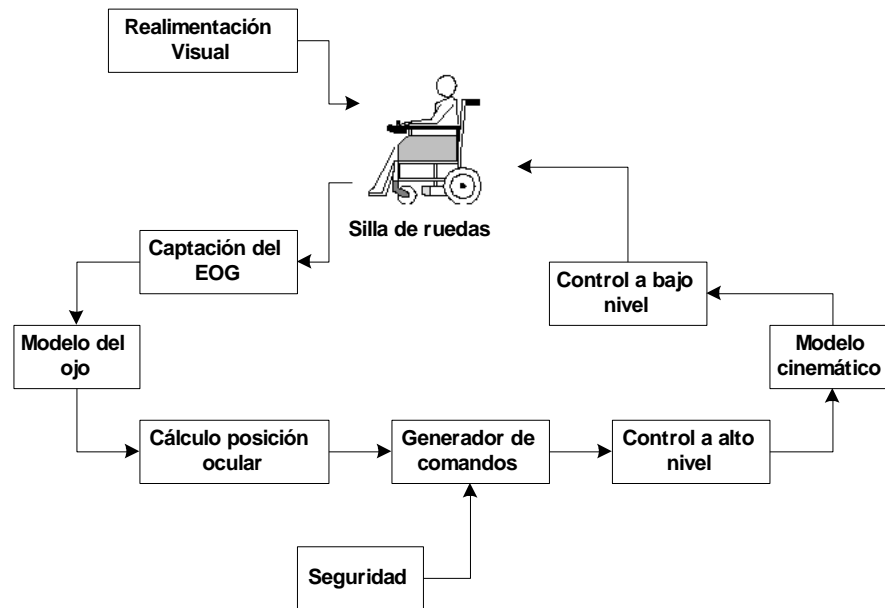
A.3.6 Aplicaciones prácticas de la electrooculografía. Es posible utilizar esta técnica en la ayuda a personas discapacitadas y en tareas de control de interfaces hombre-máquina, puesto que se han conseguido precisiones en la detección del ángulo de la mirada de $\pm 3^\circ$ y los errores cometidos en la detección de la dirección de la mirada son inferiores a $\pm 2^\circ$. [8]

A.3.6.1 Control de una silla de ruedas por EOG. El objetivo es realizar el guiado de un robot autónomo mediante la posición ocular utilizando electrooculografía. El EOG capturado por medio de un sistema de adquisición de datos se envía a un PC donde se procesa y se determina la dirección de la mirada (figura A.28), a partir de este momento se establece la estrategia de control de la silla de ruedas. [3]

Para llevar a cabo el control de la silla de ruedas se realiza la interpretación de códigos mediante movimiento de los ojos para establecer una serie de códigos de posicionamiento ocular y de control. De esta forma, la posición vertical del ojo se utiliza para controlar la velocidad lineal, de la silla. Para indicarle al sistema que se van a enviar señales se debe realizar un pestañeo continuo durante un tiempo determinado. A continuación, si la mirada se dirige en sentido vertical, la velocidad lineal de la silla se incrementa en proporción a dicha desviación; y si el usuario dirige la mirada en sentido horizontal, la silla gira también de forma proporcional y en el sentido indicado por el usuario. La comunicación finaliza

cuando la persona vuelve a generar la acción de pestañeo que ha dado lugar al inicio del proceso.

Figura A.28. Control de una silla de ruedas por EOG.[3]



A.3.6.2 Sistema de comunicación hombre-máquina basado en EOG. Se ha realizado una aplicación basada en el análisis de la señal EOG mediante la cual una persona puede transmitir mensajes a su entorno. El módulo de captación de la señal y su procesamiento es idéntico al indicado para el control de la silla de ruedas; la diferencia consiste en un programa informático ejecutado sobre un ordenador personal, que implementa dos modos de funcionamiento: comandos o alfanumérico. En el primero de los casos existen diversos paneles, cada uno de ellos con diversas acciones que pueden seleccionarse en función de las actividades que el usuario desee realizar. El computador a través de sus puertos puede enviar información a diversos sistemas para ejecutar los comandos o acciones seleccionadas por el usuario. Evidentemente, estos comandos pueden ser preprogramados según las necesidades del paciente.[3]

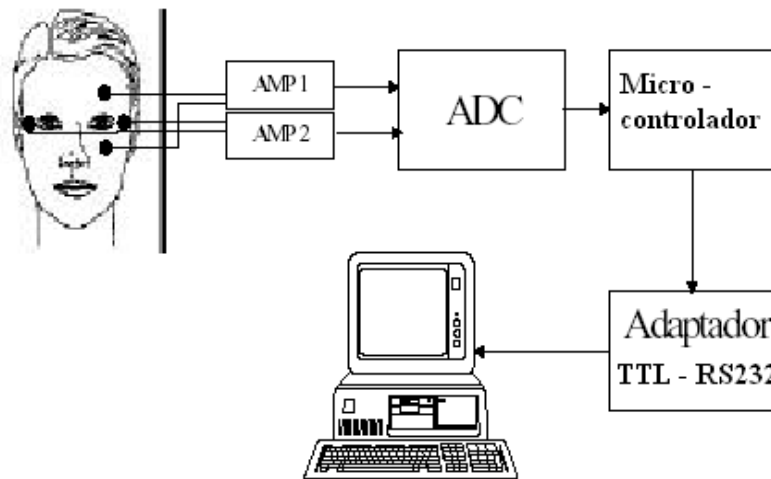
En el modo de funcionamiento alfanumérico se presentan sobre la pantalla del ordenador las letras del abecedario y el usuario debe seleccionar con la mirada la letra adecuada para generar la frase que quiera transmitir

A.3.6.3 Diseño de un ratón electrooculográfico para el control de interfaces gráficas. En un ratón electrooculográfico la señal EOG puede utilizarse para controlar una interfaz gráfica de usuario (GUI) de forma que el ojo se utilice como si fuera el ratón convencional. Las derivaciones del EOG pueden obtenerse colocando un electrodo a cada lado de los

ojos para la derivación horizontal y un electrodo arriba y otro debajo de los ojos para la derivación vertical.[4]

El diagrama en bloques del sistema puede observarse en la figura A.29. Las señales EOG son capturadas por medio electrodos conectados a amplificadores y posteriormente se envían a un ADC. La señales digitales se envían a un microcontrolador para su análisis y generación de las órdenes de control del puntero del ratón sobre la GUI, para ello se utiliza un adaptador de señales TTL a RS-232 y se envían al puerto serial del computador.

Figura A.29. Diagrama en bloques del ratón EOG.[4]



BIBLIOGRAFÍA

- [1] Ames Research Center – Public Affairs Office - NASA. Bioelectric Control. Octubre de 2002.
<http://amesnews.arc.nasa.gov/releases/2001/01images/bioelectric/bioelectricqt.html>
- [2] ARDILA, William. Electrofisiología - Generación del Potencial de Acción. Electrónica & Computadores. Nº. 60. Pag. 43-47. Editorial CEKIT.
- [3] BAREA, R.; BOQUETE, L.; MAZO, M.; LÓPEZ E.; BERGASA, L.M. Aplicación de Electrooculografía para Ayuda a Minusválidos. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. Alcalá de Henares. Madrid (España).
- [4] BAREA, R.; BOQUETE, L.; MAZO, M.; LÓPEZ E.; BERGASA, L.M. Diseño de un Ratón Electrooculográfico para el Control de Interfaces Gráficos. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. Alcalá de Henares. Madrid (España).
- [5] BAREA, R.; BOQUETE, L.; MAZO, M.; LÓPEZ E.; BERGASA, L.M. EOG Guidance of a Wheelchair Using Neural Networks. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. Alcalá de Henares. Madrid (España).
- [6] BAREA, Rafael. Instrumentación Biomédica - Electroencefalografía. Departamento de Electrónica. Universidad Alcalá. Madrid (España).
- [7] BAREA, Rafael. Instrumentación Biomédica - Electromiografía. Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. Madrid (España).
- [8] BAREA, R.; BOQUETE, L.; MAZO, M.; LÓPEZ E.; BERGASA, L.M. Sistema de Comunicación Hombre-Máquina Mediante Movimientos Oculares. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. Alcalá de Henares. Madrid (España).
- [9] DE LUCA, Carlo. Surface Electromyography: Detection and Recording. DelSys Incorporated. 2002.
- [10] DEMARRE, Dean; MICHAELS, David. Bioelectronic Measurements. Prentice Hall. 1983.

- [11] FUNASE, A.; YAGI, T.; KUNO, Y.; UCHICAWA, Y. A Study on Electro-Encephalogram (EEG) in Eye Movements. School of Engineering. Nagoya University. Japón. 1999.
www.cmplx.cse.nagoya-u.ac.jp/~arao/study/isem/ISEM.ppt
- [12] ISyP – Ingeniería, Sistemas y Proyectos. Septiembre de 2002.
<http://www.geocities.com/IngenieriaSP/brazo.htm>
- [13] LÓPEZ, Carlos; LLAMOSAS, Luis. Instrumentación Biomédica: Fundamentos y Criterios de Diseño. Electrónica y Computadores. Editorial CEKIT.
- [14] MARTÍN, José; PALAZUELOS, Sira; BOQUETE, Luciano y MAZO, Manuel. Estudio Comparativo de Dos Técnicas de Procesado de Señales EEG para la Discriminación de Estados Mentales. Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. Madrid - España.
<http://www.sidar.org/jornadas/vjorna/ponencias/ponencia3-7.doc>
- [15] NICOLELIS, Miguel; CHAPIN, John. Control Cerebral de Robots. Revista Investigación y Ciencia. Pag. 6-14. Diciembre de 2002. Editorial Prensa Científica S.A.
- [16] RUA, Jesús. Electrooculografía. Agosto de 1999.
http://www.geocities.com/jesus_rua/pagina2.html
- [17] MISITI, M.; MISITI, Y.; OPPENHEIM, G.; POGGI, J. Wavelet Toolbox User's Guide. The MathWorks, Inc. 2002.
http://www.mathworks.co.uk/access/helpdesk/help/pdf_doc/wavelet/wavelet_ug.pdf