



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

T E S I S

ALUMNA:

Cordova Miranda Elizabeth Alejandra.

**“DISEÑO DE UN SISTEMA DE
INTERCONEXIÓN DE SENSORES
PARA UN
ELECTROCARDIÓGRAFO CON
COMUNICACIÓN BLUETOOTH.”**

Ingeniería Eléctrica-Electrónica.

2008





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Jurado asignado:

Presidente	Ing. Gabriel Alejandro Jaramillo Morales
Vocal	Ing. Rodolfo Peters Lammel
Secretario	M.I Lauro Santiago Cruz
1er. Suplente	M.I Juan Manuel Gómez González
2do. Suplente	M.I Sergio Quintana Thierry

Sitio donde se desarrolló el tema:

Facultad de Ingeniería

Asesor del tema:



Ing. Rodolfo Peters Lammel

“All you need is love.”

John Lennon/Paul McCartney.

Agradecimientos.

Gracias a Dios por permitirme llegar a cumplir esta meta tan importante, por escuchar mis plegarias y por acompañarme en los momentos más difíciles de mi existencia.

A la Universidad Nacional Autónoma de México quien me dio la oportunidad de estudiar una carrera, de realizarme como ser humano y como profesionalista.

A mis padres, Hugo y Alejandra por apoyarme y confiar siempre en mí, por sus palabras de cariño y de aliento, por ser un ejemplo de esfuerzo y de entrega hacia sus hijos y por su compañía e infinito amor.

A mi hermana Belem por su calidez, su bondad, ternura y buen humor, por ser también mí mejor amiga y por quererme tanto.

A mi hermano Hugo por su gran corazón y nobleza. Ojala que este logro te sirva como inspiración y ejemplo de que los sueños se vuelven realidad si pones todo tu corazón y empeño en ellos.

A mi abuelita Consuelo quien siempre me ha colmado de amor y de bendiciones, por su gran fuerza de voluntad ante la adversidad y por su ejemplo como una gran mujer. A mi abuelito Alfonso por su cariño, por creer en mí desde que era una niña y por sus palabras de apoyo.

A mi abuelito Ignacio por su cariño incondicional, porque desde pequeña me inculcó el amor hacia esta Universidad y sembró en mí el deseo de estudiar una carrera en ella.

A Javier mi gran amor y mi mejor amigo. Por tu enorme corazón y por siempre llenar de amor a los que te rodean. Por toda la felicidad con la que me has colmado durante estos años. Por tu apoyo incondicional durante la realización de esta Tesis. Por amarme.

A la familia Retana, Sr. Guillermo, Sra. Leticia y Lety por su apoyo moral, económico y por todo su cariño durante estos años, por las palabras de aliento y por creer en mí. Por convertirse en mis segunda familia y por brindarme un segundo hogar. Sin ustedes este logro no hubiera sido posible.

A la Sra. Gabina y al Sr. Guillermo por su calidez y sus buenos deseos.

A mi asesor de Tesis, Ing. Rodolfo Peters Lammel por sus consejos, paciencia y por apoyarme en la realización de este trabajo. Por ser uno de los mejores profesores que he tenido y por todo el apoyo brindado a los estudiantes de Ingeniería Eléctrica de esta facultad.

Al Ing. Gabriel Alejandro Jaramillo Morales por las palabras de aliento y consuelo. Por la revisión hecha a este trabajo y por su interés en mejorarlo.

Al M.I Sergio Quintana Thierry, al M.I Juan Manuel Gómez González y al M.I Lauro Santiago Cruz por su revisión y aportaciones durante la realización de esta Tesis.

Y sobre todo a ti Voluntad, por no abandonarme, por darme alientos y porque demostraste ser más fuerte de lo que jamás pensé.

Gracias.

Índice de contenido.

Objetivos	1
1. Conceptos Básicos de la Electrocardiografía	1
1.1 Primeras investigaciones del potencial eléctrico en seres vivos	2
1.2 Evolución de los dispositivos de registro del potencial eléctrico del corazón	7
1.3 Señales bioeléctricas	13
1.4 Fisiología del corazón	18
1.5 Señal electrocardiográfica (ECG)	22
1.6 Representación gráfica de las señales ECG	24
2. El Electrocardiógrafo	32
2.1 El instrumento biomédico.	33
2.2 Funcionamiento de un electrocardiógrafo estándar.	36
2.3 Diseño de un electrocardiógrafo ideal.	42
2.4 Cálculo y simulación de un filtro pasa-banda.	49
3. Protocolo Bluetooth	59
3.1 Antecedentes.	60
4. Diseño e implementación del dispositivo Bluetooth en el Electrocardiógrafo	72
4.1 Diseño del dispositivo Bluetooth para la interconexión de sensores... ..	73
4.2 Diagrama del dispositivo Bluetooth en el electrocardiógrafo.....	87

5. Conclusiones	88
Glosario	I
Anexo	II
Bibliografía	III

Índice de figuras.

1.1.1 Experimento de Jan Swammerdam.	2
1.1.2 Dibujo de Emil Du Bois-Reymond.	5
1.2.1 Electrómetro capilar de Lippman.	9
1.2.2 Primer electrocardiógrafo de cuerda de Einthoven.	10
1.2.3 Imágenes del software utilizado para el proceso y análisis de la señal electrocardiográfica.....	12
1.3.1A Esquema del potencial de acción celular ideal	16
1.3.1B Esquema del potencial de acción celular real.....	16
1.4.1 Vista frontal esquemática de un corazón humano.....	19
1.4.2 Sistema Excito-Conductor del corazón humano.....	20
1.6.1 Derivaciones frontales	25
1.6.2 Derivaciones precordiales u horizontales	26
1.6.3 Elementos que conforman un ciclo cardíaco.....	27
2.1.1 Diagrama de bloques del Instrumento biomédico.	33
2.2.1 Registro de la señal ECG en papel milimétrico..	37
2.2.2 Diagrama para la colocación de las derivaciones precordiales en el paciente.	38
2.2.3 Tabla de colores de los latiguillos de conexión de los electrodos..	38
2.2.4 Realización de un estudio ECG.....	40
2.2.5 Prueba del esfuerzo sobre una banda sin fin..	41

2.3.1	Diseño del electrocardiógrafo ideal.	42
2.3.2	Electrodos de placa metálica para extremidades.	44
2.3.3	Electrodos de succión..	45
2.4.1	Respuesta en frecuencia normalizada de un filtro paso-banda.....	49
2.4.2	Diagrama de configuración para un filtro paso-banda tipo Butterworth	50
2.4.3	Implementación de un filtro Paso-banda tipo Butterworth por medio del programa PSpice.	55
2.4.4	Comportamiento del filtro paso-banda con respecto a la frecuencia.....	56
2.4.5	Comportamiento del filtro paso-banda con respecto al tiempo.....	57
3.1.1	Tabla de clasificación de los dispositivos Bluetooth de acuerdo con su potencia..	62
3.1.2	Chip Bluetooth fabricado por Bluemoon.	66
3.1.3	Módulo Bluetooth fabricado por OEM.	67
3.1.4	Diagrama de la pila del protocolo Bluetooth..	68
4.1.1	Envío de la señal ECG por medio del emisor y receptor Bluetooth..	73
4.1.2	Diagrama de configuración del emisor Bluetooth.	76
4.1.3	Esquema de varios canales de transmisión simultánea.	77
4.1.4	Funcionamiento de un MUX y un De-MUX.....	78

4.1.5 Multiplexación por división de tiempo.....	79
4.1.6 Multiplexación por división de frecuencia..	80
4.1.7 Diagrama de configuración del receptor Bluetooth.....	83
4.1.8 Elementos que componen al dispositivo Bluetooth.	84
4.1.9 Pila del protocolo y módulo Bluetooth Rok 101 008 fabricado por Ericsson.....	85
4.1.10 Diagrama de conexión del PIC16F874.....	86
4.2.1 Implementación del dispositivo Bluetooth en el diseño del electrocardiógrafo.....	87

Objetivos.

El objetivo de esta investigación es enfocarse en el estudio del corazón y la necesidad de sensar la señal electrocardiográfica (ECG) con un equipo inalámbrico que permita una mayor libertad de movimiento al paciente. Para esto es necesario el uso de tecnología que garantice la transmisión confiable de datos, que no interfiera con las señales biológicas que se monitorean y que no altere el diseño previo del instrumento biomédico, en este caso, un electrocardiógrafo.

El principal objetivo de este trabajo de Tesis es proponer el diseño de un sistema de interconexión de sensores que funcionen a través de la tecnología Bluetooth y aunque se trata de una propuesta de diseño, se desea sustentar la teoría de que es posible implementar esta tecnología de comunicación inalámbrica en electrocardiógrafos ya diseñados y construidos, esto con el fin de dotarlos de aplicaciones que los vuelvan más flexibles y cuyo diseño haga frente a los nuevos tipos de estudios que la Medicina demanda realizar en sus pacientes para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardíacas.

El uso de la tecnología Bluetooth no representaría un costo extra excesivo ni una alteración en el diseño original del instrumento.

A través de este trabajo se busca realizar un análisis de las características y ventajas al utilizar la tecnología Bluetooth como herramienta inalámbrica y cuyas cualidades permitirán una fácil y económica adaptación a los instrumentos diseñados y construidos para el registro de la señal ECG (electrocardiográfica).

Se busca dar un primer paso en el uso de esta tecnología a partir de la propuesta de diseño que se propone en esta investigación. Dicha propuesta parte desde el diseño mismo del electrocardiógrafo, con el cual muchos estudiantes de la rama de Ingeniería Biomédica se encuentran familiarizados.

En el caso de los temas dedicados a la electrocardiografía clínica, ésta es de suma importancia ya que su estudio debe tomarse como principio básico al momento de diseñar un electrocardiógrafo.

Debido a que el estudiante de Ingeniería Biomédica debe tener un conocimiento previo de ciertas ramas de la Medicina y de los procesos bioquímicos del cuerpo humano, se busca con esta investigación y a través de un lenguaje sencillo y dinámico, brindarle una herramienta más en la comprensión de éstos y otros temas referentes a la fisiología cardíaca y los procesos de potenciales eléctricos.

También se incluye un Glosario de términos utilizados en este trabajo, con el fin de hacerlo más entendible para aquellos que no se encuentren familiarizados con ciertos conceptos médicos y tecnológicos.

Se desea que este trabajo de Tesis sirva de inspiración y como el primer paso para la continuación en el desarrollo de este tema y que más adelante pueda llevarse a cabo la implementación física de este dispositivo inalámbrico.

1. Conceptos Básicos de la Electrocardiografía.

- 1.1 Primeras investigaciones del potencial eléctrico en seres vivos.
 - 1.2 Evolución de los dispositivos de registro del potencial eléctrico del corazón.
 - 1.3 Señales bioeléctricas.
 - 1.4 Fisiología del corazón.
 - 1.5 Señal electrocardiográfica (ECG).
 - 1.6 Representación gráfica de las señales ECG.
-
-

1.1 Primeras investigaciones del potencial eléctrico en seres vivos.

El estudio de los fenómenos eléctricos se inició desde el tiempo de los griegos alrededor del año 400 a.C. Sin embargo no se realizó intento alguno por justificar la presencia de distintas fuerzas eléctricas.

En 1662, es publicado de manera póstuma el trabajo de René Descartes en donde explica el movimiento humano en términos de la interacción mecánica compleja de fibras, poros, pasajes y los “espíritus animales”. Habiendo trabajado en sus ideas durante la década de 1630 abandona su publicación a causa de la persecución de otros pensadores radicales tales como Galileo.

Jan Swammerdam, un holandés, refuta la teoría mecanicista del movimiento animal de Descartes quitando el corazón a una rana y mostrando que aún era capaz de nadar. Al quitar el cerebro se detenía todo movimiento (que estaría de acuerdo con la teoría de Descartes) pero entonces, cuando la rana se disecó y un nervio seccionado estimulado con un escalpelo se observó que los músculos se contraían. Esto demostró que el movimiento de un músculo podría ocurrir sin conexión al cerebro y por lo tanto la transmisión de ‘los espíritus animales’ no era necesario. En 1668 refina sus experimentos sobre la contracción del músculo y la conducción de los nervios. En un experimento suspendió un músculo en un gancho de latón dentro de un tubo de vidrio con una gota de agua para detectar el movimiento e ‘irritaba’ el nervio con un alambre de plata. Figura 1.1.1.

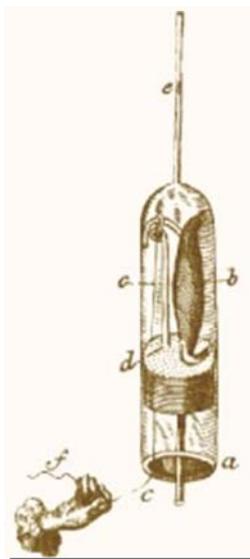


Figura 1.1.1

Edward Bancroft (1769) demuestra que la descarga que produce la especie del pez conocida como Torpedo, es de origen eléctrico. Aunque la teoría eléctrica dictó que esa carga eléctrica siempre fluiría por conductores y se difundiría de áreas de carga alta hacia otras de carga baja, desde que se observó que los tejidos vivos eran conductores era imposible imaginarse cómo podría existir dentro de un animal un desequilibrio de la carga y cómo podrían utilizar la electricidad para la conducción nerviosa, ni para producir descargas. Además, “agua y electricidad no mezclan” así que la idea de un “pez eléctrico” no era generalmente aceptada.

No fue sino hasta 1787 cuando el científico italiano Luigi Galvani (1737-1798) demostró que, aplicando una pequeña corriente eléctrica a la médula espinal de una rana, se producían grandes contracciones musculares en los miembros de la misma. Estas descargas podían lograr que las patas (incluso separadas del cuerpo) saltaran igual que cuando el animal estaba vivo.

El médico había descubierto este fenómeno mientras disecaba una pata de rana, su bisturí tocó accidentalmente un gancho de bronce del que colgaba la pata. Se produjo una pequeña descarga, y la pata se contrajo espontáneamente.

Mediante repetidos y consecuentes experimentos, Galvani se convenció de que lo que se veía eran los resultados de lo que llamó “electricidad animal”.

Entre sus experimentos destaca uno en el que ponía en contacto dos cilindros metálicos, de distinto material, con un músculo o nervio vivo y así generar una contracción. El resultado hizo creer a Galvani que la contracción producida por la estimulación se debía enteramente a la electricidad generada entre los tejidos.

En una de sus conferencias en la Universidad de Pavia, el profesor de física Alessandro Volta (1745-1820) puso en duda las conclusiones de Galvani negando la existencia de electricidad producida por animales, asegurando que ésta se debía a la estimulación eléctrica aplicada a los dos cilindros. En medio de una gran controversia y convencido de demostrar que estaba en lo cierto, Volta siguió con sus investigaciones y construyó la pila eléctrica (pila voltaica) la cual se considera fundamento de la electroquímica.

Como una sucesión de hechos, fue en el año de 1820 cuando Oersted, trabajando con esta pila, descubrió la liga entre la electricidad y el magnetismo, en cuál sería la base para el desarrollo del galvanómetro y haría posible la medición de electricidad en seres vivos.

Los cuestionamientos de Volta hicieron que Galvani continuara con sus experimentos para demostrar que el músculo se contraía aun sin la presencia de instrumentos metálicos. Comprobó que si un nervio era obligado a tocar dos puntos de un tejido, uno de ellos sano y otro con una lesión, el nervio aun así se contraería. El fisiólogo llamó a esta forma de producir energía “bioelectrogénesis” y llegó a la conclusión de que la electricidad necesaria no provenía del exterior, sino que era generada en el interior del propio organismo vivo que, una vez muerto, seguía conservando la capacidad de conducir el impulso y reaccionar a él consecuentemente. Es decir, descubrió que un músculo lesionado, en reposo, se comporta como una fuente de corriente eléctrica.

Pensó correctamente que la electricidad biológica no era diferente de la producida por otros fenómenos naturales como el rayo o la fricción, y dedujo con

acierto que el órgano encargado de generar la electricidad necesaria para hacer contraer la musculatura voluntaria era el cerebro.

Demostró asimismo que los “cables” o “conectores” que el cerebro utilizaba para canalizar la energía hasta el músculo eran los nervios.

A pesar de que Galvani probó la existencia de los fenómenos electro-motrices, fue hasta 1843 cuando Emil Du Bois-Reymond (1818-1896) midió y registró la magnitud del potencial eléctrico de los tejidos vivos mediante un galvanómetro propio. En la figura 1.1.2 se muestra uno de sus dibujos en donde ilustra la polarización y el campo eléctrico en el nervio.

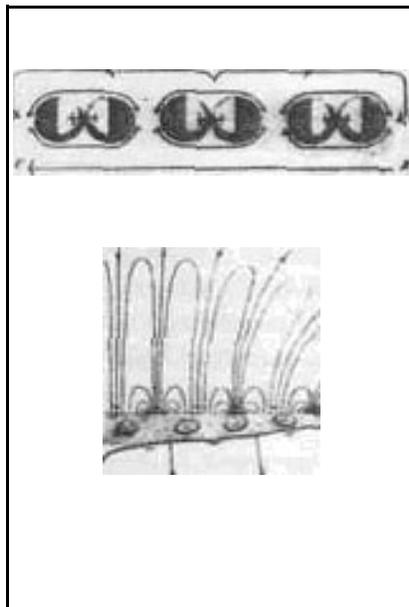


Figura 1.1.2

También encontró que si un nervio del músculo afectado era estimulado repetidas veces, la diferencia de potencial entre la parte sana y la dañada disminuía considerablemente, a lo que llamó una “variación negativa” o “corriente de acción” del músculo, usando el término negativo en un sentido algebraico más que eléctrico, para implicar que la amplitud de la corriente registrada disminuía.

Kölliker y Müller demostraron en 1856 que la variación negativa estaba presente en el latido del corazón; En la década de 1870 quedó bien establecida la teoría de los fenómenos electromotrices del músculo cardíaco. En consecuencia, el conocimiento de estos fenómenos dependió del desarrollo de instrumentos adecuados y con la suficiente sensibilidad para registrar los potenciales eléctricos generados por el corazón.

En el transcurso de las siguientes décadas, muchos científicos y fisiólogos continúan estudiando y experimentando con la electricidad registrada en los seres vivos.

Es en 1887 que el fisiólogo británico Augustus D. Waller de la St Mary's Medical School publicó el primer electrocardiograma humano utilizando para su registro un voltímetro de capilaridad de Thomas Goswell, un técnico de laboratorio. Dos años después Willem Einthoven ve a Waller demostrar su técnica en el Primer Congreso Internacional de Fisiólogos en la ciudad Bali. Waller a menudo hacía las demostraciones utilizando su perro "Jimmy" que se quedaba en pie pacientemente con sus patas en frascos de vidrio con suero salino.

A partir de ahí Einthoven regresa a su laboratorio en Holanda con nuevas ideas para continuar con sus investigaciones.

Interesado en las diferentes afecciones cardíacas, entre 1908 y 1913 estudió el funcionamiento de corazones sanos para así delimitar un cuadro de referencia, gracias al cual podía estudiar las desviaciones provocadas por la enfermedad.

Sus descubrimientos, que revolucionaron el estudio, diagnóstico y tratamiento de las patologías cardíacas, le valieron el Premio Nobel de Medicina en 1924.

1.2 Evolución de los dispositivos de registro del potencial eléctrico del corazón.

Los primeros galvanómetros que se utilizaron para las investigaciones con ranas solo servían para detectar la presencia de electricidad y no para medirla, esto debido a que estaban contruidos a base de bobinas móviles y carecían de la suficiente sensibilidad para medir potenciales eléctricos tan pequeños.

Dubios-Reymond en 1849 se dio a la tarea de construir un galvanómetro que tuviera la sensibilidad suficiente como para medir corrientes bioeléctricas. Su instrumento tenía un rollo de alambre con casi 24,000 vueltas (5 km de cable) y aunque fue uno de los más sensibles de su época, solo muestreaba la magnitud de la corriente por pequeños intervalos de tiempo, de ahí que lo nombrara reótomo. A lo largo de la década, varios científicos contribuyeron al mejoramiento del aparato, entre esos Heinrich Lenz quien en 1854 desarrolla un método para trazar la variación de la corriente eléctrica con respecto al tiempo.

En 1868 Julius Bernstein construyó una versión mejorada del instrumento de DuBois, resolviendo el problema de la lentitud apoyándose en un marcador mecánico y mejorando la sensibilidad del galvanómetro a través de un método matemático. Nombró a su aparato "reótomo diferencial" con el cual se obtuvieron los primeros electrocardiogramas.

Más adelante, Bernstein construiría un nueva versión de su aparato, solucionando los problemas que representaban el uso del galvanómetro ya que éste era demasiado lento para medir el potencial de acción y muy insensible.

Para lograr que sus mediciones fueran más rápidas, conectó el galvanómetro a los electrodos de registro solamente durante una fracción de milisegundo y después de cierto retardo con respecto al estímulo. Como el retardo era variable, éste podía determinarse con una precisión mayor de un milisegundo, y ya que el intervalo de muestreo era corto comparado con el potencial de acción, podía examinar cualquier porción de él simplemente ajustando el retardo.

En el caso de la sensibilidad, Bernstein estimulaba rápidamente el nervio, conectando el galvanómetro por intervalos de igual duración después de cada estímulo (con un retardo constante) de manera que el aparato recibía una descarga de muestras idénticas. De esa manera las muestras se sumaban y como la lectura del galvanómetro era proporcional a su número, multiplicando por la amplitud de la muestra individual y así comparando las lecturas de diferentes retardos. Esto es, comparó las intensidades relativas de las diferentes porciones del potencial de acción y así reconstruyó su curso temporal.

Aún así, la resolución quedó limitada por el intervalo de muestreo que era de 0.5 [ms] en un caso típico pero logrando así que el galvanómetro pudiera responder a una sola muestra breve de la corriente de lesión.

En 1875 Gabriel Lippman da a conocer su electrómetro capilar el cual consistía en un delgado tubo de vidrio terminado por una extremidad capilar muy fina, parcialmente lleno de mercurio, sobre el cual reposaba una capa de ácido sulfúrico diluido. Los electrodos se unían al ácido sulfúrico y al mercurio, respectivamente, y las variaciones de potenciales eléctricos que se establecían entre ellos modificaban la tensión superficial y hacían que el menisco de separación entre el mercurio y el ácido sulfúrico se desplazara por encima o por debajo del tubo capilar. La zona de separación de los dos líquidos era iluminada y la imagen del menisco era aumentada por medio de una lente apocromática y proyectada sobre una hendidura vertical, detrás de la cual se deslizaba una placa fotográfica a una velocidad constante. Este instrumento (Figura 1.2.1) tenía la ventaja de ser aperiódico, con el gran inconveniente de tener una inercia exagerada, que lo hacía muy lento, además de no permitir el registro de potenciales de alta frecuencia.



Figura 1.2.1

Einthoven adopta este electrómetro para continuar con sus investigaciones y desarrolla un método matemático para corregir el error en el cálculo que el mismo aparato ocasionaba.

Durante un par de décadas, Einthoven continuó utilizando el electrómetro para sus investigaciones pero el tiempo que gastaba en calcular las correcciones hizo que se interesara en el galvanómetro de bobina de Desprez y d'Arsonval, haciéndole una mejora crucial al aparato: convierte la media espiral de la bobina transformándola en un hilo único cubierto de plata extendido entre dos soportes y sometido al campo magnético de un electroimán.

En todo este complicado trabajo, Einthoven, que era torpe con sus manos, fue ayudado por su asistente de laboratorio Van de Woerd, quién fabricó muchos de los intrincados elementos del nuevo galvanómetro al que bautizaron como galvanómetro de cuerda.

El galvanómetro de cuerda había tenido su precursor en el oscilógrafo, diseñado para uso práctico por Eugene Blondel.

En 1901 Einthoven publicó su artículo «*Un nuevo galvanómetro*» y en 1903, publica «*El registro galvanométrico del electrocardiograma humano, con una revisión del electrómetro capilar en fisiología*», trayéndole a su trabajo una vasta repercusión mundial, lo que explica que muchas veces se considere este año como el punto de partida del invento. En dicho artículo, el autor comienza analizando las similitudes y diferencias de los trazados obtenidos con los dos aparatos.

El primer electrocardiógrafo de cuerda de Einthoven (Figura 1.2.2) poseía características que no permitían su transporte al hospital. La masa era de poco más de 270 kg, ocupaba dos piezas, requería al menos 5 personas para su operación y la complejidad de la asistencia técnica impedía su ubicación en el laboratorio de fisiología.

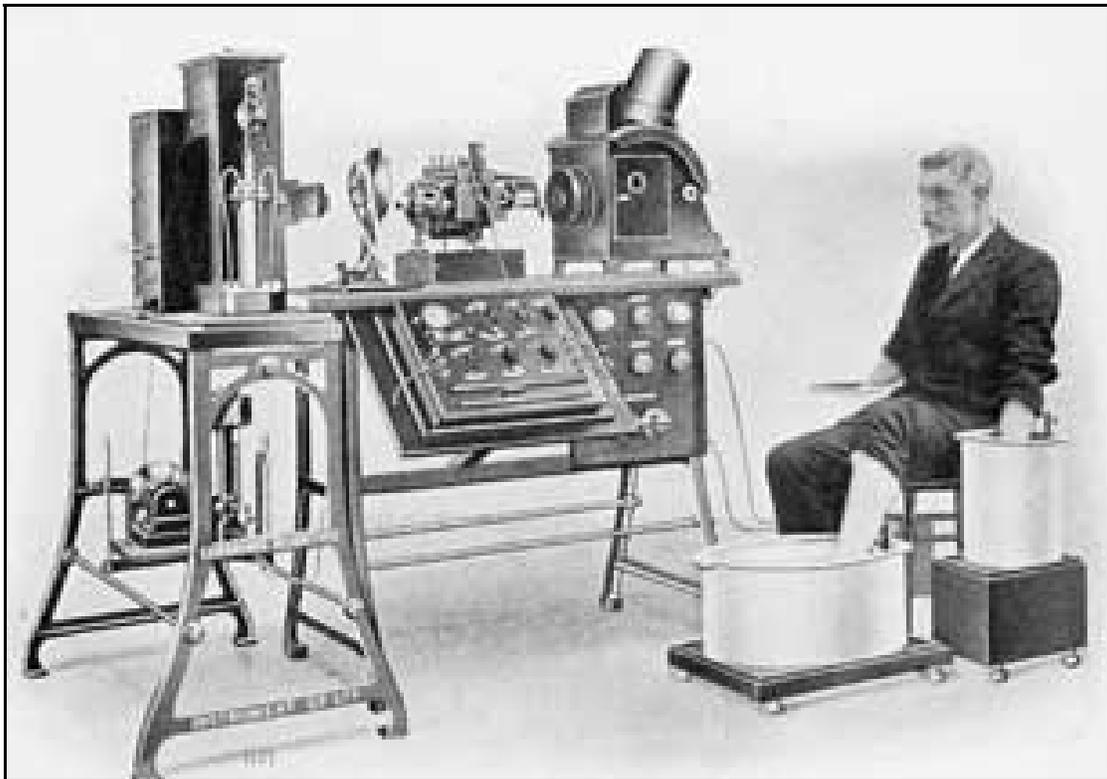


Figura 1.2.2

Debido a esto, Einthoven, en conjunto con la Sociedad de Ciencias de Holanda y el hospital de la Universidad de Leiden, desarrollaron un sistema en el cual los pacientes eran examinados en el hospital, con sus extremidades inmersas en baldes con una solución conductora, y el registro era hecho en el laboratorio, esto por medio de los cables subterráneos de la compañía telefónica de Leiden, obteniendo numerosos registros llamados telecardiogramas.

El éxito obtenido por Einthoven hizo que rápidamente las compañías manufactureras se interesaran por producir versiones comerciales del aparato, y así la Cambridge Scientific Instrument Co., fundada en 1881 por el hijo menor de Charles Darwin, Horace Darwin, produjera los primeros aparatos.

En 1908 se vendió el primer aparato comercial. Posteriormente se trabajaría en la mejoría de los electrodos, reduciéndose el tamaño de los cilindros originales de Einthoven de soluciones de electrólitos, que se mantuvieron hasta 1930.

En esa fecha, la Cambridge Instruments Company de Nueva York introdujo los electrodos de placa, hechos de plata alemana. El electrodo de succión para las precordiales fue introducido por Rudolph Burger en 1932, y modificado a su forma actual por Welsh.

En 1928 Ernstine y Levine anunciaron el uso de tubos de vacío que amplificaran el electrocardiograma en lugar de mecanismos de índole mecánica como el galvanómetro de filamento.

A lo largo de las décadas se continuó investigando y desarrollando mejoras al electrocardiógrafo y es en 1949 que el médico Norman Jeff Holter desarrolla una mochila de 37 kg que podía registrar el ECG del que la portaba y transmitir la señal. Su sistema (el monitor Holter) fue posteriormente reducido en tamaño de manera notable combinándose con la grabación digital en cinta y utilizado para el registro ambulatorio de ECGs.

La evolución de las computadoras hizo que el electrocardiógrafo se volviera más versátil y es un apoyo importante tanto en la obtención como en la interpretación de registros. Figura 1.2.3.

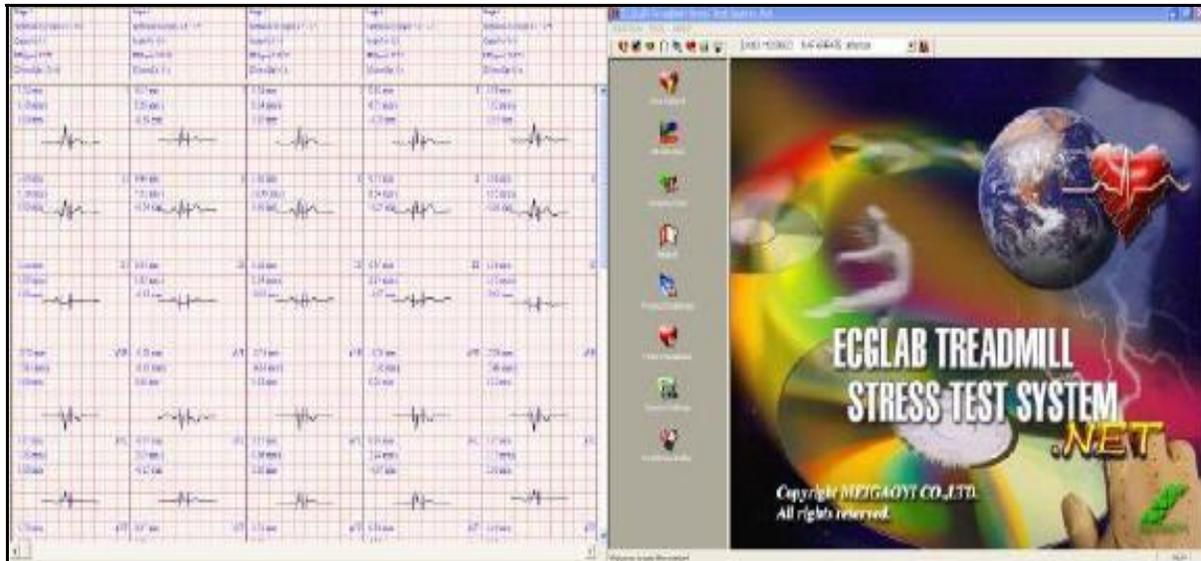


Figura 1.2.3

Actualmente la mayoría de los hospitales cuentan con un electrocardiógrafo que se opera a través de equipo de cómputo.

1.3 Señales Bioeléctricas.

La señal bioeléctrica es propia de los sistemas biológicos. Su fuente es el potencial transmembrana el cual, ante ciertas condiciones, puede variar para generar una diferencia de potencial (potencial de acción).

Potencial transmembrana

La membrana de las células está polarizada debido a que hay un reparto desigual de cargas eléctricas entre el interior y el exterior de la célula. Esto crea una diferencia de potencial, siendo el exterior positivo respecto al interior.

En el exterior, en el líquido intersticial, el anión más abundante es el de cloro. En el citoplasma, los aniones más abundantes son las proteínas, que en el pH celular se ionizan negativamente. El catión más abundante en el líquido intersticial es el de sodio, y en el citoplasma el de potasio.

El desequilibrio iónico que produce la polarización de la membrana es debido a la distinta permeabilidad que presenta frente a cada uno de los iones. El ión de potasio atraviesa la membrana libremente. La permeabilidad para el sodio es menor, y además es expulsado por medio de un transporte activo llamado bomba de sodio. Las proteínas, debido a su tamaño, no pueden atravesar libremente la membrana. Toda esta dinámica establece una diferencia de potencial en condiciones de reposo, de unos -70 [mV].

La existencia de este potencial de membrana es imprescindible para el origen y transmisión del impulso nervioso.

Potencial de acción

Es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana de la célula, es un cambio muy rápido en la polaridad de la membrana de negativo a positivo y vuelta a negativo, en un ciclo que dura unos milisegundos. Cada ciclo comprende una fase ascendente, una fase descendente y por último una fase hiperpolarizada. Figura 1.3.1.

Los potenciales de acción se utilizan en el cuerpo para llevar información entre unos tejidos y otros, lo que hace que sean una característica microscópica esencial para la vida de los animales. Pueden generarse por diversos tipos de células corporales, pero las más activas en su uso son las células del sistema nervioso para enviar mensajes entre células nerviosas o desde células nerviosas a otros tejidos corporales, como el músculo o las glándulas.

El potencial de reposo es el estado en donde no se transmiten impulsos por las neuronas y este potencial está dado por la permeabilidad de los canales iónicos. El sitio de transmisión del impulso nervioso en las neuronas es el axón. Los canales iónicos para el potencial de acción son específicos y sensibles al voltaje; es decir, éste los puede activar o desactivar.

Para que se lleve a cabo el potencial de acción se debe excitar eléctricamente a la neurona. Ésta tiene un medio interno y un medio externo, tanto fuera como dentro tiene iones positivos y negativos, aunque cada medio suele tener una mayor concentración de iones, así el medio interno tiende a ser negativo y el medio externo a positivo. De tal forma que el medio externo de la neurona lo constituyen fundamentalmente sodio (Na^+) y cloro (Cl^-) y en el medio interno potasio (K^+) y aniones (A^-).

El sodio debe ser mayormente extracelular y el potasio debe ser mayormente intracelular, en condiciones normales y durante el periodo de reposo. Como ambos iones tienen carga positiva, le dan una carga al ambiente donde se encuentran; pero en realidad, el espacio extracelular tiene carga positiva, debido a la positividad del Na, pero el espacio intracelular, tiene carga negativa debido a que hay mayor cantidad de Na extracelular que K intracelular aunque éste también sea positivo. Es decir, hay más positividad afuera de la célula; además, las proteínas intracelulares tienen carga negativa, lo cual hace que intracelularmente haya una positividad menor que extracelularmente, a tal grado que el espacio intracelular se considere negativo.

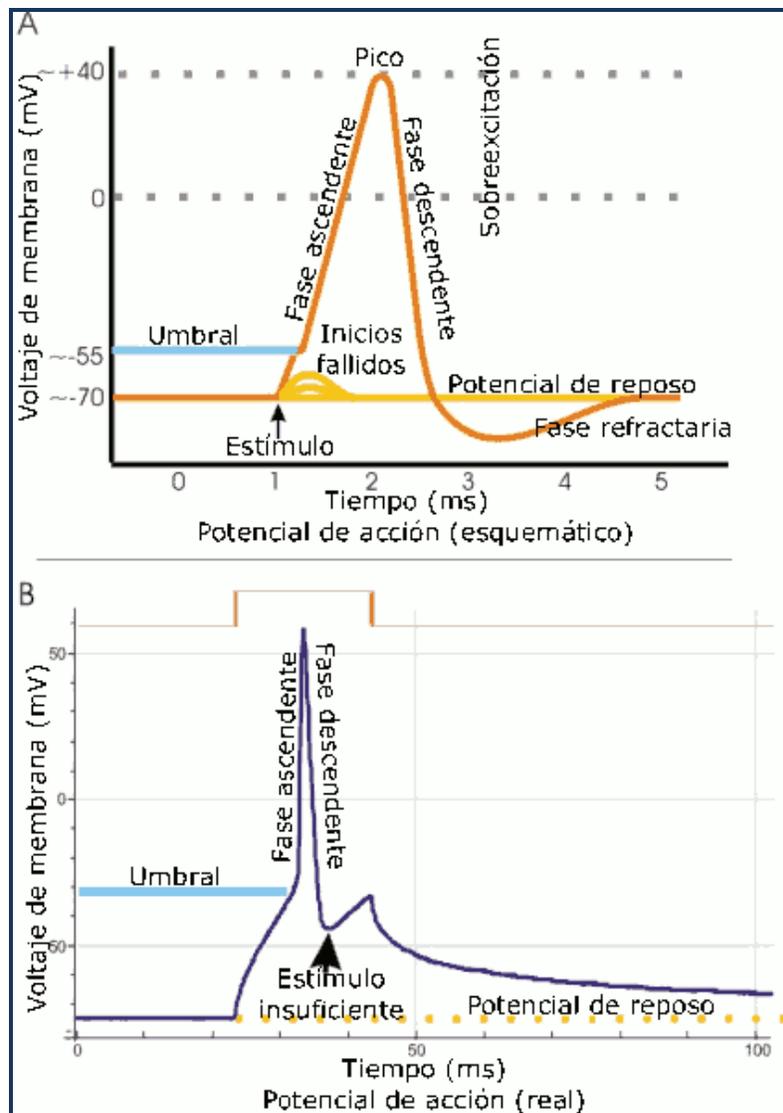
Estas cargas intra y extracelulares le dan a la membrana una polaridad, positiva en su cara extracelular y negativa en su cara intracelular, además le dan una diferencia de potencial llamada potencial de membrana, y es de -90 [mV], en este punto se le conoce como estado de reposo.

Los canales de sodio se hacen miles de veces más permeables de lo normal, y la difusión de éste al interior de la membrana, es muy grande.

Esta entrada de cargas positivas le quita la polaridad a la membrana ya que ambos lados de ella son positivos, esta fase se llama despolarización. Esta despolarización lleva al potencial de membrana a $+40$ [mV] en menos de un milisegundo. Esta carga de membrana hace que se cierren los canales de Na, y se permeabilicen los de K, haciendo que éste difunda al exterior de la célula y creando un potencial de membrana de cerca de -100 [mV] que luego vuelve a estabilizarse a -90 [mV]. Ahora, los iones están intercambiados; es decir, el Na mayormente adentro, y el K mayormente afuera. El mecanismo que se encarga de devolver estos iones a sus sitios originales es la ATPasa, vulgarmente llamada bomba de sodio y potasio. Esta proteína de membrana requiere ATP para intercambiar los iones, por cada dos iones K que entran, salen tres Na. Esto le devuelve su estado mayormente positivo al espacio extracelular.

Durante un impulso y otro hay un periodo refractario, en el cual no puede haber otro impulso nervioso. La duración de ese periodo es de $1/2500$ de segundo; es decir, en un segundo puede haber 2500 impulsos nerviosos, también conocidos como potenciales de acción. Cuando los iones Na fluyen al interior de la célula, desencadenan el mismo ciclo en el sitio celular adyacente y así se transmite el impulso a lo largo de todo el axón.

En la Figura 1.3.1 A se ilustra el esquema de un potencial de acción ideal y sus distintas fases, y en la Figura 1.3.1 B se aprecia el registro real de este potencial de acción, normalmente deformado debido a las técnicas electro-fisiológicas utilizadas en la medición.



Figuras 1.3.1 A y 1.3.1 B

En mediciones sobre células aisladas, donde se utilizan microelectrodos como sensores, el potencial de acción es en sí mismo la señal biomédica.

En mediciones sobre grandes grupos celulares, donde, por ejemplo, se utilizan electrodos de superficie como sensores, el campo eléctrico generado por la acción de muchas células distribuidas en las vecindades de los electrodos constituye la señal bioeléctrica.

Probablemente, las señales bioeléctricas sean las señales biomédicas más importantes. El hecho de que los sistemas biológicos más importantes posean

células excitables hace posible el uso de las señales bioeléctricas para estudiar y monitorear las principales funciones de estos sistemas. El campo eléctrico se propaga a través del medio biológico, y así el potencial puede adquirirse a distancia desde la superficie del sistema en estudio, eliminándose la necesidad de invadirlo.

Otras señales bioeléctricas son las producidas por el cerebro que generan señales alfa y beta, ondas cortas y largas con amplitudes de señal del orden de los micro voltios; las señales electromiográficas que generan registros gráficos de la actividad muscular, presentan valores de amplitud también del orden de los micro voltios; otro caso corresponde al sentido de la vista, los colores (diferentes componentes de frecuencia en la señal de la luz que podemos percibir) y sus tonalidades pasan a través del ojo, la información generada en el nervio óptico es llevada al cerebro en forma de señales eléctricas.

Todas estas señales eléctricas producidas por la actividad corporal pueden ser registradas por equipos especializados de uso clínico en el diagnóstico médico.

1.4 Fisiología del Corazón.

El corazón es un órgano muscular hueco y muy potente cuya función es de bombear la sangre a través de los vasos sanguíneos del organismo. Se sitúa en el pecho detrás del esternón ladeado un poco hacia la izquierda. Tiene aproximadamente el tamaño de un puño y pesa alrededor de 300 [gf].

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio y se compone de tres tipos de músculo cardíaco principalmente: músculo auricular, músculo ventricular y fibras musculares excitadoras y conductoras especializadas. Está dividido en cuatro cavidades: dos superiores, llamadas aurículas y dos inferiores, llamadas ventrículos. Las aurículas reciben la sangre del sistema venoso, pasan a los ventrículos y desde ahí salen a la circulación arterial.

Se le considera una bomba doble (aspirante e impelente) la cual impulsa la sangre mediante los movimientos de Sístole que es una contracción del corazón para expulsar la sangre, ya sea de una aurícula o de un ventrículo y la Diástole que es una relajación de las cavidades con el fin de recibir sangre.

En la Figura 1.4.1 se observa la vista frontal de un corazón humano. Las flechas blancas indican el flujo normal de la sangre.

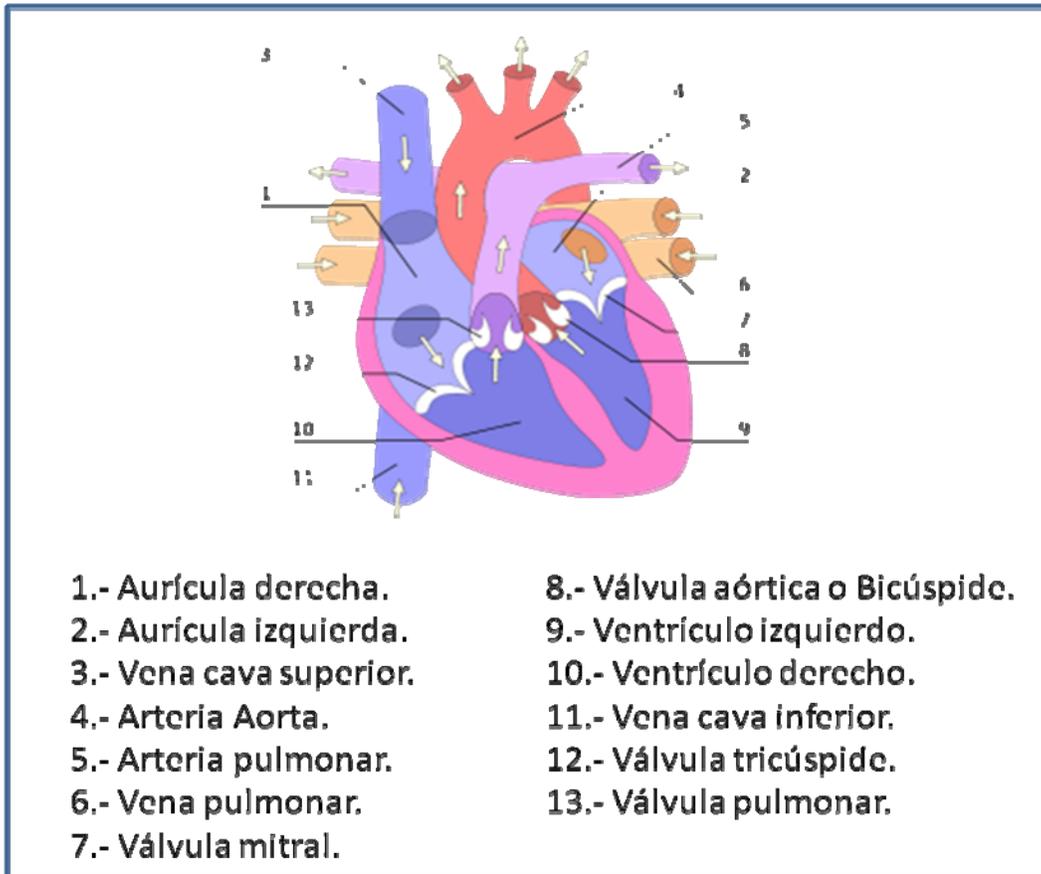


Figura 1.4.1

El corazón realiza sus funciones en etapas sucesivas: primero la sangre que proviene de todo el cuerpo ingresa por medio de las venas cava superior e inferior a lo que se conoce como corazón derecho (formado por la aurícula y ventrículo derechos). Esta sangre, baja en oxígeno, entra a la aurícula en donde la cavidad se contrae al tiempo que se abre la válvula tricúspide y envía la sangre al ventrículo derecho ocasionando la contracción de éste y la apertura de la válvula pulmonar que permite el paso de la sangre hacia la arteria pulmonar y que la transporta a los pulmones. De los pulmones, la sangre regresa ya oxigenada y entra a través de las venas pulmonares hacia la aurícula izquierda la cual se contrae y abre la válvula mitral que envía la sangre al ventrículo izquierdo y el cual al contraerse, origina la apertura de la válvula aórtica la cual manda la sangre hacia la arteria Aorta para que sea transportada a todo el organismo. A todo este mecanismo se le conoce como ciclo cardíaco.

El ciclo cardiaco hace que el corazón alterne entre una contracción y una relajación 75 veces por minuto y que realice más de cien mil latidos al día durante todos los días de una vida. Aunque estos datos suenan abrumadores, se ha comprobado que el corazón pasa más tiempo en reposo que en trabajo debido a que la sístole auricular dura 0.1 [s] y la ventricular 0.3 [s] mientras que la diástole en ambas cavidades tiene una duración de 0.4 [s]; es decir, el tiempo que permanecen en relajación es mayor al tiempo que pasan contraídas.

El sistema de estimulación y conducción eléctrica del corazón (Figura 1.4.2) está compuesto por fibras de músculo cardiaco especializadas en la transmisión de impulsos eléctricos y que hacen que el sistema de conducción sea auto excitable, debido a esto, el ser humano carece de control voluntario sobre los latidos de su corazón.



Figura 1.4.2

La contracción de las aurículas y de los ventrículos se origina debido a que las células del corazón se despolarizan por sí mismas generando un potencial de acción que a su vez provoca la contracción del músculo cardiaco. La secuencia de

esta serie de contracciones se origina a partir de la despolarización del nodo sinusal (nodo SA), ubicado en la pared superior de la aurícula derecha, produciendo una corriente del orden de los microampere y que se propaga a lo largo de las aurículas produciendo la despolarización de éstas y su consecuente contracción.

La onda eléctrica llega al nodo auriculoventricular (nodo AV), el cual se localiza entre la unión de los dos ventrículos y sirve para filtrar la rápida actividad de las aurículas. El impulso eléctrico se disemina a través de un haz de fibras que es un puente entre el nódulo auriculoventricular y las ramas ventriculares, llamado haz de His. Desde una de sus cuatro ramas se distribuye el impulso eléctrico mediante una red de fibras llamadas fibras de Purkinje ocasionando la contracción de los ventrículos.

El sonido particular del latido del corazón viene desde las válvulas atrioventriculares que al abrirse y cerrarse súbitamente originan la reverberación de la sangre adyacente y la vibración de las paredes del corazón y vasos cercanos. La propagación de esta vibración da como resultado la capacidad para auscultar dichos ruidos. La expulsión rítmica de la sangre provoca el pulso que se puede palpar en las arterias radiales, carótidas, femorales, etc.

1.5 Señal electrocardiográfica (ECG).

Toda actividad muscular que realiza el cuerpo humano, voluntaria o involuntaria es el resultado de una reacción electroquímica. Si una corriente eléctrica recorre un tejido muscular, éste se contrae debido al flujo de electrones que lo recorre. Así mismo las reacciones bioquímicas de tipo metabólico donde intervienen el sodio y el potasio generan señales eléctricas, como por ejemplo la señal electrocardiográfica, referida a la actividad eléctrica del músculo cardiaco al contraerse y al relajarse; Los potenciales se generan a nivel celular; es decir, cada una de las células es un diminuto generador de voltaje.

Aunque es posible, con el empleo de microelectrodos, medir el potencial de una sola de ellas, las señales bioeléctricas de interés clínico se producen por la actividad coordinada de grandes grupos celulares. Es este tipo de actividad sincronizada, en el que intervienen muchas células y genera voltajes del orden de los milivolts, puede registrarse mediante métodos no invasivos; es decir, con el empleo de electrodos de metal colocados en la superficie del cuerpo y así realizar su registro con ayuda de un equipo de diagnóstico clínico (electrocardiógrafo).

Los registros electrocardiográficos constituyen un estudio clínico de carácter obligatorio a la hora de realizar un diagnóstico del estado y funcionamiento del músculo cardiaco. Es necesario disponer de un registro visual de la actividad eléctrica del corazón ya sea en un monitor o en papel con características especiales que permite la medida de la amplitud de la señal en milivoltios y de la razón cardiaca por minuto.

Para el registro estándar de una electrocardiografía es necesario el uso de doce electrodos colocados en la superficie de la piel del paciente (método no invasivo) en puntos predeterminados, generalmente en la zona del tórax, con lo cual es posible registrar hasta doce señales cardiacas, llamadas derivaciones. Éstas representan la actividad cardiaca en forma vectorial y revelan la condición y funcionamiento del músculo cardiaco.

El examen diagnóstico es llevado a cabo por personal médico calificado a partir de la interpretación y el análisis de los registros cardiacos obtenidos.

Cada latido se “reconoce” en los diferentes registros electrocardiográficos que se pueden obtener de un paciente y corresponde a una etapa o condición determinada en el funcionamiento del músculo cardiaco. Cada señal en el monitor representa un diagnóstico clínico que se obtiene del análisis e interpretación de la parte de la señal conocida como complejo QRS, la cual se analizará en el siguiente capítulo.

En todo procedimiento clínico donde es necesario tomar señales de corriente eléctrica generadas por el organismo: electroencefalograma (EEG), electromiograma (EMG), electrocardiograma (ECG), etc. o generadas por estímulos externos: ecografía, ecocardiografía, desfibrilación, etc. la resistencia eléctrica de la piel del paciente, debido a la poca conducción eléctrica de ésta por la resequedad, hace necesario el uso de agentes químicos (gel) para reducir la resistencia eléctrica y permitir la conductividad en la superficie de la piel del paciente.

El uso del gel es fundamental dado que la piel humana presenta altos niveles de resistencia al paso de la corriente eléctrica. Esto permite disminuir la pérdida de señales bioeléctricas y su aplicación mejora la transmisión de pequeñas corrientes eléctricas para todos los procedimientos clínicos que en general se relacionan con la captura de bioseñales a nivel superficial.

1.6 Representación gráfica de las señales ECG.

La señal electrocardiográfica o señal ECG corresponde a una representación gráfica del proceso de despolarización ventrículo/auricular la cual es registrada con la ayuda de un electrocardiógrafo.

Para obtener un registro electrocardiográfico se deben colocar electrodos en diferentes partes de la superficie del cuerpo, ya sea en las extremidades del paciente (electrodos de miembros) o en el precordio (electrodos precordiales). El modo en que se disponen estos electrodos en la superficie corporal determina diferentes configuraciones eléctricas a las que se les denominan derivaciones electrocardiográficas.

Comúnmente se emplean doce derivaciones para realizar un registro electrocardiográfico. Éstas se dividen en:

Derivaciones de Miembros o frontales:

Los electrodos se colocan en los miembros del paciente para detectar eventos eléctricos que ocurran en el plano frontal (Figura 1.6.1). A su vez las derivaciones frontales se clasifican en bipolares y unipolares.

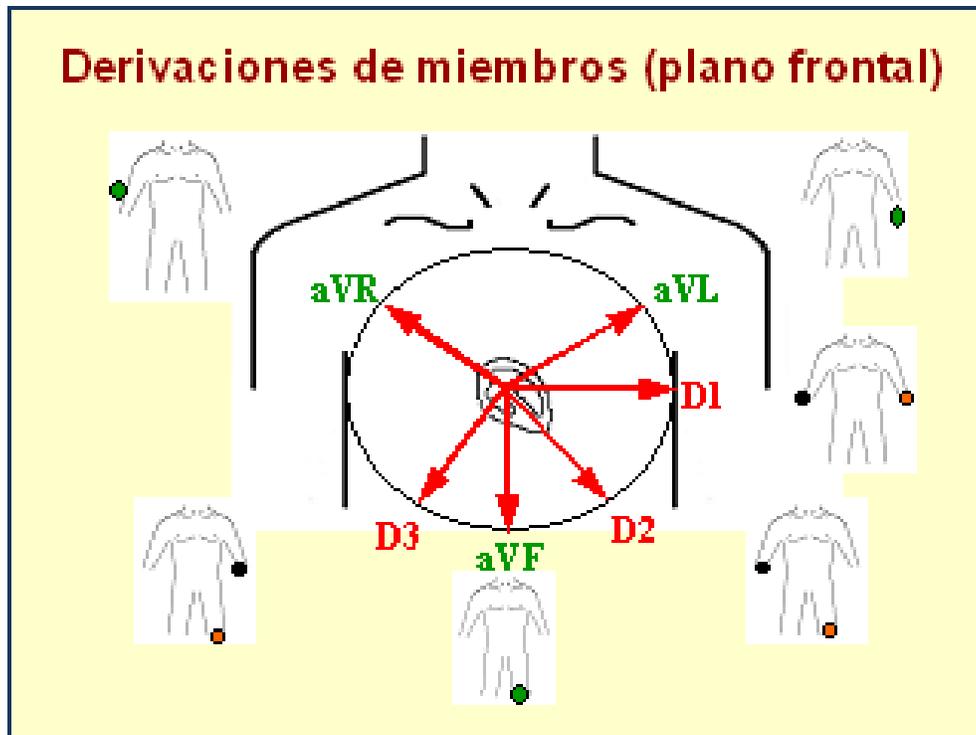


Figura 1.6.1

Las derivaciones bipolares registran la diferencia de potencial existente entre dos miembros y por lo cual en cada uno de ellos se coloca un electrodo de polaridad opuesta (positivo o negativo). A estas derivaciones se les conoce también como derivada uno, derivada dos y derivada tres (DI, DII y DIII).

Las derivaciones unipolares solo registran el potencial eléctrico generado en un miembro aunque el circuito eléctrico esté conformado por dos electrodos, ya que uno de ellos (electrodo explorador o positivo) tendrá una polaridad mientras el otro será una terminal neutra ya que está diseñado para recibir la carga eléctrica de tres miembros, las cuales al final se anularán entre sí. Las derivaciones unipolares se denominan vector amplificado derecho, vector amplificado izquierdo y vector amplificado pierna (aVR, aVL y aVF).

Derivaciones Precordiales u horizontales:

Para obtener estas señales, los electrodos se colocan en la parte central del pecho que queda por delante del corazón del paciente con el fin de registrar aquellos eventos eléctricos que se producen en el plano horizontal. En la Figura 1.6.2 se muestra la ubicación de los electrodos:



Figura 1.6.2

Estas derivaciones se dividen en señal precordial uno, dos, tres, cuatro, cinco y seis (V1, V2, V3, V4, V5 Y V6) y todas son unipolares.

La señal ECG se estructura en la medición del potencial eléctrico entre estas derivaciones. Las derivaciones I, II y III se miden sobre los miembros: la I va del brazo derecho al izquierdo, la II del brazo derecho a la pierna izquierda y la III del brazo izquierdo a la pierna izquierda. A partir de esto se obtiene el punto imaginario V, localizado en el centro del pecho, por encima del corazón. Las otras nueve derivaciones provienen del potencial entre este punto y las tres

derivaciones de los miembros (aVR, aVL y aVF) y las seis derivaciones precordiales (V1-V6).

Los electrodos realizan el registro de estas doce señales para medir la actividad eléctrica media generada por la suma total de la capacidad cardiaca en un momento concreto y así generar un electrocardiograma (Figura 1.6.3).

En un electrocardiograma es posible distinguir ondas, segmentos e intervalos. Las ondas son las deflexiones positivas o negativas que aparecen en un ciclo cardiaco normal. Los segmentos son las inscripciones isoeleótricas que se encuentran entre las ondas principales y los intervalos son demarcaciones que engloban ondas y segmentos.

Un ciclo cardiaco normal está formado por:

- 6 ondas (P, Q, R, S, T y U).
- 3 segmentos (PR, ST y TP).
- 2 intervalos (PR y QT).
- 1 complejo (QRS)

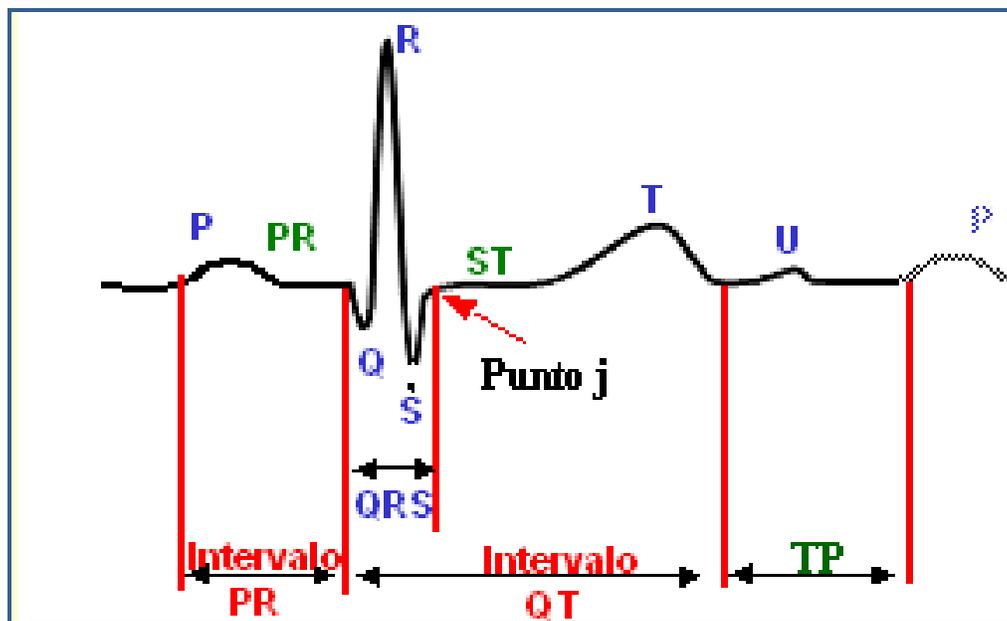


Figura 1.6.3

Onda P:

Representa la despolarización auricular, que da inicio a la sístole auricular. Esto ocurre cuando el impulso eléctrico se transmite desde el nodo SA (seno-auricular) al nodo AV (aurículo-ventricular).

Tiene una amplitud mayor a los 2.5 [mm] en todas las edades y una duración de 0.12 [s]. Su duración máxima en el tiempo, va aumentando dependiendo de la edad del paciente.

Segmento PR:

Se origina por la conducción del impulso eléctrico por el nodo AV. Dado que la función del nodo es la de filtrar la rapidez con la que trabajan las aurículas en comparación con los ventrículos, el impulso eléctrico sufre un retraso que se ve reflejado en este segmento y en particular en la curva R la cual posee una amplitud casi nula. Su duración varía con la edad y con la frecuencia cardíaca.

Complejo QRS:

Refleja la excitación del músculo ventricular y por ende el inicio de la sístole ventricular debido a la transmisión del impulso eléctrico a través de ambos ventrículos. Debido a que la despolarización ventricular es más potente que la auricular y que involucra un mayor volumen de masa muscular, se produce una mayor deflexión en el electrocardiograma.

Tiene una duración aproximada de 0.12 [s].

La onda Q representa la pequeña corriente del potencial de acción viajando a través del tabique membrano-muscular que divide al corazón en izquierdo y derecho. Es generalmente estrecha, su duración es inferior a 0.04 [s], y poco profunda ya que posee una amplitud de entre 1 y 2 [mm].

Las ondas R y S indican la contracción del tejido muscular del corazón.

La onda R puede tener un voltaje que a veces no supera los 6-8 [mm] y ocasionalmente puede llegar a 25 [mm].

La onda S, se inscribe tras la onda R, y no siempre está presente.

El término del complejo QRS se denomina punto J y da inicio al segmento ST.

Onda T:

La onda T representa la repolarización de los ventrículos. En el complejo QRS generalmente se presenta la onda de repolarización auricular, por lo que la mayoría de las veces no se ve reflejada en el electrocardiograma.

Segmento ST:

Se mide desde el final de QRS (punto J) hasta el inicio de la onda T, durante este periodo los ventrículos todavía están despolarizados. Suele estar nivelado con la línea isoeletrica, llamada así por carecer de carga eléctrica neta.

Onda U:

Aunque aún no está muy claro su origen, se cree que la despolarización de las Fibras de Purkinje es la causante de la onda U.

Segmento TP:

A frecuencias bajas y en personas normales, los segmentos PR y TP muestran claramente una línea isoeletrica, la cual se considera como base para medir la amplitud de las ondas o deflexiones. Con frecuencias rápidas, el segmento TP desaparece ya que la onda T generalmente se fusiona con la onda P.

Intervalo PR:

Es la distancia entre el comienzo de la onda P y el principio del complejo QRS, o sea, el tiempo que pasa desde el final de la despolarización auricular al comienzo de la ventricular. Su duración varía entre 0.12 y 0.20 [s]. En general se puede afirmar que cuanto más amplio es el intervalo, más lento late el corazón.

Intervalo QT:

Corresponde a la activación y recuperación ventricular, incluye el complejo QRS, el segmento ST y la onda T.

Su duración aproximada es de 0.35 a 0.40 [s]. El intervalo QT es dependiente de la frecuencia cardíaca (a mayor frecuencia menor es el intervalo) y tiene que ser ajustado a dicha frecuencia para su interpretación.

La corrección estándar usa la fórmula de Bazett, calculando el intervalo QT corregido QT_c .

La fórmula es:

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

Donde QT_c es el intervalo QT corregido para la frecuencia, RR es el intervalo desde el comienzo de un complejo QRS hasta el comienzo del siguiente complejo QRS, medido en segundos.

Sin embargo, esta fórmula no suele ser muy exacta, por lo que se utilizan distintos modelos matemáticos para esta corrección como el publicado por Fridericia:

$$QT_F = \frac{QT}{RR^{1/3}}$$

O el desarrollado por Rautaharju que creó la fórmula:

$$QT_p = \frac{656}{1 + \frac{\text{frecuencia cardíaca}}{100}}$$

El uso de uno o de otro depende del tipo de estudio al que se enfoque la interpretación del intervalo QT.

Para determinar en un electrocardiograma que existe un ritmo normal del corazón, se deben cumplir las siguientes características:

- Siempre debe haber ondas P.
- Cada onda P debe ir seguida de un complejo QRS.
- El intervalo PR debe ser de valor constante igual o mayor a 0.12 segundos.
- La frecuencia cardíaca debe estar entre los 60 y 100 latidos/min.

2. El Electrocardiógrafo

- 2.1 El instrumento Biomédico.
 - 2.2 Funcionamiento de un electrocardiógrafo estándar.
 - 2.3 Diseño de un electrocardiógrafo ideal.
 - 2.4 Cálculo y simulación de un filtro paso-banda.
-
-

2.1 El instrumento Biomédico

Los recursos tecnológicos con los que hoy en día cuenta la práctica de la medicina permiten, mediante el empleo de instrumentos electrónicos, la adquisición de información bioeléctrica originada en el paciente. Básicamente estos instrumentos constan de sensores o transductores y dispositivos de procesamiento y despliegue de señal; permitiendo interpretar dicha información para propósitos de diagnóstico, monitoreo o investigación.

El instrumento biomédico debe caracterizarse por garantizar la seguridad del paciente, que su acción de medir no altere la magnitud medida y que sea robusto, fiable y de fácil calibración.

El instrumento biomédico básico puede representarse mediante un diagrama de bloques:

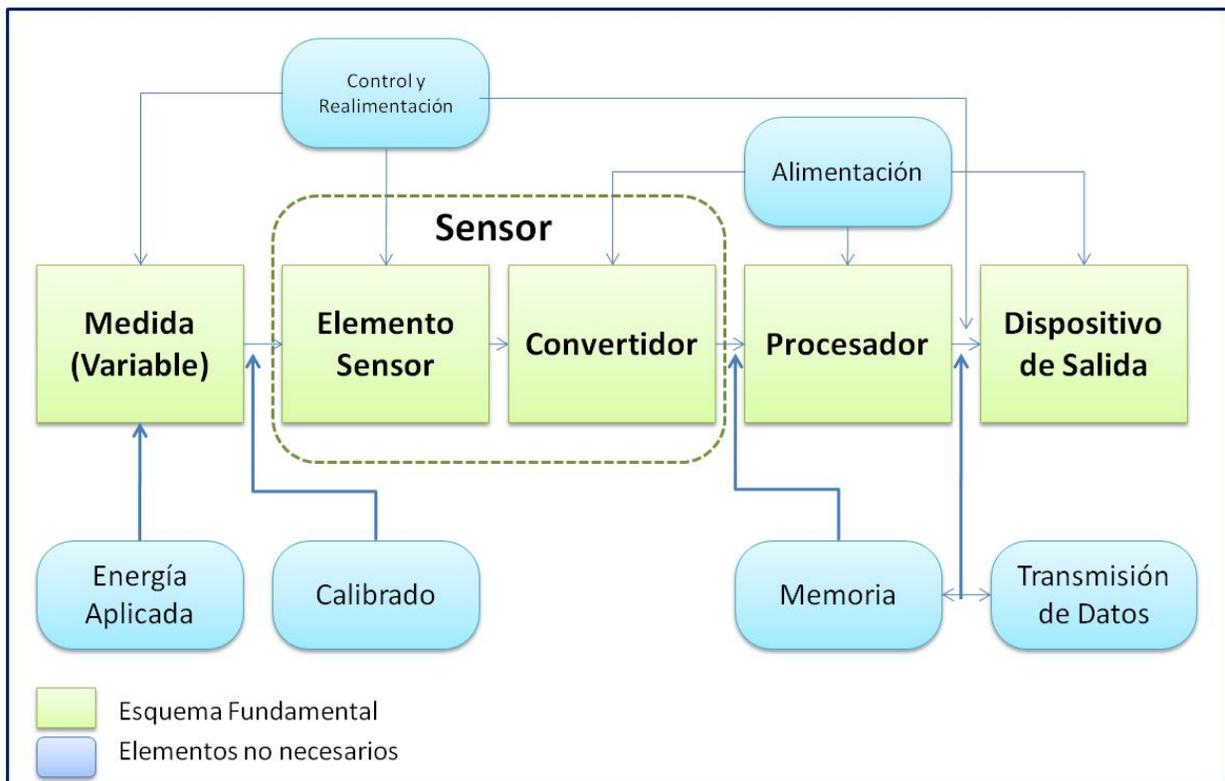


Figura 2.1.1

Medida:

Se trata de una magnitud física, propiedad o condición que el sistema mide. Puede ser de tipo interno (presión sanguínea) o superficial (electrocardiograma) así como emanar del cuerpo (radiaciones infrarrojas) o derivarse de una muestra (biopsia). Las magnitudes físicas que comúnmente se miden mediante instrumentos biomédicos comprenden biopotencial, presión, flujo, dimensión, desplazamiento, impedancia, temperatura, concentraciones químicas, etc.

Sensor:

Este dispositivo se encarga de detectar variaciones en una magnitud física y convertirlas en señales útiles para un sistema de medida o control. Existen sensores de diferentes tipos tales como los de temperatura, presión sanguínea, electrodos para ECG (señales electrocardiográficas) y EEG (señales electroencefalográficas). Los datos del paciente son adquiridos a través de estos sensores, los cuales producen variación de impedancias, voltajes o corrientes que cambian de acuerdo con el comportamiento del parámetro medido. Es importante aislar eléctricamente los circuitos que están conectados al paciente de los circuitos que conforman realmente el equipo, ya que existe la posibilidad de que se produzcan corrientes de fuga capaces de dañar el tejido sobre el cual están colocados los sensores. Estos daños pueden ir desde una simple quemadura superficial de la piel hasta una fibrilación ventricular (desorden de la actividad eléctrica del corazón que puede ocasionar la muerte) causada por una estimulación no deseada sobre las fibras del miocardio.

El sensor no debe de interferir con la variable a medir y se desea lo menos invasivo posible; es decir, debe tener el menor grado de inserción en el cuerpo del paciente.

Algunos sensores tienen un comportamiento lineal y otros un comportamiento no lineal por lo que antes de pasar por un convertidor, es necesario que la señal adquirida sea transferida a una etapa de acondicionamiento que consta de una

etapa de amplificación, filtrado y compensación, las cuales hacen que la señal sea mucho más clara para su posterior conversión.

Conversión:

Para esta etapa generalmente se usan transductores que convierten una magnitud física en otra distinta.

Procesador:

Se trata de un arreglo para presentar los resultados. Dependiendo del tipo de salida puede tratarse, por ejemplo, de un convertidor analógico/digital, un codificador, etc.

Dispositivo de salida:

En general se trata de un dispositivo que muestra la información para que ésta se interprete a través distintas maneras como gráficas (ya sea en una pantalla o al imprimirse en un papel), sonidos, despliegue numérico, imágenes, etc.

Es posible enviar esta información hacia etapas subsecuentes de procesamiento, algún dispositivo de transmisión de datos o servir de señal de entrada para otros equipos.

Los elementos auxiliares del instrumento biomédico se presentan dependiendo de la finalidad de éste, por ejemplo en el caso de los estimuladores cardiacos utilizados para diagnosticar arritmias cardiacas necesitan de un control de lazo cerrado, ya que éstos deben emitir pulsos de corriente sobre el tejido con una frecuencia determinada por el comportamiento del corazón ante el estímulo. Otros equipos como los monitores utilizados en una unidad de cuidados intensivos no necesitan de este sistema, salvo cuando deben detectar algún electrodo que no haya sido conectado en el paciente debidamente.

2.2 Funcionamiento de un electrocardiógrafo estándar.

Un electrocardiógrafo mide las diferencias de potencial existentes en la superficie del organismo. Durante el proceso de activación del corazón se crean diferencias de potencial y con ayuda de electrodos, que se colocan en brazos, piernas y pecho del paciente, se detectan estas diferencias de potencial.

La combinación de los diferentes impulsos que se producen es recogida por sensores localizados al final de los electrodos y que son interpretados a través de la señal que se envía a un instrumento biomédico (electrocardiógrafo) y dibuja una gráfica en el tiempo “real”, lo que da como resultado un ECG.

La interpretación adecuada del trazado electrocardiográfico permite el diagnóstico de los trastornos cardíacos.

Los equipos más actuales de bioinstrumentación digitalizan la señal ECG e implementan algoritmos avanzados de procesamiento digital de señales para extraer y depurar la información contenida en la señal ECG con el fin de facilitar a los especialistas de la salud el diagnóstico de enfermedades cardíacas.

Los equipos electrocardiográficos usualmente poseen una pantalla de cristal líquido o un monitor de vídeo para el despliegue y visualización de la señal ECG, adicionalmente se suele imprimir el registro en papel milimetrado, cada centímetro en el eje “X” representa el tiempo con el cual se calcula la frecuencia del corazón. Cada centímetro en el eje “Y” representa la amplitud de la señal cardíaca en mili voltios [mV] en cada centímetro. Figura 2.2.1.

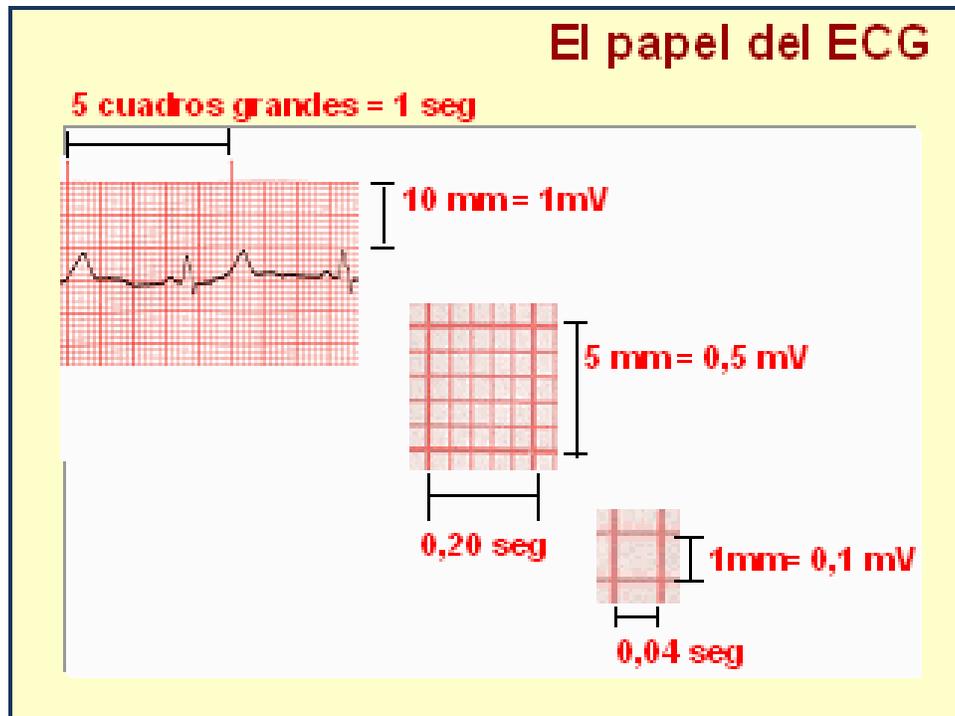


Figura 2.2.1

Se define entonces el registro electrocardiográfico como una técnica no invasiva e indolora, destinada a registrar, en función del tiempo, las corrientes eléctricas de acción generadas por el músculo cardiaco y que al manifestarse en forma de ondas, dan al médico información que él interpretará según los parámetros establecidos por la ciencia médica.

Cada registro clínico incluye datos básicos del paciente como nombre, número de historial, edad, sexo, peso, talla y un espacio adicional para comentarios clínicos.

El equipo electrocardiógrafo estándar permite realizar doce lecturas electrocardiográficas, éstas son: DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF y los vectores V1 a V6.

El registro estándar de un electrocardiograma requiere el uso de doce electrodos colocados en la superficie del paciente (modo no invasivo); para obtener estas doce lecturas cardiacas; seis electrodos se colocan en la dirección

de las extremidades superiores e inferiores, en la zona del tórax, dos a los costados del esternón a izquierda y derecha, a la altura del cuarto espacio intercostal, los cuatro electrodos restantes se distribuyen entre el cuarto y quinto espacio intercostal.

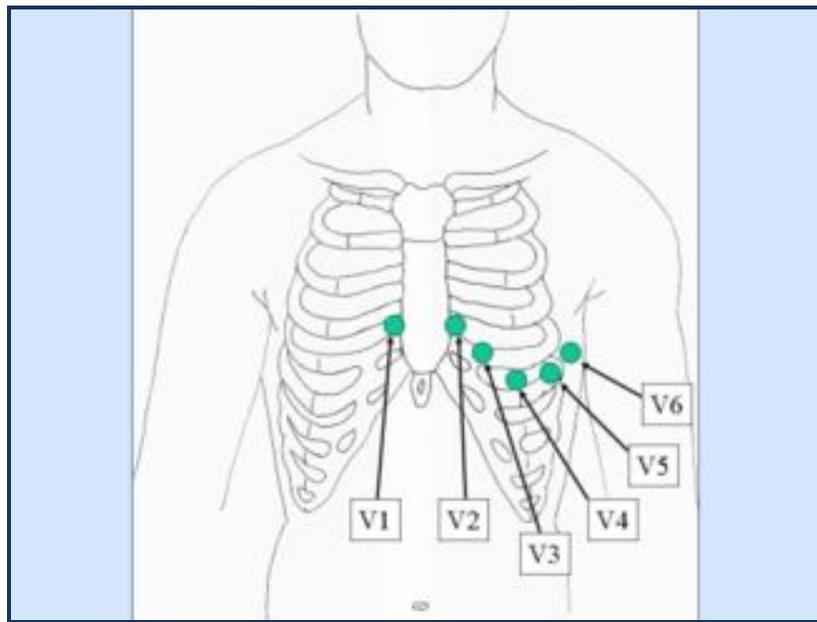


Figura 2.2.2

Los latiguillos de conexión entre los electrodos y el equipo se rotulan y se codifican por colores. Los colores más ampliamente usados son:

RA	Brazo derecho	Blanco
LA	Brazo izquierdo	Negro
RL	Pierna derecha	Verde
LL	Pierna izquierda	Rojo

Figura 2.2.3

Los electrodos de los vectores V1 a V6 se codifican en color café.

Para realizar el estudio primero se acomoda al paciente en una camilla y se le pide se despoje de objetos metálicos, se le descubren tórax, tobillos y muñecas y se limpian con alcohol estas áreas en donde se colocarán los electrodos.

Se recomienda observar si existe vellosidad u otra condición en la piel del paciente que podría causarle incomodidad al momento de retirar los electrodos y así prevenirlo. Mientras, se conecta el electrocardiógrafo a la corriente eléctrica, se verifican selectores indicativos y la existencia de papel milimétrico en donde se imprimirá el despliegue de la señal ECG.

Es importante mantener al paciente informado en todo momento del procedimiento que se le está realizando, con el fin de evitar nerviosismo que pueda acelerar el ritmo cardiaco y obtener datos erróneos al final del estudio.

Antes de colocársele al paciente, los electrodos son impregnados con una sustancia (puede ser gel de conducción, suero fisiológico o alcohol) para disminuir la resistencia eléctrica de la piel y se pueda captar de forma más clara la señal ECG. Se recuesta boca arriba al paciente y se procede a la colocación de los electrodos.

Se coloca en la extremidad superior derecha (brazo derecho) el cable RA, en la extremidad superior izquierda (brazo izquierdo) el cable LA, en la extremidad inferior derecha (pierna derecha) el cable RL y en la extremidad inferior izquierda (pierna izquierda) el cable LL.

Para la derivación V1 se identifica y se coloca el electrodo en el cuarto espacio intercostal derecho y posteriormente V2, así sucesivamente hasta colocar finalmente el electrodo correspondiente a V6 según el esquema y descripción antes anotada.

En caso de existir alguna interferencia se verifica la conexión adecuada de todos los cables y de los electrodos así como antes del registro, es necesario

revisar la correcta posición de los electrodos en el cuerpo del paciente. Figura 2.2.4



Figura 2.2.4

Se oprime el botón de recorrido automático (en caso de que el ECG sea automático) si no lo es, se calibra manualmente el papel y se inicia el registro de las derivaciones bipolares periféricas, posteriormente las unipolares periféricas y finalmente las precordiales.

Durante el estudio, se debe revisar que la calidad del trazo del ECG sea nítido, con una línea de base y que no presente interferencias. También es importante revisar la existencia de datos anormales recientes en el trazo del paciente y si esto implica una emergencia, avisar al médico sin retirar el equipo.

Una vez registrado el electrocardiograma con doce derivaciones, se retiran primero los electrodos precordiales y después los de las extremidades superiores terminando con las extremidades inferiores. Se limpia la piel del paciente, se le deja en una postura cómoda y se le mantiene en observación por unos minutos para cerciorarse de que no presente algún malestar.

Se procede a desconectar el electrocardiógrafo, se limpian los accesorios que se utilizaron y se le dan los cuidados de mantenimiento al equipo. Se anota en el electrocardiograma los datos del paciente así como la fecha y hora y se le entrega al médico o en su caso, se coloca en el expediente clínico del paciente.

Existen distintos estudios clínicos en los que se involucra el uso de un electrocardiógrafo, como la prueba del esfuerzo, la cual permite ver el modo en que funciona el corazón durante el ejercicio y a la que se le conoce también como ECG de esfuerzo. Debido a los cables de conexión de los electrodos, el ejercicio al que se somete al paciente se reduce a caminar por una banda sin fin o montar una bicicleta fija. Figura 2.2.5.

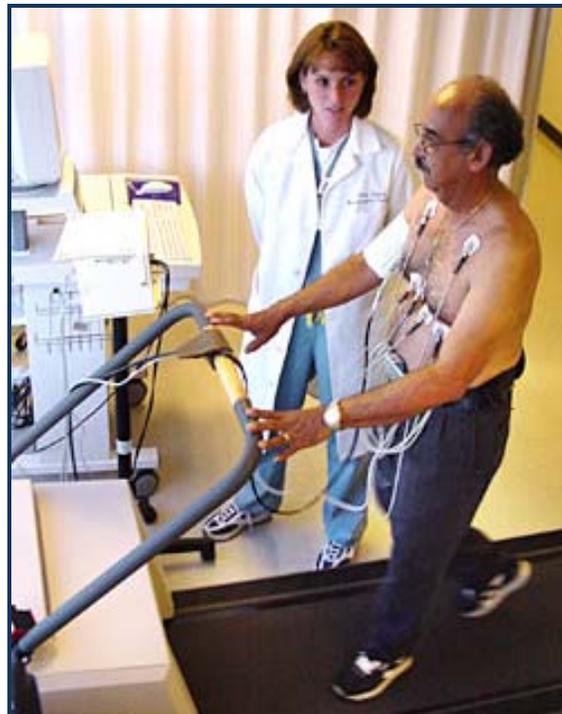


Figura 2.2.5

2.3 Diseño de un electrocardiógrafo ideal

En esta sección se explicará el diseño del Electrocardiógrafo a nivel de electrónica y como a partir de la obtención de la señal por medio de los electrodos y después de varias etapas de acondicionamiento y amplificación analógica de ésta, se obtiene al final una señal con los niveles adecuados de amplificación que permiten implementar algoritmos para la interpretación de la señal ECG.

Dado que el diseño del Electrocardiógrafo se abordará de forma ideal, éste se interpretará a partir de un diagrama de bloques:

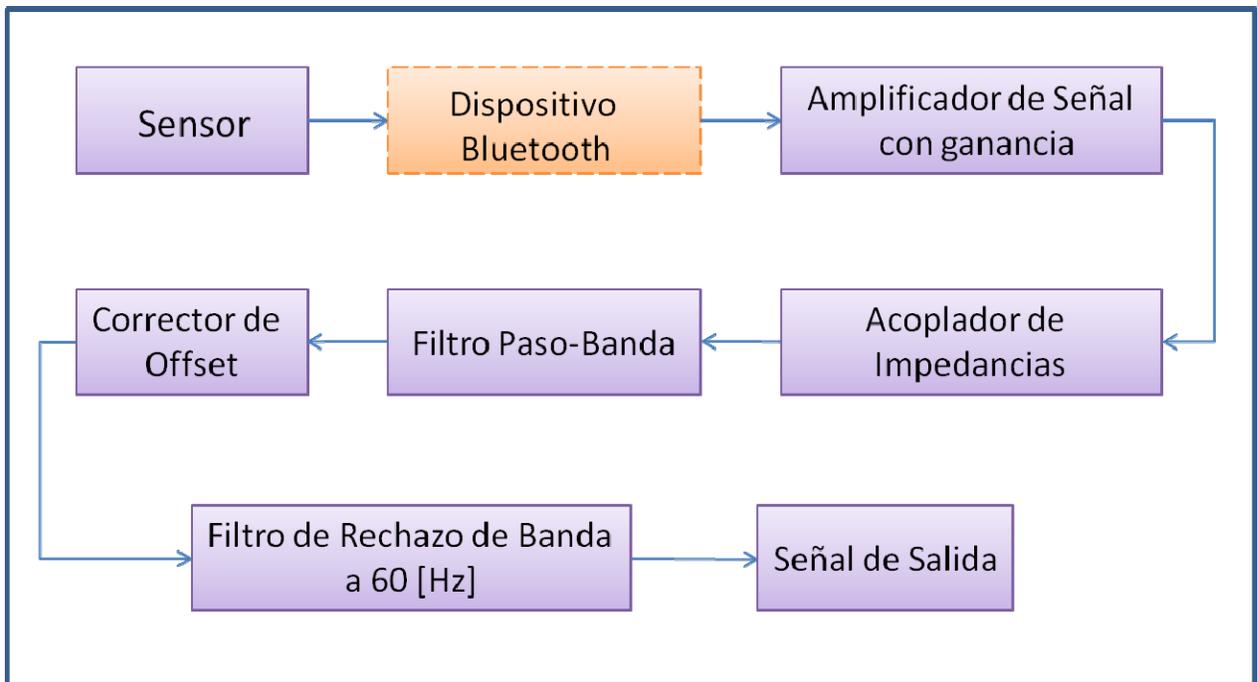


Figura 2.3.1

Para el diseño de un electrocardiógrafo es importante tomar varias consideraciones respecto a la señal que se desea acondicionar:

- La señal ECG tiene un rango de medida que va de los 0.5 a 4 [mV].
- El rango de frecuencias en las que posee componentes relevantes es entre los 0.01 y 250 [Hz].
- Comúnmente se usan como sensores de la señal a los electrodos superficiales.

- El instrumento no debe drenar más de 10[μ A] al paciente.

Sensor:

En el caso del electrocardiógrafo se usan electrodos superficiales como sensores, los cuales detectan las variaciones eléctricas del corazón y las convierten en señales.

Existen varios tipos de electrodos superficiales, en el caso del ECG se utilizan dos clases:

- Electrodo de placa metálica:

Se trata de una placa fabricada de un metal conductor y que se pone en contacto con la piel, sobre la placa se encuentra un conector para conectarlo al ECG. Cuando se utilizan estos electrodos, frecuentemente se recurre al uso de gel conductor que se impregna entre la piel y la placa metálica, con el fin de aumentar la permeabilidad de la piel y permitir la detección de actividad eléctrica.

Los metales comúnmente usados en este tipo de electrodos incluyen la plata germana, (aleación de plata y níquel) plata pura, oro y platino. Algunas veces estos electrodos están hechos de una lámina del metal para proveerlos de mayor flexibilidad. Figura 2.3.2.

En este caso, este tipo de electrodos se utilizan para sensar la actividad eléctrica del corazón en las extremidades del paciente.



Figura 2.3.2. A) Conexión terminal banana delgado. B) Conexión terminal banana grueso. C) Conexión banana sin diferencia fijación ajustable. D) Conexión tipo snap.

- Electrodo de succión:

Se utilizan para asegurar un mayor contacto entre la piel y el electrodo. En éstos, el conector del cable se encuentra en un extremo de la base. Por su forma, también resultan ideales para realizar varias medidas a la vez en una superficie estrecha. Figura 2.3.3.

En un electrocardiograma, estos electrodos se utilizan para obtener las mediciones de las derivaciones precordiales.



Figura 2.3.3

Los electrodos se encuentran conectados al ECG por medio de un cable apantallado que permite la eliminación de ruido, el cual es una señal ajena a la señal de estudio que al presentarse provoca errores en el sistema de medida.

En la detección de la señal ECG se pueden identificar tres posibles fuentes de error. La primera se origina del procedimiento para colocar el electrodo en la posición correcta, la segunda se debe a la presencia misma del electrodo y la tercera está asociada a las características mismas del electrodo y a los subsiguientes circuitos de acondicionamiento de la señal.

En el caso de los electrodos, se desea que éstos sean buenos conductores, que sean bio-compatibles con el organismo; es decir, que no cause reacciones negativas a la piel del paciente y que posean rigidez mecánica (que no se deformen debido a la aplicación de un esfuerzo).

Dispositivo Bluetooth:

El dispositivo Bluetooth en el electrocardiógrafo es el tema central de este trabajo de tesis y lo que lo hace diferente a los dispositivos biomédicos convencionales. En el capítulo 4 se tratará con mayor profundidad este tema.

Amplificador de señal con ganancia:

La señal eléctrica que se obtiene, derivada de la actividad cardiaca, tiene un rango de medida que oscila entre los 0.5 y 4 m[V] dependiendo del paciente, ya que factores como la edad, salud cardiaca, entre otros, intervienen en la amplitud de ésta.

Dicha señal también tiene la característica de ser muy susceptible al ruido tanto externo (red eléctrica, motores, etc.) como muscular (contracción de los músculos).

Es por los puntos anteriores por lo que la señal debe amplificarse con una ganancia elevada (del orden de 500 a 1000).

Para este fin, se aconseja implementar un amplificador de instrumentación ya que éste se utiliza para amplificar las señales de entradas muy diferentes y pequeñas, que provienen de los sensores, en los cuales podría haber una señal ajena o nivel alto de ruido y su arreglo a base de amplificadores operacionales nos permite además darle la ganancia que se mencionó anteriormente.

Acoplador de Impedancias:

A este acoplador también se le conoce como seguidor de voltaje. Su función es la de ajustar el valor del voltaje de un circuito formado por varias etapas.

El acoplador de impedancias sirve para equilibrar el voltaje entre distintas impedancias.

Este acoplamiento también tiene como función el evitar que existan retrocesos en la potencia de la señal y que al ocurrir, ésta pueda dañar su fuente de origen.

Filtro paso-banda:

Una vez que la señal ha sido amplificada y las impedancias del circuito acopladas, se deben filtrar el rango de frecuencias de nuestro interés, para esto se utiliza un filtro Paso-banda, el cual permite solo el paso de un determinado rango de frecuencias, delimitadas por dos frecuencias de corte, que en el caso de la señal ECG, corresponden a las frecuencias entre 0.01 y 250 [Hz].

En el capítulo 2.4 se detalla el diseño y simulación, con el software Pspice, de un filtro Paso-banda con estas características.

Corrector de Offset:

Este módulo se implementa con el fin de ajustar el circuito de tal manera que no exista una señal de salida en ausencia de una señal de entrada y para que la señal filtrada, al momento de su representación gráfica, se mantenga en un nivel constante; es decir, que la señal no se desvíe de su eje de referencia (eje vertical).

Filtro de Rechazo de Banda a 60 [Hz]:

Debido a que nuestro circuito se alimenta con la red eléctrica de 127 [V] a 60 [Hz], esta frecuencia se considera ajena a nuestro estudio y por lo tanto debe ser eliminada para que no interfiera con las otras frecuencias que son de naturaleza cardiaca. Para este fin se implementa un filtro de rechazo de banda a 60 [Hz] el cual no permitirá el paso de esta frecuencia en particular hacia nuestro dispositivo.

Señal de Salida:

Una vez que nuestra señal ha sido filtrada y acondicionada, debido a la claridad y limpieza que se obtiene de ésta, es posible mostrar su despliegue en un osciloscopio o someterla a una etapa de procesamiento digital para que pueda visualizarse a través del monitor de una computadora.

Otras consideraciones que deben tomarse en el diseño de un electrocardiógrafo ideal, son:

- Se desea que los sensores sean lo menos invasivos posible.
- Se debe buscar que el diseño del ECG asegure un bajo costo de fabricación.
- El cableado del instrumento no debe limitar la movilidad al paciente.
- El aparato debe ser lo más compacto posible y de fácil traslado.
- El despliegue de la señal ECG debe ser clara y perfectamente medible para su posterior interpretación.
- El manejo del instrumento debe ser accesible para el personal médico a cargo de realizar los estudios clínicos.

2.4 Cálculo y simulación del filtro paso-banda.

Los filtros paso-banda son selectores de frecuencia. Permiten elegir o pasar solo una determinada banda de frecuencias de entre todas las que pueden existir en un circuito. En la figura 2.4.1 se muestra la respuesta en frecuencia normalizada de este filtro.

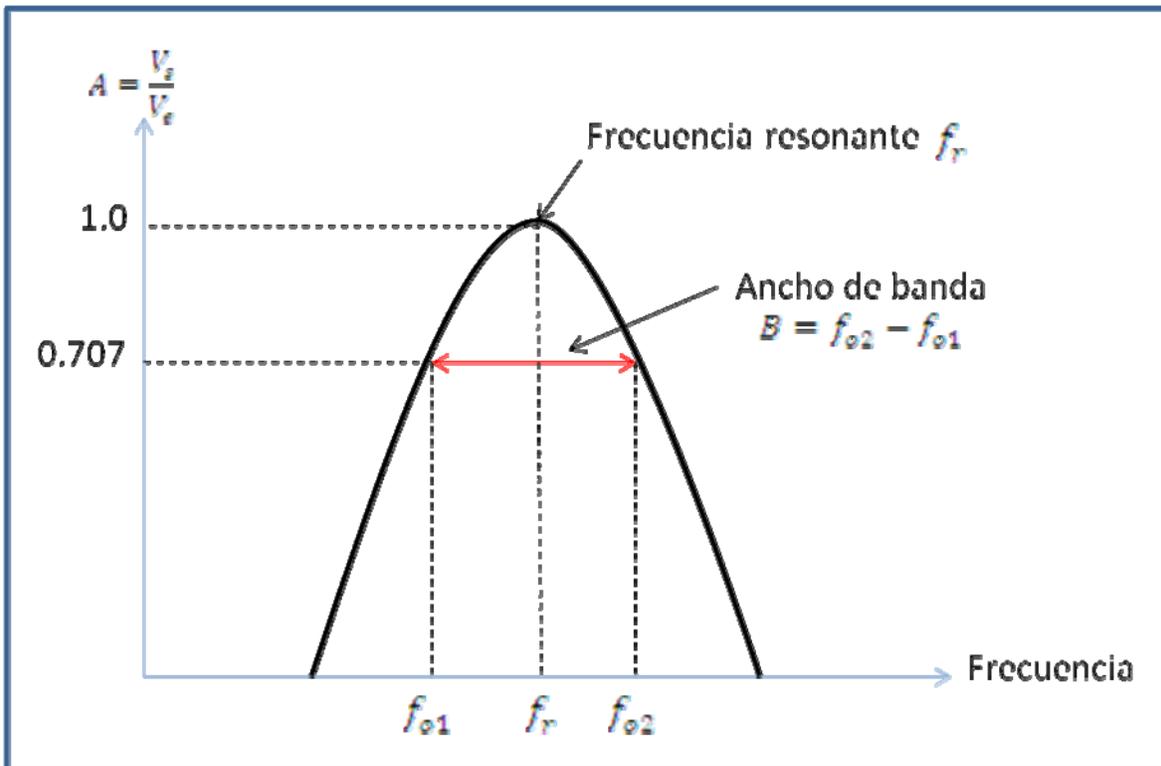


Figura 2.4.1

Este tipo de filtros tiene una ganancia máxima en la frecuencia resonante f_r . Solo existe una frecuencia inferior a f_r , en cuya ganancia A , disminuye 0.707. Se trata de la *frecuencia de corte inferior* f_{o1} .

En el caso de la *frecuencia de corte superior*, f_{o2} , la ganancia A también es 0.707.

A continuación se muestra el siguiente diagrama de configuración para un filtro paso-banda tipo Butterworth:

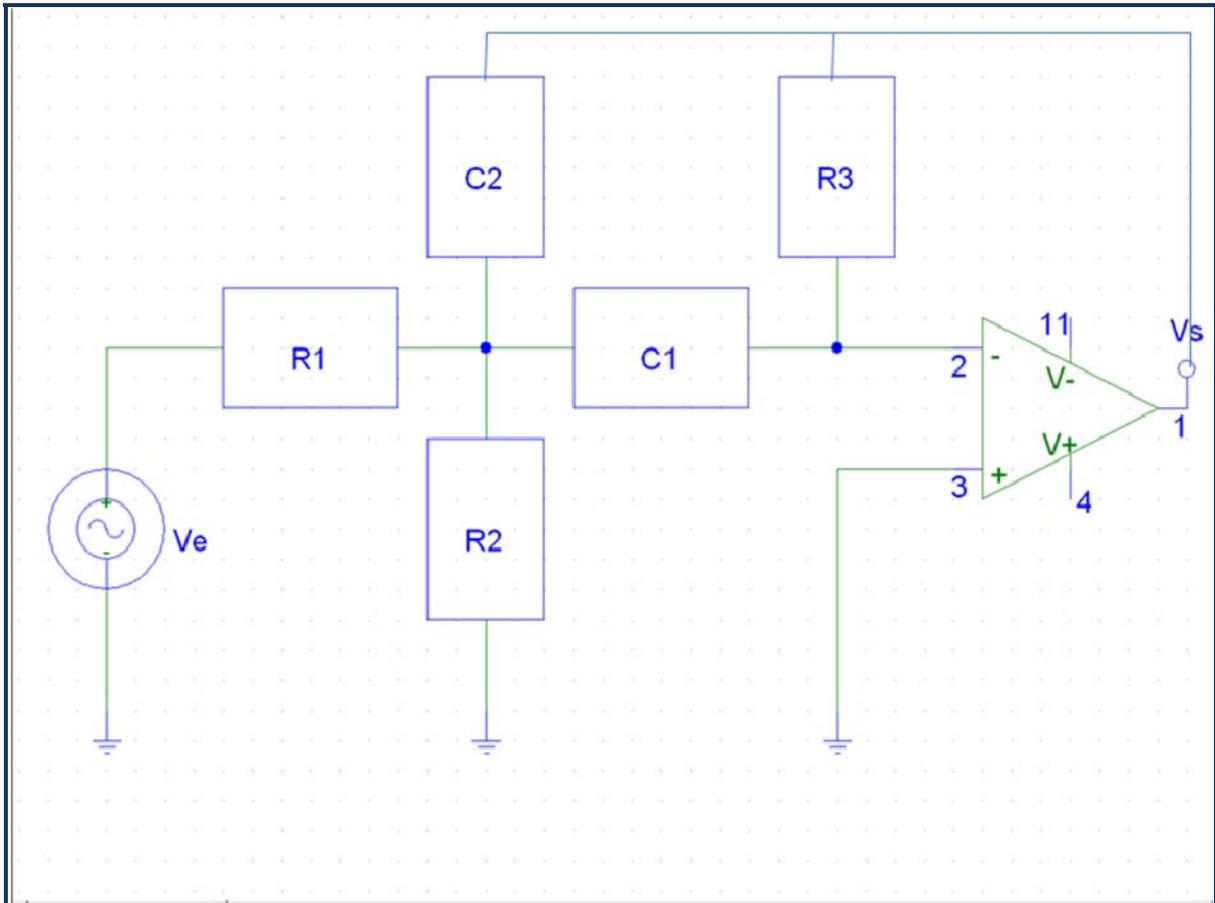


Figura 2.4.2

Sea la función de transferencia:

$$\frac{V_s}{V_e} = \left[\frac{s \left(\frac{1}{C_1 R_1} \right)}{s^2 + s \left(\frac{1}{R_2} \right) \left(\frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_1} \right) + \left(\frac{1}{R_2 C_2 C_1} \right) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)} \right]$$

Se tiene que:

$$H_0 = \frac{1}{\left(\frac{R_1}{R_3}\right) \left(1 + \frac{C_1}{C_2}\right)}$$

$$\omega_0 = \sqrt{\left(\frac{1}{R_3 C_2 C_1}\right) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}$$

$$\alpha = \frac{1}{Q} = \left[\sqrt{\frac{C_2}{C_1}} + \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} \right] \sqrt{\frac{1}{R_3 \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}}$$

$$\varphi = \pi + \varphi_{\text{paso-banda}}$$

De donde:

V_s = Voltaje de salida.

V_e = Voltaje de entrada.

H_0 = Ganancia en la frecuencia de corte.

ω_0 = Frecuencia natural del sistema.

α = Coeficiente de amortiguamiento.

Q = Determina la selectividad del filtro.

φ = Fase del filtro.

Al rango de frecuencias comprendidas entre f_{c1} y f_{c2} se le conoce como ancho de banda B .

$$B = f_{c2} - f_{c1}$$

El ancho de banda no se encuentra centrado justamente en la frecuencia resonante, por ello se utiliza tradicionalmente el nombre de “frecuencia resonante” y no el de “frecuencia central” para referirnos a f_r .

Si se conocen los valores de f_{c1} y f_{c2} , la frecuencia resonante se calcula mediante la ecuación:

$$f_r = \sqrt{f_{c1}f_{c2}}$$

Si se conoce la frecuencia resonante f_r y el ancho de banda B , mediante la siguiente ecuación se calculan las frecuencias de corte:

$$f_{c1} = \sqrt{\frac{B^2}{4} + f_r^2} - \frac{B}{2}$$

$$f_{c2} = f_{c1} + B$$

En el caso de nuestro proyecto, sabemos cuáles son los valores de las frecuencias de corte:

$$f_{c1} = \text{Frecuencia de corte inferior} = 0.01 \text{ [Hz]}.$$

$$f_{c2} = \text{Frecuencia de corte superior} = 250 \text{ [Hz]}.$$

Las cuales son el rango de frecuencias en las que la señal ECG posee componentes relevantes.

Q es la medida de selectividad del filtro Paso-banda y se define como la relación entre la frecuencia resonante y el ancho de banda; es decir:

$$Q = \frac{f_c}{B}$$

Un valor elevado de Q indica que el filtro selecciona una banda de frecuencias más reducidas; es decir, se vuelve más selectivo.

Si por el contrario, el valor de Q es pequeño, esto indica que el filtro tendrá un margen más amplio de selección de frecuencias.

A continuación se realizará el cálculo para cada uno de los valores de los dispositivos que conforman a nuestro filtro Paso-banda.

Se dará una ganancia unitaria al filtro debido a que el diseño del ECG posee un amplificador de instrumentación, el cual tiene una ganancia de 1000 la cual es suficiente para aumentar la señal electrocardiográfica y por lo tanto no se considera necesario darle una ganancia extra al filtro paso-banda.

Cálculo del filtro:

Dados:

$$H_0 = 1$$

$$f_{o1} = 0.01[\text{Hz}]$$

$$f_{o2} = 250[\text{Hz}]$$

$$\omega_0 = 2\pi f_c$$

Seleccionar:

$$C_3 = C_4 = C$$

Calcular:

$$f_c = \sqrt{f_{o1} f_{o2}}$$

$$B = f_{o2} - f_{o1}$$

$$Q = \frac{f_r}{B}$$

$$R_1 = \frac{Q}{H_0 \omega_0 C}$$

$$R_2 = \frac{Q}{(2Q^2 - H_0) \omega_0 C}$$

$$R_3 = \frac{2Q}{\omega_0 C}$$

Desarrollo:

$$f_r = \sqrt{f_{o1} f_{o2}} = \sqrt{0.01(250)} = 1.5811 [Hz]$$

$$\omega_0 = 2\pi f_r = 2(1.5811)\pi = 3.1622\pi = 9.9343 \left[\frac{rad}{s} \right]$$

$$B = f_{o2} - f_{o1} = 250 - 0.01 = 249.99 [Hz]$$

$$Q = \frac{f_r}{B} = \frac{1.5811}{249.99} = 6.32 \times 10^{-3}$$

Se seleccionó:

$$C_3 = C_4 = C = 1 [\mu F]$$

$$R_1 = \frac{Q}{H_0 \omega_0 C} = \frac{6.32 \times 10^{-3}}{1(3.1622\pi)1 \times 10^{-6}} = 636.17 [\Omega] \approx 680 [\Omega]$$

$$R_2 = \frac{Q}{(2Q^2 - H_0) \omega_0 C} = \frac{6.32 \times 10^{-3}}{[2(6.32 \times 10^{-3})^2 - 1]3.1622 \times 10^{-6}\pi} = 636.17 [\Omega] \approx 680 [\Omega]$$

$$R_3 = \frac{2Q}{\omega_0 C} = \frac{2(6.32 \times 10^{-3})}{3.1622 \times 10^{-6}\pi} = 1.272 \times 10^3 [\Omega] \approx 1.2 [k\Omega]$$

Con estos cálculos procedemos a simular el filtro Pasa-Banda. Para esto se utilizó el programa Pspice el cual es un software diseñado para analizar sistemas eléctricos electrónicos y sus características en AC o DC, según sea la naturaleza del sistema, así como su comportamiento transitorio.

Implementación del filtro en Pspice:

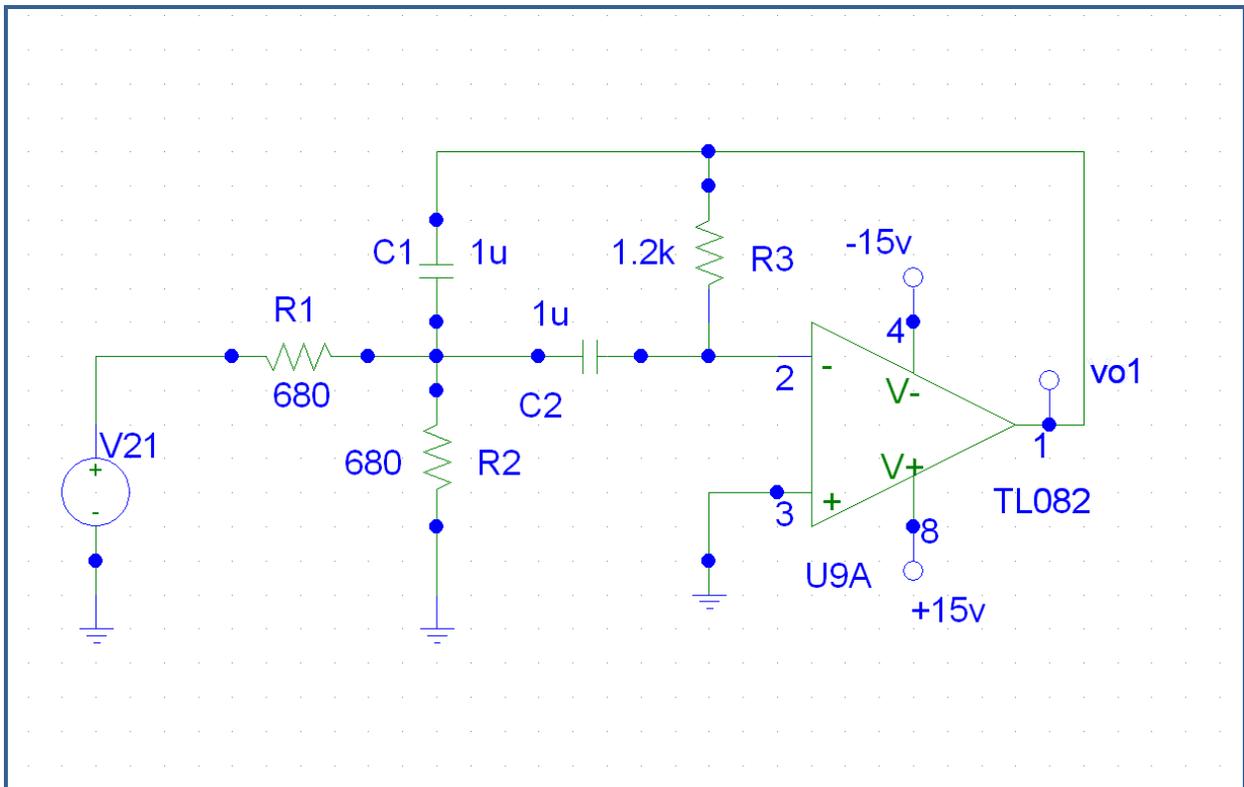


Figura 2.4.3

Para la simulación del comportamiento del filtro, se utilizó una fuente de alimentación V21 (figura 2.4.3) en cuyos parámetros se incluyen una señal de 500 [Hz] y una amplitud de 1 [V].

Se utilizó el amplificador operacional TL082 ya que al ofrecer una excelente respuesta en frecuencia y una buena estabilidad en temperatura, es el más usado en el diseño y desarrollo de instrumentación biomédica.

En la siguiente página se muestra en la figura 2.4.4 el comportamiento del filtro con respecto a la frecuencia.

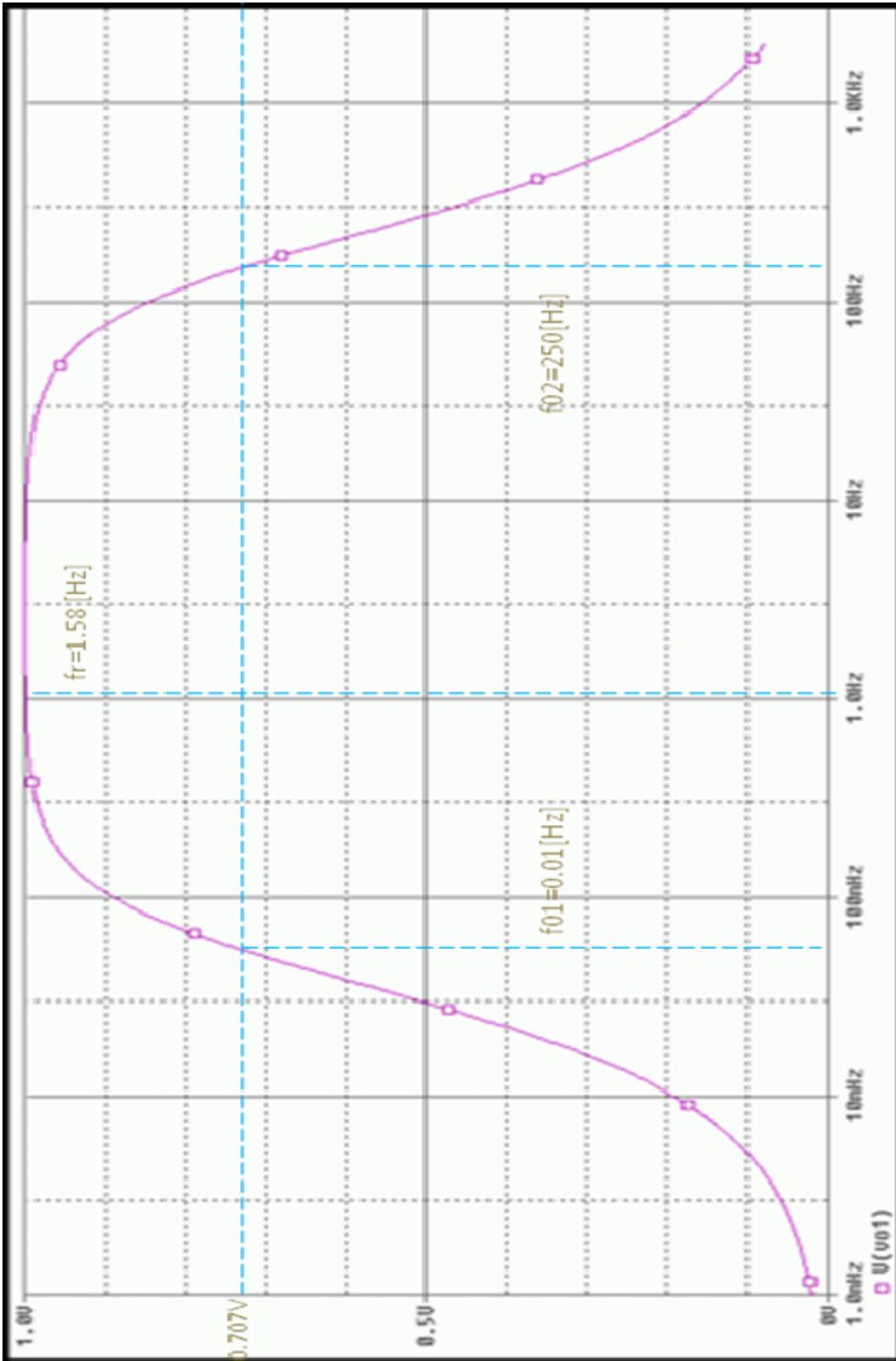


Figura 2.4.4

La figura 2.4.5 recrea el comportamiento del filtro Paso-banda con respecto al tiempo:

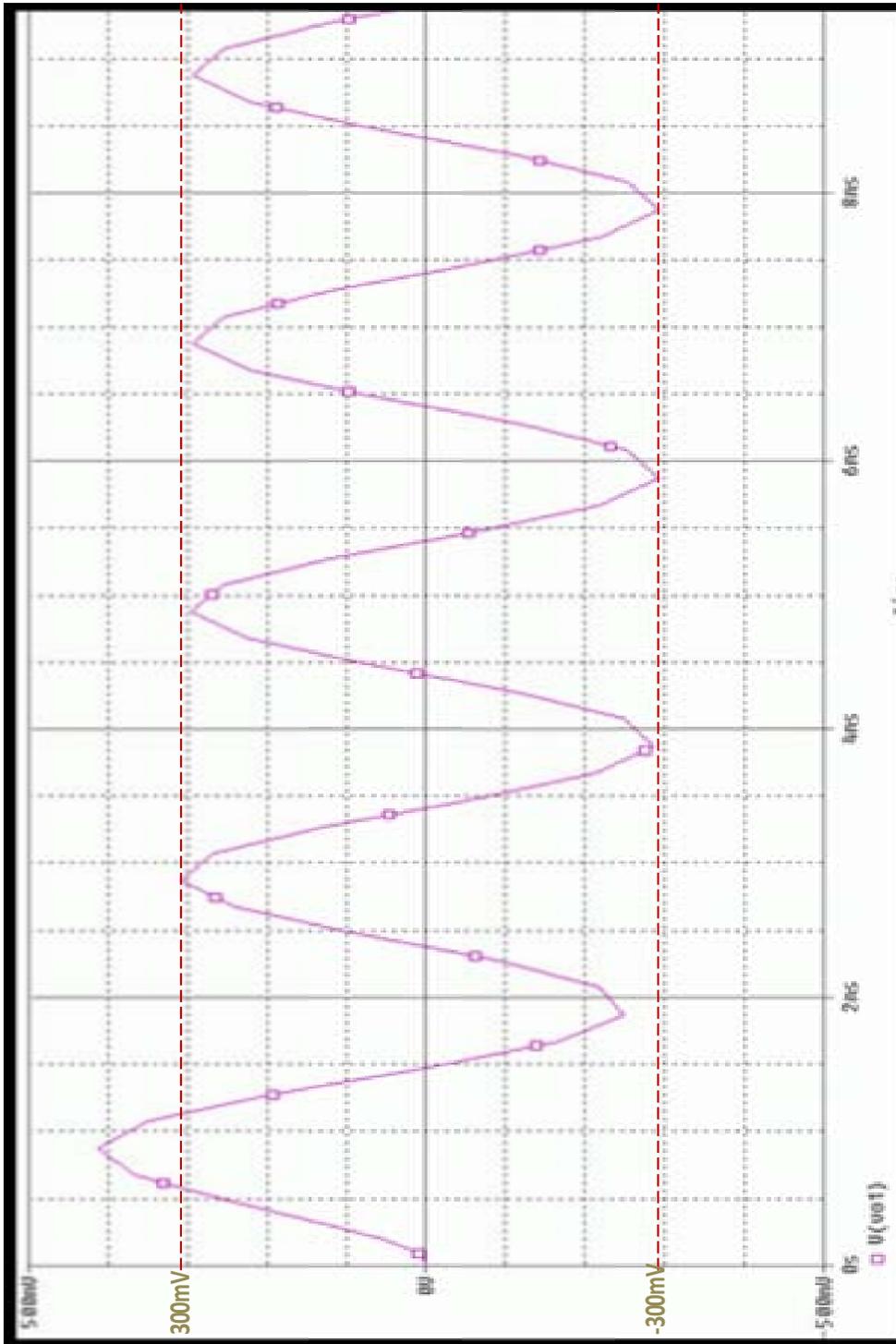


Figura 2.4.5

Aunque en esta ocasión se decidió usar el programa Pspice para el análisis de nuestro filtro paso-banda, también existen otras opciones de software como son Workbench y Lab-View a los que se puede recurrir para el estudio y análisis de sistemas eléctricos.

3. Protocolo Bluetooth.

3.1 Antecedentes.

3.1 Antecedentes

La tecnología Bluetooth surge a partir de la necesidad de transmitir paquetes de voz y datos entre diferentes dispositivos sin utilizar cables, por medio de un enlace de radiofrecuencia segura y que fuera de uso libre.

Historia:

El comienzo de la tecnología se dio cuando en 1994 la compañía Ericsson impulsó un proyecto de investigación cuyo objetivo era el permitir la comunicación entre sus teléfonos celulares así como entre sus accesorios (auriculares, micrófonos, etc.) sin el uso de cables utilizando una interfaz de bajo costo y bajo consumo de energía. Se pensó en un enlace de corto rango para este fin y a medida que el proyecto progresaba, se reconoció que esta nueva tecnología de enlace tendría aplicaciones ilimitadas.

En 1997 Ericsson se acercó a otras compañías fabricantes de dispositivos móviles con el fin de que éstas se unieran al proyecto y convertir a esta tecnología en una herramienta aplicable a un mayor número de dispositivos y asegurar el éxito entre sus consumidores, los cuales, sin importar la compañía fabricante de su equipo, podrían enviar y recibir información desde otro dispositivo de una manera fácil y segura.

Es en 1998 cuando Intel, Toshiba, Nokia e IBM se unen a Ericsson para formar un grupo denominado Grupo de Interés Especial (SIG por sus siglas en inglés¹). Este grupo representaba las áreas de tecnología en cómputo portátil, teléfonos móviles y de procesamiento de señales digitales líderes del mercado. Su objetivo era el de crear una especificación internacional para conectividad inalámbrica de corto alcance por medio de un dispositivo estándar y un software que lo controlase. Al hacerse el anuncio público de la creación del SIG, el 20 y el 21 de mayo de 1998, de manera simultánea, en Londres Inglaterra, San José California, y Tokio Japón, muchas otras empresas comenzaron a unírseles.

¹ SIG: Special Interest Group.

Los primeros dispositivos que contaban con tecnología Bluetooth salen al mercado a finales del año 2000 y actualmente el SIG está formado por más de 10000 compañías que adoptaron esta tecnología inalámbrica en sus propios productos y que pueden establecer una comunicación libre con otros dispositivos.

Bluetooth:

Bluetooth es una tecnología de radioenlace de corto alcance y de bajo costo cuyo objetivo es reemplazar el cableado que se requiere para establecer una conexión entre teléfonos celulares, asistentes personales digitales (PDA's² por sus siglas en inglés), computadoras y una infinidad de dispositivos de uso cotidiano y los cuales no necesariamente fueron elaborados por el mismo fabricante. Es decir, los dispositivos que cuentan con Bluetooth se “reconocen y hablan” entre sí de la misma forma y con un mismo lenguaje para comunicarse de manera inalámbrica y de forma segura. Esta tecnología es desarrollada por Bluetooth SIG y a partir de su versión 1.1, tanto sus niveles físicos y el control de acceso al medio, se formalizan en el estándar IEEE 802.15.1

El nombre de este protocolo viene del rey nórdico Harald Blåtand (910-986 D.C) conocido como “Harald Bluetooth³” debido a una enfermedad que pigmentaba sus dientes de color azul. Este rey es recordado por su don de comunicación y porque con base en este unificó a las tribus noruegas, suecas y danesas en el siglo X. Se decidió el uso de este nombre como una analogía en la que el protocolo Bluetooth también intenta unificar la comunicación entre los distintos dispositivos electrónicos.

El símbolo nace al unir las runas danesas de las letras H y B, iniciales de Harold Blåtand:

 ([Hagall](#)) y  ([Berkanan](#)).

² PDA: Personal Digital Assistant.

³ Bluetooth: Diente Azul.

El protocolo Bluetooth permite a los dispositivos que lo implementan, la comunicación entre ellos cuando se encuentran dentro del alcance de su radiofrecuencia de forma que los dispositivos no tienen por qué estar alineados, pueden incluso estar en habitaciones separadas, si la potencia de transmisión lo permite y así enviar una señal periódica al otro dispositivo detectado. Las conexiones Bluetooth realizan transacciones de datos, por lo tanto no están siempre activadas, éstas pueden activarse solo al momento de detectar una solicitud para el intercambio de datos desde otro dispositivo.

Clasificación de Bluetooth:

La clasificación de los dispositivos Bluetooth en clases, es únicamente una referencia de la potencia de transmisión del dispositivo, siendo totalmente compatibles los dispositivos de una clase con los de la otra. En esta clasificación se involucra también su rango de alcance, debido a que las conexiones entre dispositivos son uno a uno y la distancia de alcance en la transmisión de la señal depende de la clase del dispositivo. (Tabla 3.1.1).

Clase	Potencia máxima permitida [mW]	Potencia máxima permitida [dBm]	Rango (aproximado)
Clase 1	100	20	~100 metros
Clase 2	2.5	4	~20 metros
Clase 3	1	0	~1 metro

Tabla 3.1.1

Aunque es posible utilizar amplificadores y antenas para aumentar el alcance de la transmisión, cabe destacar que los dispositivos Bluetooth tienen como propósito original, su uso en ambientes cerrados y a poca distancia por lo que la utilización

de amplificadores no es recomendable, debido a que pueden ocasionar distorsión en la señal y disminuir la confiabilidad de la información.

Banda de frecuencia:

Bluetooth opera en la banda de frecuencia de 2.4 [GHz], la cual, a nivel mundial se encuentra libre de licencia así como la banda de frecuencia de las industrias científicas-médicas (ISM⁴ por sus siglas en inglés), la cual opera en los 2.45 [GHz] y se encuentra reservada internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética en las áreas científicas-médicas.

En la actualidad esta banda se ha vuelto popular debido a su uso en comunicaciones como:

- WLAN⁵ (Red Inalámbrica de Área Local) que es un sistema de comunicación de datos inalámbrico flexible basado en tecnología de radiofrecuencia.
- En WPAN⁶ (Red Inalámbrica de Área Personal) sirve para establecer comunicaciones inalámbricas entre distintos dispositivos cercanos al punto de acceso. Estas redes normalmente son de unos pocos metros y para uso personal.

De manera general es posible usar el protocolo Bluetooth en todo el mundo respetando las regulaciones que limitan los niveles de potencia transmitida en el rango de los 2.4 y 2.5 [GHz]. Este hecho obliga a que este tipo de comunicaciones, como las de la ISM, tengan cierta tolerancia frente a errores provocados por interferencias debidas a monitores para bebé, controles para puertas de garajes, teléfonos inalámbricos y hornos de microondas (la mayor fuente de interferencia). Para evitarlas, se utilizan mecanismos de protección contra interferencias, como técnicas de ensanchamiento de espectro, en este caso

⁴ ISM: Industrial, Scientific and Medical.

⁵ WLAN: Wireless Local Area Network.

⁶ WPAN: Wireless Personal Area Network.

Bluetooth utiliza la técnica de espectro expandido por salto de frecuencia o FHSS (Frequency Hopping Spread Spectrum).

Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS):

La tecnología de espectro ensanchado por salto en frecuencia (FHSS) consiste en transmitir una parte de la información en una determinada frecuencia durante un intervalo de tiempo llamada dwell time e inferior a 400 [ms]. Pasado este tiempo se cambia la frecuencia de emisión y se sigue transmitiendo a otra frecuencia. De esta manera cada tramo de información se va transmitiendo en una frecuencia distinta durante un intervalo muy corto de tiempo.

El orden en los saltos en frecuencia se determina según una secuencia pseudoaleatoria almacenada en unas tablas, y que tanto el emisor y el receptor deben conocer. Si se mantiene la sincronización en los saltos de frecuencias se consigue que, aunque en el tiempo se cambie de canal físico, a nivel lógico se mantiene un solo canal por el que se realiza la comunicación.

A todo este proceso se le denomina modelo de Hopping (Hopping Pattern).

Esta técnica también utiliza la zona de los 2.4 [GHz], la cual organiza en 79 canales, con un ancho de banda de 1 [MHz] cada uno. El número de saltos por segundo es regulado por cada país, así, por ejemplo, Estados Unidos fija una tasa mínima de saltos de 2.5 por segundo.

El estándar IEEE 802.11 define la modulación aplicable en este caso.

Se utiliza la modulación en frecuencia FSK (Frequency Shift Keying), con una velocidad de 1Mbps que puede ampliarse a 2 Mbps.

En la revisión del estándar, la 802.11b, esta velocidad también ha aumentado a 11Mbps.

La técnica FHSS sería equivalente a una multiplexación en frecuencia.

Funcionamiento del Bluetooth:

Los dispositivos Bluetooth funcionan a base de un radio, un controlador de enlaces de banda base y el software para el controlador de enlaces y el flujo de datos. El radio transmite y recibe en la frecuencia de 2.45 [GHz] (2,402 hasta 2,480 en saltos de 1 [MHz]). Además de los canales de datos, están disponibles tres canales de voz a 64 [kbit/s]. Cada dispositivo tiene una dirección única de 48 bits y los datos se pueden intercambiar a velocidades de hasta 1 [Mbit/s].

Un esquema de saltos de frecuencia aleatorios permite a los dispositivos comunicarse inclusive en áreas donde existe una gran interferencia electromagnética; además de que la tecnología provee mecanismos de encriptación (con longitud de la clave de hasta 64 bits) y autenticación, para controlar la conexión y evitar que cualquier dispositivo, no autorizado, pueda acceder a los datos o modificarlos.

La tecnología Bluetooth comúnmente se encuentra contenida en un microchip (Figura 3.1.2), cuando se trata de dispositivos comerciales y de gran consumo, como teléfonos celulares, cámaras fotográficas, etc.

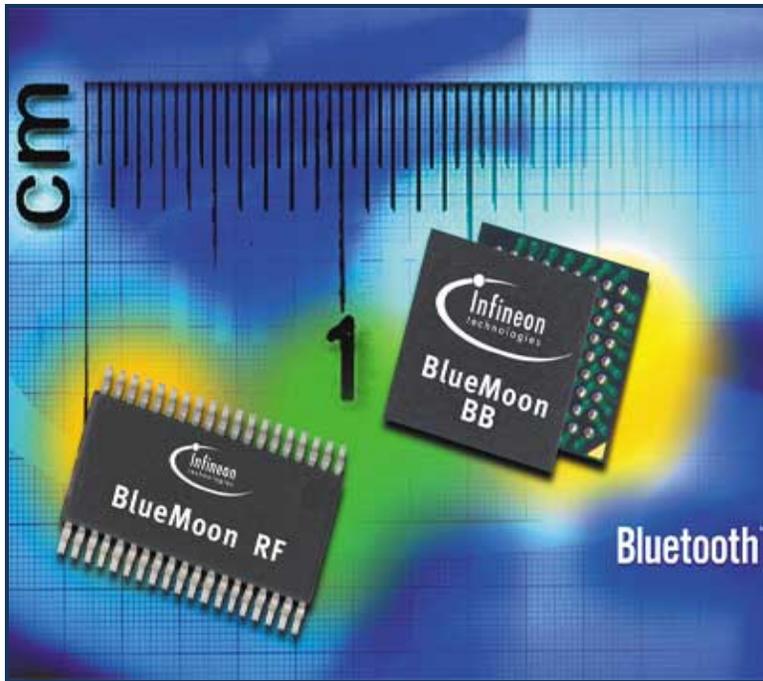


Figura 3.1.2

Aunque también se utilizan módulos de mayor tamaño para usos no tan comerciales o de experimentación, esto debido a su bajo costo, en la Figura 3.1.3 se aprecia un módulo Bluetooth OEM para puerto serie RS232. Y cuya finalidad es la de convertir un producto con puerto serie RS232 en un dispositivo Bluetooth en pocos minutos.



Figura 3.1.3

Los aparatos Bluetooth pueden conectarse simultáneamente hasta a 8 aparatos más y la velocidad máxima de transferencia de datos es de aproximadamente 720 [kbps] por canal. Al encender los aparatos Bluetooth éstos buscan e identifican automáticamente a cualquier otro dispositivo que se encuentre dentro de su campo de alcance. Cuando están conectados simultáneamente varios aparatos al dispositivo maestro, el usuario estará creando una red personal.

Pila del protocolo Bluetooth:

Es el centro de la tecnología ya que describe el lenguaje común que deben utilizar los dispositivos para comunicarse entre sí. La pila se encuentra constituida por varias capas las cuales se pueden organizar en 3 grupos: protocolos de transporte, protocolos Middleware y de aplicación.

Los datos en la pila fluyen a través de todas las capas a excepción de la información de audio, que va directamente desde la banda base hacia la aplicación con alto grado de prioridad, para garantizar la calidad de servicio en tiempo real, esperada en aplicaciones de audio.

En la Figura 3.1.4 se muestran las diferentes capas de la pila del Protocolo Bluetooth:

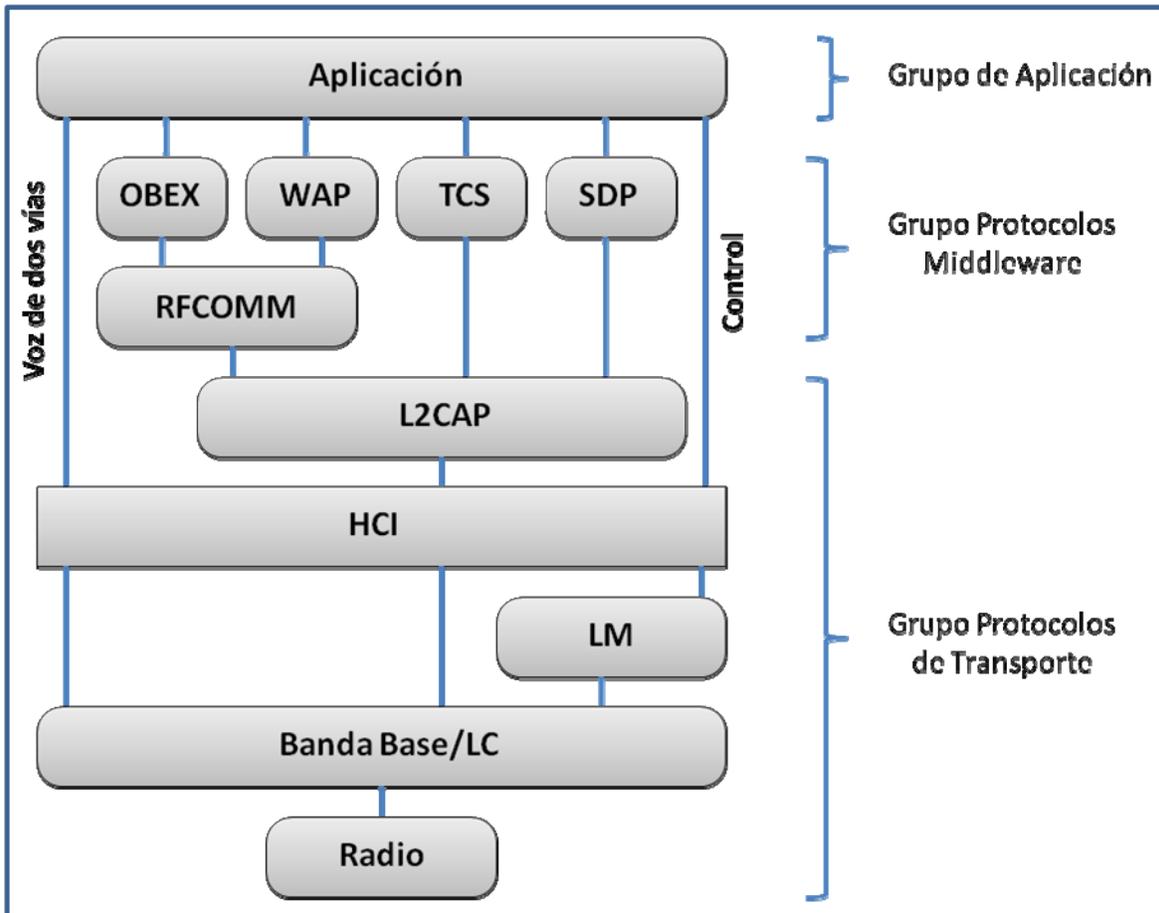


Figura 3.1.4

Grupo de protocolos de transporte:

Este grupo engloba a las capas que pertenecen al nivel físico de la tecnología y a las relacionadas con el sistema de radiofrecuencia (R.F.):

- **Radio.** Modula y demodula los datos para la transmisión y recepción a través del aire.
- **Banda base/controlador de enlace (LC⁷).** Controlan los enlaces físicos vía radio, ensamblando paquetes y generando el salto de frecuencia.

⁷ LC: Link Controller.

- **Manejador de enlace (LM⁸).** Controla y configura los enlaces con otros dispositivos.
- **Interfaz controladora de host (HCI⁹).** Lleva las comunicaciones entre un módulo Bluetooth y un host separados, permitiéndole a este último tener acceso a las capacidades de hardware del módulo.
- **Protocolo de adaptación y enlace lógico (L2CAP¹⁰).**
Distribuye y acondiciona el tamaño de paquetes para las capas altas.

Grupo de protocolos middleware:

Este grupo se encarga de la programación que sirve para unir o trabajar como puente entre dos programas separados y permitir que programas que se han desarrollado para tener acceso a una base de datos, puedan tener acceso a otras bases de datos.

- **Comunicación de Radiofrecuencia (RFCOMM¹¹).** Se trata de un simple conjunto de protocolos de transporte, los cuales suministran una interfaz similar al puerto serial RS232. Es por esto que también se le conoce a la capa RFCOMM como *“Emulación del puerto serial”*.
- **Protocolo de descubrimiento de servicio (SDP¹²).** Permite descubrir los servicios brindados por otros dispositivos.
- **Protocolo de control de telefonía (TCS¹³).** Suministra servicios de telefonía.
- **Intercambio de objetos (OBEX¹⁴) y Protocolo de aplicación inalámbricas (WAP¹⁵).** Suministran otros protocolos de comunicación a las capas altas, en caso de ser requerido por el dispositivo.

⁸ LM: Link Manager.

⁹ HCI: Host Controller Interface.

¹⁰ L2CAP: Logical Link Control and Adaptation protocol.

¹¹ RFCOMM: Radio Frequency Communication.

¹² SDP: Service Discovery Application Profile.

¹³ TCS: Telephony Control Specification.

¹⁴ OBEX: Object Exchange.

¹⁵ WAP: Wireless Application Protocol.

Grupo de aplicación:

Se trata de un programa que hace uso de la pila Bluetooth de una forma determinada.

Especificaciones Técnicas:

- Banda de Frecuencia: 2.4 [GHz] (Banda ISM)
- Potencia del transmisor: 1 [mW] para un alcance de 1[m], 100 [mW] para un alcance de hasta 100 [m].
- Tecnología: espectro expandido por saltos en frecuencia (FHSS)¹⁶.
- Canales máximos de voz: 3.
- Canales máximos de datos: 7.
- Velocidad de datos: hasta 721 [kbit/s].
- Rango esperado del sistema: 10 metros.
- Número de dispositivos: 8.
- Alimentación: 2,7 voltios.
- Consumo de corriente: desde 30 [μA] a 30 [mA] transmitiendo. En el caso del chip, ya que se encuentra incorporado en dispositivos portátiles y alimentado con baterías, se busca que tenga un consumo de potencia muy reducido (hasta un 97% menos que un teléfono móvil).
- Interferencia: Bluetooth minimiza la interferencia potencial al emplear saltos rápidos en frecuencia de aproximadamente 1600 veces por segundo.

Aplicaciones del Bluetooth:

Todo lo que ahora se conecta con cables, puede conectarse sin ellos. Esto es, a grandes rasgos, lo que permite Bluetooth, pero va más allá. No solamente es

¹⁶ FHSS: Frequency Hopping Spread Spectrum.

conectar el mouse, una impresora o un escáner a la PC, o tener un manos libres del teléfono sin necesidad de cable, sino que permite la sincronización entre dispositivos de una manera totalmente automatizada. Permite conectar cámaras de vigilancia, servir con mandos a distancia, abrir puertas, conectar electrodomésticos, transferir información de una PC a otra, etc. y, por supuesto, para conectar todo tipo de dispositivos a Internet, formando puntos de acceso.

Es debido a todas las aplicaciones anteriores que la posibilidad de extender la tecnología Bluetooth al campo de la medicina se puede volver una realidad a corto plazo.

4. Diseño e implementación del dispositivo Bluetooth en el electrocardiógrafo

- 4.1 Diseño del dispositivo Bluetooth para la interconexión de sensores
 - 4.2 Diagrama de implementación del dispositivo Bluetooth en el electrocardiógrafo.
-

4.1 Diseño del dispositivo Bluetooth para la interconexión de sensores.

Como se estudió en el capítulo anterior, la tecnología Bluetooth ayuda a que la comunicación entre dispositivos cercanos sea mucho más dinámica y sencilla, al prescindir de cables y debido a que su enlace es altamente confiable.

En este último capítulo se estudiarán las características con las que deben de contar los dispositivos Bluetooth (emisor y receptor) para que sean capaces de enviar y transmitir la señal ECG sin alteraciones y de forma confiable.

A continuación se muestra un diagrama general en el que interactúan los dispositivos Bluetooth para lograr la interconexión de sensores de manera inalámbrica con el electrocardiógrafo:

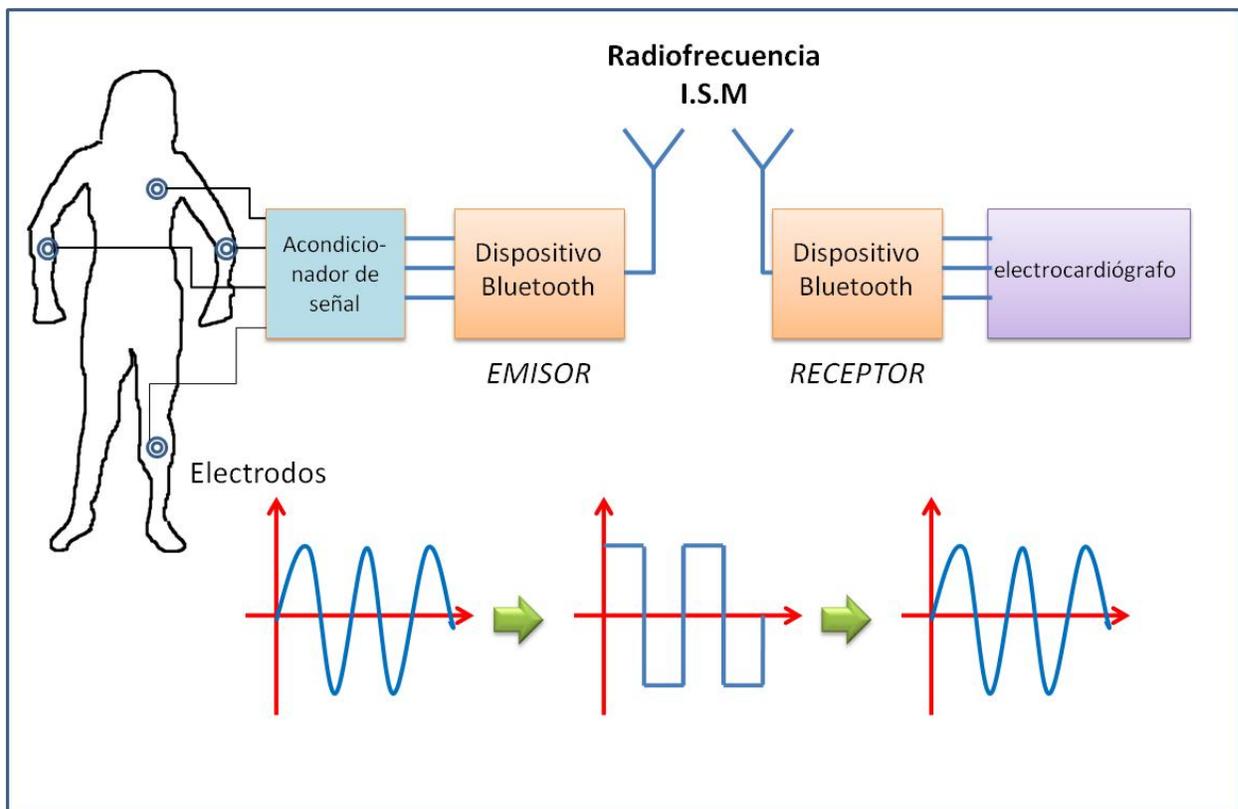


Figura 4.1.1

Como se puede apreciar en la figura 4.1.1, los electrodos que captan la señal ECG se encuentran conectados al emisor Bluetooth, mientras que en el otro extremo se encuentra el receptor del dispositivo conectado a las entradas del equipo electrocardiográfico.

La señal que se obtiene de los sensores es de tipo analógica, el emisor Bluetooth la digitaliza para su transmisión y una vez que el receptor la recibe, la convierte de nuevo en una señal analógica para que pueda ser posteriormente acondicionada por el equipo ECG.

El emisor del dispositivo Bluetooth es considerado como una pieza clave en el diseño de este proyecto, ya que al estar conectado al paciente, se desea que permita la máxima libertad de movimiento posible, siendo un sistema autónomo, de bajo peso y consumo de energía. Su labor será el acondicionar las señales provenientes de los sensores, las digitalizará y multiplexará para finalmente enviarlas vía R.F. (radio frecuencia), mediante el enlace Bluetooth, hacia el receptor.

Una vez que el receptor capte las señales de radio transmitidas, las convertirá de nuevo en señales analógicas y las enviará al equipo Electrocardiográfico, para su posterior acondicionamiento y representación gráfica.

Debido a que el receptor se encuentra conectado al ECG y éste se considera un equipo de sobremesa, podemos ser más flexibles en cuanto sus características de peso y portabilidad, más que si se tratara del dispositivo emisor.

Es importante que el receptor sea capaz de reproducir de manera fidedigna las señales ECG tal y como son registradas por los sensores; es decir, el funcionamiento exitoso del enlace Bluetooth se verá reflejado al obtener una señal igual a la que se obtendría utilizando una conexión con el paciente por medio de cables. También debe tomarse en cuenta la necesidad de procesar la señal ECG en tiempo real.

Se desea disminuir al máximo cualquier retardo que pudiera presentarse en el momento de procesar la señal ECG, debido a que en la mayoría de la instrumentación biomédica se requiere la obtención de información en tiempo real, por lo que las operaciones que realizará el dispositivo Bluetooth se limitarán a aquellas relacionadas con la transmisión y reproducción de las señales; es decir, si bien esta tecnología tiene la facultad de llevar a cabo más operaciones durante el enlace no guiado, en nuestro caso éstas se limitarán solo a digitalizar y multiplexar las señales, así como al proceso inverso correspondiente.

Emisor del Dispositivo Bluetooth:

El emisor se encarga de captar cada una de las señales obtenidas a través de los sensores, los cuales se conectarán a éste y son básicamente los mismos que se usan en un ECG convencional.

Aunque el rango de frecuencias en las que la señal ECG posee componentes relevantes va desde los 0.01 [Hz] hasta los 250 [HZ], se aconseja tomar un valor de aproximadamente 700 [Hz], esto con el fin de asegurar una mayor exactitud en la reproducción de las señales.

Una vez que se tienen las señales provenientes de los sensores y con ayuda de circuitería a base de amplificadores de instrumentación, éstas se amplifican y acondicionan para que puedan ser procesadas en un microcontrolador PIC, en el cual se implementa un software que se encarga de multiplexar las señales para después convertirlas de análogas a digitales. Figura 4.1.2.

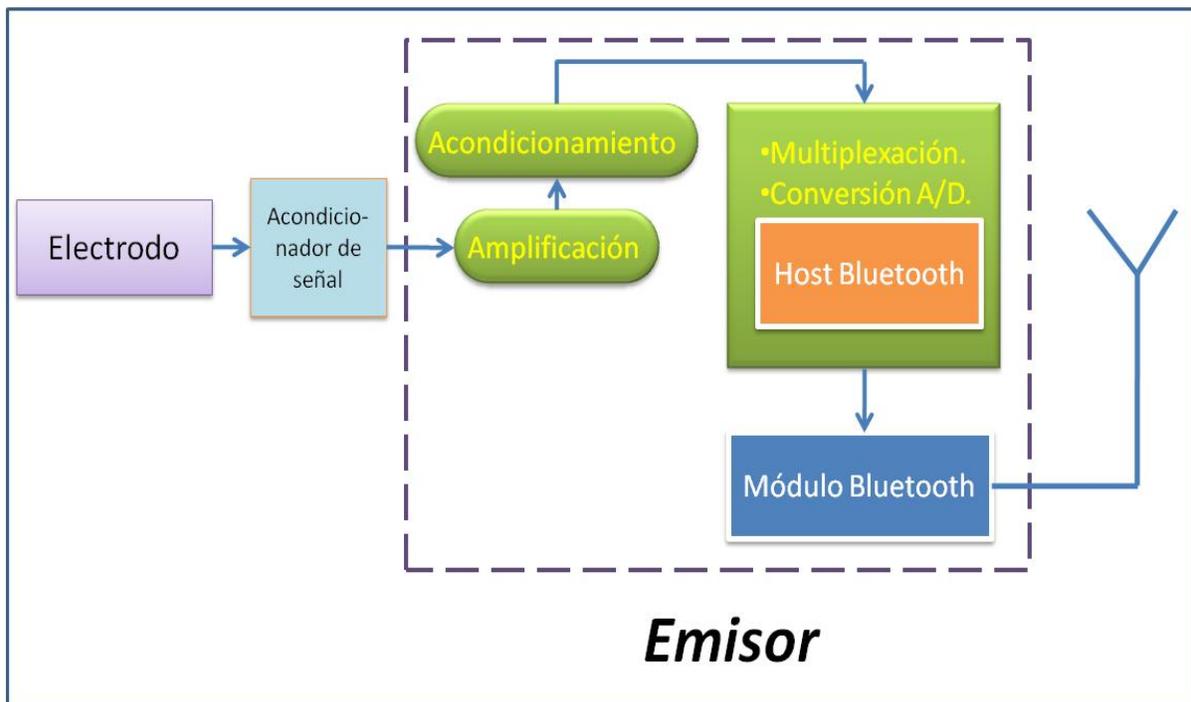


Figura 4.1.2

En este caso, como se mencionó en el capítulo 3.1, el emisor Bluetooth utiliza la técnica de espectro expandido por salto de frecuencia o FHSS (Frequency Hopping Spread Spectrum) para la multiplexación de señales, la cual es equivalente a una multiplexación en frecuencia.

A continuación se estudian con más detalle los tipos de multiplexación que existen.

Tipos de Multiplexación.

Si quisiéramos transmitir diferentes comunicaciones de manera simultánea, necesitaríamos un canal de transmisión para cada una de ellas, lo que nos llevaría a utilizar más recursos de comunicación. Figura 4.1.3

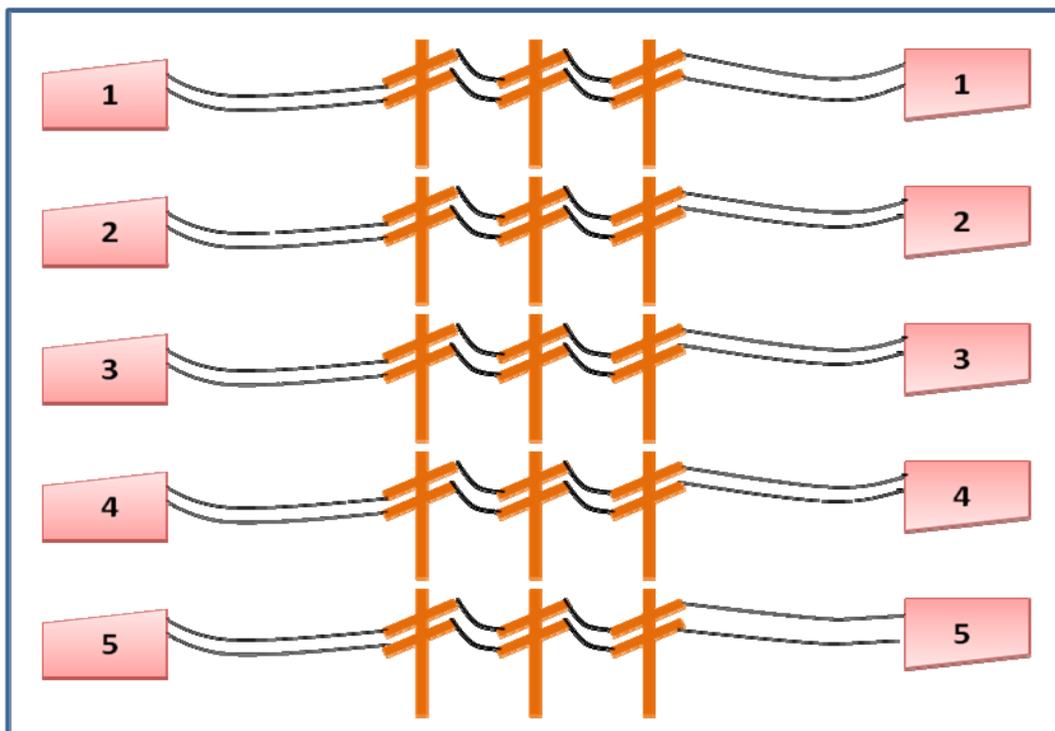


Figura 4.1.3

En muchas ocasiones no se cuentan con tantos recursos o simplemente no se desea hacer uso de ellos, por lo que se aconseja **multiplexar** las señales.

Con multiplexar nos referimos a la transmisión, en el mismo circuito de comunicación, de varios canales de datos separados, sin interferirse entre sí. Para la comunicación de voz, esto significa dos o más canales de voz en una sola portadora. Para los sistemas telefónicos significa muchos canales en un sólo par de cables o en una sola línea de transmisión coaxial.

Para realizar una multiplexación se utilizan **multiplexores (MUX)** los cuales reciben secuencias de datos de baja velocidad de las terminales y los combinan en una sola secuencia de datos de alta velocidad que se transmiten hacia un lugar remoto. En dicho lugar, un **demultiplexor (DE-MUX)** realiza la función inversa y convierte la secuencia combinada de datos en las secuencias originales de baja velocidad. Figura 4.1.4.

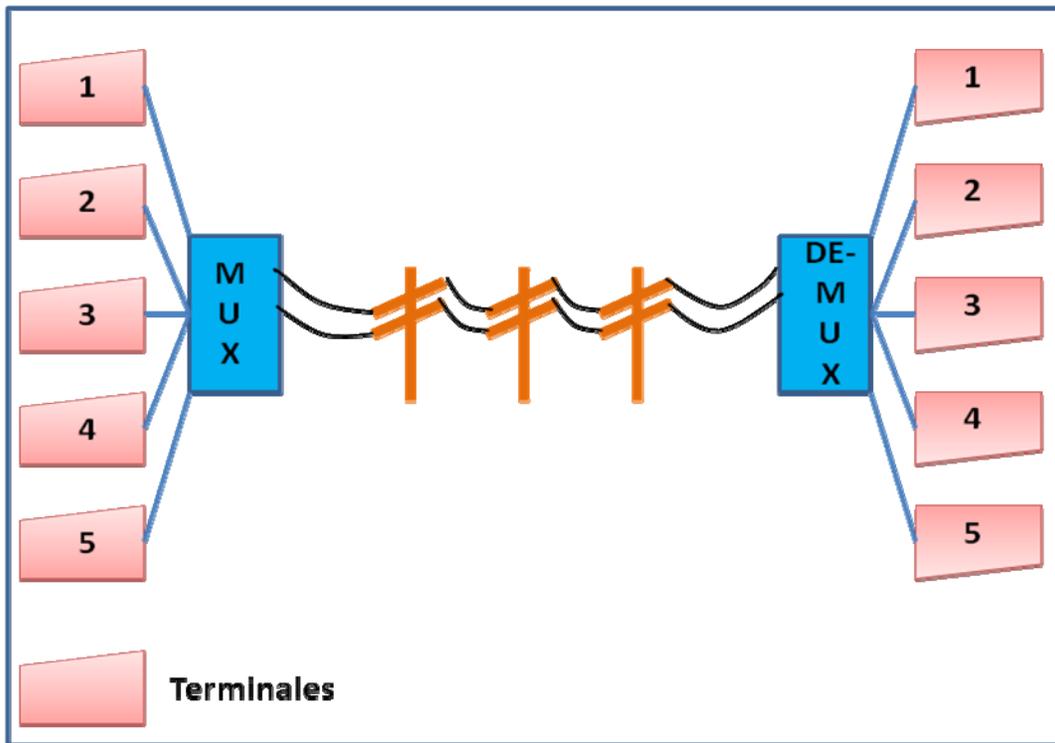


Figura 4.1.4

La transmisión simultánea puede llevarse a cabo por división de tiempo, por división de frecuencia y de forma estadística.

Multiplexación por división de tiempo

La multiplexación por división de tiempo (MDT) proporciona al usuario la capacidad total del canal, pero divide en intervalos de tiempo el empleo del canal.

A cada usuario se le asigna un intervalo y éstos van rotando entre los dispositivos conectados, como se muestra en la figura 4.1.5.

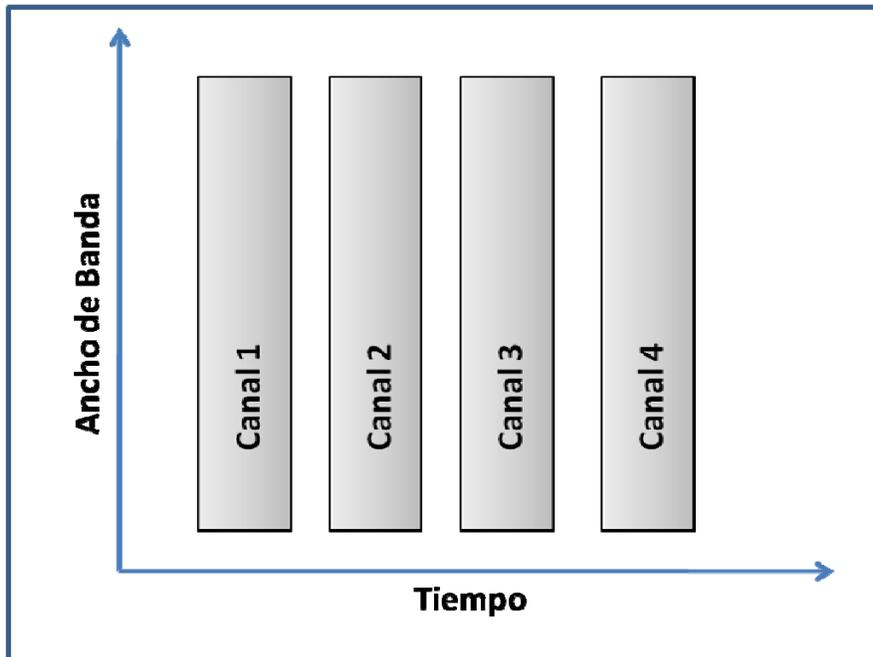


Figura 4.1.5

El multiplexador por división de tiempo (**MDT**) explora cíclicamente las señales de entrada (datos) de los diferentes puntos de acceso. Los bits u octetos se separan primero y se mezclan después, en secuencias a través de una única línea de comunicaciones de alta velocidad.

Los MDT son dispositivos de señal discreta y no pueden aceptar datos analógicos. Funcionan bien al nivel de octetos.

Un MDT a nivel de bit, separa un bit cada instante, cada secuencia contiene un bit de cada dispositivo explorado. Un MDT típico de bits intercalados puede soportar 18 terminaciones en un circuito vocal.

El MDT de caracteres (u octetos) intercalados, separa un carácter o un octeto entero y lo coloca en secuencia. Puede soportar 29 sub-canales en una línea de transmisión de voz. Este MDT es generalmente más eficiente debido a que requiere menos bits de control que un MDT de bits.

Los MDT procesan datos binarios (digitales), consecuentemente, si se desea transmitir señales analógicas se requiere el uso previo de módems que las conviertan en señales digitales.

Una ventaja de la MDT es que puede utilizarse cualquier tipo de modulación por impulsos. Muchas compañías telefónicas emplean este método en sus sistemas MIC/MDT.

b) Multiplexación por división de frecuencia:

La Multiplexación por División de Frecuencia (**MDF**) consiste en dividir la gama de frecuencias de transmisión (el ancho de banda) en bandas más estrechas. Figura 4.1.6.

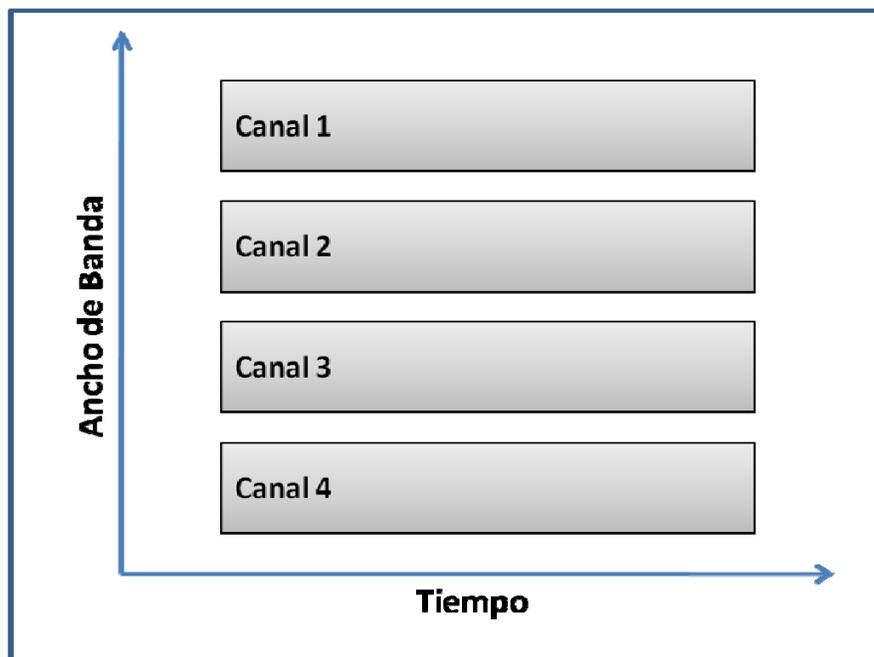


Figura 4.1.6

La MDF disminuye el ancho de banda total disponible para cada terminal, pero como los dispositivos son de baja velocidad, el ancho de banda resultante, aunque más estrecho, es suficiente para cada dispositivo. Las transmisiones de datos desde los terminales se realizan simultáneamente a través de las líneas. A cada dispositivo se le asigna una porción fija del espectro de frecuencias. Es importante que los sub-canales estén separados mediante bandas que no se utilicen (bandas de guarda) para prevenir posibles interferencias por solapamiento de la señal.

En la MDF cada señal se modula a una frecuencia portadora. Las portadoras se generan mediante un dispositivo de oscilación central, que también genera un piloto o señal de referencia. La señal de referencia se emplea en el extremo receptor para tener una referencia para demodular y demultiplexar. Las señales multiplexadas viajan a través del circuito de comunicaciones de alta capacidad, alcanzan su destino final y entonces son convertidas de nuevo a las señales originales.

c) Multiplexación estadística o asíncrona.

Es un caso particular de la multiplexación por división en el tiempo. Consiste en no asignar espacios de tiempo fijos a los canales a transmitir, sino que los tiempos dependen del tráfico existente por los canales en cada momento.

Sus características son:

- Tramos de longitud variables.
- Muestreo de líneas en función de su actividad.
- Intercala caracteres en los espacios vacíos.
- Requiere de una gran sincronización.
- Control inteligente de la transmisión.

Los multiplexores estadísticos asignan tiempos diferentes a cada uno de los canales siempre en función del tráfico que circula por cada uno de estos canales, pudiendo aprovechar al máximo posible el canal de comunicación.

En el caso de los dispositivos Bluetooth, se requiere que el ancho de banda por canal sea muy superior al ancho de banda estrictamente necesario para transmitir una comunicación.

Mediante la técnica de ensanchamiento de espectro, se consigue multiplexar varias comunicaciones sobre una misma banda frecuencial con emisión simultánea. Al recibir la señal, se separa una comunicación del resto aplicando el mismo código utilizado en emisión para ensanchar en espectro a la comunicación.

Volviendo al caso particular de nuestro dispositivo Bluetooth, todo el tratamiento de las señales que se realiza en el emisor Bluetooth es con el fin de que sean admitidas por el Host Bluetooth, el cual también se encuentra implementado en el microcontrolador PIC.

El Host Bluetooth está constituido por la parte alta de la pila del protocolo Bluetooth. Más adelante se mencionarán las capas de la pila que se implementan en él.

Una vez que la señal ha sido tratada con las aplicaciones software del Host Bluetooth, los datos obtenidos pasan al módulo de comunicaciones Bluetooth, en el cual se implementa el nivel físico del protocolo: Radio y Banda base/LC. Desde este módulo se emiten los datos de la señal ECG hacia el receptor Bluetooth.

Receptor Bluetooth:

Este sistema se implementa de la misma forma que el sistema emisor en cuanto al uso del módulo Bluetooth y del Host Bluetooth, la única diferencia que existe es la aplicación que se programará en el PIC, ya que en este caso se desea desensamblar los datos recibidos, que se transmiten multiplexados, para después someterlos, con ayuda de circuitería exterior, a una conversión digital-analógica y así regenerar la señal ECG.

El receptor tiene como objetivo fundamental, el proporcionar las señales provenientes de las derivaciones cardiacas al electrocardiógrafo, para su amplificación, acondicionamiento y posterior despliegue de la señal ECG. Para lograrlo, contará con los datos desensamblados en los puertos de salida del microcontrolador. La circuitería restante se encargará de la conversión D/A, por lo que se recomienda el uso de conversores DAC08, además de la adecuación de los niveles de las señales para que sean aceptadas por la primera etapa de amplificación de nuestro dispositivo ECG.

En la figura 4.1.7 se observa el diagrama de bloques que componen al dispositivo receptor.

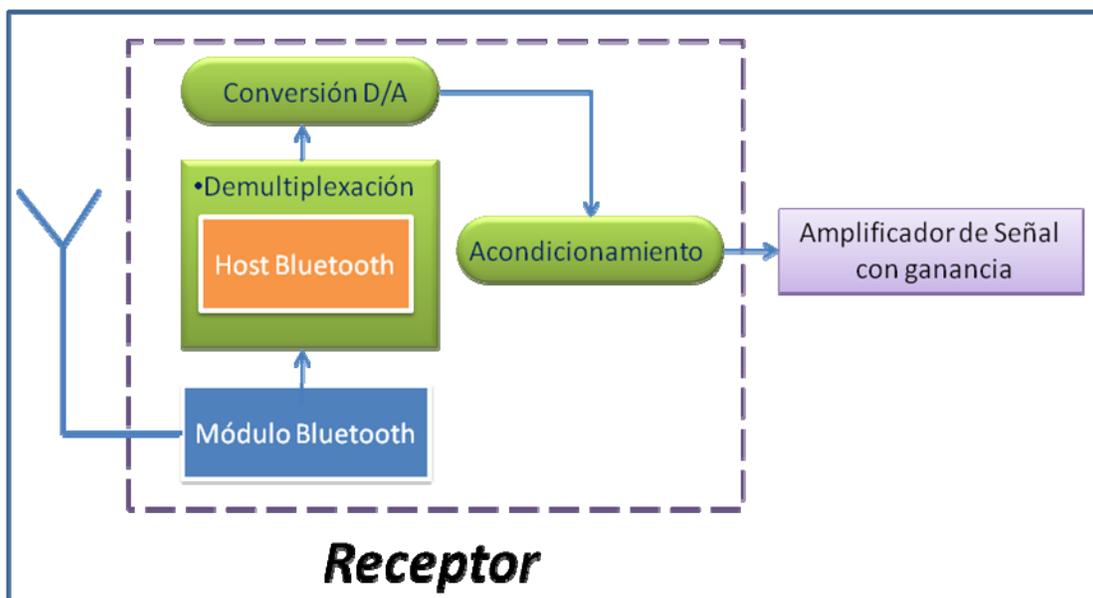


Figura 4.1.7

Implementación del Protocolo:

Tanto el Host Bluetooth como el Módulo Bluetooth interactúan entre sí para formar un dispositivo Bluetooth completo. Figura 4.1.8.

Ambos se encuentran comunicados por medio de la capa de Interfaz de Controlador de Host (HCI).

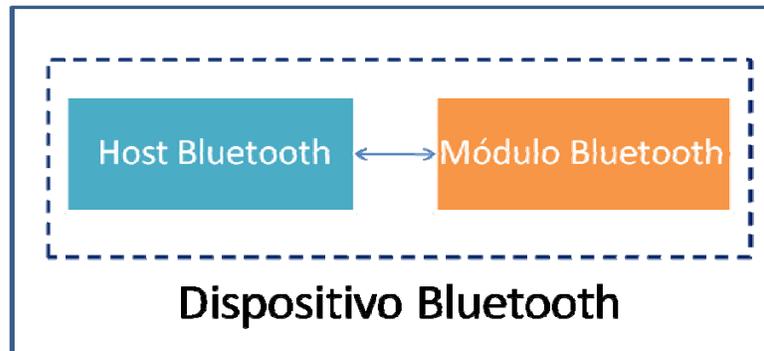


Figura 4.1.8

1.- Módulo Bluetooth:

En este módulo se agrupan las capas que pertenecen al nivel físico de la tecnología. Para nuestro proyecto solo trabajaremos con las capas de Radio, Banda base y controlador de enlace (LC) de la pila del protocolo Bluetooth, con el fin de cumplir con las necesidades de retraso mínimo que se explicaron anteriormente.

Debido a las características de nuestro proyecto, se desea utilizar un módulo Bluetooth de bajo consumo, tamaño y peso. El dispositivo que se recomienda para este proyecto y el cual cumple con estas características, es el Rok101008 fabricado por Ericsson. Figura 4.1.9.

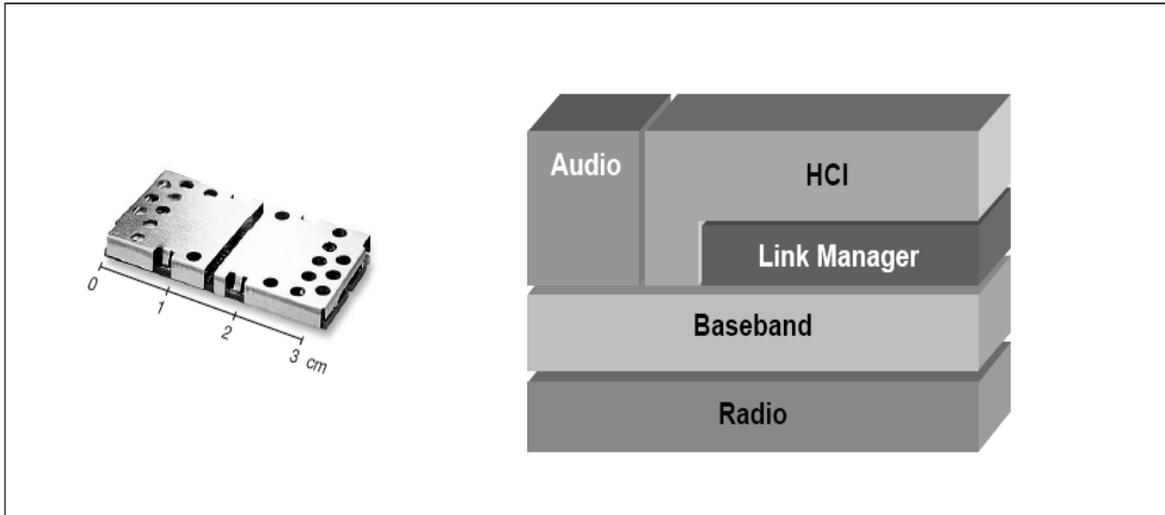


Figura 4.1.9

El Rok1011008 es muy utilizado para experimentación con comunicaciones Bluetooth y de costo relativamente bajo. Posee solo las capas que son imprescindibles para la emisión de la señal ECG y su tamaño (solo 3 [cm] de largo) lo convierte en el ideal para su implementación en un instrumento biomédico.

2.- Host Bluetooth:

El Host Bluetooth engloba básicamente a las aplicaciones de software que se necesitan para realizar el enlace no guiado. En esta ocasión se recomienda, al igual que con el módulo Bluetooth, solo programar las capas de la pila del protocolo que sean necesarias para que el sistema funcione correctamente.

Las capas que se aconsejan programar son:

- Aplicaciones de manejador de enlace (LM).
- Protocolo de adaptación y enlace lógico (L2CAP).
- Comunicación de radiofrecuencia (RFCOMM).

Estas capas, junto a las del módulo Bluetooth, permiten realizar una comunicación punto a punto entre los nodos.

Como mencionamos anteriormente, el Host se implementará en un microprocesador tipo PIC. Se sugiere utilizar el PIC16F877 de Microchip debido a sus características básicas y periféricas las cuales convierten a este PIC en un dispositivo altamente eficiente en el uso de memoria de datos y programa y por lo tanto en la velocidad de ejecución.

El PIC16F877 (figura 4.1.10) al igual que el módulo Rok101008, es de fácil adquisición y es muy usado en el diseño e implementación de dispositivos que requieran trabajar con tecnología CMOS FLASH/EEPROM.

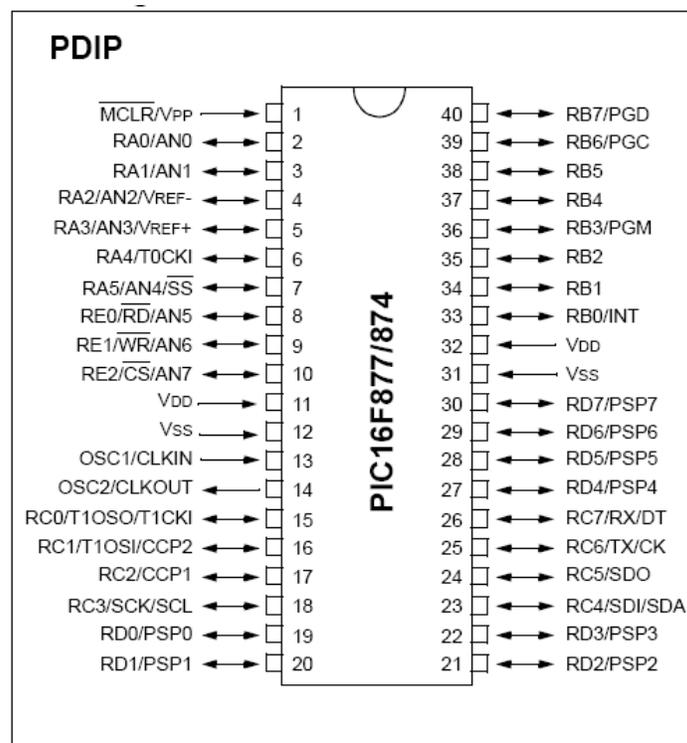


Figura 4.1.10

4.2 Diagrama de implementación del dispositivo Bluetooth en el electrocardiógrafo.

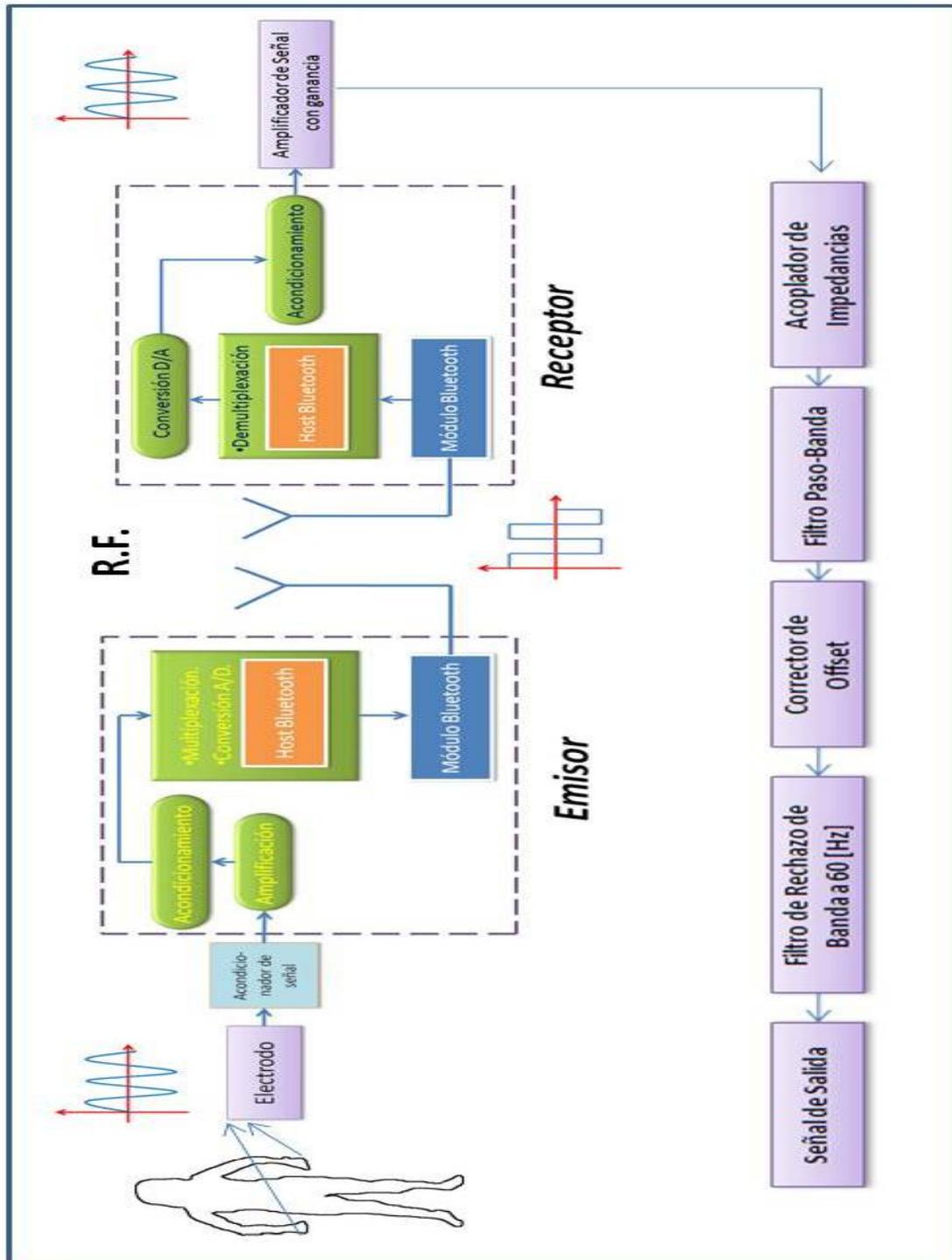


Figura 4.2.1

5. Conclusiones.

Conclusiones

El desarrollo de la tecnología inalámbrica permite que muchos de los dispositivos eléctricos-electrónicos que requerimos en nuestra vida cotidiana puedan utilizarse sin cables, desapareciendo las limitaciones que éstos nos presentan y facilitando su portabilidad. En el caso de la tecnología Bluetooth, ésta se ha convertido en una de las más recurrentes al momento de implementar enlaces no guiados entre dispositivos de toda clase, desde celulares hasta altavoces, lo cual la ha convertido en un recurso familiar para el usuario común.

El aspecto más importante de este trabajo de tesis es el de sustentar la posibilidad de adaptación de la tecnología Bluetooth a un ECG con el fin de crear una conexión sin el uso de cables entre los sensores y el equipo ECG, sin que se modifique el diseño original del instrumento y sin que se vea alterada la información proveniente del monitoreo y registro de la señal electrocardiográfica; es decir, que a partir del diseño de un ECG ya establecido, éste pueda volverse inalámbrico con el solo hecho de adaptar un par de dispositivos de comunicación Bluetooth a él.

Dicho dispositivos Bluetooth funcionan como emisor y receptor de la señal ECG proveniente de los sensores y al interactuar, crean una conexión inalámbrica entre paciente y equipo ECG de forma transparente y segura.

La necesidad del diseño de un ECG inalámbrico se ve reflejada al realizar estudios médicos específicos como la llamada prueba del esfuerzo y en la que ya no sería necesaria la presencia del equipo ECG junto a los aparatos que se requieren para realizar dicha prueba, como una bicicleta fija, banda sin fin, etc. permitiendo una mayor movilidad al paciente y sin que esto represente un riesgo para el electrocardiógrafo.

La razón por la que este trabajo se encuentra enfocado en el envío de la señal ECG por medio de Bluetooth es debido a que actualmente el costo de los dispositivos es relativamente bajo y a que el uso de dicha tecnología se encuentra libre de licencia al operar en las bandas de radiofrecuencia **ISM** (Industrial,

Scientific and Medical), es decir, que el transmitir en estas R.F no representa costo alguno.

Otro punto importante acerca de la tecnología Bluetooth es que utiliza técnicas de ensanchamiento de espectro, por lo cual la información se transmite libre de interferencias y evita cualquier tipo de alteración en la información que se envía, habilitando mecanismos de detección de error y procesos de encriptación para garantizar comunicaciones confiables y seguras.

Debido al uso de módulos Bluetooth no podemos hablar de una independencia absoluta de los cables en el ECG, ya que como se propuso en este trabajo, existen los electrodos que funcionan como sensores y que conectan al paciente con el emisor de comunicaciones para enviar la señal ECG.

Esto podría evitarse en un futuro al remplazar el uso de módulos por chips Bluetooth, los cuales, por su tamaño podrían adaptarse en una pequeña tarjeta, a los propios sensores y desde éstos emitir la información de las señales ECG hacia el instrumento sin que existan cables de por medio.

Todo ello depende de los fabricantes de chips Bluetooth, ya que por el momento solo es posible adquirir éstos a partir de mil piezas a un costo elevado y como sabemos, la cantidad de instrumentos biomédicos que se venden al año en el mundo, es menor a esta cifra.

Queda lo anterior como una muestra de que existen aún muchas mejoras que pueden realizarse a los equipos biomédicos con base en este trabajo de tesis y que el uso de la tecnología Bluetooth, como se estudió en este caso, puede ampliarse, no solo para equipos ECG, sino al campo de la instrumentación biomédica en general como en electroencefalógrafos, electromiógrafos, unidades de sueño, etc.

Glosario

Glosario.

- Anión:* Una partícula atómica o molecular que tiene una carga eléctrica negativa.
- Arteria Carótida:* Las arterias carótidas son cada una de las dos arterias, derecha e izquierda, que discurren en su mayor parte a ambos lados del cuello y que irrigan tanto el cuello como la cabeza. Las arterias carótidas inicialmente se llaman arterias carótidas primitivas o carótidas comunes, y después se bifurcan en arteria carótida externa y arteria carótida interna.
- Arteria Femoral:* La arteria femoral recorre la parte anterior del muslo y después se dirige hacia atrás pasando por un hueco que queda entre los músculos aductores hasta llegar detrás de la rodilla, con el nombre de arteria poplítea. Se distribuye por la porción inferior de la pared abdominal, porción superior del muslo, genitales, rodilla y pierna.
- Arteria Radial:* La arteria radial es una arteria del antebrazo que proviene de la humeral, comienza en la división de ésta, aproximadamente un centímetro por debajo de la flexura del codo, y pasa a lo largo de la cara radial del antebrazo hacia la muñeca, donde es fácilmente palpable en el espacio comprendido entre el tendón del palmar mayor y la porción inferior saliente del borde anterior del radio.
- Arteria:* Denominación que se le da a cada uno de los vasos que llevan la sangre desde el corazón a las demás partes del cuerpo.
- Etimología: Proviene del griego *artería*, “tubo, conducción (que enlaza)” + *ter/tes/tr* (gr.) [que hace] + *-ia* (gr.).
- Las arterias son conductos membranosos, elásticos, con ramificaciones divergentes, encargados de distribuir por todo el organismo la sangre expulsada en cada sístole de las cavidades ventriculares.
- ATP:* Las ATPasas son el subconjunto de enzimas que son capaces de producir la hidrólisis del adenosín trifosfato (ATP) en adenosín di fosfato (ADP) y un ión de fósforo

(ión fosfato) libre. Esta reacción libera energía.

Esta energía resultante es utilizada en la mayoría de los casos para poder llevar a cabo otra reacción química que se acopla a la reacción descrita.

Aurícula Cardíaca:

Cavidad del corazón que recibe el flujo sanguíneo. Lo transmite al ventrículo, que se encarga de bombearlo al sistema circulatorio. En los mamíferos, es una cavidad par, al igual que los ventrículos.

Axón:

Un nervio largo y delgado que conduce impulsos eléctricos fuera del cuerpo celular de la neurona a células objetivas, incluso a otros nervios y músculos.

Banda ISM:

Banda de radio utilizada en las transmisiones de redes inalámbricas.

ISM (Industrial, Scientific and Medical) son bandas reservadas internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética en áreas industrial, científica y médica.

En la actualidad estas bandas han sido popularizadas por su uso en comunicaciones WLAN (*ejemplo: Wi-Fi*) o WPAN (*ejemplo: Bluetooth*).

Cable Apantallado:

Tipo de cable recubierto por una malla o un tubo metálico, que actúa de jaula de Faraday para evitar el acople de ruidos y otras interferencias, tanto del entorno hacia el cable, como del cable al entorno.

Catión:

Una partícula atómica o molecular que tiene una carga eléctrica positiva.

Célula:

La unidad básica de estructura y función de todos los organismos vivos. Formada usualmente por un compartimiento principal delimitado externamente por una membrana que permite el intercambio selectivo de sustancias e información con el medio ambiente.

Células Nerviosas:

Células que reciben y envían mensajes del cuerpo al cerebro y del cerebro al cuerpo. Los mensajes se envían por medio de una corriente eléctrica débil. También se llama neurona. Conforman al Sistema Nervioso.

Citoplasma:

Material gelatinoso que rodea al núcleo de una célula y contiene a la mayoría de los orgánulos de la célula.

<i>Codificador:</i>	Un codificador es un circuito combinacional con 2^N entradas y N salidas, cuya misión es presentar en la salida el código binario correspondiente a la entrada activada.
<i>Control de Lazo Cerrado:</i>	Es aquel en el que la acción de control es en cierto modo dependiente de la salida. Los sistemas de control de lazo cerrado se llaman comúnmente sistemas de control por realimentación (o retroacción).
<i>Convertidor A/D:</i>	Un convertidor A/D toma un voltaje de entrada analógico y después de cierto tiempo produce un código de salida digital que representa la entrada analógica. Existen muchas aplicaciones en que los datos analógicos tienen que ser digitalizados (convertidos en digital) y transferidos a la memoria de una computadora. El proceso por el cual la computadora adquiere estos datos analógicos digitalizados se conoce como adquisición de datos.
<i>Derivaciones Cardiacas:</i>	Las derivaciones del ECG pueden definirse como puntos de observación de los diferentes fenómenos eléctricos que ocurren en el corazón. Cada una de ellas registrará la despolarización y repolarización cardiacas. Las derivaciones se clasifican en función del plano en el que estén observando la actividad eléctrica; es decir, derivaciones del plano frontal (derivaciones de los miembros) y derivaciones del plano horizontal (derivaciones precordiales).
<i>Despolarización Cardiaca:</i>	Onda eléctrica de carga positiva, progresiva y de estimulación, que recorre al corazón y que produce la contracción del miocardio.
<i>Dwell time:</i>	Se denomina así al tiempo de espera durante un proceso en el que una señal permanece en el mismo sitio.
<i>Electroencefalograma (EEG):</i>	Estudio neurofisiológico que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral en condiciones basales de reposo, en vigilia o sueño, y durante diversas activaciones, como la estimulación luminosa intermitente. Procedimiento que utiliza los electrodos en el cuero cabelludo para registrar la actividad eléctrica del cerebro. Utilizado para la detección de epilepsia, coma y de muerte cerebral.

- Electrofisiología:* Estudio de las propiedades y actividad eléctrica de las células, tejidos y órganos en relación con sus funciones fisiológicas.
- Parte de la medicina que estudia la fisiología de los procesos bioeléctricos.
- Electrofisiología cardíaca:* Es la ciencia de los mecanismos, funciones y desempeño de las actividades eléctricas de las regiones específicas del corazón. Este término es generalmente usado para describir estudios de tales fenómenos por medio de grabación (intracardiaca) invasiva de la actividad espontánea así como de respuestas cardíacas a la estimulación eléctrica programada.
- Electromiograma (EMG):* Estudio de la actividad eléctrica del músculo.
- Prueba que mide la actividad eléctrica de los músculos a través de los impulsos nerviosos que llegan hasta ellos. Se introducen agujas con electrodos en los músculos en los que se va a estudiar la lesión o daño.
- Encriptar:* Conversión de los datos propios a un código privado e ininteligible para los demás.
- La encriptación transforma la información en un texto incomprensible, por medio de un algoritmo (o secuencia de operaciones) que responde a una clave de encriptación denominada "llave". Es necesario poseer esta llave para cerrar (encriptar) el archivo o mensaje y para "abrirlo" (desencriptarlo).
- Estándar IEEE 802.11:* El protocolo **IEEE 802.11** o **Wi-Fi** es un estándar de protocolo de comunicaciones del IEEE que define el uso de los dos niveles inferiores de la arquitectura OSI (capas física y de enlace de datos), especificando sus normas de funcionamiento en una WLAN.
- En general, los protocolos de la rama 802.x definen la tecnología de redes de área local.
- La familia 802.11 actualmente incluye seis técnicas de transmisión por modulación, todas las cuales utilizan los mismos protocolos.
- El estándar original de este protocolo data de 1997, era el **IEEE 802.11**, tenía velocidades de 1 hasta 2 Mbps y trabajaba en la banda de frecuencia de 2.4 [GHz].
- Estándar IEEE 802.15.1:* **IEEE 802.15** es un grupo de trabajo dentro de IEEE 802 especializado en redes inalámbricas de área personal

(*wireless personal area networks*, WPAN). Se divide en cinco subgrupos, del 1 al 5.

Los estándares que desarrolla definen redes centradas en las cortas distancias.

Al igual que Bluetooth, el grupo de estándares 802.15 permite que dispositivos portátiles como PC's, PDA's, teléfonos y sensores, entre otros, puedan comunicarse e interactuar. Debido a que Bluetooth no puede coexistir con una red inalámbrica 802.11.x, se definió este estándar para permitir la interacción de las redes inalámbricas LAN con las redes de área personal.

Estándar IEEE:

IEEE corresponde a las siglas de **The Institute of Electrical and Electronics Engineers**, el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos, una asociación técnico-profesional mundial dedicada a la estandarización, entre otras cosas. Es decir, define normas de trabajo para tecnologías emergentes en el campo de la eléctrica y la electrónica así como de las comunicaciones.

El comité que definió los 802 estándares para ejecutar operaciones en red, se fundó en 1980 con el fin de garantizar que los sistemas y dispositivos fabricados por diferentes proveedores pudieran comunicarse con la mayor facilidad posible, permitiendo de esta manera una compatibilidad global a través de los diferentes productos.

Esternón:

Hueso plano situado en la parte anterior del pecho, con el cual se articulan por delante las costillas verdaderas.

Fisiología:

Rama de la biología que tiene por objeto de estudio la función de los órganos y sistemas que integran a los organismos.

Frecuencia Resonante:

En un sistema, es la frecuencia en la que se da una condición oscilatoria que se conoce como resonancia.

La frecuencia de vibración natural de un sistema también se llama su frecuencia resonante.

Fridericia:

Louis Sigurd Fridericia (1881-1947) Fisiólogo danés creador de la fórmula para calcular la duración del intervalo QT en un ECG en función de la frecuencia cardíaca.

FSK :

El **FSK** (Frequency-shift keying) es un tipo de modulación de frecuencia cuya señal modulante es un

flujo de pulsos binarios que varía entre valores predeterminados.

En los sistemas de modulación por salto de frecuencia, FSK, la señal moduladora hace variar la frecuencia de la portadora, de modo que la señal modulada resultante codifica la información asociándola a valores de frecuencia diferentes.

Galvanómetro:

Instrumento para indicar o medir una corriente eléctrica de baja intensidad, mediante el movimiento mecánico derivado de las fuerzas electromagnéticas o electrodinámicas producidas por la corriente.

ISO:

La **Organización Internacional para la Estandarización** o **ISO** (en inglés, *International Organization for Standardization*), es el organismo encargado de promover el desarrollo de normas internacionales de fabricación, comercio y comunicación para todas las ramas industriales a excepción de la eléctrica y la electrónica.

Su función principal es la de buscar la estandarización de normas de productos y seguridad para las empresas u organizaciones a nivel internacional.

Ión:

Átomo o grupo de átomos que tiene una carga neta positiva o negativa.

LAN:

Red de área local (**Local Area Network**) Es una red de dispositivos conectados (como son PCs, impresoras y servidores) que cubren un área geográfica relativamente pequeña (generalmente no más grande que una planta o un edificio).

Las LAN se caracterizan por transmisiones de alta velocidad en cortas distancias.

Línea Isoeléctrica:

Punto de referencia en un electrocardiograma.

Se trata de una línea plana que se presenta antes y después de cada trazo del ciclo cardiaco (antes de la onda P y al final de la onda U). La línea isoelectrica carece de carga eléctrica neta.

Líquido intersticial:

El **líquido intersticial** o **líquido tisular** es el líquido contenido en el **intersticio** o espacio entre las células.

Alrededor de una sexta parte de los tejidos corporales corresponden al intersticio y en promedio una persona adulta tiene cerca de 11 litros de líquido intersticial

proveyendo a las células del cuerpo nutrientes y removiendo sus desechos.

Membrana celular:

Parte externa de la célula que envuelve el citoplasma. Permite el intercambio entre la célula y el medio que la rodea. Intercambia agua, gases y nutrientes, y elimina elementos de desecho.

Microelectrodos:

Electrodos de proporción micrométrica, sus dimensiones no sobrepasan los 50 μm . Hechos de fibra de carbono, platino u oro, se utilizan en el estudio de procesos biológicos-moleculares o en investigaciones que incluyen moléculas de difícil acceso.

Modelo OSI:

El **modelo de referencia de Interconexión de Sistemas Abiertos** (OSI, Open System Interconnection) lanzado en 1984 fue el modelo de red descriptivo creado por ISO.

Éste es, un marco de referencia para la definición de arquitecturas de interconexión de sistemas de comunicaciones.

Nódulo Auriculoventricular:

Se encuentra localizado en el atrio derecho del corazón, y se comunica con el nódulo sinusal a través de tres fibras internodales compuestas de músculo cardíaco especializado en la conducción de impulsos.

PDA:

Del inglés Personal Digital Assistant (Asistente Digital Personal), es un computador de mano originalmente diseñado como agenda electrónica.

Son microprocesadores personales que permiten incluso la navegación por Internet, entre otras muchas funciones, aunque se iniciaron como agendas de trabajo personales que podían descargar datos en el ordenador.

Periodo refractario:

Periodo de tiempo durante el cual el organismo se encuentra pasivo y sin presentar actividad alguna.

Ph:

Medida de la acidez o basicidad de una solución.

El pH es la concentración de iones o cationes hidrógeno $[\text{H}^+]$ presentes en determinada sustancia. El término significa potencial de hidrógeno para **p**ondus **H**ydrogenii o **p**otentia **H**ydrogenii (del latín *pondus*, n. = peso; *potentia*, f. = potencia; *hydrogenium*, n. = hidrógeno).

<i>Precordio:</i>	Parte central del pecho que queda por delante del corazón. Zona anatómica de la superficie torácica sobre la que se refleja la silueta cardíaca (si esta fuera transparente).
<i>Ramas Ventriculares:</i>	Venas que se bifurcan sobre los 2 ventrículos y que sirven como conductos a través de los cuales se irriga sangre a los ventrículos así como impulsos eléctricos.
<i>Repolarización Cardíaca:</i>	Evento contrario a la Despolarización Cardíaca. La repolarización permite la recuperación de la célula de sus cargas negativas. Es un fenómeno estrictamente eléctrico, el corazón no presenta ningún movimiento durante esta actividad.
<i>Señal Alfa:</i>	Tipo de señal electroencefalográfica con una frecuencia de entre los 8 y 12 [Hz]. Se presenta en estados de relajación, inactividad mental y cuando se cierran los ojos.
<i>Señal Beta:</i>	Señal electroencefalográfica cuya frecuencia oscila entre los 12 y los 32 [Hz]. Se presenta en pacientes que están en alerta, ansiosos o que tienen los ojos abiertos.
<i>Sinapsis:</i>	Proceso que consta de descargas químico-eléctricas. Estas descargas se generan en la membrana celular de la neurona en un proceso de polarización-despolarización que libera unas sustancias químicas y un impulso eléctrico que estimula eléctricamente a las células nerviosas. Éstas liberan unas moléculas llamadas neurotransmisores que se acoplan en los receptores de la neurona destino estableciendo así una comunicación con otras células y transformando una señal eléctrica en otra química.
<i>Sistema MIC/MDT:</i>	Codificador que funciona con base en una MIC (Modulación por Impulsos Codificados) y un MDT (Multiplexador por División de Tiempo) usado por las compañías telefónicas para el envío de datos.
<i>Sistema Nervioso:</i>	Red de tejidos altamente especializada, que tiene como componente principal a las neuronas, células que se encuentran conectadas entre sí de manera compleja y que tienen la propiedad de conducir, usando señales electroquímicas (Sinapsis), una gran variedad de estímulos dentro del tejido nervioso y hacia la mayoría del resto de los tejidos, coordinando así múltiples

funciones del organismo.

Tubos de vacío:

Dispositivos electrónicos desarrollados por el físico inglés John Ambrose Fleming que consisten en una cápsula de vacío de acero o de vidrio, con dos o más electrodos entre los cuales pueden moverse libremente los electrones. Los tubos de vacío aún se utilizan en las etapas de potencia de los transmisores de radio y televisión o en equipos militares que deben resistir el pulso de voltaje inducido por las explosiones nucleares atmosféricas, que destruyen los transistores.

Vasos Sanguíneos:

Conductos musculares elásticos que distribuyen y recogen la sangre de todo el cuerpo.

Se denominan arterias a aquellos vasos sanguíneos que llevan la sangre, ya sea rica o pobre en oxígeno, desde el corazón hasta los órganos corporales.

Las grandes arterias que salen desde los ventrículos del corazón van ramificándose y haciéndose más finas hasta que por fin se convierten en capilares, vasos tan finos que a través de ellos se realiza el intercambio gaseoso y de sustancias entre la sangre y los tejidos. Una vez que este intercambio sangre-tejidos se realiza a través de la red capilar, los capilares van reuniéndose en vénulas y venas por donde la sangre regresa a las aurículas del corazón.

Vena:

Vaso sanguíneo que conduce la sangre desde los capilares al corazón y lleva dióxido de carbono y desechos de los organismos. Las venas se localizan más superficialmente que las arterias, por debajo de la piel, en las venas superficiales.

Ventrículo:

Cada una de las cámaras inferiores del corazón.

El corazón humano posee dos ventrículos, éstos reciben sangre de las cámaras superiores del mismo lado del corazón. Cada ventrículo se contrae durante la sístole, que es el período del ciclo cardíaco en que el corazón bombea la sangre hacia los pulmones y el resto del cuerpo.

Anexo I

28/40-Pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers

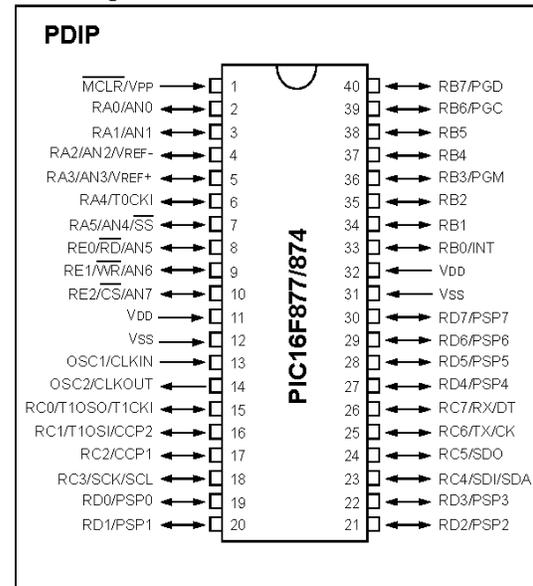
Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873
- PIC16F876
- PIC16F874
- PIC16F877

Microcontroller Core Features:

- High performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of FLASH Program Memory,
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to the PIC16C73B/74B/76/77
- Interrupt capability (up to 14 sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and
Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low power, high speed CMOS FLASH/EEPROM
technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP) via two
pins
- Single 5V In-Circuit Serial Programming capability
- In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range: 2.0V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial, Industrial and Extended temperature
ranges
- Low-power consumption:
 - < 0.6 mA typical @ 3V, 4 MHz
 - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
 - < 1 µA typical standby current

Pin Diagram

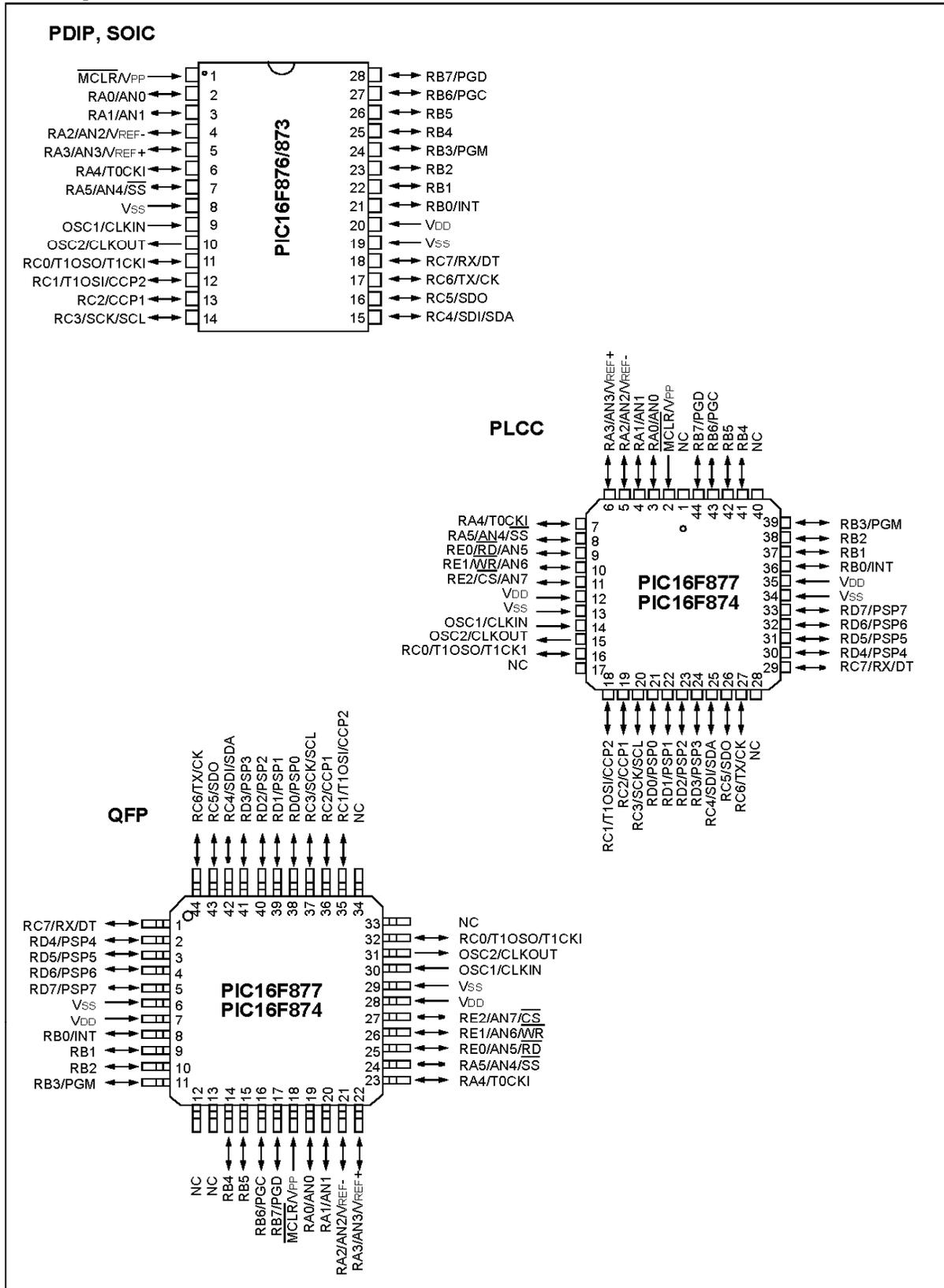


Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,
can be incremented during SLEEP via external
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
 - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
 - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
 - PWM max. resolution is 10-bit
- 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master
mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address
detection
- Parallel Slave Port (PSP) 8-bits wide, with
external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for
Brown-out Reset (BOR)

PIC16F87X

Pin Diagrams



PIC16F87X

Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)	PIC16F873	PIC16F874	PIC16F876	PIC16F877
Operating Frequency	DC - 20 MHz			
RESETS (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
FLASH Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Instruction Set	35 instructions	35 instructions	35 instructions	35 instructions

ROK 101 008 Bluetooth Module

Key Features

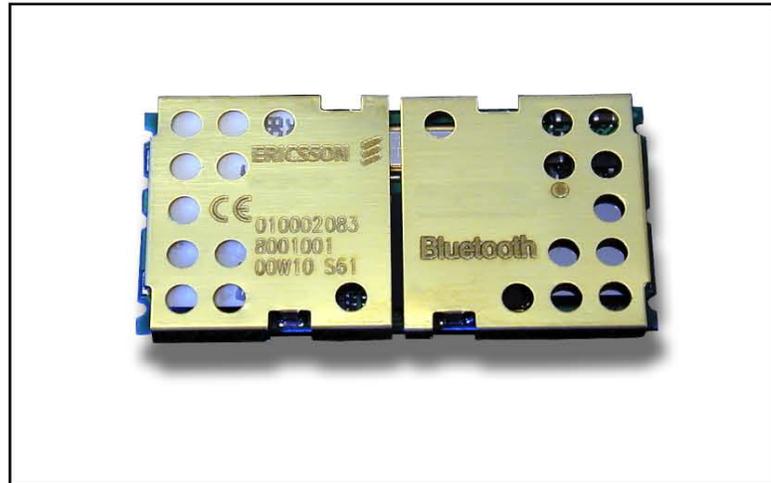
- Qualified to Bluetooth 1.0B
- RF output power class 2
- FCC and ETSI approved
- 460 kb/s max data rate over UART
- UART and PCM interface
- I²C interface
- Internal crystal oscillator
- HCI firmware included
- Point to Point connection
- Built-in shielding

Supported Bluetooth Profiles

- Generic Access Profile
- Service Discovery Application Profile
- Serial Port Profiles
 - Dial-up networking
 - Fax
 - Headset
- Generic Object Exchange Profiles
 - File transfer
 - Object Push
 - Synchronisation

Suggested Applications

- Computers and peripherals
- Handheld devices and accessories
- Access points



Description

ROK 101 008 is a short-range module for implementing Bluetooth functionality into various electronic devices. The module consists of three major parts; a baseband controller, a flash memory, and a radio that operates in the globally available 2.4–2.5 GHz free ISM band.

Both data and voice transmission is supported by the module. Communication between the module and the host controller is carried out via UART and PCM interface.

ROK 101 008, which is compliant with Bluetooth version 1.0B and critical errata, is a Class 2 Bluetooth Module (0 dBm) and is type-approved.

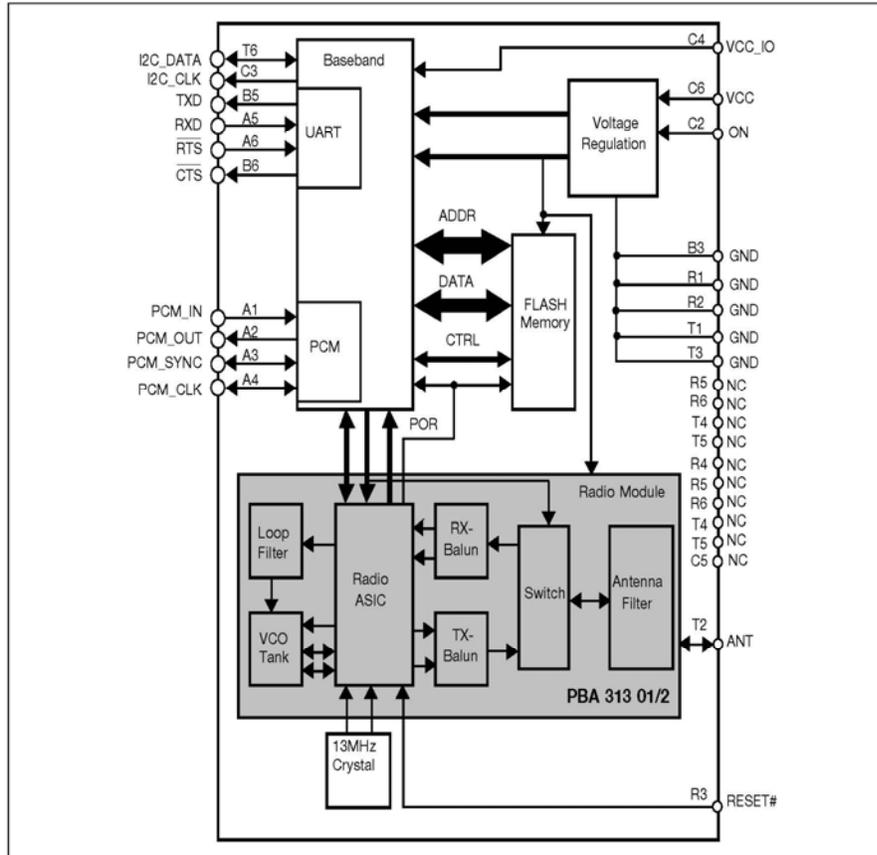


Figure 1. Block Diagram

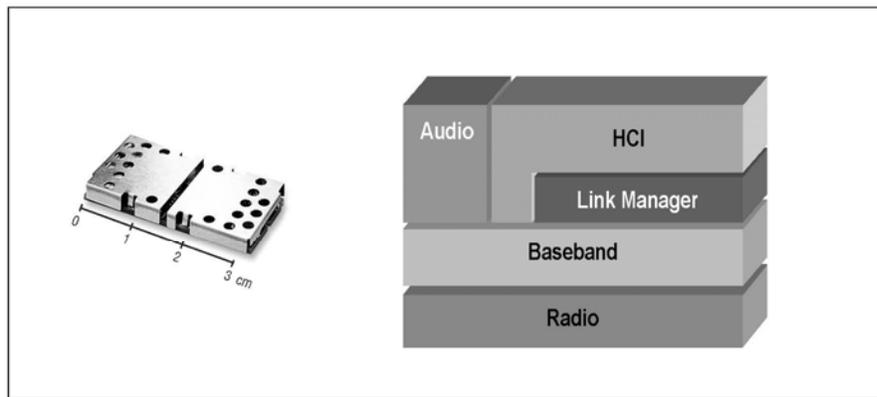


Figure 2. Actual size of the Bluetooth Module and also showing the HW and FW stack.

Absolute Maximum Ratings

Parameter	Symbol	Min	Max	Unit
Temperature				
Storage temperature	T_{Stg}	-30	+85	°C
Operating temperature	T_{Amb}	0	+75	°C
Power Supply				
VCC	V_{CC}	-0.3	+5.25	V
VCC_IO	V_{CC_IO}	-0.8	+3.6	V
Digital Inputs				
Input low voltage	V_{IL}	-0.5		V
Input high voltage	V_{IH}		$V_{CC_IO} + 0.3$	V
Antenna Port				
Input RF power	In-band		15	dBm
	Out of band		15	dBm

Recommended Operating Conditions

Parameter	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Temperature					
Ambient temperature, Test	T_{Amb}		+23		°C
Power Supply					
Positive Supply Voltage	V_{CC}		+3.3		V
I/O Ports Supply Voltage	V_{CC_IO}		+3.3		V

DC Specifications

Unless otherwise noted, the specification applies for $T_{amb} = 0$ to $+75^{\circ}\text{C}$

Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Power Supply						
Supply Voltage		V_{CC}	3.175	3.3	5.25	V
I/O Ports Supply Voltage		V_{CC_IO}	2.7	3.3	3.6	V
Digital Inputs						
Logical Input High	Except ON signal	V_{IH1}	$0.7 \times V_{CC_IO}$		V_{CC_IO}	V
Logical Input Low	Except ON signal	V_{IL2}	0		$0.3 \times V_{CC_IO}$	V
Logical Input High	ON signal only	V_{IH2}	2.0		V_{CC}	V
Logical Input Low	ON signal only	V_{IL2}	0		0.4	V
RESET# Input Low	RESET# signal only	V_{RESET}	0		0.4	V
Digital Outputs						
Logical Output High		V_{OH}	$0.9 \times V_{CC_IO}$		V_{CC_IO}	V
Logical Output Low		V_{OL}	0		$0.1 \times V_{CC_IO}$	V

Current Consumption

Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Average Current Consumption	$I_{CC} + I_{CC_IO}$					
HW Shutdown state	See note 1	I_{SHW}		1		μA
SW Standby Mode	Can only be woken up via UART see note 3	I_{STA1}		250		μA
	Can be woken up via UART and via RF see notes 2 & 3	I_{STA2a}		1.5		mA
Idle state	After HCI - reset	I_{IDL1}		15		mA
	After a H/W reset	I_{IDL2}		23		mA
Connection Mode	Master Mode	I_{CS_M}		35		mA
	Slave Mode	I_{CS_S}		25		mA
VCC_IO supply		I_{CC_IO}		2		mA

Notes

- Current consumption is based upon when the pin 'ON' is low and 'VCC_IO' is grounded.
- HCI basic settings have not been sent to UUT.
- Implemented by using the Ericsson_HCI_Save_Power command. ISTA1 is entered by sending the following command '0123 FC01 03'. ISTA2 is entered by the command '0123 FC01 02'.

Timing Performance

Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
System start-up time from power on				1250		ms
RESET# signal duration	Sink current > 1mA			1		ms
Firmware timer resolution				6.55		ms

PCM

Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
PCM clock frequency See fig 3 & 4	Master mode	f_{PCM_CLK}		2000		kHz
	Slave mode	f_{PCM_CLK}	128		2048	kHz
PCM sample rate sync. frequency See fig 3 & 4		f_{PCM_SYNC}		8		kHz
PCM clock high period		t_{CCH}	200			ns
PCM clock low period		t_{CCL}	200			ns
PCM_SYNC (setup) to PCM_CLK (fall)	See fig 5	t_{PSS}	100	1000		ns
PCM_SYNC pulse length	See fig 5	t_{PSH}	200	460		ns
PCM_X in (setup) to PCM_CLK (fall)		t_{DSL}	100			ns
PCM_X in (hold) from PCM_CLK (fall)		t_{DSH}	100			ns
PCM_X out valid from PCM_CLK (rise)		t_{PDL}			150	ns

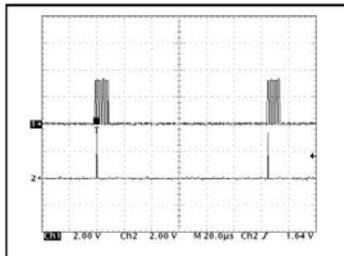


Figure 3.

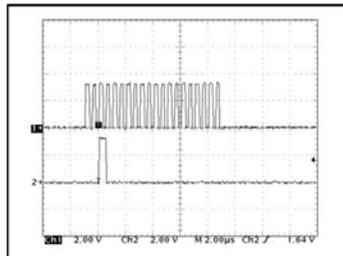


Figure 4.

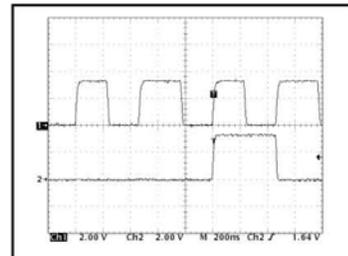


Figure 5.

RF Specifications

General

Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Frequency range			2.402		2.480	GHz
Antenna load				50		Ω
VSWR	RX mode			2:1		
VSWR	TX mode, see note 4			2:1		

Notes

4. During the TX mode, the VSWR specification states the limits that are acceptable before any other RF parameters are strongly effected. i.e. frequency deviation and initial frequency error.

Receiver Performance (0.1% BER)

Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Sensitivity level				-75	-70	dBm
Max input level			-20			dBm
Spurious Emissions	30MHz to 1GHz			-74	-57	dBm
Spurious Emissions	1GHz to 12.75GHz			-60	-47	dBm

Transmitter Performance

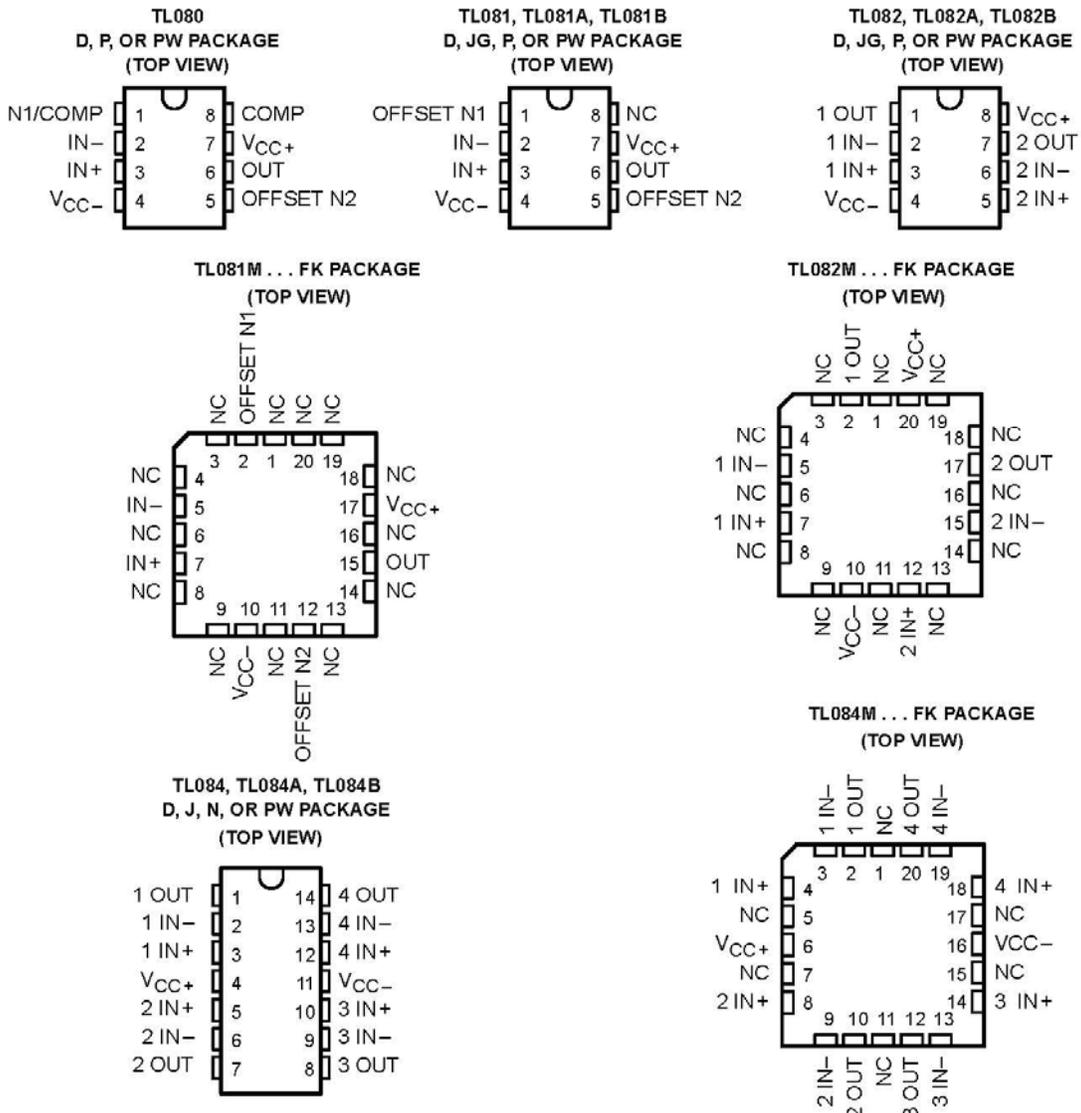
Parameter	Condition	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Frequency deviation		f_{MOD}	140	155	170	kHz
TX power			-6	+2	+4	dBm
TX carrier drift	1 slot	$F_{DRIFT(1)}$	-25	+5	+25	kHz
	3 slots	$F_{DRIFT(3)}$	-40	+10	+40	kHz
	5 slots	$F_{DRIFT(5)}$	-40	+15	+40	kHz
20dB bandwidth	Peak detector			750	1000	kHz
Spurious Emissions	30MHz - 1GHz				-36	dBm
	1GHz - 12.75GHz				-30	dBm
	1.8GHz - 1.9GHz				-47	dBm
	5.15GHz - 5.3GHz				-47	dBm

TL080, TL081, TL082, TL084, TL081A, TL082A, TL084A TL081B, TL082B, TL084B, TL082Y, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081A-D2297, FEBRUARY 1977-REVISED NOVEMBER 1992

24 DEVICES COVER COMMERCIAL, INDUSTRIAL, AND MILITARY TEMPERATURE RANGES

- Low-Power Consumption
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Internal Frequency Compensation (Except TL080, TL080A)
- Low Input Bias and Offset Currents
- Latch-Up-Free Operation
- Output Short-Circuit Protection
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}



NC—No internal connection

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



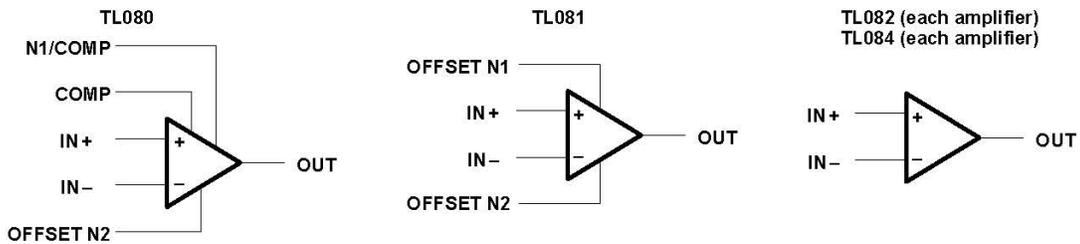
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265
POST OFFICE BOX 1443 • HOUSTON, TEXAS
77251-1443

Copyright © 1992, Texas Instruments Incorporated
On products compliant to MIL-STD-883, Class B, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

TL080, TL081, TL082, TL084, TL081A, TL082A, TL084A TL081B, TL082B, TL084B, TL082Y, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081A–D2297, FEBRUARY 1977–REVISED NOVEMBER 1992

symbols



description

The TL08_ JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08_ family.

Device types with a C suffix are characterized for operation from 0°C to 70°C, those with an I suffix are characterized for operation from –40°C to 85°C, and those with an M suffix are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{IO} MAX at 25°C	PACKAGE								CHIP FORM (Y)
		SMALL OUTLINE (D008)	SMALL OUTLINE (D014)	CHIP CARRIER (FK)	CERAMIC DIP (J)	CERAMIC DIP (JG)	PLASTIC DIP (N)	PLASTIC DIP (P)	TSSOP (PW)	
0°C to 70°C	15 mV	TL080CD	—	—	—	—	—	TL080CP	TL080CPW	—
	15 mV	TL081CD	—	—	—	—	—	TL081CP	TL081CPW	
	6 mV	TL081ACD	—	—	—	—	—	TL081ACP	—	
0°C to 70°C	3 mV	TL081BCD	—	—	—	—	—	TL081BCP	—	
	15 mV	TL082CD	—	—	—	—	—	TL082CP	TL082CPW	TL082Y
	6 mV	TL082ACD	—	—	—	—	—	TL082ACP	—	
3 mV	TL082BCD	—	—	—	—	—	TL082BCP	—		
–40°C to 85°C	15 mV	—	TL084CD	—	—	—	TL084CN	—	TL084CPW	TL084Y
	6 mV	—	TL084ACD	—	—	—	TL084ACN	—	—	
	3 mV	—	TL084BCD	—	—	—	TL084BCN	—	—	
–55°C to 125°C	6 mV	—	—	TL081MFK	—	—	—	—	—	—
	6 mV	—	—	TL082MFK	—	—	—	—	—	
	9 mV	—	—	TL084MFK	TL084MJ	TL081MJG	TL082MJG	—	—	

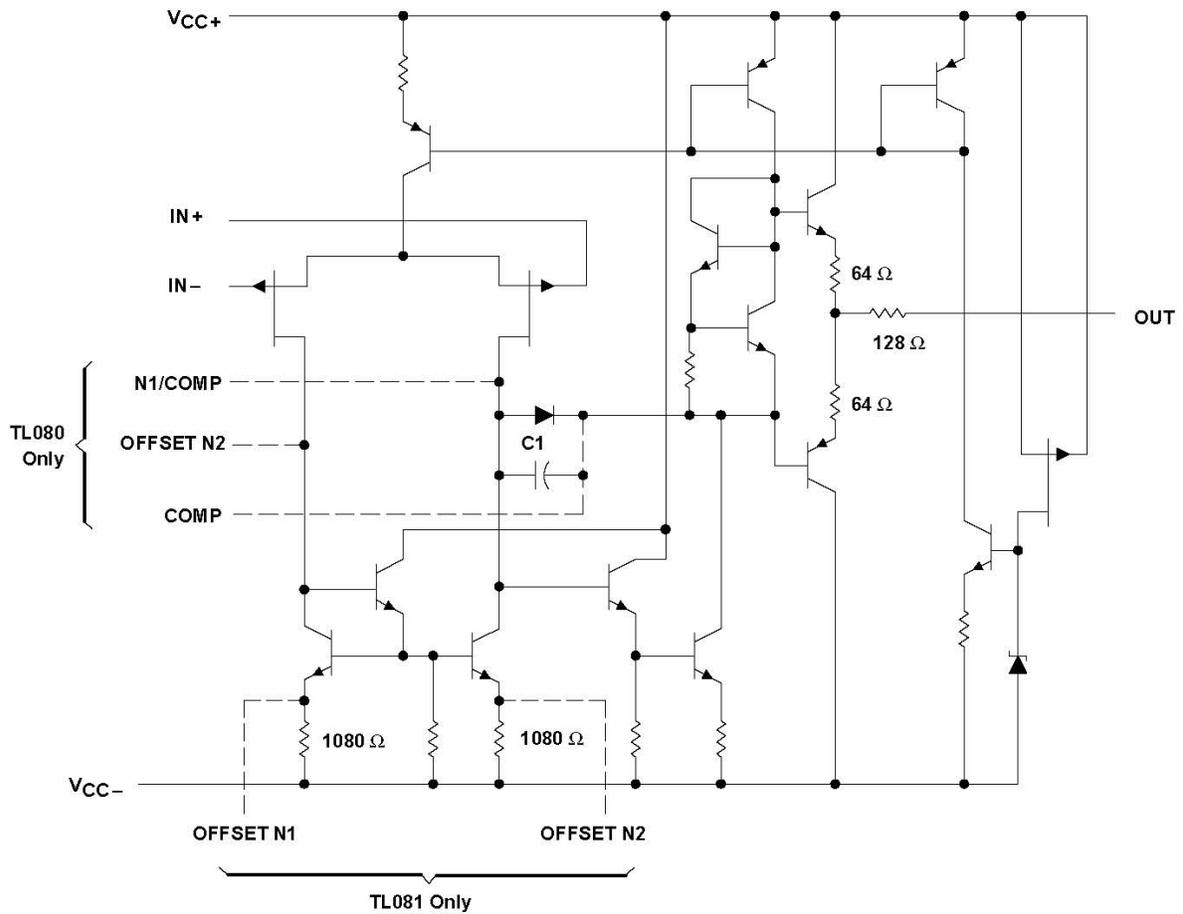
The D package is available taped and reeled. Add R suffix to device type, (e.g., TL080CDR).



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265
POST OFFICE BOX 1443 • HOUSTON, TEXAS
77251-1443

TL080, TL081, TL082, TL084, TL081A, TL082A, TL084A
TL081B, TL082B, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS081A-D2297, FEBRUARY 1977-REVISED NOVEMBER 1992

schematic (each amplifier)



C1 = 18 pF on TL081, TL082, and TL084 only (including their suffix versions).
 Component values shown are nominal.



TL082Y

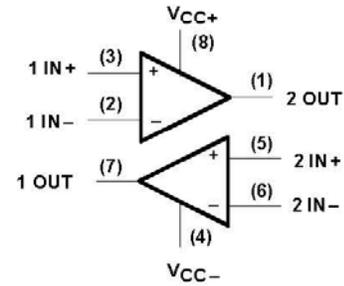
JFET-INPUT DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER

SLOS081A–D2297, FEBRUARY 1977–REVISED NOVEMBER 1992

chip information

These chips, when properly assembled, display characteristics similar to the TL082. Thermal compression or ultrasonic bonding may be used on the doped aluminum bonding pads. Chips may be mounted with conductive epoxy or a gold-silicon preform.

BONDING PAD ASSIGNMENTS



CHIP THICKNESS: 15 TYPICAL

BONDING PADS: 4 × 4 MINIMUM

$T_{jmax} = 150^{\circ}\text{C}$

TOLERANCES ARE $\pm 10\%$

ALL DIMENSIONS ARE IN MILS

PIN (4) INTERNALLY CONNECTED
TO BACKSIDE OF CHIP

Bibliografía.

Bibliografía.

Banta, H.D. and B.R. Luce. "Health Care Technology and its Assessment". Oxford University Press, Oxford, 1993.

Bilirakis, Michael. "Medical devices: Technological Innovation and Patient /Provider Perspectives, Hearing Before the Committee on Commerce, U.S. House of Representatives". DIANE Publishing, Washington D.C., 1997

Black, Uyles D. "Redes de transmisión de datos y proceso distribuido". Ediciones Díaz de Santos, Madrid, 1987.

Bronzino, Joseph D. "The Biomedical Engineering Handbook". CRC Press and IEEE Press, Boca Raton, 1997.

Castellanos, Pilar A. "Electrofisiología humana: Un enfoque para ingenieros". UAM Iztapalapa, México, 1997.

Coughlin, Robert F. and Frederick F. Driscoll. "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales". Pearson Educación, Madrid, 2000.

Fuster, Manuel S. "Historia de la electrocardiografía". E. Monreal, Barcelona, 1993.

Gorricho, Mónica M. y Carme Quer Bosor. "Comunicaciones móviles". Ediciones UPC., Cataluña, 2002.

Instituto Nacional de Cardiología (México), Sociedad Mexicana de Cardiología. "Archivos del Instituto de Cardiología de México". Editorial Interamericana, California, 1976.

Soy, Ma. Teresa A. "Enfermería en la consulta externa hospitalaria: Guía práctica actualizada". Ediciones Díaz de Santos, Madrid, 1991.

Webster, John G. “Medical Instrumentation Application and Design”.
J Wiley, New York, 1996.

<http://redalyc.uaemex.mx/redalyc/pdf/304/30400512.pdf>

<http://www.antioxidantes.com.ar/Art060.htm>

http://www.e-mergencia.com/html/historia_ecg/

<http://www.historiadelamedicina.org/einthoven.html>

http://www.labc.usb.ve/mgimenez/Lab_Circ_Electronicos_Guia_Teorica/Cap7.pdf

<http://www.uv.es/cultura/multimedia/instrumentscoleccion/pdf/1.pdf>