

III EVENTOS BIOELÉCTRICOS (BIOPOTENCIALES)

Resumen

El primer tema de este capítulo, explica detalladamente el origen de los potenciales de reposo y de acción, es decir la despolarización y repolarización de la célula mediante el mecanismo de la bomba de sodio-potasio, donde el funcionamiento de dicha bomba esta vinculado con la entrada del potasio en la célula. Para la explicación del potencial de acción monofásico, se hace una descripción de un pequeño experimento con una célula y dos electrodos, en la cual existe un gradiente iónico para producir un potencial de membrana, y se muestran unas gráficas como ejemplo de algunos potenciales de membrana en tejidos de algunos animales. Inmediatamente después, explica brevemente en que consiste un potencial de acción con electrodos extracelulares y se entra al estudio de la teoría de interferencia, hablando precisamente del potencial de acción bifásico, que a diferencia del potencial de acción monofásico, este se demuestra utilizando dos electrodos activos en la superficie intacta de la célula. Posteriormente, se explica el potencial de lesión, la cual nos dice que entre dos puntos sobre la superficie de tejido inactivo, hay una diferencia de potencial que se puede medir. Con lo expuesto en el capítulo anterior y lo explicado en el presente, se puede comprender que es, y como se genera el electrocardiograma, el cual esta formado de ondas de despolarización y de repolarización. Cuando el impulso cardiaco atraviesa el corazón, los potenciales de reposo se propagan a los tejidos que le rodean y una pequeña parte de ellos se extiende difusamente por todas las partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Al colocar unos electrodos sobre la piel, se pueden registrar los potenciales eléctricos generados por esa corriente y es precisamente el trazo de esos registros el electrocardiograma.

Si medimos los potenciales en células nerviosas y las registramos, el trazo generado es un electroencefalograma. La vista, oído y sensación de dolor son causados por las señales eléctricas conducidas a través de los nervios. En el tema de electroencefalograma, se consideran los fenómenos eléctricos del organismo y del cerebro y como se representan gráficamente. Los potenciales de acción relacionados con la actividad muscular constituyen el electromiograma, este tema se explica en forma breve y complementa al tema anterior y por último se explica muy brevemente y de forma sencilla en que consisten otros potenciales bioeléctricos de importancia clínica.

Introducción

Al llevar a cabo sus distintas funciones ciertos sistemas del organismo generan sus propias señales de monitorización, que llevan información útil sobre las funciones que representan. Estas señales son los *potenciales bioeléctricos*, los cuales existen a través de la membrana de las células vivas y muchas células tienen la cualidad de propagar un cambio en estos potenciales. En las fibras nerviosas, músculos y glándulas así como en muchas células vegetales se observa este fenómeno el cual esta asociado al funcionamiento celular. Los potenciales bioeléctricos son en efecto potenciales iónicos producidos como resultado

de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células. Utilizando transductores capaces de convertir potenciales iónicos en tensiones eléctricas, se pueden medir estas señales de monitoreo naturales y presentar los resultados de una manera comprensible para ayudar al médico en su diagnóstico para el tratamiento de diversas enfermedades. Cuando la célula responde a un estímulo, el potencial de membrana muestra una serie de cambios reversibles, los cuales se conocen como *potenciales de acción*. Los potenciales de acción a diferencia de muchos otros eventos fisiológicos, no requiere de electrodos especializados para su detección.

Debido a que cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica característica, la medida de esta actividad produce importante información relacionada con la función celular. Partiendo de este hecho, se ha desarrollado el estudio clínico de señales bioeléctricas, las cuales usualmente se entienden como la medida de la actividad eléctrica de un gran número de células. Porque cualquier disfunción frecuentemente se revela en la señal bioeléctrica, por lo que se puede obtener mucha información a partir de tales lecturas.

Como muchas de las señales bioeléctricas pueden ser detectadas a cierta distancia de la fuente que las origina, los dispositivos electrográficos, en virtud de su habilidad para "asomarse" dentro del cuerpo, puede ser similar a los Rayos X, lo cual revela información oculta de un vistazo. Adicionalmente, la medida de una señal bioeléctrica no interfiere con el evento que esta siendo medido, dando como resultado una representación eléctrica verdadera de función. Además porque resulta ser muy práctico y sencillo realizar lecturas electrográficas en sujetos humanos, las técnicas son idealmente aplicables para la medicina clínica.

Aunque las señales bioeléctricas obtenidas de varias células, varían considerablemente en amplitud y en forma, y aunque todas ellas tienen un origen común, el potencial de membrana, la cual consiste en la diferencia de potencial que existe entre la superficie interior y la superficie exterior de las células. La membrana envolvente sirve como una barrera semipermeable para el paso de ciertas sustancias e iones es decir, que muchas sustancias pasan a través de la membrana y otras se mantienen fuera, el gradiente iónico resultante es mantenido gracias a la energía metabólica de la célula. En este capítulo, presento una breve explicación de la manera en la cual las células desarrollan potenciales de acción.

Algunos tipos de células musculares y nerviosas están cubiertas por una membrana semipermeable, alrededor de las células se encuentran los líquidos orgánicos, dichos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados conocidos como iones. Los principales iones son el sodio el potasio y el cloro. La membrana permite el paso de iones potasio y cloro pero bloquea la entrada de iones sodio. esta incapacidad del sodio de atravesar la membrana produce dos consecuencias: Por un lado, la concentración de iones sodio dentro de la célula es de menor concentración en el interior de la célula y por otro lado, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entran al interior iones de potasio adicionales que también son positivos produciendo una concentración de potasio mas alta en el interior que en el exterior. Pero el equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en exterior por lo que

se dice que la célula se ha polarizado y este potencial de membrana se denomina potencial de reposo de la célula y se mantiene así hasta que una perturbación altere su equilibrio.

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante un tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y permite la entrada de iones sodio. Al mismo tiempo los iones potasio que se encontraban en mayor concentración en el interior durante el estado en reposo pero se mueven mucho más lento que los iones sodio. De lo anterior, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio en los iones potasio. Este potencial se conoce como *potencial de acción*. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción, se dice que esta despolarizada, el proceso de cambio desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina *despolarización*.

Una vez terminado el movimiento de iones sodio a través de la membrana y se alcanza el equilibrio, y los iones sodio son regresados al exterior de la célula esta queda polarizada de nuevo, volviendo a su estado inicial de reposo. Este proceso se denomina *repolarización*. En respuesta a un estímulo de adecuada intensidad para provocar una despolarización y repolarización, muchos tipos de células propagan esta perturbación sobre sus membranas.

La despolarización es rápida, la repolarización es más lenta y sigue un intervalo de tiempo característico para determinados tipos de célula. Existen cuatro tipos de cambio de potencial que puede mostrar una célula, *prepotencial*, *la espiga*, *el potencial tardío negativo* y *el potencial tardío positivo*.

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón, los potenciales eléctricos se propagan en los tejidos que le rodean y una parte de ellos se extiende por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Estos potenciales eléctricos generados por esa corriente se detectan con los electrodos y se trazan esta gráfica se conoce como *electrocardiograma*. Existen otros tipos de potenciales eléctricos como el *electroencefalograma*, *electromiograma*, *electronistagmograma* entre otros.

Potenciales de reposo y de acción

Ciertos tipos de células del organismo como las células musculares y nerviosas están cubiertas por una membrana semipermeable, rodeando a las células se encuentran los líquidos orgánicos. Estos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados conocidos como *iones*. Los principales iones son el sodio Na^+ , el potasio K^+ y el cloro Cl^- . La membrana de las células excitables permite la entrada de iones potasio y cloro, pero bloquea eficazmente la entrada de iones sodio. Es decir, que los iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo a la concentración y la carga eléctrica, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana provoca que, la concentración de iones sodio sea aproximadamente 10 veces más alta en el exterior de la célula que en el interior, dando como resultado una diferencia de potencial a través de la membrana, con el interior negativo con respecto al exterior de la célula, ver Fig. 3.1. El potencial de membrana varía dentro de un margen de unas cuantas décimas de milivolts hasta 100mV.

La incapacidad del sodio de atravesar la membrana produce dos consecuencias. En primer lugar, la concentración de iones sodio en el interior de la célula, se hace mucho menor que en el líquido celular externo. Puesto que los iones sodio son positivos, esto tenderá a hacer el exterior más positivo que en el interior. En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones potasio adicionales que también son positivos, produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, este equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior, por lo que la célula se ha polarizado.

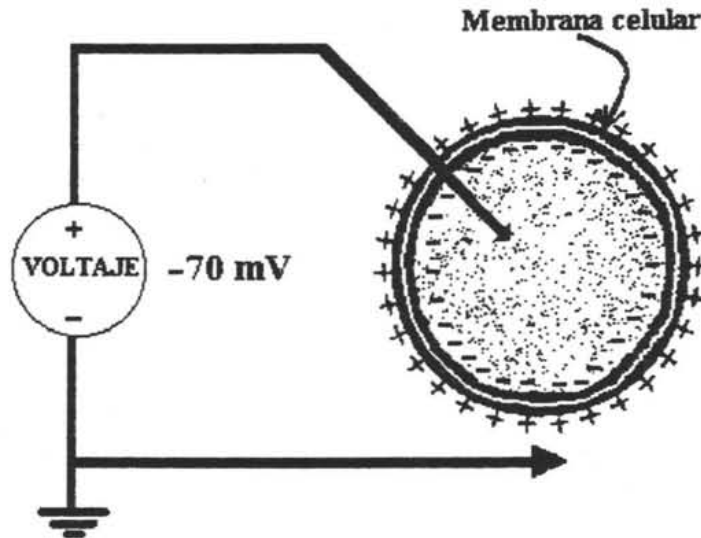


Fig. 3.1. Célula polarizada con su potencial de reposo.

Este potencial de membrana se denomina *potencial de reposo* de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altera el equilibrio. Como la medida del potencial de membrana se hace por lo general en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos, el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo.

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante un tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de algunos iones sodio. En este movimiento de iones sodio al interior de la célula constituye un flujo de corriente iónica que reduce más la barrera de la membrana a los iones sodio. Se obtiene como resultado, un efecto de avalancha en el que los iones sodio se precipitan en el interior de la célula, intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones potasio que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo intentan salir, pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio.

Como resultado de todo lo anterior, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de iones potasio. Este potencial se conoce como *potencial de acción* y es de aproximadamente de $+20 \text{ mV}$. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está despolarizada; el proceso de cambio

desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina *despolarización*. En la figura 3.2, se pueden observar los movimientos iónicos asociados con la despolarización.

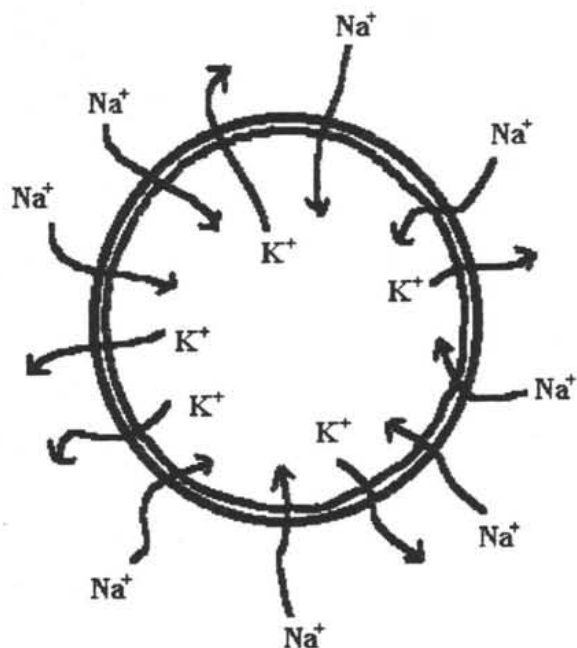


Fig. 3.2. Despolarización de una célula

Una vez terminada la avalancha de iones sodio a través de la membrana celular y se ha alcanzado un nuevo estado de equilibrio, desaparecen las corrientes iónicas que reducían la barrera de los iones sodio y la membrana regresa a su estado original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nueva cuenta el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Sin embargo, si el único efecto fuera éste, tardaría mucho tiempo en crearse de nuevo un potencial de reposo. Pero mediante un proceso activo, denominado bomba de sodio, los iones sodio son transportados rápidamente hacia el exterior de la célula y ésta queda polarizada de nuevo, adquiriendo su potencial de reposo. Este proceso se denomina *repolarización*.

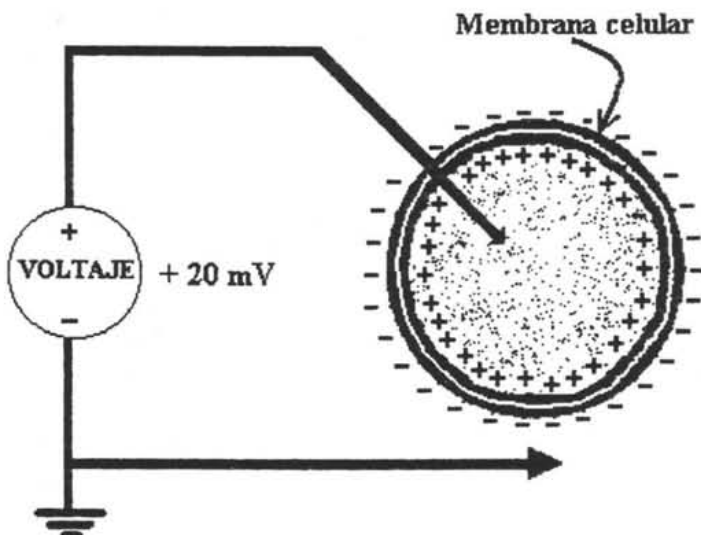


Fig. 3.3. Célula despolarizada durante un potencial de acción.

Mediante el mecanismo de la bomba de sodio, el sodio es extraído contra los gradientes de carga y concentración apoyado por algún tipo de compuesto fosfatado de alta energía. La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio en la célula. El funcionamiento de esta bomba está vinculado con la entrada de potasio en la célula, como si existiera un proceso cíclico que supusiera un intercambio de sodio y potasio, en la figura 3.3, se observa la sección transversal de una célula despolarizada.

En respuesta a un estímulo de adecuada intensidad para provocar una despolarización y repolarización, muchos tipos de células propagan esta perturbación sobre sus membranas. En las células nerviosas la perturbación es propagada según el diámetro y la temperatura de la fibra nerviosa. La velocidad de propagación más rápida en la fibra nerviosa es de aproximadamente 150m por segundo lo cual representa la más alta velocidad de propagación que en cualquier otro tejido. En el músculo la propagación es mucho más lenta y siempre hay una contracción después del desarrollo del potencial de acción.

Potencial de acción monofásico

El origen del potencial de acción se puede comprender de mejor manera si consideramos una célula de un tejido figura 3.4, ya sea una parte o la célula completa en la cual la membrana se encuentra intacta y existe un gradiente iónico para producir un potencial de membrana de -70mV . Este potencial se puede medir colocando un electrodo A, sobre la superficie intacta de la célula e introduciendo un microelectrodo B, dentro de la célula. El electrodo debe ser de menor tamaño con respecto al tamaño de la célula de tal manera que su inserción no produzca daño celular. En la Fig. 3.4 (2), en la flecha, el microelectrodo ha penetrado la membrana celular, revelando el potencial de membrana en reposo (reposo del potencial de membrana) en el electrodo A.

Asumimos ahora que, un estímulo suficientemente intenso para despolarizar a la célula es aplicado en alguna parte de la misma. Una corriente iónica fluirá de la región polarizada circundante hacia el área despolarizada. Esta corriente es suficiente para las regiones adyacentes y una onda de despolarización viajará en todas direcciones sobre la membrana. En la mayoría de las células el proceso no consiste simplemente de despolarización: Puede ocurrir que se encuentre también una polarización inversa leve, provocando que la parte exterior de la célula sea negativa con respecto al interior. Cuando esta onda de despolarización-polarización inversa avanza bajo el electrodo A figura 3.4 (3), el indicador de potencial el cual estaba indicando el potencial de membrana previamente, muestra un potencial que, baja a cero (despolarización de membrana) y entonces un potencial que está en dirección opuesta al potencial de membrana, indicando que la región de polarización inversa está bajo el electrodo A. Esta secuencia de eventos aparece a la derecha de la figura 3.4.

Como la onda de despolarización-polarización inversa avanza, y por efecto de la actividad metabólica celular, da como resultado su recuperación (restablecimiento del potencial de membrana). Es de esta forma que la onda pasa por el electrodo A figura 3.4 (4), donde el potencial de membrana esta siendo restaurado y cuando ha ocurrido la repolarización completa entonces el indicador de potencial indica el potencial de membrana

nuevamente figura 3.4 (5). Cuando la onda pasa por el punto B, el indicador de potencial no muestra ningún cambio porque el electrodo está dentro de la célula.

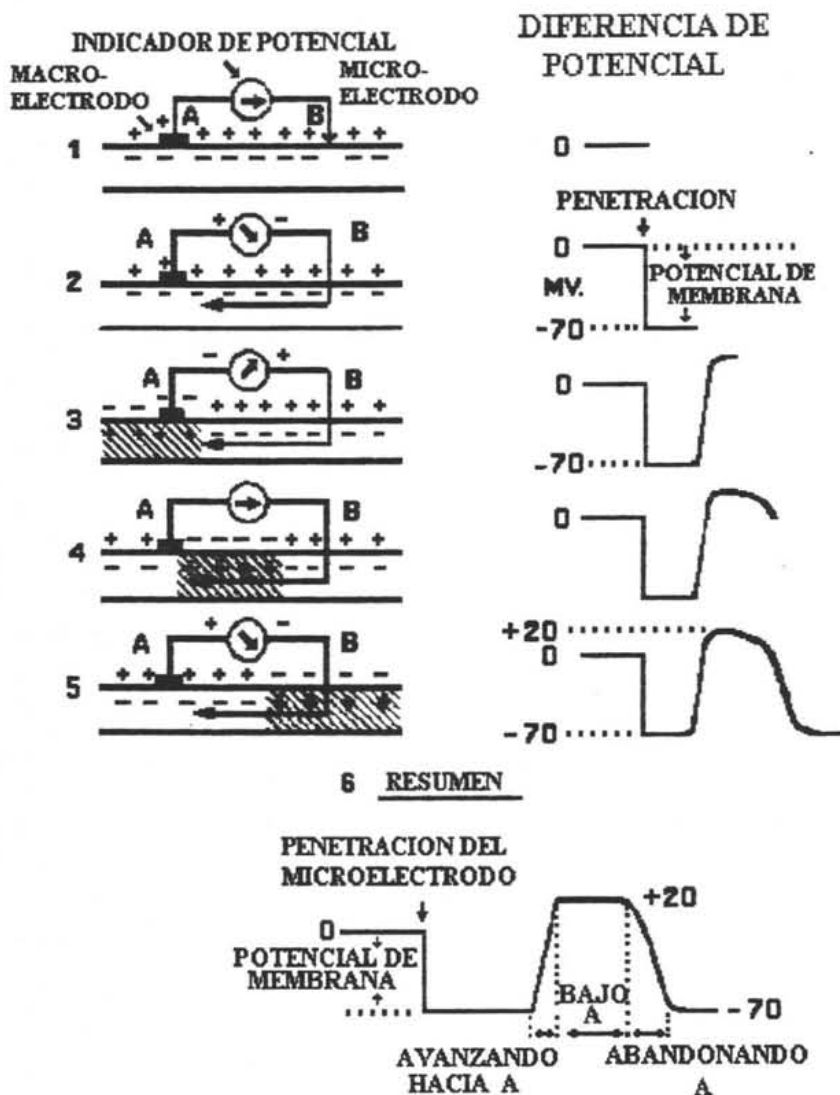


Fig. 3.4. Generación de un potencial de acción monofásica.

Esta secuencia de eventos está resumida en la Figura 3.4 (6), en la cual se observa que el evento bioeléctrico fundamental consiste en el desplazamiento de la onda y del cambio de la polaridad de la membrana; primero despolarización, después polarización inversa, seguido por el restablecimiento de potencial de membrana. Los potenciales de acción de poca duración son llamados espigas. En muchas células durante su recuperación la velocidad de repolarización disminuye y aparece otro componente llamado potencial de retardo negativo. Algunas células rebasan su repolarización para producir lo que es llamado potencial de retardo positivo. Algunas otras producen un segundo potencial tardío negativo antes de que ocurra la estabilización del potencial de membrana en las células (figura 3.5), lo que da la pauta antes de la propagación del potencial de acción y se produce durante una recaída espontánea en el potencial de membrana, es conocido como prepotencial. El prepotencial es representativo de un potencial de membrana inestable el cual se extiende

sobre un valor crítico provocando la despolarización de la célula, obteniendo como resultado un potencial de acción propagado.

En resumen, un evento bioeléctrico deriva su forma en la manera en la que, una membrana celular se despolariza para producir un potencial de acción simple o complejo.

En la figura 3.5, se presenta la gráfica de la secuencia de eventos de un caso hipotético de una célula. La despolarización es rápida; la repolarización es más lenta y siguiendo un intervalo de tiempo característico del tipo de célula, como está representado en la figura 3.4 pero en una curva plana como en la figura 3.5, donde hay cuatro tipos de cambio de potencial que pueden ser mostrados por una célula:

1. El prepotencial
2. La espiga
3. El potencial tardío negativo
4. El potencial tardío positivo

Durante el paso de la onda de despolarización se libera una pequeña cantidad de calor, la impedancia de la membrana baja y hay un movimiento de iones a través de la membrana celular. En las células de mama, en el inicio de la despolarización hay una precipitación de iones sodio hacia el interior seguida de una salida mucho más lenta hacia fuera de iones potasio asociado con la recuperación de la célula. En las células del músculo hay un flujo hacia el interior de iones calcio. La energía metabólica es utilizada para restablecer los gradientes iónicos de reposo. El estudio del flujo de transmembrana de iones constituye una parte importante de la electrofisiología básica y es importante en la comprensión de la acción de muchas drogas.

Debido a que el movimiento de iones representa carga en movimiento, existe un campo magnético durante la polarización y repolarización que aunque pequeño se puede detectar.

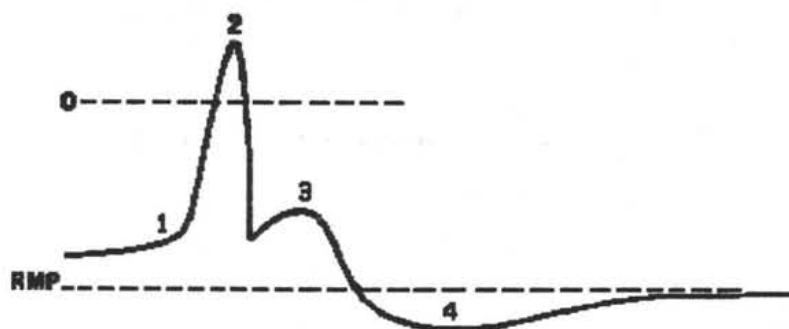


Fig. 3.5. Cambios en el potencial de una célula, se muestra el prepotencial (1), la espiga (2), prepotencial negativo (3) y prepotencial positivo (4). RMP es el potencial de reposo de membrana.

La parte de la célula que está afectada por la onda de propagación de despolarización es incapaz de responder a un segundo estímulo, por tal razón se puede decir

que se encuentra en un periodo refractario absoluto el cual tiene una duración de un milisegundo en las células nerviosas, a continuación del periodo refractario absoluto hay un periodo refractario relativo durante el cual se puede producir otro potencial de acción pero en el que se requiere de un estímulo mucho mayor. De esta forma el potencial de acción además de indicar que una célula está activa, revela el tiempo aproximado en el que puede ser reactivada.

En las figuras 3.6 a 3.9, se ilustran potenciales de acción monofásicos típicos de varias células medidas con microelectrodos. El potencial de acción monofásico de una fibra nerviosa de calamar se muestra en la figura 3.6. Esta fibra es tan larga ($>100 \mu\text{m}$) que es relativamente fácil hacer un microelectrodo para estudiar la membrana y el potencial de acción. Su gran tamaño permite también la canulación y el reemplazo del axoplasma con soluciones de contenido iónico conocido. Como se muestra, el potencial de membrana medido en agua de mar a 20°C fue de 45mV y durante la espiga el potencial de membrana llegó a ser de un valor cercano a $+40\text{mV}$. De esta manera la amplitud total del potencial de acción fue de 85mV . Durante la fase de recuperación se puede observar un potencial de retardo positivo.

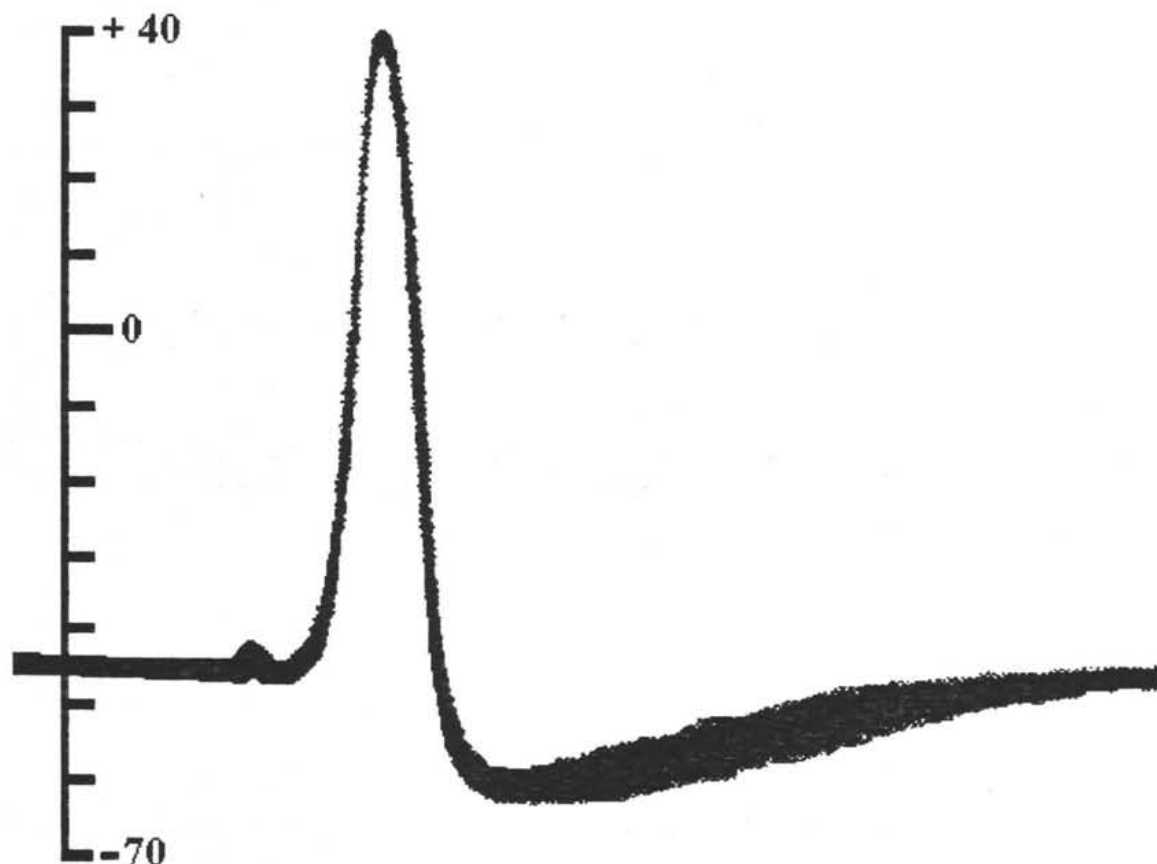


Fig. 3.6. Membrana y potencial de membrana de un axón gigante de calamar. Los pulsos son de 2 milisegundos.

El potencial de acción de una fibra músculo esquelético de rana así como su relación con la contracción se observa en la figura 3.7. En este experimento el potencial de

membrana en reposo fue de 92mV y la diferencia de potencial de pico de la espiga fue de +30mV. Se observó también un potencial de retardo negativo durante su recuperación.

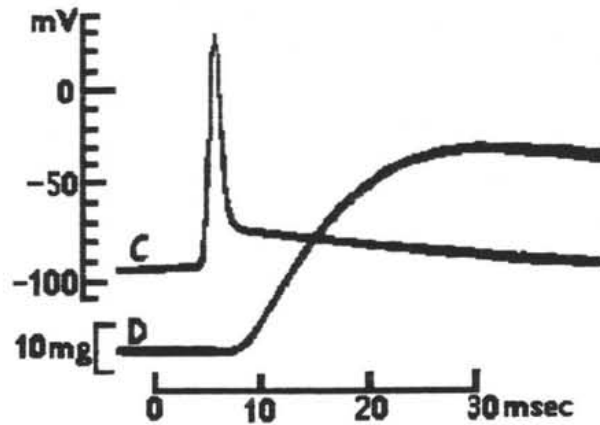


Figura 3.7. Potencial de acción de una fibra de músculo esquelético de rana (C) y el voltaje desarrollado(D).

El potencial de membrana cambia en músculo cardiaco de la rana, como se muestra en la figura 3.8, comenzando desde un valor de reposo de alrededor de -55mV , durante la actividad pico, el potencial de membrana llega a ser de alrededor de $+25\text{mV}$. Debido que la recuperación en el músculo cardiaco es prolongada, se observa un periodo refractario relativo de potencial de acción monofásico. En esta figura se puede ver claramente el potencial de retardo positivo.

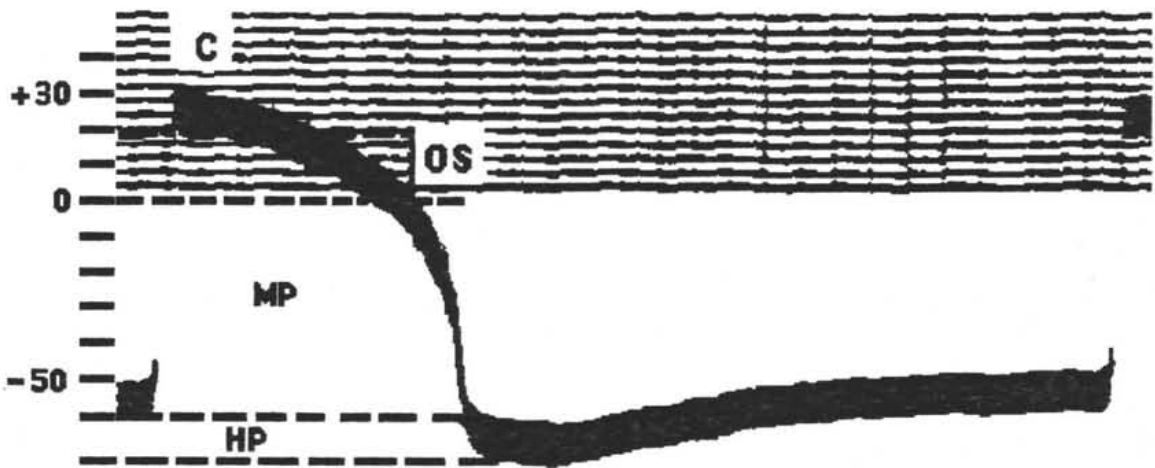


Figura 3.8. Potencial de acción en músculo cardiaco de rana.

La actividad eléctrica del músculo liso del intestino del cerdo de guinea se presenta en la figura 3.9. Durante la actividad, el potencial de membrana observa un cambio de -46 a 10mV . Durante su recuperación se pueden observar los potenciales de retardo antes mencionados.

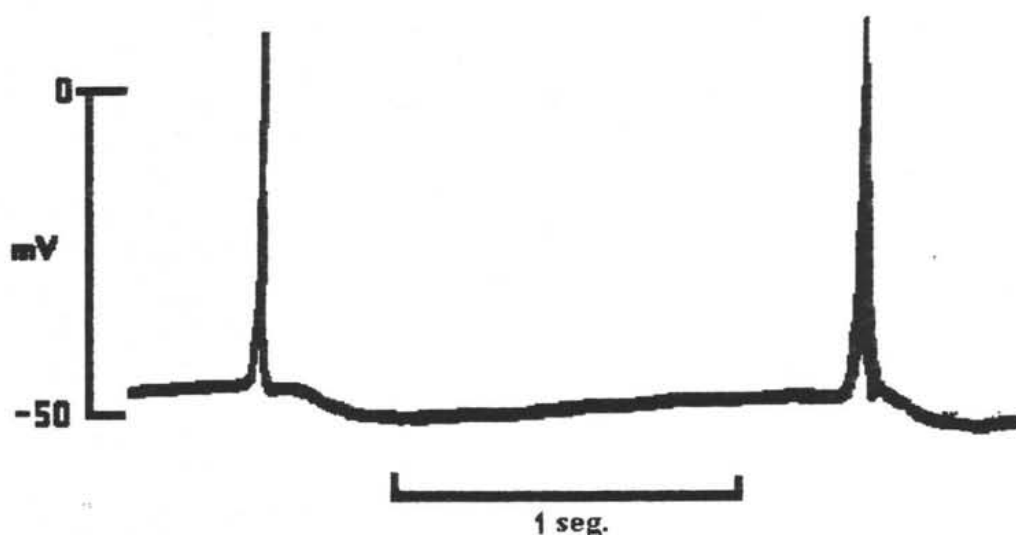


Figura 3.9. Potencial de acción de músculo liso de intestino de cerdo de Guinea.

Potenciales de acción con electrodos extracelulares.

Puesto que los tejidos y fluidos del cuerpo son eléctricamente conductivos, tendrá que existir un flujo de corriente en el entorno de una o unas células en actividad (despolarización) y restablecimiento (repolarización). Por lo tanto, es conveniente colocar electrodos que pueden ser usados para detectar un voltaje tal como un evento bioeléctrico. El tipo de onda detectado depende del tamaño y localización de los electrodos y de la naturaleza temporal del proceso de despolarización-repolarización exhibido por la o las células frecuentemente designado el "generador bioeléctrico".

No hay duda de que el potencial que aparece entre las terminales del electrodo que son estratégicamente colocados para registrar un evento bioeléctrico representa una diferencia en el potencial existente bajo cada electrodo. Sin embargo relacionando este potencial de acción registrado extracelularmente para la "excursión" en el potencial de transmembrana no es por un simple propósito. No obstante, se han desarrollado dos teorías para dar una explicación razonable de los potenciales detectados por electrodos extracelulares. El primero es el de "interferencia" y nos muestra que los electrodos extracelulares detectan un voltaje que, es la diferencia de potencial bajo cada electrodo y que el potencial bajo cada uno asemeja una versión atenuada de la excursión en potencial transmembrana. Así como esos dos potenciales, los cuales son separados temporalmente por el tiempo de propagación "interfiere" con cada uno (mutuamente).

La segunda teoría y la más reciente "dipolo" nos dice que, la excitación y restablecimiento pueden ser igualados al movimiento de la posición de los dipolos que existen en el límite entre el tejido activo (despolarizado) y el recuperado (polarizado). La propagación de excitación es marcada por un orden de dipolos viajando con sus polos positivos ante la dirección de propagación; la recuperación es marcada con el movimiento de dipolos con sus polos negativos frente a la dirección de propagación. Cada teoría según la situación, es más aplicable una más que la otra y viceversa.

Teoría de interferencia

Potencial de acción bifásico: La teoría de interferencia se puede ilustrar considerando una situación en la cual dos electrodos están activos, es decir, que ambos electrodos están localizados sobre la superficie intacta de la célula, figura 3.10. En condiciones ideales, asumimos que los electrodos son pequeños y están considerablemente separados entre sí. Las dimensiones fueron escogidas para que el viaje de la onda de excitación y recuperación en el tejido ocupe una pequeña fracción del espacio del electrodo. Además, el evento bioeléctrico es considerado como un simple potencial de acción monofásico, sin prepotenciales ó potenciales de retardo.

En la figura 3.10(1), cuando el tejido es inactivo, ambos electrodos están en regiones de igual positividad y la diferencia de potencial visto por el indicador es cero. Cuando la región bajo el electrodo A es excitado, este electrodo llega a ser negativo con respecto al electrodo B y se levanta el indicador figura 3.10(2). Como la onda de excitación pasa hacia delante con dirección al electrodo B y ocupa la región entre los dos electrodos, la región debajo de A es restablecida y la que está debajo de B no ha sido excitada aún. Bajo estas condiciones el indicador de potencial no registra voltaje figura 3.10(3), y la primera fase (ascendente) del potencial de acción monofásico se ha completado. Como la onda de excitación ocupa la región bajo el electrodo B, Dicho electrodo llega a ser negativo con respecto al electrodo A; es aquí donde el indicador de potencial cae figura 3.10(4). Como la onda de excitación pasa en B, ocurre una recuperación; el potencial de membrana es restablecido, el indicador de potencial indica cero y la fase decreciente del potencial de acción es completa figura 3.10(5). Bajo estas condiciones, el tiempo entre las dos fases del potencial de acción, es determinado por la velocidad de propagación en el tejido y en el espacio de los electrodos. Si los electrodos están muy cercanos entre sí los potenciales de acción monofásicos coinciden (o son comunes), con un potencial de acción más pequeño. Esta situación se observa en la gráfica de la figura 3.10(6).

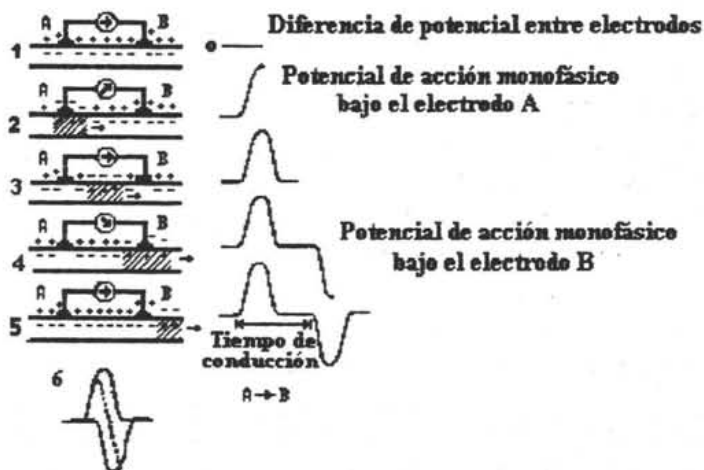


Fig. 3.10. Generación de un potencial de acción bifásico

El potencial de lesión: Entre dos puntos sobre la superficie de tejido inactivo, hay una diferencia de potencial que se puede medir. Si el tejido bajo un electrodo es despolarizado debido al agolpamiento o aplicación de una solución cloruro de potasio (~ 2%), esta región llega a ser negativa con respecto a la superficie intacta, y la diferencia de potencial medida entre estas áreas es llamada potencial de lesión. Entonces esta región queda completamente despolarizada y no puede ser excitada o repolarizada. Si el tejido llega a estar activo de otra parte, habrá sido detectado un movimiento en el potencial que ocurre bajo el electrodo sobre el tejido no lesionado. Es interesante observar que, el tipo de onda obtenida con esta situación es muy parecida al movimiento en el potencial de transmembrana y dicha señal sube y retorna a una línea basal representando la magnitud del potencial de lesión.

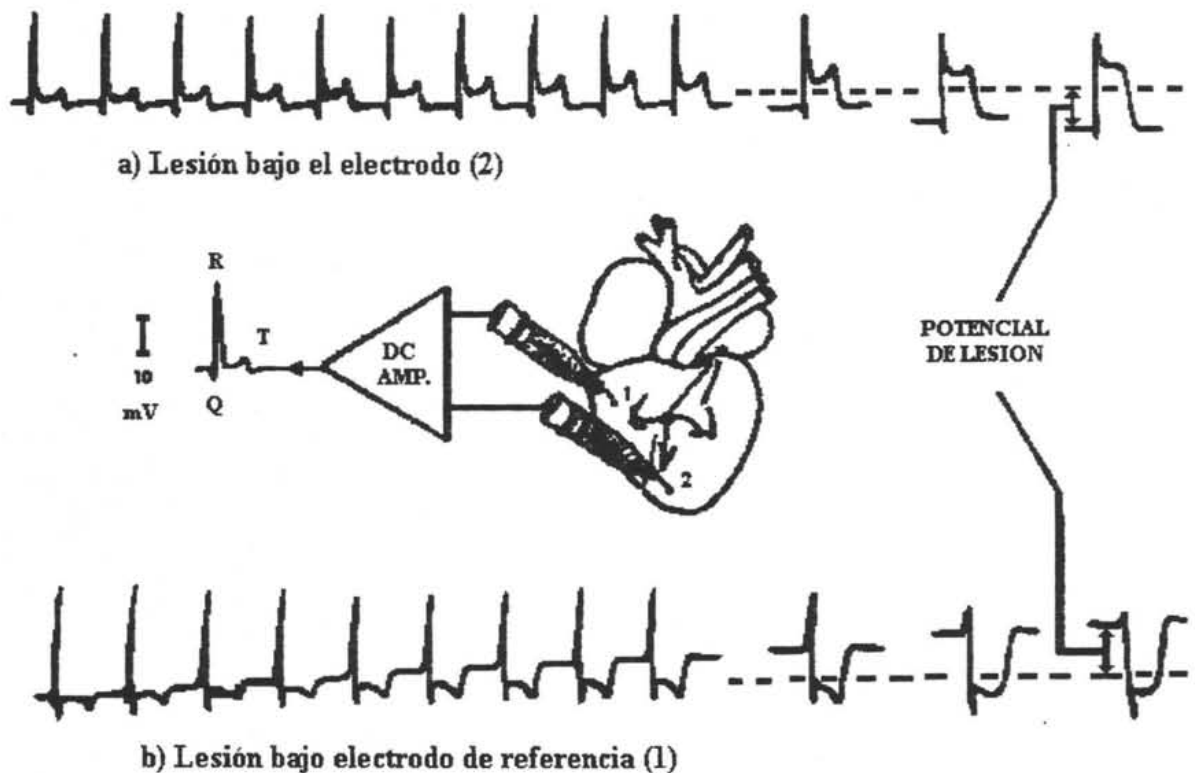


Fig. 3.11. El potencial de lesión.

Este potencial es particularmente fácil de demostrar y es frecuentemente encontrado cuando un electrodo de aguja se introduce en el tejido para graficar un evento bioeléctrico (podría ser por ejemplo en un electromiograma). Para demostrar el desarrollo de un potencial de lesión, es preciso utilizar tejido que es espontáneamente activo, por ejemplo músculo cardíaco. En la figura 3.11, la actividad eléctrica de un ventrículo de tortuga fue registrada con dos electrodos provistos de agujas y llenos con solución salina al 0.6% conectados a un amplificador debidamente acoplado. La polaridad fue tomada para que la negatividad del electrodo de referencia (1) y consecuentemente el valor positivo del electrodo (2), provocando que la plumilla registradora se levantara. En la parte superior del registro para los primeros latidos ambos electrodos estaban colocados en tejido no lesionado. Después se colocaron unas gotas de solución de cloruro de potasio al 2% en el electrodo (2) causando daño (despolarización). Nótese que ocurre una depresión de la línea

basal, como la región bajo el electrodo (2) llegó a ser progresivamente negativa y el electrograma alterado característicamente. Porque el miocardio bajo el electrodo (2) ha vuelto a estar inactivo por daño químico, la actividad registrada proviene principalmente del tejido bajo el electrodo (1), el cual muestra que cuando este tejido llega a estar activo (negativo), el indicador desciende, revelando el potencial de acción característico del músculo cardíaco, subiendo y regresando a la línea basal que representa el potencial de la lesión.

Para los primeros latidos en la figura 3.11(b), ambos electrodos fueron colocados sobre tejido no lesionado y se observó un familiar complejo R-T. Después se colocaron unas gotas de solución de cloruro de potasio al 2% en el electrodo (1), causando lesión (despolarización). Se pudo observar que, comenzó una línea basal diastólica hacia arriba y el electrograma desarrolló cambios característicos, como el tejido bajo el electrodo (1) llegó a estar despolarizado. Cuando la despolarización inició, la actividad eléctrica fue registrada del tejido no lesionado bajo el electrodo (2) el cual, cuando detectó actividad causó que el indicador se moviera hacia abajo para mostrar la característica eléctrica de la onda de la actividad cardíaca descendiendo y regresando a la línea basal que ha sido elevada por una cantidad representativa de potencial de lesión.

Es interesante notar la similitud entre la forma del potencial de acción monofásico cardíaco producido por lesión bajo un solo electrodo y el movimiento del potencial de membrana obtenido cuando son empleados electrodos de transmembrana. Desde luego que ya antes el potencial de acción del músculo cardíaco había sido registrado con electrodos de transmembrana Burdon-Sanderson (1879), llegaron a la hipótesis de que el ECG (Electrocardiograma) fue creado por la suma algebraica de dos tal como oposición directa de potenciales de acción monofásica desplazados en el tiempo.

El electrocardiograma (ECG)

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón, los potenciales eléctricos se propagan a los tejidos que le rodean y una pequeña parte de ellos se extiende difusamente por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Si se colocan unos electrodos sobre la piel a uno y otro lado del corazón, se pueden registrar los potenciales eléctricos generados por esa corriente; el trazado de esos registros se conoce como electrocardiograma.

El electrocardiograma normal (figura 3.12) está formado por una onda P, un complejo QRS, y una onda T. Es frecuente que el complejo QRS tenga tres ondas separadas la onda Q, la onda R y la onda S, aunque no siempre ocurre así.

La onda P se debe a los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción. El complejo QRS se debe a los potenciales que se generan cuando los ventrículos se despolarizan antes de contraerse es decir, conforme la onda de despolarización se extiende a través de los ventrículos. Por consiguiente, tanto la onda P como los elementos integrantes del complejo QRS son *ondas de despolarización*.

La onda T se debe a los potenciales que se generan cuando los ventrículos se recuperan de su estado de despolarización. Este proceso se produce en el músculo ventricular de 0.25 a 0.35 segundos después de la despolarización, y se conoce como *onda de repolarización*.

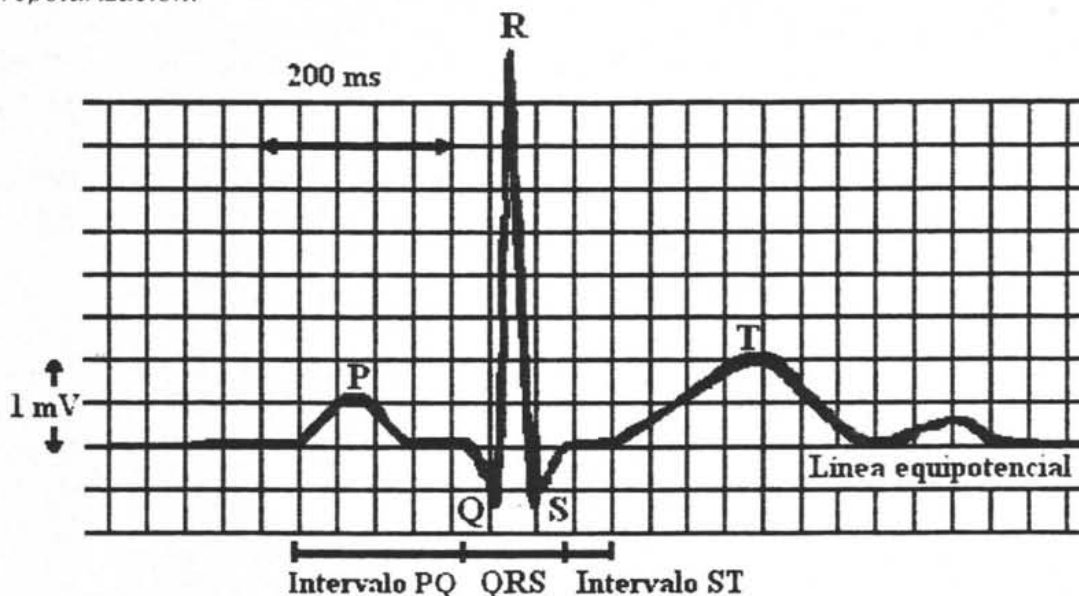


Figura 3.12. Señal electrocardiográfica con las ondas y segmentos característicos.

Así pues, el electrocardiograma está formado por *ondas de despolarización* y *de repolarización*. Los principios de la despolarización y la repolarización se estudiaron al principio de este capítulo. La diferencia entre las ondas de despolarización y las ondas de repolarización es tan importante en la electrocardiografía que debe quedar muy claro.

Para comprender el origen del ECG, es necesario familiarizarse con la anatomía del corazón. En la figura 3.13, se muestra una sección transversal del interior del corazón. El corazón está dividido en cuatro cámaras. Las dos cámaras superiores, las *aurículas* izquierda y derecha, están sincronizadas para actuar juntas. Análogamente, las dos cámaras inferiores los *ventrículos*, actúan conjuntamente. La aurícula derecha recibe sangre de las venas del cuerpo y la bombea al ventrículo derecho. Este bombea sangre a los pulmones, donde se oxigena. La sangre rica en oxígeno pasa luego a la aurícula izquierda, desde donde se bombea al ventrículo izquierdo. Este bombea la sangre a las arterias para que circule por todo el cuerpo. Dado que los ventrículos bombean realmente la sangre a los vasos, los músculos ventriculares son mucho mayores y más importantes que los músculos de las aurículas. Para que el sistema cardiovascular funcione adecuadamente, tanto las aurículas como los ventrículos deben funcionar con una interrelación temporal exacta.

Cada potencial de acción en el corazón se origina cerca del extremo superior de la aurícula derecha en un punto denominado *marcapasos* o *nódulo sinuauricular* (SA). El marcapasos es un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular si bien controlado por inervación. Para iniciar el latido cardíaco el potencial de acción generado por el marcapasos se propaga en todas direcciones a lo largo de la superficie de ambas aurículas. El frente de onda de activación viaja paralelo a la superficie de las aurículas hacia la unión de las aurículas y los ventrículos. La onda

termina en un punto cerca del centro del corazón, denominado nódulo auriculoventricular (nódulo AV). En este punto, unas fibras nerviosas especiales actúan como línea de retardo para lograr una temporización adecuada entre la acción de las aurículas y los ventrículos. Una vez que la excitación eléctrica ha atravesado la línea de retardo, se inician potenciales de acción en la potente musculatura de los ventrículos. Sin embargo, el frente de onda en los ventrículos no sigue a lo largo de la superficie sino perpendicular a ella y se mueve desde el interior al exterior de la pared ventricular, terminando en la punta o *ápice* del corazón. Tal como se indicó antes, la onda de despolarización va seguida de una onda de repolarización de unos 0.2 a 0.4 segundos. Esta repolarización sin embargo, no se inicia partiendo de las células musculares vecinas sino que se produce al volver cada célula a su potencial de acción independiente.

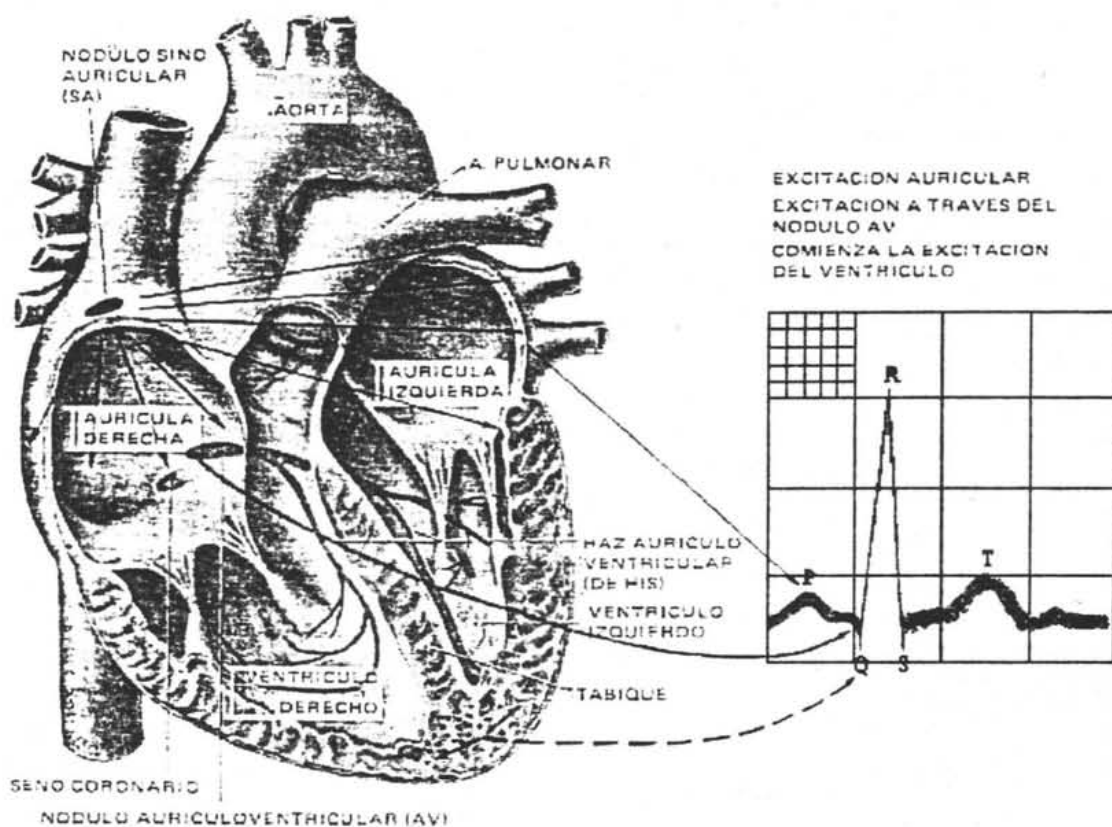


Fig. 3.13. Sistema de conducción del corazón en el que se observa la fuente de los impulsos eléctricos producidos en el electrocardiograma.

En la figura 3.12, donde se muestra un ECG normal tal como se reproduce en la superficie del cuerpo, a cada una de las características sobresalientes se le ha dado una designación alfabética. Estas características se pueden identificar con hechos relacionados con la forma de propagación del potencial de acción. Para facilitar el análisis, el segmento horizontal de esta forma de onda que precede a la onda P se designa como la línea basal o línea isopotencial. La *onda P* representa la despolarización de la musculatura auricular. El *complejo QRS* es el resultado combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La *onda T* es la onda de la repolarización ventricular, mientras que la *onda U*, si está, se cree generalmente que es el resultado de potenciales posteriores en los músculos ventriculares. El intervalo P-

Q representa el tiempo durante el que se retrasa la onda de excitación en las fibras cerca del nódulo AV.

La forma y polaridad de cada una de las características varía con la situación de los electrodos de medida respecto al corazón y un cardiólogo normalmente basa su diagnóstico en lecturas realizadas a partir de varias disposiciones de electrodos (derivadas).

Analizando electrónicamente al ECG, se observa que presenta ondas complejas, que tienen su frecuencia fundamental y armónicas y que para ser estudiadas correctamente, se requiere de equipos especiales. En un pulso de 60 latidos, la fundamental es de 1Hz y existen otras frecuencias por debajo de los 100 Hz. El voltaje tan bajo que sensibiliza los electrodos crea problemas no conocidos en las técnicas audiovisuales, y deben utilizarse amplificadores diferenciales de entrada, filtros de inducción alternada y alta ganancia.

El electroencefalograma (EEG)

El cerebro es el centro de control del ser humano, éste recibe la información de todas partes del organismo y envía ordenes. La información es conducida a través de fibras nerviosas (nervios) como señales eléctricas. La vista, oído y sensación de dolor son causados por las señales eléctricas conducidas a través de los nervios. Para mover las manos y los pies por ejemplo, los músculos se contraen mediante señales eléctricas. En esta parte consideraremos los fenómenos eléctricos del organismo y del cerebro y como se representan mediante un electroencefalograma (Figura 3.14).

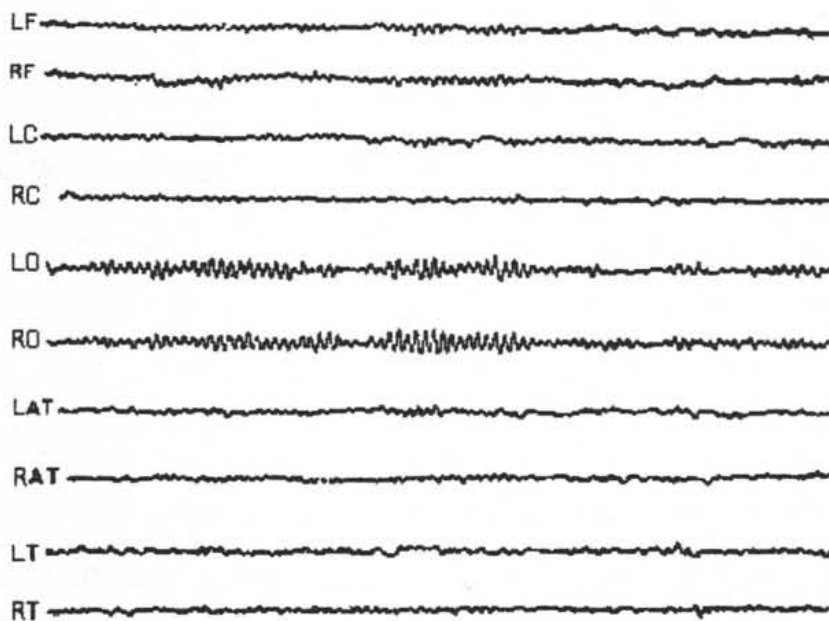


Figura 3.14. Formas de onda normales de un EEG.

Si colocáramos un gran número de pequeños electrodos de vidrio (microelectrodos) insertados dentro de una célula nerviosa o fibra muscular, se observa una diferencia de potencial de -100 a -50 mV con relación al fluido exterior de la célula. Esta diferencia de potencial, como ya hemos visto antes es el potencial de reposo.

Cuando se aplica sobre la célula un estímulo bioeléctrico suficiente, provoca una reacción química en la célula la cual incrementa su potencial. Cuando este potencial excede un nivel de umbral específico, ocurre una excitación y con esto la despolarización de la célula y el potencial salta brevemente sobre $0V$ (overshoot), después vuelve a regresar al potencial de reposo (repolarización). Como se indicó al inicio del capítulo este cambio positivo en el potencial es el potencial de acción.

Una célula nerviosa o neurona consiste de un cuerpo celular el cual contiene un núcleo en su interior, muchas dendritas extendidas a lo largo del cuerpo celular y un axón largo. El axón también es conocido como fibra nerviosa y es una extensión citoplásmica alargada, que transporta impulsos nerviosos que se alejan del cuerpo celular. Sólo hay un axón por neurona, pero a lo largo de un axón pueden originarse ramas colaterales.

Las dendritas son proyecciones que llevan impulsos hacia el cuerpo celular, no tienen cubierta y sus superficies poseen proyecciones semejantes a espinas, que son los lugares principales de uniones entre dendritas y terminales de axón, y los impulsos nerviosos se transmiten de los últimos a las primeras.

El término de fibra nerviosa se refiere a cualquier terminación nerviosa alargada simple y sus cubiertas de superficie. Casi todas las fibras nerviosas del sistema nervioso periférico tienen dos cubiertas, la cubierta de mielina y el neurilema, que cubren a la membrana celular. La cubierta de mielina es un excelente aislante eléctrico y rodea toda la fibra a excepción de su terminación y los estrechamientos periódicos llamados nodos de Ranvier de alrededor de 1 a 3 mm. Los segmentos entre los nodos se llaman internodos.

No todas las fibras nerviosas tienen una cubierta de mielina lo suficientemente gruesa para que pueda verse en microscopio. Existen dos grupos de fibras: las que están cubiertas de mielina y las amielínicas que no tienen cubiertas de mielina.

El potencial de membrana cambia solo en los nodos de Ranvier y el impulso salta de nodo a nodo, la velocidad con la que viaja el impulso es rápida, de cerca de 60 a 120 m/segundo. En una fibra nerviosa delgada sin mielina, la velocidad de conducción es más lenta de cerca de 1 m/segundo.

El impulso nervioso o potencial de acción es una onda eléctrica negativa de autopropagación que avanza a lo largo de la superficie de la membrana de la neurona y de sus prolongaciones. Es como si la célula nerviosa fuera una diminuta pila capaz de generar electricidad. La neurona en reposo cuando no se encuentra transmitiendo mensajes se encuentra polarizada, es decir la parte externa de su membrana tiene una carga eléctrica distinta de la interna y ello se debe a que los iones de sodio y potasio tiene distinta concentración en el interior de la membrana que fuera. Al llegar un estímulo a la célula nerviosa o a sus prolongaciones, se altera el orden de los iones que hay a uno y otro lado de

la membrana, ya que se hace más permeable penetrando al interior iones sodio y saliendo al exterior iones potasio. Esto hace que la superficie interna de la membrana celular se vuelva positiva en relación con la superficie externa. Este cambio electrónico a su vez, induce a la alteración de la estructura molecular de la siguiente sección de la membrana que, de esta forma también se despolariza.

Una vez que ha pasado el potencial de acción, la membrana celular se repolariza, restableciéndose el potencial de reposo. Los impulsos nerviosos eléctricos no pueden saltar por sí solos los espacios de las sinapsis químicas, necesitando la intervención de neurotransmisores químicos que inducen la despolarización de la membrana de la neurona post-sináptica, reanudándose así el potencial de acción.

La representación registrada de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se denomina electroencefalograma (EEG). Un EEG ofrece importantes datos acerca del diagnóstico de si la actividad cerebral es normal o no. Sin embargo, al tomar un EEG es medido a través del cráneo tres capas de membranas celulares en registros actuales, el voltaje absoluto es muy pequeño y es difícil de indicar los detalles de la actividad de cada parte del cerebro. Las partes más profundas en el cerebro son más difíciles de registrar. Existe un voltaje de DC relativamente alto en la cabeza y un EEG registra la medida en los cambios de voltaje en un rango de 5 a 300 μV de DC con un componente de AC de 0.5 a 60 Hz. Como un flujo de un río, el EEG no mide la altura desde el fondo a la superficie, sólo mide los rizados sobre la superficie.

1. Amplitud de la forma de onda: La amplitud del fondo al pico de la onda es expresada en μV .
2. Periodo: La distancia entre dos valles continuos (o entre dos picos) de una onda es llamado periodo y es medido en milisegundos.
3. Polaridad: A diferencia del ECG, cuando discutimos las formas de onda del EEG la parte ascendente es llamada una onda negativa y la parte descendente es onda positiva.
4. Desplazamiento de fase o tiempo de desplazamiento en dos ondas esto de acuerdo a los grados de desplazamiento de fase.
5. Clasificación de las formas de onda del EEG según las frecuencias de las formas de onda, son clasificadas por la frecuencia por el Comité de la Federación Internacional de Sociedades para EEG y Neurofisiología clínica.

Onda delta: menos de 4 Hz (sueño profundo)

Onda theta: 4 Hz a 8 Hz (sueño y estados meditativos)

Onda alfa: 8 Hz a 13 Hz (relajado, despierto y alerta)

Onda beta: 13 Hz o más alta (ocupado, estado despierto activo)

Los potenciales de EEG medidos en la superficie del cuero cabelludo, representan en realidad el efecto combinado de los potenciales de una región muy amplia de la corteza y de distintos puntos interiores. No obstante hay ciertas formas de onda del EEG características que se pueden relacionar con ataques epilépticos y con el sueño. Una persona atenta despierta presenta por lo general un EEG de alta frecuencia asíncrono. Una persona soñolienta particularmente con los ojos cerrados, produce a menudo una gran cantidad rítmica en el margen de 8 a 13 Hz. Cuando la persona empieza a quedar dormida,

decrecen la amplitud y baja la frecuencia. El sueño más profundo produce por lo general ondas todavía más lentas y de mayor amplitud. Sin embargo, en algunas ocasiones una persona incluso estando profundamente dormida, presenta espontáneamente una forma de EEG de alta frecuencia, asíncrona, durante un rato y luego vuelve a la forma de sueño de baja frecuencia. El periodo de EEG de alta frecuencia que se produce durante el sueño se denomina sueño paradójico, por cuanto el EEG se parece más al de una persona despierta atenta que al de una persona dormida. Otro nombre es el de movimiento ocular rápido (rapid eye movement) REM debido a que asociado con el EEG de alta frecuencia hay una gran cantidad de movimiento rápido por debajo de los párpados cerrados. Este fenómeno se asocia a menudo con los sueños, aunque no se ha probado de forma concluyente que los sueños estén relacionados con el REM.

Se ha mostrado mediante experimentos que la frecuencia del EEG parece estar afectada por la actividad mental de una persona. La amplia variación entre individuos y la falta de repetibilidad en una persona determinada de una ocasión a otra hacen, sin embargo, difícil establecer relaciones específicas.

La mayoría de las personas parece que presentan formas EEG en el margen alfa cuando están relajadas con los ojos cerrados. Esta situación parece representar un tipo de sincronismo, casi como una frecuencia natural o de reposo del cerebro. Tan pronto como la persona se encuentre alerta o empieza a pensar desaparece el ritmo alfa y es reemplazado por una forma asíncrona, generalmente en el margen beta. Actualmente hay muchas investigaciones dedicadas a intentar descubrir las fuentes fisiológicas responsables en el cerebro de esos fenómenos pero hasta el momento no se ha tenido ninguna conclusión. También están en vía de realización intentos para determinar cuándo la gente teniendo realimentados sus propios EEG de forma visual o acústica puede aprender a controlar su señal de EEG. Hay una evidencia bastante buena de que esto se puede hacer, pero la experimentación llevada a cabo hasta el momento no puede considerarse como concluyente. Tal como se ha indicado, el contenido de las frecuencias de la señal EEG parece ser de gran importancia. Además también son de gran interés las relaciones de fase entre señales EEG similares de distintos puntos del cerebro.

Otro tipo de medida EEG es la *respuesta evocada*. Se trata de una medida de la alteración de la señal de EEG producida mediante un estímulo externo, tal como un destello de luz o un clic acústico. Dado que estas respuestas alteradas son muy repetibles de un destello o un clic al siguiente, la respuesta evocada puede distinguirse del resto de la actividad EEG y del ruido mediante técnicas de promediado. Estas técnicas así como otros métodos para medir EEG se tratarán más adelante.

Electromiograma (EMG)

Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular constituyen el electromiograma (EMG). Esos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja. Dado que la mayoría de las medidas EMG se proponen obtener más bien una indicación de la cantidad de actividad muscular, la señal es generalmente una

suma de los potenciales de acción individuales de las fibras que constituyen el músculo o músculos donde se mide. Igual que en el EEG, los electrodos de EMG recogen potenciales de todos los músculos dentro de su alcance. Esto significa que los potenciales de músculos grandes cercanos pueden interferir con los intentos de medir el EMG de músculos pequeños, aún cuando los electrodos se coloquen directamente sobre los músculos pequeños. Cuando esto es un problema, se utilizan unos electrodos de aguja insertados directamente dentro del músculo.

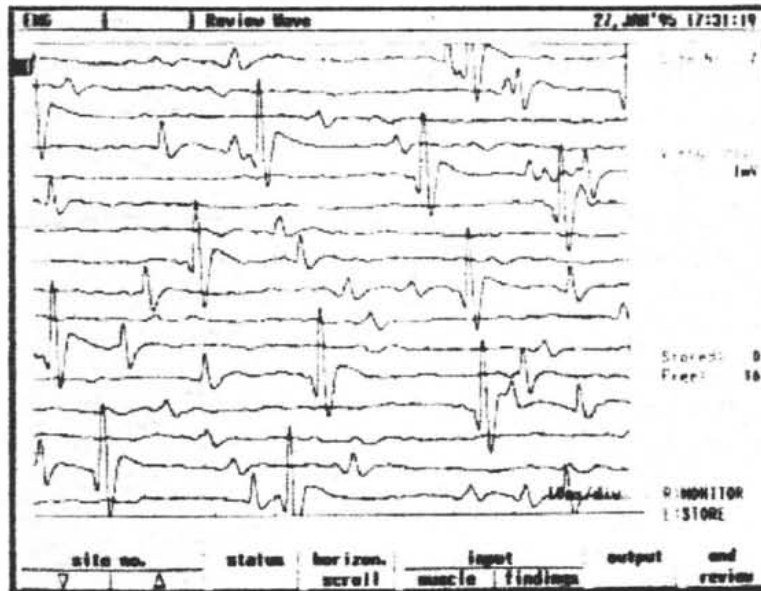


Figura 3.15. Ejemplo de un EMG de 16 canales.

Tal como vimos al principio de este capítulo, el potencial de acción de un músculo determinado o fibra nerviosa tiene una magnitud fija, independientemente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. Así, en un músculo, la intensidad con que actúa no incrementa la altura neta del impulso del potencial de acción sino que aumenta el ritmo con que se dispara cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado. La amplitud de la forma de onda EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado. Dado que estos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinados, a veces se agregan y en ocasiones se anulan. De esta forma la señal EMG se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo la energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y de la situación de electrodos. En la figura 3.15, se muestran formas de onda de EMG típicas.

Otros potenciales bioeléctricos

Además de los tres potenciales bioeléctricos más significativos (ECG, EEG y EMG), se pueden obtener del organismo otras señales eléctricas, aunque la mayoría son variaciones especiales del EEG, EMG o trenes de disparo nervioso. Algunas de las más importantes son:

1. Electrorretinograma (ERG). Es un registro de los complejos potenciales bioeléctricos obtenidos de la retina del ojo. Generalmente es una respuesta a un estímulo visual.
2. Electrooculograma (EOG). Es una medida de las variaciones del potencial córnea-retina en función de la posición y movimiento del ojo.
3. Electronistagmograma (ENG). Es una medida que incluye las fases rápida y lenta del reflejo del nistagmus. La electronistagmografía se puede considerar como una aplicación de la electrooculografía.
4. Electrogastrograma (EGG). Son las señales de EMG asociadas con los movimientos peristálticos del tracto gastrointestinal.

Bibliografía

Geddes, L.A.

Principles of applied Biomedical instrumentation
Wiley Interscience. New York 1989.

Jacob Francone Lossow

Anatomía y fisiología humana
Interamericana. México, 1982.

Leslie Cromwell

Biomedical instrumentation and measurements
Prentice-Hall. 1973

Nihon Kohden co.

Simplified introduction to electroencephalograms
Technical education series No. 2, Tokyo.

Pilar Castellanos Ábrego

Electrofisiología Humana. Un enfoque para ingenieros
U.A.M. Iztapalapa. México, 1997.