



Universidad de Valladolid

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN FÍSICA

**Aplicaciones del
electromagnetismo
en sistemas médicos
de diagnóstico
y tratamiento**

Autor: Laura Martínez López

Tutor: Carlos Torres Cabrera

ÍNDICE

1. Anatomía y fisiología del corazón	7
2. Teoría de la membrana	10
2.1. Potencial de acción	11
2.2. Periodo refractario absoluto y relativo	15
3. Actividad eléctrica del corazón	16
4. Ciclo cardiaco	20
5. Obtención de la señal eléctrica del corazón	21
5.1. Electrocardiografía	21
5.1.1. Derivaciones del plano frontal	23
5.1.1.1. Derivaciones bipolares	23
5.1.1.2. Derivaciones monopoles	26
5.1.2. Derivaciones del plano horizontal	27
5.1.3. Papel usado en electrocardiografía	32
5.1.4. Onda electrocardiográfica	33
5.1.5. Eje eléctrico	34
5.1.6. Formación de la señal electrocardiográfica	36
5.1.7. Circuito interno del electrocardiógrafo	39
5.2. Vectorcardiografía	41
5.2.1. Trazado del vectorcardiograma	43
5.2.2. Registro del vectorcardiograma	46
6. Otras aplicaciones del electromagnetismo relacionadas con el corazón	48
6.1. Desfibriladores Automáticos Implantables, D.A.I	50
6.1.1. Cardioversión y Desfibrilación	52
6.2. Marcapasos	53
7. Campos magnéticos aplicados al diagnóstico médico	56
7.1. Cardiomagnetismo	57
7.2. Detectores de campo magnético	59
7.3. Resonancia magnética cardiaca	61
8. Conclusiones	63
9. Bibliografía	64

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Localización del corazón humano [1]	7
Figura 1.2: Cámaras, tabiques y válvulas que constituyen el corazón [3]	8
Figura 1.3: Cámaras derechas e izquierdas y paredes del miocardio [3]	9
Figura 2.1: Esquema de una célula polarizada [4]	10
Figura 2.2: Potencial de acción cardiaco [5]	11
Figura 2.3: Despolarización y Repolarización de iones de sodio y potasio [9]	13
Figura 2.4: Potencial de acción de las células cardiacas y señal ECG [6]	14
Figura 2.5: Periodo refractario absoluto y relativo [7]	15
Figura 3.1: Sistema de conducción del corazón [3]	16
Figura 3.2: Impulso eléctrico generado en el nodo SA.	17
Figura 3.3: Impulso eléctrico en el nodo AV.	17
Figura 3.4: Impulso eléctrico viajando por el Haz de His.	18
Figura 3.5: Impulso eléctrico a lo largo de las paredes de los ventrículos.	18
Figura 3.6: Potenciales de acción de las células cardiacas [9]	19
Figura 5.1: Localización de los electrodos en el paciente.	22
Figura 5.2: Localización de los electrodos de las derivaciones bipolares.	23
Figura 5.3: Eje eléctrico del corazón.	24
Figura 5.4: Derivaciones del plano frontal bipolares.	24
Figura 5.5: Triángulo de Einthoven [12]	25
Figura 5.6: Derivaciones del plano frontal. Triángulo de Einthoven.	26
Figura 5.7: Localización de las derivaciones del plano horizontal [10]	27
Figura 5.8: Señal generada en la derivación V1 [4]	28
Figura 5.9: Señal generada en la derivación V2 [4]	28
Figura 5.10: Señal generada en la derivación V3 [4]	29
Figura 5.11: Señal generada en la derivación V4 [4]	30

Figura 5.12: Señales generadas en las derivaciones V5 y V6 [4]	31
Figura 5.13: Señal electrocardiográfica perteneciente a un paciente sano [10]	33
Figura 5.14: Cálculo del eje eléctrico del corazón [11]	34
Figura 5.15: Señales de las derivaciones V_{II} y aVF [11]	35
Figura 5.16: Ejes coordenados con las derivaciones del plano frontal del ECG.	36
Figura 5.17: Vector de despolarización auricular, también conocido como Onda P.	37
Figura 5.18: Vector resultante de la despolarización ventricular.	38
Figura 5.19: Vector resultante de la repolarización ventricular.	38
Figura 5.20: Diagrama de bloques del ECG [6]	39
Figura 5.21: Tabla con cada una de las derivaciones y el modo de hallar su potencial [6]	40
Figura 5.22: Planos sagital, frontal y horizontal con los que se obtiene la señal vectorcardiográfica [19]	42
Figura 5.23: Asa resultante en cada uno de los planos debido a la despolarización auricular [21]	
Figura 5.24: Asa resultante en cada uno de los planos debido a la despolarización Ventricular [21]	44
Figura 5.25: Asa resultante en el proceso de conducción del impulso eléctrico [19]	45
Figura 5.26: Esquema del Sistema de Frank para el registro vectorcardiográfico [20]	46
Figura 6.1: Paciente con un Desfibrilador Automático Implantable [23]	50
Figura 6.2: Desfibrilador Automático Implantable, D.A.I. [19]	51
Figura 6.3: Paciente con un marcapasos [28]	53
Figura 6.4: Esquema del seguimiento de un marcapasos con telemetría [27]	54
Figura 7.1: Eje eléctrico cardiaco y campo magnético generado [32]	57
Figura 7.2 : Medida de la señal ECG y en MCG [33]	58
Figura 7.3: Resonancia magnética, RM [31]	61
Figura 7.4: Resonancia magnética cardiaca.	62

Resumen

El corazón es el órgano principal de nuestro sistema circulatorio, el cual se encarga de suministrar sangre por todo el cuerpo. La función del corazón se fundamenta en las propiedades eléctricas y contráctiles de sus células. Presenta un ritmo de contracción autónomo, cuya frecuencia e intensidad dependen de las necesidades metabólicas del organismo y del volumen sanguíneo de entrada y las resistencias de la salida.

En el presente trabajo de Fin de Grado se pretenden aplicar los conocimientos de electromagnetismo, para evaluar la actividad eléctrica del corazón, considerándolo como un generador de impulsos eléctricos, y tomando las distintas cavidades y venas como cables por los que fluye el impulso eléctrico.

Se analizará la estructura interna del corazón, así como las funciones de cada cámara en la distribución del impulso eléctrico. Para ello, utilizaremos algunas referencias en Anatomía y Fisiología del corazón.

También, se describirán las distintas técnicas de medida de la señal eléctrica del corazón, como son la Electrocardiografía y la Vectorcardiografía. Con ayuda de estas técnicas obtendremos de forma gráfica el aspecto del ritmo cardiaco, que servirá de ayuda para saber si se trata de un ritmo cardiaco adecuado o si existe alguna anomalía.

Se estudiarán las aplicaciones de los campos magnéticos en el ámbito del diagnóstico médico, como son la magnetocardiografía y la resonancia magnética cardiaca.

Por último, se hará mención a distintos dispositivos implantables, como marcapasos y desfibriladores, necesarios para aquellas personas con problemas cardiacos.

Abstract

The heart is the main organ in the circulatory system, which is responsible for supplying blood throughout the organism. The heart function is based in electrical and contractil properties of their cells. It presents a rate of autonomous contraction, whose frequency and intensity depend on the metabolic needs of organism and the blood volume input and output resistance.

The purpose of this TFG is to apply the knowledge of electromagnetism, to evaluate the electrical activity of the heart, considering it as generator of electrical impulses and taking the different cavities and veins as wire by flowing the electrical impulse.

The internal structure of the heart is analyzed as well as the function of each camera in the distribution of electrical impulse. To do this, we use some references in anatomy and physiology of the heart.

Also, different techniques for measuring the electrical signal of the heart are described. These techniques are electrocardiography and vectorcardiography. With these techniques we obtain the graphical look of the heart rate, that serve to know if it is a healthy heart or there is an anomaly.

Applications of magnetic fields in the field of medical diagnosis are studied, such as magnetocardiography and cardiac magnetic resonance.

Finally, we discuss various implantable devices such as pacemakers and defibrillators, necessary for those people with heart problems.

DEDICATORIA

El presente trabajo va dedicado a mi familia y amigos que durante estos años me han dado toda la fuerza para poder terminar esta etapa de mi vida.

1. Anatomía y fisiología del corazón.

El corazón es el elemento fundamental del sistema circulatorio, puesto que brinda la energía que permite a la sangre fluir por los vasos sanguíneos, a través del cuerpo humano.

Las dimensiones del corazón son 12 cm de largo, 9 cm de ancho y 6 cm de espesor, y peso varía en función de la edad, sexo y altura de la persona entre 200 y 425 gramos, siendo su tamaño muy próximo al de un puño.

El corazón está situado entre los pulmones y la parte media del pecho, detrás del esternón. Se apoya sobre el diafragma y está apuntando hacia la parte izquierda del cuerpo. [1] [9]



Figura 1.1: Localización del corazón humano [2]

El corazón está recubierto por el pericardio, que es una pared protectora para el corazón y que lo mantiene lleno de sangre.

La superficie del corazón está formada por tres capas, la más externa es el epicardio, la capa del medio es el miocardio, constituida por músculos contráctiles que son los que crean el efecto de bombeo que llamamos frecuencia cardiaca. Finalmente, la capa más interna es el endocardio.

El corazón está dividido en dos mitades no comunicadas, una derecha y una izquierda, que a su vez están divididas en dos cavidades. [1]

- El corazón derecho está formado por la aurícula y ventrículo derechos, separados por la válvula tricúspide. Recibe la sangre de todo el organismo por las venas cavas que desembocan en la aurícula, y pasándolo al ventrículo cuando se abre la válvula. Desde allí, es impulsada a los pulmones, donde es oxigenada (sangre arterial).
- El corazón izquierdo, formado por la aurícula y ventrículo izquierdos, separados por la válvula mitral. Reciben la sangre oxigenada de los pulmones y mediante la arteria aorta, es distribuida por todo el cuerpo.

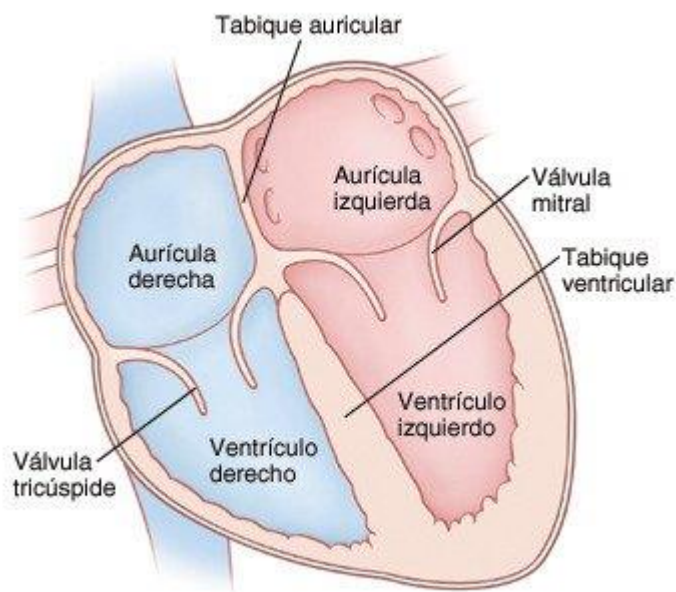


Figura 1.2: Cámaras, tabiques y válvulas que constituyen el corazón [3]

La pared del ventrículo izquierdo es más gruesa que la del ventrículo derecho, debido a que el ventrículo izquierdo impulsa la sangre hacia todo el cuerpo, mientras que el derecho solamente lo hace hacia los pulmones. Su grosor es de 10 mm para el ventrículo izquierdo y alrededor de 5 mm para el derecho.

Con respecto a las aurículas, los ventrículos tienen mayor capacidad. Alrededor de 50 ml de capacidad de sangre para las aurículas; mientras que los ventrículos 60 ml.

Estas cuatro cavidades son capaces de bombear 7000 litros de sangre al día.

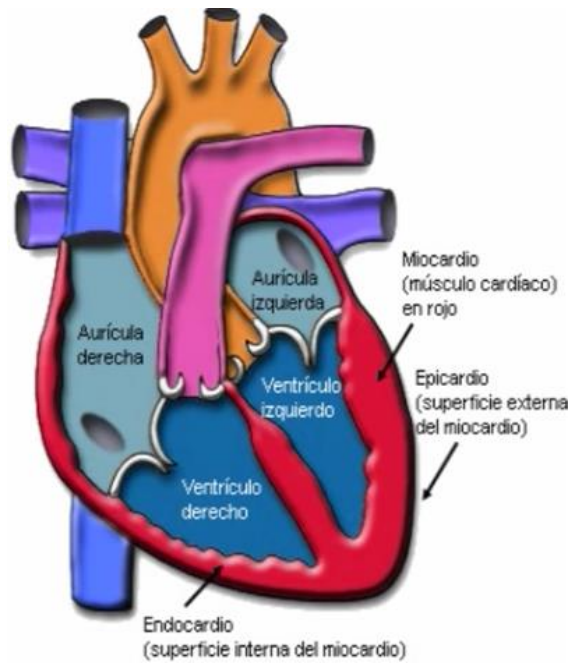


Figura 1.3: Cámaras derechas e izquierdas y paredes del miocardio [3]

2. Teoría de la membrana.

Toda célula miocárdica está rodeada por una membrana, que es una entidad anatómica y eléctrica. Su grosor es de unos 60 amstrongs.

A los lados de esta membrana, tanto por fuera como por dentro, se alinean iones de sodio y potasio. Ambos iones tienen cargas positivas, sin embargo, en el interior hay un número menor de cargas en comparación con el exterior, por ello se dice que el interior de la membrana es electronegativo y el exterior, electropositivo.

Constituyendo así, dipolos que se mantiene en equilibrio mientras la célula no sea estimulada. [4]

La concentración de iones a ambos lados de la membrana tiene diferencias notorias: el interior de la célula es rico en potasio; mientras que en el exterior, destaca más el sodio.

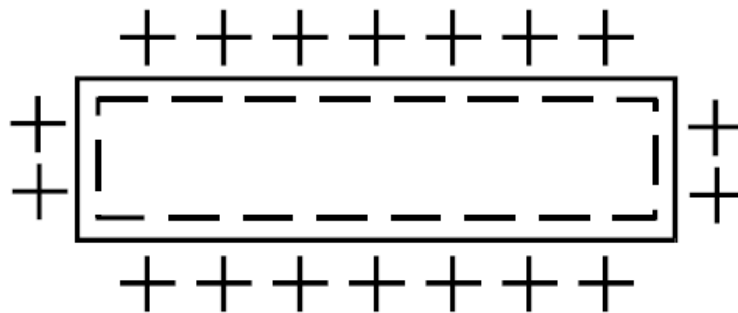


Figura 2.1: Esquema de una célula polarizada [4]

El potencial que lleva a cabo la despolarización y repolarización de la membrana se denomina Potencial de acción.

2.1. Potencial de acción.

El potencial de acción es la forma de como una célula responde a un estímulo. En estado de reposo, la membrana cardíaca presenta un potencial de -90 mV. A este estado de polarización se le conoce como Polarización.

Este potencial está compuesto de 4 fases:

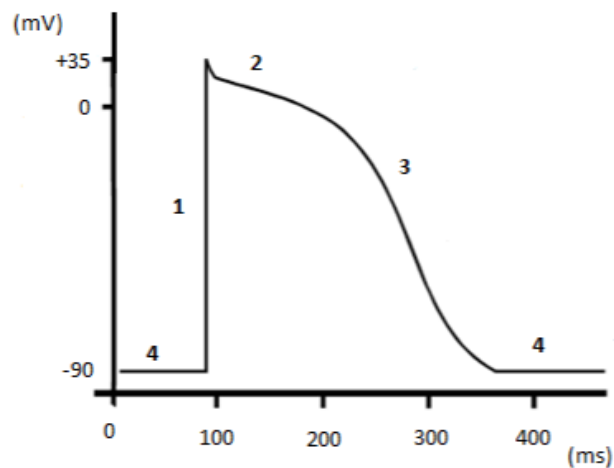


Figura 2.2: Potencial de acción cardíaco [5]

- Fase 1: Despolarización rápida.

Cuando la célula es excitada mediante un estímulo, se rompe el equilibrio y se pasa a un estado activado (de -90 a $+35$ mV) donde los iones de sodio fluyen al interior de la célula, quedando el interior de la célula positiva y el exterior negativo.

Este proceso ocurre en 1 milisegundo.

La habilidad de la célula de abrir los canales rápidos de sodio durante la fase 0 depende del potencial de membrana en el momento de la excitación. Si el potencial de membrana está alrededor de -90 mV, todos los canales rápidos de sodio están cerrados, y la excitación los abrirá todos, causando una gran entrada de iones de sodio.

Sin embargo, si el potencial de membrana es menos negativo, algunos canales rápidos de sodio estarán en un estado inactivo, insensibles a la apertura, causando una respuesta menor a la excitación de la membrana celular. Por

esta razón, la célula puede ser no excitable, y la conducción a través del corazón puede retrasarse, incrementando el riesgo de arritmias.

- Fase 2: Meseta o Plateau.

Una vez terminada la despolarización, las puertas de los canales de sodio se cierran, y el potencial tiene un valor de aproximadamente +35 mV.

Se produce un ingreso de iones de calcio en la membrana, lo que origina un equilibrio entre la entrada de iones de calcio y la salida de iones de potasio.

- Fase 3: Repolarización.

En esta fase, la célula va a recuperar su polaridad. Los canales de potasio se abren, permitiendo el flujo de estos iones al exterior celular. A continuación, actúa la bomba sodio-potasio, que hará que se restablezcan las cantidades de iones de sodio y potasio.

De esta forma, obtenemos el interior de la membrana menos positivo que el exterior, dicho de otro modo, el interior de la membrana es electronegativo y el exterior, electropositivo.

El potencial alcanzado es de -90 mV, valor del potencial en reposo del que partimos.

- Fase 4: Reposo.

Una vez terminada la repolarización, es decir, la puerta de los canales de potasio se han cerrado, la célula cardíaca se encuentra en su estado de equilibrio original.

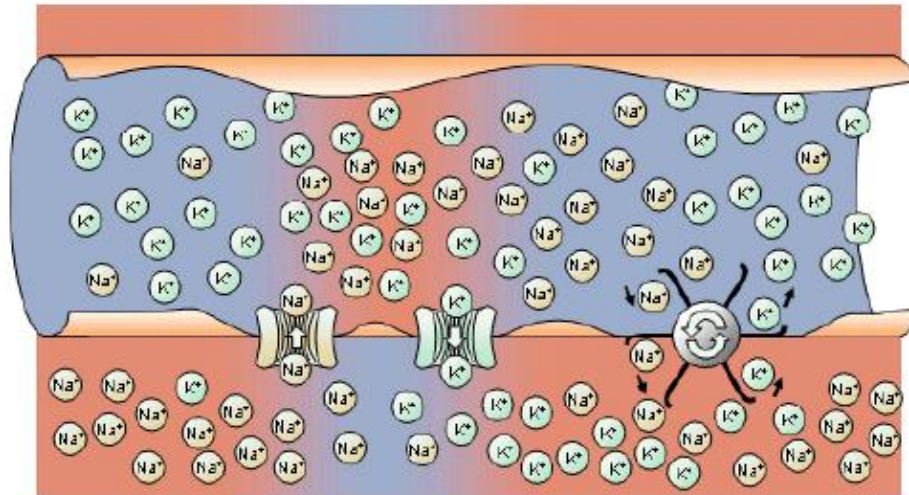


Figura 2.3: Despolarización y Repolarización de iones de sodio y potasio [9]

Podemos diferenciar entre dos potenciales de acción en función de las fibras:

- Potencial de acción de fibras rápidas (aurículas, ventrículos, fibras Purkinje). Se caracteriza por una fase de despolarización de ascenso rápido y gran amplitud. La alta velocidad de ascenso da cuenta de que en esos tejidos la velocidad de conducción es elevada, 0.5 – 5 m/seg.
- Potencial de acción de fibras lentas (nodo sinusal, nodo aurículo-ventricular). Se caracteriza por que su fase de despolarización es de ascenso suave, por lo que la velocidad de conducción en esos tejidos es baja, 0.01 – 0.1 m/ seg. [6]



Figura 2.4: Potencial de acción de las células cardiacas y señal ECG [6]

2.2. Periodo refractario absoluto y relativo.

Se define el periodo refractario absoluto como el tiempo que abarca desde que se inicia la fase 1 de despolarización, hasta casi la mitad de la fase 3, repolarización. Por término medio es de unos 200 ms.

También existe el periodo refractario relativo, que abarca desde la mitad de la fase 3 de repolarización, hasta que la membrana se ha repolarizado por completo. Su duración es de 50 ms.

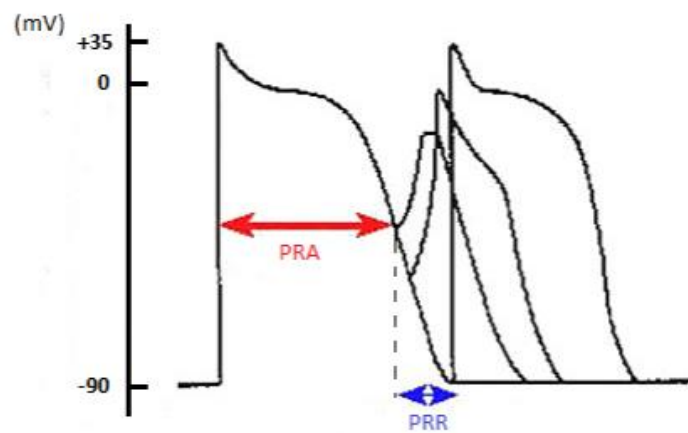


Figura 2.5: Periodo refractario absoluto y relativo [7]

3. Actividad eléctrica del corazón.

La actividad cardíaca es el resultado de un impulso que se origina en una célula o grupo de células, y de la propagación de este impulso a todas las fibras de las aurículas y los ventrículos.

El miocardio, también conocido como músculo cardíaco, genera los impulsos eléctricos necesarios para producir la contracción del corazón. Estos impulsos estimulan la red de fibras cardíacas que posee el corazón, para llevar a cabo la actividad eléctrica que necesita el corazón para latir.

Las fibras cardíacas necesarias para llevar a cabo esta actividad eléctrica son el nodo sinusal o sinoauricular (SA), el nodo aurículo-ventricular (AV), el Haz de His y las fibras de Purkinje. [6]

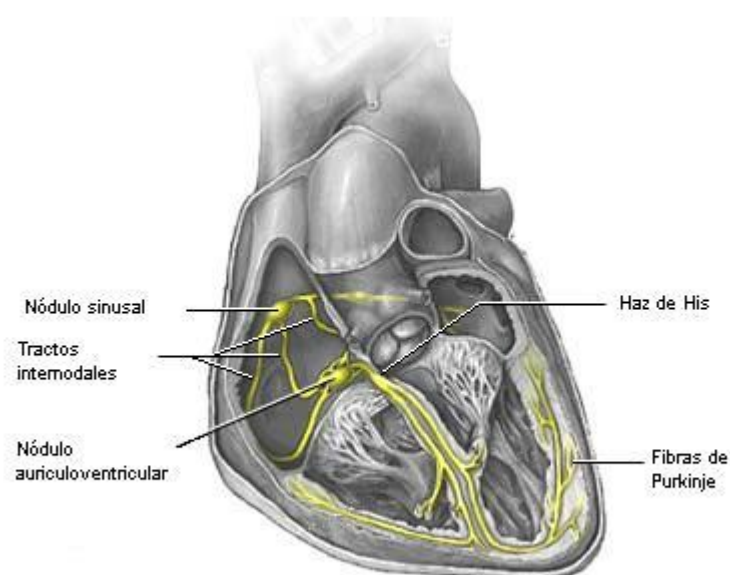


Figura 3.1: Sistema de conducción del corazón [3]

La señal eléctrica se origina en el nodo sinusal (SA), conocido como el marcapasos natural del corazón. Esta fibra se encuentra en la parte superior de la aurícula derecha, y mide 15 mm de largo y 5 mm de ancho. Sus células especializadas se despolarizan de forma espontánea. [8]

Los impulsos eléctricos estimulan las aurículas permitiendo el paso de la sangre hacia los ventrículos.

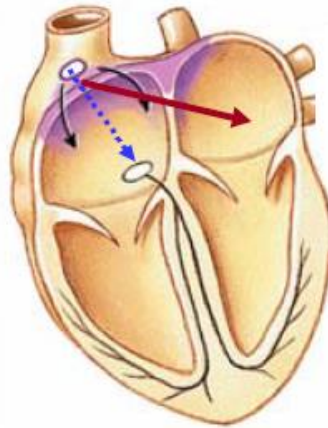


Figura 3.2: Impulso eléctrico generado en el nodo SA.

Desde aquí, el impulso se transmite al nodo aurículo-ventricular (AV), por medio de las vías internodales.

El nodo AV está situado entre las aurículas y los ventrículos, y constituye la única vía de comunicación entre la cavidad auricular y la ventricular.

Dentro de estas fibras, existe un tejido denominado Anillos fibrosos que tiene como función el retraso del impulso eléctrico en 0,1 segundos. Esto permite que la contracción auricular expulse toda la sangre hacia los ventrículos, evitando que las aurículas y los ventrículos se contraigan al mismo tiempo. [8]

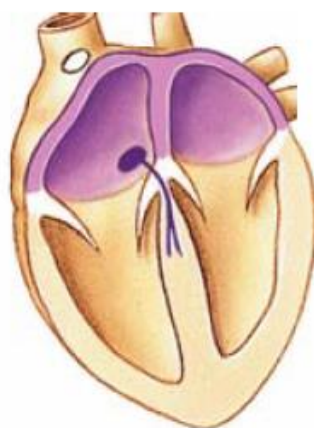


Figura 3.3: Impulso eléctrico en el nodo AV.

Posteriormente, el impulso pasa a los ventrículos mediante el Haz de His, dividiéndose en rama derecha e izquierda. El Haz de His es un cable de fibras musculares, funcionando como hilo eléctrico.

La señal eléctrica llega a las fibras de Purkinje. Estas fibras se encuentran cubriendo las paredes de los ventrículos, de forma que distribuyen la señal eléctrica a las células del endocardio, superficie interna del miocardio y del epicardio, superficie externa. [8]

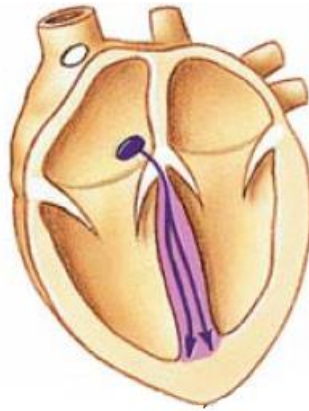


Figura 3.4: Impulso eléctrico viajando por el Haz de His.

Finalmente, la señal llega a los ventrículos haciendo que se contraigan. De esta forma, la sangre fluye hacia los pulmones y el resto del cuerpo.

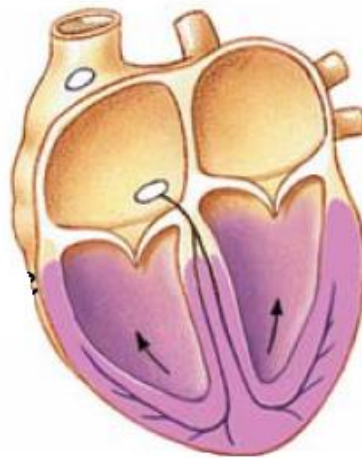


Figura 3.5: Impulso eléctrico a lo largo de las paredes de los ventrículos.

El potencial de acción del nodo sinusal SA y del aurículo-ventricular AV son muy similares, puesto que son fibras de respuesta lenta. El resto de fibras cardíacas que conforman el sistema de conducción del corazón tienen un potencial de acción de respuesta rápida. [6]






TEJIDO	Trazado osciloscópico	TIPO DE RESPUESTA	POTENCIAL UMBRAL (mv)	VELOCIDAD DE CONDUCCION (m/s)	CAMBIO DE VOLTAGE (voltios/s)	DURACION (s)
Nodo sinusal		lenta	- 60	< 0.05	1-2	100-300
músculo auricular		alta	- 90	1	100-200	100-300
Nodo A-V		lenta	- 60	< 0.05	5	100-300
His-Purkinje		alta	- 95	3	500-1000	300-500
ventrículo		alta	- 90	1	100-500	100-200

Figura 3.6: Potenciales de acción de las células cardíacas [9]

Todas las células cardíacas tienen la propiedad de generar dipolos eléctricos cuando reciben el impulso eléctrico (despolarización) y cuando, tras su contracción, regresan al estado de reposo (repolarización). Estos dipolos eléctricos son los que se registran utilizando la máquina electrocardiográfica. [9]

4. Ciclo cardiaco.

Se conoce el ciclo cardiaco como todos los acontecimientos asociados con un latido. En cada ciclo cardiaco se producen cambios de presión cuando las aurículas y los ventrículos se contraen y se relajan de forma sucesiva, y la sangre fluye de zonas de mayor presión a zonas de menos presión.

Cuando una cámara del corazón se contrae, la presión del líquido en su interior aumenta.

En un ciclo cardiaco normal, las dos aurículas se contraen mientras que los dos ventrículos se relajan, de igual forma, cuando los ventrículos se contraen, las dos aurículas se relajan.

Se distinguen dos fases en el ciclo cardiaco:

- Sístole o fase de contracción. Es una fase pasiva, en la que no se gasta energía. En ella la aurícula o el ventrículo se llenan de sangre.
- Diástole o fase de relajación. Al contrario que la sístole, esta es una fase pasiva, por lo que se gasta energía. La sangre que esta en la aurícula o ventrículo es expulsada.

La sangre sin oxígeno proveniente de los tejidos corporales entra en la aurícula derecha. Mediante la válvula tricúspide, esta sangre pasa al ventrículo derecho y a continuación a los pulmones.

Los pulmones devuelven la sangre oxigenada a la aurícula izquierda, que mediante la válvula mitral, pasa al ventrículo izquierdo. Éste último bombea la sangre al resto del cuerpo.

5. Obtención de la señal eléctrica del corazón.

Una vez que se ha explicado cómo se produce el impulso eléctrico y su conducción a través de las distintas cavidades del corazón, veamos cómo es la onda resultante. Para medir la onda generada por el corazón y como consecuencia el ritmo cardiaco, existen varias técnicas como son la electrocardiografía y la vectorcardiografía.

5.1. Electrocardiografía.

Un electrocardiograma ECG es un registro de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo. Las variaciones del potencial eléctrico en el ciclo cardiaco forman las ondas características del electrocardiograma.

Para una persona sin problemas cardiacos, el electrocardiograma tiene un trazado determinado, por lo que este examen es de mucha ayuda para un médico para observar alguna patología.

El equipo de registro que lleva a cabo este análisis se denomina electrocardiógrafo.

El electrocardiógrafo actual está constituido por 12 cables o electrodos y un aparato de registro. Los electrodos son discos metálicos, que se colocan sobre la piel y captan los impulsos eléctricos del corazón. Estos impulsos son captados por el electrocardiógrafo, dando como resultado una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón.

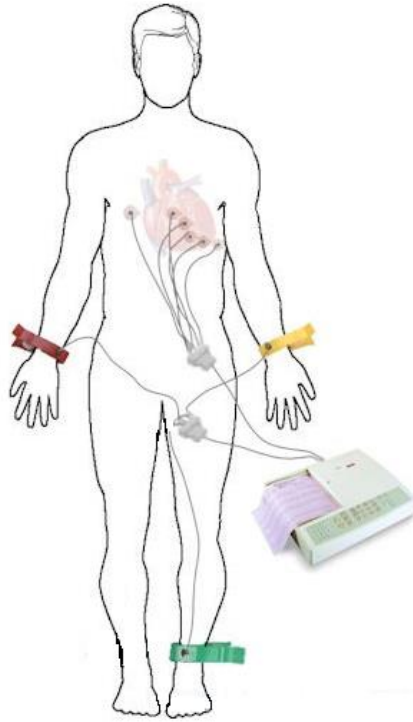


Figura 5.1: Localización de los electrodos en el paciente.

La disposición de las conexiones de cada par de electrodos recibe el nombre de derivación.

- Derivaciones del plano frontal, constituidas por las derivaciones bipolares (extremidades) y las monopares (extremidades aumentadas).
- Derivaciones del plano horizontal, que son las derivaciones precordiales (monopares).

5.1.1. Derivaciones del plano frontal.

Se les denominan así a las derivaciones del ECG que se obtienen de los electrodos colocados en las extremidades.

Las derivaciones de las extremidades se dividen en derivaciones bipolares y derivaciones monopolares.

5.1.1.1. Derivaciones bipolares.

Las derivaciones bipolares o Derivaciones de Einthoven detectan las variaciones eléctricas en dos puntos y muestran la diferencia.

Se explican siguiendo la Teoría de Einthoven. Éste enunció: “siendo el corazón un generador de corriente y el cuerpo humano un buen conductor, podría construirse un triángulo imaginario formado por distintos miembros. Estos miembros son las extremidades, el brazo izquierdo y derecho, y la pierna izquierda, quedando la pierna derecha como polo a Tierra”. [12]

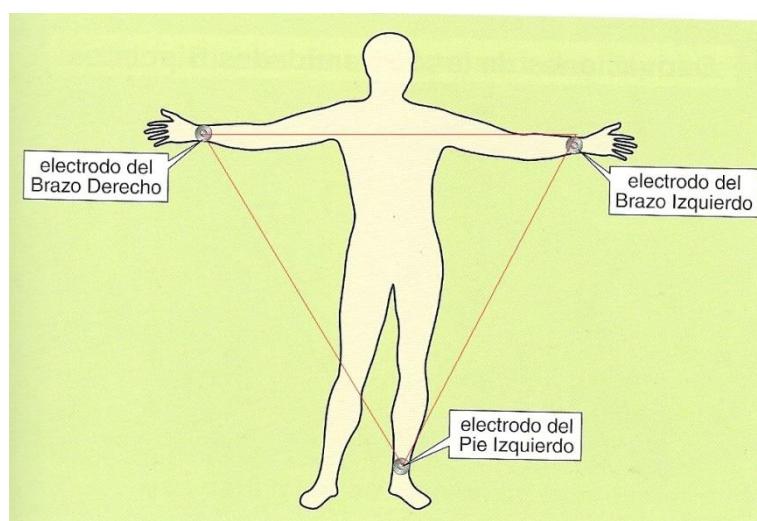


Figura 5.2: Localización de los electrodos de las derivaciones bipolares.

Las 3 derivaciones de Einthoven tiene fundamento bioeléctrico en la teoría del dipolo. La base del corazón se conduce como polo negativo, y esa región se proyecta sobre el brazo derecho, por lo que dicho brazo constituye el polo negativo de las derivaciones bipolares. [12]

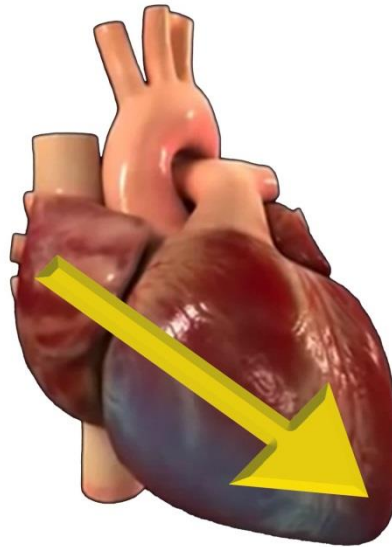


Figura 5.3: Eje eléctrico del corazón.

Como ya se ha explicado en Actividad eléctrica del corazón, la onda de excitación marcha de base a punta, dejando el brazo derecho cargado negativamente, y entonces al aproximarse al brazo izquierdo y a la pierna izquierda, los convierte en polos positivos.

Por tanto, las 3 derivaciones de Einthoven se integran de la siguiente manera:

- V_1 : Se obtiene a partir de los electrodos del brazo izquierdo (+) y del brazo derecho (-).
- V_2 : Se obtiene a partir de las derivaciones situadas en la pierna izquierda (+) y en el brazo derecho (-).
- V_3 : Esta derivación se obtiene de la pierna izquierda (+) y del brazo izquierdo (-).

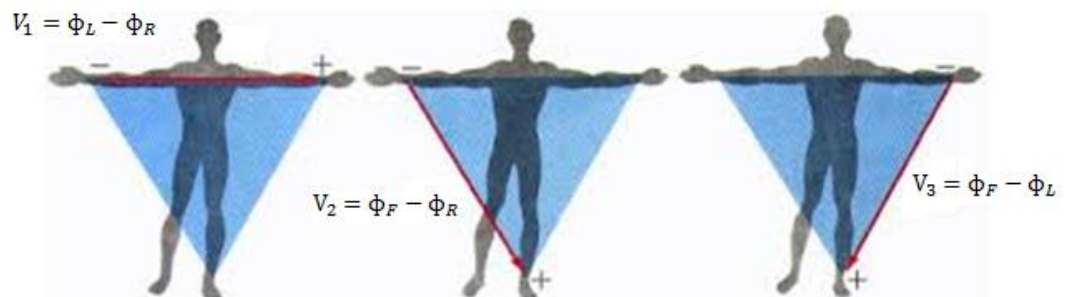


Figura 5.4: Derivaciones del plano frontal bipolares.

Estas derivaciones guardan una relación de voltajes, y es que el voltaje registrado entre los brazos izquierdo y derecho, V_1 , debe ser igual a la suma de los voltajes entre pierna y brazo derecho, y pierna y brazo izquierdo.

$$V_1 = V_2 + V_3$$

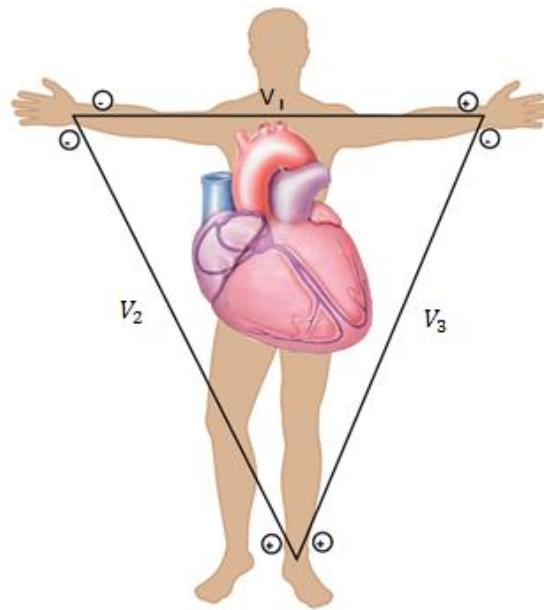


Figura 5.5: Triángulo de Einthoven. [12]

Observamos que la derivación V_3 queda integrada con 2 polos positivos. Sucede que tanto la pierna izquierda como el brazo izquierdo son electropositivos, entonces se conduce como electronegativo el polo que tenga menos carga positiva, por lo que el brazo izquierdo actúa circunstancialmente como polo negativo.

5.1.1.2. Derivaciones monopolares.

Las derivaciones monopolares de las extremidades, registran la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven, con un valor de 0 y el electrodo de cada extremidad, permitiendo conocer el potencial absoluto en dicho electrodo.

A estas derivaciones se las nombra: aVR, aVL y aVF.

La V significa vector, la R derecha, la L izquierda y la F pie. La letra minúscula a significa aumento, puesto que los potenciales eléctricos, debido a su valor tan pequeño, son ampliados para su mejor observación.

aVR: Potencial absoluto del brazo derecho.

aVL: Potencial absoluto del brazo izquierdo.

aVF: Potencial absoluto de la pierna izquierda.

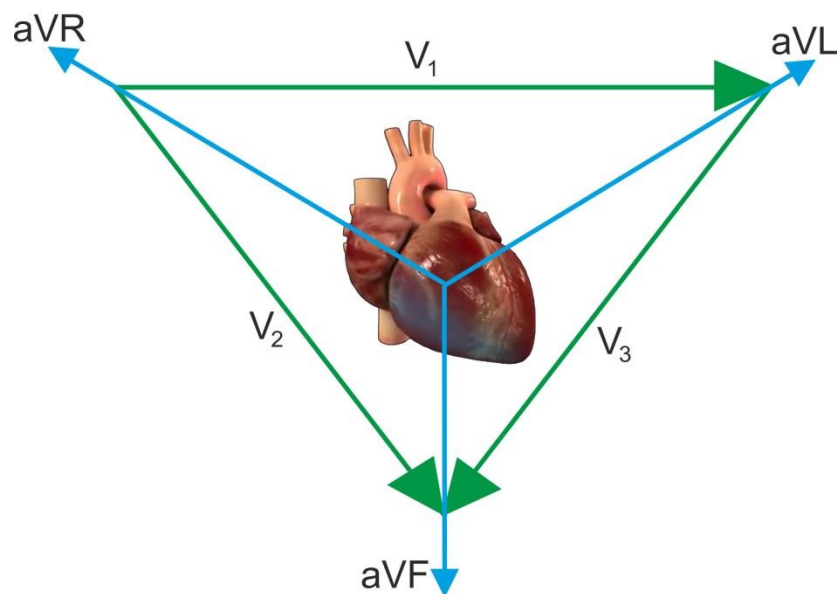


Figura 5.6: Derivaciones del plano frontal. Triángulo de Einthoven.

En aVR, el electrodo recibe y registra potenciales electronegativos originados en la base del corazón. El brazo izquierdo, aVL, capta los potenciales de la pared lateral del ventrículo izquierdo, mientras que la pierna izquierda, aVF, recibe los potenciales de la cara diafragmática del corazón.

5.1.2. Derivaciones del plano horizontal.

Son seis derivaciones monopolares que se colocan en el tórax, partiendo de su lado derecho y llegan hasta la línea axilar media, es decir, cubren el corazón formando una semicircunferencia. Se nombran con una V y un número del 1 al 6.

Estas derivaciones miden el potencial eléctrico existente entre los electrodos respecto a un punto conocido como terminal central de Wilson. Este punto se obtiene uniendo los cables de los brazos derecho e izquierdo, y la pierna izquierda.

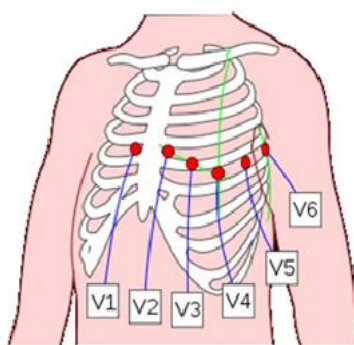


Figura 5.7: Localización de las derivaciones del plano horizontal [10]

V1: Esta derivación se sitúa en el cuarto espacio intercostal derecho. Recoge potenciales de las aurículas, sobre todo de la derecha.

Con esta derivación se recoge inicialmente una onda positiva, debida a la activación de la pared ventricular derecha, que es muy fina (3mm de grosor). De inmediato una onda fuertemente negativa, originada por la activación de la pared ventricular izquierda, de grosor mucho mayor.

La diferencia de amplitud entre la onda positiva y negativa, que es aproximadamente de 3 veces mayor la negatividad que la positividad, se debe a que el ventrículo izquierdo es mucho más grueso que el derecho, además de donde se haya situado el electrodo que está recogiendo esa señal. [4]

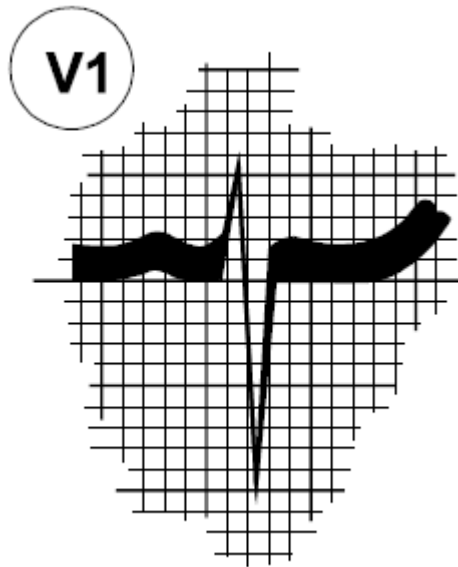


Figura 5.8: Señal generada en la derivación V1 [4]

V2: Se sitúa también en el cuarto espacio intercostal, justamente encima de la pared ventricular derecha. Por ello, se registrara inicialmente una onda positiva más fuerte que en V1. Inmediatamente después, se registra una onda fuertemente negativa, debida a la activación del ventrículo izquierdo. [4]

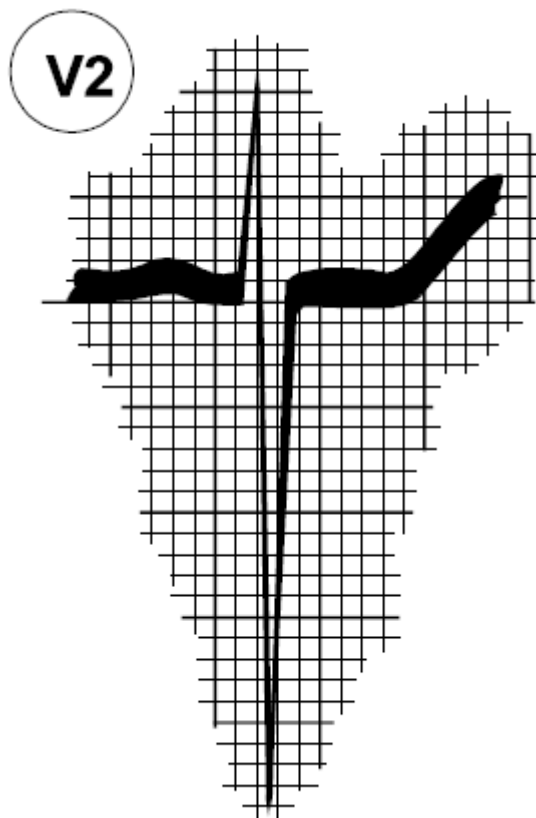


Figura 5.9: Señal generada en la derivación V2 [4]

V3: Esta derivación se sitúa sobre el tabique interventricular, lo que hace de ella una transicional entre las estructuras miocárdicas derechas e izquierdas. Por ello se registran fuerzas positivas y negativas iguales o casi iguales.

Es importante observar bien los resultados de esta derivación, puesto que las hipertrofias ventriculares tienden a modificar la igualdad de amplitud de onda positiva y negativa. [4]

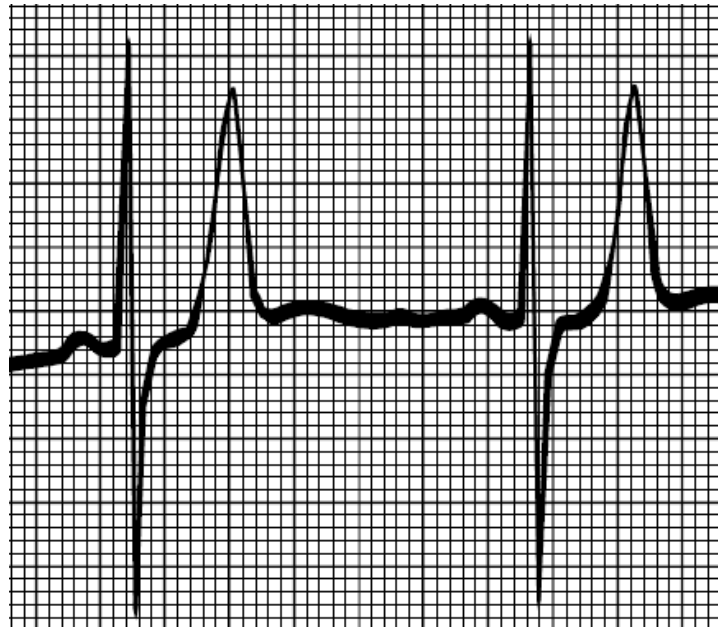


Figura 5.10: Señal generada en la derivación V3 [4]

V4: Situamos esta derivación en el quinto espacio intercostal izquierdo, sobre el ventrículo izquierdo.

En esta región es donde muestra mayor grosor el ventrículo izquierdo, y su activación muestra una onda fuertemente positiva. Observamos que el ventrículo izquierdo originaba en las derivaciones V1 y V2 una onda fuertemente negativa. Su signo ha cambiado simplemente porque ha variado el lugar desde el cual la registramos y observamos.

Esto nos lleva a concluir que en electrocardiografía, las ondas no son positivas o negativas porque se originen en un ventrículo u otro, sino porque se hacen desde puntos distintos.

Tras la fuerte positividad inicial, se registra una débil onda negativa debida al ventrículo derecho.

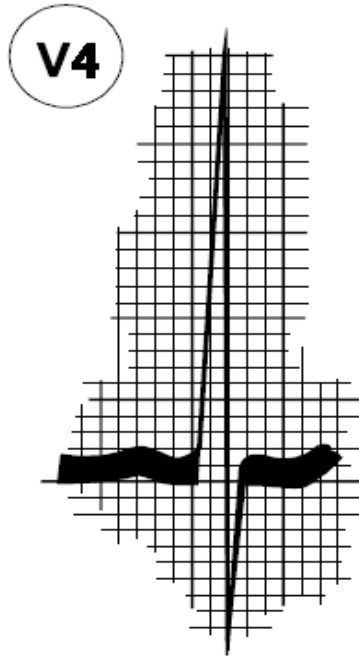


Figura 5.11: Señal generada en la derivación V4 [4]

V5 y V6: Colocamos V5 en el quinto espacio intercostal, lateralmente a V4; y V6 en el mismo espacio intercostal, pero más a la derecha de V5.

Bajo estas derivaciones se encuentra el ventrículo izquierdo, cuyo grosor ha disminuido con respecto a V4.

Al disminuir el grosor de la pared ventricular izquierda, la señal positiva será menor que la registrada en V4, aunque sigue siendo dominante frente a la negativa. A continuación, debido al ventrículo derecho, se origina la señal negativa débil. [4]

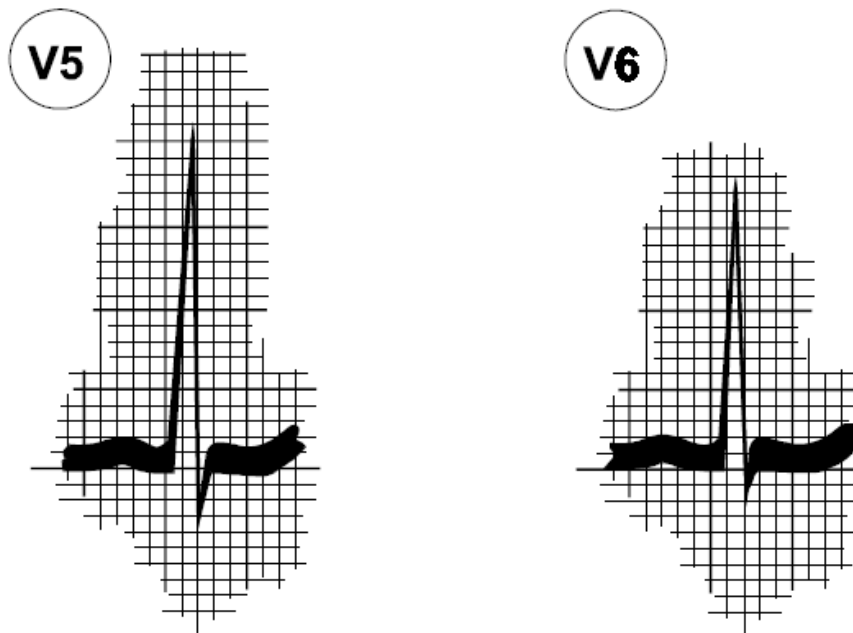


Figura 5.12: Señales generadas en las derivaciones V5 y V6 [4]

Podemos concluir que los 4 pasos que debemos seguir para saber que se ha llevado a cabo de forma correcta el examen con el electrocardiógrafo son:

1. Observar que el potencial de VR es negativo. De hecho, que este potencial sea negativo muestra normalidad.
2. Comprobar que se verifica la Ley de Einthoven, es decir,

$$V_1 = V_2 + V_3$$
3. La onda positiva, onda R, que se inscribe en V1 y V2, se origina por la activación del ventrículo derecho, mismo ventrículo que origina la onda negativa, onda S, de V4, V5 y V6.
4. La onda negativa de V1 y V2 proviene de la activación del ventrículo izquierdo, mismo ventrículo que origina la onda positiva de V4, V5 y V6.

5.1.3. Papel usado en electrocardiografía.

El papel empleado en electrocardiografía es cuadriculado, donde se representa en vertical el voltaje, de forma que 1 mV es igual a 10 mm. En horizontal se representa el tiempo, donde 1 mm equivale a 0,04 segundos. [4]

Por tanto, las medidas que tomaremos serán el voltaje (altura) frente al tiempo (anchura).

Para medir el potencial de los fenómenos eléctricos empleamos por comodidad la equivalencia en milímetros, puesto que esa potencia es muy pequeña. Estos se deben a dos factores:

1. La distancia entre el corazón y el lugar donde está el electrodo es muy grande.
2. Los potenciales captados pierden su valor original al pasar por los tejidos que cubren el corazón.

5.1.4. Onda electrocardiográfica.

Una vez hemos visto la activación eléctrica del corazón, así como las posibles derivaciones que se utilizan para registrar las diferencias de potencial, estamos en disposición de explicar cómo se genera una onda ECG y sus características.

Un período del ECG perteneciente a un individuo sano, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, tal como se muestra en la siguiente figura.

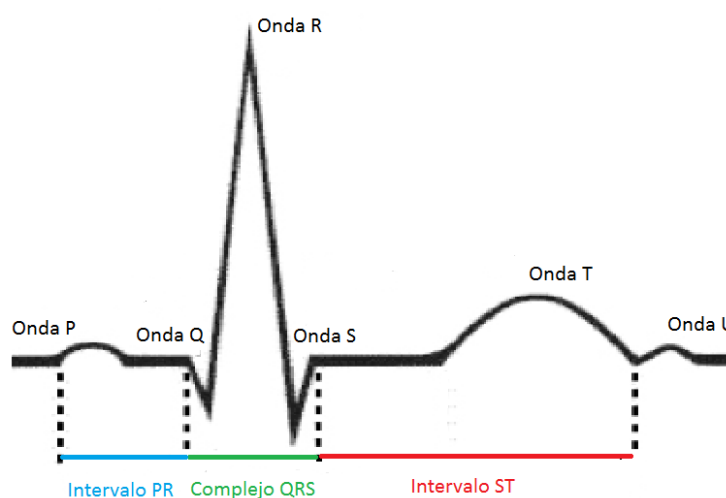


Figura 5.13: Señal electrocardiográfica perteneciente a un paciente sano [10]

- **Onda P** : corresponde a la despolarización auricular y tiene una duración de unos 0,11 segundos.
- **Intervalo PR** : muestra el periodo de inactividad eléctrica correspondiente al retraso que sufre el estímulo en el nodo AV. Tiene una duración de entre 0,12 y 0,20 segundos.
- **Complejo QRS** : formado por tres deflexiones correspondientes a la llegada del impulso eléctrico a los ventrículos, haciendo que se despolaricen. Su duración es de unos 0,08 segundos.
- **Intervalo ST** : representa la cantidad de oxígeno que hay en el corazón. Un nivel adecuado de oxígeno se representa con este intervalo recto sobre la línea isoelectrica. Tiene una duración de entre 0,05 y 0,15 segundos.
- **Onda T** : esta onda hace referencia al proceso de repolarización ventricular.
- **Onda U** : esta onda es la última que aparece en la secuencia del electrocardiograma, y que se desconoce su origen. [10] [16]

5.1.5. Eje cardiaco.

El eje cardiaco o eje eléctrico del complejo QRS, es la dirección del vector total de despolarización de los ventrículos. Dicho de otro modo, el eje eléctrico es la dirección principal del estímulo eléctrico a su paso por los ventrículos. [11]

En el cálculo del eje eléctrico cardiaco, usaremos sólo las derivaciones del plano frontal. Cada una de las derivaciones “observa” el estímulo de forma distinta. Si el estímulo se aleja se verá negativa, y si se acerca se verá positiva.

- Un método exacto para el cálculo del eje eléctrico se basa en medir las amplitudes del complejo QRS de las derivaciones V_1 y V_3 .

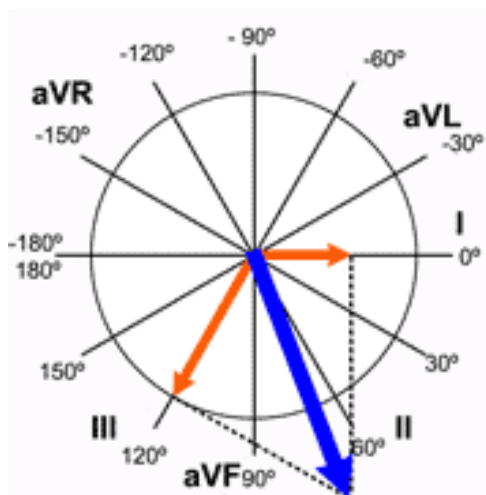


Figura 5.14: Cálculo del eje eléctrico del corazón [11]

- Entre -30° y 90° el Eje es normal.
- Entre -30° y -90° el Eje está desviado a la izquierda.
- Entre 90° y 180° el Eje está desviado a la derecha.
- Entre -90° y -180° el Eje tiene desviación extrema.

- Un método rápido para el cálculo del eje cardiaco consiste en valorar dos derivaciones perpendiculares entre sí, la aVF y V_1 .

En un ECG normal, todas las derivaciones tienen deflexión positiva menos para aVR. Por lo tanto, que las dos derivaciones que vamos a valorar sean positivas, indica un eje eléctrico normal.

- Si el QRS en I y aVF es positivo el eje es normal.
- Si en I es positivo y en aVF negativo el eje está desviado a la izquierda.
- Si en I es negativo y en aVF positivo el eje está desviado a la derecha.
- Si en ambas es negativo el eje tiene desviación extrema.

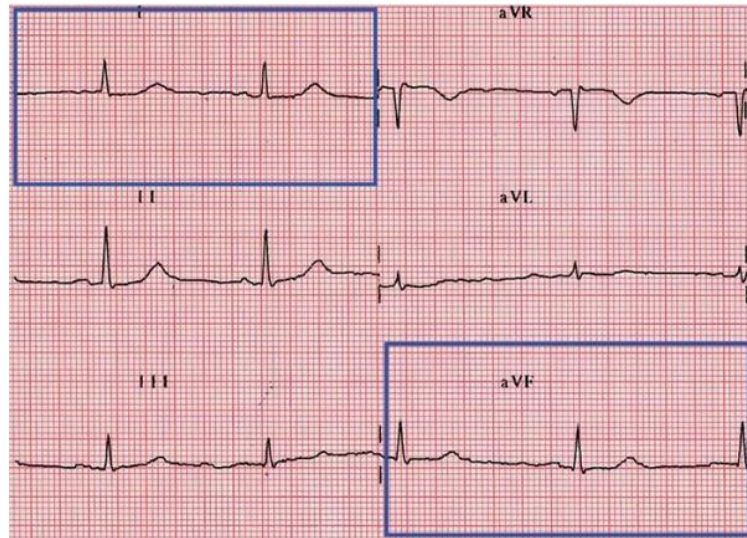


Figura 5.15: Señales de las derivaciones V_{II} y aVF [11]

5.1.6. Formación de la señal electrocardiográfica.

Estudiaremos la formación de la onda electrocardiográfica en las derivaciones del plano frontal, siendo éstas las derivaciones de las extremidades y las aumentadas.

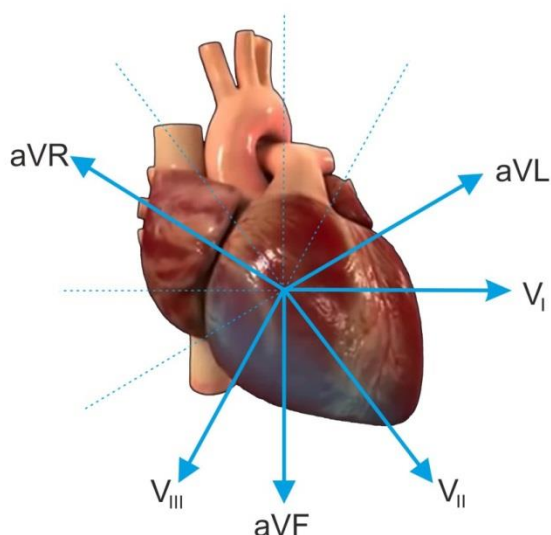


Figura 5.16: Ejes coordenados con las derivaciones del plano frontal del ECG.

Como ya hemos dicho, el impulso eléctrico se origina en el nodo sinusal, y se distribuye por las aurículas, generando la despolarización auricular.

El vector resultante de la despolarización auricular se dirigen hacia abajo y hacia la izquierda, estando más influenciado por la aurícula izquierda que por la derecha, debido a su mayor grosor de la pared miocárdica.

Localizamos dicho vector a 45 grados entre la derivación V_1 y aVF, generando una onda positiva denominada **onda P**. Esta onda tendrá deflexión positiva en todas las derivaciones menos en la aVR.

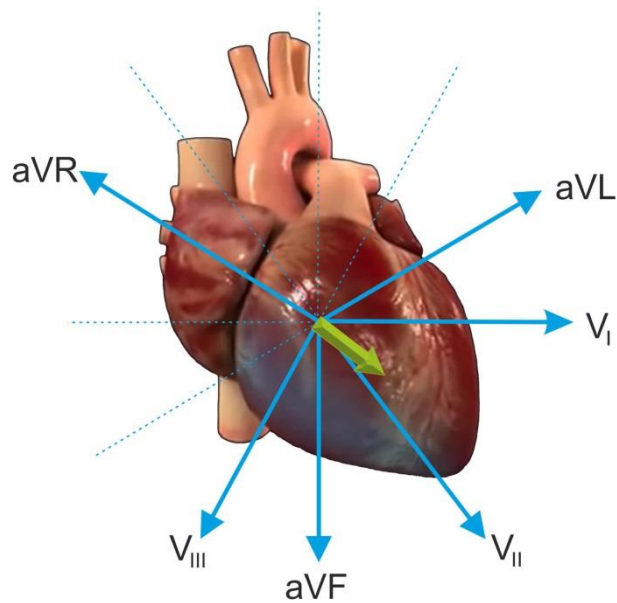


Figura 5.17: Vector de despolarización auricular, también conocido como Onda P.

Su duración es menos de 100 ms y su voltaje no supera los 2,5 mV.

Una vez activadas las aurículas, el impulso alcanza el nodo AV, constituido por células miocárdicas específicas del sistema de conducción no contráctiles. El paso del impulso por este nodo no es registrado por estas derivaciones. Por ello, en la señal electrocardiográfica se representa una línea isoeletrica.

A continuación, el frente de despolarización llega primero al tabique interventricular y más tarde a las paredes de los ventrículos. El vector resultante de la activación ventricular será el de mayor tamaño, debido a la mayor masa miocárdica despolarizada. Se dirige a 60 grados, coincidiendo con la derivación V_2 .

Produce una deflexión positiva en todas las derivaciones menos en aVR.

Finalmente, se despolarizan las porciones basales de ambos ventrículos, cuyo vector resultante tendrá dirección de abajo a arriba, a unos -120 grados. Tendrá deflexión positiva en aVR y negativa en el resto de derivaciones.

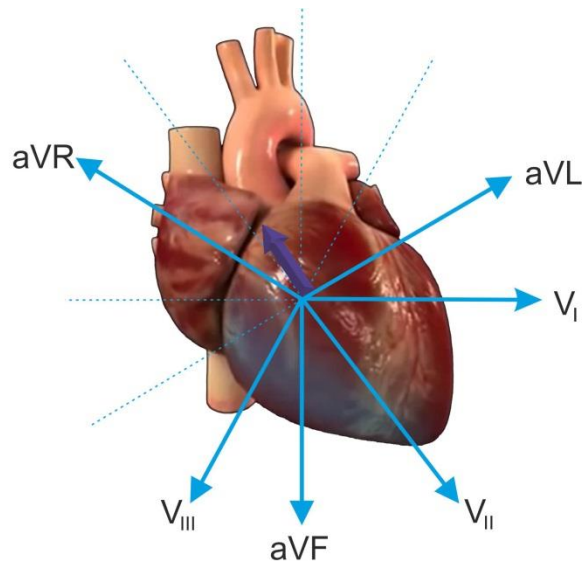


Figura 5.18: Vector resultante de la despolarización ventricular.

Una vez llevada a cabo la despolarización ventricular, comienza la repolarización. Podemos representar la repolarización como un único vector, orientado en la misma dirección de aVR pero de sentido opuesto, por lo que será positiva en todas las derivaciones menos en aVR . Se origina así una onda de repolarización denominada **onda T**.

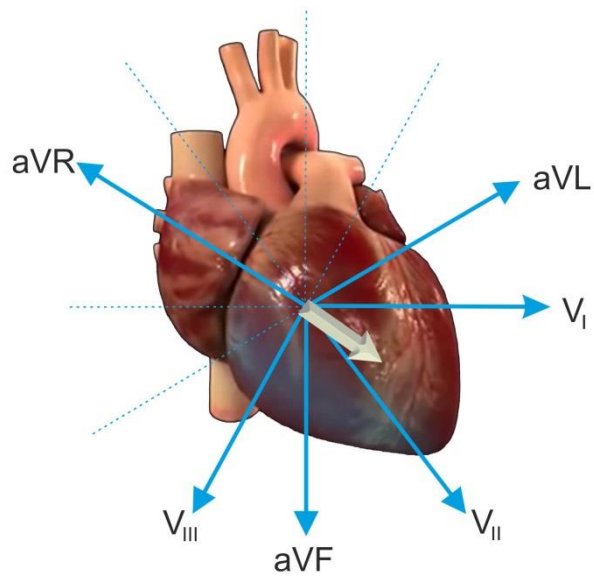


Figura 5.19: Vector resultante de la repolarización ventricular.

5.1.7. Circuito interno del electrocardiógrafo.

Una vez que los electrodos han recogido la señal, ésta tiene que pasar por los distintos elementos de circuitería del electrocardiógrafo para obtenerla de forma gráfica.

El circuito interno del electrocardiógrafo consta de varias etapas, comenzando por el buffer, que amplifica las señales bioeléctricas y terminando por el amplificador final y la obtención de la señal.

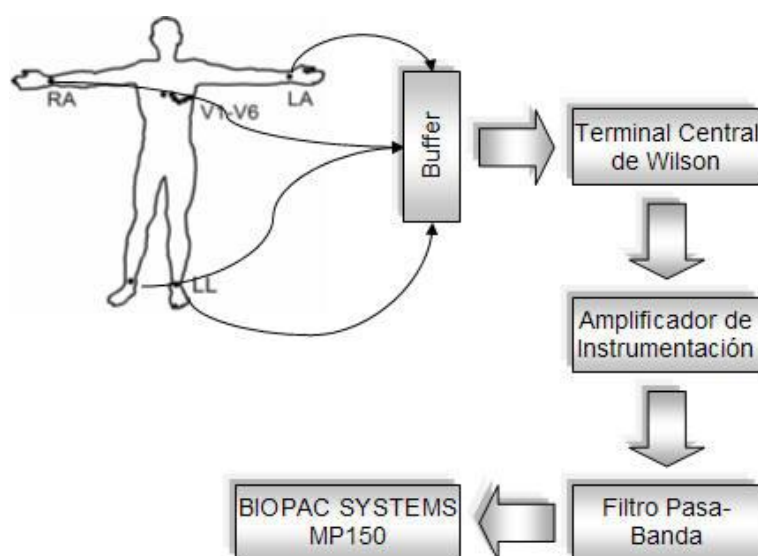


Figura 5.20: Diagrama de bloques del ECG [6]

La señal viaja por los electrodos hasta llegar al buffer, donde es amplificada, ya que los potenciales bioeléctricos son de pequeño tamaño.

A continuación, la señal pasa por el Terminal de Central de Wilson. A este punto se le toma como referencia de potencial cero en el cuerpo humano para obtener los potenciales unipolares de la actividad cardiaca. La red de Wilson es una red resistiva compuesta por resistencias de 10 k Ω . Uno de los objetivos del Terminal de Wilson es poner el apantallamiento a mismo potencial y evitar así interferencias y ruido. [6]

Posteriormente, la señal pasa por un amplificador de instrumentación. No se deben usar ganancias altas, puesto que al amplificar también se puede aumentar la cantidad de ruido.

El principal objetivo de los amplificadores de instrumentación es disminuir en gran cantidad el ruido presente en la señal ECG. [6]

Después, la señal es filtrada con ayuda de un circuito pasa-banda, que se trata de la conexión en serie de un filtro pasa-alta con uno pasa-baja. Para el correcto filtrado, se deben tener en cuenta ciertos parámetros:

- Rango de amplitud entre 500 μV y 5 mV.
- Para monitoreo, el rango de frecuencia está comprendido entre 0,5 y 50 Hz.
- Para diagnóstico, el rango de frecuencias utilizado es de 0,5 a 100 Hz.

Finalmente, el Sistema Biopac hace referencia a la amplificación final de la señal antes de obtenerla de forma gráfica en la pantalla del ordenador o impresa.

Para hallar el potencial de cada una de las derivaciones, se siguen unas ecuaciones determinadas. En la siguiente tabla viene indicada cada una de las derivaciones, el tipo que es y el cálculo que hay que realizar para obtener el valor del potencial.

Derivación	Tipo	Cálculos
I	Extremidad	$LA - RA$
II	Extremidad	$LL - RA$
III	Extremidad	$LL - LA$
aVR	Aumentada	$RA - (LA+LL)/2$
aVL	Aumentada	$LA - (RA+LL)/2$
aVF	Aumentada	$LL - (RA + LA)/2$
V1	Precordial	$V1-(RA+LA+LL)/3$
V2	Precordial	$V2-(RA+LA+LL)/3$
V3	Precordial	$V3-(RA+LA+LL)/3$
V4	Precordial	$V4-(RA+LA+LL)/3$
V5	Precordial	$V5-(RA+LA+LL)/3$
V6	Precordial	$V6-(RA+LA+LL)/3$

Figura 5.21: Tabla con cada una de las derivaciones y el modo de hallar su potencial [6]

Los electrocardiógrafos convencionales se caracterizan por: [6]

- Impedancia de entrada : 5 $M\Omega$
- Corriente a través del paciente : 1 μA
- Resistencia del terminal central: 3,3 $M\Omega$
- Respuesta en frecuencia: 0,14-25 Hz

5.2. Vectorcardiografía.

La vectorcardiografía es un método de registro de la magnitud y dirección de las fuerzas eléctricas del corazón, por medio de una serie de vectores que forman líneas curvas en torno a un punto central. Esta serie de vectores resultan del frente de polarización producido en la conducción del impulso eléctrico por las cavidades del corazón, como se vió en el apartado de Actividad eléctrica del corazón. [21]

En los hospitales, el 95 % de los casos con electrocardiograma es fiable. Sin embargo, existe un 5% en el que hay que realizar otro tipo de estudio. La vectorcardiografía es la mejor opción por ser un estudio no invasivo. Aunque esta técnica aporta una gran información acerca de los fenómenos eléctricos cardiacos, se utiliza poco debido a que la interpretación de los resultados por parte del cardiólogo son complicados.

Por tanto, la vectorcardiografía es un método complementario a la electrocardiografía. La principal diferencia entre ellas, es que la vectorcardiografía da información vectorial, y en electrocardiografía se obtiene información escalar. [21]

Los resultados de este examen cardiológico será una representación de vectores que hacen referencia al flujo de corriente, pudiendo observarse la despolarización y repolarización del corazón.

Los planos que usaremos para obtener la configuración espacial de los vectores es: [19]

- Plano sagital: proyección de las fuerzas hacia delante o atrás, hacia arriba o hacia abajo.
- Plano frontal: proyección de las fuerzas a izquierda o derecha, hacia arriba o abajo.
- Plano horizontal: proyección de las fuerzas hacia delante o atrás, a izquierda o derecha.

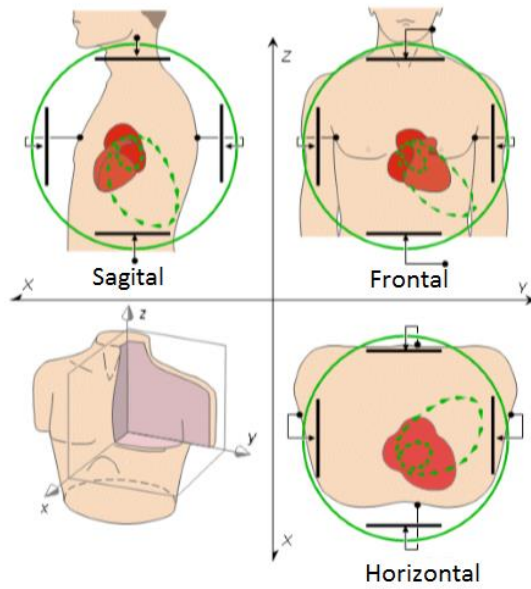


Figura 5.22: Planos sagital, frontal y horizontal con los que se obtiene la señal vectorcardiográfica [19]

Podemos observar tres curvas o asas distintas, una menor correspondiente a la despolarización auricular, asa P, una intermedia, correspondiente a la repolarización ventricular, asa T, y una de gran tamaño, correspondiente a la despolarización ventricular, asa QRS.

5.2.1. Trazado del vectorcardiograma.

El vectorcardiograma se inicia en el punto de origen O, centro eléctrico del corazón o punto donde se inician sus fuerzas eléctricas.

- Activación auricular: asa P

Como se ha visto cuando se explicó el Sistema de conducción del impulso eléctrico, éste generado en el nodo SA, hace que se despolarice la aurícula derecha, llegando el estímulo más tarde a la izquierda y despolarizando ambas por completo.

Esta despolarización dará lugar a infinitos vectores que resumiremos en dos, un vector de aurícula derecha y uno de aurícula izquierda. La suma algebraica de estos dos vectores da lugar al vector de despolarización auricular, conocido como vector máximo de P o asa P.

El asa P es la más pequeña de las tres curvas, es ovalada y tiene una duración de 0,015 segundos.

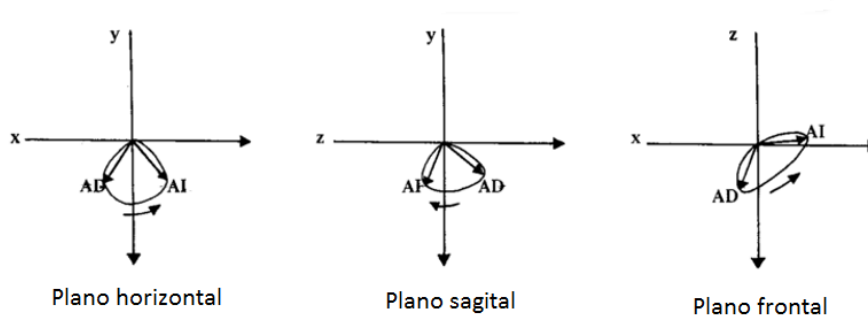


Figura 5.23: Asa resultante en cada uno de los planos debido a la despolarización auricular [21]

- Activación ventricular: asa QRS

Cuando el estímulo llega al Haz de His, se divide en un doble frente de onda que despolariza el tabique interventricular, dando lugar a un vector de despolarización.

A continuación, la activación se extiende por las paredes de los ventrículos izquierdo y derecho, originando así un segundo vector de despolarización.

La última región en despolarizarse es la región del septum y las porciones basales de ambos ventrículos, situadas en la zona adyacente al tabique auriculoventricular. Esta despolarización origina una tercera fuerza.

La resultante de estas tres fuerzas da lugar al vector de despolarización total o asa QRS, que es el de mayor magnitud de las tres curvas registradas con el vectorcardiografo.

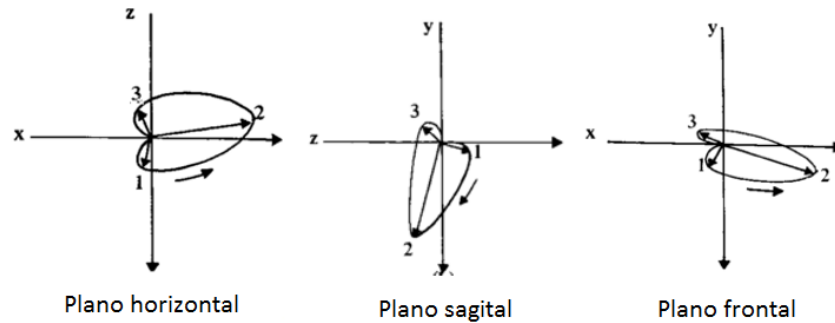


Figura 5.24: Asa resultante en cada uno de los planos debido a la despolarización ventricular [21]

Generalmente, durante la formación del complejo QRS también tiene lugar la repolarización auricular que no se registra puesto que el complejo QRS lo tapa.

- Repolarización ventricular: asa T

La repolarización, como ya se explicó, se trata de un registro de como las células cardiacas ventriculares vuelven a su estado inicial. Durante esta repolarización se origina una fuerza que se conoce como asa T.

El tamaño de esta curva está comprendido entre el asa P, que es de menor tamaño, y el complejo QRS, que es el de mayor tamaño.

El principio de construcción del vectorcardiograma se realiza mediante la composición, en 3 dimensiones, de las curvas explicadas anteriormente en cada uno de los planos.

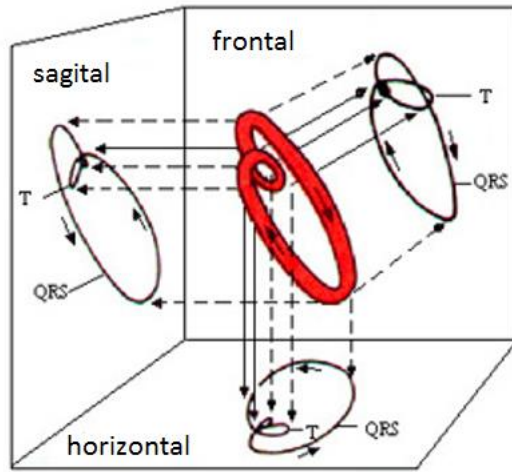


Figura 5.25: Asa resultante en el proceso de conducción del impulso eléctrico [19]

5.2.2. Registro del vectorcardiograma.

Existen varios estudios para la obtención del vectorcardiograma, como son el Sistema SVCE III de Schmitt y Simonson, que emplea 14 electrodos, y el Sistema de derivaciones corregidas de Frank, que emplea 7. Estos sistemas suponen la existencia de un único dipolo equivalente de localización fija. [20]

Dada su relativa simplicidad, se utiliza más comúnmente el Sistema de Frank.

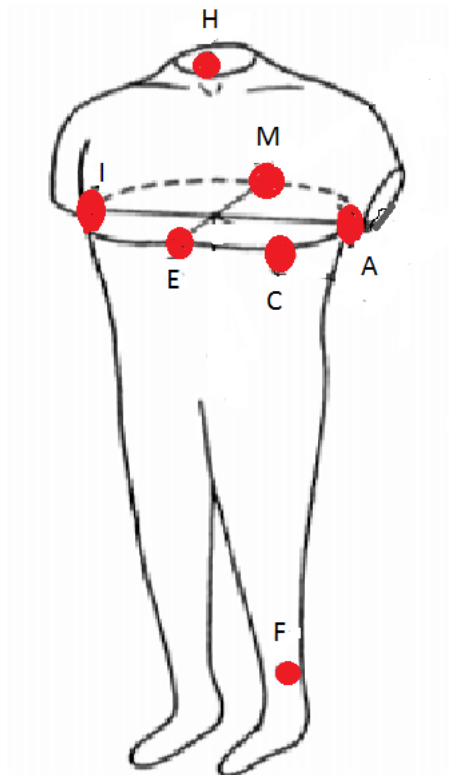


Figura 5.26: Esquema del Sistema de Frank para el registro vectorcardiográfico [20]

El sistema de Frank emplea 7 electrodos, de los cuales cinco están colocados en el tórax, en el quinto espacio intercostal, otro en el cuello y un último en la pierna izquierda.

La colocación adecuada de estos electrodos, con ayuda de la circuitería adecuada, permiten obtener tres componentes vectoriales que describen la actividad eléctrica del corazón. Estos vectores se conocen como vectores-derivación.

Tenemos los ejes: [20]

- Eje x. Componente izquierda-derecha, derivado de tres electrodos del quinto espacio intercostal.
- Eje y. Componente atrás-adelante, derivado de los cinco electrodos situados en el espacio intercostal.
- Eje z. Componente cabeza-pie, derivado del electrodo del cuello, de la pierna y de uno de los electrodos situados en el tórax.

La señal recibida por los electrodos pasa por el Sistema de Frank dando lugar a tres señales. Estas señales pasan por un amplificador, y la salida pasa por un seguidor de voltaje. A continuación, la señal pasa por un filtro pasa-alto, por un filtro pasa-bajo y por un filtro pasa-notch, que elimina ruidos dentro del circuito. Por último, la señal pasa por un amplificador inversor en el que la señal de salida es inversa a la señal de entrada. Las tres señales obtenidas serán procesadas y las visualizaremos en el software correspondiente.

6. Otras aplicaciones del electromagnetismo relacionadas con el corazón.

Como se vio en el apartado de Actividad eléctrica del corazón, el impulso eléctrico se genera en el nodo sinusal y se repite a una frecuencia de 60 a 100 veces por minuto. Produce la despolarización auricular, generando la onda P en el electrocardiograma. A su vez, el impulso se transmite hacia el nodo sinuariculoventricular AV, generando la onda PR en el ECG. Posteriormente, el impulso se extiende por el Haz de His despolarizando los ventrículos y creando en el ECG el complejo QRS.

Esto es la actividad normal del impulso eléctrico del corazón. Sin embargo, existen trastornos cardiacos en el sistema de conducción cardiaco debido a la dificultad de creación del impulso eléctrico o debido a la dificultad de conducción del impulso por las células cardiacas. [23]

- Anomalías en la iniciación del impulso eléctrico.

Entre los trastornos debidos a la iniciación del impulso eléctrico se encuentran la taquicardia (frecuencia superior a 100 pulsaciones por minuto) y la bradicardia (frecuencia inferior a 60 pulsaciones por minuto).

- Anomalías en la conducción del impulso eléctrico.

La anomalía de primer grado se basa en el retraso en la conducción del impulso por la aurícula. Este trastorno se puede visualizar en el ECG mediante el intervalo PR.

El trastorno de segundo grado es el retraso en la conducción del impulso generado en SA. Esto produce un aumento del intervalo AV, hasta que se saltea un impulso por superponerse con el periodo refractario, que observaremos en el ECG como una onda P sin su correspondiente complejo QRS. [23]

En tercer grado se encuentra la interrupción total de la conducción entre aurículas y ventrículos, lo que provoca que latan de forma independiente.

Las soluciones a estos trastornos cardiovasculares son, en muchos casos un cambio en el estilo de vida, y en otros un tratamiento con algún tipo de medicación. Si no llegara a ser efectiva, se recurre a otros tipos de tratamiento como pueden ser:

- Marcapasos electrónico. Se utiliza en casos de trastorno en la conducción del impulso eléctrico. Este aparato se implanta quirúrgicamente cerca de la

clavícula, y las pilas del marcapasos suministran la energía necesaria para hacerle actuar como el marcapasos natural del corazón.

- D.A.I. Se trata de un dispositivo llamado Desfibrilador Automático Implantable para tratar la taquicardia ventricular y la fibrilación auricular. Para solucionar estas anomalías, el D.A.I. aplica un choque eléctrico que resetea el sistema de conducción.

6.1. Desfibriladores Automáticos Implantables, D.A.I.

Los D.A.I. son dispositivos de pequeño tamaño que se instalan debajo de la clavícula y monitorean continuamente el funcionamiento cardíaco, enviando pulsos eléctricos al corazón cuando su funcionamiento es irregular. Los cables de electrodo se insertan en una vena del hombro o de la base del cuello. El cardiólogo lleva el cable a la cavidad correcta del corazón, comprobando su posición en una pantalla con rayos X. A continuación, se conecta el cable al dispositivo implantable y se coloca en un "bolsillo" o espacio entre la piel y la musculatura del tórax. [23]

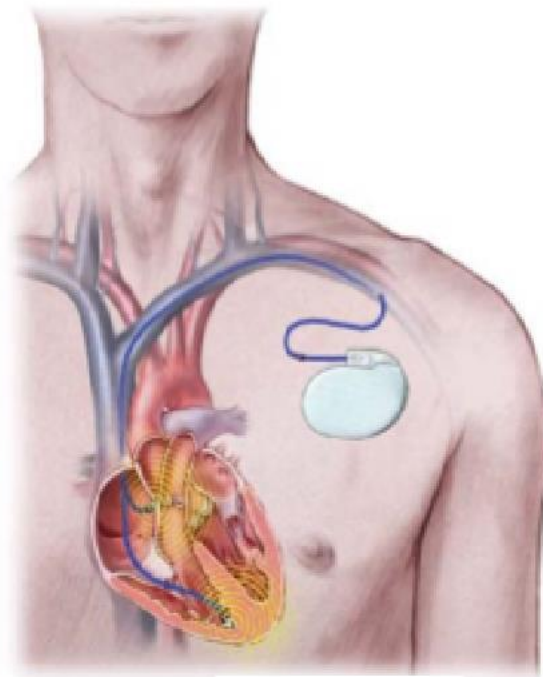


Figura 6.1: Paciente con un Desfibrilador Automático Implantable [23]

Si detecta un problema en el ritmo que no es demasiado grave, libera una serie de impulsos eléctricos indoloros para corregir el ritmo cardíaco. Si esto no da resultado, o se detecta un problema más grave, el dispositivo libera un pequeño choque eléctrico conocido como cardioversión. Si el problema fuera más grave aún, el dispositivo libera un choque más potente al corazón, llamado desfibrilación.

El D.A.I. tiene dos componentes fundamentales: el generador y los cables. El generador incluye en su interior la batería y todos los circuitos necesarios para la liberación de los impulsos eléctricos, la generación de descargas, el filtrado de señales y su análisis, así como el almacenamiento de datos.

La duración de vida del generador del D.A.I. está comprendido entre 5 y 7 años. La carga se almacena en un condensador antes de que se produzca el choque eléctrico. La energía máxima almacenada oscila entre 30 y 45 Julios. Los cables del desfibrilador transmiten las señales eléctricas desde la superficie del ventrículo derecho hasta el generador para su análisis, y liberan los pulsos de estimulación y de descarga al corazón.

Desde 1980, año en el que se implantó el primer D.A.I., se ha evolucionado en su diseño y tecnología. Los dispositivos de última generación pesan unos 70 gramos y con un volumen de 30 cc, mientras que los primeros D.A.I. tenían un volumen de 175 cc. En lo referente con su tecnología, se han añadido la cardioversión eléctrica sincronizada, la estimulación antibradicardia, la estimulación antitaquicardia y la posibilidad de registrar y almacenar los episodios arrítmicos.



Figura 6.2: Desfibrilador Automático Implantable, D.A.I. [19]

6.1.1. Cardioversión y Desfibrilación.

La desfibrilación y la cardioversión eléctrica son dos tipos de terapia que mediante la aplicación de choques eléctricos de corriente consiguen revertir distintos trastornos del ritmo cardíaco.

El choque de corriente sobre el corazón provoca la despolarización simultánea de todas las células miocárdicas, que provocan una pausa para la repolarización, y posteriormente, el corazón retoma el ritmo eléctrico normal, con la despolarización y repolarización, primero de las aurículas y luego de los ventrículos. [24]

La descarga eléctrica de la desfibrilación es mayor (2 - 4 J/Kg) que la de la cardioversión (0,5 – 1 J/kg). [24]

La desfibrilación se utiliza para el tratamiento de la fibrilación ventricular o de la taquicardia ventricular sin pulso. La cardioversión es el tratamiento llevado a cabo en taquiarritmias estables en las que ha fallado el tratamiento farmacológico. [24]

En cuanto a las ondas usadas se encuentran las bifásicas. Estas ondas se caracterizan por necesitar menor energía y consecuentemente, menor daño miocárdico.

6.2. Marcapasos.

Es un pequeño dispositivo electrónico que ayuda al corazón a latir con un ritmo constante. Los marcapasos ayudan a regular el ritmo del corazón en casos de frecuencia cardíaca lenta o irregular.

El marcapasos se implanta en el pecho, cerca de la clavícula y bajo la piel. Si solo se necesitara un electrodo, se situaría en el ventrículo derecho; y en el caso de necesitar dos electrodos, el segundo se conectaría en la aurícula derecha, y a su vez estos electrodos van conectados al marcapasos.

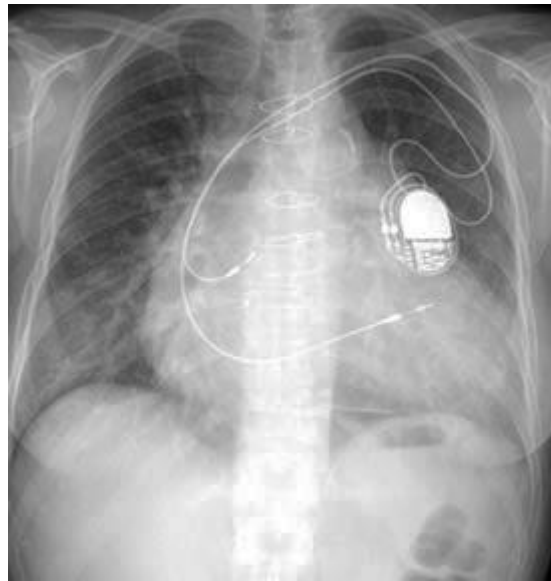


Figura 6.3: Paciente con un marcapasos [28]

Este dispositivo implantable consta de dos partes:

- El generador de pulsos, que es el encargado de emitir pulsos eléctricos a un ritmo ordenado para reestablecer el latido cardíaco. Este generador de pulsos está formado por las baterías encargadas de proveer la energía necesaria para la formación del pulso, el circuito inteligente que es la parte del generador de pulsos que interpreta si es necesario o no entregar un estímulo eléctrico, y el bloque conector que es la parte de generador que tendrá la conexión del catéter.
- El catéter está constituido por filamentos metálicos conductores de electricidad que conectan el generador de pulsos con el corazón, y es el encargado de hacer llegar los pulsos eléctricos al interior del mismo. Además, puede observar si el corazón está latiendo espontáneamente o no y de esta manera "informar" al generador si es necesario emitir pulsos eléctricos.

El seguimiento de un marcapasos comienza en el momento de ser implantado. El marcapasos viene programado de fábrica con valores nominales. Por ello, los parámetros se deben adecuar a la cardiopatía.

Para hacer un control o seguimiento del marcapasos se llevan a cabo electrocardiografías para evaluar el ritmo cardiaco del paciente, o bien mediante el uso de telemetría.

Se define la telemetría como la tecnología de medición de cualquier magnitud a distancia. En el caso que nos concierne, se encarga de medir el ritmo cardiaco, por lo que se denomina telemetría cardiaca. Las mediciones son realizadas por el marcapasos y enviadas al centro de control.

Los datos más importantes que se verifican en una telemetría son:

- Modo de funcionamiento del marcapasos. Que cámara estimula.
- Frecuencia mínima a la que estimula el marcapasos.
- Frecuencia máxima a la que estimula ante la actividad de la aurícula.
- Amplitud. Energía entregada en cada estímulo por el marcapasos.
- Ancho de pulso. Duración del pulso.
- Umbral. Valor de la energía entregada por el marcapasos que provoca despolarización del miocardio.
- Estado del bolsillo del generador.

En el centro de control se registran las señales enviadas por el marcapasos y se analizan las electrocardiografías correspondientes.

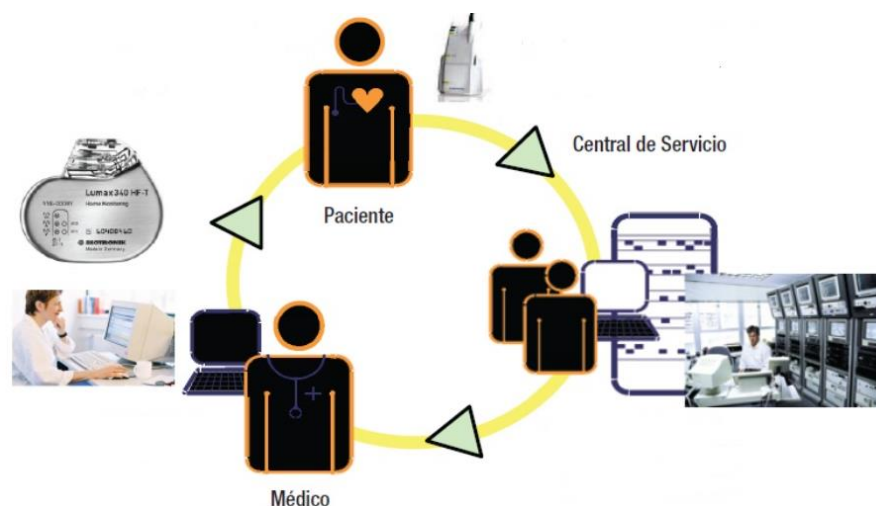


Figura 6.4: Esquema del seguimiento de un marcapasos con telemetría [27]

Las interferencias electromagnéticas IEM son aquellas señales eléctricas con origen no fisiológico que afectan o pueden afectar a la función normal del marcapasos. Las IEM pueden afectar el sistema de estimulación a través del marcapasos o indirectamente a través del electrodo, que actúa como una antena.

Las variables que influyen son la intensidad del campo, la distancia entre la fuente de la IEM y el marcapasos, la frecuencia y la forma de la onda de la señal, la orientación física de los marcapasos, el tipo de sistema implantado y la programación de la sensibilidad.

Varios procedimientos médicos y equipos pueden dañar el sistema. Algunos ejemplos de fuentes de IEM contra las que no están protegidos los marcapasos son:

- Cardioversión eléctrica y desfibrilación.
- Ablación eléctrica.
- Radioterapia.
- Resonancia magnética.
- Estimulación eléctrica transcutánea.
- Motores de encendido eléctrico.

7. Campos magnéticos aplicados al diagnóstico médico.

Los seres vivos son capaces de generar campos magnéticos. Actualmente, estos campos magnéticos, a pesar de ser muy débiles, pueden ser detectados por instrumentos especializados, lo que abre un nuevo campo de investigación. Estudios revelan que el registro y análisis de los campos generados en distintos órganos como puede ser el corazón, los pulmones, el cerebro y otros, facilitan el diagnóstico y los tratamientos de diversas enfermedades. Por lo tanto, el estudio de los campos biomagnéticos es un método complementario al estudio de los campos bioeléctricos. [29]

En el siglo XVIII, el médico austriaco Franz Anton Mesmer propuso la teoría de que todos los seres vivos estaban constituidos por un flujo magnético, lo que permitía que fueran influenciados por campos magnéticos. Él aseguraba que podría curar enfermedades a través del contacto de partes del cuerpo con objetos imantados. Lo que no supo Mesmer en su época era que los propios seres vivos son capaces de crear dichos campos. [32]

Hoy en día, el magnetismo y los organismos vivos conforman un campo de investigación prometedor, divididos en dos áreas: magnetobiología y biomagnetismo.

La magnetobiología estudia cómo afectan los campos magnéticos a los seres vivos, como pueden ser la exposición a las ondas electromagnéticas de baja frecuencia, o a los teléfonos móviles o redes de electricidad. Y el biomagnetismo trata el estudio de los campos magnéticos generados por los propios seres vivos. Ésta última área, por exigir de instrumentación sensible, que está disponible desde la década de los 70, es relativamente nueva.

Los campos magnéticos generados por el cuerpo humano son extremadamente pequeños, del orden de los nanoteslas o picoteslas. Tienen su origen en las corrientes eléctricas que circulan por algunas células, en el caso del corazón, el campo biomagnético se debe al impulso eléctrico generado en el nodo SA, como se explicó en el apartado de Actividad eléctrica del corazón.

Los investigadores del biomagnetismo han explorado diversas técnicas no invasivas para la medición del campo magnético, usadas para diagnóstico y tratamiento. Entre las más destacadas están el cardiomagnetismo y el neuromagnetismo. [29]

7.1. Cardiomagnetismo.

El cardiomagnetismo hace referencia a la detección, análisis e interpretación del campo magnético generado por la actividad eléctrica del corazón. El valor máximo de los campos magnéticos del corazón medidos en el pecho es más de un millón de veces más pequeño que el campo magnético de la Tierra.

Según la Ley de Biot-Savart, el flujo de carga induce un campo magnético. Por tanto, las corrientes iónicas en las fibras musculares cardíacas generan un campo magnético. La medición y registro de tales señales magnéticas constituyen el magnetocardiograma, MCG.

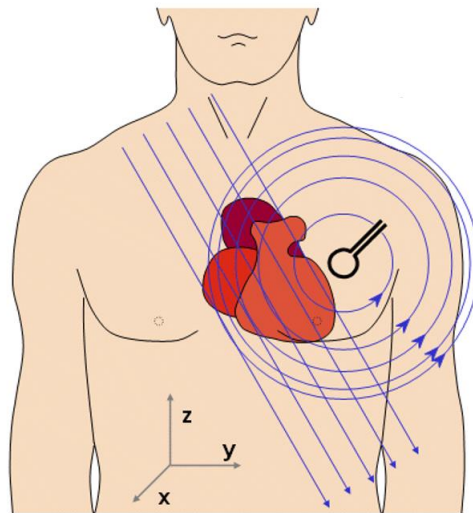


Figura 7.1: Eje eléctrico cardíaco y campo magnético generado [32]

La instrumentación necesaria para la obtención del MCG es más compleja que la que se utiliza para el ECG. El MCG brinda nueva información que no es capaz de dar el ECG, por lo que ambas técnicas son complementarias.

Actualmente, la MCG constituye el método de localizar fuentes de actividades eléctricas anormales del corazón, sin la fijación de electrodos en la piel del paciente.

Otra aplicación del biomagnetismo es en el estudio de la frecuencia cardíaca fetal, través de la magnetocardiografía fetal, fMCG. El bienestar del feto es reflejada por su actividad cardíaca, por lo que es importante monitorizarla.

La señal obtenida al situar los electrodos en el abdomen de la madre sufre interferencia con el corazón de la madre, especialmente al final de la gestación, que el feto está envuelto por una capa que actúa como aislante eléctrico. El ultrasonido tiene buena relación señal/ruido, pero no aporta la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón del feto. [33]

Sin embargo, la fMCG tiene buena relación señal/ruido y una buena definición de la forma de la onda de la actividad eléctrica.

Recordemos que las técnicas de magnetocardiografía MCG y fMCG están basadas en los principios físicos de despolarización y repolarización de las células miocárdicas, siendo posible conocer las fuentes de corriente eléctricas mediante la medición del potencial eléctrico y las componentes del campo magnético. [33]

En comparación con el registro obtenido en electrocardiografía ECG, la magnetocardiografía mide el valor del campo magnético generado por las ondas de despolarización y repolarización.

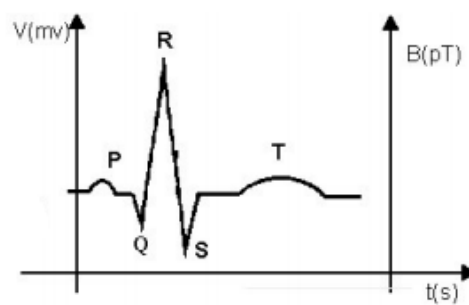


Figura 7.2 : Medida de la señal ECG y en MCG [33]

7.2. Detectores de campo biomagnético.

Una forma común de medir campos magnéticos es a través de la medición de la diferencia de potencial inducida en una bobina. De hecho, este fue el método usado en biomagnetismo y llevado a cabo por Baule y McFee, para medir el campo eléctrico del corazón.

Los detectores de campos magnéticos se pueden clasificar en dos grupos, los que funcionan a temperatura ambiente y los que funcionan a bajas temperaturas, es decir, temperaturas del helio o nitrógeno líquido.

- Dispositivos superconductores de interferencia cuántica. [33]

Dentro de los detectores que trabajan a bajas temperaturas esta los dispositivos superconductores de interferencia cuántica, SQUID. Su funcionamiento se basa en un efecto cuántico, el efecto de Josephson.

En una corriente eléctrica que circula por un conductor separado de otro por una capa de aislante, los electrones pueden atravesar esa barrera. Esto se conoce como tunelamiento.

Para superconductores, este fenómeno también ocurre, pero con los electrones emparejados en los que se conoce como pares de Cooper. El tunelamiento, es decir, el paso de los pares de Cooper por la barrera se conoce efecto Josephson.

El superconductor está separado por una capa aislante, conocida como unión Josephson, por la que circula una corriente que es alterada en presencia de campo magnético. Los SQUIDs registran esta variación de corriente, que permite determinar el flujo magnético.

Los SQUIDs permiten medir campos del orden de 10^{-15} Teslas. La elevada sensibilidad de los SQUIDs tiene un coste muy alto. Hoy en día, los que se utilizan en el área de biomagnetismo están constituidos por titanio y niobio. Estos materiales adquieren superconductividad a temperaturas muy bajas, del orden de 4 Kelvin, por lo que hay que enfriarlos con helio líquido.

Se han ido investigando las temperaturas de distintos materiales superconductores, y se descubrieron materiales superconductores a 95 Kelvin, lo que permite usar nitrógeno líquido para enfriarlo, que es menos costoso.

Estos equipos permiten hacer exploraciones no invasivas para el análisis e investigación de ciertas estructuras del cuerpo humano.

7.3. Resonancia magnética cardiaca.

La resonancia magnética cardiaca RMC es una técnica diagnóstica de imagen para el estudio detallado de los distintos componentes del corazón, incluyendo las válvulas y las cavidades. Se caracteriza por ser un estudio no invasivo, no usa radiaciones ionizantes, y seguro.

El equipo de resonancia magnética se compone de varias partes:

- Un **imán** de dimensiones lo suficientemente grande como para que pueda introducirse una persona dentro de él.
- Un emisor de **radiofrecuencias**.
- Una **bobina de gradientes** para hacer cambiar el campo magnético de forma rápida.
- Una **bobina** o antena para recoger la señal de radiofrecuencia emitida por el cuerpo.
- Una **camilla** para poder mover al paciente al interior del imán.
- Un **ordenador** para procesar todos los datos recogidos y crear la imagen.

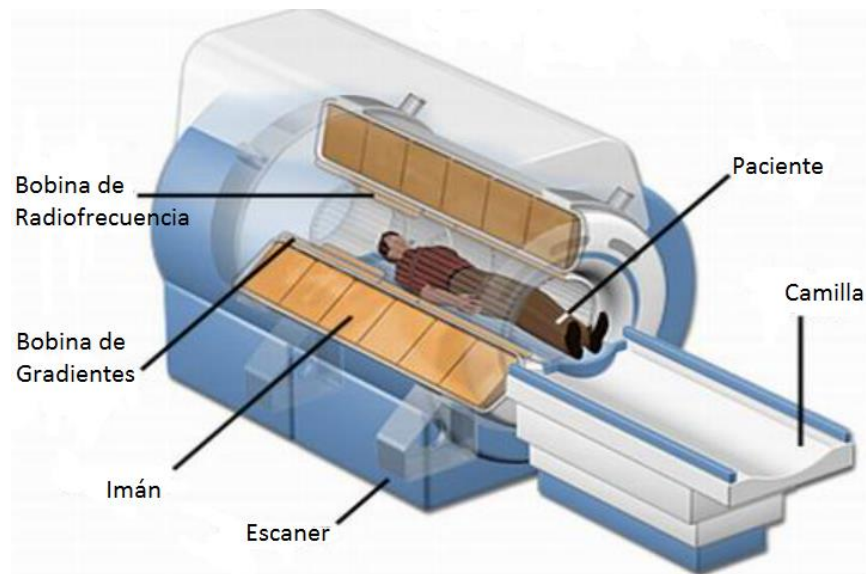


Figura 7.3: Resonancia magnética, RM [31]

El examen comienza con el paciente sobre la camilla, llevándolo al interior del imán y situando una bobina o antena en la zona a estudiar.

Una vez dentro, los átomos de hidrógeno de nuestro organismo se alinean con el campo magnético existente. El núcleo de Hidrógeno, o protón, presenta un movimiento de spin magnético: gira sobre sí mismo, siendo la dirección del eje de giro de este movimiento lo que se alinea con el campo magnético.

Se emiten una serie de señales de radiofrecuencia para desestabilizar los núcleos que previamente han sido alineados. Cuando desaparecen las señales de radiofrecuencia, los núcleos tienden a su posición de alineamiento, emitiendo energía en forma de señal de radiofrecuencia. Esta señal es captada por la bobina o antena y es enviada al ordenador conectado con el aparato de resonancia, para ser procesada. Las imágenes obtenidas son el blanco y negro y pueden visualizar la parte del organismo en estudio en 3 dimensiones.

Con la resonancia magnética no se han observado consecuencias dañinas para el paciente. No obstante, la presencia de un imán con campo magnético tan intenso hace peligroso el acercarse a él con objetos metálicos. Por ello, antes de realizar el examen se hace quitar al paciente todo tipo de elementos metálicos como pueden ser relojes, joyas y otros. Además de ciertos cosméticos como el maquillaje y el esmalte de uñas, que pueden contener trazas metálicas.

Los pacientes con dispositivos implantables, marcapasos y desfibriladores, no pueden realizarse esta prueba ya que puede interferir el campo magnético con dichos dispositivos.

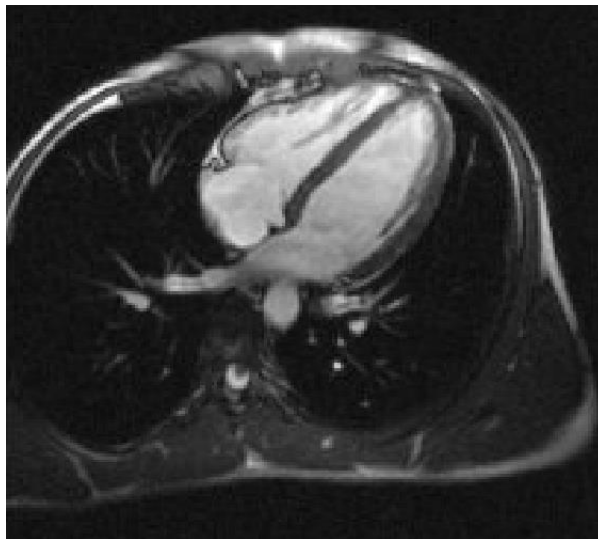


Figura 7.4: Resonancia magnética cardíaca.

8. Conclusiones.

Una vez desarrollado el trabajo, llegamos a la conclusión de que los conocimientos en Física son cada vez más importantes para la medicina.

Algo tan imprescindible como es el latido del corazón, se basa en el fenómeno físico de generación y conducción de un impulso eléctrico. La representación de este impulso eléctrico a lo largo de las distintas cavidades del corazón, viene dado por una onda característica que se muestra en escala de tensión y tiempo de duración.

Las distintas técnicas para medir la onda que genera el impulso eléctrico, y en consecuencia conocer el ritmo cardiaco, son la electrocardiografía y la vectorcardiografía. Una mide la componente escalar y la otra la componente vectorial del potencial eléctrico generado en el corazón.

Tanto en diagnóstico como en tratamiento, la Física está cada vez más presente por sus técnicas en obtención de la señal eléctrica del corazón. Así como en diagnóstico por imagen, principio de funcionamiento de la Resonancia magnética, que utiliza campos magnéticos para su obtención.

Actualmente, la Física en medicina esta en continuo desarrollo, investigando sobre nuevos aparatos mucho más potentes y sensibles para el diagnóstico de enfermedades.

9. Bibliografía.

- [1] http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm
- [2] <http://eldiariodelasalud.com/2015/06/18/el-corazon-puede-estar-del-lado-derechocierto-o-falso/>
- [3] <http://elcomofuncionadelas cosas.com/como-funciona-el-corazon/>
- [4] "Electrofisiología cardiaca clínica"; V. Llavador Sanchis, Rafael Sanjuan Mañez
- [5] <http://www.itaca.edu.es/potencial-accion-cardiaco.htm>
- [6] <http://www.dalcame.com/ecg.html#.V31vI49OI2w>
- [7] <http://ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-humana-2011-g367/material-de-clase/bloque-tematico-1.-fisiologia-del-aparato/tema-2.-propiedades-electricas-del-corazon/tema-2.-propiedades-electricas-del-corazon>
- [8] <http://www.iqb.es/cardio/fisiologia/fisio01.htm>
- [9] "Bioelectromagnetism, chapter 6: The heart"; Jaako Malmivuo
- [10] http://agrega.educacion.es/repositorio/14062013/d1/es_2013061412_9103901/lookup%20dup%20corazon%20web/explorando_el_corazn.html
- [11] <http://www.my-ekg.com/como-leer-ekg/eje-cardiaco.html>
- [12] "Bioelectromagnetism, chapter 15: Lead ECG system"; Jaako Malmivuo
- [13] "Bioelectromagnetism, chapter 17: Other ECG lead systems"; Jaako Malmivuo
- [14] "Bioelectromagnetism, chapter 19: The basis of ECG diagnosis "; Jaako Malmivuo
- [15] "The theoretical basis of electrocardiology"; Nelson CV
- [16] <http://www.monografias.com/trabajos94/senal-ecg/senal-ecg.shtml>
- [17] "Electrocardiografía clínica"; C. Castellano, Miguel A. Pérez de Juan
- [18] "Principles of clinical electrocardiography"; Goldman MJ
- [19] "Bioelectromagnetism, chapter 16: Vectorcardiographic lead system"; Jaako Malmivuo
- [20] "Diseño y construcción de un vectorcardiografo", Facultad de ingeniería eléctrica y computación de Ecuador; P. Chiquito Indacochea, N. Sumba Zhongor, G. Velásquez Figueroa, M. Yapur Auad
- [21] "La Vectorcardiografía"; Ariana Velasco del Olmo

- [22] http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Proced/icd_sp.cfm
- [23] "Cardioversores Automáticos Implantables", Facultad de medicina e ingeniería de Uruguay; Luis Eduardo Brioso
- [24] "Desfibriladores Automáticos Implantables", Grupo de arritmias cardiacas de la sociedad española de medicina; A. Martín Martínez, C. del Arco Galán, C. Suero Méndez
- [25] " Bioelectromagnetism, chapter 24: Cardiac Desfibrillation"; Jaako Malmivuo
- [26] <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/tratamientos/marcapasos.html>
- [27] http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1405-99402011000200005
- [28] <http://www.madrimasd.org/canales/salud-biomedicina/blog/marcapasos-eternos>
- [29] "Magnetism un medicine, chapter 2: Biomagnetism" ; Wilfried Andra y Hannes Nowak
- [30] "Magnetism un medicine, chapter 3: Magnetic resonance" ; Wilfried Andra y Hannes Nowak
- [31] <http://es.slideshare.net/ErnestoSarmientoAlvarado/resonancia-magntica-51973620>
- [32] " Bioelectromagnetism, chapter 20: Magnetocardiography"; Jaako Malmivuo
- [32] "Detection of the magnetic field of the heart"; Baule y McFee
- [33] "Técnicas biomagnéticas y su comparación con los métodos bioeléctricos", Instituto de investigaciones médicas de Méjico; M. Sosa, J.J. Bernal Alvarado, J.L. González, G. Gutiérrez Juárez y M. Vargas Luna