





CT-740-ES1  
Doni-2013

XX(209445.1)





Centro de Investigación y de Estudios Avanzados  
del Instituto Politécnico Nacional  
Unidad Guadalajara

## **Electrocardiógrafo digital inalámbrico**

**CINVESTAV  
IPN  
ADQUISICION  
LIBROS**

Tesis que presenta:

**Oralia Nolasco Jauregui**

para obtener el grado de:

**Maestro en Ciencias**

en la especialidad de:

**Ingeniería Eléctrica**

Director de Tesis

**Dr. José Luis Leyva Montiel**



<b>CLASIF..</b>	CT 00644
<b>ADQUIS..</b>	CT-740-SSI
<b>FECHA:</b>	16-07-2013
<b>PROCED..</b>	Don. 2013
	\$

ID: 2091112-2001



# **Electrocardiógrafo digital inalámbrico**

**Tesis de Maestría en Ciencias  
Ingeniería Eléctrica**

Por:

**Oralia Nolasco Jauregui**

**Maestría en la especialidad de Ingeniería Eléctrica  
CINVESTAV 2010-2012**

Director de Tesis

**Dr. José Luis Leyva Montiel**

CINVESTAV del IPN Unidad Guadalajara, Noviembre de 2012.



# Agradecimientos

**A MIS PADRES, Ma. Del Carme Jáuregui y Juan Manuel Nolasco** por el amor que les tengo y su apoyo incondicional.

**A MIS HERMANOS Y PRIMOS** por la alegría de compartir la vida.

**A MI ASESOR** por su enseñanza, ejemplo, orientación, paciencia y por el agradable ambiente de trabajo.

**A MIS PROFESORES** por su dedicación y esmero en la transmisión de sus conocimientos.

**A MIS AMIGOS** que están presentes en cada momento, bueno o malo, siempre me tendieron la mano.

**COMPAÑEROS DE CTS** por su compañerismo. Y en especial a Abraham y Diego por las aportaciones importantes para el desarrollo de esta tesis.

**A LOS VOLUNTARIOS** que me apoyaron para realizar las pruebas de campo del *DWE*.

**A CONACYT** por el apoyo económico que me proporcionó durante la maestría, que si él no hubiera podido estudiar.

**A CINVESTAV-UNIDAD GDL** por facilitarme los medios y sus bellas instalaciones para realizar mi preparación a nivel maestría.



# Resumen

El cuerpo humano genera una amplia variedad de señales eléctricas provocadas por la actividad electroquímica en nervios y músculos. En particular el corazón produce un patrón característico de variaciones de voltaje, PQRST, que se conoce como electrocardiograma (ECG o EKG).

Un electrocardiograma es una prueba clínica utilizada para valorar la condición del corazón en forma no invasiva. El voltaje que se obtiene de la superficie del cuerpo da cuenta de la actividad del campo eléctrico generado por las células del corazón.

Existen dos configuraciones clásicas para colocar los electrodos; tres electrodos en configuración ortogonal y 10 electrodos para obtener 12 derivaciones.

El **DWE** que es un sistema *ECG* tipo *pad* que obtiene la señal ECG por medio de dos electrodos que obtiene una señal electrocardiográfica equivalente a la presentada en el Lead I de una configuración de 10 electrodos. Esta señal es la más conocida y da la información para hacer las mediciones de frecuencia y ritmo cardiaco así como las mediciones temporales del patrón PQRST. El aparato se diseñó con dispositivos "estado del arte" de ultra bajo consumo de energía, de tal manera que una batería CR2032, tipo moneda, permite un funcionamiento continuo de hasta 10 horas.

El **DWE** es un dispositivo inalámbrico útil en el consultorio médico para la medición de parámetros vitales. Se puede utilizar en las salas de terapia o terapia intensiva para monitorear la salud de los pacientes hospitalizados. Y se puede usar en pacientes ambulatorios o personas convalecientes en sus hogares que necesitan tener un seguimiento frecuente por parte del médico.



# Abstract

The human body produces electrical signals caused by the electrochemical activity in nerves and muscles. In particular the heart produces a characteristic pattern of voltage variations, PQRST, known as an electrocardiogram (ECG or EKG).

An electrocardiogram is a noninvasive clinical test used to assess the condition of the heart. The voltage obtained from the surface of the body corresponds in some way to the electric field forces generated by heart cells.

There are two classical configurations for placing electrodes; three electrodes in orthogonal positions and 10 electrodes for 12 leads.

The *DWE* is an ECG system which, via two electrodes, obtains an electrocardiographic signal equivalent to the signal in Lead I in classical 10 electrodes configuration. This signal can be used to measure the heart rate, rhythm and the temporal parameters of the PQRST pattern. The device was designed with “state of the art” electronic devices with ultra-low power consumption. A CR2032 coin battery allows the continuous operation of the device up to 10 hours.

The *DWE* is a wireless device. It can be used in therapy rooms or intensive care rooms to monitor the health of hospitalized patients. And it can be used in ambulatory patients or convalescent people in their homes that require frequent monitoring by their physician.



# Contenido

<b>Agradecimientos</b> .....	<b>1</b>
<b>Resumen</b> .....	<b>2</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>3</b>
<b>Contenido</b> .....	<b>4</b>
<b>Lista de Figuras</b> .....	<b>7</b>
<b>Lista de Tabla</b> .....	<b>9</b>
<b>Capítulo 1</b> <b>Introducción</b> .....	<b>10</b>
<b>1.1</b> <b>Justificación médica</b> .....	<b>11</b>
<b>1.2</b> <b>Objetivos y resultados esperados</b> .....	<b>14</b>
<b>1.3</b> <b>Organización de la Tesis</b> .....	<b>14</b>
<b>Capítulo 2</b> <b>Estado Del Arte</b> .....	<b>15</b>
<b>2.1</b> <b>Introducción</b> .....	<b>15</b>
<b>2.2</b> <b>Electrocardiógrafos portables</b> .....	<b>16</b>
<b>2.3</b> <b>Electrocardiógrafos en parche</b> .....	<b>17</b>
<b>Capítulo 3</b> <b>Circuitería del Sistema</b> .....	<b>20</b>
<b>3.1</b> <b>Arquitectura del DWE</b> .....	<b>20</b>
<b>3.2</b> <b>Elementos electrónicos “Hardware”</b> .....	<b>20</b>
<b>3.2.1</b> <b>Electrodos de medición</b> .....	<b>20</b>
<b>3.2.2</b> <b>Convertidor analógico digital ADS1292</b> .....	<b>21</b>
<b>3.2.3</b> <b>Dispositivo BLE CC2540</b> .....	<b>22</b>
<b>3.2.4</b> <b>Batería</b> .....	<b>23</b>
<b>Capítulo 4</b> <b>Código embebido del DWE</b> .....	<b>24</b>
<b>4.1</b> <b>Introducción</b> .....	<b>24</b>
<b>4.2</b> <b>Inicialización del sistema</b> .....	<b>25</b>
<b>4.2.1</b> <b>Inicialización del SPI- ADS1292</b> .....	<b>25</b>
<b>4.2.2</b> <b>Circuito integrado BLE CC2540</b> .....	<b>25</b>
<b>4.3</b> <b>Funcionamiento del sistema</b> .....	<b>25</b>



4.3.1	Etapa de identificación “Advertising” .....	25
4.3.2	Conexión y Negociación .....	26
4.3.3	Captura y Transmisión .....	27
4.3.4	Estado del enlace de comunicación del maestro .....	28
4.3.5	Estado de espera “Standby” .....	29
Capítulo 5	Interface de usuario .....	30
5.1	Introducción .....	30
5.2	Radio Bluetooth CC2540 .....	31
5.2.1	Instalación del adaptador Bluetooth a la PC .....	31
5.2.2	Inicialización del Radio Bluetooth .....	31
5.2.3	Proceso para descubrir un dispositivo Bluetooth V.4 externo.....	32
5.2.4	Proceso para establecer el enlace .....	32
5.2.5	Recepción de datos .....	33
5.2.6	Aborto del enlace de comunicación .....	34
Capítulo 6	Resultados experimentales .....	35
Paciente 1:	.....	36
Paciente 2:	.....	37
Paciente 4:	.....	39
Paciente 5:	.....	40
Paciente 6:	.....	41
Paciente 7:	.....	41
Paciente 8:	.....	42
Paciente 9:	.....	42
Paciente 10:	.....	43
Paciente 11:	.....	43
6.1	Observaciones sobre los experimentos.....	44
Capítulo 7	Conclusiones y Trabajo Futuro .....	45
7.1	Conclusiones .....	45
7.1.1	Comparación con equipos similares en el mercado.....	46
7.2	Trabajo Futuro .....	47



<b>Glosario de Términos</b> .....	<b>48</b>
<b>Apéndice A    Modelo Eléctrico del Ciclo Cardíaco</b> .....	<b>49</b>
<b>A.1    Onda P</b> .....	<b>49</b>
<b>A.2    Complejo QRS</b> .....	<b>50</b>
<b>A.3    Onda T</b> .....	<b>51</b>
<b>Apéndice B    BLE vs BT</b> .....	<b>52</b>
<b>B.1    Transmisión de datos</b> .....	<b>52</b>
<b>B.2    Diferencias con Bluetooth clásico</b> .....	<b>53</b>
<b>B.3    Usos actuales</b> .....	<b>54</b>
<b>Referencias</b> .....	<b>55</b>



# Lista de Figuras

<i>Figura 1.1 Potencial de acción de una célula cardiaca.....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 1.2 Sístole y diástole .....</i>	<i>12</i>
<i>Figura 1.3 Ciclo cardiaco (ECG).....</i>	<i>13</i>
<i>Figura 2.1 Electrocardiógrafo de Eithoven, manufacturada en 1911 por la compañía Cambridge Scientific Instrument [32]......</i>	<i>15</i>
<i>Figura 2.2 Electrocardiógrafo manufacturado por Siemens. ....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 2.3 En la izquierda está el “stand-alone” ECG amplifier, aparece a finales de 1980. Fue construido en Switzeland y necesita 6 baterías de 1.5v. En la derecha aparece el modelo con comunicación bi-direccional, necesita sólo 2 baterías de 1.5v.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 2.4 Dipolo eléctrico del corazón. ....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 2.5 Polaridad de la señal de ECG en 36 posiciones .....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 2.6 Conexión del DWE .....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 3.1 Arquitectura del DWE.....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 3.2 Características operativas del CC2540 .....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 4.1 Máquina de estados del BLE.....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 4.2 Intercambio de mensajes entre cliente y servidor.....</i>	<i>26</i>
<i>Figura 5.1 Tareas del maestro en el sistema DWE .....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 5.2 Adaptador de Radio Bluetooth core V.4 en puerto USB.....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 5.3 Ventana de conexión, dispositivo periférico con dirección 90-D7-EB-B2-5D-7F encontrado.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 5.4 Ventana de Graficación y Captura del ECG .....</i>	<i>33</i>
<i>Figura 6.1 Posición del dispositivo DWE.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 6.2 ECG del paciente 1.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 6.3 ECG del paciente 2.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 6.4 ECG del paciente 3.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 6.5 ECG del paciente 4.....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 6.6 ECG del paciente 5.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 6.7 ECG del paciente 6.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 6.8 ECG del paciente 7.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 6.9 ECG del paciente 8.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 6.10 ECG del paciente 9.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 6.11 ECG del paciente 10.....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 6.12 ECG del paciente 11.....</i>	<i>43</i>



<b>Figura A.1 Líneas de campo en la actividad eléctrica de la onda P generadas por la sístole y diástole auricular, la sangre pasa a los ventrículos que estaban vacíos. ....</b>	<b>50</b>
<b>Figura A.2 Campo eléctrico del complejo QRS, los ventrículos se contraen y la sangre que no puede volver a las aurículas por haberse cerrado las válvulas bicúspide y tricúspide, sale por la arteria pulmonar y aorta. Estas también tienen, sus válvulas llamadas sigmoides, que evitan el reflujo de la sangre. ....</b>	<b>50</b>
<b>Figura A.3 Campo eléctrico de la onda T, las aurículas y los ventrículos se dilatan, al relajarse la musculatura, y la sangre entra de nuevo en las aurículas. ....</b>	<b>51</b>
<b>Figura B.1 Protocolo de conexión BLE y BT [40]. ....</b>	<b>52</b>
<b>Figura B.2 Distribución de canales BLE, los canales en oscuro son los dedicados al anuncio [40].....</b>	<b>53</b>
<b>Figura B.3 Formato de paquetes de BLE y BT [40].....</b>	<b>54</b>



# Lista de Tabla

<i>Tabla I. ADS1292 Registers</i> .....	21
<i>Tabla II Análisis de consumo de corriente del ADS1292</i> .....	23
<i>Tabla III Análisis del CC2540</i> .....	23
<i>Tabla IV Análisis de corriente del Sistema DWE</i> .....	23
<i>Tabla V Estructura del evento GAP_DeviceInformation, anuncio del esclavo.</i> .....	26
<i>Tabla VI Estructura del evento tipo GAP_LinkEstablish</i> .....	27
<i>Tabla VII Estructura tipo atributo llamado ATT_HandleValueNotification</i> .....	28
<i>Tabla VIII Estructura del atributo ATT_FindInfoRsp</i> .....	29
<i>Tabla IX Estructura del comando que inicializa al cc2540 del adaptador USB</i> .....	31
<i>Tabla X Comando que comienza el scaneo</i> .....	32
<i>Tabla XI Estructura del comando de petición de conexión al esclavo</i> .....	33
<i>Tabla XII Atributo ATT_FindInfoReq</i> .....	34
<i>Tabla XIII Estructura del comando que termina con la conexión</i> .....	34



# Capítulo 1 Introducción

El sistema **DWE** [Digital Wireless ECG] es un dispositivo electrónico que captura la actividad eléctrica del corazón en la superficie del cuerpo humano. Transforma la señal analógica en una señal digital (secuencia de números binarios) que se transmite de forma inalámbrica a un sistema computarizado (computadora o teléfono móvil) donde es procesada y desplegada en pantalla. El sistema **DWE** usa la tecnología Bluetooth versión 4.0 (BLE-Bluetooth Low Energy) que es ideal para las aplicaciones médicas por su bajo consumo de energía [10],[11].

El **DWE** es un sistema que registra las variaciones de potencial eléctrico a través de electrodos de superficie que se colocan sobre el cuerpo del paciente. El sistema computarizado utiliza esta señal para determinar la frecuencia y ritmo cardiacos y para calcular los parámetros temporales de las diferentes fases de trabajo del corazón.

En el cuerpo humano se generan una amplia variedad de señales eléctricas [3],[4],[5],[8], provocadas por la actividad electroquímica en nervios y músculos. El corazón, es un ejemplo, produce un patrón característico de variaciones de voltaje [1],[2] que se conoce como electrocardiograma (ECG o EKG), [6]. El registro y análisis de estos eventos bioeléctricos son importantes desde el punto de vista de la práctica clínica ya que permiten diagnosticar enfermedades y padecimientos en los pacientes.

Un electrocardiograma es una prueba física ampliamente utilizada para valorar la condición del corazón en forma no invasiva [6]. Dicha prueba se usa para evaluar el estado del sistema de conducción del corazón, el músculo, y también, en forma directa, la condición de este órgano como una bomba y la aparición de ritmos patológicos causados por daño al tejido de conducción de las señales eléctricas, u otros trastornos no-cardíacos. El ECG es una herramienta de diagnóstico que debe ser interpretado en conjunto con los hallazgos clínicos y de otros exámenes paraclínicos [8].

Un electrocardiógrafo es un equipo de medición comparable a un voltímetro que mide voltajes muy pequeños entre 0.5mV y 5mV [7], [9].

El sistema **DWE** desarrollado en este trabajo es una herramienta, sencilla, reproducible, práctica, no invasora, de bajo costo y ultra-bajo consumo de energía, la cual, asociada a algunos elementos de juicio clínico permite:

- Graficar en pantalla el electrocardiograma
- Medir automáticamente los parámetros temporales del ciclo cardiaco.

El dispositivo **DWE** tiene aplicaciones médicas tales como:

- Consultorios médicos como parte de la auscultación de pacientes.
- En salas de terapia o terapia intensiva para vigilar la salud del corazón de los pacientes.



- En ambulancias para mantener informados a los médicos en los hospitales sobre la condición del paciente que se esta transportando y tomar acciones preventivas a distancia.

En este capítulo se definen la motivación y los objetivos del proyecto; así también se presenta la organización del resto del documento.

### 1.1 Justificación médica

El corazón está constituido por músculo estriado especializado en un esqueleto de tejido conjuntivo [2],[3],[4]. El músculo cardíaco se divide en auricular, ventricular, y células marcapaso y conductoras especializadas [5]. La actividad eléctrica se propaga con rapidez de una aurícula a otra y de un ventrículo al otro a través de vías especializadas de conducción [12], [3].

Cuando las células cardiacas son estimuladas eléctricamente se produce un rápido cambio en la polaridad de la membrana que se conoce como potencial de acción que se divide en 4 fases, ver Figura 1.1.

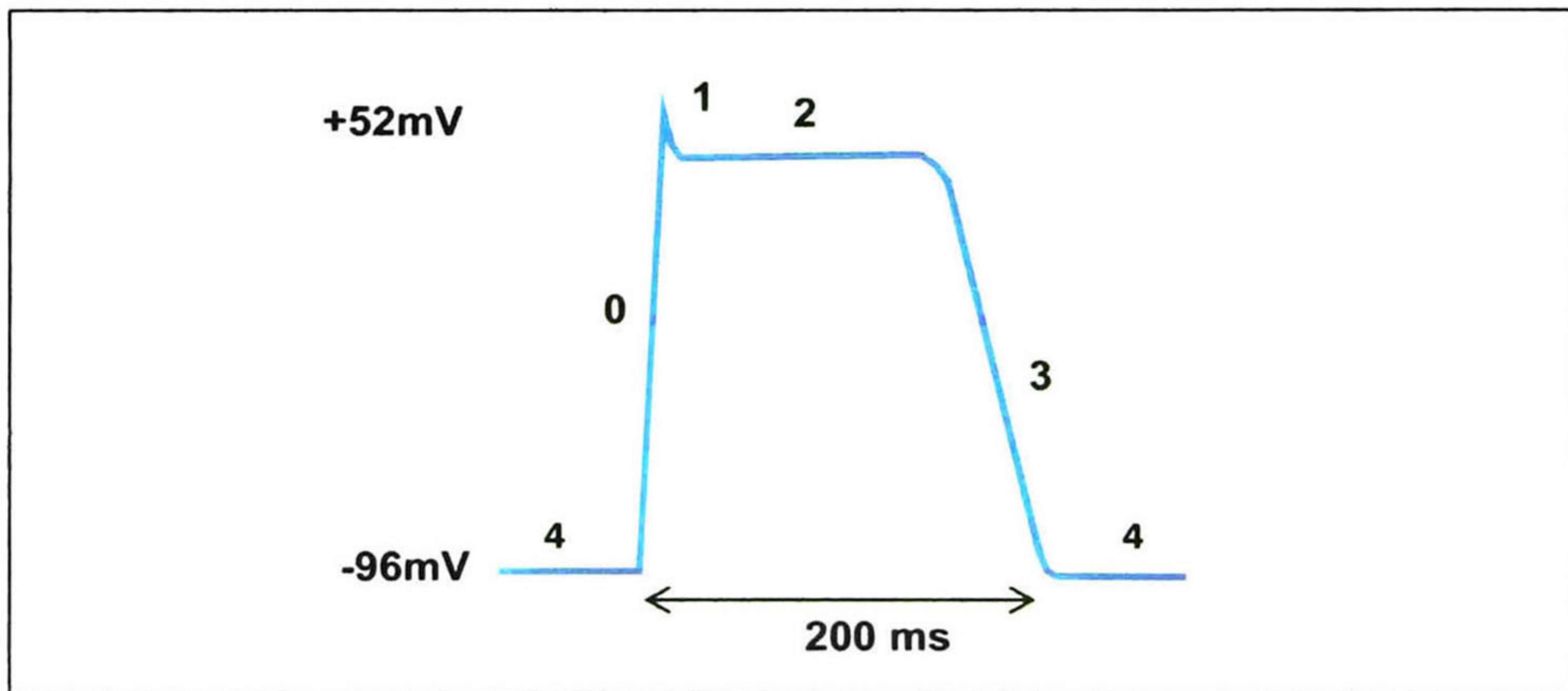
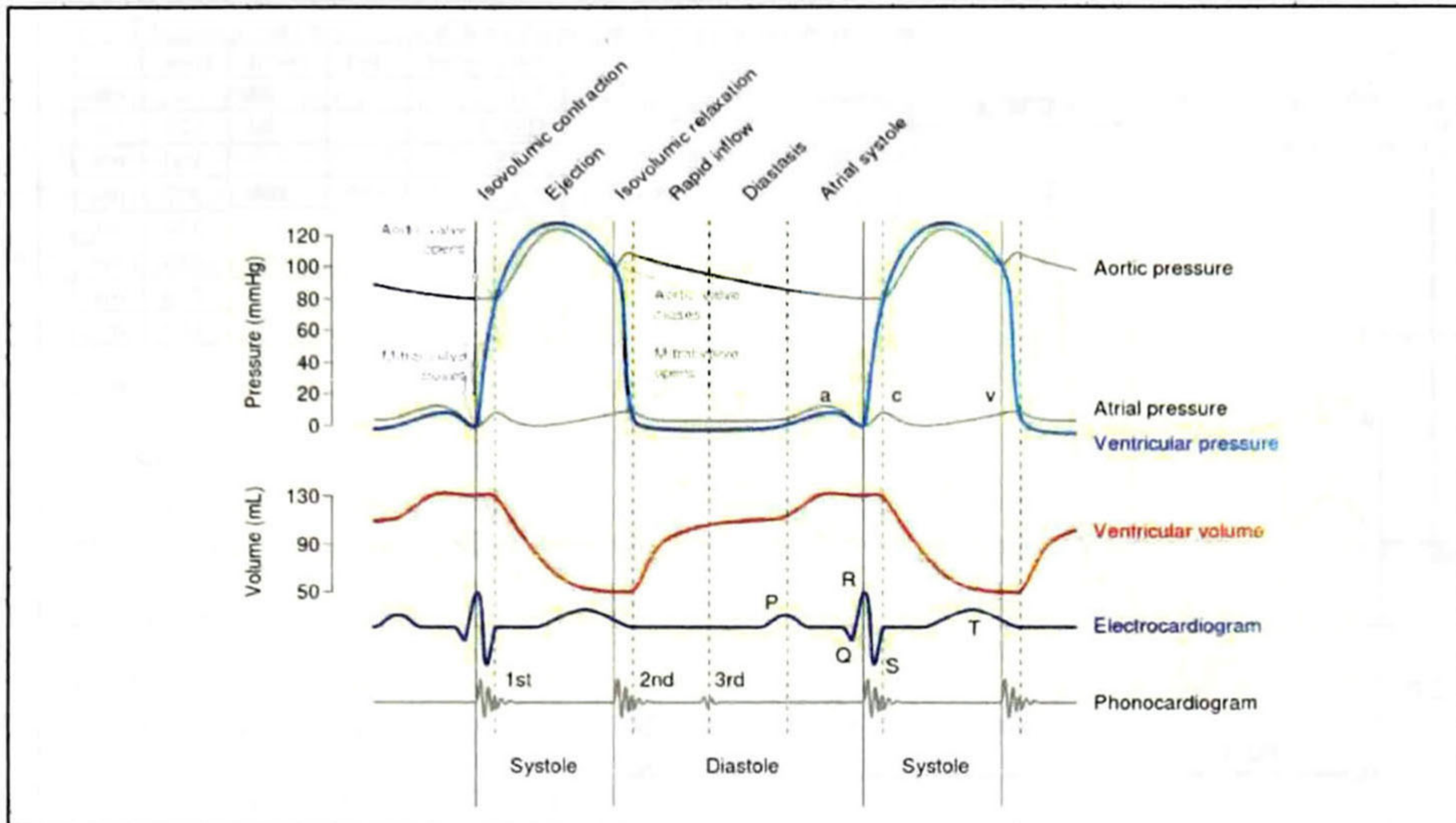


Figura 1.1 Potencial de acción de una célula cardíaca

La continua contracción del músculo estriado cardíaco produce un ritmo que normalmente es sinusal [12]. Cada latido se divide en 2 grandes fases: sístole y diástole. La sístole representa 2/5 partes de un latido y la diástole las tres partes restantes [9], ver Figura 1.2 .





**Figura 1.2 Sístole y diástole**

El corazón es una bomba de dos tiempos con cuatro cámaras: dos aurículas y dos ventrículos. La actividad eléctrica del corazón se origina en el nodo sino-atrial el cual genera de forma autónoma y síncrona el impulso eléctrico de base. El impulso se dispersa a través de fibras conductoras especiales que contaminan eléctricamente las fibras musculares (despolarización) de las aurículas y provocan posteriormente su contracción. El impulso eléctrico sigue su camino y llega al nódulo atrio-ventricular el cual tiene la función de provocar un retardo del impulso eléctrico hacia los ventrículos. Este retardo permite que las aurículas completen el proceso de contracción. Pasado el retardo, el impulso se reparte a los ventrículos a través de las fibras conductoras de Purkinje que contaminan eléctricamente a los músculos ventriculares del corazón y provocan la contracción de los ventrículos. La des-electrificación (repolarización) de los ventrículos permite llevar a las células ventriculares al equilibrio iónico inicial.

- La despolarización de las aurículas genera una pequeña onda llamada onda P en la señal electrocardiográfica, ver Figura 1.3.
- La despolarización de los ventrículos genera un patrón llamado complejo QRS en la señal electrocardiográfica, ver Figura 1.3.
- La repolarización de los ventrículos genera una onda llamada onda T en la señal electrocardiográfica, ver Figura 1.3.



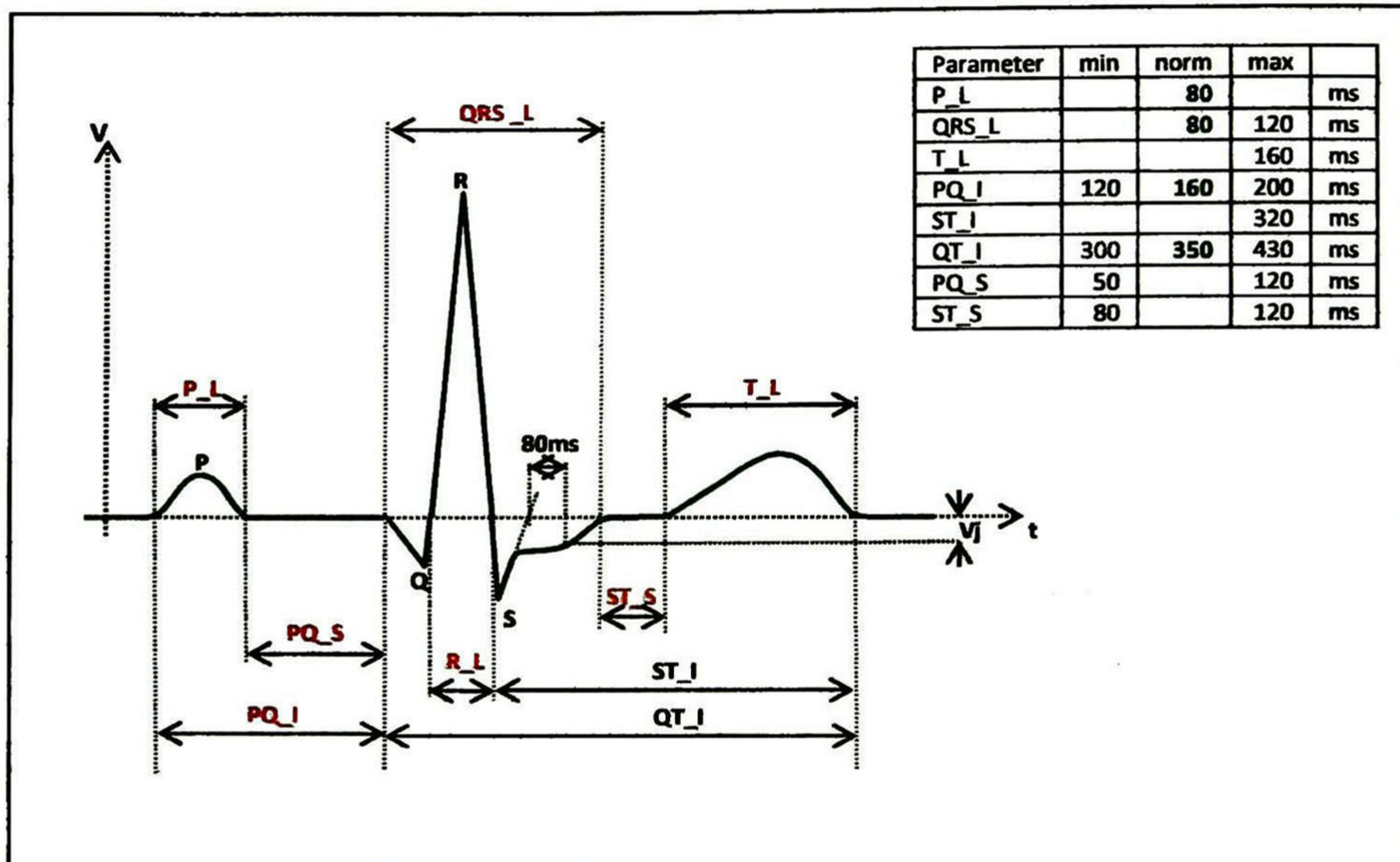


Figura 1.3 Ciclo cardiaco (ECG)

En 100 años, los cardiólogos han caracterizado los principales parámetros temporales que debe cumplir un corazón sano, ver Figura 1.3. Y han correlacionado y catalogado los diferentes patrones en tiempo y en forma de la señal electrocardiográfica con enfermedades y padecimientos cardiacos.

La frecuencia cardiaca varía con la edad, complexión física, esfuerzo muscular y condición de salud del individuo. Al nacer es de 130 lpm, a partir de aquí va disminuyendo con la edad. Las frecuencias cardiacas normales según la edad son las siguientes: 2 años: 85-125 lpm. 4 años: 75-115 lpm. 6 años: 65-100 lpm. >6 años: 60-100 lpm [13].

El uso del **ECG** suministra información sobre las condiciones físicas del corazón. Al ver la gráfica se observa la frecuencia cardiaca, cuando la frecuencia cardiaca supera los límites de la normalidad para esa edad se puede presentar una taquicardia sinusal, taquicardia supraventricular, fibrilación auricular ó flutter auricular. Cuando la frecuencia es menor al límite de normalidad se puede presentar una bradicardia sinusal, ritmo nodal, bloqueo auriculoventricular de 2° grado, bloqueo AV de 3° grado [13].

La evaluación continúa del ciclo cardiaco durante períodos de tiempo prolongado permite detectar enfermedades cardiacas a tiempo y tomar medidas preventivas para su corrección y control. Hasta el momento, en el ambiente clínico, hay escasez de métodos prácticos donde el paciente pueda llevar su propio control, que sea fácilmente reproducible y de bajo costo para:

- Identificar,
- Estadificar cuantitativamente padecimientos y enfermedades y



- Usarse así mismo de referencia para su control.

La propuesta de este proyecto es otorgar esa herramienta práctica que sirva de apoyo al diagnóstico durante períodos de tiempo prolongados para que el paciente se enfrente a diferentes situaciones del momento y fenómenos físicos.

## **1.2 Objetivos y resultados esperados**

Diseñar y construir un dispositivo electrónico que obtenga la actividad eléctrica del corazón con un par de electrodos y que ayude a:

- a) Capturar y Graficar la señal ECG del corazón.
- b) Calcular la frecuencia y el ritmo cardiaco.
- c) Que proporcione los datos para calcular los parámetros temporales del corazón.

El resultado esperado es un prototipo electrónico con las siguientes características:

- Un sistema confiable y de bajo costo para uso en todos los ambientes de atención a los enfermos, como:
  - En consulta de pacientes
  - En el domicilio del paciente
  - En pacientes ambulatorios
  - En pacientes hospitalizados en terapia o terapia intensiva
  - En ambientes de Investigación Médica
- Compatible con los programas e interfaces del sistema VitalSys

## **1.3 Organización de la Tesis**

**Capítulo 2:** Se describen los dispositivos en el mercado y se ubica al dispositivo dentro de este marco de referencia.

**Capítulo 3:** Describe las especificaciones técnicas del diseño e implementación del Hardware del sistema, desde su arquitectura hasta la función de cada bloque.

**Capítulo 4:** Presentación del diseño e implementación del Firmware del sistema, basado en un microcontrolador, y un ADC de 24 bits.

**Capítulo 5:** Se describe el diseño e implementación de la Interface de Usuario del sistema, construida con un lenguaje de programación de alto nivel.

**Capítulo 6:** Se presentan varias pruebas y resultados de mediciones hechas con el sistema para comprobar la buena funcionalidad del mismo.

**Capítulo 7:** Tiene las conclusiones obtenidas de la tesis, así como el trabajo futuro.



# Capítulo 2 Estado Del Arte

## 2.1 Introducción

En el siglo XIX era conocido en el medio científico que el corazón era un órgano que funcionaba de forma electroquímica [29]. Heinrich Muller junto con Rudolph Von Kolliker en 1856 demostró que una corriente eléctrica acompaña a cada latido cardiaco, utilizando un galvanómetro colocado sobre un ventrículo expuesto [34].

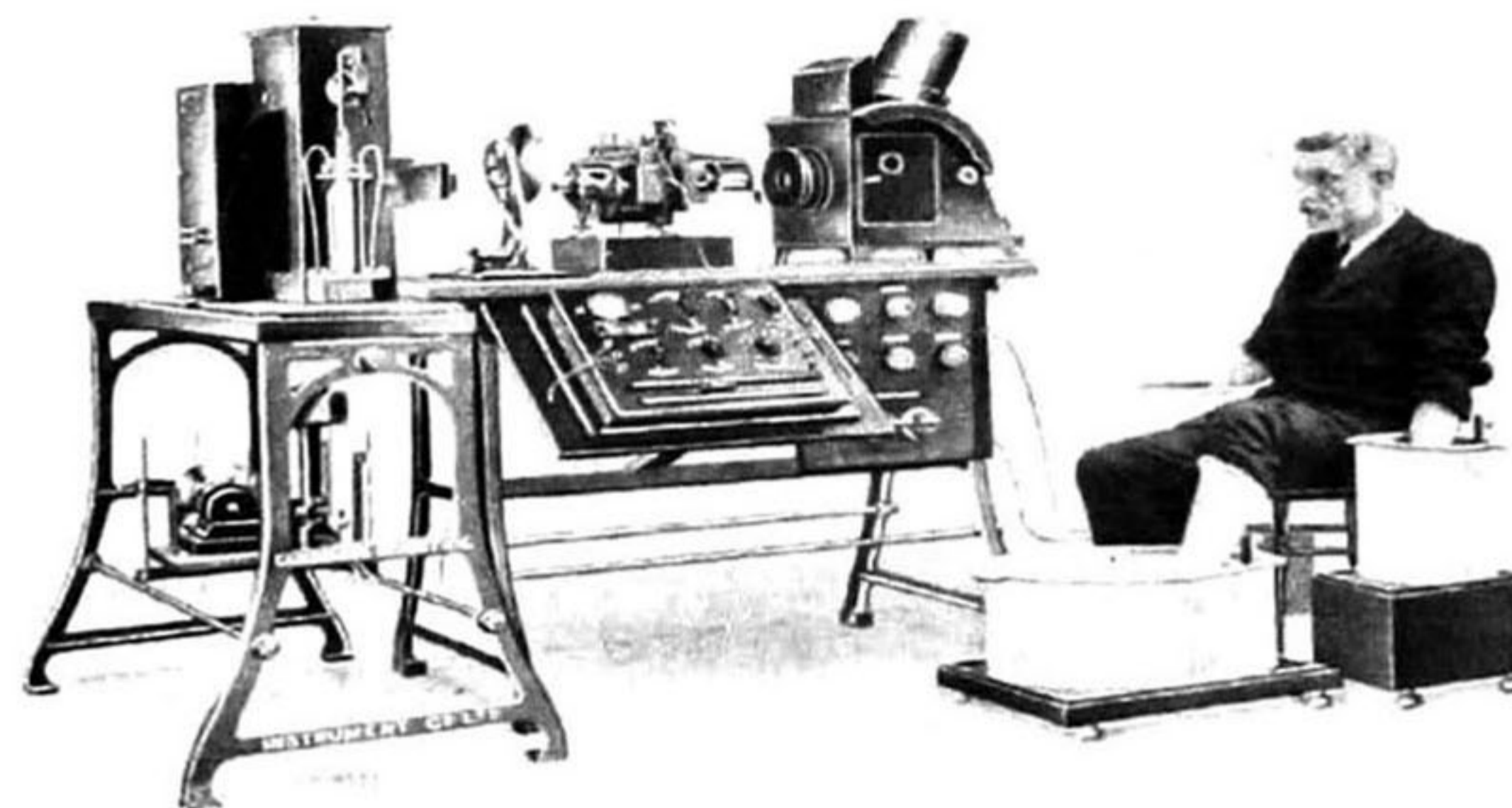
El primer experimento que permitió demostrar que el corazón presentaba una actividad eléctrica fue hecho por el fisiólogo inglés John Burdon Sanderson con la ayuda de un electrómetro capilar de Lippmann en 1878 [28].

John Burden Sanderson fue el primero en describir la onda de repolarización de los ventrículos en los registros obtenidos por medio de un voltímetro de capilaridad [34].

La primera máquina que permitió el registro de un electrocardiograma fue inventada por August Waller en 1887 que usaba un electrómetro de Lippmann el cual era proyectado sobre una placa fotosensitiva en movimiento.

En 1903 el fisiólogo Holandés Willin Eithoven inventa, con la ayuda del galvanómetro de cuerda, el primer electrocardiógrafo que permitió registrar de forma precisa la actividad eléctrica del corazón [30].

Esta primera máquina (ver Figura 2.1) que pesaba 300Kg y requería 5 personas para su manejo permitió a Eithoven obtener registros útiles para iniciar el trabajo científico de correlación entre patrones electrocardiográficos y enfermedades del corazón [32].



PHOTOGRAPH OF A COMPLETE ELECTROCARDIOGRAPH, SHOWING THE MANNER IN WHICH THE ELECTRODES ARE ATTACHED TO THE PATIENT, IN THIS CASE THE HANDS AND ONE FOOT BEING IMMERSED IN JARS OF SALT SOLUTION.

**Figura 2.1 Electrocardiógrafo de Eithoven, manufacturada en 1911 por la compañía Cambridge Scientific Instrument [32].**



## 2.2 Electrocardiógrafos portables

En 1928, la compañía Frank Sanborn fabricó el primer electrocardiógrafo portátil, el cual pesaba unos 25Kg y funcionaba con una batería de automóvil de 6v [30].

En 1949, El médico Norman Holter desarrolló una especie de mochila, de unos 37 Kg con la que se puede registrar el electrocardiograma de quien la porta y transmitir una señal [26]. El monitor Holter, como se le nombró posteriormente, se ha ido reduciendo en tamaño a la vez que se lo ha combinado con la grabación digital en cinta. Es utilizado para el registro ambulatorio de electrocardiogramas [24].

En 1936, Siemens desarrolla el electrocardiógrafo portátil mostrado en la Figura 2.2[31].



Figura 2.2 Electrocardiógrafo manufacturado por Siemens.

Con la introducción de la tecnología de semiconductores la evolución en la electrocardiografía ha acelerado dramáticamente la miniaturización de sus dispositivos. En los últimos años más de la mitad de los electrocardiógrafos en el mercado son *computarizados*, en un tamaño no más allá de 2 cajas de cigarrillos, y están conectados con una PC [35].

La innovación en la electrocardiografía fueron los dispositivos *stand-alone ECG amplifiers*, ver Figura 2.3, los cuales amplifican la señal, tienen una etapa de conversión analógica a digital y una etapa de transmisión de la señal ECG por medio de pulsos infrarrojos *diffuse infrared transmission* [36]. La propuesta de este diseño es que no tiene cables, la comunicación con la PC es por medio de un sensor óptico y la pequeñez del dispositivo, se alimenta con 6 baterías de 1.5V. Contiene elementos tales como resistores, capacitores e ICs de SMD-technology, lo que permite que su tamaño sea muy pequeño.

En 2008, *Imec's necklace targets* realiza un monitoreo cardíaco y la actividad física diariamente, utiliza componentes de ultralow-power de aplicación específica ASIC, la batería dura 7 días y es recargable. Tiene 2 electrodos bi-potenciales que están alambrados a la tarjeta que se encarga de la lectura y envío de la señal [37].



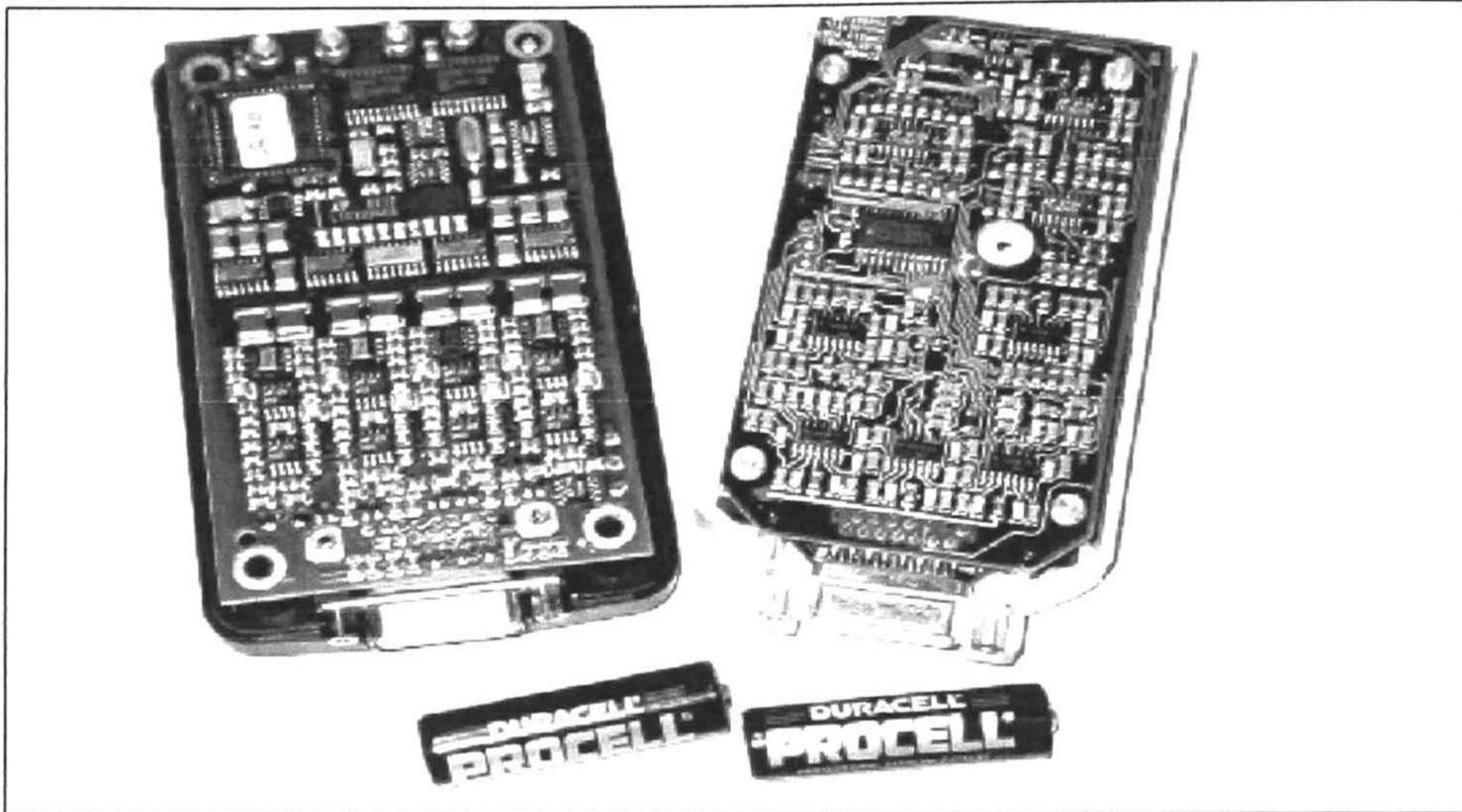


Figura 2.3 En la izquierda está el "stand-alone" ECG amplifier, aparece a finales de 1980. Fue construido en Suizland y necesita 6 baterías de 1.5v. En la derecha aparece el modelo con comunicación bi-direccional, necesita sólo 2 baterías de 1.5v.

### 2.3 Electrocardiógrafos en parche

Los dispositivos ECG tipo parche, son dispositivos portátiles, fácil de usar, cómodo para los pacientes, de dimensiones diminutas, inalámbricos y tienen toda la circuitería en una sola tarjeta [20]. Dentro de las ventajas de este tipo de dispositivos es la eliminación de cables que funcionan como antenas, ya que la circuitería se encuentra directamente conectado al electrodo lo cual permite reducir el ruido, y obtener un dato en tiempo real fidedigno<sup>1</sup> [17],[18],[19],[20]. Ejemplo de estos son:

- Parches inalámbricos bi-potenciales: El innovador *ECG-pad* en parche intenta monitorear el corazón desde un único-cuadrante bi-potencial, sus componentes son de *ultra-low power* para un uso diariamente; es una nueva perspectiva para el seguimiento y/o detección de enfermedades cardiovasculares [17],[18],[19].
- Tres Electrodo Bipolares inalámbricos portables en una sola tarjeta, para formar el triángulo de Einthoven [20].

El electrocardiógrafo diseñado por nosotros es del tipo *DWE* tipo *pad* que obtiene la señal ECG por medio de dos electrodos, que se alimenta de una pequeña batería y con conexión inalámbrica BLE a un sistema de cómputo (PC o teléfono celular). Gracias a sus componentes de *ultra-low power se tiene* en un PCB toda la circuitería del sistema la cual

<sup>1</sup> Adj. Digno de fe y confianza.



es tolerante al ruido. Es un dispositivo innovador colocándose dentro de tecnología de punta<sup>2</sup>

En una sola tarjeta se encuentran los electrodos que se encargan de la adquisición de datos, conversión de analógico a digital (ADC) y la transmisión inalámbrica.

La señal eléctrica ECG es el voltaje capturado sobre la superficie del cuerpo y da cuenta de la actividad del campo eléctrico generado por las células del corazón en cada latido.

La colocación de los electrodos en la superficie del cuerpo es muy importante ya que dependiendo de esa posición el cruce de las líneas de campo eléctrico produce potenciales con diferente polaridad en los electrodos del DWE, ver Figura 2.4 y Apéndice A.

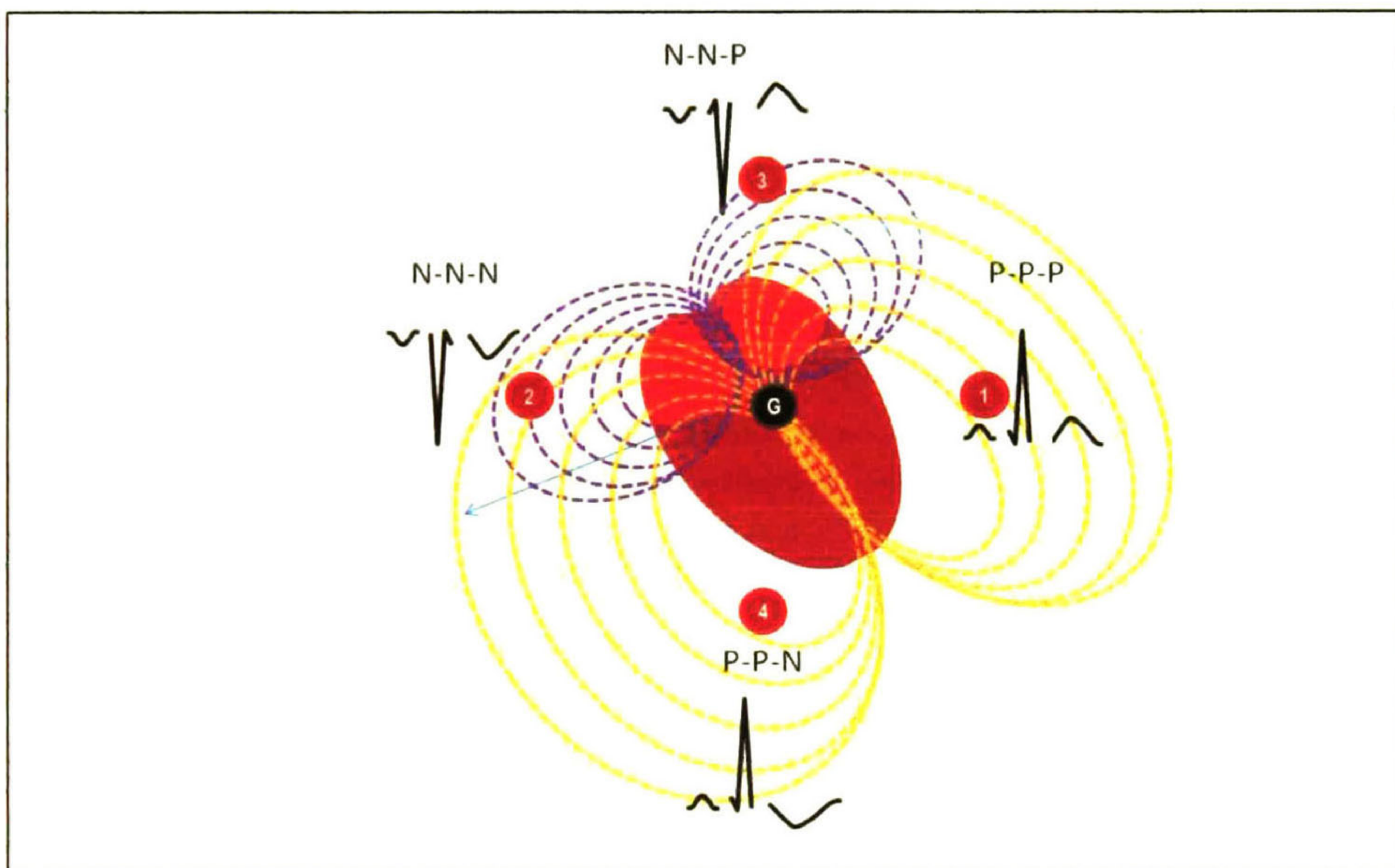


Figura 2.4 Dipolo eléctrico del corazón.

En la Figura 2.4 se ilustra este fenómeno, por ejemplo, si la señal ECG es medida entre la referencia G y el electrodo en la posición 1, entonces se obtiene una señal electrocardiográfica donde la onda P es positiva, el complejo QRS tiene la onda R positiva y la onda T también es positiva. Por el contrario, si la señal se mide entre G y la posición 2 entonces todas las ondas son negativas. La Figura 2.5 muestra la forma que tiene la señal electrocardiográfica alrededor del corazón. La referencia es colocada en el centro del

<sup>2</sup> Tecnología de punta, hace referencia a toda la tecnología que fue desarrollada en forma reciente y que es avanzada (es decir, que supone un adelanto o algo innovador respecto a los productos ya existentes).



círculo, que corresponde al centro del corazón (mediastino<sup>3</sup>) y el electrodo activo se mueve 10º a cada paso de la medición.

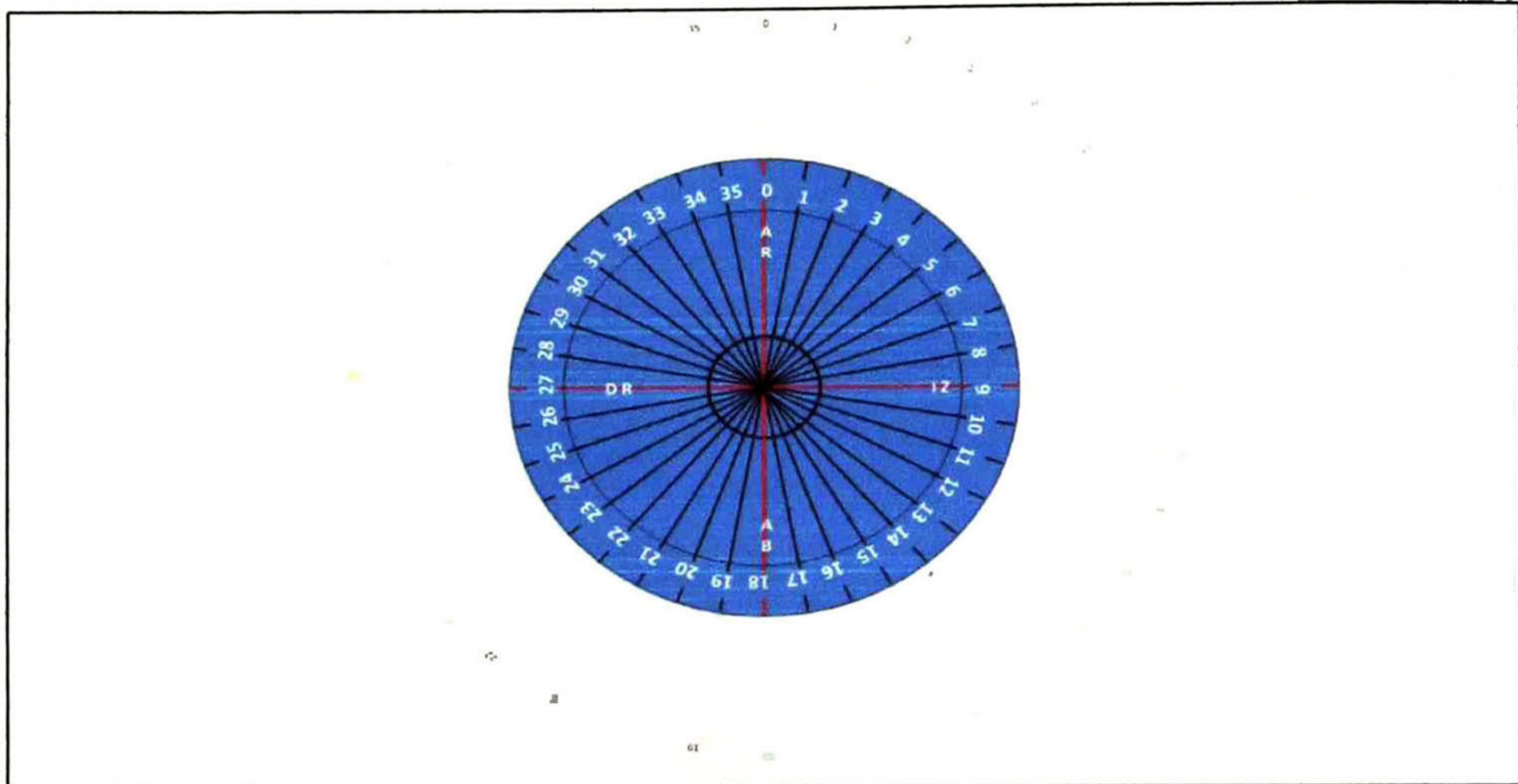


Figura 2.5 Polaridad de la señal de ECG en 36 posiciones

El **DWE** es un sistema que captura la actividad eléctrica del corazón, que la transmite de forma inalámbrica a un dispositivo computarizado (PC, teléfono móvil, etc.) el cual la grafica en su pantalla. La señal obtenida es utilizada por los expertos para apoyar al diagnóstico clínico, en el monitoreo de pacientes en terapia o en terapia intensiva dentro de un hospital o en el hogar del paciente.

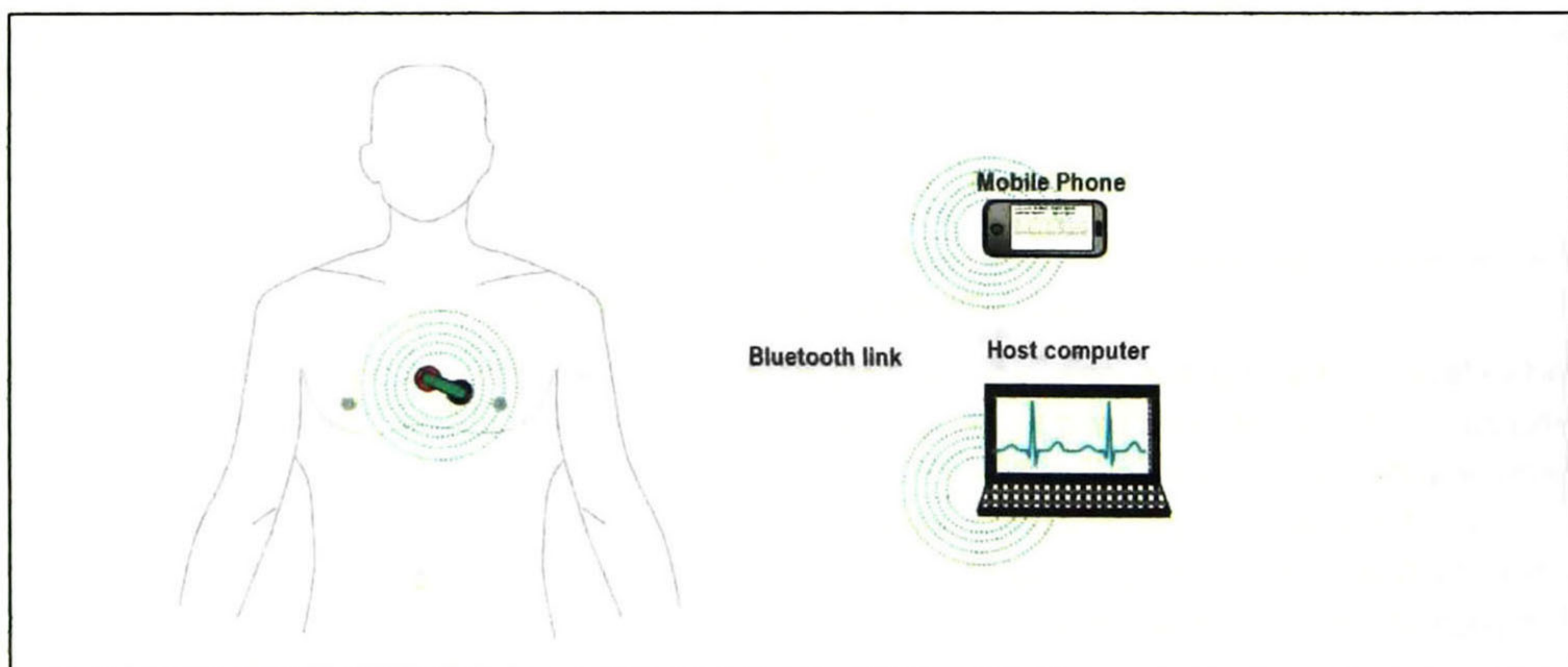


Figura 2.6 Conexión del DWE

<sup>3</sup> El mediastino, es el compartimento anatómico extrapleuralesituado en el centro del tórax, entre los pulmones, por detrás del esternón y las uniones condrocostales y por delante de las vértebras y de la vertiente más posterior de las costillas.



# Capítulo 3   Circuitería del Sistema

En este capítulo se especifican los aspectos funcionales y de desempeño del hardware de acuerdo a los requerimientos. Se describe en forma jerárquica cada uno de los bloques del sistema y sus respectivas interfaces.

## 3.1   Arquitectura del DWE

La arquitectura del sistema DWE está sujeta a los siguientes requerimientos:

- Dispositivos electrónicos de bajo consumo de potencia.
- 2 clips de contacto tipo hembra con una separación de 39mm entre los centros.
- Convertidor analógico a digital con resolución de 24 bits.
- Bluetooth radio de Low Power.
- Batería de alimentación tipo moneda (210mAH).
- Conector para depuración.
- Dimensiones pequeñas del PCB.

Ver Figura 3.1.

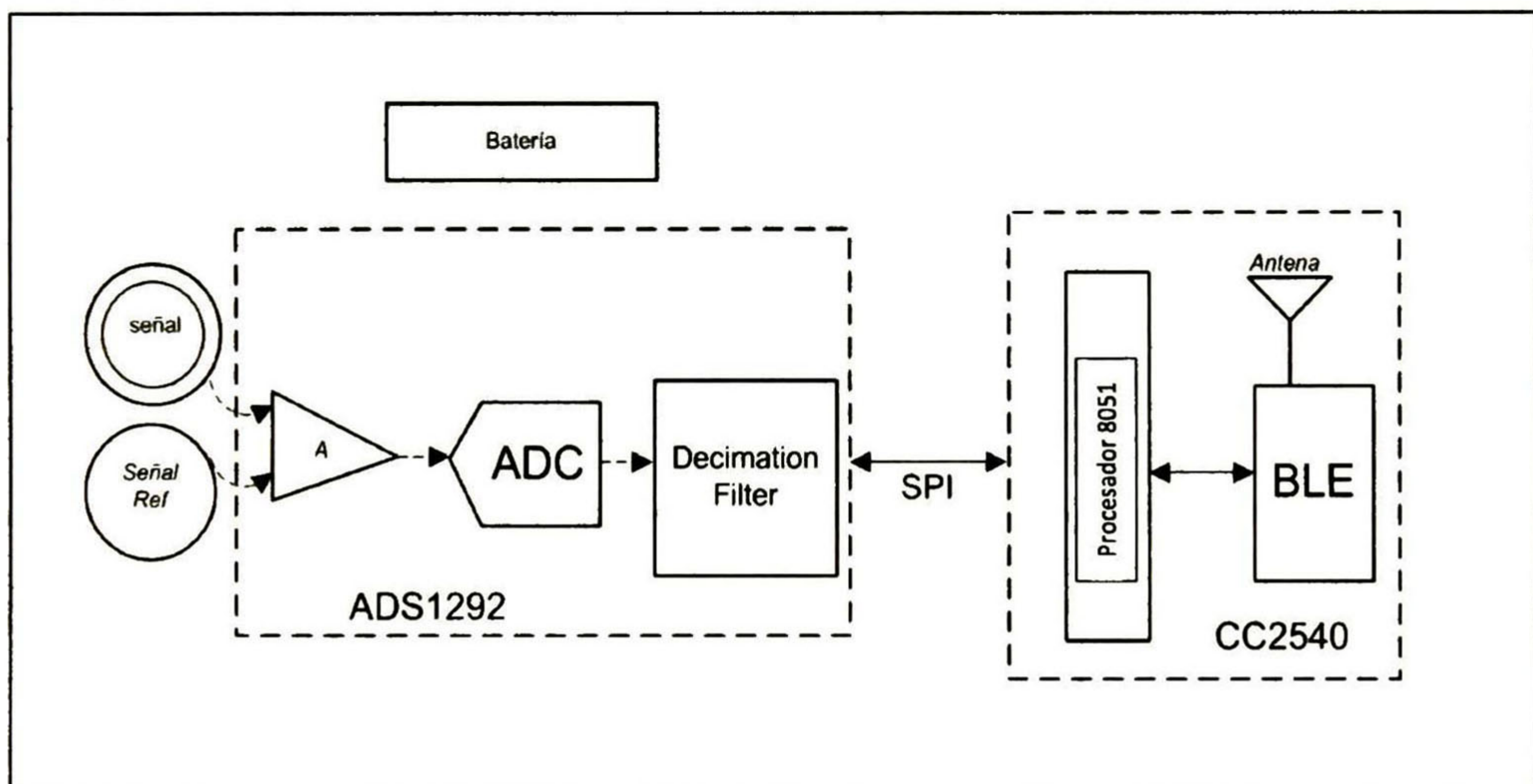


Figura 3.1 Arquitectura del DWE

## 3.2   Elementos electrónicos “Hardware”

### 3.2.1   Electrodos de medición

El dispositivo utiliza electrodos adhesivos, conductivos modelo meditrace 200 de la compañía Kendall.



### 3.2.2 Convertidor analógico digital ADS1292

La conversión de la señal capturada por los electrodos es convertida a un número de 24 bits utilizando el dispositivo ADS1292 de Texas Instruments. Este dispositivo cuenta internamente con un amplificador programable, un convertidor sigma-delta y un filtro de decimación.

Los registros programables del ADS1292 se acceden a través de un bus serial SPI0.

Address	Register	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
00h	ID	REV_ID7	REV_ID6	REV_ID5	1	0	0	REV_ID1	REV_ID0
01h	CONFIG1	SINGLE	0	0	0	0	DR2	DR1	DR0
02h	CONFIG2	1	PDB_LOFF	PDB_REFBUF	VREF_4V	CLK_EN	0	INT_TEST	FREQ
03h	LOFF	COMP_TH2	COMP_TH1	COMP_TH0	1	L_OFF1	L_OFF0	0	FL_OFF
04h	CH1SET	PD1	GAIN1_2	GAIN1_1	GAIN1_0	MUX1_3	MUX1_2	MUX1_1	MUX1_0
05h	CH2SET	PD2	GAIN2_2	GAIN2_1	GAIN2_0	MUX2_3	MUX2_2	MUX2_1	MUX2_0
06h	RLD_SENS	CHOP1	CHOP0	PDB_RLD	RLD_OFF	RLD2N	RLD2P	RLD1N	RLD1P
07h	LOFF_SENS	0	0	FLIP2	FLIP1	LOFF2N	LOFF2P	LOFF1N	LOFF1P
08h	LOFF_STAT	0	CLK_DIV	0	RLD_STAT	IN2N_OFF	IN2P_OFF	IN1N_OFF	IN1P_OFF
09h	RESP1	RESP_MOD1	RESP_EN	RESP_PH3	RESP_PH2	RESP_PH1	RESP_PH0	1	RESP_CTRL
0Ah	RESP2	CALIB_ON	0	0	0	0	RESP_FRE	RLD_REF	1
0Bh	GPIO	0	0	0	0	GPIOC2	GPIOC1	GPIOD2	GPIOD1

Tabla I. ADS1292 Registers

#### 3.2.2.1 Amplificador programable

El dispositivo ADS1292 cuenta con un amplificador de ganancia programable (1x, 2x, 4x, 6x, 8x & 12x). La ganancia se configura a través de los registros CH1SET, CH2SET. En esta aplicación se utiliza sólo el canal 1.

Dado que la amplitud de la señal del corazón varía entre 1 a 5mV, entonces, en este sistema se utiliza la ganancia de 6.

#### 3.2.2.2 Convertidor Sigma-Delta

El dispositivo ADS1292 cuenta con un convertidor analógico digital tipo Sigma-Delta de 24 bits. La velocidad de muestreo se puede controlar de manera interna o externa desde 125sps hasta 8Ksps. De forma externa se controla añadiendo una señal periódica a la frecuencia de 512KHz y de manera interna, utiliza un oscilador interno de 2MHz. La frecuencia de muestreo se programa a través del registro CONFIG1.



### 3.2.2.3 Filtro de Decimación

El dispositivo ADS1292 cuenta con un filtro de decimación de tercer orden que alisa los errores de cuantización ocurridos en la conversión.

### 3.2.3 Dispositivo BLE CC2540

El dispositivo BLE CC2540 es un dispositivo semiconductor del tipo "System-on-chip", en particular, éste integra en un mismo circuito los siguientes recursos:

- Un radio Bluetooth low energy (BLE) tipo V4.0 que utiliza 40 canales de 2Mhz de ancho de banda en una frecuencia que va de 2042MHz a 2480MHz. Con una velocidad máxima de 1Mbps y un alcance de 50m.

ID	Tasa de envío (Max) (Mbps)	Tensión Operacional (Máx) (V)	Tensión Operacional (Min) (V)	Sensitividad (dBm)	Consumo Standby (uA)	Consumo RX (Min) (mA)
CC2540	1	3.6	2	-93	0.4	19.6

Figura 3.2 Características operativas del CC2540

- Un microcontrolador 8051 con una memoria de 256Kbytes de memoria programable de tipo Flash, lo que permite la reprogramación del dispositivo de forma ilimitada. Con una arquitectura Harvard (es decir, existen espacios de direcciones separados para código y datos). El núcleo 8051 fue desarrollado por Intel en 1980 para uso en productos embebidos.
- Una memoria SRAM (Memoria Estática de Acceso Aleatorio) de 8Kbytes. Este tipo de memoria es capaz de mantener los datos (mientras esté alimentado con corriente eléctrica) sin necesidad de un circuito de "refresco"
- 21 puertos tipo GPIOs (General Purpose Input/Output) programables para la conexión de periféricos o sensores.
- 2 puertos USART (Universal Synchronous/ Asynchronous Receiver/Transmitter) que permiten el acceso a los registros del chip a través de un puerto serie.
- Un puerto serial USB ( Universal Serial Bus) tipo esclavo.
- Dos temporizadores de 16 bits y 2 de 8 bits.
- Un temporizador dedicado y exclusivo para las tareas de BLE.
- Un módulo para la encriptación de datos según el AES-128 (Advanced Encryption Setandard 128).
- 8 puertos para la conexión de señales analógicas con una conversión analógico/digital de 8 a 12 bits.
- Un comparador de muy bajo consumo.
- Un amplificador operacional de alto rendimiento programable PGA.



### 3.2.4 Batería

El sistema requiere una batería que provea el voltaje al sistema electrónico bajo las siguientes restricciones:

- 8 horas de duración
- Pequeñas dimensiones
- Peso pequeño

De acuerdo a los requerimientos se elige la batería de botón CR2032, ver Tabla II, Tabla III, Tabla IV:

ADS1292		
Input Current	Momentary	100mA
	Continuous	10mA
Supplies	Analog: 2.7V to 5.25V	Digital:1.7V to 3.6V

Tabla II Análisis de consumo de corriente del ADS1292

CC2540		
Power Supply	input 2-3.6v	
active mode RX	19.6mA ,45% del tiempo total	8.82e-3
active mode TX	24mA,45% del tiempo total	10.8e-3
Power mode 1 (3us wake up)	235uA, 1% del tiempo	2.35e-6
Power mode 2 (sleep time on)	0.9uA,8% del tiempo	72e-9
Power mode 3(external interrupt)	0.4uA, 1 % del tiempo	0.4e-9
		19.603mA

Tabla III Análisis del CC2540

Total current consumption		
10mA		
19.603mA		
100mA		
Total= 19.713mA		
1 batería	210mA/h	3.0V
	10.6529Horas	

Tabla IV Análisis de corriente del Sistema DWE



# Capítulo 4 Código embebido del DWE

## 4.1 Introducción

La programación del firmware se puede describir como un bucle de control que permite al programa controlar la ejecución de eventos. El firmware controla la inicialización y el funcionamiento de los circuitos instalados en la tarjeta DWE. Cuando el radio BLE no tiene tareas que realizar, éste se va a un estado de *Standby ultra-low power o sin conexión*.

El circuito integrado BLE CC2540 está diseñado para funcionar con el 10% de energía que requiere un dispositivo Bluetooth core V1.0. La principal causa del bajo consumo energía es que este nuevo dispositivo maneja un protocolo de comunicación llamado “*sin conexión*”, es decir, los dos extremos de la comunicación no tienen la necesidad de estar permanentemente conectados.

Los dispositivos permanecen dormidos o en estado *sin conexión* durante todo el tiempo que no haya información que intercambiar, esto reduce significativamente la cantidad de energía usada por la parte transmisora o receptora.

En la siguiente figura (Figura 4.1) se muestra la máquina de estados que describe las actividades del radio BLE y las condiciones bajo las cuales cambia de estado.

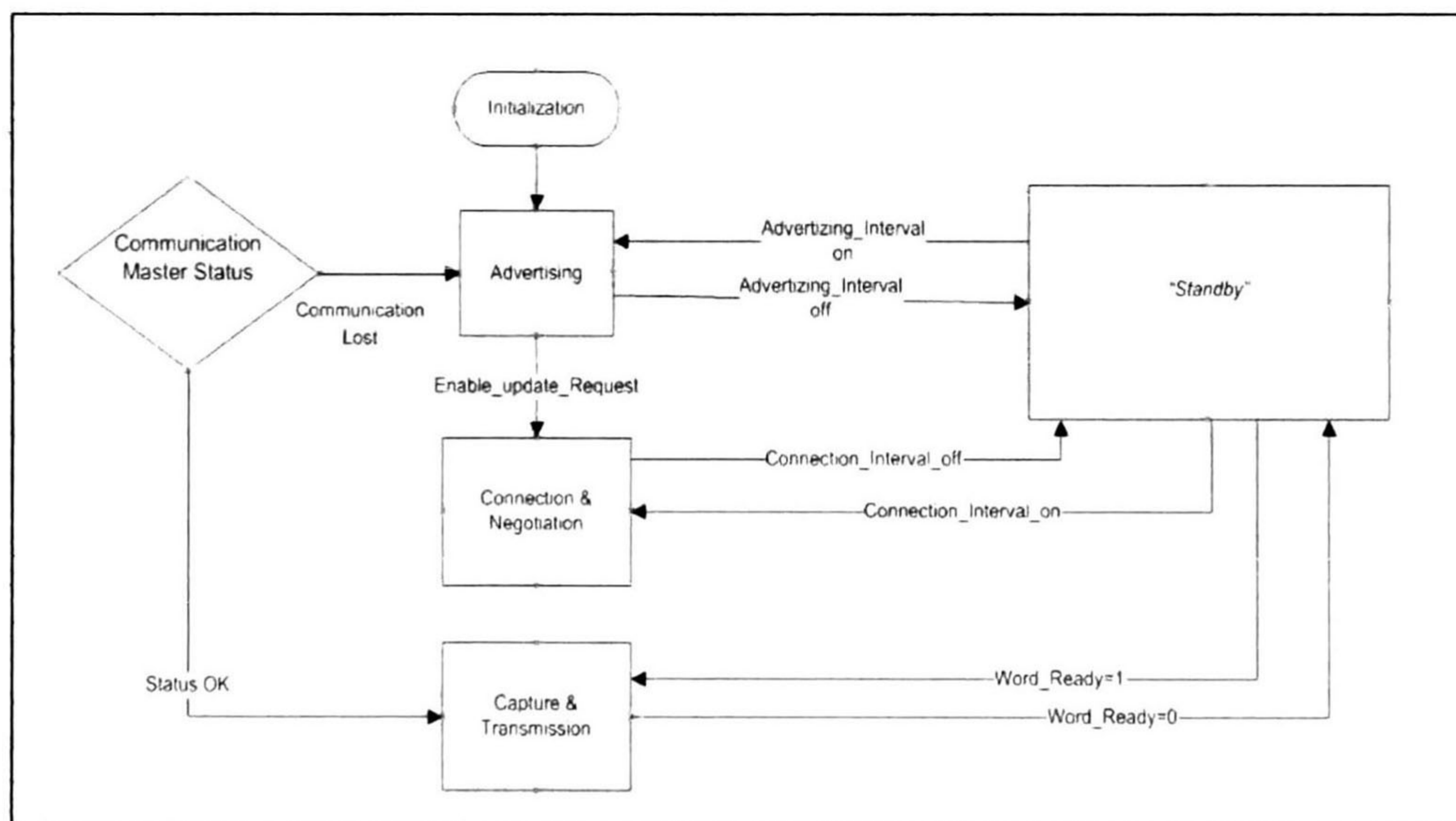


Figura 4.1 Máquina de estados del BLE



## **4.2 Inicialización del sistema**

### **4.2.1 Inicialización del SPI- ADS1292**

Dentro de la inicialización del hardware, está la configuración de puertos, necesarios para la comunicación externa con dispositivos, tal es el caso del convertidor A/D ADS1292.

En esta aplicación se usa del puerto SPI0 y se configura el SCLK a una frecuencia de 1.5MHz, esto se hace a través del registro U0BAUD del microcontrolador 8051.

### **4.2.2 Circuito integrado BLE CC2540**

#### **4.2.2.1 Inicialización del BLE**

##### **4.2.2.1.1 Inicialización de la Pila BLE**

El primer paso es inicializar todas las capas que forman la pila del BLE y toda la plataforma hardware del microcontrolador 8051. TI proporciona las librerías de los códigos de fuentes para cada capa de la pila de BLE, la configuración y restricciones para el protocolo de BLE están bajo la configuración mostrada en la *Guía de Usuario*, disponible en la página de TI, son totalmente gratuitos [39].

##### **4.2.2.1.2 Inicialización de Banderas y Temporizadores**

Se configuran las banderas que ayudan a determinar en que etapa de la conexión se encuentra el dispositivo:

- Advertising
- Connection & Negotiation
- Capture & Transmission

Se inicializan dos temporizadores que controlan los tiempos máximos estimados para permanecer dentro de los estados de Advertising o de Connection&Negotiation. Cuando estos tiempos máximos expiran ambos estados son llevados a modo de Standby.

##### **4.2.2.1.3 Inicialización de modo esclavo**

Se configura el dispositivo BLE para operar en modo esclavo, es decir, las máquinas de estado del radio de Bluetooth se anunciará y esperará a ser encontrado para establecer el enlace con un dispositivo maestro.

## **4.3 Funcionamiento del sistema**

### **4.3.1 Etapa de identificación “Advertising”**

En modo esclavo el BLE transmite un mensaje de identificación de forma periódica en espera de ser escuchado por un maestro. El maestro responde al esclavo con una petición de conexión; si el esclavo acepta la conexión ambos pasan a un estado *conectado*.

El esclavo se anuncia por un tiempo de 100ms, conocido como *Advertising\_Interval*. Si terminado éste tiempo no hay conexión el dispositivo se va al estado *Standby* y se queda ahí por 7.5ms, después de pasado este tiempo de espera el dispositivo pasa nuevamente al modo de *advertising* y el ciclo se repite hasta que haya una conexión, es decir, hasta



que **Enable\_Update\_Request** sea 1. La estructura del mensaje de identificación: **GAP\_DeviceInformation** se muestra en la Tabla V:

Event	Opcode	Event Parameters
GAP_DeviceInformation	0x060D	<b>Status (1 octet):</b> 0x00 → Success <b>EventType (1 octet):</b> 0 → Connectable undirected advertisement <b>addrType (1 octet):</b> 0 → ADDTYPE_PUBLIC <b>devAddr (6 octets):</b> "xx:xx:xx.." → long 6 octets addr. of device scanned <b>dataLen (1 octet):</b> 0x00-0xFF → Number of octets in the following dataField.

Tabla V Estructura del evento **GAP\_DeviceInformation**, anuncio del esclavo.

### 4.3.2 Conexión y Negociación

En respuesta al evento **GAP\_DeviceInformation**, el maestro responde al esclavo con el comando **GAP\_EstablishLink\_Request** para establecer un enlace de comunicación (Figura 4.2, los mensajes del Maestro se describen en el capítulo 5).

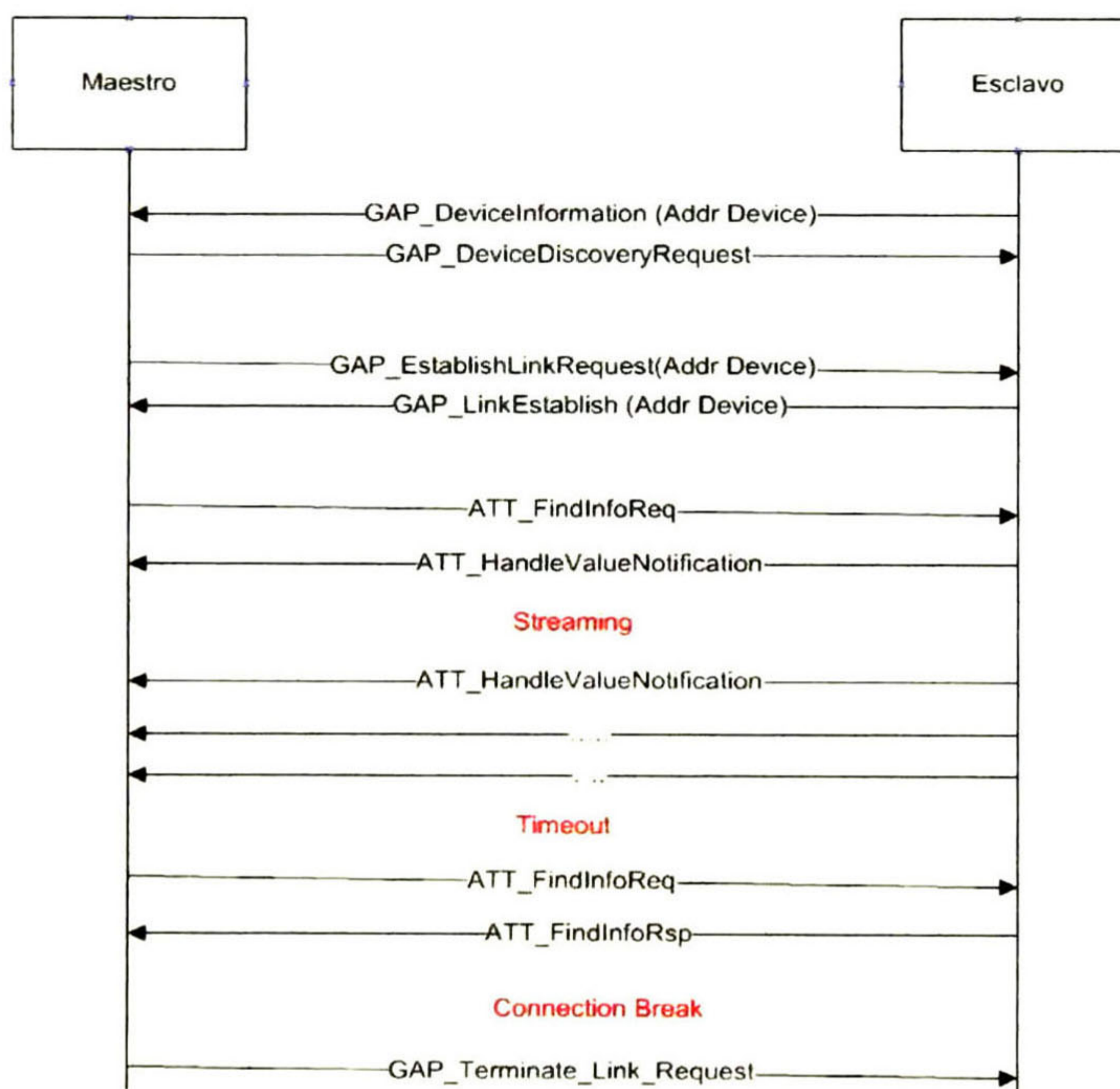


Figura 4.2 Intercambio de mensajes entre cliente y servidor.



El esclavo acepta la conexión respondiendo al maestro con el evento **GAP\_LinkEstablish**, ver Tabla VI.

Event	Opcode	Event Parameters
GAP_LinkEstablish	0x0605	<b>Status (1 octet):</b> 0x00 → Success <b>addrType (1 octet):</b> 0 → ADDTYPE_PUBLIC <b>devAddr (6 octets):</b> "xx:xx:xx.." → long 6 octets addr. of device scanned <b>connHandle (2 octets):</b> 0:0xFF → Handle of the connection. <b>connInterval (2 octets):</b> N=0xFFFF → Connection interval used on this connection. <b>connLatency(2 octets):</b> N=0xFFFF → Connection latency used on this connection. <b>connTimeout (2 octets):</b> N=0xFFFF → Connection supervision timeout.

Tabla VI Estructura del evento tipo GAP\_LinkEstablish

La estructura del evento **GAP\_LinkEstablish** permite establecer los parámetros que regirán la comunicación, en la guía de usuario se establecen los parámetros máximos y mínimos para el tiempo de **Connection\_Interval**, tiempo de **latency** ( establecido como 0 en este sistema) y el **Connection\_Timeout** ( Descrito en *Communication Master Status*).

La duración de la negociación entre el esclavo y maestro es regido por **Connection\_Interval** tiene una duración de 1 segundo, si el proceso de negociación entre *comando* y *evento* exceden este tiempo el radio BLE se va al estado *standby*; y como **Enable\_Update\_Request** sigue siendo 0 permanece ahí por 10ms y se regresa al estado de *Advertising*, Figura 4.1.

En caso de que el tiempo **Connection\_Interval** no se haya agotado, es decir, la negociación se realizó correctamente, entonces **Enable\_Update\_Request** se pone igual a 1 (activa) y el sistema se pasa al estado *standby*. El sistema permanecerá en *standby* hasta que el microcontrolador tenga un paquete que enviar al maestro y en este caso el sistema pasa al estado *Capture&Transmission*.

### 4.3.3 Captura y Transmisión

La transmisión de datos es iniciada por el maestro quien envía al esclavo la estructura de datos que deberá usar en la transmisión de datos. La estructura es comunicada a través del atributo **ATT\_FindInfoReq** que corresponde al envío de una carga útil formada por 18 bytes (6 lecturas de ADS1292). El esclavo recibe la estructura de datos y el microcontrolador la llena con los datos capturados. Una vez formado el paquete de datos, éste es transmitido por el radio BLE (éste paquete tiene una estructura tipo atributo



llamado **ATT\_HandleValueNotification**). La operación de llenado de datos y transmisión se mantendrá de forma indefinida hasta que uno de los dos participantes pida la desconexión, haya un "timeout" o una condición de "connection break". A esta forma de transmisión de datos se le llama *streaming* (ver Figura 4.2 ).

Durante el proceso de transmisión de datos entre el esclavo y el maestro, el microcontrolador apaga y enciende el radio del BLE a través de la bandera **Word\_Ready** (0= apagado, 1= encendido). Por ejemplo, mientras se forma el paquete de datos de acuerdo a la estructura **ATT\_HandleValueNotification**, el microcontrolador mantiene apagado el Radio BLE. Cuando el paquete esta completo el radio es encendido y el paquete se transmite.

La estructura del atributo **ATT\_HandleValueNotification** se muestra en la Tabla VII .

Event	Opcode	Event Parameters
ATT_HandleValueNoti	0x051B	<b>Status (1 octet):</b> 0x00 → Success <b>connHandle (2 octets):</b> 0x00 → Handle of the attribute. <b>PduLen (1 octet):</b> 0:0xFF → Long of value of the attribute & value Handle. <b>Handle (2 octets):</b> 0x0001 → Value of Handle. <b>Value (0:18 octets):</b> "xx:xx:xx.." → Value of attribute.

Tabla VII Estructura tipo *atributo* llamado **ATT\_HandleValueNotification**

#### 4.3.4 Estado del enlace de comunicación del maestro

Durante el establecimiento del enlace de comunicación el esclavo le define al maestro a través de la estructura **GAP\_LinkEstablish** (ver Tabla VI) el parámetro **connTimeout** que define el periodo de tiempo en el que se verificará el correcto enlace de la transmisión.

Al tiempo **connTimeout**, el maestro le requiere al esclavo con el comando **ATT\_FindInfoReq** le comunique los paquetes de datos que han sido enviados. El esclavo responde con el mensaje **ATT\_FindInfoRsp** (Tabla VIII) los números de los paquetes enviados. El maestro verifica que los números de los paquetes recibidos sean los mismos que los que han sido enviados, si la respuesta es correcta, el maestro le envía el comando **ATT\_HandleValueNotification** y el esclavo reinicia la transmisión de datos. En caso contrario el maestro envía el comando **GAP\_Terminate\_Link\_Request**, y obliga al esclavo terminar con el enlace.



Event	Opcode	Event Parameters
ATT_FindInfoRsp	0xFD05	<b>format (1 octet):</b> 0x01 → A list of 1 or more handles. <b>info (4 octets):</b> "xx:xx:xx:xx" → The information data whose format is determined by the format field.

Tabla VIII Estructura del atributo ATT\_FindInfoRsp

Ver la guía de usuario de la capa HCI[39].

#### 4.3.5 Estado de espera "Standby"

En el estado de standby el radio del BLE se apaga para limitar el consumo de energía del dispositivo. El dispositivo puede entrar en el estado de standby, ya sea, porque alguno de los timers ha sido desbordado o porque las banderas **Enable\_Update\_Request** o **Word\_Ready** están activadas en 1.



# Capítulo 5 Interface de usuario

## 5.1 Introducción

La *interface de usuario* es el programa de cómputo de alto nivel que se ejecuta en la PC y a través del cual el usuario programa la funcionalidad del DWE. El usuario interactúa con el DWE a través de ventanas de aplicación que la *interface de usuario* presenta en la pantalla.

Desde la *interface de usuario* se envían los *comandos* al esclavo, obtiene los datos y grafica el ECG en tiempo real.

El dispositivo DWE actúa como esclavo y su tarea está dedicada a muestrear la señal del corazón y transmitirla al maestro. La PC actúa como maestro y se encarga de enviar la petición de conexión al esclavo, establece los parámetros de la conexión y solicita el envío de los paquetes de datos al esclavo. Con los datos recibidos el maestro se encarga de graficar los datos en parámetros de voltaje y tiempo.

En la Figura 5.1 se muestra la máquina de estados que describe las tareas que realiza el maestro. Cada petición se realiza por medio de *comandos*, que son enviados al esclavo, a su vez, el esclavo contesta con un *evento*, en el cual informa al maestro del status de su petición.

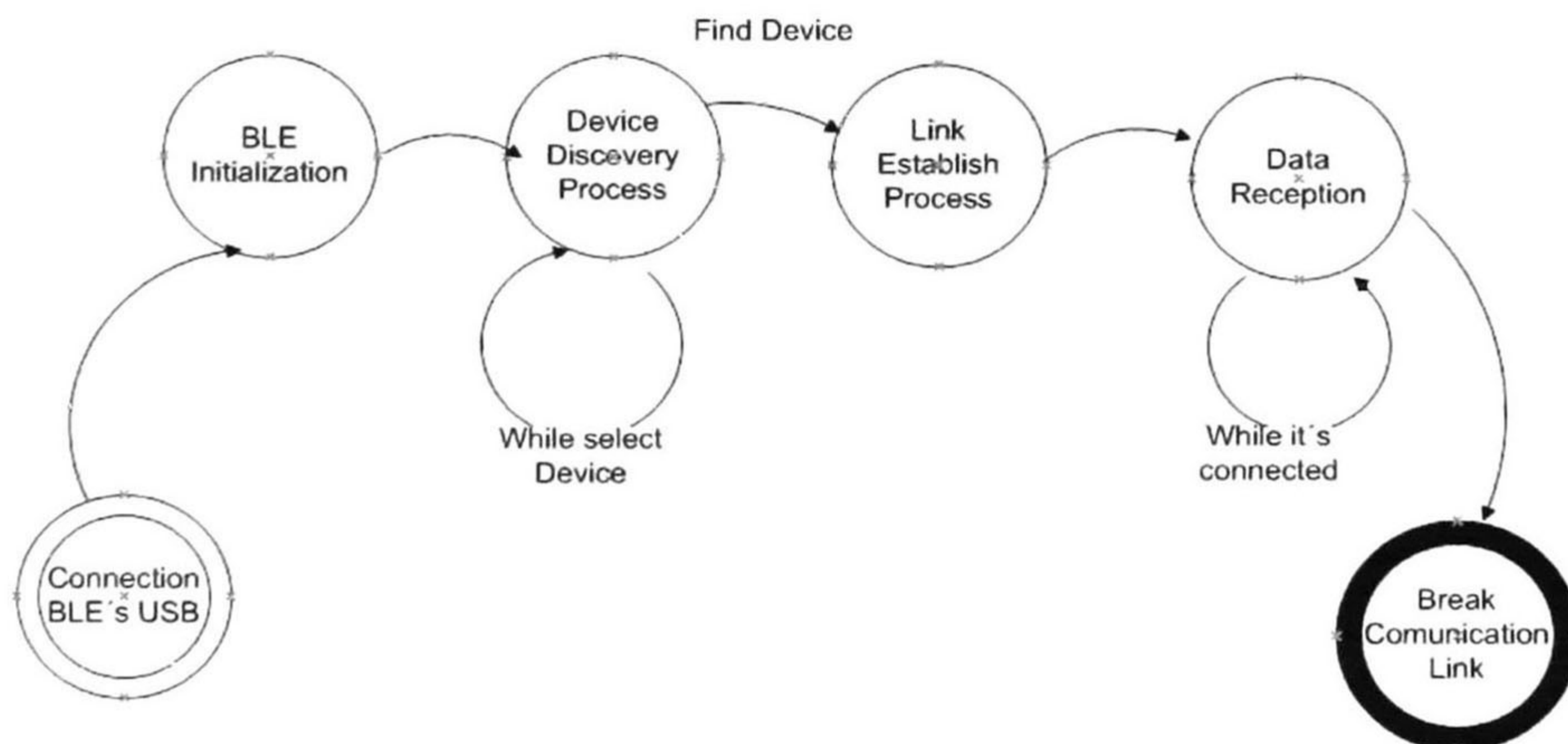


Figura 5.1 Tareas del maestro en el sistema DWE



## 5.2 Radio Bluetooth CC2540

### 5.2.1 Instalación del adaptador Bluetooth a la PC

Para instalar el Radio Bluetooth core V.4 a la PC se procede a instalar el driver BLE-CC2540-1.1, y se configura como un puerto serial tipo COM. De esta manera la PC ve al radio como un puerto serial de entrada/salida, ver Figura 5.2.

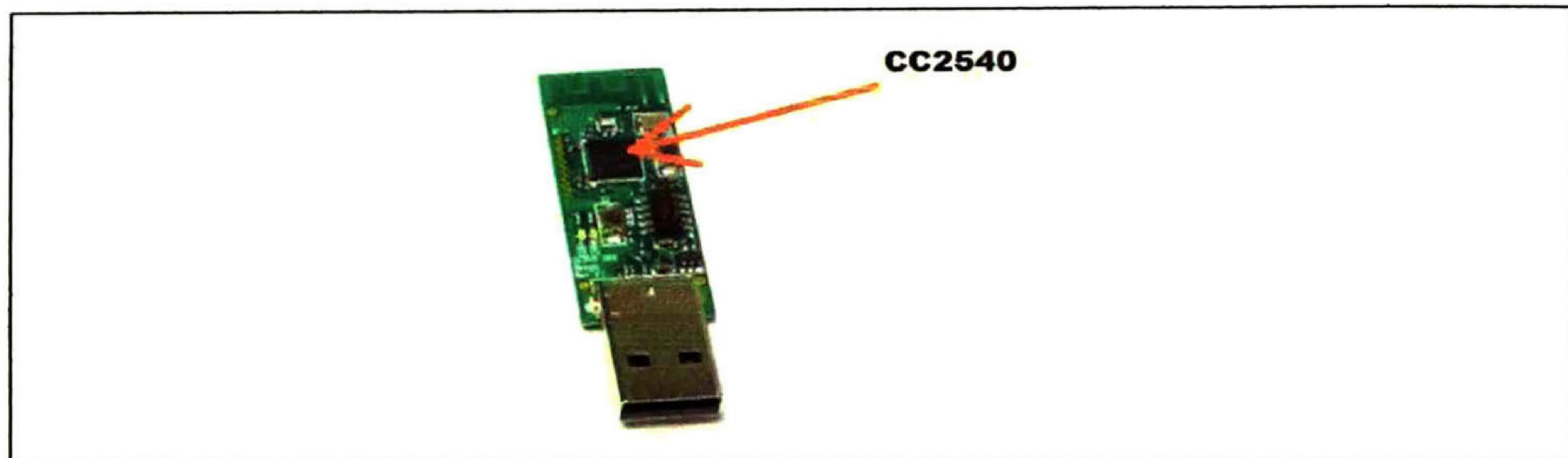


Figura 5.2 Adaptador de Radio Bluetooth core V4.0 en puerto USB

### 5.2.2 Inicialización del Radio Bluetooth

Una vez conectado y detectado por la PC, el hardware del adaptador Bluetooth es inicializado a través del *comando* **Gap\_DeviceInit**. **Gap\_DeviceInit** inicializa la pila del radio Bluetooth, ver Tabla IX. El dispositivo queda inicializado como maestro (profileRole).

Command	Opcode	Command Parameters
GAP_DeviceInit	0xFE00	<b>profileRole (1 octet):</b> 0x01 → GAP_PROFILE_CENTRAL <b>maxScanResponses (1 octets):</b> 0:0xFF → The device will allocate buffer space for received advertisement packets. <b>IRK (16 octets):</b> "xx:xx:xx..." → 16 byte Identity Resolving Key <b>CSRK (16 octets):</b> "xx:xx:xx..." → 16 byte Connection Signature Resolving Key <b>signCounter (4 octets):</b> 0x00000000-0xFFFFFFFF → 32 bit Signature Counter. Initial signature counter.

Tabla IX Estructura del comando que inicializa al cc2540 del adaptador USB



### 5.2.3 Proceso para descubrir un dispositivo Bluetooth V.4 externo

A través de la *interface de usuario* (ventana de conexión) el usuario inicia el proceso de búsqueda de dispositivo Bluetooth al activar el botón *Scan*, ver Figura 5.3. Automáticamente el maestro empieza a establecer enlaces de reconocimiento con todos aquellos dispositivos que transmiten el evento **GAP\_Device\_Information** y crea una lista de los dispositivos encontrados. El comando **GAP\_DeviceDiscoveryRequest** permite obtener la lista de los dispositivos anunciándose, ver Tabla X.

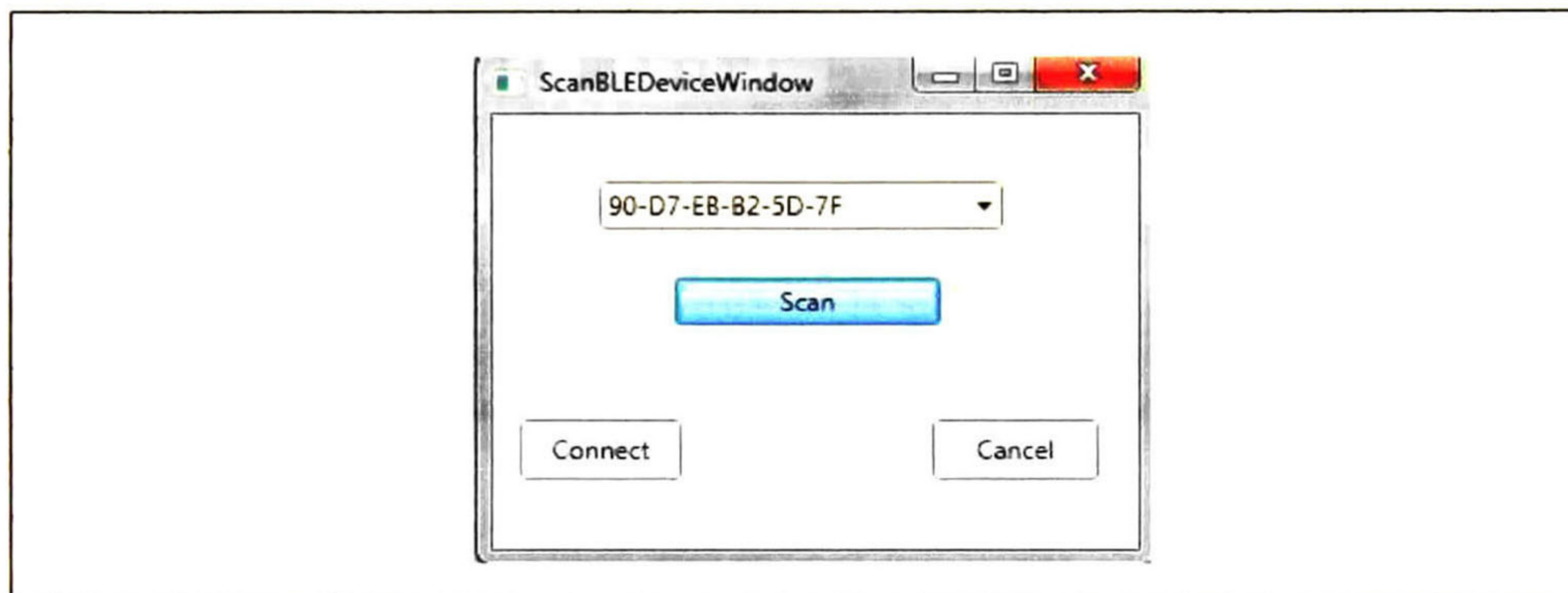


Figura 5.3 Ventana de conexión, dispositivo periférico con dirección 90-D7-EB-B2-5D-7F encontrado

Command	Opcode	Command Parameters
GAP_DeviceDiscoveryRequest	0xFE04	<b>mode (1 octet):</b> 0x03 → Scan for all devices <b>nameMode (1 octet):</b> 0x01 → Turn on name discovery (SCAN_REQ) <b>whiteList (1 octet):</b> 0x00 → Don't use the white list during a scan

Tabla X Comando que comienza el scaneo

Por ejemplo, si se tienen dos dispositivos anunciándose; **GAP\_Device\_Information(Addr1)**, **GAP\_Device\_Information(Addr2)**, las direcciones respectivas se desplegarán en la lista en la ventana de conexión *ScanBLEDeviceWindow*.

El usuario elige el o los dispositivos con los que se quiere enlazar para esto el usuario selecciona de las direcciones de los dispositivos deseados y da clic en el botón *Connect*.

### 5.2.4 Proceso para establecer el enlace

Al activar el botón *Connect*, el radio envía el comando **Gap\_EstablishLinkRequest** al esclavo requiriéndole establecer una conexión. Dentro del comando **Gap\_EstablishLinkRequest** se especifica la dirección del periférico al que se desea conectar, **peerAddr**, observar Tabla XI.



Command	Opcode	Command Parameters
GAP_EstablishRequest	0xFE09	<b>highDutyCycle (1 octet):</b> 0x00 → Disable <b>WhiteList (1 octet):</b> 0x00 → Don't use the white list <b>addrTypePeer (1 octet):</b> 0x00 → ADRTYPE_PUBLIC <b>peerAddr (6 octets):</b> "xx:xx:xx..." → Peripheral address to connect with

Tabla XI Estructura del comando de petición de conexión al esclavo

El esclavo acepta la comunicación enviando el evento **GAP\_LinkEstablish**, ver Figura 4.2 (Tabla VI).

### 5.2.5 Recepción de datos

La transmisión de datos es iniciada por el maestro quien envía al esclavo la estructura de datos que deberá usar en la transmisión de datos. La estructura es comunicada a través del atributo **ATT\_FindInfoReq** (Tabla XII), donde requiere al esclavo el comienzo del envío de los atributos.

El esclavo recibe la estructura de datos y la llena con las lecturas del ADS1292. La estructura del atributo es el **ATT\_HandleValueNotification** que se muestra en la Tabla VII.

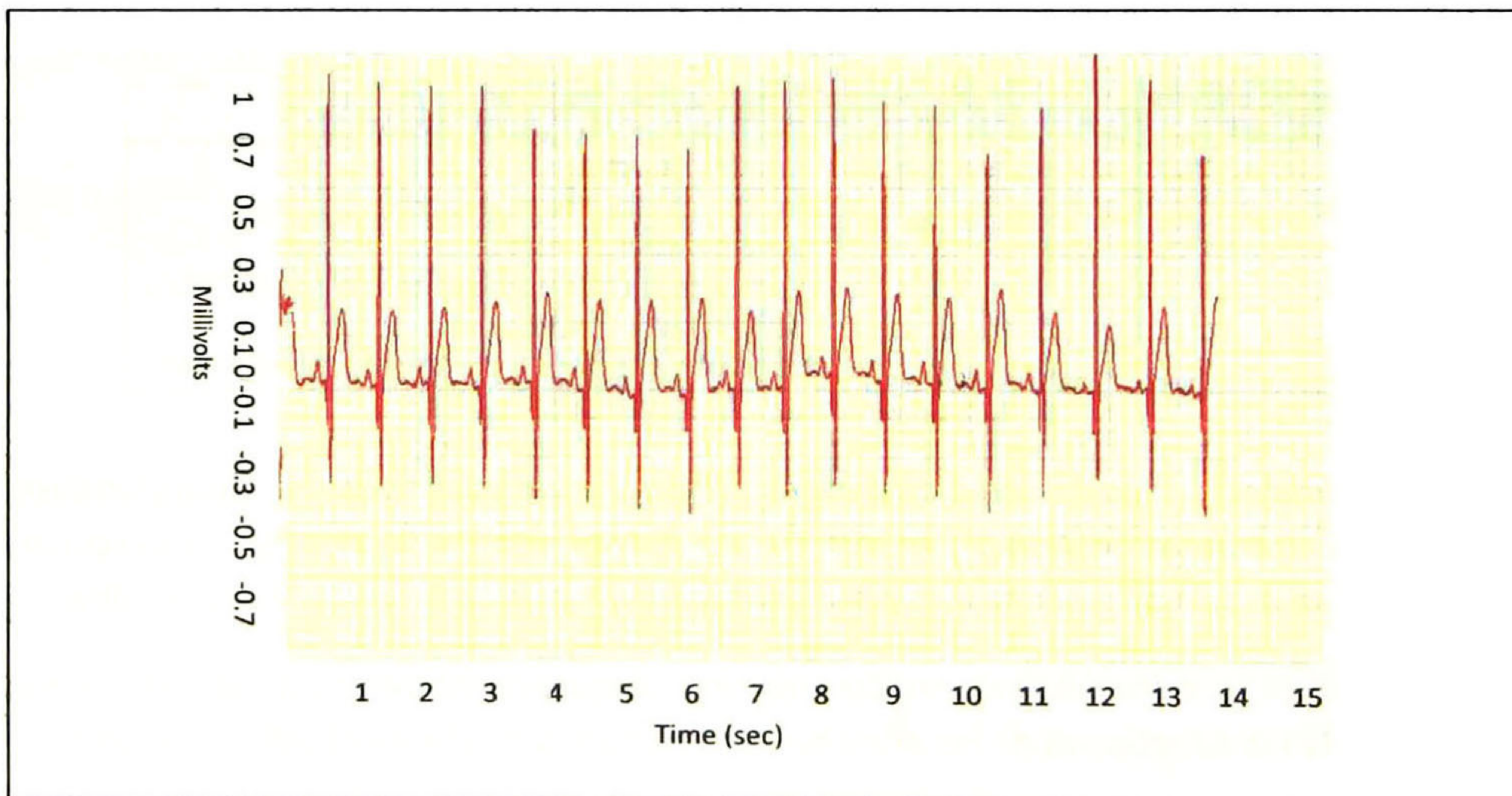


Figura 5.4 Ventana de Graficación y Captura del ECG

Cuando el maestro recibe el atributo **ATT\_HandleValueNotification** de los octetos **Value** obtiene las 6 lecturas del muestreo realizado por el esclavo, dichas lecturas se multiplican



por el valor de 1 LSB<sup>4</sup> (valor que convierte a milivolts, observar la hoja de especificaciones del ADS1292). El valor de un LSB es igual a  $V_{ref}/(2^{23}-1)$ , donde  $V_{ref}$  es 2.24v. Al tener el valor en volts se grafica con respecto al tiempo en la ventana de Graficación (Figura 5.4).

### 5.2.6 Aborto del enlace de comunicación

Al tiempo **connTimeout**, el maestro le requiere al esclavo con el comando **ATT\_FindInfoReq** (Tabla XII) le comunique los paquetes de datos que han sido enviados. El esclavo responde con el mensaje **ATT\_FindInfoRsp** (Tabla VIII) los números de los paquetes enviados. El maestro verifica que los números recibidos correspondan a los paquetes de datos que ha recibido.

Command	Opcode	Command Parameters
ATT_FindInfoReq	0xFD04	<b>startHandle (2 octets):</b> 0x0001 → First requested handle number <b>endHandle (2 octets):</b> 0x00C8 → Last requested handle number

Tabla XII Atributo ATT\_FindInfoReq

En caso que los números de los paquetes no coincidan, el maestro le envía el comando **GAP\_Terminate\_Link\_Request** (Tabla XIII) obligando al esclavo terminar con el enlace.

Command	Opcode	Command Parameters
GAP_Terminate_Link_Request	0xFE0A	<b>connHandle (2 octets):</b> 0xFFFF → Terminate all links

Tabla XIII Estructura del comando que termina con la conexión

<sup>4</sup> El LSB es el nivel más pequeño que un ADC puede convertir, ó es el incremento más pequeño a las salidas del DAC.



## Capítulo 6 Resultados experimentales

En este capítulo se presentan mediciones hechas a 11 personas. El objetivo es obtener una señal ECG equivalente al Lead I (en un arreglo de 12 derivaciones) en la cual todas las polaridades de las ondas son positivas (ver Figura 2.4). La posición del dispositivo DWE se encuentra: el electrodo de referencia se coloca en el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 & 5), el electrodo de señal se ubica en el tercer espacio (entre las costillas 3 & 4) intercostal a la derecha del esternón (Figura 6.1).

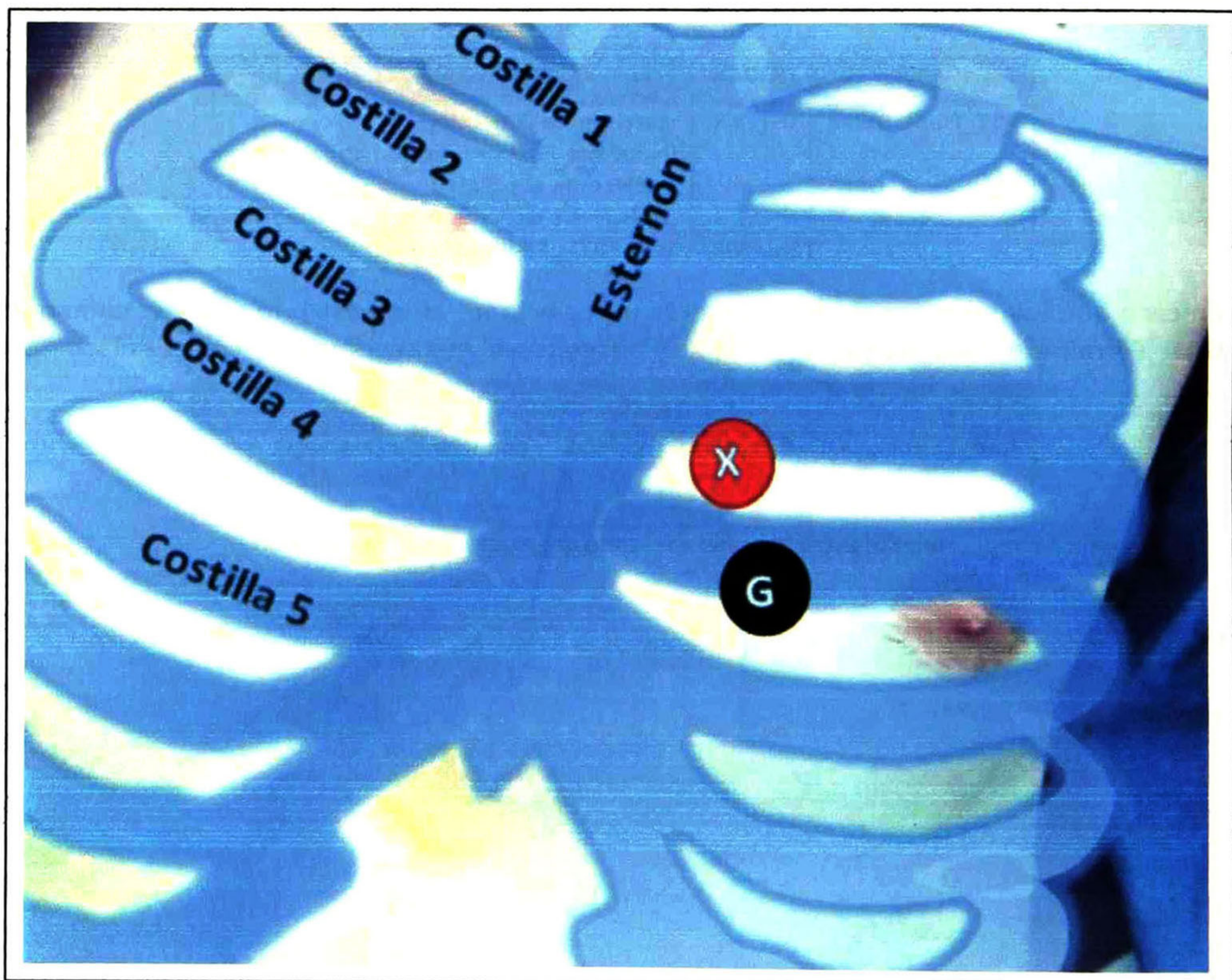
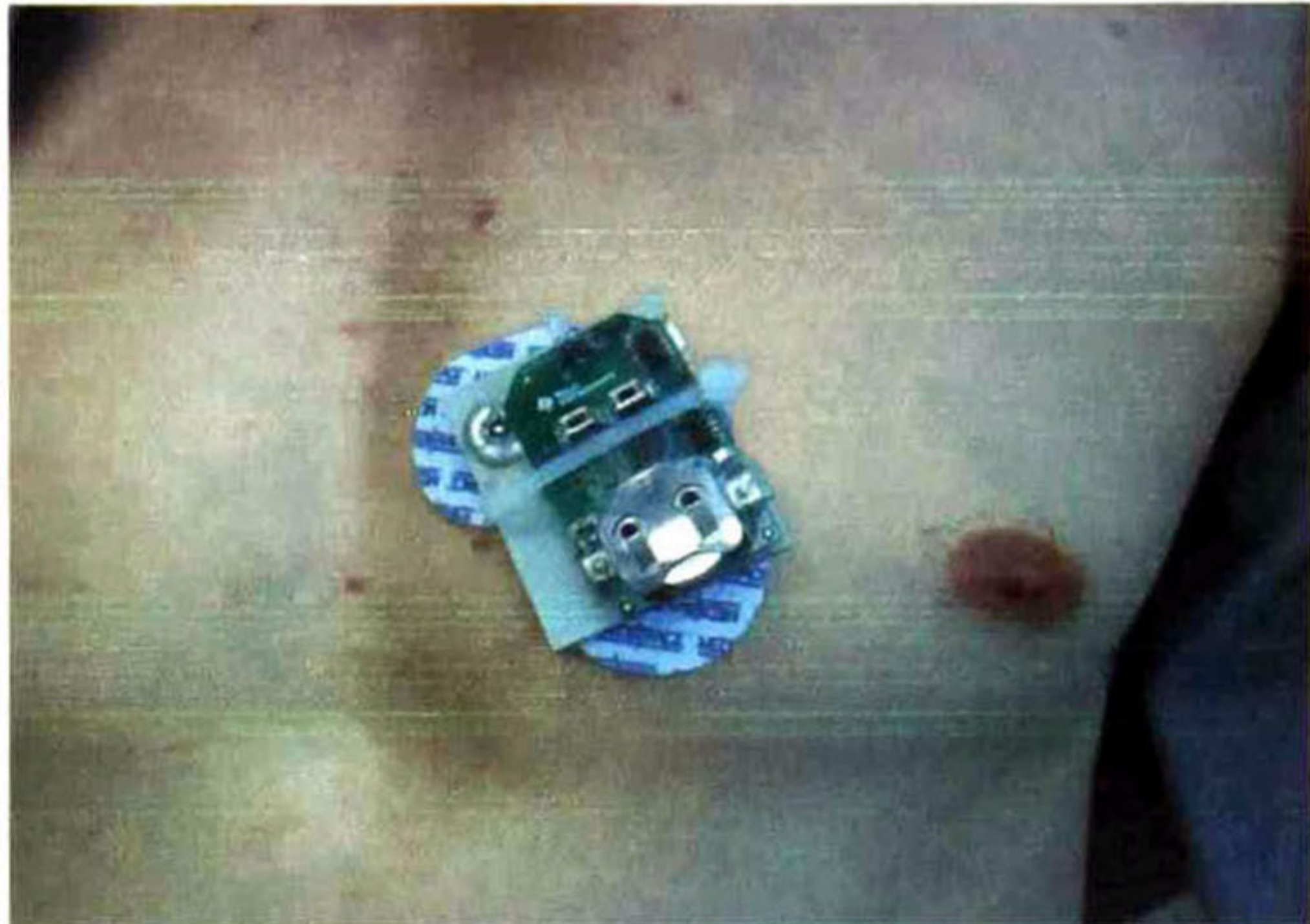


Figura 6.1 Posición del dispositivo DWE



**Paciente 1:**

Datos	Posición del DWE
<p>SEXO: Masculino. EDAD: 26 años. ESTATURA: 1.78 mts. PESO: 69 Kg. ACTIVIDAD: 7 días de gimnasio a la semana.</p>	



**Figura 6.2 ECG del paciente 1**



**Paciente 2:**

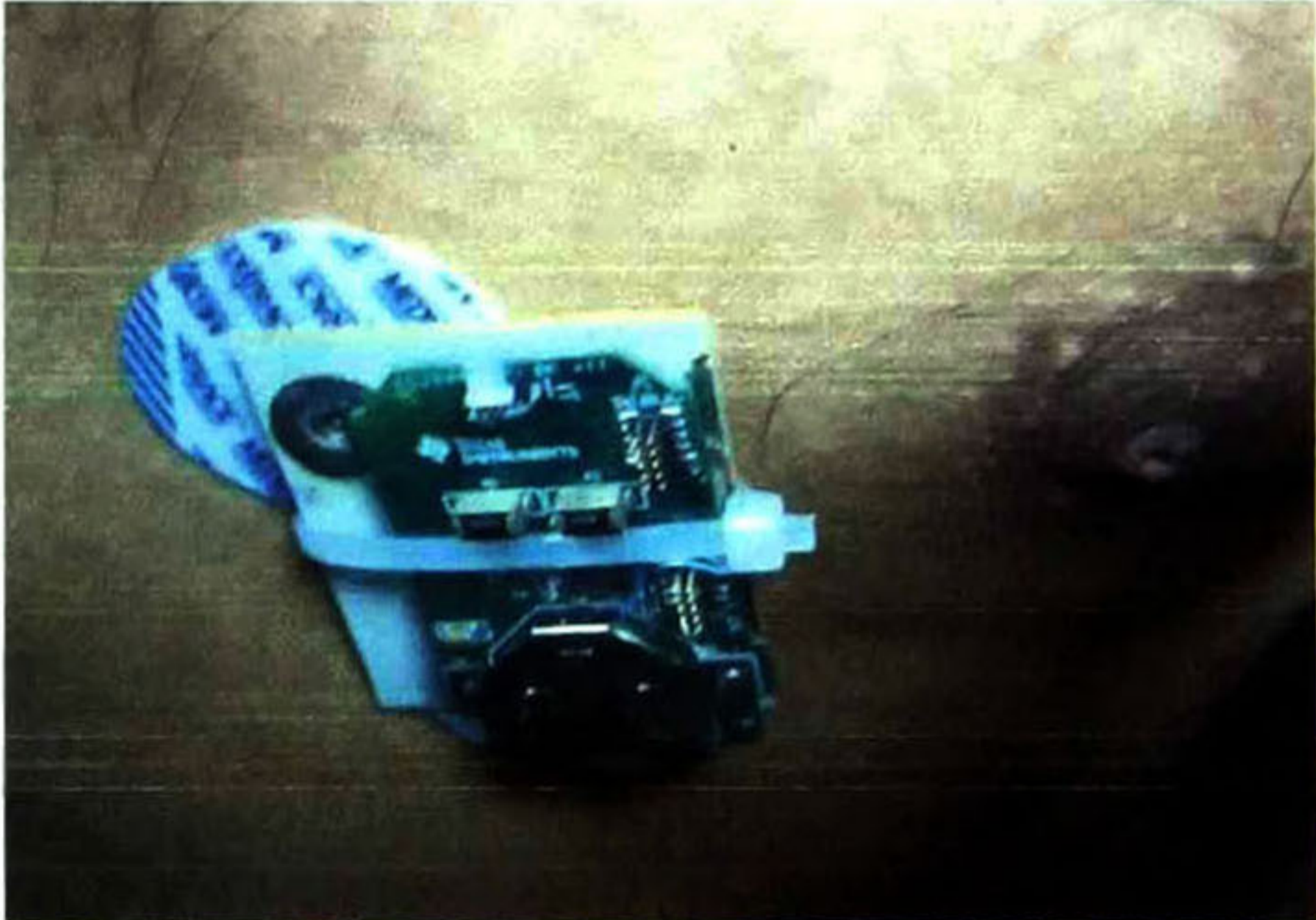
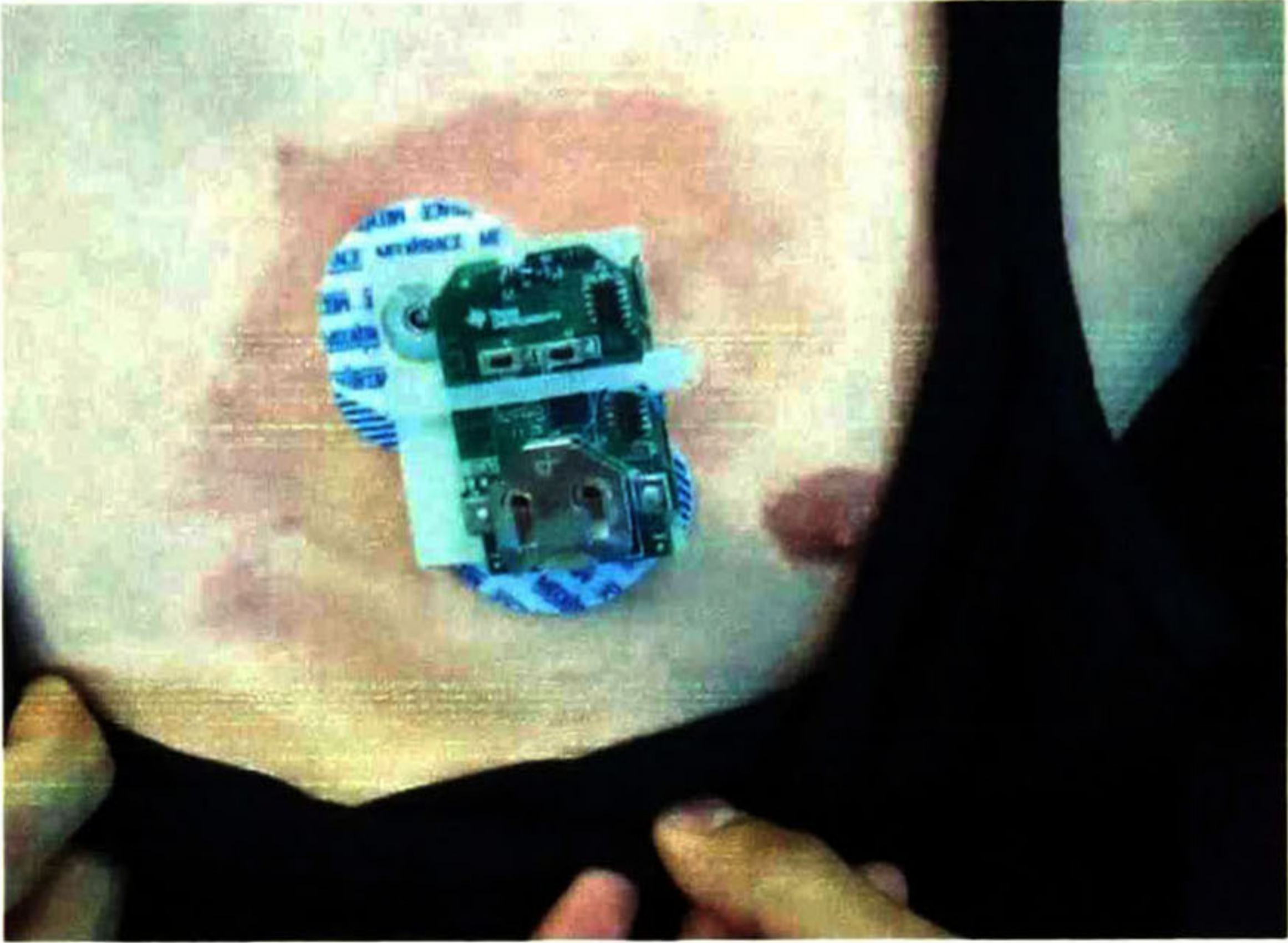
Datos	Posición del DWE
<p>SEXO: Masculino. EDAD: 28 años. ESTATURA: 1.74 mts. PESO: 79 Kg. ACTIVIDAD: Camina todos los días.</p>	

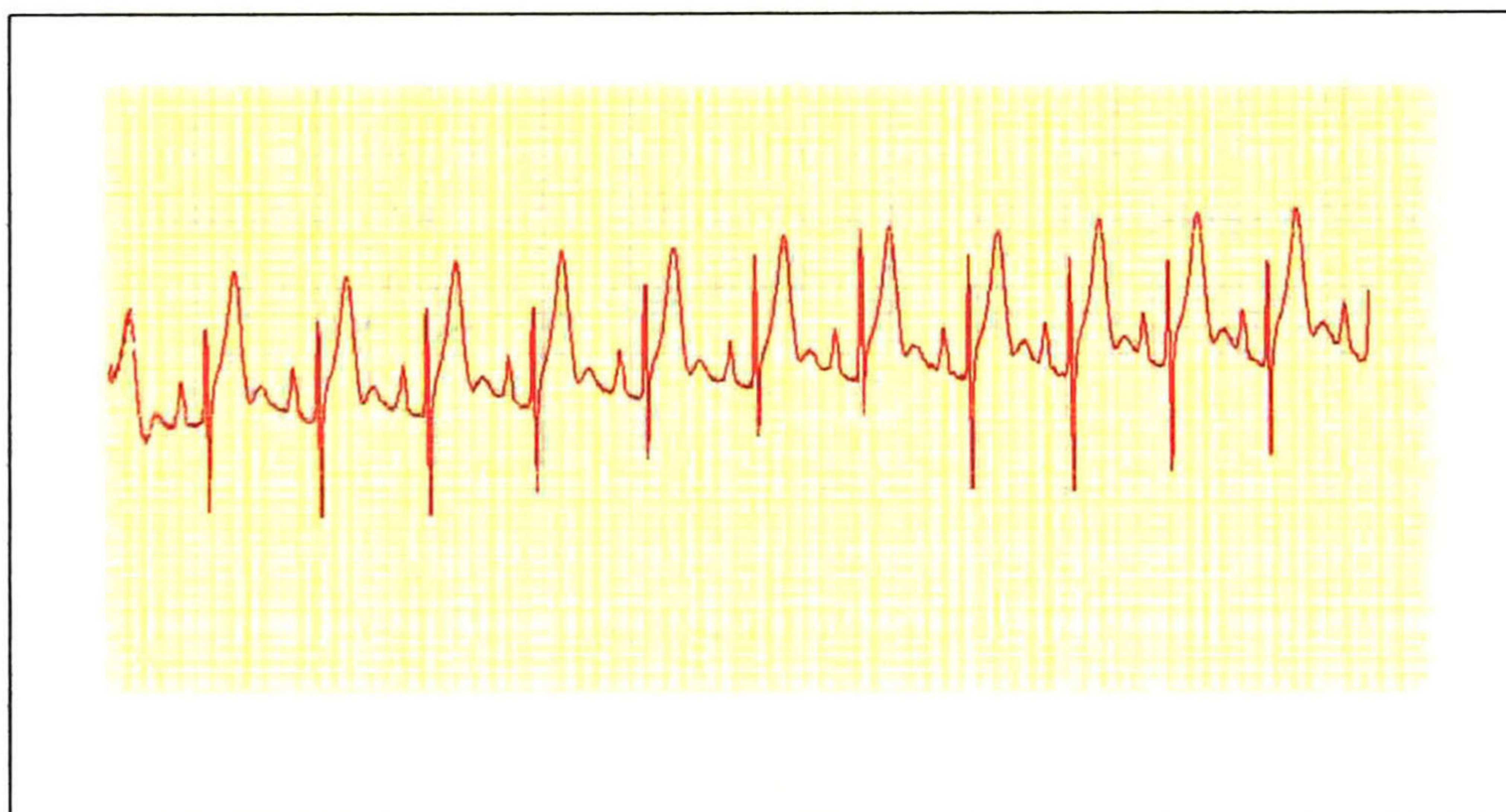


Figura 6.3 ECG del paciente 2



**Paciente 3:**


Datos	Posición del DWE
<p>SEXO: Masculino. EDAD: 22 años. ESTATURA: 1.70 mts. PESO: 63 Kg. ACTIVIDAD: 2 días a la semana bicicleta.</p>	



**Figura 6.4 ECG del paciente 3**



**Paciente 4:**

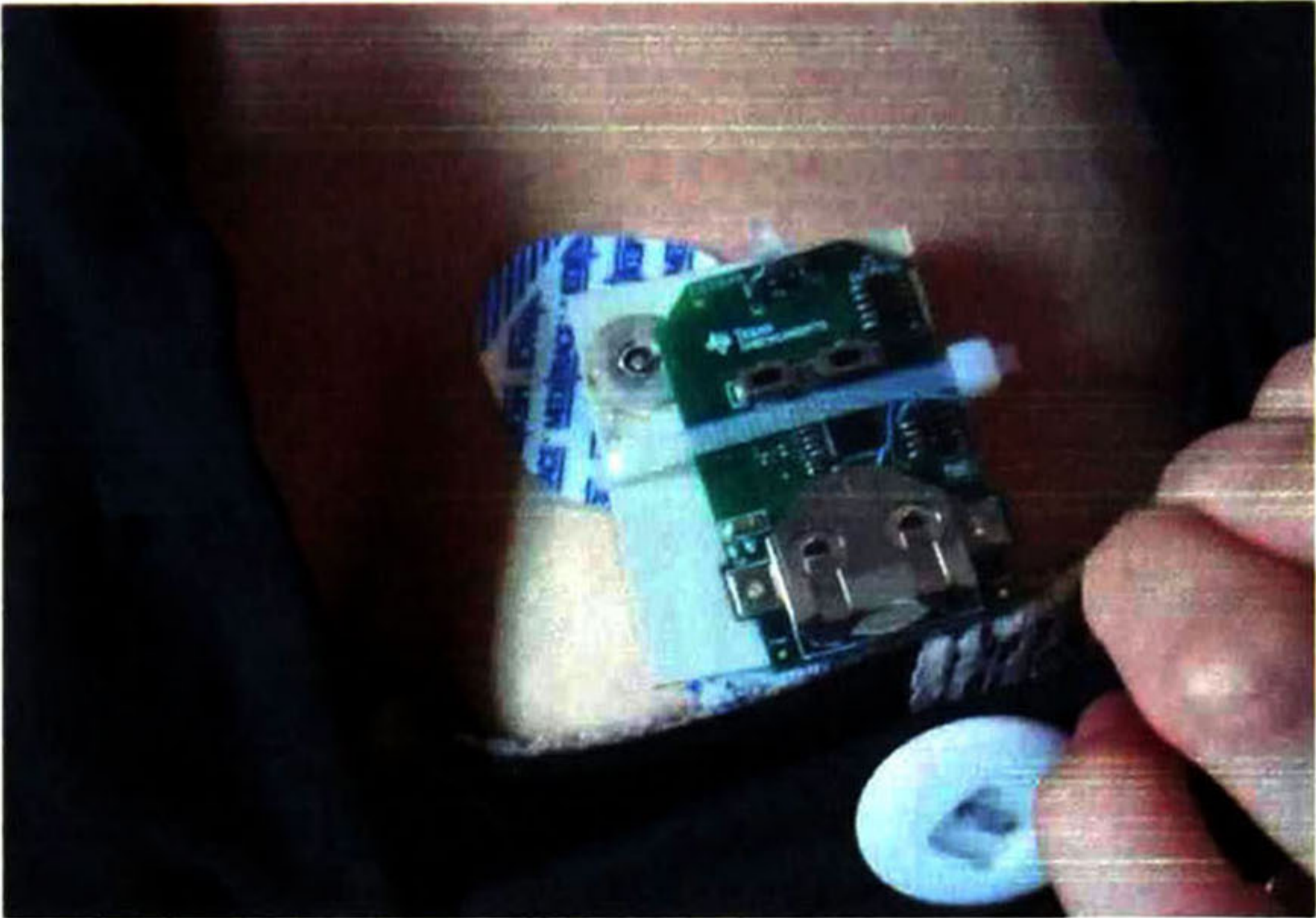
Datos	Posición del DWE
<p>SEXO: Femenino. EDAD: 66 años. ESTATURA: 1.60 mts. PESO: 60 Kg. ACTIVIDAD: 3 días de ejercicio a la semana.</p>	



**Figura 6.5 ECG del paciente 4**



**Paciente 5:**

Datos	Posición del DWE
<p>SEXO: Femenino. EDAD: 25 años. ESTATURA: 1.63mts. PESO: 68Kg. ACTIVIDAD: 7 días de baile a la semana.</p>	



**Figura 6.6 ECG del paciente 5**



**Paciente 6:**

Datos	Posición del DWE
SEXO: Masculino. EDAD: 21 años. ESTATURA: 1.78 mts. PESO: 76 Kg. ACTIVIDAD: caminadora 1 día a la semana.	No disponible



Figura 6.7 ECG del paciente 6

**Paciente 7:**

Datos	Posición del DWE
SEXO: Masculino. EDAD: 34 años. ESTATURA: 1.75 mts. PESO: 94 Kg. ACTIVIDAD: caminadora 2 días a la semana.	No disponible



Figura 6.8 ECG del paciente 7



**Paciente 8:**

Datos	Posición del DWE
SEXO: Femenino. EDAD: 37 años. ESTATURA: 1.83 mts. PESO: 106 Kg. ACTIVIDAD: caminadora 2 días a la semana.	No disponible

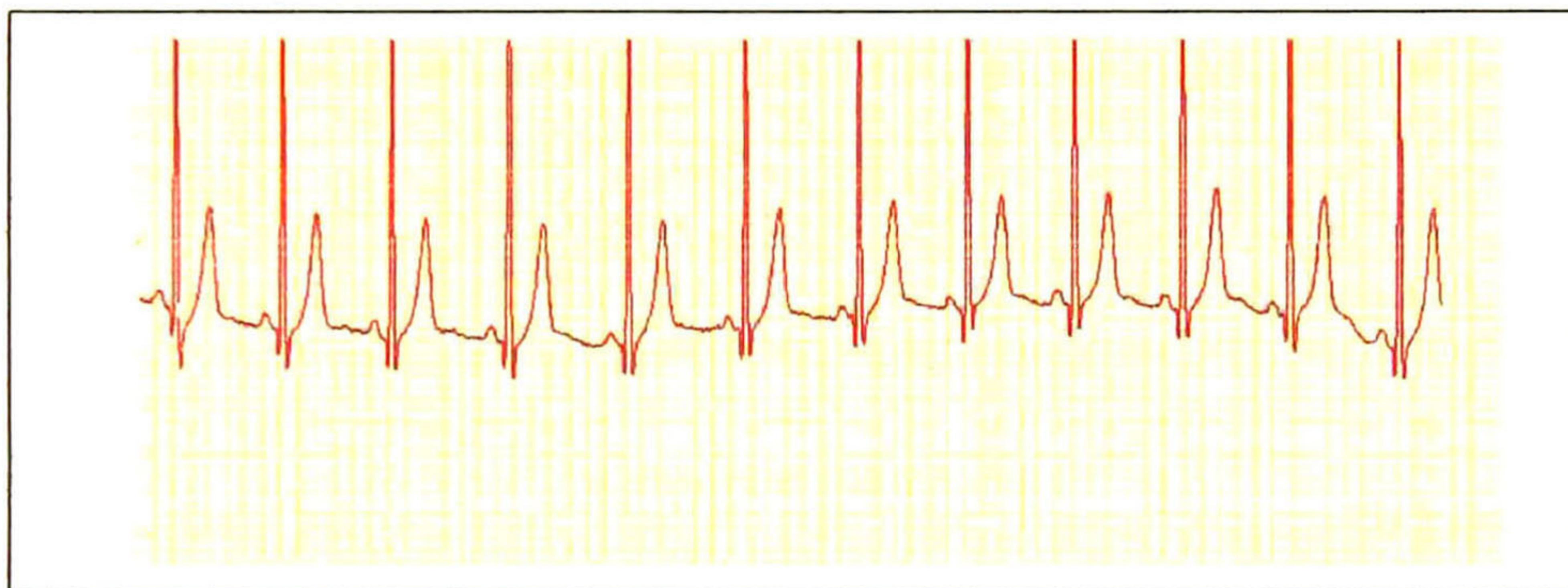


Figura 6.9 ECG del paciente 8

**Paciente 9:**

Datos	Posición del DWE
SEXO: Femenino. EDAD: 55 años. ESTATURA: 1.52 mts. PESO: 58 Kg. ACTIVIDAD: 3 días de ejercicio a la semana.	No disponible

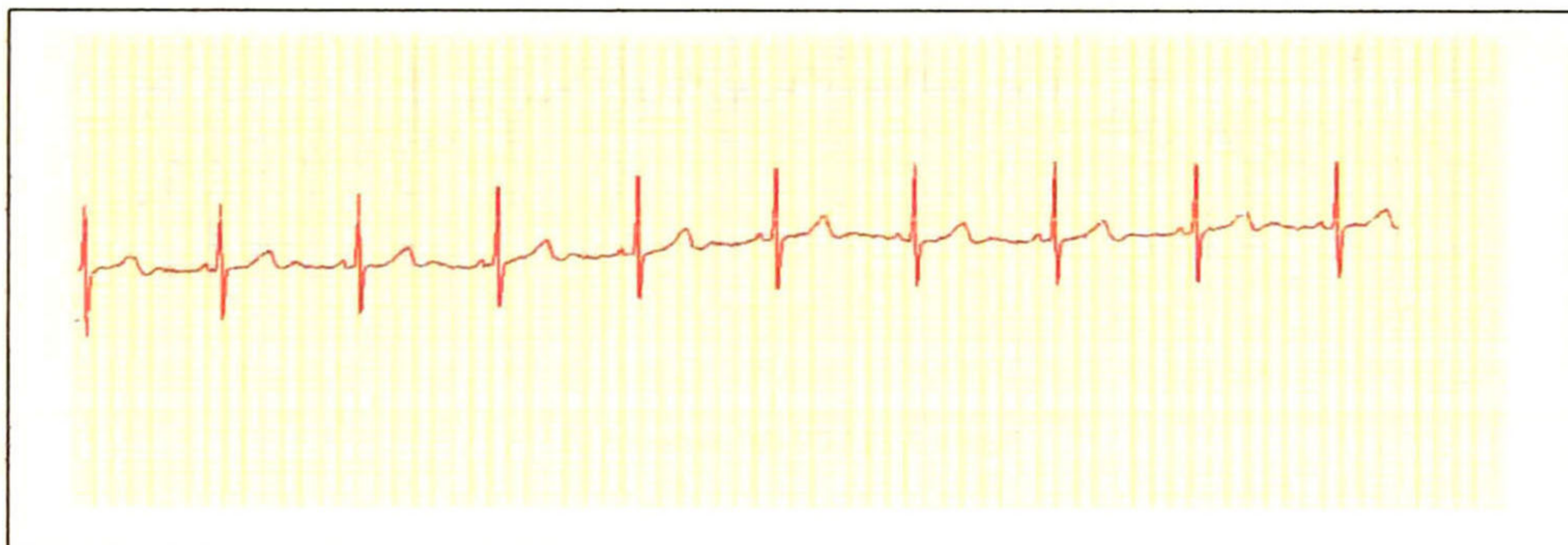


Figura 6.10 ECG del paciente 9



**Paciente 10:**

Datos	Posición del DWE
SEXO: Femenino. EDAD: 59 años. ESTATURA: 1.53 mts. PESO: 62 Kg. ACTIVIDAD: caminadora 1 día a la semana.	No disponible



Figura 6.11 ECG del paciente 10

**Paciente 11:**

Datos	Posición del DWE
SEXO: Femenino. EDAD: 27 años. ESTATURA: 1.66 mts. PESO: 58 Kg. ACTIVIDAD: caminadora 2 días a la semana.	No disponible



Figura 6.12 ECG del paciente 11



## **6.1 Observaciones sobre los experimentos**

El dispositivo diseñado cumple con los requerimientos de diseño:

- Permite capturar y transmitir en forma inalámbrica una señal ECG del corazón.
- Con la ayuda de una PC se puede graficar el ECG en tiempo real a 24bits y a 250 s/s
- La señal capturada tiene un nivel de ruido bajo (comparable con los dispositivos comerciales) gracias a que no tiene cables que capturen el ruido electromagnético ambiental.
- La onda **P**, el complejo **QRS** y la onda **T** aparecen bien definidos en las gráficas y permite hacer las mediciones temporales de las longitudes, intervalos y periodos mostrados en la Figura 1.3.

Conforme a las pruebas de laboratorio, la mejor manera de colocar el dispositivo DWE es:

- El electrodo de referencia se coloca en el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 & 5), el electrodo de señal se ubica en el tercer espacio (entre las costillas 3 & 4) intercostal a la derecha del esternón.

Para tomar el ECG es aconsejable:

- Que el paciente esté en total reposo, para evitar el ruido provocado por los músculos.
- Limpiar y lijar un poco la piel para reducir la resistencia.
- Utilizar nuevos electrodos adhesivos por cada paciente.



# Capítulo 7 Conclusiones y Trabajo Futuro

## 7.1 Conclusiones

Se diseñó, construyó y probó un sistema **ECG-DWE** con las siguientes características:

- Convertidor analógico a digital con resolución de 24 bits
- Frecuencias de muestreo de 250 S/s 2k S/s
- Amplificación con factores x1, x2, x4, x6, x8, 16x y x24
- Microcontrolador 8051
- Radio Bluetooth core V4.0 con alcance máximo de 10m
- 2 electrodos tipo meditrace 200 de Kendall
- Batería de alimentación tipo moneda (210mAH)
- Sistema de ultra-bajo consumo de energía

Se diseñó, capturó y probó el software embebido que controla la inicialización y el funcionamiento de los circuitos instalados en la tarjeta DWE.

Se diseñó, capturó y probó la interface de usuario, que es el programa de cómputo de alto nivel que se ejecuta en la PC y a través del cual el usuario programa la funcionalidad del DWE. El usuario interactúa con el DWE a través de ventanas de aplicación que la *interface de usuario* presenta en la pantalla.

Desde la *interface de usuario* el usuario envía los *comandos* al esclavo, obtiene los datos y grafica la señal ECG en tiempo real.

Se creó un dispositivo electrocardiográfico de alta tecnología que tiene aplicaciones en:

- Consultorios médicos como parte de la auscultación de rutina en pacientes.
- En salas de terapia o terapia intensiva para vigilar la salud de los pacientes hospitalizados.
- En ambulancias para mantener informados a los médicos en los hospitales sobre la condición del paciente que se esta transportando y tomar acciones preventivas a distancia.
- En vigilancia remota de pacientes ambulatorios (conectando el DWE a un teléfono móvil).

Se cumplió con el objetivo de obtener una señal ECG equivalente al Lead I en la cual todas las polaridades de las ondas son positivas: colocando el electrodo de referencia en el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 & 5), y el electrodo de señal se ubica en el tercer espacio (entre las costillas 3 & 4) intercostal a la derecha del esternón.



### 7.1.1 Comparación con equipos similares en el mercado.

Aunque el dispositivo **DWE** fue creado a partir de la necesidad de tener un dispositivo de alto desempeño y cómodo para el uso de pacientes en cama, en el mercado hay un dispositivo semejante llamado *Parche inalámbrico ECG* [17] que tiene las siguientes características:

- Utiliza componentes discretos para la captura de datos.
- Trabaja en un ancho de banda de 2.4GHz y utiliza un protocolo de comunicación Bluetooth v2.0.
- Posee una batería recargable tipo botón para alimentar el circuito.
- 

El sistema DWE tiene las siguientes características:

- Utiliza un circuito integrado de captura de datos especializado para la adquisición de datos de tipo ECG y EEG.
- Utiliza un protocolo de comunicación Bluetooth v4.0.
- Utiliza una batería tipo 210mHA

Tomando en cuenta las características de ambos aparatos, podemos decir lo siguiente:

- Los datos capturados por el DWE tienen menor ruido y no requieren de filtraje posterior
- Un punto de acceso basado en Bluetooth V.4 acepta un número casi infinito de usuarios, mientras que los enlaces de Bluetooth v2.0 solo aceptan 7 usuarios a la vez.
- Los dispositivos seleccionados para el DWE le permiten funcionar con una sola batería por un máximo de 11 horas mientras que el dispositivo similar solo permite un uso continuo de hasta 4 horas.



## **7.2 Trabajo Futuro**

**El Sistema DWE que se construyó es un prototipo que requiere terminarse de manera profesional para que pueda ser ensamblado por máquinas automatizadas en las maquiladoras. Se requiere diseñar de acuerdo a reglas de manufacturabilidad.**

**Habrá que completar la interface de usuario, introduciendo los algoritmos básicos de estimación de frecuencia cardiaca, ritmo cardiaco y la medición de los parámetros temporales del complejo PQRST.**

**El sistema requiere de pruebas de campo exhaustivas con los especialistas (cardiólogos, médicos, personal de enfermería) para ajustar el diseño y la programación.**

**Escribir patente.**



# Glosario de Términos

**ATT:** Protocolo tipo atributo.

**Aurícula:** Cavidad de la parte superior o anterior del corazón por donde entra la sangre que transportan las venas.

**Bicúspide:** Es una válvula aórtica, normalmente una válvula aórtica tiene tres valvas, mientras que ésta tiene sólo dos.

**BLE:** Bluetooth Low Energy.

**BT:** Bluetooth.

**CMD:** Comando.

**Diástole:** Es el período en el que el corazón se relaja después de una contracción, llamado período de sístole, en preparación para el llenado con sangre circulatoria. En la diástole ventricular los ventrículos se relajan, y en la diástole auricular las aurículas están relajadas.

**EC:** Event Code.

**GAP:** Generic Access Profile.

**GATT:** Generic Attribute Profile.

**HCI:** Host Controller Interface.

**L2CAP:** Logical Link Control and Adaptation Protocol

**LE:** Low Energy.

**LL:** Link Layer.

**Lpm:** Latidos por minuto

**Mediastino:** Es el compartimento anatómico extrapleural situado en el centro del tórax, entre los pulmones derecho e izquierdo, por detrás del esternón y las uniones condrocostales y por delante de las vértebras y de la vertiente más posterior de las costillas óseas.

**Miocardio:** Es el tejido muscular del corazón.

**PHY:** Physical Layer.

**Sístole:** Movimiento de contracción del corazón y de las arterias para empujar la sangre por el sistema circulatorio del cuerpo.

**TI:** Texas Instruments

**Tricúspide:** Válvula del Corazón que está entre la aurícula y el ventrículo izquierdo.

**Ventrículo:** Cada una de las dos cavidades del corazón que reciben la sangre de las aurículas y las envía a las arterias.



# Apéndice A Modelo Eléctrico del Ciclo Cardíaco

El modelo eléctrico del ciclo cardíaco consiste en mostrar las líneas del campo eléctrico tal como si el corazón fuera un dipolo eléctrico ya que de acuerdo a la actividad de las células del músculo cardíaco se presenta la polarización y despolarización del músculo conforme se realiza lo siguiente:

- Las cargas positivas al exterior de las células, debidas a la acumulación de iones de sodio y calcio; por otro lado, también hay una mayor concentración de iones de cloro en el exterior.
- Las cargas negativas al interior, debidas a la acumulación de ciertos aniones impermeables, como el aspartato y el glutamato, a pesar de la presencia de iones de potasio.

Esta diferencia de cargas genera una diferencia de potencial eléctrico, que se mantiene debido a la diferente permeabilidad de la membrana externa cardíaca, así como la presencia de bombas iónicas que transportan iones de forma activa a través de la membrana, con consumo de energía de forma de ATP

En resumen se tienen 5 fases:

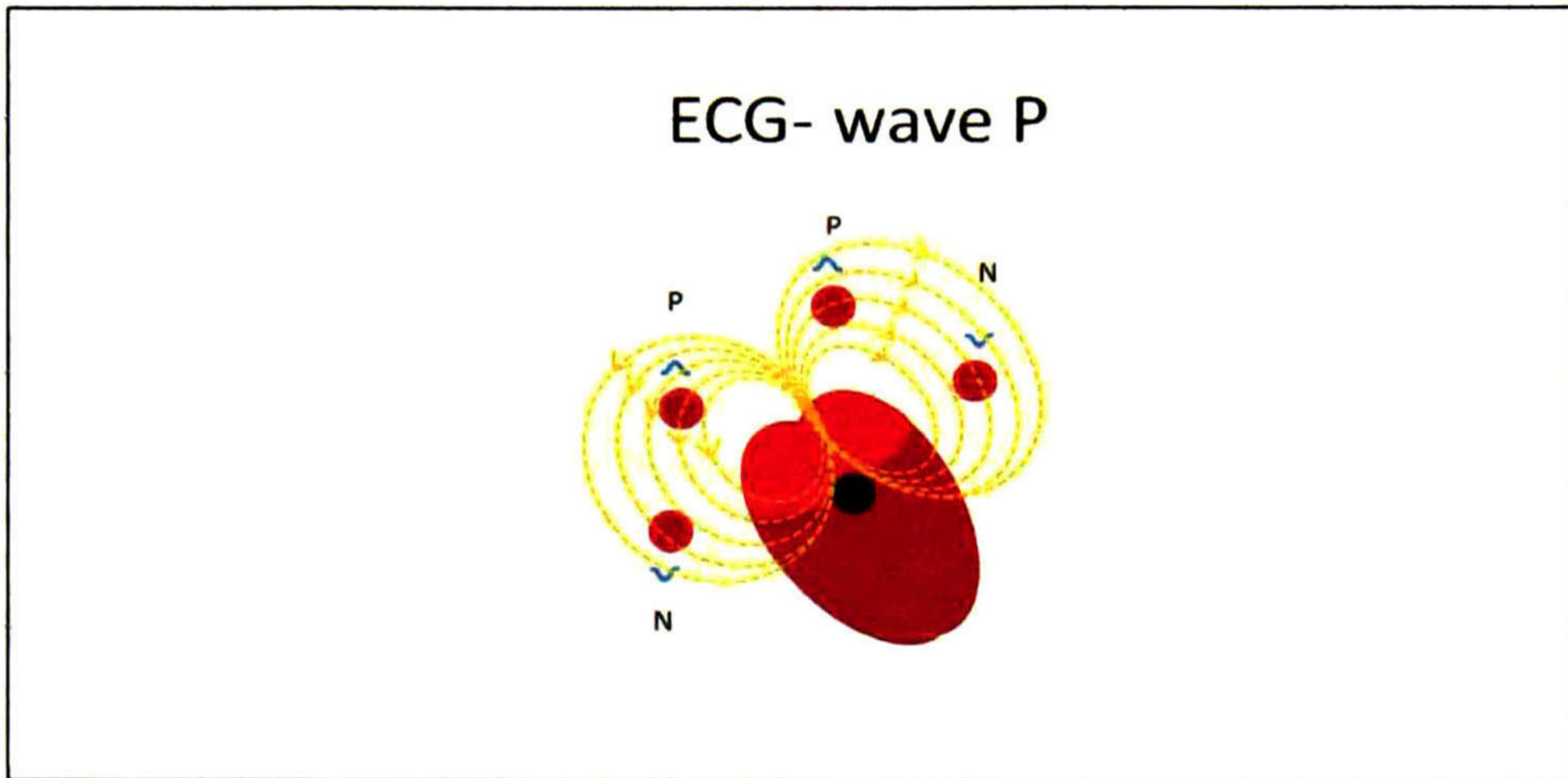
- Fase 0: despolarización rápida, por entrada masiva de  $\text{Na}^+$  y de  $\text{Na}^+ / \text{Ca}^{2+}$ .
- Fase 1: repolarización transitoria, por salida rápida de iones  $\text{K}^+$ .
- Fase 2: meseta, por equilibrio entre la salida de  $\text{K}^+$  y la entrada de  $\text{Ca}^{2+}$ .
- Fase 3: repolarización, por salida de  $\text{K}^+$  estando el resto de canales cerrados.
- Fase 4: equilibrio basal, se llega otra vez al equilibrio por el intercambio iónico que realizan las bombas antes descritas.

Por lo tanto durante la diástole, en el exterior de la célula es cuando se acumulan las cargas positivas y durante la sístole al exterior de la célula se presentan las cargas negativas.

## A.1 Onda P

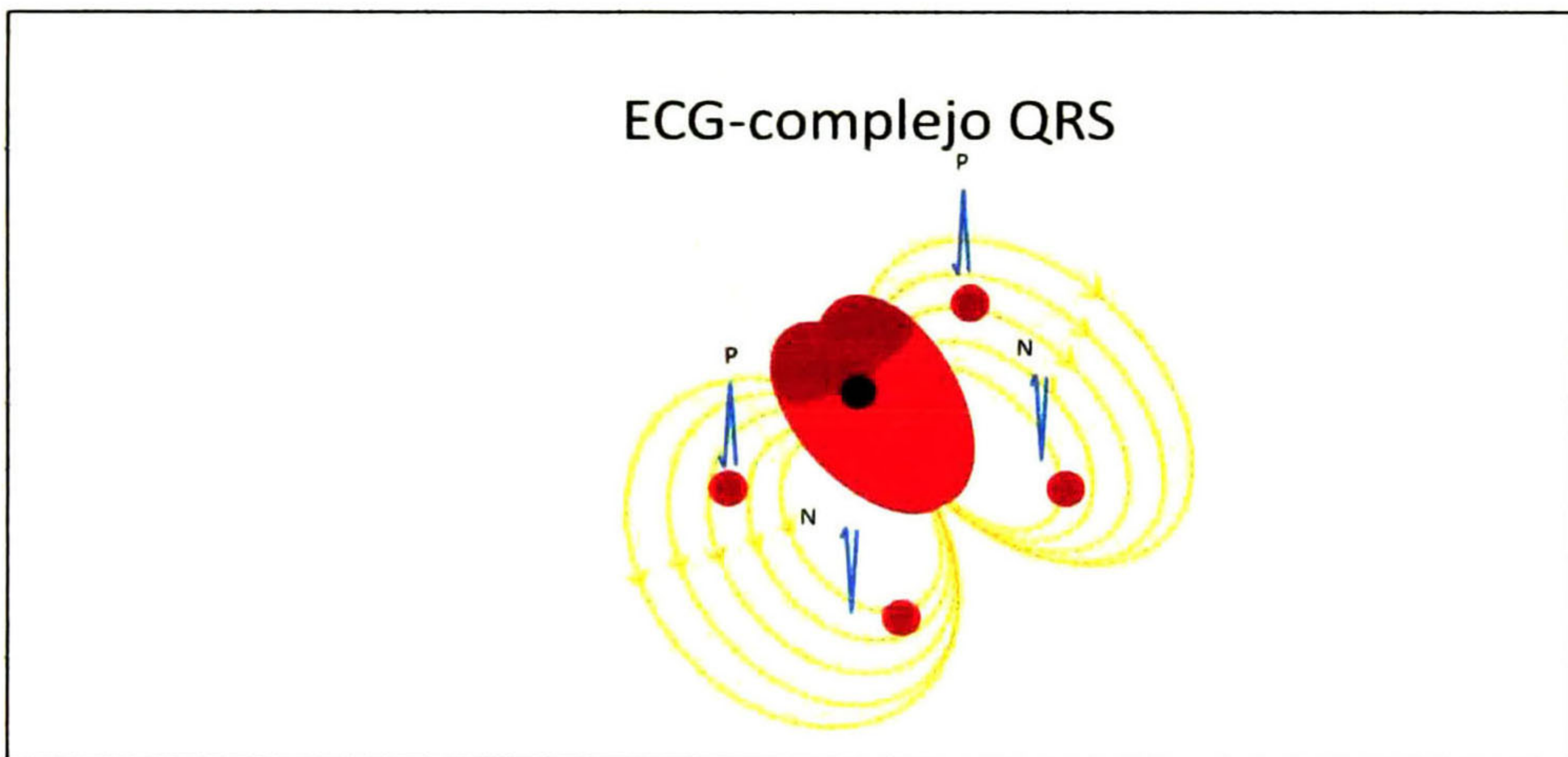
La onda P es la señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular. Resulta de la superposición de la despolarización de la aurícula derecha (parte inicial de la onda P) y la izquierda (final de P). La repolarización de la onda P queda eclipsada por la despolarización ventricular (complejo QRS), es una onda sinusal (proviene del nodo sinusal), generalmente está en el rango de 0.25mV.





**Figura A.1 Líneas de campo en la actividad eléctrica de la onda P generadas por la sístole y diástole auricular, la sangre pasa a los ventrículos que estaban vacíos.**

## **A.2 Complejo QRS**



**Figura A.2 Campo eléctrico del complejo QRS, los ventrículos se contraen y la sangre que no puede volver a las aurículas por haberse cerrado las válvulas bicúspide y tricúspide<sup>5</sup>, sale por la arteria pulmonar y aorta. Estas también tienen, sus válvulas llamadas sigmoides, que evitan el reflujo de la sangre.**

El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo (despolarización ventricular), la cual es mucho más

<sup>5</sup> Válvula tricúspide, descripción ubicada en el Apéndice de A.

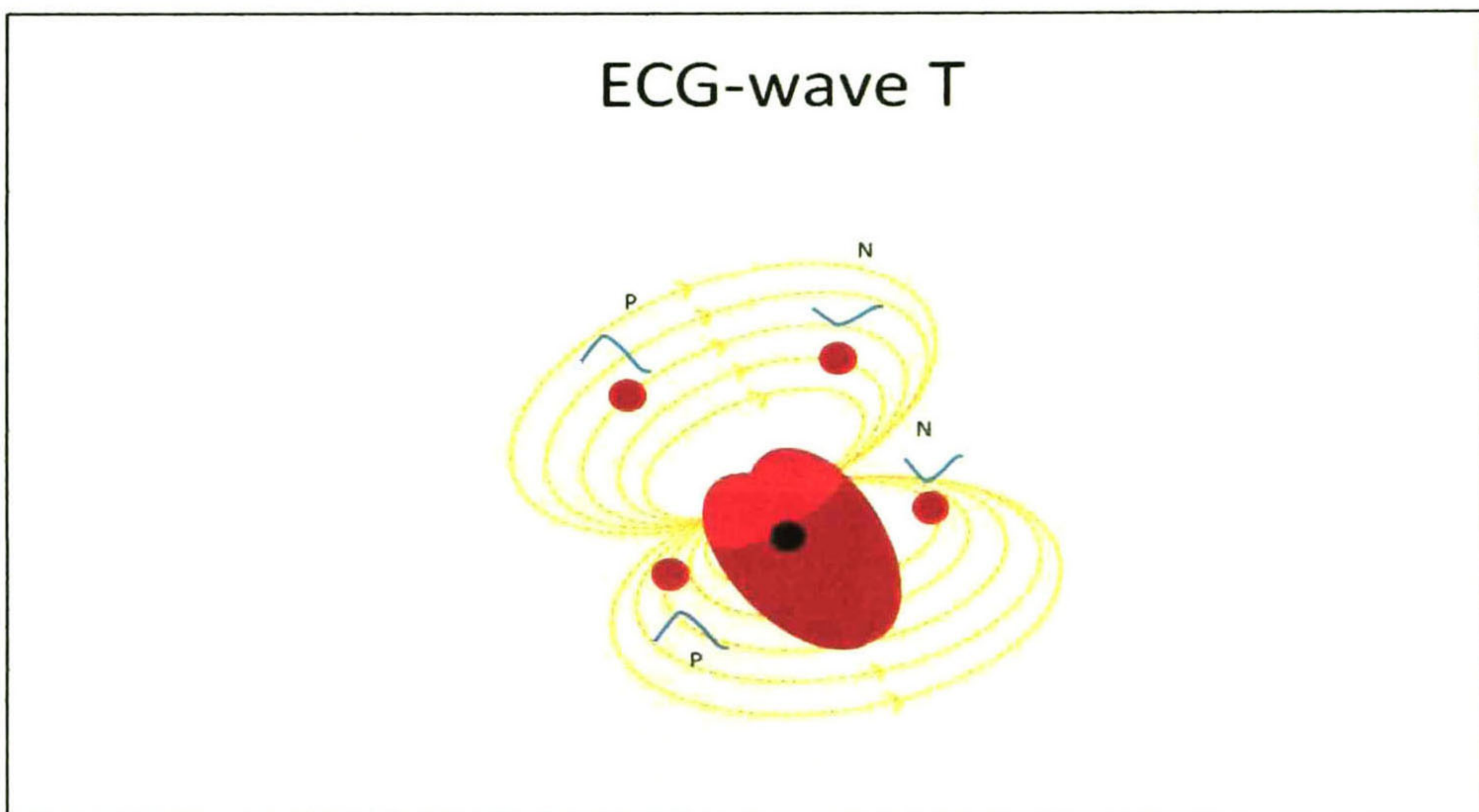


potente que la de las aurículas y compete a más masa muscular, produciendo de este modo mayor deflexión en el electrocardiograma.

La onda Q, cuando está presente, representa la pequeña corriente horizontal del potencial de acción viajando a través del septum interventricular. Las ondas Q que son demasiado anchas y profundas no tienen un origen septal. Las ondas R y S indican una contracción del miocardio.

### A.3 Onda T

La onda T representa la repolarización de los ventrículos. Durante la formación del complejo QRS, generalmente ocurre la repolarización auricular que no se registra en el ECG normal, ya que es tapado por el complejo QRS. Eléctricamente, las células del músculo cardíaco son cargadas; un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga es la repolarización (también llamada potencial de acción).



**Figura A.3 Campo eléctrico de la onda T, las aurículas y los ventrículos se dilatan, al relajarse la musculatura, y la sangre entra de nuevo en las aurículas.**



## Apéndice B BLE vs BT

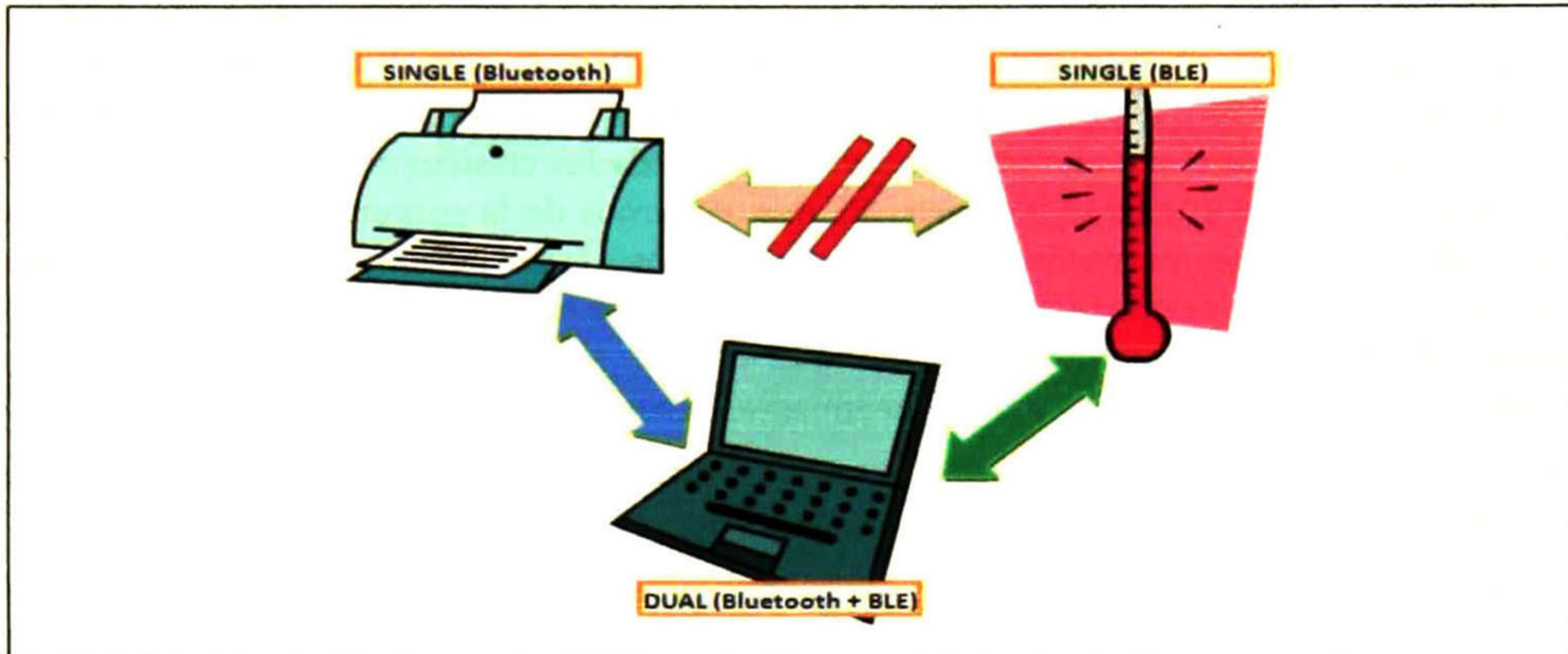


Figura B.1 Protocolo de conexión BLE y BT [40].

El funcionamiento de BLE es muy parecido al del Bluetooth clásico en cuanto a los procedimientos, utilizando los mismos procedimientos de “anuncio” y “sincronización”. Con este fin, BLE cuenta con una serie de protocolos para asegurar la correcta comunicación entre dispositivos. En lo que respecta a los perfiles, no hay todavía un acuerdo en el Bluetooth SIG<sup>6</sup> sobre su definición, lo que significa que no hay información pública al respecto.

Respecto a la tecnología de transmisión, BLE utiliza la misma técnica del salto de frecuencia de espectro ensanchado y opera en la misma banda de frecuencia ISM<sup>7</sup> que el Bluetooth clásico. No obstante, utiliza una distribución distinta de canales: en Bluetooth clásico se utilizan 79 canales de 1Mhz de ancho de banda mientras que en BLE se utilizan 40 de 2Mhz de ancho de banda, ver Figura B.3.

### B.1 Transmisión de datos

Respecto a la transmisión de datos, BLE permite una velocidad máxima de 1Mbit por segundo con una transmisión útil (o “throughput”) de hasta 0.2Mbits por segundo. El alcance teórico de los dispositivos BLE es de 50 metros.

En cuanto a la arquitectura, en BLE no se permiten las “redes de dispersión” o “scatternet” del Bluetooth tradicional, siendo en topología de estrella el único modo de creación de redes. Aun así, un solo “master” podría tener prácticamente ilimitados esclavos (la

<sup>6</sup> Bluetooth Special Interest (SIG), es una asociación privada sin ánimo de lucro, creada en septiembre de 2007, está formado por más de 9000 compañías de telecomunicaciones, informática, entre muchas más.

<sup>7</sup> ISM (Industrial, Scientific and Medical) son bandas reservadas internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética.



asignación de direcciones se realiza con 48 bits, lo que supone alrededor de 218 billones de direcciones distintas).

## B.2 Diferencias con Bluetooth clásico

La diferencia más importante entre Bluetooth clásico y BLE, y razón por la cual se ha creado BLE, está en el consumo de energía (la especificación dice que BLE puede llegar a necesitar sólo el 10% de lo que necesita Bluetooth para funcionar). El causante principal de este bajo consumo es, comparado con las capacidades clásicas de Bluetooth, que BLE es un protocolo *sin conexión*, es decir, los dos extremos de la comunicación no tienen la necesidad de estar permanentemente conectados. Esto permite a los dispositivos permanecer dormidos o en estado de "standby" durante mucho tiempo en caso de que no haya información que intercambiar, lo que reduce significativamente la cantidad de tiempo que el dispositivo y su parte transmisora/ receptora necesita estar encendida.

Pero además de esta característica, hay otras diferencias con Bluetooth en cuanto a procedimiento que logran mejorar la eficiencia energética de esta tecnología:

- El anuncio de un dispositivo se realiza únicamente en tres canales dedicados a este fin, por lo que se ahorra tiempo y energía en el anuncio y en la búsqueda de dispositivos.

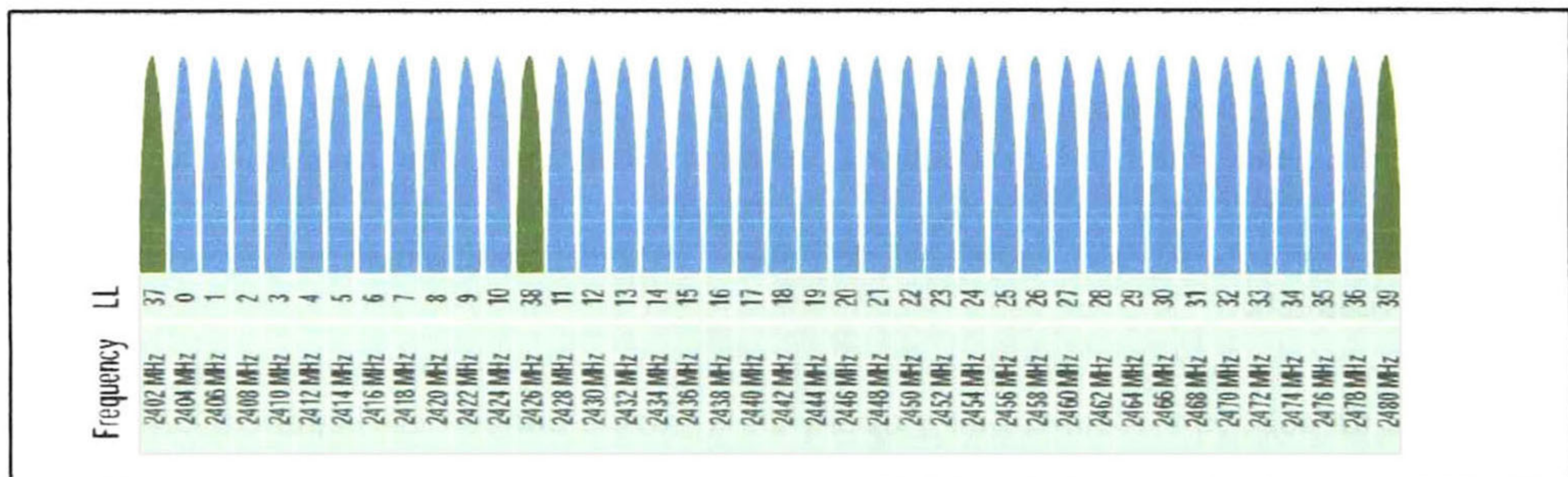
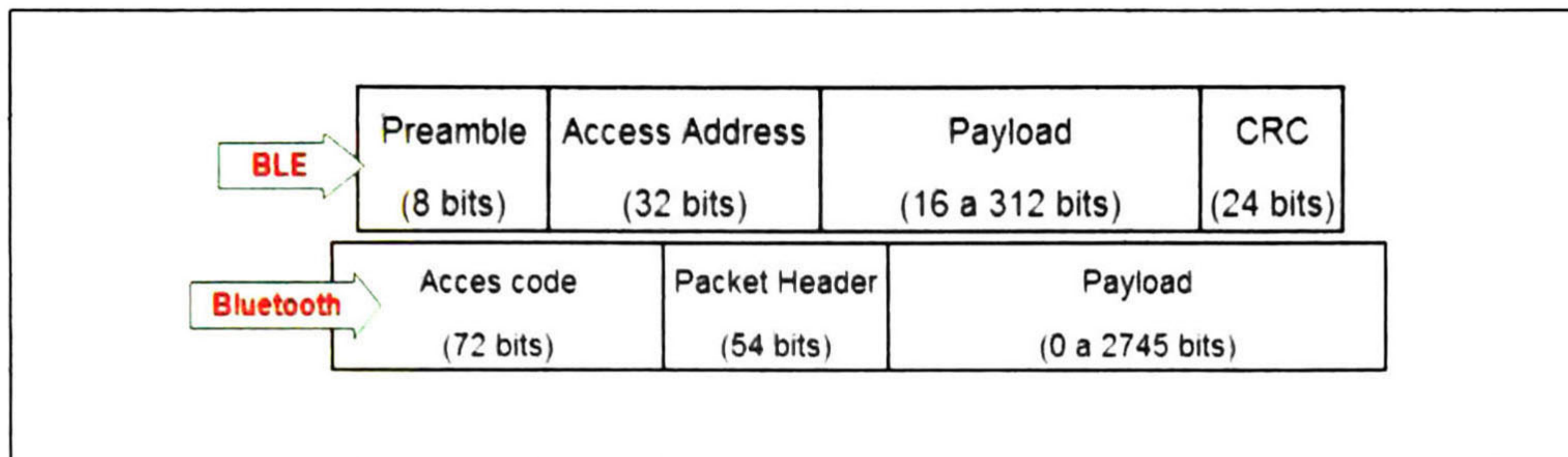


Figura B.2 Distribución de canales BLE, los canales en oscuro son los dedicados al anuncio [40].

- La sincronización de un dispositivo se realiza mucho más rápido que en Bluetooth: un dispositivo anunciante se conecta automáticamente al escaneador que lo pida sin necesidad de confirmación, pudiéndose conectar en tan solo 3 milisegundos, lo que no pasa en Bluetooth clásico.
- El utilizar canales con mayor ancho de banda se debe a que se ha incrementado el índice de modulación de la señal modulada. Esto permite que la señal sea más inmune al ruido y que, por tanto, se pueda reducir la potencia de transmisión necesaria y se aumente el alcance de los dispositivos.
- El tamaño de los paquetes se ha reducido disminuyendo la información adicional en los paquetes de datos. En Bluetooth los bits de sincronización, la cabecera y los bits de corrección de errores ocupan 126 bits, mientras que en BLE esto ocupa sólo 64.





**Figura B.3 Formato de paquetes de BLE y BT [40]**

Pero además de reducir el consumo, BLE también se ha pensado para reducir costes de producción. En este sentido, se han simplificado varios aspectos para necesitar menor capacidad de computación en los dispositivos:

- A diferencia de los 28 tipos de paquetes que existen en Bluetooth clásico, BLE sólo tiene una estructura de dos formatos distintos (uno para anunciarse y otro para el resto de datos).
- En Bluetooth hay 75 mensajes distintos para el control de la conexión, mientras que en BLE se reducen a 8.
- Bluetooth implementa en la actualidad 9 protocolos distintos, cuando BLE implementa uno (los “atributos” que se describen en el capítulo 4).

### **B.3 Usos actuales**

En el mundo de la investigación, antes de llegar a los productos comercializados, van apareciendo lentamente diferentes alternativas para diseñar proyectos con BLE. Aunque cuando se inició el trabajo sólo era la compañía Texas Instruments la que había desarrollado chips con esta tecnología, actualmente podemos encontrar en el mercado otras soluciones proporcionadas por CSR y por Nordic Semiconductor. Un ejemplo de ello es la compañía BlueGiga, quien ha sacado al mercado, en Febrero de 2011, los módulos inalámbricos BLE112 (que llevan en su interior un chip CC2540 Texas Instruments). Se espera que a lo largo de este año otras empresas del sector presenten sus propios chips y adaptaciones en forma de módulos.

Aunque BLE todavía no cuenta con un uso extendido, no hay duda que será un referente en comunicaciones inalámbricas de bajo consumo en un futuro próximo. Los dispositivos que utilicen BLE se espera que consuman sólo una fracción de la potencia consumida por los que utilizan Bluetooth clásico, lo que permitirá, en muchos casos, que los productos sean capaces de funcionar más de un año solamente con una pila de botón tradicional. Así pues, se espera que BLE se extienda a todos los sectores y a todos los públicos en los próximos años y se convierta en un requisito indispensable de uso cotidiano.



# Referencias

- [1] Fdo. Antonio José Ibarra Fernández, Tratado de Enfermería en cuidados Pediátricos y Neonatales. Versión Web [en línea]. Última actualización: 26 de mayo de 2012. [Fecha de consulta: 12 Julio de 2012]. Disponible en :<http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56/capitulo56.htm>
- [2] Blogger, Ciencias Biológicas y Educación para la salud [en línea]. Última actualización enero 2008. [Fecha de consulta: 12 Julio de 2012]. Disponible en: [http://hnnbiol.blogspot.mx/2008/01/bomba-de-sodio-y-potasio\\_21.html](http://hnnbiol.blogspot.mx/2008/01/bomba-de-sodio-y-potasio_21.html)
- [3] Dr. Leonardo H. Hernández, Fisiología del Músculo Cardíaco. Presentation Transcript [en línea]. Última actualización: 06 de Febrero de 2010. [Fecha de consulta: 12 de Julio de 2012]. Disponible en: <http://www.slideshare.net/leohhdez/fisio-ii-fisologa-del-musculo-cardiaco>
- [4] Autores varios, Apuntes sobre Anatomía. Descarga de Documentos [en línea]. Última actualización: 03 de Septiembre de 2008. [Fecha de consulta: 15 de Julio de 2012]. Disponible en: [http://todoenfermeria.es/inicio/apuntes/anatomia/contraccion\\_muscular.pdf](http://todoenfermeria.es/inicio/apuntes/anatomia/contraccion_muscular.pdf)
- [5] Luciana Yohai, Sistema Circulatorio Corazón. Slideshare [en línea]. Última actualización: 29 de Julio de 2009. [Fecha de consulta: 15 de Julio de 2012]. Disponible en: <http://www.slideshare.net/lucianayohai/corazn-1787207>
- [6] Atul Luthra. ECG Made Easy. 3ª edición. Jaypee Brothers, 2005.
- [7] Carol Munson, Brenna H. Mayer, Diane Labus, Kevin Haworth. ECG Interpretation Made Incredibly Easy!. 3ª edición. Lippincott Williams & Wilkins. Septiembre, 2004.
- [8] Dpto. De Ciencias Fisiológicas Pontificia Universidad JAVERIANA, Bogotá. Ciclo cardíaco y función ventricular. Facultad de medicina en línea [en línea]. Última actualización: 2002. [Fecha de consulta: 2 de agosto de 2012]. Disponible en: <http://med.javeriana.edu.co/fisiologia/nguias/gcall.htm>
- [9] D. Clifford Gari, Azuaje Francisco, E. McSharry Patrick. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Artech House, 2006; pp. 1-25.
- [10] eWeek.com, New Bluetooth 4.0 Medical Devices to Hit the Shelves. Health Care IT News [en línea]. Última actualización: 09 de Junio de 2011. [Fecha de consulta: 2 de agosto de 2012]. Disponible en: <http://www.eweek.com/c/a/Health-Care-IT/New-Bluetooth-40-Medical-Devices-to-Hit-the-Shelves-by-December-2011-563465/>
- [11] Bluetooth Special Interest Group, Bluetooth Core Specifications. Descarga de Documentos [en línea]. Última actualización: 24 de Julio de 2012. [Fecha de consulta: 10 de agosto de 2012]. Disponible en: <https://www.bluetooth.org/Technical/Specifications/adopted.htm>
- [12] Ph. D. John E. Hall. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. Twelfth Edition. Saunders Elsevier, 2011. Pp.101-282.



- [13] H. O'Keefe James, C. Hammill Stephen, S. Freed Mark, M. Pogwizd Steven. **The Complete Guide to ECGs A comprehensive Study Guide to Improve ECG Interpretation Skills**. 2ª Edición. Physicians' Press, 2002.
- [14] Essaban Mohamed. **Sistema Portátil de Electrocardiografía de Tres Derivaciones con Comunicación Wireless**. Cataluña, Barcelona España. Julio 2006. Tesis para obtener el grado de Licenciatura en Ingeniería. Universidad Politécnica de Cataluña.
- [15] Ayyaswmy Ashwin. **Design of a Wearable Wireless Electrocardiograph (Quick Doc)**. *EE 4BI6 Electrical Engineering Biomedical Capstones*. McMaster University [en Línea]. Fecha de publicación: 15 de Mayo de 2009. [Fecha de consulta 01 Diciembre 2011]. Disponible en: <http://digitalcommons.mcmaster.ca/ee4bi6/2>
- [16] Chen Fred, Wu Henry, Hsu Pei-Lan, Stronger Brad, Sheridan Robert and Ma Hongshen .**SmartPad: A Wireless, Adhesive-Electrode-Free, Autonomous ECG Acquisition System**. 30<sup>th</sup> Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008.
- [17] medGadget, **A Wireless ECG Patch**. News by Medical technology [en línea]. Última actualización: 31 de octubre 2007. [Fecha de consulta: 12 de Noviembre de 2012]. Disponible en: [http://medgadget.com/2007/10/a\\_wireless\\_ecg\\_patch.html](http://medgadget.com/2007/10/a_wireless_ecg_patch.html)
- [18] Yu Mike Chi, Tzyy-Ping Jung Gert Cauwenberghs all Members of IEEE. **Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review**. IEEE in Biomedical Engineering. Vol 3, 2010. Disponible en: <http://www.isn.ucsd.edu/pubs/rbme10.pdf>
- [19] E.S. Vlachinov and N.E. Pallikarakis. **Wearable Wireless Biopotential Electrode for ECG Monitoring**. IFMBE Proceedings, 1, Volúmen 16, 11<sup>th</sup> *Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing*. 2007, Part 11, Páginas 373-376. Disponible en: <http://www.springerlink.com/content/nw857818u353g6r6/about/?MUD=MP>
- [20] medGadget. **Wireless Wearable ECG, Vital Monitorin System Released in Japan**. News of Medicine [en línea]. Última actualización 21 de enero de 2010. [Fecha de consulta: 10 de enero de 2012]. Disponible en: [http://medgadget.com/2010/01/wireless\\_wearable\\_ecg\\_vital\\_monitoring\\_system\\_released\\_in\\_japan.html](http://medgadget.com/2010/01/wireless_wearable_ecg_vital_monitoring_system_released_in_japan.html)
- [21] Welch Allyn, Inc., **AHA Diagnostic ECG Electrode Placement**. Manufacturer of medical diagnostic devices [en línea]. Última actualización: 06 de Junio de 2011. [Fecha de consulta: 12 de Diciembre de 2012]. Disponible en: [http://www.welchallyn.com/documents/Cardiopulmonary/Electrocardiographs/PC-Based%20Exercise%20Stress%20ECG/poster\\_110807\\_pcexerecg.pdf](http://www.welchallyn.com/documents/Cardiopulmonary/Electrocardiographs/PC-Based%20Exercise%20Stress%20ECG/poster_110807_pcexerecg.pdf)
- [22] Profesor en línea. **Electrocardiograma**. Biblioteca de consulta virtual [en línea]. Última actualización: 23 de diciembre de 2011. [Fecha de consulta: 10 de enero de 2012]. Disponible en: <http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/Electrocardiograma.html>
- [23] Scrib. **Derivaciones y Triángulo de Einthoven**. Biblioteca virtual [en línea]. Última actualización: 10 de Noviembre de 2011. [Fecha de consulta: 12 de diciembre de 2012]. Disponible en: <http://www.scribd.com/doc/110807/110807-PC-Based-Exercise-Stress-ECG>

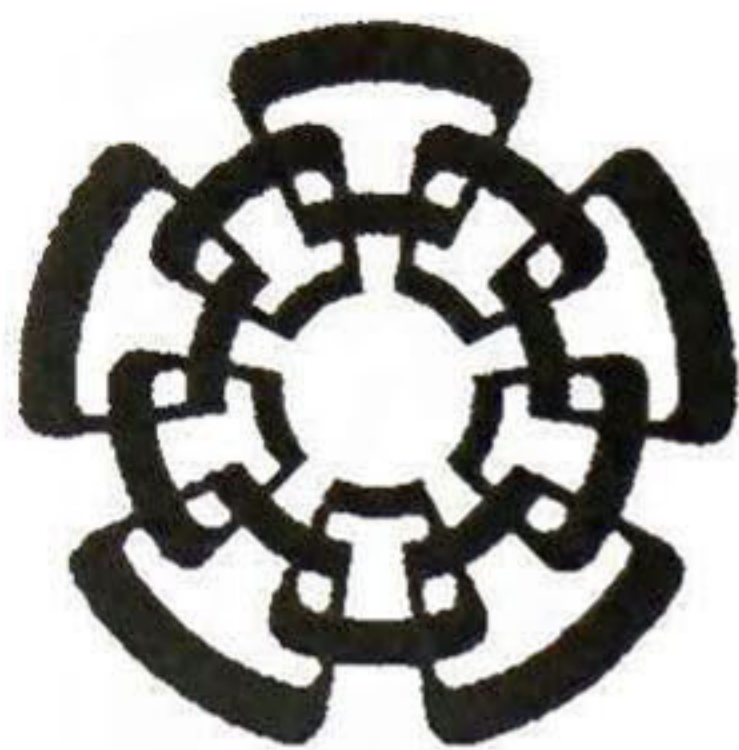


- 2012]. Disponible en:** <http://es.scribd.com/doc/40361063/Derivaciones-y-Triangulo-de-Einthoven>
- [24] **Yale Medical Group. EKG/ECG. Biblioteca virtual de Yale School of Medicine [en línea]. Última actualización: 2 de agosto de 2009. [Fecha de consulta: 13 de diciembre de 2012]. Disponible en:** <http://www.yalemedicalgroup.org/stw/Page.asp?PageID=STW027644>
- [25] **Pedro Cruz Gallardo. Blog Spondilos fusionados. Electrocardiograma [en línea]. Última actualización: junio 2009. [fecha de consulta: 24 de noviembre de 2011]. Disponible en:** <http://anquilosis.blogspot.mx/2009/04/protesis-de-cadera-8.html>
- [26] **Saludalia Holter. Portal de salud [en línea]. Última actualización: 30 Julio de 2012. [Fecha de consulta: 2 de septiembre de 2012]. Disponible en :** [http://www.saludalia.com/Saludalia/servlets/contenido/jsp/parserurl.jsp?url=web\\_saludalia/pruebas\\_diagnosticas/doc/doc\\_holter.xml](http://www.saludalia.com/Saludalia/servlets/contenido/jsp/parserurl.jsp?url=web_saludalia/pruebas_diagnosticas/doc/doc_holter.xml)
- [27] **Electrocardiografía.es, Derivaciones electrocardiográficas. Información clínica virtual [en línea]. Última actualización: enero 2010. [Fecha de consulta: 6 de octubre de 2011]. Disponible en:** <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>
- [28] **Burdon Sanderson J. Experimental results relating to the rhythmical and excitatory motions of the ventricle of the heart of the Frog and of the Electrical Phenomena Which Accompany Them. Proceeding of the Royal Society of London. Volúmen 27. Pp. 410-414.**
- [29] **Waller AD, a demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat, Journal of Physiology, 1887.**
- [30] **Curso Técnico en electrocardiograma. Historia del Electrocardiógrafo. Portal Centro Médico Escuela, España [en línea]. Última actualización: septiembre 2009. [Fecha de consulta: enero 2012]. Disponible en:** <http://www.cursoelectrocardiograma.net/la-historia-desarrollo-del-electrocardiografo.html>
- [31] **Medicina, Historia y Sociedad. Electrocardiógrafo de Siemens. Blog de historia de la medicina [en línea]. Última actualización: 11 de enero de 2010. [Fecha de actualización: octubre 2011]. Disponible en:** <http://historiadelamedicina.wordpress.com/2010/01/11/electrocardiografo-de-siemens-anos-treinta-del-siglo-xx/>
- [32] **Curso electrocardiograma. Historia del Electrocardiógrafo. Blog Centro Médico Escuela, España [en línea]. Fecha de Última actualización: septiembre 2009. [Fecha de consulta: febrero 2012]. Disponible en:** <http://www.cursoecg.com/historia-del-electrocardiografo.html>
- [33] **Última actualización : 8 septiembre de 2006, Imagen disponible en:**[http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1c/Willem\\_Einthoven\\_ECG.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1c/Willem_Einthoven_ECG.jpg)
- [34] **Burch E., De Pasquale P. A history of electrocardiography. 1º edición. Norman Publishing. 1990. Página 22.**



- [35] **Chr. Zywietz. A brief history of electrocardiography-progress through technology. Biosigna Insitute for Biosinal Processing and Systems Rearch, Hannover, Germany.**
- [36] **The Industrial Design Engineering Wiki. Infrared networking. Biblioteca virtual [en línea]. Última actualización: 23 de Mayo de 2011. [Fecha de consulta: 2 de febrero de 2011]. Disponible en: [http://www.wikid.eu/index.php/Infrared\\_networking](http://www.wikid.eu/index.php/Infrared_networking)**
- [37] **Huasong Cao, Haoming Li, Leo Stocco and Victor C. M. Leung. Design and evaluation of a Novel Wireless Three-pad ECG system for generation convetional 12-lead signal. Departament of Electrical and Computer Engineering the university of British Columbia 2332 Main Mall Vancouver, BC Canadá.**
- [38] **Imec. Integrated wearable systems. Manufacturer of medical diagnostic devices [en línea]. Última actualización: 2010. [Fecha de consulta: 2 de septiembre de 2012]. Disponible en: <http://www.imec.be/ScientificReport/SR2010/2010/1159154.html>**
- [39] **Página principal de Texas Instruments. Texas Instruments [en línea]. Última actualización: 3 septiembre de 2012. [Fecha de consulta: 4 de septiembre de 2012].Disponible en : <http://www.ti.com>**
- [40] **Ricardo Morales Pedro. Bluetooth v4.0: la futura solución inalámbrica de bajo consumo. Cataluña, Barcelona España. 8 Julio 2006. Tesis para obtener el grado de Licenciatura en Ingeniería. Universidad Politécnica de Cataluña. Disponible en: <http://upcommons.upc.edu/pfc/>**





# **CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS DEL I.P.N. UNIDAD GUADALAJARA**

El Jurado designado por la Unidad Guadalajara del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional aprobó la tesis

**Electrocardiógrafo digital inalámbrico**

del (la) C.

**Oralia NOLASCO JAUREGUI**

el día 02 de Noviembre de 2012.

**Dr. José Luis Alejandro Naredo  
Villagrán  
Investigador CINVESTAV 3C  
CINVESTAV Unidad Guadalajara**

**Dra. Ofelia Begovich Mendoza  
Investigador CINVESTAV 3B  
CINVESTAV Unidad Guadalajara**

**Dr. José Raúl Loo Yau  
Investigador CINVESTAV 3A  
CINVESTAV Unidad Guadalajara**

**Dr. Rodolfo Parra Michel  
Jefe de la UCIC  
IMSS, Centro Médico Nacional del  
Occidente**





CINVESTAV - IPN  
Biblioteca Central



SSIT0011463