

Laboratorio 4: Estudio de la dinámica cardíaca por medio de un electrocardiograma

Objetivos

1. Familiarización con el método Holter y con la lectura de un registro electrocardiográfico.
2. Interpretación de la propagación del impulso eléctrico en forma vectorial a través del músculo cardíaco, en el periodo de despolarización de los ventrículos complejo QRS.
3. Construcción de la trayectoria del vectorcardiograma y su respectivo análisis con respecto a un dipolo físico.

Marco teórico:

Holter

Se denomina Holter a una prueba de diagnóstico que consiste en la monitorización ambulatoria de registro electrocardiográfico por un tiempo prolongado, habitualmente unas 24 hs, en una persona que está en movimiento, se utiliza fundamentalmente en el estudio de arritmias, de la isquemia miocárdica y de extrasístole, dado que el corazón emite constantemente una serie de impulsos eléctricos que producen las contracciones del músculo cardíaco.

Como ya sabemos, durante el estado de excitación se producen despolarizaciones y repolarizaciones (vuelta al estado inicial de distribución de cargas en las células), en las membranas celulares de los diferentes componentes del corazón. Estos cambios eléctricos originan corrientes que se distribuyen en el organismo generando diferentes potenciales en la superficie los cuales van cambiando a lo largo del ciclo cardíaco (ver figura 1). Estos potenciales se pueden medir de forma no invasiva a través de un ECG o Holter.

Electrocardiografía

La electrocardiografía es el método por el cual se registra la actividad eléctrica en el corazón durante su funcionamiento. Mediante la electrocardiografía se mide el potencial en la superficie del cuerpo, siendo un procedimiento relativamente económico, rápido y no invasivo para la detección de patologías cardíacas. Los datos así obtenidos, se pueden interpretar como un dipolo que recorre el corazón variando su magnitud, dirección y sentido. En un típico registro Holter se pueden observar tres mediciones simultáneas: CH1, CH2 y CH3 que corresponden efectivamente a las 3 coordenadas cartesianas que representan al vector-dipolo. A continuación se explica con mayor detenimiento esta abstracción tan importante.

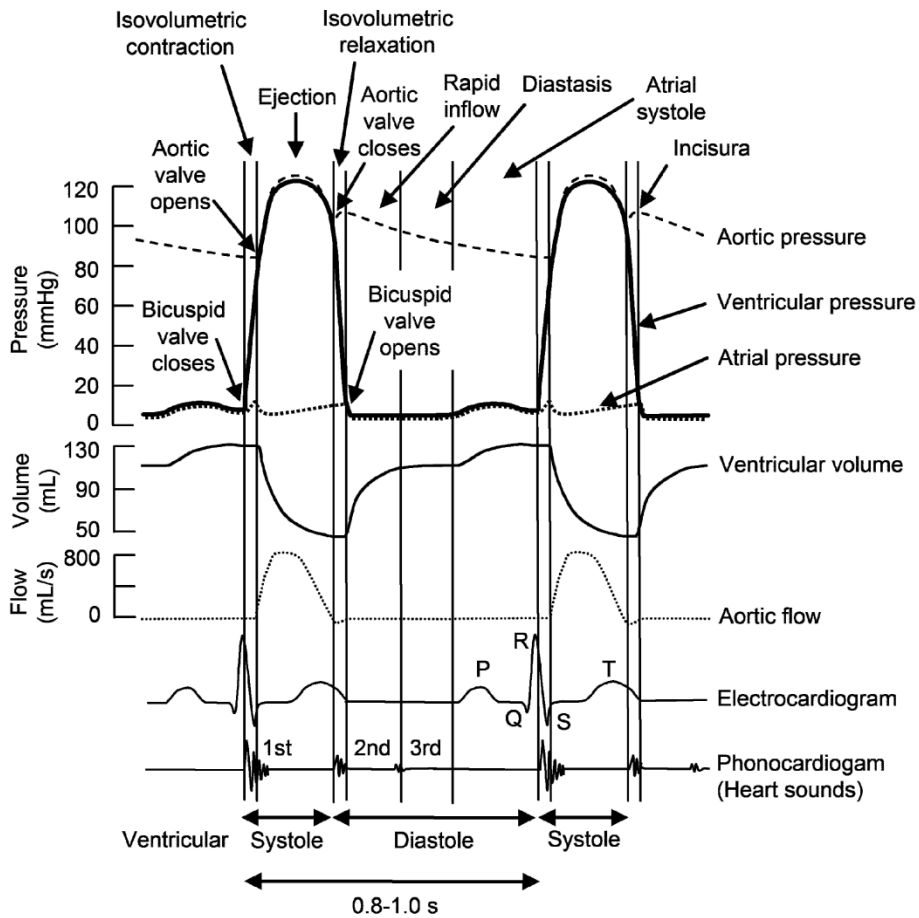
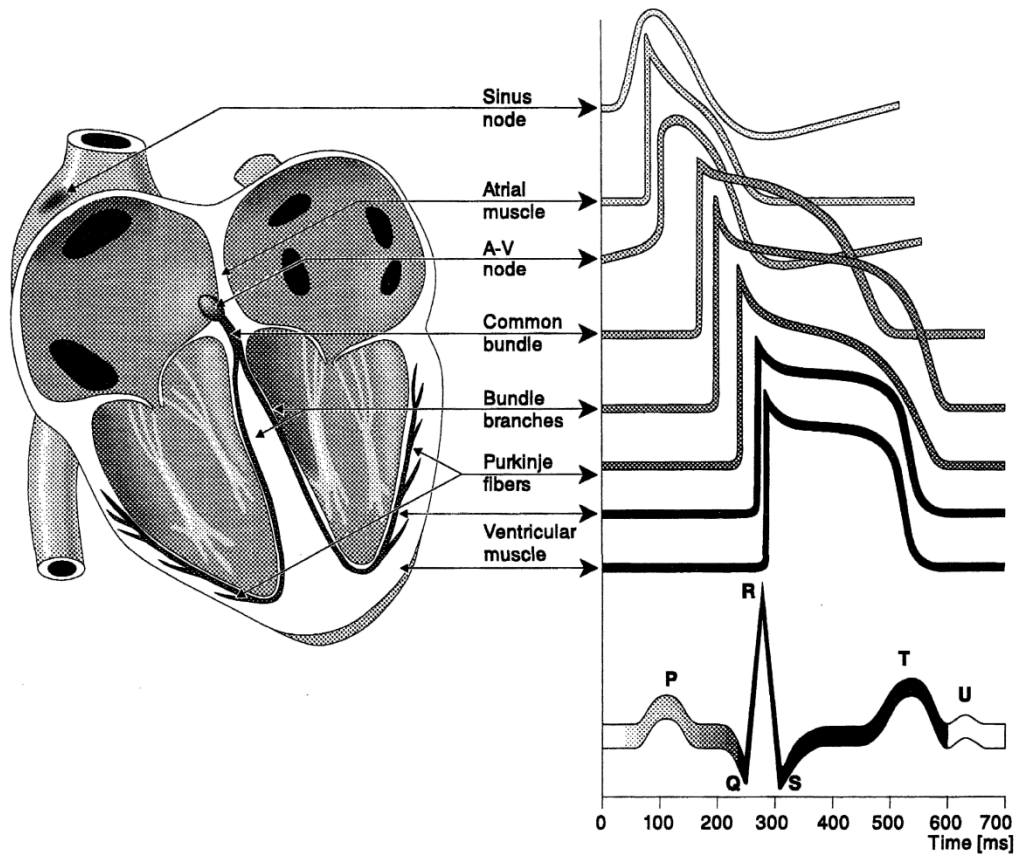


Figura 1

Cuando entre dos puntos unidos por una resistencia lineal R existe una diferencia de potencial ΔV (figura 2) es muy fácil calcular el potencial que aparecerá en cualquier punto de la resistencia. Pero cuando los puntos de diferente potencial V_1 y V_2 se hallan en

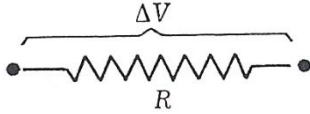


Figura 2 – Resistencia lineal

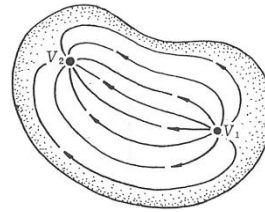


Figura 3 – Líneas de corriente en un conductor irregular

el seno de un medio conductor (figura 3), la corriente generada se distribuye siguiendo líneas que serán más o menos irregulares según la forma y las heterogeneidades del medio; entonces resulta en general muy difícil calcular el potencial en un punto dado. De modo que para comprender la relación que existe entre los cambios eléctricos que se producen en el corazón y los potenciales registrados en la superficie del cuerpo es necesario que veamos algunos conceptos relacionados con los conductores de volumen. Afortunadamente se pueden hacer algunas simplificaciones que permiten la solución del problema en forma bastante sencilla y con aproximación suficiente para que sus resultados puedan ser empleados en la práctica.

Fundamentos Físicos

Potencial Generado por un dipolo. Consideremos el potencial generado por un dipolo en un punto P de un medio conductor homogéneo e infinito (figura 4). Cuando el medio reúne estas condiciones, se demuestra que la solución puede hallarse como si se tratase de un problema electrostático. En consecuencia, el potencial V_1 generado en ese punto por la carga negativa, y el potencial V_2 producido por la positiva están dados por:

$$V_1 = -\frac{Q}{r_1} \qquad V_2 = -\frac{Q}{r_2}$$

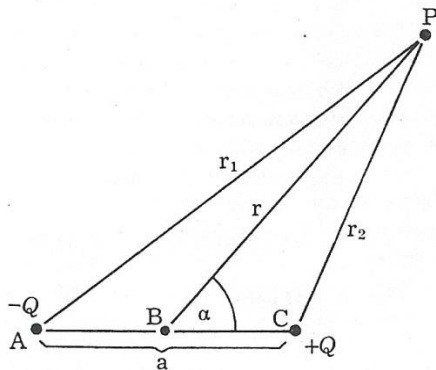


Figura 4

De modo que el potencial V generado por ambas cargas, es igual a la suma de los producidos por cada una de ellas, es igual a:

$$V = \frac{Q}{r_2} - \frac{Q}{r_1}$$

Sacando factor común Q y resolviendo la diferencia, Obtenemos:

$$V = Q \cdot \frac{r_1 - r_2}{r_1 \cdot r_2}$$

Multiplicando el numerador y el denominador por $r_1 + r_2$, obtenemos:

$$V = Q \cdot \frac{r_1^2 - r_2^2}{r_1 \cdot r_2 \cdot (r_1 + r_2)} \quad (1)$$

Aplicamos ahora el teorema del coseno a los triángulos PAB y PBC, obtenemos:

$$r_1^2 = r^2 + \frac{a^2}{4} - 2 \frac{a}{2} \cdot r \cdot \cos(180^\circ - \alpha)$$

$$r_2^2 = r^2 + \frac{a^2}{4} - 2 \frac{a}{2} \cdot r \cdot \cos \alpha$$

Y teniendo en cuenta que $\cos(180^\circ - \alpha) = -\cos \alpha$, si restamos miembro a miembro las dos ecuaciones anteriores, resulta:

$$r_1^2 - r_2^2 = 2 \cdot a \cdot r \cdot \cos \alpha$$

Remplazando en (1), se obtiene

$$V = Q \cdot \frac{2 \cdot a \cdot r \cdot \cos \alpha}{r_1 \cdot r_2 \cdot (r_1 + r_2)}$$

Si el punto P está suficientemente alejado del dipolo para que el brazo del mismo sea despreciable comparado con la distancia al punto, r_1 y r_2 pueden ser considerados iguales, de modo que la ecuación anterior se simplifica:

$$V = Q \cdot a \cdot \frac{\cos \alpha}{r^2} \cdot$$

Luego, sabiendo que el *momento dipolar* es $\varphi = Q \cdot a$:

$$V = \varphi \cdot \frac{\cos \alpha}{r^2} \quad (2)$$

Si se representa el momento dipolar por un vector, el producto $\varphi \cdot \cos \alpha$ es la proyección de dicho vector sobre la dirección r (figura 5), de modo que el potencial del punto P está dado por:

$$V = \frac{\text{proy}(\varphi)}{r^2}$$

De acuerdo con esta ecuación, el potencial generado en el punto P es máximo cuando el momento dipolar pertenece a la distancia r y está dirigido al punto, y es nulo cuando es perpendicular a aquella (figura 6). La recta a la que pertenece la distancia r recibe el nombre de *recta de derivación*.

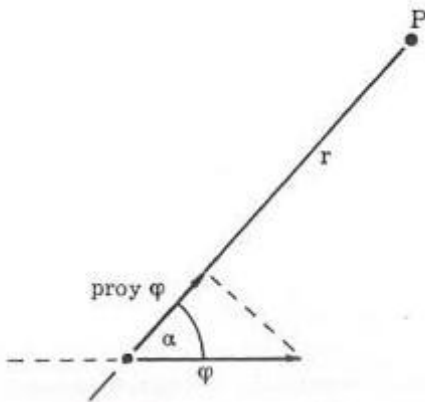


Figura 5

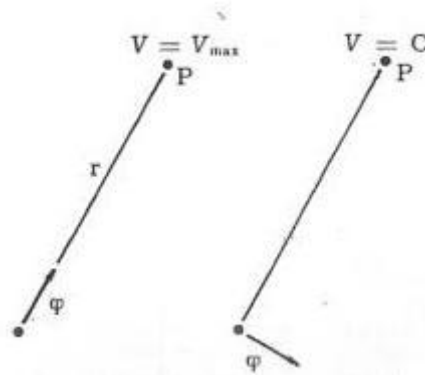


Figura 6

Superficie polarizada e Intensidad de polarización. Se dice que una superficie está polarizada cuando a ambos lados de ella se encuentran distribuidas cargas eléctricas de signo contrario. Estas cargas pueden ser consideradas como constituyentes de un conjunto de dipolos elementales con sus brazos perpendiculares a dicha superficie.

Si la superficie es plana y la distribución de cargas, uniforme, se puede definir la intensidad de polarización como se explica a continuación.

El potencial que dicha superficie podría generar en el punto P del medio conductor en que se halla (figura 7) sería el mismo que generaría un solo dipolo cuyo momento fuese la suma de todos los momentos elementales, siempre que el punto estuviese suficientemente alejado de la superficie como para poder considerar que todos los dipolos equidistan de él.

En ese caso se puede definir *intensidad de polarización* Φ como el cociente entre el momento dipolar total φ_{tot} y la superficie s :

$$\Phi = \frac{\varphi_{tot}}{s}$$

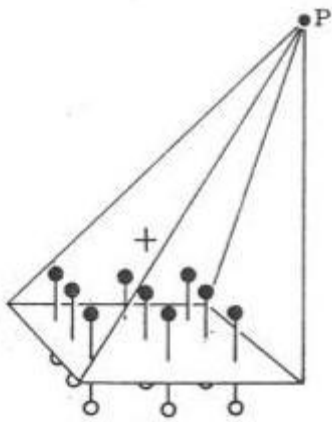


Figura 7

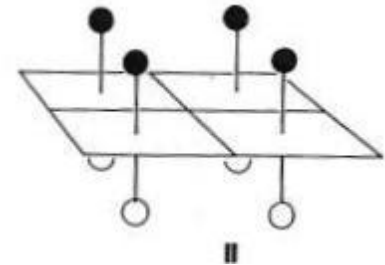
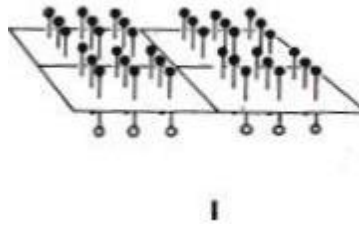


Figura 8 (I y II)

La intensidad de polarización es numéricamente igual al momento de un dipolo que reemplazase a todos los dipolos elementales de 1 cm^2 . En la *figura 8 I y II* cada uno de los dipolos tiene un momento numéricamente igual a la intensidad de polarización, y reemplaza a los nueve dipolo elementales de cada centímetro cuadrado representado en I.

Potencial generado por una superficie polarizada. Consideremos una pequeña superficie plana s polarizada, de intensidad de polarización Φ , y un punto P suficientemente alejado de ella (*figura 9*). El momento dipolar total de esta superficie está

dado por: $\Phi = \frac{\varphi_{tot}}{s}$ (3) y de acuerdo con la ecuación

(2), el potencial generado en el punto P por ese dipolo es:

$$V = \varphi_{tot} \cdot \frac{\cos \alpha}{r^2}$$

Remplazando φ_{tot} por su valor en (3):

$$V = \Phi \cdot \frac{s \cdot \cos \alpha}{r^2} \quad (4)$$

Obsérvese ahora en la figura que el ángulo α es igual a α' , de modo que:

$$s \cdot \cos \alpha' = s'$$

Remplazamos en (4), tenemos:

$$V = \Phi \cdot \frac{s'}{r^2} \quad (5)$$

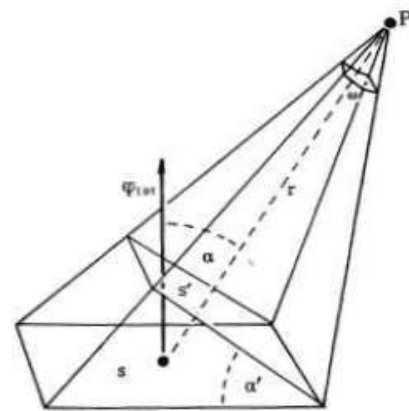


Figura 9

Como hemos dicho que el punto está suficientemente alejado, la superficie s' puede considerarse como la parte de una superficie esférica de radio r (*figura 10*)

contenida en el ángulo sólido ω . En consecuencia, el cociente $\frac{s'}{r^2}$ es la medida del ángulo sólido ω . Haciendo el reemplazo en la ecuación (5), obtenemos:

$$V = \Phi \cdot \omega \quad (6)$$

El potencial generado en un punto por una superficie polarizada es igual al producto de la intensidad de la polarización por el ángulo sólido con vértice en ese punto, subtendido por la superficie.

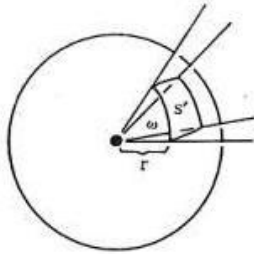


Figura 10

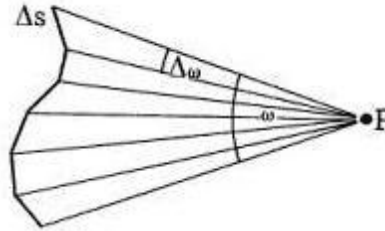


Figura 11

Si la superficie no es pequeña como la empleada en esta demostración o en el caso de no ser plana, se la puede imaginar dividida en infinidad de pequeñas superficies que pueden ser consideradas planas, y el potencial generado en el punto será la suma de los potenciales generados por cada uno de los elementos superficies (figura 11). El potencial estará dado entonces por:

$$V = \Phi \cdot \Delta\omega_1 + \Phi \cdot \Delta\omega_2 + \dots$$

Sacando el factor común Φ :

$$V = \Phi \cdot (\Delta\omega_1 + \Delta\omega_2 + \dots)$$

Y como la suma entre paréntesis es el ángulo sólido ω , vuelve a cumplirse la ecuación (6):

$$V = \Phi \cdot \omega$$

En consecuencia, el potencial generado en un punto por una superficie uniformemente polarizada es igual a la intensidad de polarización por el ángulo sólido, independientemente del tamaño y de la forma de la superficie. Nótese además que, de acuerdo con esta demostración, no es necesario que la distancia r sea grande comparada con la superficie total (la cual puede ser dividida en elementos tan pequeños como se quiera), sino en comparación con el brazo de los dipolos elementales. Esta condición se da sobradamente en el caso de la célula, en la que las cargas de diferente signo se hallan separadas por el espesor de la membrana, o poco más.

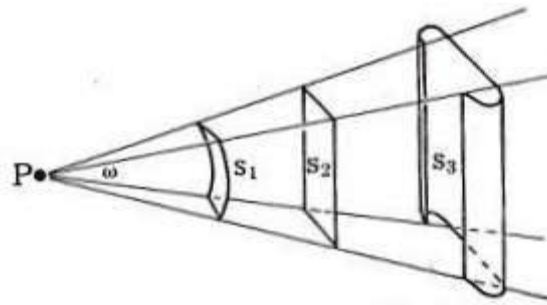


Figura 12

De acuerdo con lo demostrado, el potencial no está dado por la forma de la superficie ni por la distancia de esta al punto, sino por el ángulo sólido que determina. Si las tres superficies representadas en la *figura 12* tienen la misma intensidad de polarización, generan en el punto P el mismo potencial por determinar con él el mismo ángulo sólido.

Nótese que no son los puntos extremos de la superficie los que delimitan el ángulo sólido que se debe considerar, sino el *contorno* de ella. Por ejemplo, el potencial generado por la superficie representada en la *figura 13 I* está dado por el ángulo sólido que determina su abertura y no por el que abarcan los puntos extremos de la superficie.

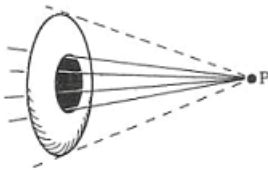


Figura 13 - I

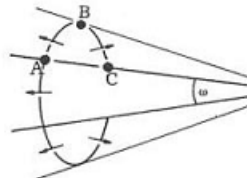


Figura 13 - II

En la *figura 13 II* se muestra que toda porción de superficie que quede por fuera del ángulo sólido mencionado, por ejemplo la porción ABC, está formada por dos partes, AB y BC, cuyos dipolos se hallan orientados en sentidos contrarios, de modo que se anulan.

Como corolario de lo dicho, se infiere que el potencial generado por una superficie polarizada cerrada, por ejemplo una superficie esférica, es igual a 0 por ser nulo el ángulo sólido que determina.

Papel del medio. Las demostraciones anteriores utilizaron hipótesis tales como un medio conductor homogéneo e infinito; pero el organismo no cumple estas dos últimas condiciones. Sin embargo, es posible demostrar que para un medio conductor homogéneo y finito de cualquier forma valen ecuaciones análogas, con el simple agregado de un factor constante y una corrección en la recta de derivación. En el caso de

que el medio sea heterogéneo, también tiene validez las ecuaciones, siempre que las heterogeneidades se encuentren suficientemente alejadas de la superficie polarizadas. En caso contrario, si bien los potenciales registrados conservan en general sus signos, sus valores se alejan apreciablemente de los calculados. En el caso del organismo, las heterogeneidades se encuentran realmente cerca de la superficie polarizada (el corazón), pero estudios realizados con dipolos artificiales demostraron que los valores medidos no se alejaban más del 15% de los calculados. Esta desviación, si bien invalida algunas conclusiones que requieren mucha precisión, no impide la comprensión de la génesis del electrocardiograma y su significado.

Frente de onda y dipolo equivalente. En conocimiento de lo explicado, vamos a interpretar un caso sencillo antes de entrar al estudio de los potenciales generados por el corazón.

Consideremos una fibra miocárdica como la esquematizada en la *figura 14*, por la que se desplaza de izquierda a derecha una onda de excitación cuyo frente, en un momento determinado, se encuentra en la sección *s*.

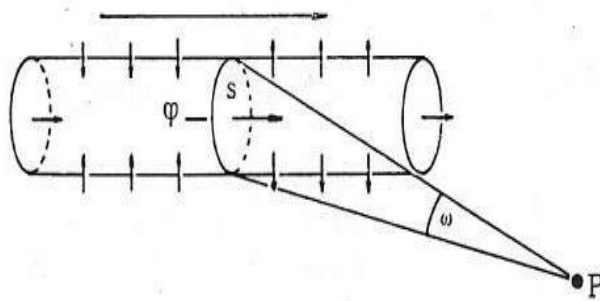


Figura 14

Para simplificar la explicación hemos considerado que dicha sección separa de forma neta dos partes de la célula en las que las polarizaciones Φ_1 y Φ_2 son uniformes. Este no es el caso real, pues ya que sabemos que la inversión de la polarización no es instantánea ni el potencial de la membrana se mantiene a un nivel fijo una vez iniciada la excitación, pero la demostración también podría hacerse para ese caso.

Cuando el frente de onda llega a la sección *s*, ambas mitades de la célula subtenden el mismo ángulo sólido ω , y en ambos casos las cargas positivas miran al punto de registro, de modo que el potencial generado en él está dado por:

$$V = \Phi_1 \cdot \omega + \Phi_2 \cdot \omega \quad \text{Y llamando } \Phi \text{ a la suma de ambas intensidades de polarización, tenemos: } V = \Phi \cdot \omega$$

Esta ecuación nos muestra que el potencial generado por la fibra entera es el mismo que generaría la sección *s* si tuviese una intensidad de polarización Φ . Y como la misma superficie puede ser reemplazada por un solo dipolo de momento φ tal que:

$$\varphi = \Phi \cdot s .$$

El frente de onda de excitación es equivalente a un dipolo que viaje en el mismo sentido, con el polo positivo hacia adelante.

Téngase presente que si el punto P está suficientemente alejado de la fibra, el ángulo sólido subtendido por el frente de onda es aproximadamente el mismo para todos los puntos de aquella. En consecuencia, para el caso simplificado que hemos tomado, mientras la onda de excitación viaja por la fibra, el potencial del punto P se mantiene aproximadamente constante, y no aumenta apreciablemente por el pequeño acercamiento del dipolo.

Es diferente lo que ocurre si el punto de registro se halla cerca de la fibra; en ese caso el ángulo sólido aumenta a medida que el frente de onda se acerca al punto y , en consecuencia, el potencial asciende.

Los potenciales generados por el corazón

Potencial generado por una zona excitada. Desde el punto de vista funcional el miocardio es un sistema espacialmente extendido. Por lo tanto, el recorrido de la excitación a través de él puede ser considerado como la propagación de una inversión de la polarización por una sola membrana de una célula única. En forma esquemática podemos representar una porción de la pared ventricular como se muestra en la *figura 15*.

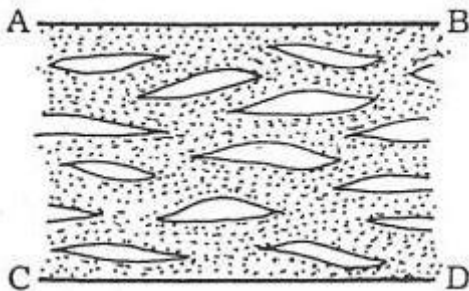


Figura 15

Se puede ver que las fibras musculares se hallan unidas entre sí sin solución de continuidad y que la membrana celular se extiende sobre todas ellas sin interrupción, tapizando la superficie exterior AB, la superficie interior CD y los espacios intersticiales que quedan entre las fibras.

Cuando el músculo está en reposo toda la membrana se halla polarizada, y el potencial que puede generar en un punto exterior cualquiera es nulo por constituir una superficie cerrada.

Supongamos ahora que en un instante dado la excitación ha llegado por las fibras de Purkinje al punto A de la superficie interior (figura 16) y que se ha propagado a partir de ese punto, extendiéndose por la superficie interior de la pared ventricular e introduciéndose en los intersticios del sincicio.

Al cabo de un tiempo el miocardio se encuentra en el estado que se muestra en la figura, en la que se ha representado con líneas llenas las partes de la membrana que conservan su polarización de reposo y en líneas discontinuas, las que han invertido su polarización.

Los trazos gruesos representan las secciones $\Delta s_1, \Delta s_2$, etc., que separan la parte excitada de la que se halla todavía en reposo, como se hizo en la *figura 14* para el caso de una fibra única. De acuerdo con lo explicado entonces, cada una de estas secciones genera en el punto P un potencial que será proporcional al ángulo sólido $\Delta\omega$ que subtiende, y cuyo signo dependerá de la orientación de la sección. Ahora bien, como las secciones abarcadas por el frente de onda son innumerables y se encuentran orientadas de modos diferentes, muchas de ellas se cancelan entre sí por generar en P potenciales iguales y de signos contrarios. A pesar de ello predominan (en el

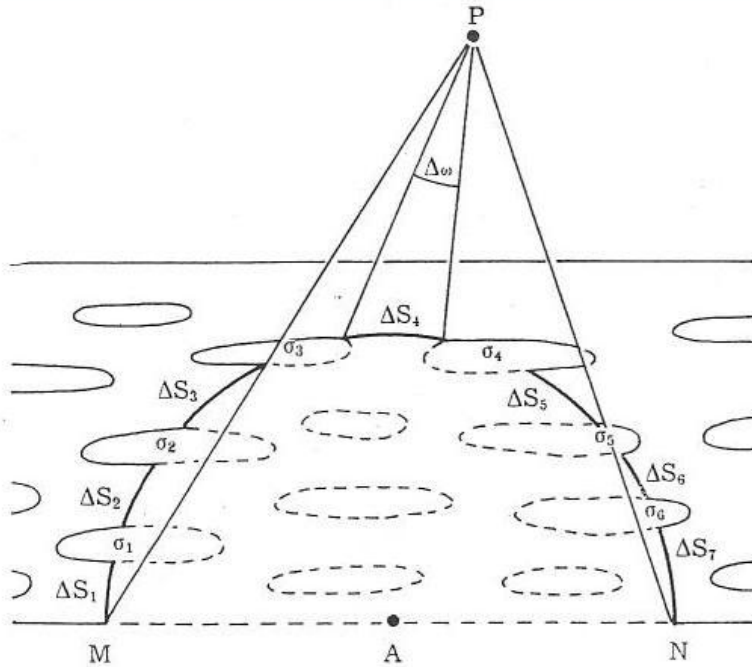


Figura 26

caso de la figura) las que generan potencial positivo, porque la onda de excitación se acerca al punto de registro. El conjunto de las superficies que no se cancelan generara en P un potencial equivalente al que aparecería si solo hubiese invertido su polarización la superficie MN y las intensidades de polarización de reposo y de excitación fuesen un poco menores que las reales. Esta reducción es la que corresponde para compensar las porciones σ_1, σ_2 , etc., que no forman parte de ángulo sólido real.

En consecuencia, el potencial generado en un punto exterior está dado únicamente por el ángulo sólido determinado por la parte excitada de la superficie de la pared miocárdica y no por los

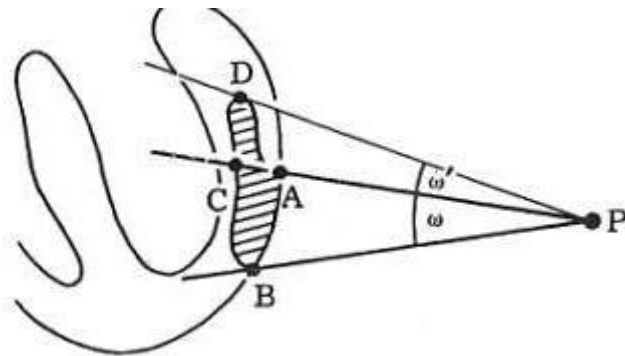


Figura 17

fenómenos que ocurren en el interior de ella. En el caso representado en la *figura 17*, en la que la zona excitada de la pared ventricular aparece

grisada, el potencial generado en el punto P solo depende del ángulo sólido ω , subtendido por la superficie AB (el mismo ángulo correspondiente a la sección BC). Las secciones AD y CD, por estar orientadas en sentido contrarios y subtender el mismo ángulo sólido ω' , no generan potencial en el punto P.

De lo explicado se infiere que todo frente de excitación originado en el seno de la masa ventricular no genera potencial (es mudo) mientras no alcance la superficie interior o la exterior de la pared ventricular.

El vector cardiaco instantáneo. Supongamos que en un momento determinado de la activación ventricular la onda de excitación ha invadido la zona grisada en la *figura 18 I*.

En ese instante, tanto la superficie exterior ABCD, que conserva su polarización de reposo, como la superficie AEFGHD, que ya invirtió su polarización, subtienden el mismo ángulo sólido ω y tienen sus dipolos elementales orientados de igual manera. En consecuencia, el potencial generado en el punto P será proporcional a dicho ángulo y equivaldrá al generado por una superficie s de igual contorno (*figura 18 II*) y de intensidad de polarización Φ , igual a la suma de las intensidades de polarización de la zona de reposo y de la estimulada. A su vez, esta superficie puede ser reemplazada en sus efectos por un solo dipolo de momento tal que:

$$\varphi = \Phi \cdot s .$$

Este dipolo único, que puede reemplazar en sus efectos a la masa ventricular en un momento dado, recibe el nombre de **vector cardiaco instantáneo**.

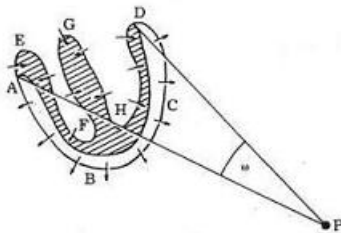


Figura 3 – I

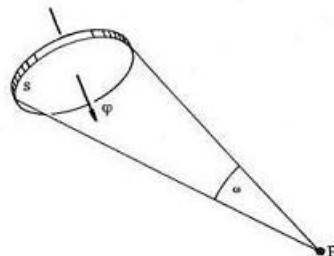


Figura 18- II

El vectocardiograma. La *figura 19* muestra en negro las zonas invadidas en diferentes etapas sucesivas por la onda de excitación, en su propagación por la masa ventricular. Como se ve, los límites superficiales de la zona excitada van cambiando a lo largo del tiempo.

En consecuencia, la superficie plana que podría reemplazarla como en la figura anterior va cambiando continuamente de forma, de tamaño y posición. Ahora bien, como en cada uno de sus estados esta superficie puede ser reemplazada por un dipolo, se infiere que los efectos eléctricos de la excitación ventricular son los mismos que los de un dipolo que cambie constantemente su orientación y magnitud. Los extremos de los

vectores que representan los momentos dipolares sucesivos determinan una curva llamada **vectocardiograma**.

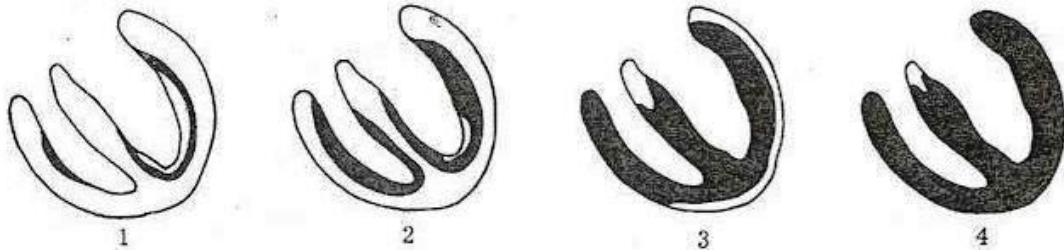


Figura 19 - Propagación de la excitación en el miocardio ventricular

El vectocardiograma de la activación ventricular está constituido por una curva cerrada, groseramente elíptica y aproximadamente plana. Nace en el centro del corazón, en el momento en que el vector cardiaco instantáneo es nulo, y termina en el mismo punto cuando finaliza la activación ventricular, momento en que todo el miocardio ha invertido su polarización y el vector se anula nuevamente. Su forma es aproximadamente la representada en la *figura 20* y su eje mayor OB no coincide con el eje anatómico del corazón. Respecto del cuerpo, el eje mayor del vectocardiograma está dirigido hacia abajo y a la izquierda, y ligeramente hacia atrás (*figura 21*).

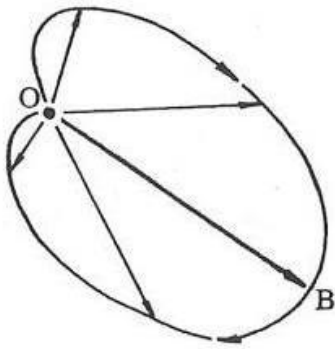


Figura 20

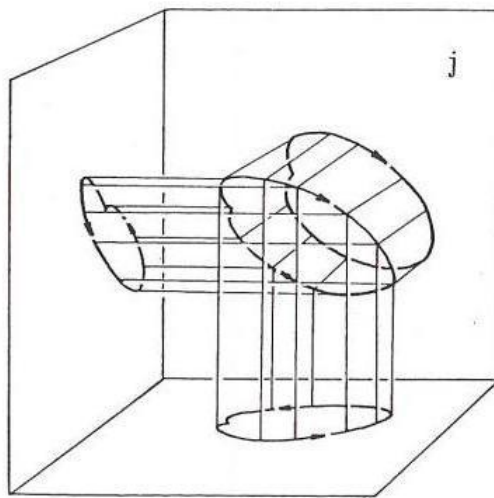


Figura 21

El origen del trazado. A título de ejemplo se explicará cómo se genera el trazado registrado por un electrodo colocado en la superficie del tórax, cercano a la tetilla izquierda. La figura 25 muestra varias etapas de la activación ventricular y el trazado que corresponde a cada una de ellas.

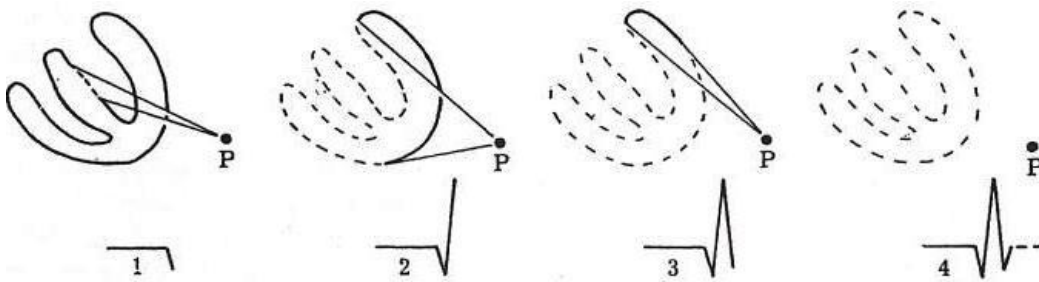


Figura 22

Antes de iniciarse la activación, el potencial generado en el punto P de registro es nulo y el trazado coincide con las líneas de base. Cuando la excitación ha invadido una porción del tabique (1) el impulso eléctrico se aleja del punto P lo cual se registra como un potencial pequeño y negativo. En la segunda etapa (2) la superficie excitada se ha extendido y el ángulo sólido aumentó, el pulso eléctrico ahora se dirige hacia el punto P dando como resultado una reflexión positiva.

En la etapa siguiente (3) el ángulo ha vuelto a disminuir y el pulso se aleja nuevamente del punto de registro. Por lo tanto el potencial vuelve a hacerse negativo y de menor valor absoluto, y el trazado presenta una deflexión hacia abajo. En la última etapa (4) toda la superficie se halla en estado de excitación, constituyendo una superficie polarizada cerrada que no genera potencial en el exterior. Por lo tanto el trazado vuelve a la línea de base.

Hasta aquí hemos explicado a modo de ejemplo, la génesis del complejo QRS del electrocardiograma en un caso particular. Como se ve, este complejo corresponde a la excitación ventricular. Durante la recuperación, es decir, mientras el potencial vuelve a su valor de reposo, se produce la onda T.

Protocolo experimental:

En este laboratorio se utilizará el Holter como método de medición para detectar las señales emitidas por el corazón, amplificándolas para luego almacenarlas y posteriormente ser analizadas.

- 1) Colocar cada uno de los 7 electrodos (6 de a pares y 1 actúa como tierra) del holter en la superficie del cuerpo del sujeto experimental. Cada par de electrodos fija una recta de derivación en la cual se toman el registro de la actividad del potencial eléctrico del corazón. Los electrodos se colocan según la disposición ortogonal (Figura 3), que consiste en ubicarlos de forma tal que las rectas de derivación queden aproximadamente perpendiculares entre sí, logrando una sistema cartesiano con centro en el corazón y cuyo eje "y" sigue la dirección del eje físico del corazón (ver Marco Teórico). En la *figura 23* se puede observar esta disposición en forma correcta, en la cual los electrodos 1 (rojo) y 2 (blanco) forman el eje "x", el 3 (verde) cumple la función de "tierra", el 4 (negro) y el 5 (marrón) el

eje “y”, y el 6 (azul) y el 7 (Amarillo) el eje “z”. Tenga en cuenta la contextura del paciente para orientar el corazón en el tórax.

- 2) Los electrodos deben colocarse sobre tejido muscular, evite las cercanías de superficies óseas. Limpie la zona previamente con alcohol para mejorar el contacto eléctrico. Asegure los electrodos con cinta adhesiva para evitar fluctuaciones en la medida, asegure también los cables realizando un bucle para evitar tironeos. Aunque en el laboratorio se realizaran medidas cortas, normalmente el Holter permanece colocado 24hs.

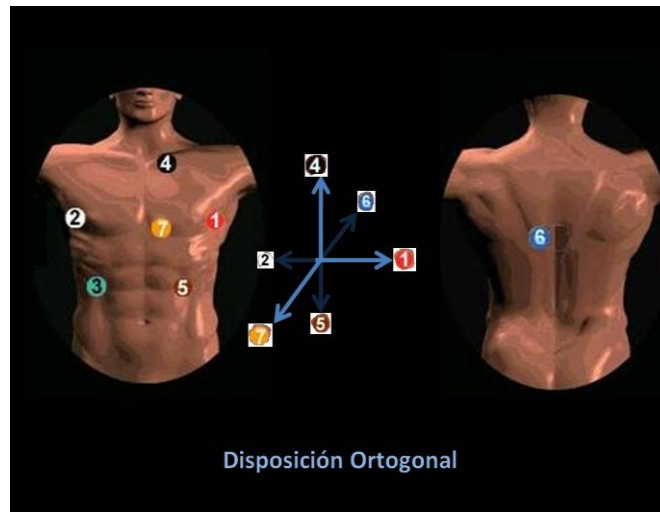


Figura 23

- 3) Con el holter colgado en la cintura, los 7 electrodos en el cuerpo y en funcionamiento, comenzar las mediciones durante aproximadamente media hora. Una vez transcurrido el tiempo, el contenido digitalizado en la grabadora es transferido a la computadora y analizado con software específico que en este caso es el Cardioscan.
- 4) Analice las características del trazado electrocardiográfico. Localice las distintas ondas y explique su significado. Identifique latidos aberrantes.
- 5) Sobre tres latidos normales sucesivos, escoja los fragmentos correspondientes al complejo QRS para los tres ejes coordenados. Combine estos fragmentos para lograr obtener el vector tridimensional del potencial eléctrico. La escala temporal (horizontal) es 2,5cm/s. La escala vertical depende de la ganancia, el valor por defecto es 10mm/mV.
- 6) Repita el procedimiento para los latidos aberrantes que haya encontrado.
- 7) Una vez obtenidos los valores numéricos del potencial en cada eje “x”, “y” y “z” en cada instante determinado a una frecuencia específica y continua, realizar un gráfico 3D del recorrido del vector de despolarización ventricular.

- 8) Relacione los resultados sobre los latidos normales con el movimiento de la onda de despolarización.
- 9) Si encontró latidos aberrantes, efectúe el mismo análisis y compare e interprete los resultados.