

# Tema 2

## Bioseñales

### 2.1. Introducción

Una señal es un medio de transmisión de información, cuya adquisición permite obtener información sobre la fuente que la generó. En el caso de las bioseñales, las fuentes son los diferentes sistemas fisiológicos del organismo. La captación de las bioseñales permite al médico extraer información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos para poder emitir un diagnóstico.

Las medidas médicas pueden agruparse en diversas categorías: biopotenciales, mecánicas, acústicas, imágenes, impedancias, señales biomagnéticas y señales bioquímicas. En el presente capítulo se presentarán las más usuales, como base para comprender mejor la instrumentación y el procesado aplicado sobre las mismas.

Los factores más importantes que caracterizan las bioseñales desde el punto de vista de la instrumentación son los rangos de amplitud y frecuencia. La siguiente tabla muestra, a título de ejemplo, un resumen de algunas de las bioseñales más usuales y sus correspondientes rangos. Dichos rangos pueden variar en función del método de adquisición, y sus valores son aproximados, considerando tanto valores normales como anormales de los parámetros listados.

### 2.2. Biopotenciales

Algunos tipos de células, denominadas excitables, presentan la característica de producir potenciales bioeléctricos como resultado de la actividad electroquímica de sus membranas, tales como las nerviosas, musculares y del tejido glandular. Puesto que cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica característica, la medida de esta actividad proporciona información sobre su funcionamiento. Como las disfunciones se revelan frecuentemente en la señal bioeléctrica, se puede obtener información para el diagnóstico a partir de estos registros.

Bioseñal	Definición	Rango amplitud	Rango frecuencia
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica cardíaca	0.5 - 4 mV	0.01-250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5 - 300 $\mu$ V	DC-150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica gástrica	10 $\mu$ V – 1 mV	DC-1 Hz
Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0.1 – 5 mV	DC-10 kHz
Electroneurograma (ENG)	Actividad eléctrica nerviosa	0.01 – 3 mV	DC-1 kHz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina-córnea	50 - 3500 $\mu$ V	DC-50 Hz
Electrorretinograma (ERG)	Actividad eléctrica de la retina	0 - 900 $\mu$ V	DC-50 Hz
Fonocardiograma (PCG)	Sonidos cardíacos	80 dB (rango dinámico) 100 $\mu$ Pa (umbral)	5-2000 Hz
Flujo sanguíneo	Flujo sanguíneo	1 – 300 ml/s	DC – 20 Hz
Gasto cardíaco	Cantidad de sangre bombeada por el corazón en unidad de tiempo	4 – 25 litros/minuto	DC – 20 Hz
pH sanguíneo	Medida del pH en sangre	6.8 – 7.8 unid. pH	DC – 2 Hz
Plestimografía	Medida de cambios de volumen	Depende del órgano medido	DC-30 Hz
Pneumotacografía	Medida del flujo respiratorio	0-600 litros/minuto	DC-40 Hz
Potencial acción	Potencial característico de diferentes tipos de células	100 mV	2 kHz
Potenciales evocados (EP)	Respuestas cerebrales evocadas por estímulos sensoriales	0.1 - 10 $\mu$ V	0.5 – 3 kHz
Presión arterial	Presión sanguínea arterial	10 – 400 mm Hg	DC – 50 Hz
Presión venosa	Presión sanguínea venosa	0 – 50 mm Hg	DC – 50 Hz
Respuesta galvánica de la piel (GSR)	Potencial generado por la actividad de las glándulas sudoríparas de la mano	1 – 500 k $\Omega$	0.01 -1 Hz

Tabla 2.1. Rangos de algunas de las bioseñales más usuales.

## Potencial de reposo

La membrana celular está compuesta de un complejo lipoproteínico muy delgado (de 7 a 15 nanómetros), generalmente impermeable a las proteínas e iones existentes en el interior de la célula. No obstante, presenta diversos grados de permeabilidad a algunas especies iónicas como el  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  o  $\text{Cl}^-$ , entre otras. La diferencia de permeabilidades entre estos iones se debe fundamentalmente a la presencia de “poros” o canales selectivos a cada tipo de iones.

El hecho de disponer de dos medios diferentes (interno y externo a la célula) separados por una membrana con estas características implica la aparición de dos flujos de los iones a través de la membrana. El flujo de difusión se debe a la diferencia de concentración a ambos lados de la membrana, y alcanzaría un estado estacionario cuando se igualaran las concentraciones. El flujo eléctrico aparece debido a que los iones presentan carga eléctrica, y el movimiento de cargas a través de la membrana da lugar a un potencial eléctrico a ambos lados de la misma que se opone a dicho flujo de difusión. Finalmente se alcanza un estado estacionario cuando el flujo de iones debido a la difusión se iguala con el debido al de la diferencia de potencial, consiguiéndose un potencial neto entre el interior y el exterior de la célula llamado potencial de reposo. Dicho potencial, considerando un único tipo de iones, viene dado por la ecuación de Nernst:

$$V_i - V_e = \frac{RT}{zF} \ln \frac{C_e}{C_i}$$

donde R es la constante de los gases, T la temperatura absoluta, z la carga del ion, C la concentración y F la constante de Faraday.

Para el caso real en que la membrana es permeable a más de un tipo de iones, se puede generalizar la ecuación de Nernst obteniéndose la ecuación de Goldman:

$$V_i - V_e = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_{\text{Na}} [\text{Na}]_e + P_{\text{K}} [\text{K}]_e + P_{\text{Cl}} [\text{Cl}]_i}{P_{\text{Na}} [\text{Na}]_i + P_{\text{K}} [\text{K}]_i + P_{\text{Cl}} [\text{Cl}]_e}$$

donde  $P_{\text{Na}}$ ,  $P_{\text{K}}$  y  $P_{\text{Cl}}$  son las permeabilidades de la membrana al Na, K y Cl, y los subíndices  $i$  y  $e$  corresponden respectivamente al interior y exterior de la membrana. Los términos entre corchetes representan las concentraciones correspondientes. El potencial, medido respecto al exterior de la célula, varía según el tipo entre -60 mV y -100 mV.

Esta situación de equilibrio con diferentes concentraciones en el interior y exterior de la célula requiere un flujo de iones en ambos sentidos de acuerdo con sus respectivos gradientes de difusión. Este mecanismo de transporte activo de iones, que utiliza energía de la célula para mantenerse, se conoce como bomba de Na-K, y extrae  $\text{Na}^+$  del interior de la célula a la vez que bombea  $\text{K}^+$  desde el exterior en una proporción  $3\text{Na}^+ : 2\text{K}^+$ , produciendo un potencial neto intracelular negativo.

## Potencial de acción

En condiciones normales (sin excitación), se mantiene una situación de equilibrio a ambos lados de la membrana con un potencial negativo en el interior de la célula (potencial de reposo). En este estado, se dice que la célula está polarizada.

Al estimular la célula, la membrana cambia sus características. El estímulo puede deberse a diferentes causas. Por ejemplo, en tejidos de órganos sensoriales, los canales de las membranas celulares están conectados a receptores del tipo de energía al que son sensibles, produciendo ésta la estimulación. En el resto de membranas, la estimulación se produce por cambios en el potencial transmembrana. Por último, el estímulo puede ser externo, producido por algún tipo de estimulador artificial.

El cambio de características inducido por la estimulación produce una variación de las permeabilidades a los diferentes iones que presentaba la membrana durante el potencial de reposo. Además, este cambio depende de la tensión (se requiere una amplitud mínima o umbral por debajo de la cual no se produce el cambio de estado celular) y del tiempo (las modificaciones inducidas por la estimulación en las permeabilidades revierten al cabo de un cierto tiempo a sus valores originales).

Estas modificaciones afectan especialmente a las permeabilidades del  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$ . Tras la estimulación, al incrementarse la permeabilidad al  $\text{Na}^+$ , la membrana comienza a admitir este tipo de iones. La entrada de éstos la hace a su vez más permeable, produciéndose un efecto de avalancha en el que gran cantidad de  $\text{Na}^+$  entra en la célula, desalojando a algunos  $\text{K}^+$ , pero tan sólo en una pequeña proporción. El efecto neto es que la célula queda cargada positivamente (despolarizada), a un valor de aproximadamente +20 mV. Este valor se denomina potencial de acción.

Una vez alcanzado este nuevo estado de equilibrio, la membrana vuelve a impedir la entrada a nuevos iones. La evacuación de los mismos (proceso de repolarización), está asociado a la dependencia temporal de la nueva permeabilidad de la membrana, que retorna al cabo de cierto tiempo a sus características iniciales, y por tanto a las concentraciones en reposo. La duración del potencial de acción depende del tipo de célula,

yendo desde un valor en torno al milisegundo. para células musculares y nerviosas, hasta los 150-300 msg. del músculo cardíaco. La siguiente figura muestra el potencial de acción de una célula nerviosa. Los postpotenciales que aparecen al final de la fase de repolarización se corresponden con el desfase existente entre las modificaciones de las permeabilidades del  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$ .

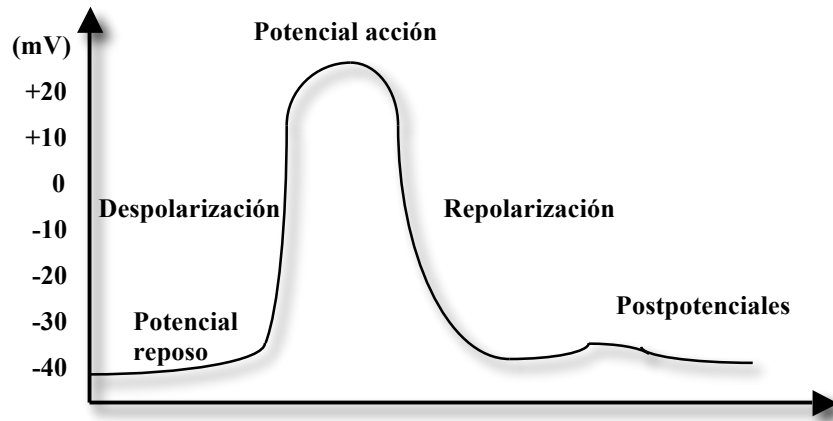


Figura 2.1. Potencial de acción.

La activación celular sigue una ley de todo o nada, debiendo alcanzarse un valor mínimo (umbral) para que se produzca el potencial de acción. A partir de este umbral, cualquier intensidad en la excitación siempre produce el mismo efecto ya que, una vez excitada, la célula entra en una fase de inhibición absoluta, durante la cual no responde a nuevos estímulos. Esta fase, que coincide con la duración del estado alto del potencial de acción, se denomina periodo refractario absoluto (PRA). Puesto que la determinación del PRA no puede realizarse (implicaría estimular con intensidades muy grandes), la medida que realmente se da es la del periodo refractario efectivo (PRE), medido hasta aquel punto de la pendiente de repolarización en que puede dispararse un nuevo potencial de acción con un estímulo igual al doble del valor umbral. Durante la fase de repolarización, puede ser excitada pero con estímulos más intensos que en la fase de reposo. A este intervalo se le denomina periodo refractario relativo (PRR). El tiempo refractario total (TRT) sería la suma de todos ellos. La siguiente figura muestra un esquema de estas definiciones para el caso de un potencial de acción de célula cardíaca, sobre el que se ha superpuesto la curva intensidad-tiempo de estimulación. Puede observarse en dicha curva un tiempo, al final de la fase de repolarización, durante el cual puede estimularse la célula con intensidades menores que la umbral. Este tiempo, que coincide con los postpotenciales de la figura 2.1, se conoce como periodo de supernormalidad.

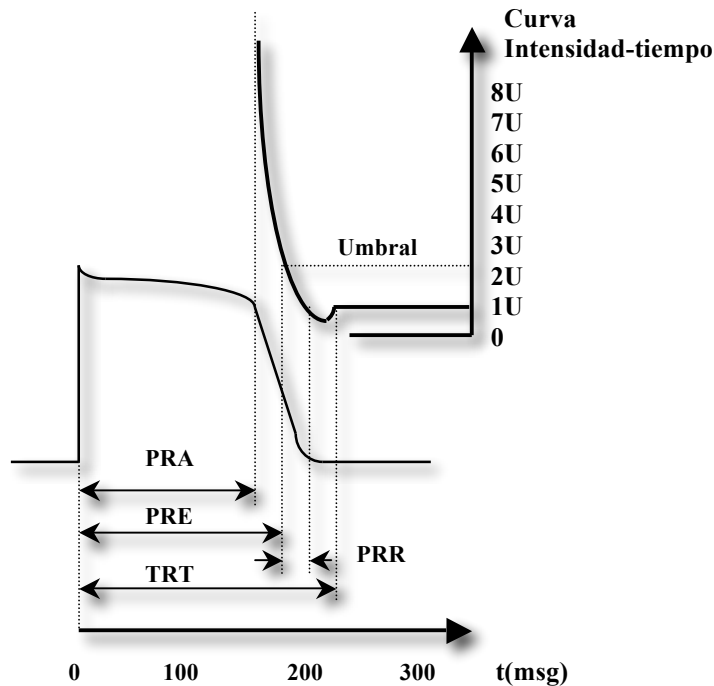


Figura 2.2. Activación celular y refractariedad.

Para analizar cómo se propagan los potenciales de acción, consideremos el caso de una fibra nerviosa, para el cual podemos suponer que la región de la fibra en potencial de acción (región activa) es mucho menor que la longitud total de la fibra. La siguiente figura muestra su distribución de carga cerca de la región activa en un instante dado. Dicha región presenta una inversión de polaridad debido a la despolarización de la membrana, mientras que la zona de la derecha (que se hallaba en potencial de acción en un instante anterior) tiene de nuevo la membrana repolarizada. Por último, la membrana de la zona de su izquierda, a la que todavía no ha llegado el potencial de acción, permanece en estado de reposo.

Esta distribución de carga genera unas líneas de corriente en los límites de la región activa, que reducen el potencial transmembrana de las regiones adyacentes, despolarizando la membrana en estas regiones. Cuando esta despolarización alcanza el valor umbral, y si dichas regiones no se hayan previamente en periodo refractario, se convierten a su vez en activas. De esta manera, el potencial de acción se propaga a lo largo de la fibra sin atenuación, ya que se regenera en cada región de la misma.

La figura 2.3 muestra una fibra nerviosa no mielinizada, como suele ocurrir en la mayoría de los invertebrados. No obstante, los vertebrados suelen tener neuronas

mielinizadas, es decir, su axón está recubierto por una sustancia (mielina) que está interrumpida a intervalos regulares (conocidos como nodos de Ranvier). Debido a que la mielina es aislante, la distribución de canales iónicos en la membrana tiende a concentrarse en los nodos de Ranvier. El hecho de estar mielinizadas reduce las corrientes de pérdidas e incrementa las características de conducción de la fibra nerviosa, mejorando la conducción en un factor de aproximadamente 20 respecto a las no mielinizadas. La conducción se produce por activación secuencial entre nodos conjuntamente con otro mecanismo denominado conducción saltatoria, producida entre nodos no adyacentes. La figura 2.4 muestra un esquema de este tipo de fibras.

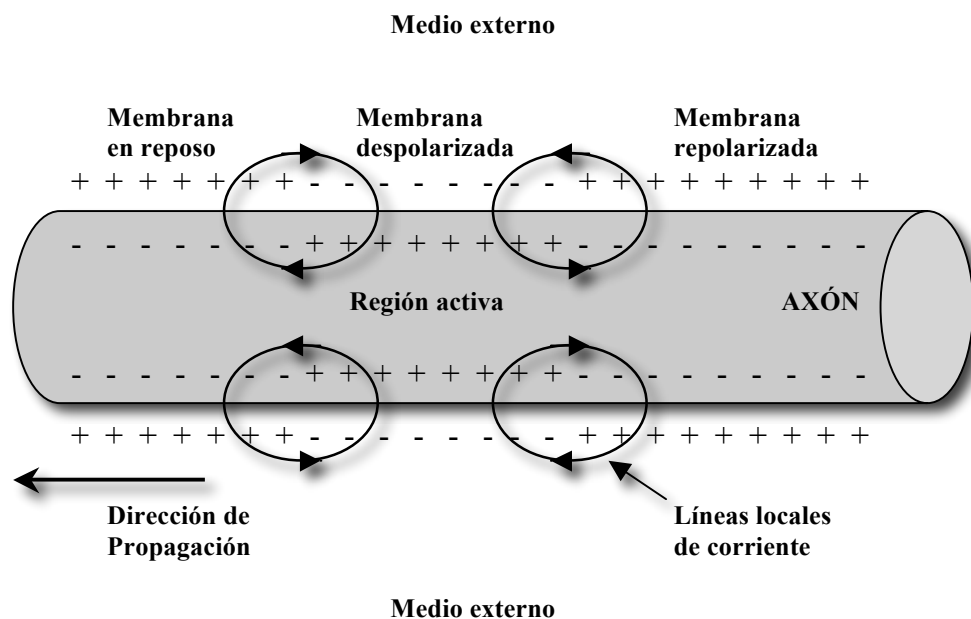


Figura 2.3. Distribución de carga en las proximidades de la región activa.

La velocidad de propagación de los potenciales de acción depende del tipo de células. El periodo refractario supone un límite superior a la máxima frecuencia de activación. Los valores de velocidad oscilan entre los 20-140 m/s de fibras nerviosas y los 0.2-0.4 m/s del músculo cardíaco. En fibras de retardo especiales (como ocurre en el nodo aurículo-ventricular cardíaco), la velocidad puede bajar hasta 0.03-0.05 m/s.

Por último, cuando se obtiene la señal en puntos alejados de su fuente, como ocurre en el caso de captación superficial, las características anisótropas del conductor volumétrico existente entre la fuente y el punto de obtención produce modificaciones en la morfología de la señal. Esto hace necesaria una estandarización de las posiciones de obtención en la adquisición de biopotenciales, como se verá más adelante.

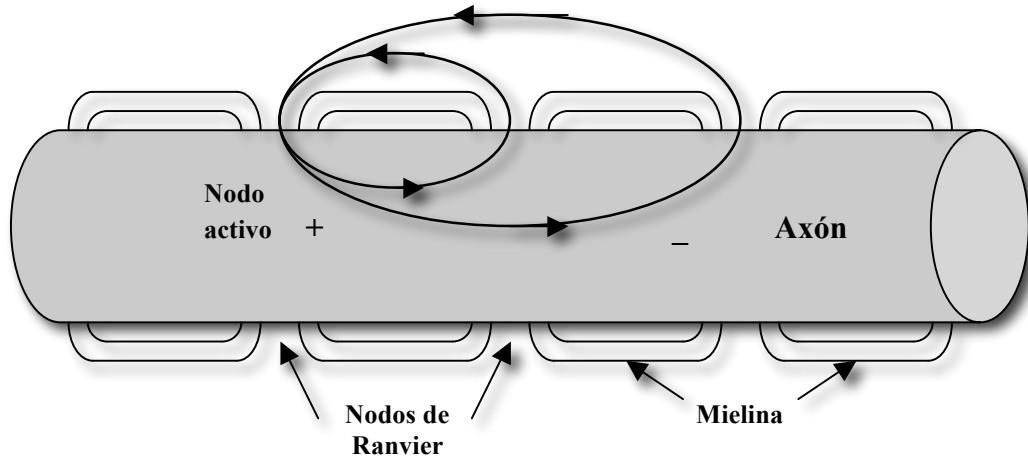


Figura 2.4. Circuitos de corriente en fibras mielinizadas.

## 2.3. Medidas biomédicas

Las medidas biomédicas se realizan para extraer información del funcionamiento de los distintos sistemas del organismo. En esta sección se comentan las medidas más usuales agrupadas por sistemas. En concreto, se plantean algunas de las correspondientes a los sistemas cardiovascular, respiratorio, nervioso y muscular, destacando el tipo de información que proporcionan y el método de medida utilizado.

### 2.3.1. Medidas en el sistema cardiovascular

En el sistema cardiovascular, podemos destacar los siguientes tipos de medidas:

- Electrocardiografía: Relacionada con la captación de biopotenciales generados por el corazón. Incluye ECG, vectocardiograma, electrocardiografía de alta resolución, ECG fetal y electrocardiografía de alta frecuencia.
- Fonocardiografía: Obtención de sonidos cardíacos.
- Presión: Medida de la presión sanguínea.
- Flujo: Medida del flujo de sangre
- Gasto cardíaco: Medida de la cantidad de sangre bombeada por el corazón por unidad de tiempo.
- Plestimografía: Medida de cambios de volumen

En las siguientes secciones se hará una breve revisión de estos tipos de medidas.



## Electrocardiografía

La electrocardiografía registra el funcionamiento eléctrico del corazón. El corazón en los mamíferos dispone de cámaras contráctiles equipadas con válvulas que permiten el flujo de sangre en una dirección. En la unión de la aurícula derecha y la vena cava superior (figura 2.5) se encuentra el nodo sino-auricular (NSA), que constituye el marcapasos o activador cardíaco, y que generalmente fija la frecuencia cardíaca. El funcionamiento del NSA es modulado por efecto de diversos factores, tales como la temperatura corporal o el sistema nervioso central (simpático y parasimpático: cardioacelerador y cardiorretardador). Entre aurículas y ventrículos existe una estructura de separación de tejido que no conduce los impulsos eléctricos, por lo que la comunicación entre ellos se realiza sólo a través de nodo aurículo-ventricular (NAV). El sistema de conducción se prolonga a través del haz de His, que se ramifica en las fibras de Purkinje hasta alcanzar finalmente las paredes internas de los ventrículos.

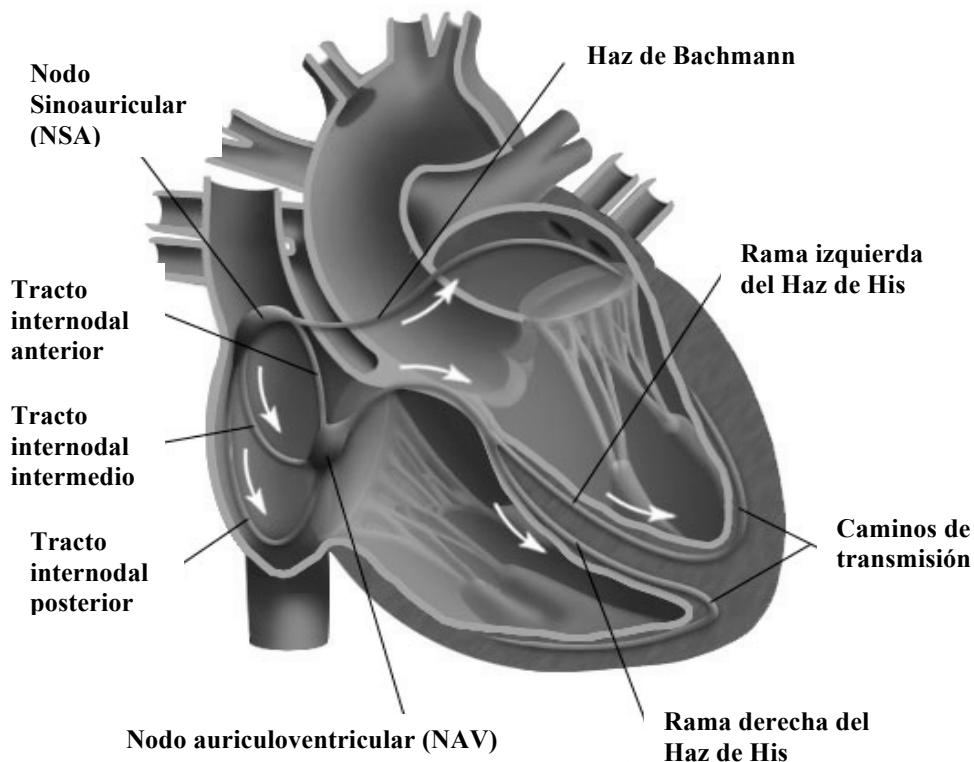
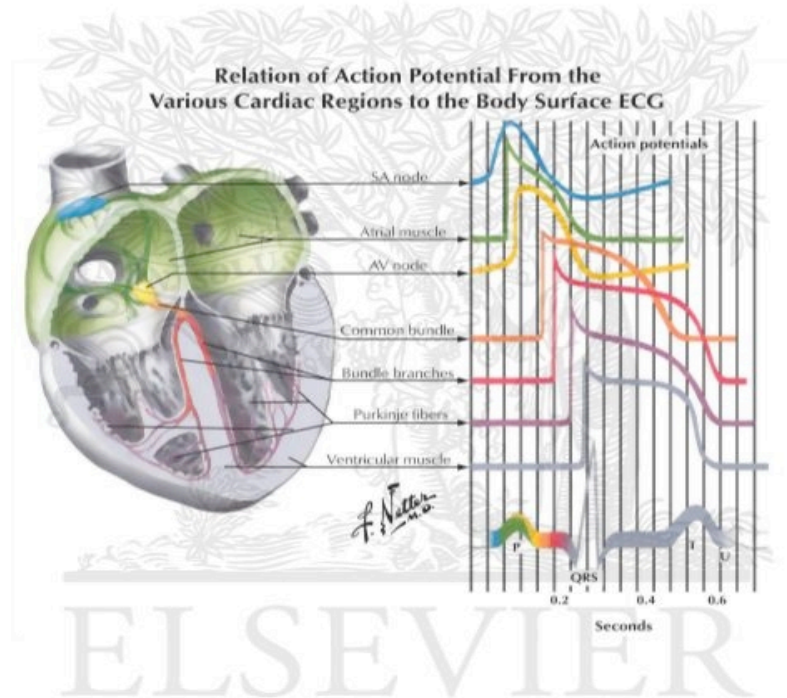


Figura 2.5. Estructura de conducción eléctrica del corazón. (Adaptado de [www.yalemedicalgroup.org/](http://www.yalemedicalgroup.org/))

El electrocardiograma (ECG) refleja la propagación de la despolarización y repolarización eléctricas de las diversas cámaras contráctiles del corazón. El término ECG está específicamente reservado al caso de captación de la actividad con electrodos superficiales. En el caso de captación interna se denomina electrograma cardíaco. Para estudiar el ciclo cardíaco, utilizaremos el ECG como referencia temporal. Este puede dividirse en dos componentes principales, uno asociado con la propagación de la excitación y recuperación de las aurículas, y el otro con la actividad ventricular.



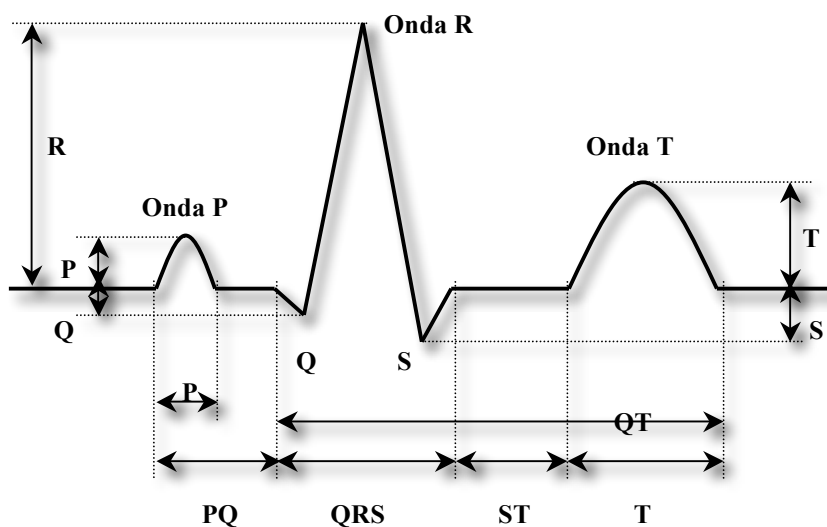
© ELSEVIER, INC. - NETTERIMAGES.COM

Figura 2.6. Representación de la actividad eléctrica del corazón en diversas zonas. (Elsevier Inc).

La excitación del corazón se produce por el estímulo generado en el grupo de células especializadas que constituyen el NSA. Este impulso se propaga por las aurículas hasta alcanzar la interfase aurículo-ventricular, produciéndose a la vez la contracción de las aurículas (onda P). La conducción aurículo-ventricular se realiza a través del NAV, que está formado por tejido con un tiempo de propagación aproximadamente 10 veces mayor que el del resto del corazón. Esto produce el retardo necesario para sincronizar la activación ventricular con el trasvase de sangre, y también un efecto pasa-bajo que protege a los ventrículos frente a ritmos auriculares demasiado rápidos. El impulso se propaga posteriormente por el haz de His y las fibras de Purkinje hasta contraer finalmente los ventrículos y producir el bombeo de sangre. Esta contracción ventricular, y la coincidente

relajación auricular, se representa en el complejo QRS del ECG. Posteriormente, los ventrículos se relajan (onda T). En ocasiones puede distinguirse una onda adicional (onda U) después del fin de la onda T, relacionada con la repolarización lenta del músculo ventricular.

Debido a la existencia de una relación directa entre el ECG y el ciclo cardíaco, el registro del ECG se utiliza clínicamente para diagnosticar diversas patologías y condiciones asociadas con el corazón. Además sirve como referencia temporal para otras medidas. En la figura 2.7 se muestra la definición de algunos intervalos y amplitudes típicos del ECG, así como sus valores normales.



Amplitudes (mV)		Duraciones (msg)	
Onda P	0.25	Intervalo P-R	120 - 200
Onda R	1.6	Intervalo Q-T	350 - 440
Onda T	0.1 - 0.5	Segmento S-T	50 - 150
		Onda P	110
		Intervalo QRS	90

Figura 2.7. Parámetros característicos del ECG.

Las corrientes iónicas, debidas a los potenciales de acción asociados a la actividad cardíaca, circulan por el tórax produciendo una distribución de potenciales que, en primera aproximación, es similar a la debida a un dipolo de corriente situado en el hipotético *centro eléctrico* del corazón. La dirección y magnitud de dicho dipolo va cambiando a lo largo del ciclo cardíaco. Su momento dipolar constituye el denominado vector cardíaco.

Einthoven definió tres derivaciones básicas y postuló que, en cualquier momento del ciclo cardíaco, el ECG medido mediante una de ellas es una de las componentes unidimensionales variables con el tiempo de este vector. Estas derivaciones son:

- 1ª derivación: Brazo izquierdo (LA) (+) y brazo derecho (RA) (-).
- 2ª derivación: Pierna izquierda (LL) (+) y brazo derecho (RA) (-).
- 3ª derivación: Pierna izquierda (LL) (+) y brazo izquierdo (RA) (-).

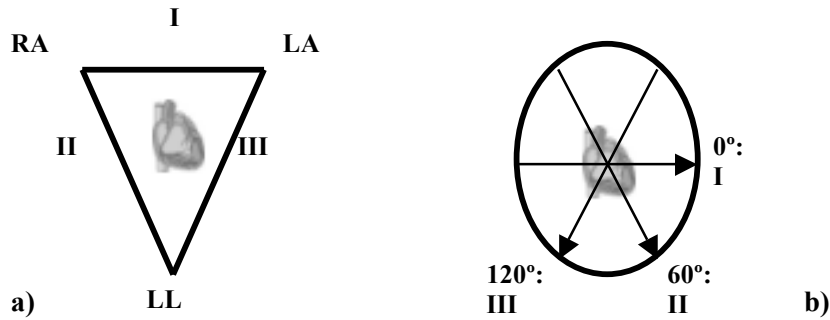


Fig. 2.8. Triángulo de Einthoven (a) y relación con las derivaciones (b).

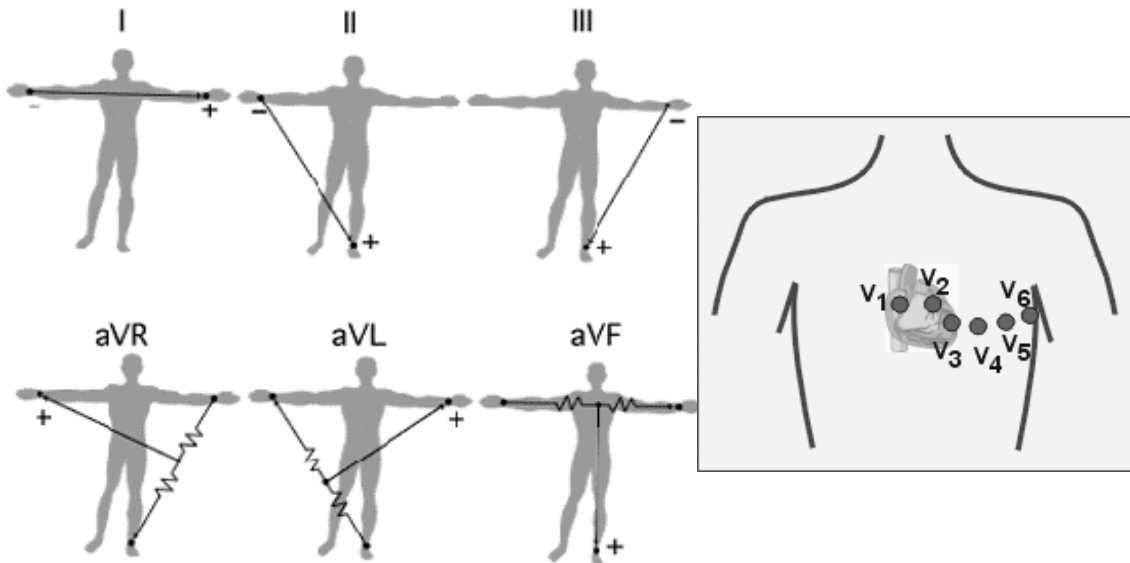


Figura 2.9. Esquema de derivaciones (<http://www.reference.com/>)

En ellas se utiliza un electrodo de referencia (o indiferente) colocado generalmente en la pierna derecha. La conexión de los tres electrodos mediante resistencias iguales a un

punto común, permite obtener en éste un promedio de los tres potenciales, y constituye el denominado terminal central de Wilson. La medida entre cada uno de los electrodos y este terminal forma las denominadas derivaciones unipolares aumentadas aVL, aVR y aVF. Por último, otras seis derivaciones se obtienen entre el terminal central de Wilson y algunos puntos del tórax, denominándose derivaciones precordiales. Las siguientes figuras muestran el esquema de derivaciones estándar y las formas de onda normales obtenidas en cada una de ellas.

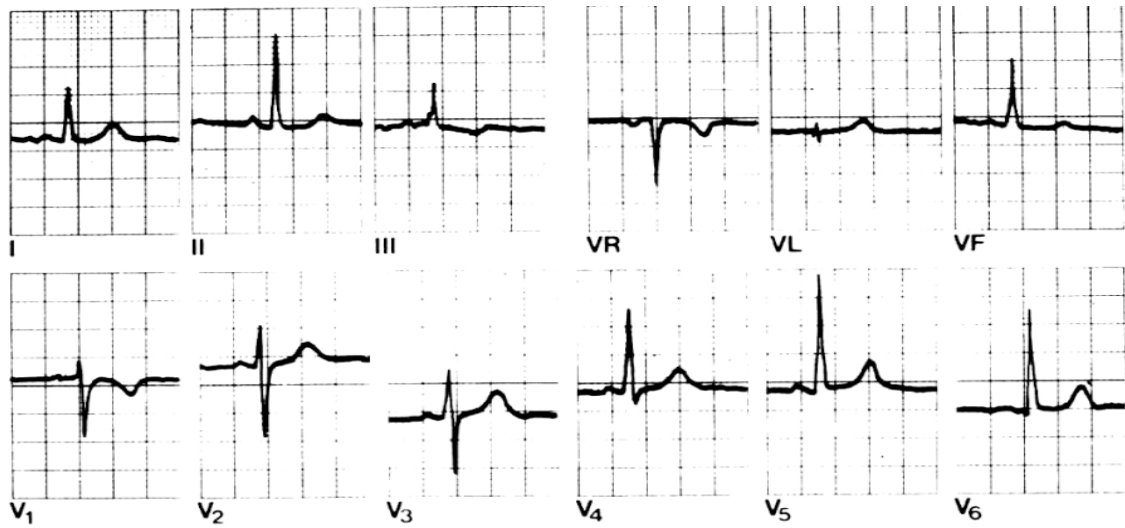


Figura 2.10. Electrocardiogramas estándar. (A. Cohen. "Biomedical Signal Processing". CRC Press.)

El estudio del ECG permite identificar patologías a partir de cambios en la morfología de la señal. Otro tipo de patologías están asociadas al ritmo cardíaco, es decir, variaciones en el número de pulsos por minuto a que late el corazón. El ritmo cardíaco es un proceso aleatorio, estimado usualmente por el intervalo R-R. Durante el sueño, el ritmo cardíaco desciende (bradicardia), acelerándose (taquicardia) durante el ejercicio, el estrés emocional o el estado de fiebre. Los desórdenes del ritmo (arritmias) pueden deberse a distintas condiciones anormales. A veces, una porción del miocardio produce una descarga eléctrica de forma independiente causando un pulso cardíaco que no sigue la secuencia normal del NSA (PVC: extrasístole ectópica o contracción ventricular prematura). Cuando las activaciones independientes continúan, el corazón puede entrar en una fibrilación auricular o ventricular. A veces, la causa de estos fenómenos es un bloqueo en las vías normales de conducción del corazón (el haz de His o las fibras de Purkinje, por ejemplo). La figura 2.11 muestra ejemplos de diferentes patologías.

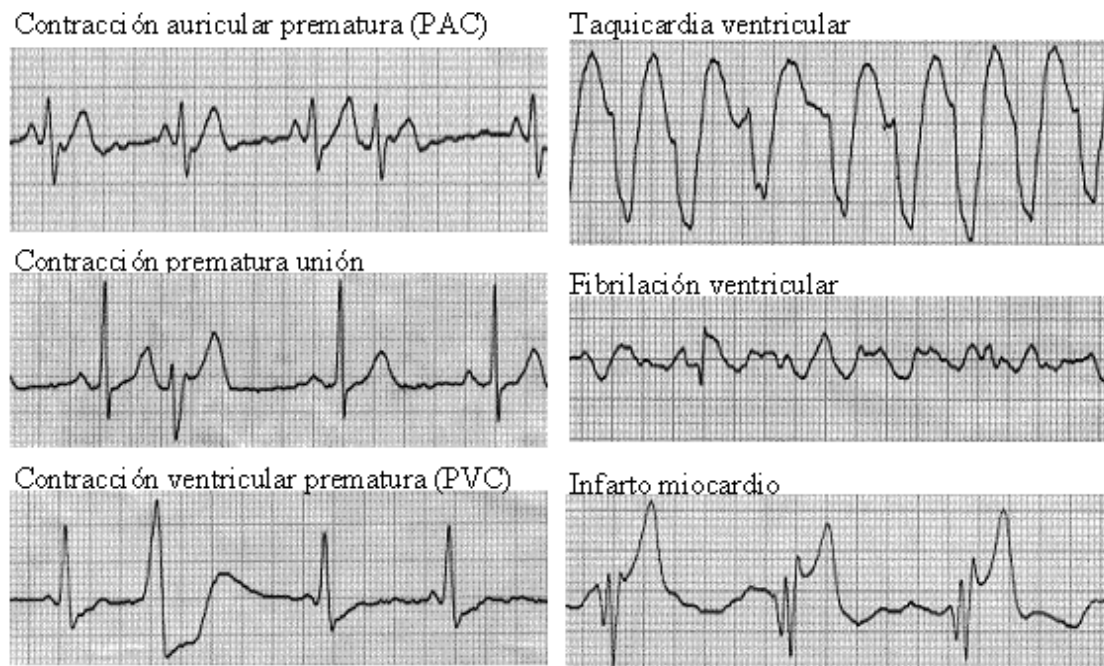


Figura 2.11. Electrocardiogramas patològics.

## Vectocardiografia

La electrocardiografia produce informaci3n escalar sobre el vector cardíaco. La vectocardiografia analiza su evoluci3n durante el ciclo cardíaco. Para ello se emplea el sistema de derivaciones ortogonales definido por Frank. La informaci3n que se presenta es la proyecci3n del extremo del vector cardíaco en los planos sagital (Y-Z), frontal (X-Y) y transversal (X-Z). A lo largo del ciclo cardíaco, las figuras que se obtienen son tres anillos irregulares en cada plano, que corresponden a las ondas P, QRS y T. Los parámetros medidos son las áreas de cada anillo (con sus sentidos de giro).

La vectocardiografia proporciona informaci3n adicional a la del ECG convencional aunque, debido a la complejidad de su interpretaci3n, suele utilizarse de forma más restringida en algunos estudios clínicos o en investigaci3n.

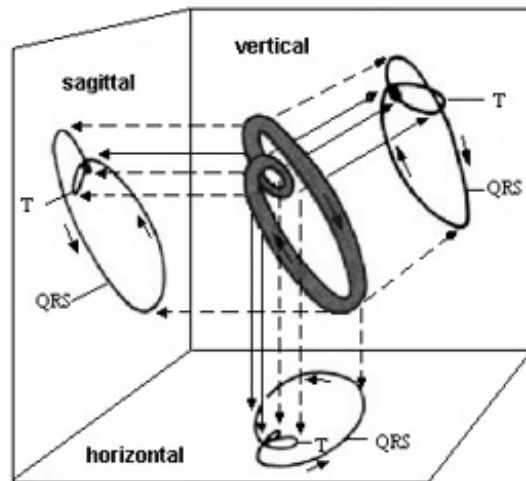


Figura 2.12. Representación del vectocardiograma y proyecciones. (R. Krzyminiewski. *High resolution vectorcardiography in diagnosis, treatment and rehabilitation of heart diseases.*)

## Electrocardiografía de alta resolución (HRECG)

El ECG convencional no proporciona información sobre algunos eventos de la actividad cardíaca que, por ser de pequeña amplitud (del orden del microvoltio) se hallan enmascarados en la línea basal o equipotencial del ECG estándar. Podemos definir la Electrocardiografía de Alta Resolución (HRECG) como una técnica que permite la detección y análisis de señales electrocardiográficas de baja amplitud que no pueden ser detectadas sobre la superficie del cuerpo por los procedimientos habituales.

La HRECG comenzó a introducirse en el campo de la Electrocardiografía al principio de la década de los setenta. El objetivo era la captación de la señal del sistema His-Purkinje, que proporciona información sobre la localización de problemas en la conducción atrioventricular. Hacia mitad de la década, se comprobó que potenciales de pequeña amplitud observados a partir del final del complejo QRS (denominados usualmente postpotenciales o potenciales tardíos) pueden identificar a pacientes con alto riesgo de taquiarritmias ventriculares malignas, y por tanto de muerte súbita. Otras señales frecuentemente estudiadas por la HRE son la actividad del nodo sinusal, prepotenciales de la onda P y la señal del nodo auriculo-ventricular.

Debido a que la señal de interés presenta muy baja amplitud (y que por tanto requiere amplificaciones que pueden llegar a centenares de miles de veces), y las fuentes de ruido superan en amplitud a la propia señal, con contenidos frecuenciales solapados,

suele usarse promediado de señal para mejorar la relación señal-ruido. El estudio del HRECG promediado se realiza tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, mediante un registro simultáneo de las tres componentes X-Y-Z del vector cardíaco.

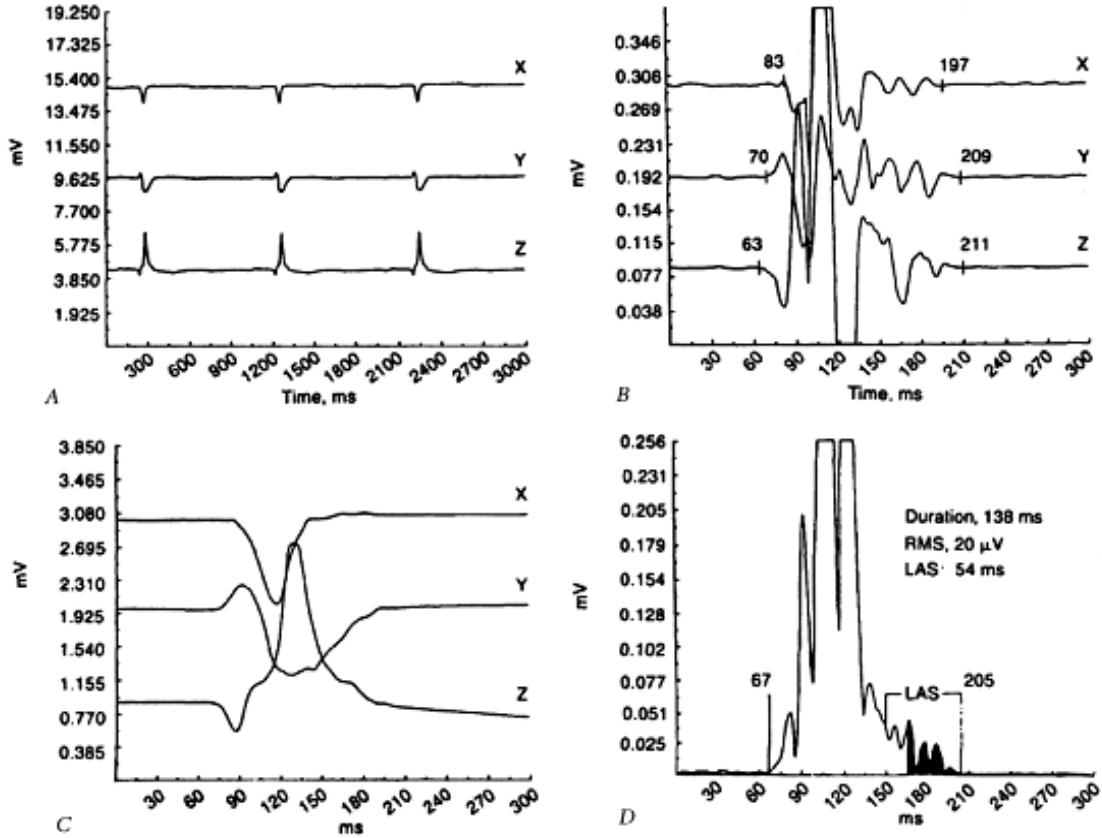


Figura 2.13. HRECG para la detección de postpotenciales del QRS. A: ECG estándar en derivaciones X, Y, Z. B: señal promediada (200 pulsos) con frecuencia de muestreo 10 veces mayor que en A. C: señal B filtrada ( $f_c=40\text{Hz}$ ). D: módulo del vector cardíaco. (J. Bronzino Ed. "The Biomedical Engineering Handbook". CRC Press).

La principal limitación de la técnica de promediado de señal es la imposibilidad de detectar cambios dinámicos latido a latido, como ocurre algunas veces con los postpotenciales comentados anteriormente. Esto ha dado origen a otra rama de la HRECG, paralela a la técnica de promediación, y que suele denominarse HRECG pulso a pulso, utilizando técnicas de procesamiento más potentes para obtener un registro basado en pulsos individuales.



## Electrocardiografía fetal (FECG)

El ECG fetal se obtiene mediante técnicas no invasivas con electrodos de superficie sobre el abdomen materno. El principal problema son las interferencias del EMG y ECG materno sobre el del feto, de mucha menor amplitud. Se han utilizado métodos de filtrado adaptativo y cancelación de patrones para mejorar la relación señal-ruido.

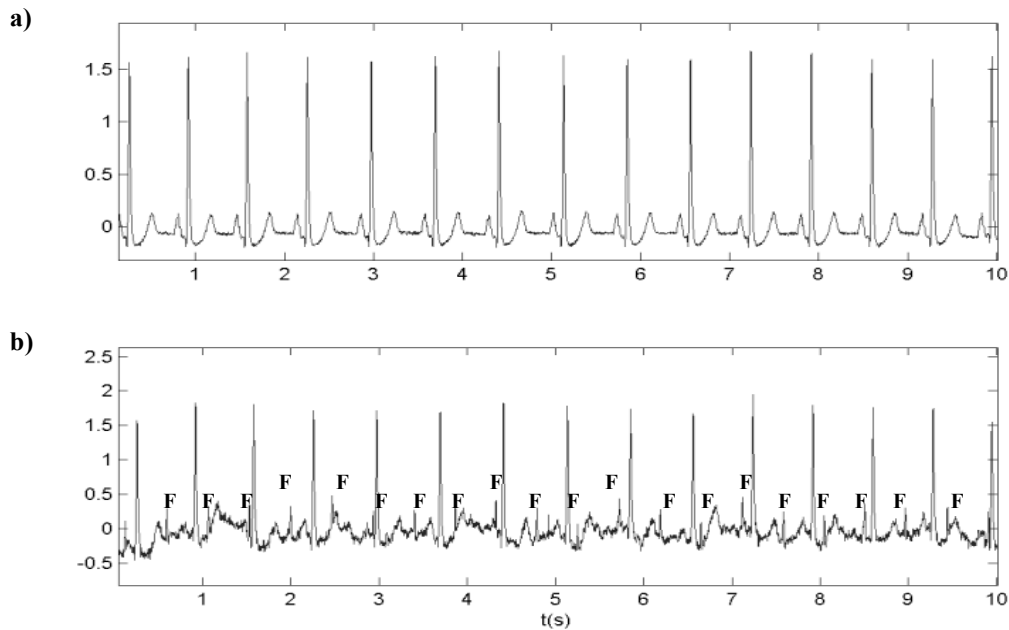


Figura 2.14. Ejemplo de registro de ECG fetal. a) Canal torácico con ECG materno. b) Canal abdominal en el que puede observarse el ECG fetal (F) con interferencia materna de gran amplitud.

## Electrocardiografía de alta frecuencia

En el ECG convencional, el ancho de banda estándar está comprendido entre 0.05 y 100 Hz. Se puede obtener información adicional filtrando pasa-banda el margen de 100-1000 Hz, adquiriéndose ondas conocidas como *notches* y *slurs* superpuestas al complejo QRS que pueden indicar incoherencias en el proceso de activación ventricular.

## Fonocardiografía.

El fonocardiograma es el registro de los sonidos cardíacos, normalmente simultáneo con otras señales eléctricas y mecánicas de origen cardíaco, para comparar las relaciones entre ellas.

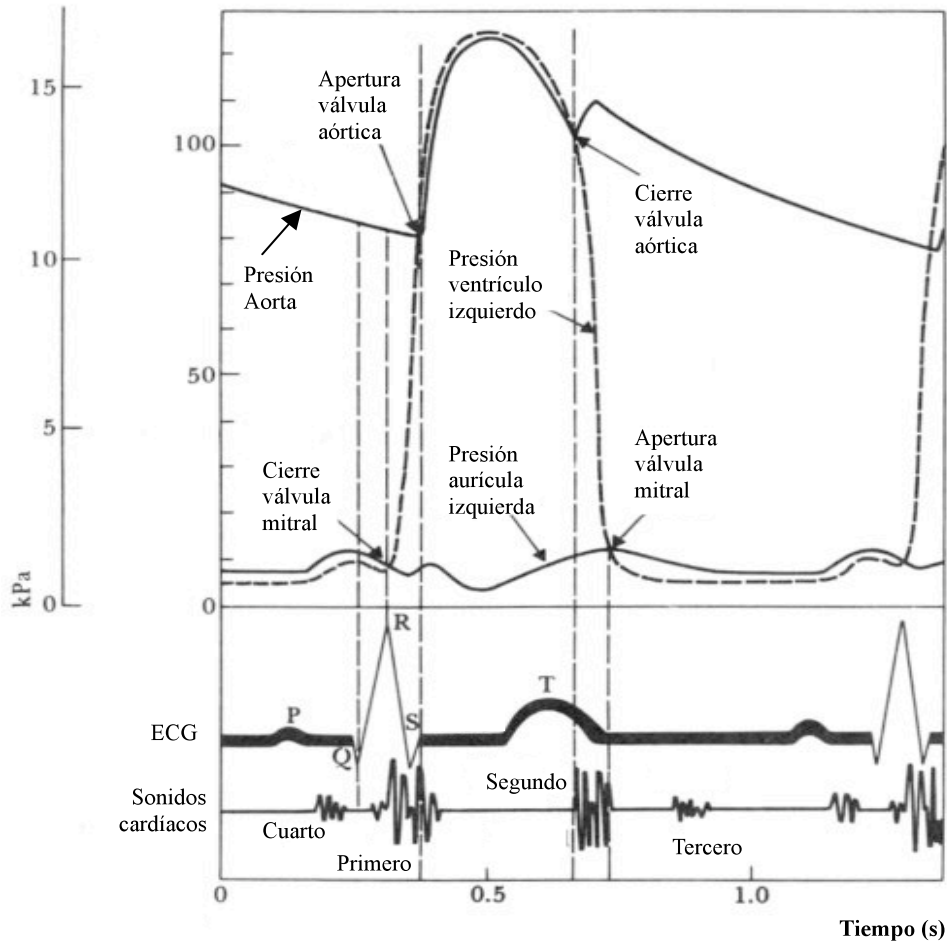


Figura 2.15. Relación entre fonograma y otros eventos cardíacos. (J. Webster Ed. "Medical Instrumentation, Application and Design." Wiley).

Hay cuatro sonidos cardíacos registrables. El primero contiene frecuencias entre 30 y 45 Hz y corresponde al cierre de las válvulas auriculoventriculares. El segundo, con frecuencias entre 50 y 70 Hz, coincide con el cierre de las válvulas semilunares (válvulas situadas en el origen de las arterias pulmonar y aorta). El tercero, de menor intensidad, tiene frecuencias inferiores a 30 Hz y se produce al final de la fase de llenado pasivo de los

ventrículos. El cuarto coincide con la contracción de las aurículas. La relación temporal de todos ellos con otros eventos cardíacos se muestra en la figura.

En caso de insuficiencias y estenosis valvulares (estrechamiento anormal de las válvulas arteriales), se producen sonidos de mayor frecuencia (hasta 2 kHz), denominados murmullos. Por esta razón, un análisis espectral de los tonos cardíacos puede proporcionar un diagnóstico útil para detectar determinadas patologías.

## Medida de la presión sanguínea

El ECG proporciona información sobre la actividad eléctrica del corazón, pero no sobre su actividad mecánica. Por ello se hace necesaria la medida de la presión sanguínea, lo que permite detectar patologías como insuficiencias valvulares o estados generales de hipo o hipertensión.

Los márgenes de presión son 10-400 mm Hg (presión arterial) y 0-50 mm Hg (presión venosa). El ancho de banda en el hombre es DC-50 Hz. Podemos clasificar las técnicas de medida según se trate de medidas directas (que requieren cateterismo) o indirectas:

- Métodos directos: Son todos invasivos, y existen tres técnicas: 1) emplear un catéter y un transductor extravascular; 2) catéter con transductor intravascular; 2) transductor implantado y utilización de telemetría.
- Métodos indirectos: Tienen la ventaja de no ser invasivos, pero son subjetivos en la interpretación, y no permiten obtener fácilmente la forma de onda de la presión. Suelen basarse en el empleo de un esfigmomanómetro. La figura 2.16 muestra el funcionamiento de este método. Se ocluye una arteria con un brazalete lleno de aire a presión, hasta que se supera la presión sistólica. A continuación se reduce la presión lentamente hasta que empieza a circular la sangre de nuevo. En este momento se habrá igualado la presión del brazalete a la sistólica. Se sigue reduciendo la presión hasta que no hay oclusión, momento en que se alcanza la diastólica. Para evitar errores hidrostáticos, el brazalete debe colocarse a la altura del corazón. Se necesita, pues, una medida de presión en el brazalete (manómetro de columna de mercurio) y una detección del sonido de circulación de la sangre (sonidos de Korotkoff: utilización de estetoscopio o micrófono piezoeléctrico).

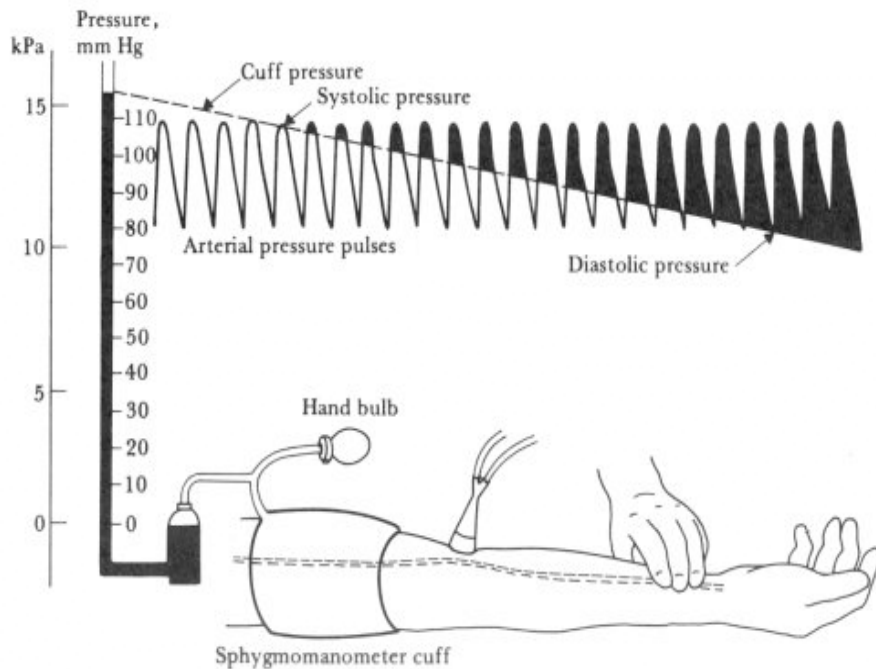


Figura 2.16. Medida de presión sanguínea mediante esfigmomanómetro. (*J. Webster Ed. "Medical Instrumentation, Application and Design." Wiley*).

## Medida del flujo sanguíneo

La presencia de obstrucciones o la vasoconstricción pueden hacer que la velocidad de la sangre sea totalmente distinta en diferentes casos, a pesar de tener una misma onda de presión. Interesa, pues, poder determinar el flujo sanguíneo directamente. Los sistemas de medida del flujo sanguíneo (caudalímetros) se pueden agrupar en 3 tipos: electromagnéticos, ultrasónicos y basados en convección térmica.

## Medida del gasto cardíaco

El gasto cardíaco es la cantidad de sangre bombeada por el corazón en un tiempo determinado. Su medida permite evaluar el rendimiento de la acción de bombeo del corazón. El método de dilución de indicadores, se basa en la medida de la variación de la concentración de un indicador (fluido añadido a la sangre). Se inyecta este indicador en el caudal sanguíneo y debido a la circulación se observa una disminución del mismo con el tiempo en un punto determinado. La rapidez de esta variación está relacionada con el

volumen de sangre circulante. Se utilizan distintos tipos de indicadores: oxígeno (método de Fick), calor (termodilución), colorantes y radiactivos.

## Plestimografía

La plestimografía es la medida de cambios de volumen. Su interés radica en que los cambios de volumen en las extremidades se deben a la pulsación de la sangre, de forma que se pueden detectar obstrucciones en venas y arterias, determinar resultados de una intervención quirúrgica para reconstrucción vascular, medir la velocidad de la onda de pulso, etc. Las técnicas de medida más usuales son: utilización de plestimógrafos de cámara, plestimografía de impedancias (basados en cambios de impedancia eléctrica de los tejidos ante cambios de volumen (pulsación) o resistividad (respiración)), y fotoplestimógrafos (basados en los cambios de absorción, reflexión y dispersión de la luz incidente al variar el volumen a cada pulsación).

### 2.3.2. Medidas en el sistema respiratorio

El análisis y evaluación de la función pulmonar se efectúa a partir de la medida de diversas magnitudes mecánicas. Podemos agruparlas en:

- Medidas de presión: El margen de medida de las presiones en el sistema respiratorio es muy bajo, por lo que los transductores de presión deben ser de gran sensibilidad. Por otra parte, las señales de interés tienen un contenido espectral que en muy pocas ocasiones se extiende por encima de los 20 Hz. La banda frecuencial se amplía en las técnicas de excitación forzada y en la ventilación mecánica de alta frecuencia.
- Medidas de flujo: La medida del flujo de aire ( $\Delta\text{Volumen}/\Delta\text{tiempo}$ ) que puede desarrollar un paciente durante la respiración proporciona índices clínicos de la capacidad ventilatoria. Los sistemas más usuales están basados en neumotacógrafos, que consisten en una resistencia neumática que provoca una caída de presión proporcional al flujo de gas que circula por ella.
- Medidas de volumen pulmonar: El volumen pulmonar máximo que puede alcanzar voluntariamente el paciente se denomina capacidad pulmonar total (TLC), y el mínimo, después de una espiración lenta, volumen residual (RV). La capacidad vital (VC) es la diferencia entre TLC y RV. Si la espiración se realiza con el

máximo esfuerzo y lo más rápidamente posible, se llama respiración forzada y el volumen espirado capacidad vital forzada (FVC). Su medida se realiza mediante espirómetros.

### 2.3.3. Medidas en el sistema nervioso y muscular

En el sistema nervioso y muscular, podemos destacar los siguientes tipos de medidas: Electroencefalografía (captación de biopotenciales generados por el cerebro), potenciales evocados (actividad eléctrica cerebral evocada por un estímulo sensorial), electroneurografía (medida de la conducción nerviosa), y electromiografía (captación de biopotenciales musculares). En las siguientes secciones se hará una breve revisión de estos tipos de medidas.

#### Electroencefalografía

La electroencefalografía registra la actividad eléctrica de las neuronas del encéfalo, obtenida como resultado de los campos eléctricos generados sin realizar ninguna tarea específica. El encéfalo está constituido por el cerebro, el cerebelo y el tallo cerebral, y junto con la médula espinal conforma el sistema nervioso central (CNS).

La actividad electroencefalográfica presenta formas muy complejas que varían mucho con la localización de los electrodos y el paciente. Esto es debido al gran número de interconexiones neuronales y por la estructura no uniforme del encéfalo. Se utilizan tres tipos de captaciones. La captación profunda se realiza mediante la inserción de electrodos de aguja en el tejido nervioso del cerebro. Cuando los electrodos se localizan en la superficie cerebral, se obtiene el electrocorticograma (ECoG). El método más utilizado es el no invasivo (EEG), utilizando electrodos de superficie sobre el cráneo. En este caso, se aplican 21 electrodos al cuero cabelludo siguiendo el Sistema 10-20 en puntos estandarizados.

Las derivaciones se pueden obtener entre cada par de electrodos (bipolar), entre cada electrodo y un electrodo de referencia lejano, y entre un electrodo y el promedio de todos ellos. La ventaja del registro bipolar es la obtención de respuestas muy bien localizadas en el espacio, ya que la actividad lejana común a ambos electrodos se cancela.

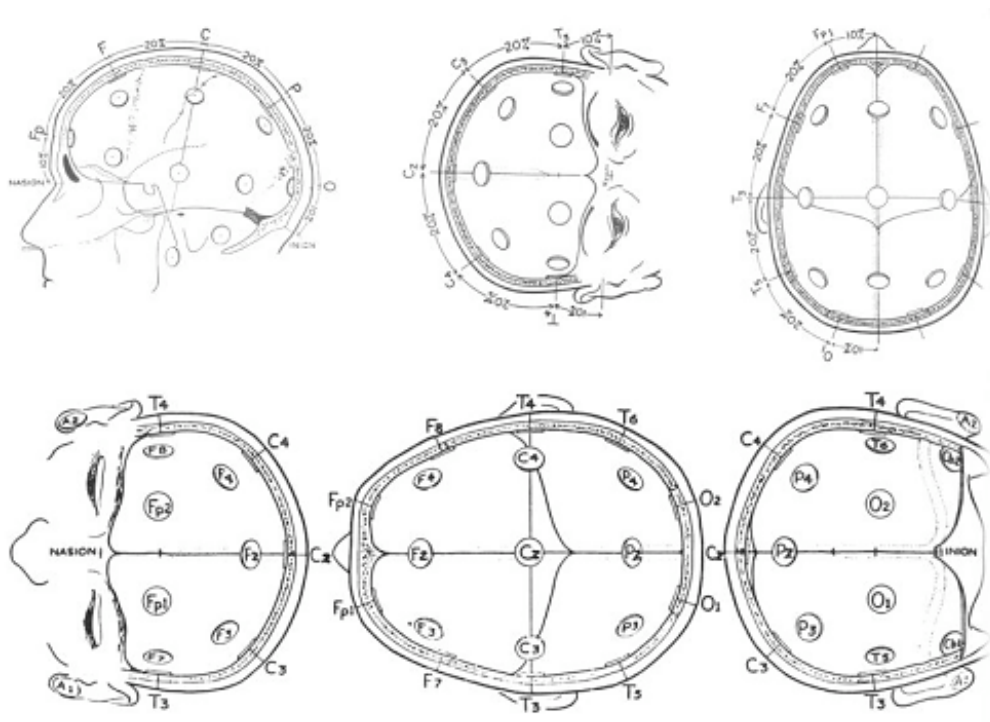


Figura 2.17. Sistema 10-20. (J. Webster Ed. "Medical Instrumentation., Application and Design.". Wiley).

El ancho de banda del EEG va de DC-100 Hz, con el mayor porcentaje de potencia entre 0.5 y 60 Hz. Las amplitudes sobre el cráneo oscilan entre 2 y 100  $\mu$ V. Los registros del EEG muestran señales irregulares que no presentan en general patrones definidos. No obstante, su espectro varía considerablemente con los estados físicos y el comportamiento, por lo que el estudio en el dominio de la frecuencia ha sido el más usado en diagnóstico neurológico. Se suele analizar ondas en 4 bandas principales:

- Ondas delta: cubre la banda de 0.5 a 4 Hz. La ondas delta aparecen en niños pequeños, durante el sueño profundo y en algunos desórdenes cerebrales. La aparición de ondas delta en un adulto despierto es considerada como anormal.
- Ondas theta: cubre la banda entre 4 y 8 Hz. Componentes transitorios de actividad theta se pueden encontrar en adultos normales despiertos. La actividad theta ocurre principalmente en las áreas central y temporal, y es más común en los niños.
- Ondas alfa: cubre la banda entre 8 y 13 Hz. Es el tipo de ritmo común en sujetos normales, generalmente en estado de reposo y con los ojos cerrados. La fuente de ondas alfa se sitúa en el lóbulo occipital.

- Ondas beta: cubre la banda entre 13 y 22 Hz. El rango de ondas beta se subdivide en dos regiones: Beta I y Beta II (mayor frecuencia). Beta II aparece durante activación intensa del sistema nervioso central (SNC), disminuyendo entonces las beta I. La administración de sedantes incrementa la actividad beta.

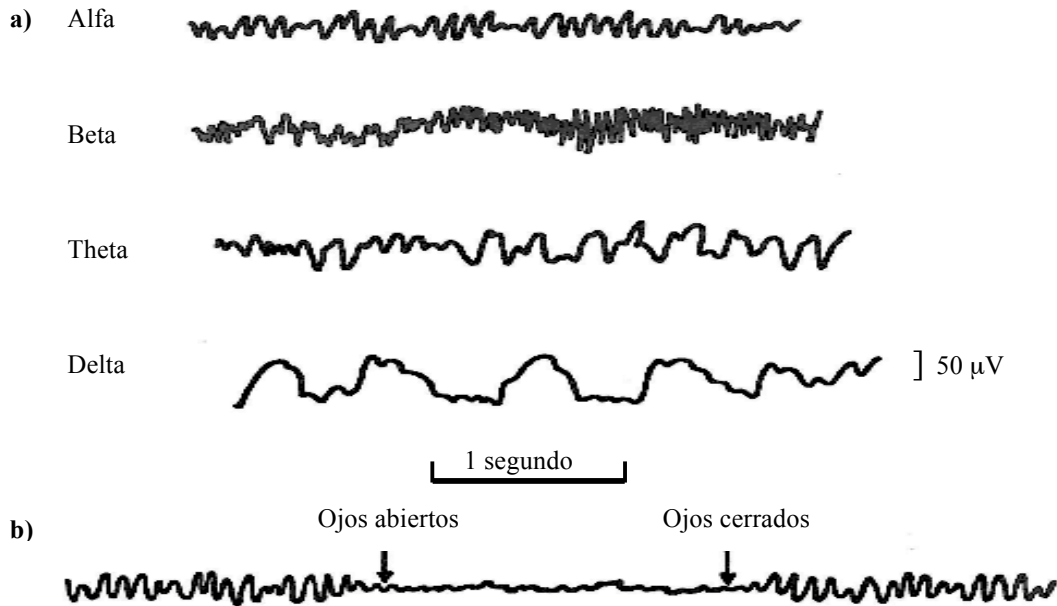


Figura 2.18. a) Tipos de ondas del EEG. b) Cambios en la actividad cerebral. (*J. Webster Ed. "Medical Instrumentation, Application and Design." Wiley*).

El electroencefalograma se utiliza para reconocimiento de distintos tipos de epilepsia, detección, localización y medida de la extensión de la lesión en casos de tumores, medida del grado de anestesia durante una intervención quirúrgica y en estudios sobre trastornos del sueño.

El sueño es un proceso dinámico que consta de varias etapas. Al comienzo, el sujeto está en un estado de somnolencia en el que aparece actividad alfa. El sueño ligero (estado 1) se caracteriza por pequeñas amplitudes y diversas frecuencias, pudiendo aparecer ondas rápidas que son respuestas a estímulos externos y son conocidas como ondas-V. El espectro en el estado 1 está dominado por ondas theta. En el estado 2 la actividad lenta se incrementa y aparecen tonos compuestos por 3 a 5 ciclos de ondas similares a las alfa, con amplitudes que van de 50 a 100 µV (denominados *spindles*). En las etapas 3 (sueño moderado) y 4 (sueño profundo), hay un incremento de la actividad delta irregular y la aparición de complejos-K, generalmente evocados por estímulos sonoros, y consistentes por tonos de una o dos ondas lentas de gran amplitud (100-200µV), a veces acompañadas o seguidas por un episodio corto de actividad de 12 a 14 Hz.



Otro estado de sueño es el denominado REM (movimientos rápidos del ojo) o sueño paradójico. Se caracteriza por la aparición de movimientos oculares, un registro de menor amplitud y mayor frecuencia, similar al del estado 1 y comienzo del 2 pero con un umbral más elevado a los estímulos externos que pueden producir despertar, y una reducción del tono muscular. Se considera que esta fase está asociada a la aparición de sueños. Por contraposición, el resto de estados se denomina también NREM.

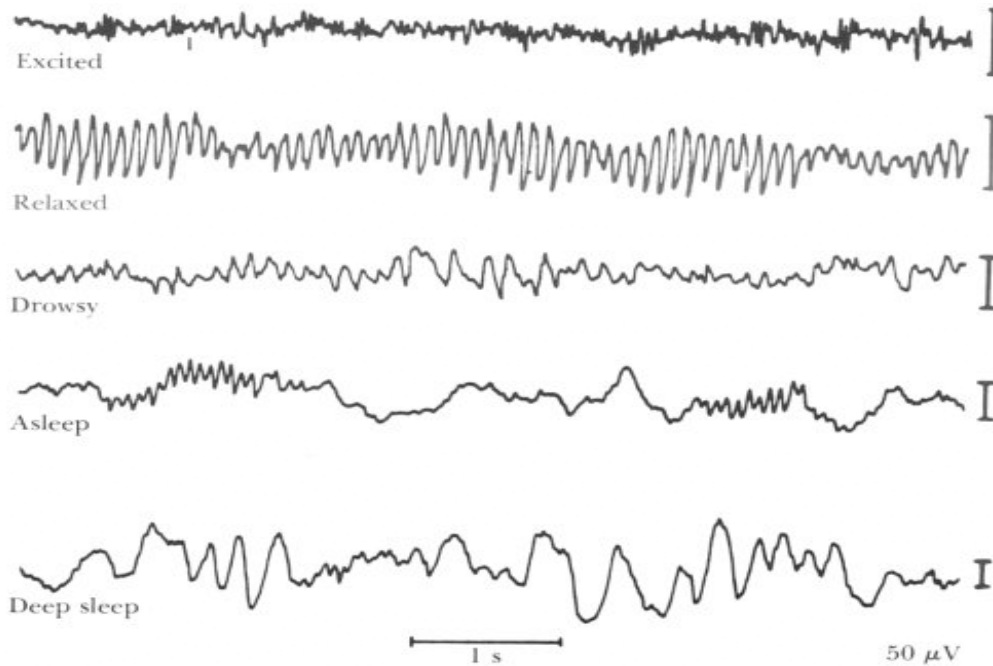


Figura 2.19. EEG: Estados de sueño. (J. Webster Ed. "Medical Instrumentation, Application and Design.". Wiley).

## Potenciales evocados

Los potenciales evocados (EP: *evoked potentials*) o respuestas evocadas (ER) son registros de la actividad eléctrica del cerebro evocada por un estímulo sensorial, y es usualmente medida en la región del cerebro correspondiente a la modalidad de estimulación (figura 2.20). Los provocados por estímulos físicos se denominan PE visuales, auditivos o somatosensoriales dependiendo del órgano estimulado (vista, oído, tacto).

Un estímulo sensorial produce dos tipos de respuestas cerebrales. La respuesta no-específica es un transitorio de baja amplitud con su valor máximo en la región del

vértex. La respuesta es similar para todo tipo de estímulos, y se vuelve menos marcada cuando el mismo estímulo se repite. La onda-V y los complejos-K son EP no específicos. La respuesta específica se inicia con cierta latencia después de aplicar el estímulo, y tiene su máximo en el área cortical correspondiente, de acuerdo con la modalidad de la estimulación.

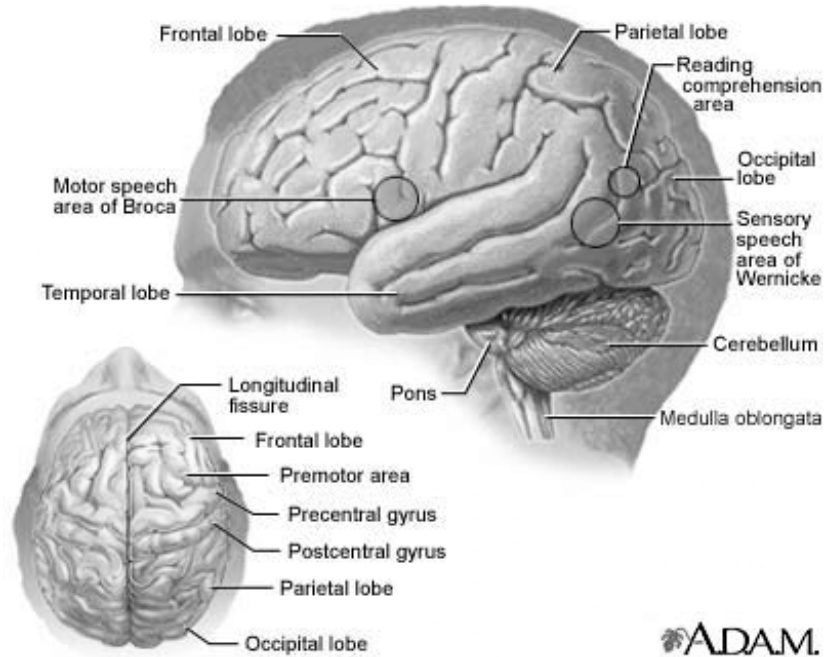


Figura 2.20. Zonas sensoriales cerebrales. (*Medical Encyclopedia. MedLine Plus.*)

Los EP son de muy pequeña amplitud ( $0.1-10\mu\text{V}$ ). El EEG en el cual se encuentra tiene una amplitud mucho mayor que lo enmascara, por lo que se suelen utilizar técnicas de promediado sincronizado para detectar los AEP (*average evoked potential*).

Existen esencialmente tres tipos de EP:

- EP visuales (VEP). Se captan en el cráneo sobre el lóbulo occipital. Los estímulos son luces de flash o patrones visuales. El VEP tiene una amplitud de 1 a  $20\mu\text{V}$  y un ancho de banda de 1- 300 Hz. La duración del VEP es de 200 msg. Se utiliza para el diagnóstico de esclerosis múltiple, ceguera al color, déficits en el campo visual y la agudeza visual.
- EP somatosensorial (SEP). Se capta con electrodos de superficie colocados sobre el córtex sensorial. El estímulo puede ser eléctrico o mecánico. La duración es de 25 a 50 msg. con un ancho de banda de 2 a 3000 Hz. El SEP subcortical es mucho

más largo (hasta 200 msg). El SEP se usa para obtener información sobre la conexión entre las fibras nerviosas periféricas y el córtex.

- EP auditivos (AEP). Se obtienen con electrodos localizados en el vértex. Los estímulos pueden ser *cliks*, pulsos, ruido blanco, etc. El AEP presenta una muy baja amplitud ( $0.5 \mu\text{V}$ ), tiene un ancho de banda de 100 a 3000 Hz, y ha sido utilizado para diagnosticar deficiencias auditivas, principalmente en niños.

## Electroneurografía

Registra la actividad eléctrica de los nervios periféricos, insertando un electrodo de aguja en el haz nervioso o incluso con electrodos superficiales. En este caso, la señal obtenida no será un único potencial de acción sino la contribución de varios transmitidos a través del conductor volumétrico.

El electroneurograma (ENG) se utiliza clínicamente para calcular la velocidad de conducción nerviosa, con el fin de detectar patologías en las fibras nerviosas. La instrumentación es similar a la utilizada para captar potenciales evocados (PE), midiéndose las velocidades de conducción a partir de los PE obtenidos mediante estimulación eléctrica, que suele consistir en pulsos de tensión o corriente. Podemos distinguir dos tipos de velocidades de conducción: la motriz y la sensitiva.

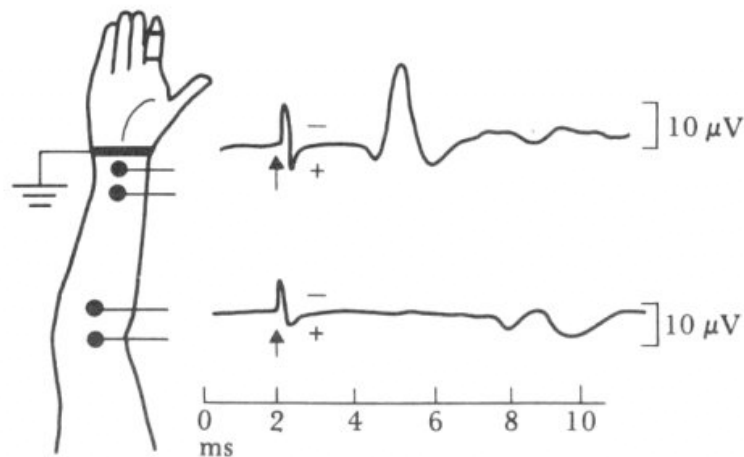


Figura 2.21. Medida de velocidad de conducción motriz. (*J. Webster Ed. "Medical Instrumentation, Application and Design." Wiley*).

La velocidad de conducción motriz se obtiene estimulando el nervio y obteniendo la respuesta evocada en dos puntos diferentes. Debido a que el potencial de acción que circula por el nervio motriz debe transformarse en potencial de acción muscular en la interfase entre ambos, la medida diferencial es necesaria para eliminar el tiempo de cruce de la unión neuromuscular.

La figura 2.21 muestra un ejemplo de esta medida. La conexión a tierra en la muñeca permite drenar la corriente de estimulación que deriva al sensor. La señal obtenida se produce tras un retraso debido a la latencia de la respuesta evocada más el retardo de la unión neuromuscular. La distancia entre los dos puntos (en metros) se divide por la diferencia de retrasos (en segundos). Los valores normales de velocidad, en los que influye la edad, están comprendidos entre 49 y 66 m/s. Existe una dependencia con la temperatura (5% de variación por grado centígrado), lo que obliga a mantener la temperatura lo más constante posible en la extremidad en que se realiza la medida.

En el caso de la velocidad de conducción sensitiva, el nivel de estimulación debe mantenerse inferior al de las fibras motrices para evitar la estimulación de movimientos. Se calcula a partir de la respuesta de un solo punto de registro, ya que no se necesita una medida diferencial como en la velocidad de conducción motora por no existir unión neuromuscular.

## Electromiografía

La Electromiografía estudia la actividad eléctrica muscular. La activación de cada fibra del músculo se produce en respuesta a un potencial de acción transmitido a través de la fibra nerviosa motora (axón), que inerva la fibra muscular. La combinación de la célula nerviosa motora en la espina dorsal, su axón, y las fibras musculares que inerva forma la unidad funcional básica del sistema muscular, y es denominada unidad motora. Cuando el potencial de acción nervioso alcanza la unión compuesta de tejido especializado entre el nervio y el músculo, cierta cantidad de transmisor químico se produce, convirtiendo el potencial de acción nervioso en otro muscular que se propaga por la fibra muscular completa.

Se estudian tres tipos:

- Electromiografía de fibra única (SFEMG: *Single Fiber Electromyography*): Los potenciales de acción de una única fibra muscular tienen una duración de 1 ms aproximadamente, con amplitudes de algunos milivoltios. El ancho de banda es de 500Hz-10kHz. Aunque el SFEMG contiene bajas frecuencias, se suelen eliminar minimizando así la contribución de fibras distantes (que tienen la mayor parte de su potencia en el rango bajo debido al efecto del conductor

volumètric). El SFEMG se utiliza clínicamente para detectar malfunciones musculares.

- Potencial de acción de la unidad motora (MUAP: *Motor unit action potential*): Los potenciales de unidad motora son el resultado de 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 es de 2-15 ms y su amplitud de 100  $\mu\text{V}$  a 2 mV. El ancho de banda es de 5 Hz-10 kHz. Si la contracción muscular se hace muy intensa, se obtiene lo que se conoce como patrón de interferencia: los MUAP se superponen siendo difícil distinguir sus características individuales. La morfología de los MUAP también se ve afectada por diferentes patologías.

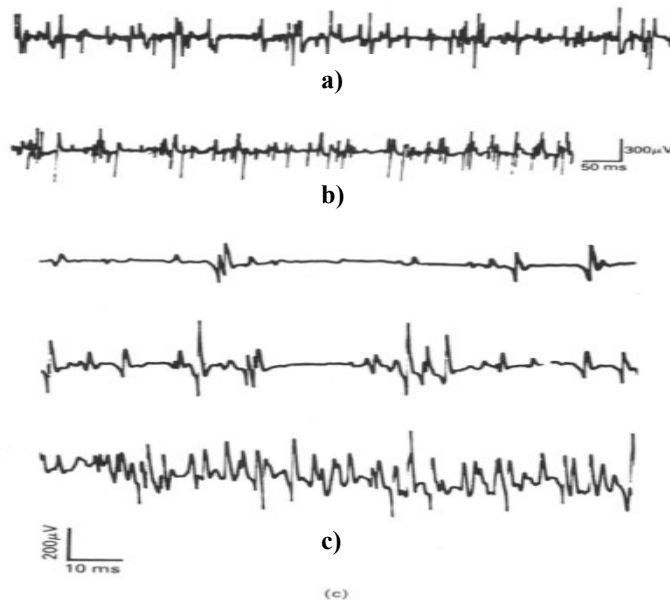


Figura 2.22. a) MUAP de un sujeto normal; b) MUAP polifásicos patológicos; c) MUAP al incrementar el nivel de contracción muscular. (*"Introducción a la Bioingeniería". Marcombo*)

- EMG de superficie (SEMG): La señal, obtenida mediante electrodos superficiales localizados sobre la piel, dan información sobre la actividad eléctrica total asociada con la contracción muscular, obteniéndose un rango de 50  $\mu\text{V}$  a 5 mV. El ancho de banda para músculos estriados es de 2-500 Hz, y para músculos lisos 0.01-1Hz.