



PROYECTO FINAL DE CARRERA

Desarrollo de una aplicación para dispositivos móviles
para el estudio de hábitos de vida saludables

(Development of an application for mobile devices for the study of healthy
lifestyles)

Titulación:

Ingeniería de Telecomunicaciones

Autor:

Hoostins Miranda Vidal

Director:

Dr. Juan Ramos

Campus Nord

Barcelona, España

Julio, 2012

This page intentionally left blank.

Abstract

This project explains the design and implementation of an application for mobile devices for the study of healthy lifestyle. For this purpose, the heart rate estimation and the mood state of an user must be obtained. The heart rate detection is got through mobile accelerometer signal, processing it and comparing it with a fixed threshold for detecting the heart beats. Meanwhile, the mood state is determined by a questionnaire done after the heart rate measurement, obtaining the components of stress, depression, hostility, vigor, and fatigue. The obtained data within the measurement process are sent to an analysis center to be able to perform a long term study. The heart rate estimation was performed by the mobile accelerometer and was compared with reference electrocardiogram signal and with an external accelerometer. The results show a great approximation and are strongly influenced by the instability in the sampling frequency of the mobile accelerometer. The differences between measures of heart rate value are less than 2 beats per minute.

This page intentionally left blank.

Resumen

Este proyecto explica el diseño e implementación de una aplicación para dispositivos móviles para el estudio de hábitos de vida saludable. Para este propósito, se debe obtener el valor de ritmo cardíaco y el estado de ánimo del usuario. La estimación del ritmo cardíaco se realiza mediante la señal del acelerómetro del móvil, procesándola en tiempo real y comparándola con un umbral fijo para detectar los latidos del corazón. Mientras, que el estado de ánimo se determina por un cuestionario realizado después del proceso de medición del ritmo cardíaco, obteniendo las componentes de tensión, depresión, hostilidad, vigor, y fatiga. Los datos obtenidos dentro del proceso de medición y del cuestionario son enviados a un centro de análisis para poder realizar un estudio a largo plazo. La estimación del ritmo cardíaco fue realizada con el acelerómetro del móvil y fue comparada con las medidas de un electrocardiograma como señal de referencia y un acelerómetro externo. Los resultados muestran una buena aproximación y estar bajo la influencia de la inestabilidad de la frecuencia de muestreo del acelerómetro del móvil. Las diferencias entre las medidas del ritmo cardíaco son menores a 2 pulsaciones por minuto.

This page intentionally left blank.

Resum

Aquest projecte explica el disseny i implementació d'una aplicació per a dispositius mòbils per a l'estudi d'hàbits de vida saludable. Per a aquest propòsit, s'ha d'obtenir el valor de ritme cardíac i l'estat d'ànim de l'usuari. L'estimació del ritme cardíac es realitza mitjançant el senyal de l'acceleròmetre del mòbil, processant en temps real i comparant-lo amb un llindar fix per detectar els batecs del cor. Mentre, que l'estat d'ànim es determina per un qüestionari realitzat després del procés de mesurament del ritme cardíac, obtenint les components de tensió, depressió, hostilitat, vigor, i fatiga. Les dades obtingudes dins del procés de mesura i del qüestionari són enviades a un centre d'anàlisi per poder realitzar un estudi a llarg termini. Les estimacions del ritme cardíac van ser realitzades amb l'acceleròmetre del mòbil i van ser comparades amb les mesures d'un electrocardiograma com a senyal de referència i un acceleròmetre extern. Els resultats mostren una bona aproximació i estar sota la influència de la inestabilitat de la freqüència de mostreig de l'acceleròmetre del mòbil. Les diferències entre les mesures del ritme cardíac són menors a 2 pulsacions per minut.

This page intentionally left blank.

Agradecimientos

Agradezco a muchas personas que este trabajo se haya realizado y es muy probable que aquí se me olvide mencionar a alguien, así que pido disculpas de antemano.

En primer lugar me gustaría agradecerle a Federico Guede que ha sido una de las personas que en los momentos más difíciles no me ha dado la espalda, que me ha ayudado mucho en conseguir este objetivo, y me llevó a trabajar en el laboratorio de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica de Cataluña.

Le agradezco a Juan Ramos su sabiduría y sus consejos en cada momento que iba evolucionando este trabajo y otros proyectos en los que trabajamos juntos. Tanto a él, como a Mireya Fernández les agradezco por todas las aportaciones en mi crecimiento tanto personal como profesional y en la confianza depositada en mi.

Agradezco a mi novia, prometida y espero que no tan lejana esposa, Nadiia Marchyk, por estar conmigo siempre, siendo mi rayo de luz cuando todo parecía oscuridad y siendo el brillo que sobresale en los mejores días.

Agradezco a mis padres, Erick Miranda y Gloria Vidal, porque sin ellos no podría estar aquí y lograr las metas que me trazo.

Agradezco a María Antonieta Olivo, quien mantiene mis esperanzas de que una verdadera amistad se puede lograr, no importa medios de comunicación, ni un gran océano que nos separa, ni nuestras malas situaciones o nuestros problemas, estamos cada día en contacto desde que ambos emprendiéramos rumbo fuera de nuestro país.

Agradezco a Nestor Quintero, quien también ha estado presente desde que estoy en Europa y me ha ayudado en lo que ha podido, ha aportado conocimientos y experiencias que me han servido mucho.

También quisiera agradecer a Andrea Colmenarez, Mariana Goncalves, Ernesto Camacho y Alejandro Lombardo, por ser las personas con las cuales nos comunicamos no tan a menudo, pero aún así estamos pendientes el uno del otro y que mantenemos la amistad aunque nuestras rutinas y la diferencia horaria luchan contra ello.

A mis compañeros del laboratorio de Ingeniería Electrónica, Hadis Mahdavi, Aurora Filigrana, Ricardo Jauregi, Benjamín Sánchez, Aleix Guasch, Raúl Macías, quienes me ayudaron en muchos detalles y en la realización de este proyecto.

Agradezco a algunos amigos que he conocido en este continente como: Nuno Jeronimo, Marco De Francesca, José Valle, Giuseppe Giovinazzo, Noelia Rodríguez, Francesc Pastor, Ricardo Ramos, Vivianne Eslava, Rafael Erviti,

Helena Iglesias, Italo Morales y Loredana Vivaldi con quienes he compartido buenos momentos y experiencias como también han aligerado mis malos momentos con su invaluable ayuda.

Este proyecto ha sido financiado parcialmente por el proyecto MINECO:
PSI2011-29807-C02-02.

This page intentionally left blank.

Índice

Abstract	iii
Resumen	v
Resum	vii
Agradecimientos	ix
Índice	xiii
Índice de Tablas	xv
Índice de Figuras	xvii
1 Introducción	1
1.1 Objetivos	2
1.1.1 Objetivo general	2
1.1.2 Objetivos específicos	2
1.2 Limitaciones del proyecto	3
1.2.1 Acelerómetro	3
1.2.2 Dispositivos móviles y sistema operativo	4
1.3 Estructura de la memoria	5

2	Estado del arte	7
2.1	Ritmo cardíaco	7
2.2	Cuestionario	9
3	Entorno de desarrollo	11
3.1	Diseño Modelo - Vista - Controlador	11
3.1.1	Comunicación entre campos	12
3.2	iPhone SDK	13
3.2.1	Xcode	13
3.2.2	iOS Simulator	14
3.2.3	Programa de desarrollo	15
3.3	Objective-C	16
3.3.1	Mensajes entre objetos	17
3.3.2	Delegados	18
3.3.3	Propiedades declaradas	18
4	Desarrollo de la aplicación	21
4.1	Especificaciones	21
4.2	Implementación	22
4.2.1	Modelos	23
4.2.1.1	Modelo de procesamiento de datos	23
4.2.1.2	Modelo de gestión de archivos	29
4.2.2	Controladores	29
4.2.2.1	Controlador de medición de ritmo cardíaco	29
4.2.2.2	Controlador del cuestionario	30
4.2.2.3	Controlador de las instrucciones	31
4.2.3	Vistas	32
5	Validación experimental	37
5.1	Validación con sistema mecánico	37

5.2	Validación con electrocardiograma y acelerómetro externo	41
5.2.1	Protocolo de medidas	43
5.2.2	Post procesado	44
5.2.3	Resultados	45
6	Conclusiones	67
7	Trabajos futuros	71
	Bibliografía	73
	Anexos	77
A	Comparación de los acelerómetros	79

This page intentionally left blank.

Índice de Tablas

5.1	Resultados del estudio en diferentes sujetos.	64
5.2	Comparación entre el electrocardiograma con respecto al acelerómetro del iPhone y el acelerómetro externo en milisegundos.	65
5.3	Comparación entre el electrocardiograma con respecto al acelerómetro del iPhone y el acelerómetro externo en pulsaciones por minuto.	65

This page intentionally left blank.

Índice de Figuras

3.1	Comunicación entre los campos del diseño Modelo - Vista - Controlador. . .	13
3.2	Áreas del entorno de programación en Xcode (Fuente: [13]).	15
4.1	Complejo QRS y las ondas que lo componen.	24
4.2	De arriba a abajo: Señal del acelerómetro; señal del acelerómetro filtrada paso alto eliminando la componente de gravedad; señal paso alto rectifi- cada (eliminando el lado positivo de la señal); señal paso alto rectificada filtrada paso bajo para suavizar y distinguir los latidos; todas las señales se muestran en una ventana de 5 segundos.	25
4.3	Diagrama de bloques del procesado de la señal proveniente del acelerómetro.	26
4.4	Serie RR original y con correcciones de falsos positivos y negativos.	27
4.5	Pantalla de la sección de medición de la aplicación iPhone.	32
4.6	Pantalla de la sección de instrucciones de la aplicación iPhone.	33
4.7	Pantalla de la sección de información de la aplicación iPhone.	34
4.8	De izquierda a derecha: Pantalla inicial de la sección de medición del ritmo cardíaco por 5 segundos que es el retardo mientras el usuario se coloca el móvil en el pecho; pantalla que muestra la señal aproximada al detectar ritmo cardíaco.	34

4.9	De izquierda a derecha: Pantalla del cuestionario; pantalla de la aplicación Mail para enviar los registros de medición y cuestionario; pantalla de finalización del proceso de medición	35
4.10	Pantalla del cuestionario que muestra el “UIPickerView” y la importancia de configurar las respuestas como tablas dinámicas	36
5.1	Esquema del sistema mecánico utilizado para generar un latido cardíaco de forma controlada.	38
5.2	Señal configurada en el generador de funciones para simular el latido cardíaco en una ventana de 5 segundos.	39
5.3	De arriba a abajo: señal en el diafragma del altavoz en una ventana de 5 segundos; un ciclo de señal del altavoz correspondiente a 1 segundo.	40
5.4	De arriba a abajo: señal detectada por el acelerómetro del iPhone en una ventana de 10 segundos; una ampliación de la señal detectada por el acelerómetro del iPhone entre el segundo 3 y el segundo 5.	40
5.5	Valores del ritmo cardíaco obtenidos de la señal del diafragma del altavoz en una ventana de 10 segundos.	41
5.6	Sistema de interconexión entre el paciente y el sistema de adquisición.	42
5.7	Posición decúbito supino de la persona y posición del iPhone en el proceso de medición.	43
5.8	Señal del electrocardiograma con la serie R detectada por el detector QRS Hamilton-Tompkins (Sujeto 1)	46
5.9	Señal del acelerómetro del iPhone con la serie R detectada por la aplicación desarrollada (Sujeto 1)	46
5.10	Señal del acelerómetro externo con la serie R detectada con el algoritmo MATLAB (Sujeto 1)	47
5.11	De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 1); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 1).	48

5.12	De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 1); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 1).	49
5.13	Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 1).	50
5.14	Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 1).	50
5.15	Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 1).	51
5.16	Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 1).	51
5.17	Señal del electrocardiograma con la serie R detectada por el detector QRS Hamilton-Tompkins (Sujeto 2)	52
5.18	Señal del acelerómetro del iPhone con la serie R detectada por la aplicación desarrollada (Sujeto 2)	53
5.19	Señal del acelerómetro externo con la serie R detectada con el algoritmo MATLAB (Sujeto 2)	53
5.20	De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del iPhone (Sujeto 2); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 2).	54
5.21	De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 2); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 2).	55
5.22	Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 2).	56
5.23	Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 2).	56

5.24	Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 2).	57
5.25	Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 2).	57
5.26	Señal del electrocardiograma con la serie R detectada por el detector QRS Hamilton-Tompkins (Sujeto 3)	58
5.27	Señal del acelerómetro del iPhone con la serie R detectada por la aplicación desarrollada (Sujeto 3)	59
5.28	Señal del acelerómetro externo con la serie R detectada con el algoritmo MATLAB (Sujeto 3)	59
5.29	De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del iPhone (Sujeto 3); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del iPhone (Sujeto 3).	60
5.30	De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 3); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 3).	60
5.31	Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 3).	61
5.32	Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 3).	62
5.33	Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 3).	62
5.34	Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 3).	63

A.1 De arriba a abajo: Señal del acelerómetro de un móvil HTC en una ventana de 500 muestras; señal del acelerómetro de un iPhone 4 en una ventana de 500 muestras. 80

1

Introducción

El objetivo del presente proyecto es crear una aplicación para dispositivos móviles para el estudio de hábitos de vida saludables en diferentes usuarios. Para llevar a cabo este objetivo se analizará la variabilidad del ritmo cardíaco como indicador del estado de forma física y estrés. Además, la aplicación obtendrá información adicional del usuario mediante unos cuestionarios de hábitos, percepción del estrés y estado de ánimo. Toda la información recogida se enviará a una base de datos via e-mail (3G o WIFI), para poder realizar un estudio a largo plazo.

Para llevar acabo el desarrollo de la aplicación se debe tener en cuenta

que dentro del mercado de dispositivos móviles, los que están experimentando un mayor crecimiento de ventas son los *tablets* y los *smartphones*. Estos últimos serán los utilizados para poder crear la aplicación mencionada anteriormente, ya que han obtenido una buena aceptación dentro del mercado del Estado Español. Actualmente, alrededor del 49% de los móviles son *smartphones* [1], lo que permite una mayor expansión en el uso de la aplicación desarrollada. Además, integran tanto una interfáz gráfica amigable con el usuario como sensores disponibles para realizar diferentes medidas. Dentro del mercado de los *smartphones* se pueden destacar diferentes sistemas operativos como: Android, iOS, RIM y Symbian. El sistema operativo móvil para el que está destinada la aplicación que se realizará es el iOS de los iPhone de Apple.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo general

El objetivo general de este proyecto es el desarrollo de una aplicación para dispositivos móviles para el estudio de hábitos de vida saludables; el cuál se llevará a cabo mediante los diferentes objetivos específicos detallados a continuación.

1.1.2 Objetivos específicos

Los objetivos específicos para lograr el objetivo general son los siguientes:

- Desarrollar una aplicación móvil para hacer registros de detección de latidos del corazón, mediante el acelerómetro integrado en un *smartphone*.

- Realizar una serie de cuestionarios dentro de la aplicación mencionada anteriormente, para cuantificar el estado de ánimo del usuario.
- La información obtenida por el móvil debe ser almacenada y enviada al centro de análisis via e-mail.

1.2 Limitaciones del proyecto

1.2.1 Acelerómetro

Los *smartphones* integran numerosos sensores: de proximidad, de luminosidad, acelerómetro, giroscopio entre otros. El sensor que se desea emplear en la aplicación es el acelerómetro. Este debe tener una sensibilidad suficientemente alta, frecuencia de muestreo estable y elevada para poder medir con suficiente resolución la frecuencia cardíaca.

El acelerómetro que incorpora Apple en sus dispositivos móviles posee una gran ventaja, ya que tiene un conversor análogo/digital con un mayor número de bits, lo cual permite una mejor resolución. Dicho acelerómetro es mejor frente al de otros fabricantes como Samsung, HTC, LG entre otros que implementan Android como sistema operativo. El acelerómetro que incorpora Apple es el LIS331DLH desarrollado por STMicroelectronics que posee un conversor analógico/digital de 16 bits [2]. Mientras, que el acelerómetro que incorpora HTC en sus móviles es un AK8973 desarrollado por AKM, que posee un conversor analógico/digital de 8 bits [3].

Además, se realizó una prueba experimental para cuantificar el nivel de ruido de los acelerómetros. La configuración de medida consistió en colocar ambos móviles en una superficie plana, horizontal respecto al suelo y alejado de

fuentes de ruido debido a vibraciones mecánicas. El objetivo fue medir las componentes de aceleración para cuantificar la cantidad de ruido presente en las mismas. Como se puede observar en el Anexo A, el acelerómetro LIS331DLH que incorpora el iPhone 4 tiene una desviación estándar que es 11 veces menor que el acelerómetro AK8973 que incorpora el HTC Desire.

Por lo tanto, al realizar las medidas para estimar el ritmo cardíaco, se necesita un sistema que introduzca poco ruido, ya que también estará presente el ruido del proceso de medición; el acelerómetro LIS331DLH que integra el iPhone 4, introduce menos ruido, por lo tanto, es más sensible y podrá detectar las pequeñas variaciones originadas por el ritmo cardíaco.

1.2.2 Dispositivos móviles y sistema operativo

El uso de un buen acelerómetro limita el desarrollo de la aplicación a cierto sistema operativo. Al utilizar el acelerómetro LIS331DLH que integra Apple en sus productos, tales como iPhone, iPod touch y iPad, la aplicación debe ser desarrollada para el sistema operativo iOS.

Al tener disponible un iPhone 4, el desarrollo de la aplicación será llevada a cabo en esta plataforma. En cuanto a la portabilidad de la aplicación, se debe tener en cuenta que los productos de Apple tienen el mismo sistema operativo, iOS, lo que permitiría el correcto funcionamiento de la aplicación tanto en iPhone como en iPod. La inconveniencia podría presentarse en el caso del iPad, ya que posee unas dimensiones superiores y su interfaz gráfica se debería de diseñar nuevamente. Además, en el caso del iPad las dimensiones podrían limitar la posición en la que este se coloque para realizar las medidas del ritmo cardíaco, aunque este análisis está fuera de los objetivos de este proyecto.

1.3 Estructura de la memoria

En el Capítulo 2 se mencionan las investigaciones realizadas sobre el uso de los *smartphones* en el ámbito médico y de los estudios realizados con el uso del acelerómetro. En el Capítulo 3 se dan a conocer el entorno de desarrollo, el modelo para desarrollar aplicaciones sobre iPhone, las herramientas utilizadas y se muestra una visión general del lenguaje de programación empleado. En el Capítulo 4 se explica el desarrollo de la aplicación, conociendo las especificaciones y requisitos de la misma. En el Capítulo 5 se expone el procedimiento de validación experimental y los resultados obtenidos. Finalmente, se presentan las conclusiones de este proyecto y los posibles trabajos futuros.

This page intentionally left blank.

2

Estado del arte

En este capítulo se dan a conocer los trabajos y publicaciones previos relacionados con los objetivos de este proyecto. En la Sección 2.1 se mencionan los trabajos relacionados con el ritmo cardíaco, y en la Sección 2.2 se muestran las investigaciones sobre los cuestionarios psicológicos.

2.1 Ritmo cardíaco

El ritmo cardíaco es un indicador del funcionamiento del corazón, este puede ser expresado en pulsaciones por minuto. Técnicamente el ritmo cardíaco es el período armónico de latidos cardíacos, el primer latido se produce en la sístole, cuando el corazón se contrae para impulsar la sangre, y el segundo se

produce en la diástole, que es cuando el corazón se relaja para permitir que la sístole se llene de sangre.

El método más utilizado para conocer el ritmo cardíaco en las personas es un electrocardiograma. Este método se ha realizado durante años en clínicas y hospitales, el cual requiere un dispositivo llamado electrocardiógrafo, que registra la actividad eléctrica del corazón captada por los electrodos que se conectan desde el dispositivo a la persona en estudio.

Cada vez es más común el seguimiento de los pacientes después de salir del hospital, y continuar la observación de los mismos en su casa, lo que genera una carga adicional a los recursos médicos limitados. Por esta razón, se busca alguna alternativa que ayude con esta labor y mantener informado tanto a la persona como a su médico del estado de algunos signos vitales o de algún cambio en los mismos.

Con el avance de la tecnología ubicua u omnipresente, ésta se ha podido incorporar en el ámbito médico y se han creado algunas aplicaciones como la comunicación entre pacientes, con enfermedades crónicas, y sus médicos para enviar las medidas de un pulsioxímetro con conexión bluetooth a un *smartphone* [4].

Además, el uso de los *smartphones* no sólo puede ser una puerta de enlace en las comunicaciones, sino que también se pueden realizar medidas con los diferentes sensores que están integrados en él. El acelerómetro del iPhone ha sido utilizado para cuantificar las características del andar de personas que sufren mal de Parkinson [5], y para caracterizar el temblor de la misma enfermedad [6].

Varios autores han propuesto la utilización de un acelerómetro para medir el ritmo cardíaco [7] [8]. El iPhone integra un acelerómetro de tres ejes, que es lo suficientemente sensible para poder medir el ritmo cardíaco, ya que es capaz de medir el movimiento causado en el cuerpo por el latido del corazón. Además, se realizaron pruebas para verificar que la información obtenida por el acelerómetro del iPhone fuese lo suficientemente confiable para estudiar el ritmo cardíaco comparando con un electrocardiograma [8] [9].

Una modalidad para obtener información del ritmo cardíaco, consiste en colocar el iPhone en el medio del pecho de la persona, y adquirir los datos del acelerómetro, teniendo en cuenta que la información está contenida en el eje z , el cual se define como el eje paralelo al movimiento del latido del corazón. Se debe tomar en cuenta el efecto de la gravedad, el cual debe ser suprimido en la adquisición de datos, como también la frecuencia de muestreo de los mismos.

La aplicación móvil que ha sido desarrollada en este proyecto se basa en estas características para mostrarle al usuario su ritmo cardíaco y almacenar esta información para poder enviarla vía e-mail a un especialista o a un centro de análisis con el objetivo incluirlo en el estudio de hábitos de vida del usuario.

2.2 Cuestionario

Además de realizar las medidas del ritmo cardíaco, se necesita analizar el estado de ánimo del usuario bajo el cual realizó la medición, para saber la integridad de la medida. Para conocer el estado de ánimo del usuario se le realiza un cuestionario llamado Perfil de Estados de Ánimo (*Profile of Mood States*, en inglés), este cuestionario es capaz de cuantificar las componentes de

rabia, confusión, depresión, fatiga, tensión, vigor [10], entre otras.

Existen varias versiones del Perfil de Estados de Ánimo las cuales poseen diferentes números de ítems o cuestiones, de 24 [10], 44 o 63 [11], que ayudan a ponderar las componentes anteriormente descritas. Tanto las componentes a estudiar, como el número de preguntas pueden cambiar, lo que permite ajustar el cuestionario a cada tipo de análisis.

Al analizar las diferentes componentes del cuestionario, permite observar la integridad de las medidas, y buscar posible motivos por si existe alguna alteración en las mismas.

En la aplicación móvil se realizará un cuestionario, el cual tendrá un número de 15 preguntas con el objetivo de analizar las componentes de tensión, depresión, hostilidad, vigor, y fatiga. Por lo tanto, 3 preguntas corresponderán a cada componente. Las respuestas a cada pregunta tendrán un valor comprendido entre 1 y 10, para luego ver la ponderación de cada una en las diferentes componentes.

3

Entorno de desarrollo

En este capítulo se explica como se pueden desarrollar aplicaciones en iOS, en la Sección 3.1 se muestra el diseño Modelo - Vista - Controlador. En la Sección 3.2 se presenta una visión general del iPhone SDK. Por último, en la Sección 3.3 se realiza una introducción al lenguaje de programación Objective-C.

3.1 Diseño Modelo - Vista - Controlador

El diseño Modelo - Vista - Controlador, o también llamado diseño MVC, está orientado a objetos dentro de la programación de las aplicaciones del iPhone. Este permite separar la programación de la aplicación en tres cam-

pos. El Modelo contiene la información de la aplicación, como pueden ser: las variables, las especificaciones, etc. El Controlador se encarga de como presentar el Modelo al usuario en una interfaz gráfica. Finalmente, la Vista es la encargada de mostrar lo que le ordene el Controlador.

3.1.1 Comunicación entre campos

La comunicación entres los tres campos no es absoluta. El Controlador puede comunicarse con el Modelo sin ningún problema, y puede obtener toda la información que necesite cuando la requiera, ya que el Controlador es el encargado de poner en pantalla el Modelo. También el Controlador puede comunicarse con la Vista a través de *outlets* para poder gestionar la interfaz de usuario. Mientras que la comunicación entre el Modelo y la Vista, idealmente no se debería contemplar, debido a que el Modelo es independiente de la interfaz de usuario. También se podría realizar un Modelo que se adaptara a la Vista, pero esto afectaría a la reusabilidad del código y haría más complicada la búsqueda de errores al momento de depurar el código.

Además, la comunicación entre Vista y Controlador se puede realizar de tres maneras. Una forma es que la Vista a través de acciones (*actions*) pueda comunicarle al Controlador lo que el usuario está realizando en la interfaz. La segunda forma es que el Controlador tenga el control de lo que pase en la vista a través de delegados (*delegates*). Por último, análogo a la anterior, el Controlador gestiona la información que quiera mostrar la vista a través de una fuente de datos (*data source*). La comunicación entre el Modelo y el Controlador no es directa. Cuando el Modelo necesita actualizar información debe utilizar notificaciones y KVO (*Key Value Observing*), para notificarle al Controlador los nuevos cambios. Para una mejor visualización de la comunicación entre los diferentes campos ver la Figura 3.1 en la página 13.

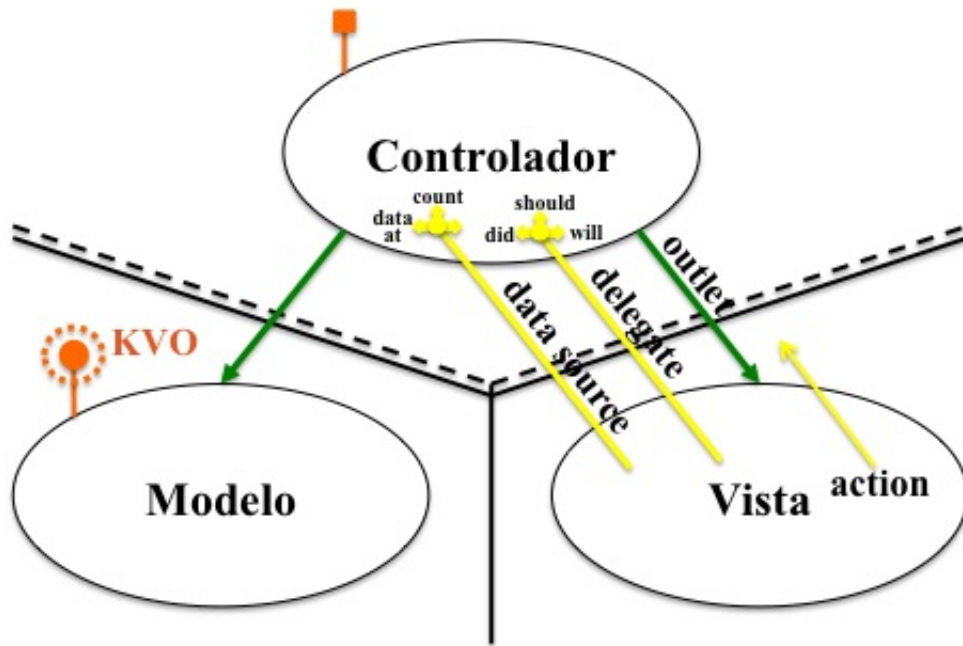


Figura 3.1: Comunicación entre los campos del diseño Modelo - Vista - Controlador.

3.2 iPhone SDK

Para poder implementar el diseño explicado anteriormente y desarrollar sobre la plataforma del sistema operativo iOS se necesitan ciertas herramientas. Estas consisten, en un compilador, entorno de desarrollo, simuladores, entre otras. Por este motivo Apple lanzó al mercado un kit de desarrollo de software (*Software Development Kit* o SDK) para poder programar y crear aplicaciones para sus diferentes dispositivos. Este kit de desarrollo de software, actualmente sólo se encuentra disponible para el sistema operativo MAC OS X.

El SDK posee diversas herramientas como el Xcode, el iOS Simulator, y el programa de desarrollo; las que se explicarán a continuación.

3.2.1 Xcode

El Xcode es un entorno de programación integrado tal como lo son: Eclipse y Netbeans. Xcode permite diseñar la interfaz de usuario de la apli-

cación, programarla, depurarla, analizarla y mejorar el rendimiento de la misma. Han lanzado varias versiones del Xcode y cada una de ellas tiene sus particularidades, para el desarrollo de este proyecto se utilizó la versión 4. A continuación, se detallan las secciones de la versión utilizada para el desarrollo de la aplicación:

- **Área de navegación:** donde se pueden organizar los diferentes ficheros del proyecto.
- **Área de edición:** donde se pueden editar los ficheros fuentes, los componentes de la interfaz y configurar las opciones de la aplicación.
- **Área de depuración:** ésta contiene paneles que se utilizar para observar las variables y como interactúan en la ejecución del programa.
- **Área de utilidades:** ésta contiene los inspectores que se utilizan para configurar las propiedades de los objetos de la interfaz. Además muestra las diferentes librerías donde se encuentran los objetos por defecto para poder añadirlos a la interfaz.

Un mayor detalle de las diferentes áreas mencionadas anteriormente se muestra en la Figura 3.2 en la página 15.

3.2.2 iOS Simulator

Es un simulador que puede ejecutar la aplicación que se esté programando dentro de algún dispositivo virtual que tenga iOS como sistema operativo. Este simulador, el iOS Simulator, emula las dos plataformas que actualmente poseen iOS como son el iPhone y el iPad. En este proyecto el simulador se utiliza para observar la implementación de la interfaz gráfica que se desarrolla y como puede interactuar con el usuario. Sólo es posible utilizar el

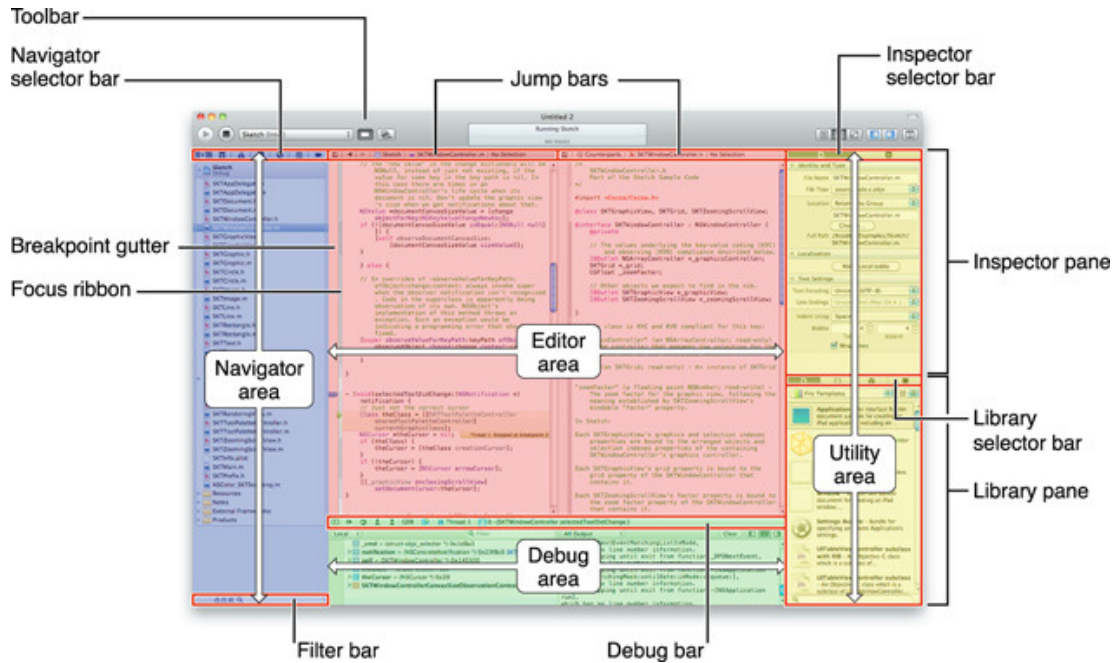


Figura 3.2: Áreas del entorno de programación en Xcode (Fuente: [13]).

simulador con el objetivo anteriormente mencionado debido a que el simulador no puede generar datos del acelerómetro, el cual es la base de la aplicación.

3.2.3 Programa de desarrollo

Apple además de lanzar un SDK, también lanzó un programa para los desarrolladores de aplicaciones. El programa consiste en desarrollar, probar y distribuir las aplicaciones desarrolladas. Además, permite suscribirse sin ningún costo y tener acceso a toda la documentación de las diferentes herramientas, librerías y aplicaciones que se pueden utilizar en el proceso de desarrollo de una aplicación. Aunque, para poder distribuir las aplicaciones si se debe pagar un precio dependiendo si se es particular o una empresa, y dependiendo del tipo de distribución de la aplicación. Las distintas modalidades de distribución como: distribución por Ad-Hoc, la distribución por el Apple Store, o la distribución interna, esta última puede ser dentro de una empresa u organización.

El precio con las distribuciones por Ad-Hoc y Apple Store para los desarrolladores particulares es de 99 USD por año, mientras que el precio de un programa empresarial con distribuciones como Ad-Hoc e interna es de 299 USD por año. También, existe un programa de desarrolladores en el ámbito de universidades, el cual no tiene caducidad y no tiene costo. Estos programas hacen más difícil que personas particulares puedan desarrollar libremente aplicaciones para las plataformas que poseen iOS.

3.3 Objective-C

Es el lenguaje de programación orientado a objetos usado para programar aplicaciones para iPhone. Extiende del lenguaje estándar ANSI C por proveer una sintaxis para definir clases, y métodos, como también otras estructuras. Al extender del lenguaje C, la sintaxis del código utiliza las mismas construcciones, tipos de variables, expresiones, punteros, entre otras cosas. En este lenguaje de programación análogo al lenguaje C, se pueden definir archivos de cabecera y archivos fuente para separar declaraciones de los detalles de implementación del código. Entre los archivos que se pueden incluir al desarrollar una aplicación se encuentran los siguientes:

- **Archivos de cabecera .h:** contienen las clases, los tipos de datos, las funciones y la declaración de las constantes.
- **Archivos fuente .m:** estos son los que contienen el código fuente y pueden contener código en Objective-C y en C.
- **Archivos fuente .mm:** estos archivos pueden contener código fuente en C++ además de Objective-C y C. Este tipo de archivo sólo debería ser utilizado en el caso de implementar clases de C++.

Existen diferentes particularidades dentro de la programación en Objective-C y se explicarán a continuación.

3.3.1 Mensajes entre objetos

En Objective-C para invocar a un método o procedimiento, se debe enviar un mensaje al mismo. La sintaxis para enviar mensajes se muestra a continuación:

```
[ receptor mensaje ]
```

El receptor puede ser un objeto, y el mensaje le dice que es lo que debe hacer. El receptor también puede ser una clase, ya que estas poseen métodos. El mensaje también puede contener parámetros que debe recibir el método, al cual se está invocando.

Por ejemplo si se tiene un objeto que se llame rectángulo y tiene un método para definir el ancho del mismo se debe implementar el siguiente código fuente:

```
[rectángulo definirAncho: 20.0];
```

En el caso de que la función que se invoca devuelve un valor, se debe crear una variable del mismo tipo para que reciba dicho valor. En el caso anterior se podría preguntar si el rectángulo está relleno, el valor puede ser afirmativo o negativo, lo cual es un booleano. El código fuente sería el siguiente:

```
BOOL estaRelleno;  
estaRelleno = [rectángulo estaRelleno];
```


Nótese que el nombre de la variable y el método que se invocan puede ser el mismo.

Se pueden enviar varios mensajes dentro de un mismo mensaje lo cual permite escribir menos líneas de código y crear menos variables. Además, se permite enviar mensajes a nulo (`nil` en Objective-C), al hacer esto simplemente el valor de retorno será cero. Con esta nueva sintaxis se logra realizar un código más robusto que en otros lenguajes basados en C.

3.3.2 Delegados

En Objective-C un delegado es un objeto que actúan en nombre de otro objeto. Cuando se crea un objeto (principal), a este se le puede asignar un delegado. Los delegados sirven para responder a los mensajes enviados al objeto principal y que este no ha podido responder, es decir, si se envía al objeto principal un mensaje con un nombre de un método que no tiene implementado, al no poder responder este mensaje se le enviará al delegado para que lo responda.

Los delegados ayudan a manipular eventos. En el caso del diseño MVC explicado anteriormente, se puede observar que el Controlador se coloca como delegado de la Vista, para atender posibles eventos.

Con los delegados también se manipula el acelerómetro como se explica en la Sección 4.2.2.1 Delegación del acelerómetro en la página 30.

3.3.3 Propiedades declaradas

Las propiedades declaradas son una notación utilizadas para reemplazar la declaración y, opcionalmente, la implementación de los métodos de acceso. Para utilizar las propiedades declaradas se deben realizar dos pasos, el primero

es declararla en el archivo de cabecera y el segundo es implementarla en el archivo fuente.

Para declarar las propiedades se debe utilizar la instrucción “@property”, seguida por el tipo de información y el nombre de la propiedad. Además se puede configurar las opciones personalizadas, las cuales definen el comportamiento del método de acceso. Un ejemplo de una declaración de una propiedad sería el siguiente:

```
@property (nonatomic) double velocidad;
```

La implementación de la propiedad se lleva a cabo con la directiva “@synthesize”. En la implementación se logra lo que en otros lenguajes de programación como Java, se llama constructor. Esto es opcional, ya que se puede definir el constructor de la manera más conveniente. Aparte del constructor la implementación también proporciona un adquiridor, lo cual permite consultar el valor de la propiedad en cualquier momento. La implementación de una propiedad en código fuente sería la siguiente:

```
@synthesize velocidad = _velocidad;
```

La principal ventaja de las propiedades es que estas reducen la cantidad de código redundante.

This page intentionally left blank.

4

Desarrollo de la aplicación

En la Sección 4.1 se indican las especificaciones de la aplicación, en la Sección 4.2 se explica como se ha implementado la aplicación, explicando los modelos, controladores y vistas, explicados en la Sección 3.1.

4.1 Especificaciones

La aplicación móvil debe medir el ritmo cardíaco del usuario de manera correcta, y además el usuario debe cumplimentar un formulario de preguntas tras el proceso de medición para determinar el estado anímico en que se encuentra. Para llevar a cabo esta implementación la aplicación contendrá el siguiente patrón:

- **Sección de medición:** Aquí se realiza la medición del ritmo cardíaco. A continuación y una vez finalizada la medición, el usuario debe contestar el cuestionario. Por último, el usuario procede a enviar los datos vía e-mail a la base de datos para realizar un estudio a largo plazo. Cuando el usuario entre en esta sección no tiene acceso a las demás, para asegurar que el procedimiento se realice de una forma adecuada y sin perder ningún paso.
- **Sección de instrucciones:** En esta sección se proporcionan las instrucciones necesarias para saber como utilizar la aplicación y poder realizar las medidas de manera correcta.
- **Sección de información:** Aquí se muestra al usuario la versión de algoritmo que está utilizando. Esto permite llevar una evolución en el algoritmo y tener una continuidad para trabajos posteriores.

Dentro de los diferentes tipos de aplicaciones que se pueden desarrollar en Xcode, se ha escogido el tipo de aplicación de pestañas (*tabbed*), para aplicar el patrón descrito anteriormente. Este tipo de aplicación permite implementar las 3 secciones explicadas anteriormente, de manera separada y organizada, además de tener una interfaz gráfica que es amigable con el usuario.

4.2 Implementación

Siguiendo el diseño Modelo - Vista - Controlador explicado en la Sección 3.1, en esta aplicación se construyeron 2 modelos, 5 vistas y 3 controladores. A continuación se explicará la implementación de cada uno de ellos.

4.2.1 Modelos

Un modelo en una aplicación móvil es el código que se encarga de procesar los datos. En este proyecto se necesitaban 2 modelos, uno que se encargara del procesado de los datos del acelerómetro para la detección del ritmo cardíaco y otro que se encargara de la gestión de archivos donde se guardarán los resultados del procesado y las respuestas del cuestionario.

4.2.1.1 Modelo de procesado de datos

Este modelo recibirá los datos del eje z del acelerómetro para proceder a estimar el ritmo cardíaco. La función de procesado será invocada al obtener un valor nuevo del acelerómetro y esta devolverá el valor del ritmo cardíaco. Para poder entender de una mejor manera la detección del ritmo cardíaco hace falta definir varios conceptos, los cuales se explican a continuación.

Complejo QRS

Es la representación gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón formando una estructura picuda en el electrocardiograma. En la Figura 4.1 en la página 24, se muestra la forma del complejo QRS, y las diferentes ondas que lo componen, se presta atención especialmente a la onda R.

Ondas R

Estas son las ondas positivas y de mayor tamaño del complejo QRS, como se puede observar en la Figura 4.1 en la página 24. Estas ondas, corresponden con la despolarización del ventrículo que lleva asociada la contracción del músculo cardíaco. La aplicación que se ha desarrollado pretende detectar esa contracción mediante el acelerómetro. La posición temporal de cada una de las ondas R dentro del registro se conoce como serie R.

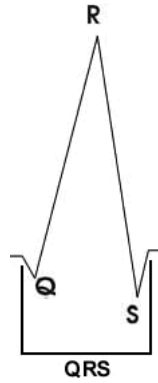


Figura 4.1: Complejo QRS y las ondas que lo componen.

Serie RR

Esta se obtiene al calcular la diferencia de la serie R, lo cual indica la distancia entre latidos consecutivos. La serie RR muestra la variabilidad existente en el ritmo cardíaco.

Con los conceptos descritos anteriormente, se puede dar paso a la explicación de como se realizará el procesado de los valores procedentes del acelerómetro. A continuación, se explica paso a paso el procesamiento; tomando como referencia la Figura 4.2 de la página 25, donde se pueden observar las siguientes gráficas:

- (a) Muestra la señal proveniente del acelerómetro, la cual se procesará para estimar el ritmo cardíaco.
- (b) Corresponde al filtrado de la señal anterior, con un filtro butterworth paso alto de orden 1 y frecuencia de corte 4 Hz, para eliminar la componente de gravedad.
- (c) Indica la señal rectificada, la cual se obtiene al eliminar y sustituir por ceros los valores positivos de la señal previa.

- (d) Es el resultado de filtrar la señal anterior con un filtro butterworth paso bajo de orden 3, de frecuencia de corte 3 Hz. Este filtrado permite suavizar la señal y distinguir los latidos del ruido presente en la medición. Esta nueva señal es comparada con un umbral fijo para detectar la presencia de un latido. Esta comparación también permite determinar la distancia entre cada latido.

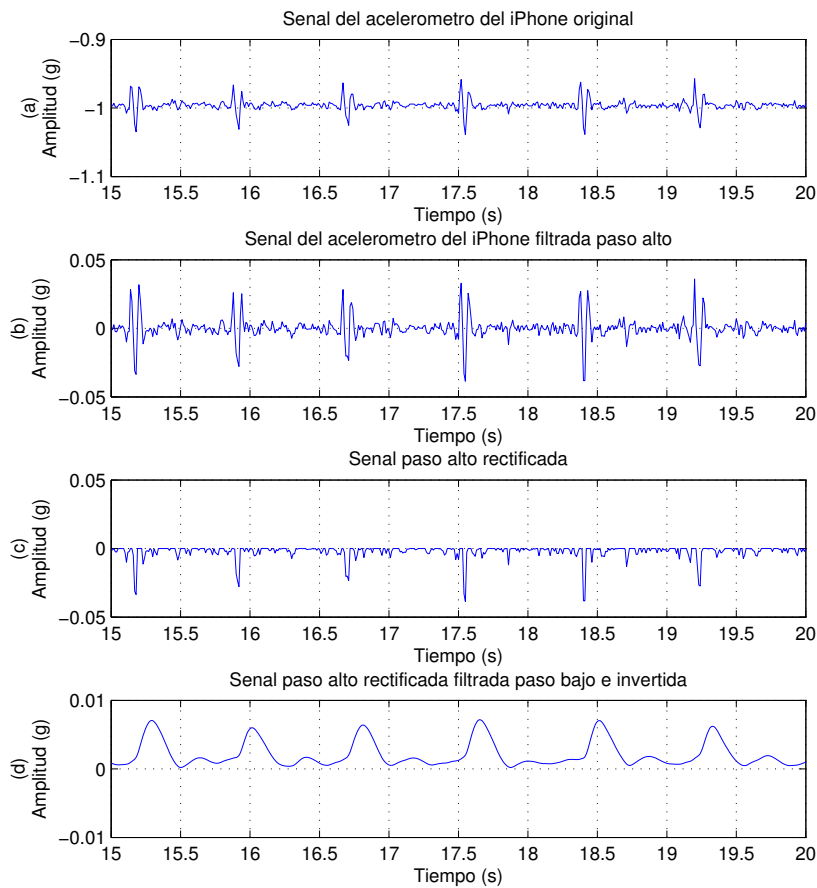


Figura 4.2: De arriba a abajo: Señal del acelerómetro; señal del acelerómetro filtrada paso alto eliminando la componente de gravedad; señal paso alto rectificada (eliminando el lado positivo de la señal); señal paso alto rectificada filtrada paso bajo para suavizar y distinguir los latidos; todas las señales se muestran en una ventana de 5 segundos.

El procesamiento de la señal se puede visualizar en el diagrama de bloques que se muestra en la Figura 4.3 en la página 26.

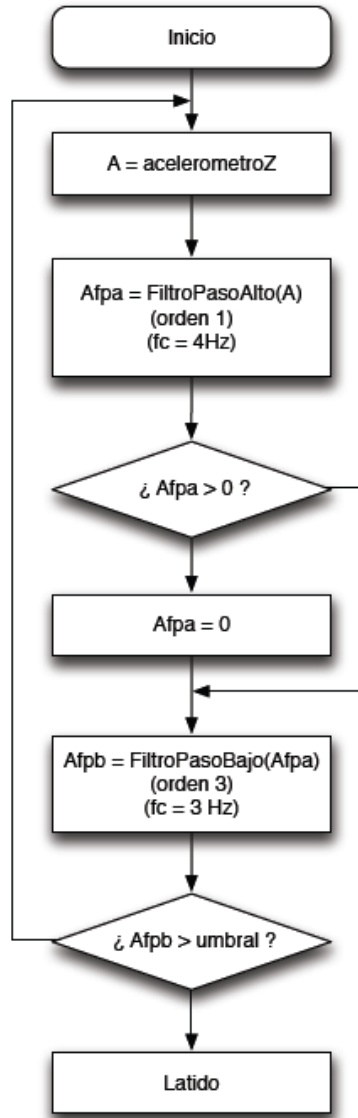


Figura 4.3: Diagrama de bloques del procesado de la señal proveniente del acelerómetro.

Dentro del procesado del ritmo cardíaco, se pueden encontrar falsos latidos, que pueden ser originados por artefactos o algún cambio imprevisto en el comportamiento de la señal, y estos se denominarán falsos positivos. El proceso de corrección de los falsos positivos, se lleva a cabo comparando con la nueva distancia calculada con la mitad del promedio de las últimas 5 distancias encontradas anteriormente. Al detectarse un falso positivo este se descarta y no se toma en el promedio de distancias de futuras muestras.

Así como pueden encontrarse falsos positivos, se pueden encontrar falsos negativos, es decir, estos ocurren cuando no se detecta un latido que debió ser detectado. Para corregir los falsos negativos, se compara la nueva distancia calculada con el doble del promedio de las últimas 5 distancias encontradas anteriormente. Al detectarse un falso negativo se corrige la distancia, agregando 2 veces la distancia dividida por 2.

Las distancias calculadas se guardan en un buffer de capacidad igual a 5. Teniendo este buffer, se pueden guardar los valores de distancias calculadas y sus respectivas correcciones, en el caso de haber detectado un falso negativo. Dichas correcciones se pueden observar en la Figura 4.4 en la página 27, donde se observa una serie RR original, la cual se define como la diferencia entre dos R correspondientes a dos complejos QRS consecutivos. Y una serie RR con las correcciones de falsos positivos y negativos.

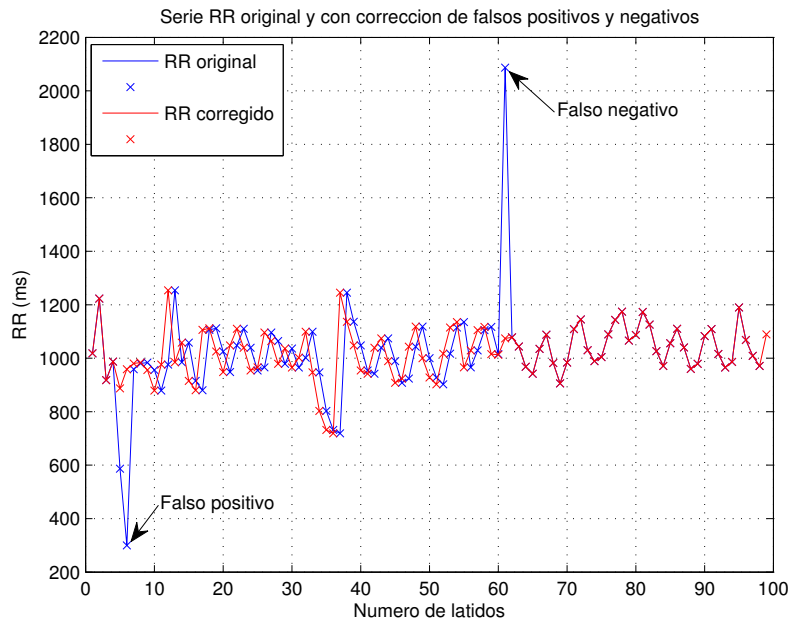


Figura 4.4: Serie RR original y con correcciones de falsos positivos y negativos.

Finalmente, para obtener el ritmo cardíaco, este es inversamente proporcional a la distancia entre latidos y directamente proporcional al producto entre la frecuencia de muestreo y el tiempo de 60 segundos.

El procesado de valores procedentes del acelerómetro hasta obtener el ritmo cardíaco se puede visualizar de una mejor manera en el pseudocódigo mostrado en la página 28.

```
1: numeroMuestras++;
2: muestraFiltradaPasoAlto = filtroPasoAlto(muestra)
3: si muestraFiltradaPasoAlto < 0 entonces
4:   muestraFiltradaPasoBajo = filtroPasoBajo(-muestraFiltradaPasoAlto);
5: si no
6:   muestraFiltradaPasoBajo = filtroBasoBajo(0);
7: fin si
8:
9: si muestraFiltradaPasoBajo ≥ umbral & muestraAnterior < umbral &
   falsoPositivoDetectado(numeroMuestras - ultimaDeteccion) entonces
10:  primeraDeteccion = ultimaDeteccion;
11:  ultimaDeteccion = numeroMuestras;
12:  distancia = ultimaDeteccion - primeraDeteccion;
13:  si falsoNegativoDetectado(distancia) entonces
14:    ritmoCardiaco = 2*frecuenciaMuestreo*60/distancia;
15:    agregarAlBuffer(distancia/2);
16:    agregarAlBuffer(distancia/2);
17:  si no
18:    ritmoCardiaco = frecuenciaMuestreo*60/distancia;
19:    agregarAlBuffer(distancia);
20:  fin si
21: fin si
22: muestraAnterior = muestraFiltradaPasoBajo;
```

Por último, este modelo contendrá dentro de si, el modelo de gestión de archivos, para poder invocarlo y poder guardar los datos del acelerómetro y el procesado de los mismos.

4.2.1.2 Modelo de gestión de archivos

Este modelo se encargará de crear los archivos, escribir datos en los mismos, y por último eliminarlos. Cada una de las acciones a realizar por este modelo, se llevarán a cabo en diferentes funciones para que estas puedan ser invocadas cuando sea necesario.

La función que se encarga de la creación del archivo será invocada cuando se tenga el primer valor del acelerómetro y se deba escribir tanto este valor como los valores de su procesamiento. La función para escribir en el archivo será invocada luego de crear el archivo, y cada vez que se obtengan nuevos valores. Por último, la función de eliminar los archivos generados será invocada después de adjuntar los mismos en el mensaje del e-mail que se enviará a la base de datos.

4.2.2 Controladores

Los controladores son los encargados de administrar las vistas y mostrar los resultados que proporcionan los modelos. En el caso de esta aplicación el único modelo que proporcionará datos a mostrar en las vistas es el modelo de procesado de datos. En este proyecto se implementaron 3 controladores, que se explicarán a continuación.

4.2.2.1 Controlador de medición de ritmo cardíaco

Este controlador se encarga de la gestión del acelerómetro y de utilizar el modelo de procesado de datos, para poder mostrar el valor del ritmo cardíaco al usuario por pantalla y graficar una aproximación de la señal del latido cardíaco.

Antes de obtener datos del acelerómetro, se agrega un retardo esperando a que el usuario coloque el iPhone en su pecho cerca del corazón. Para obtener

los datos del acelerómetro, este se debe delegar, ya que cada vez que el acelerómetro cambia de orientación recibe un valor nuevo, y para obtener esta información otro objeto debe encargarse de gestionarla.

Delegación del acelerómetro

El acelerómetro puede ser manipulado a través de la clase “UIAccelerometer”, para poder inicializar este objeto se debe invocar al método llamado “sharedAccelerometer”. Después de haber inicializado el acelerómetro, se puede configurar el intervalo de actualización, que en el caso de esta aplicación tendrá un intervalo de 10 milisegundos, es decir, la frecuencia de muestreo será igual a 100 Hz. Por último, se invoca al método “delegate”, el cual creará un delegado para atender a los eventos del acelerómetro.

Gráficas en tiempo real

Para poder graficar en tiempo real se utilizó una clase implementada por Apple en uno de sus códigos de ejemplo [14]. Para poder hacer un uso adecuado de dicha clase, se tuvo que reajustar la escala y modificar los colores de la gráfica.

Además, de tener en cuenta la interfaz gráfica, para obtener los datos del acelerómetro y poder procesarlos sin interrupciones, se debe bloquear el apagado automático de la pantalla a través del código fuente.

4.2.2.2 Controlador del cuestionario

Este controlador mostrará 2 vistas, aunque sólo se desarrollan en el espacio de una vista, es decir, se desarrollaran 2 capas de vistas en una, y se habilitarán de acuerdo a la interacción con el usuario.

La primera de las capas, mostrará la serie de preguntas que deberá de responder el usuario, para poder determinar su estado de ánimo. Las preguntas estarán embebidas en un “UIScrollView”, este objeto permite lograr una vista más grande que la pantalla del iPhone, lo cual permite agregar fácilmente las preguntas sin tener problemas de espacio. Además, este objeto permite mover las preguntas, ya que al momento de responderlas, estas pueden quedar ocultas por el teclado o un elemento de entrada.

Las respuestas deben ser numéricas y comprendidas entre 1 y 10. Para evitar validaciones de posibles respuestas introducidas a través del teclado por parte del usuario, se utilizó un “UIPicker”, el cual es un elemento que es una rueda de selección con opciones predefinidas por un arreglo o vector. Este último se definió con valores enteros comprendidos en 1 y 10, ambos incluidos.

Este controlador, utilizará el modelo de gestión de archivos, para guardar tanto las preguntas como las respuestas de las mismas. También es el encargado de enviar vía e-mail, los archivos generados; para lograr este objetivo se recurrió al framework llamado “MessageUI” el cual contiene acciones predefinidas para mostrar la vista de la aplicación Mail y configurarla para el envío de datos. Después de que el usuario envíe los datos, se cargará la segunda capa de vista, que mostrará tanto un mensaje de despedida y el fin del proceso de medición, como la opción de volver al inicio de la aplicación.

4.2.2.3 Controlador de las instrucciones

Este controlador se encarga de los ajustes visuales de la vista de instrucciones, ya que el texto de las instrucciones es más grande que el tamaño de la pantalla del iPhone y utiliza un “UIScrollView” de la misma manera que en el controlador del cuestionario.

Este controlador además de configurar el “UIScrollView”, inserta el texto correspondiente a las instrucciones que indican como utilizar la aplicación.

4.2.3 Vistas

Las vistas son las interfaces gráficas o pantallas que observará el usuario al interactuar con la aplicación. En primer lugar, se pueden observar 3 vistas principales, las cuales corresponden con cada una de las pestañas que se encuentra en la parte inferior de la Figura 4.5 en la página 32. En la misma Figura 4.5 se muestra la primera vista, la cual corresponde con la sección de medición.

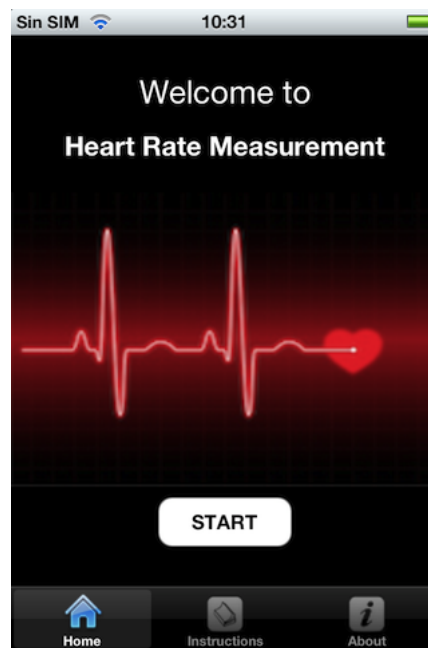


Figura 4.5: Pantalla de la sección de medición de la aplicación iPhone.

La segunda vista, muestra la sección de instrucciones con indicaciones paso a paso para informar al usuario como realizar el proceso de medición. Se puede observar en la Figura 4.6 en la página 33.

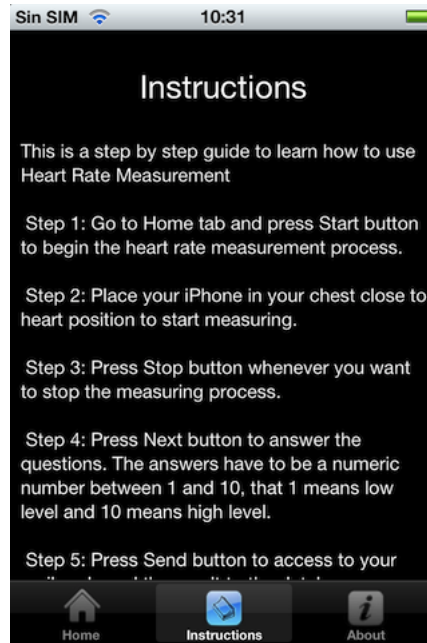


Figura 4.6: Pantalla de la sección de instrucciones de la aplicación iPhone.

La tercera vista, muestra la sección de información, donde se indica la versión del algoritmo, como se puede observar en la Figura 4.7 en la página 34. Esto permite llevar un seguimiento de las mejoras que se puedan realizar al algoritmo desarrollado en estudios posteriores.

Las 2 vistas restantes corresponden a la sección de medición. La Figura 4.8 en la página 34 corresponde a la vista que el controlador de medición de ritmo cardíaco gestiona. Aquí se pueden observar 2 fases. La primera es cuando el usuario recién ha accedido al proceso de medición donde hay un retardo de 5 segundos, con el objetivo de esperar a que el usuario sitúe el iPhone en el pecho para realizar la medida. La segunda fase muestra la gráfica con la señal de ritmo cardíaco y su valor.

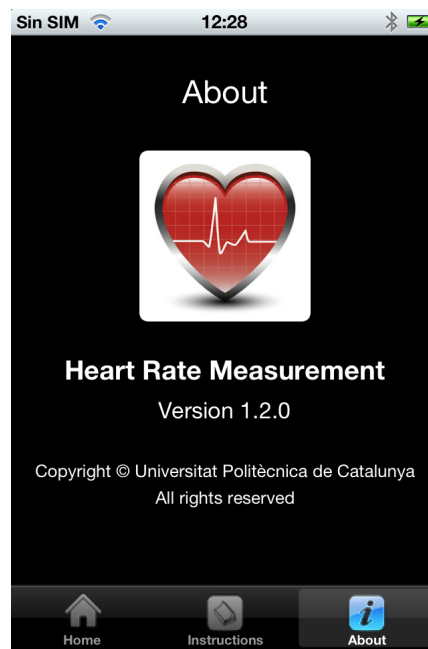


Figura 4.7: Pantalla de la sección de información de la aplicación iPhone.

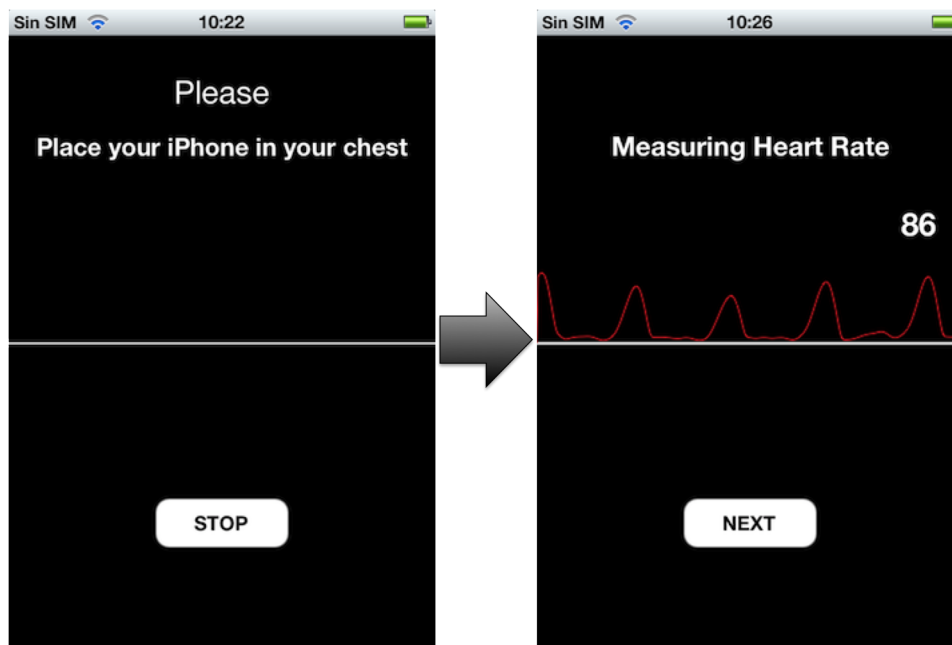


Figura 4.8: De izquierda a derecha: Pantalla inicial de la sección de medición del ritmo cardíaco por 5 segundos que es el retardo mientras el usuario se coloca el móvil en el pecho; pantalla que muestra la señal aproximada al detectar ritmo cardíaco.

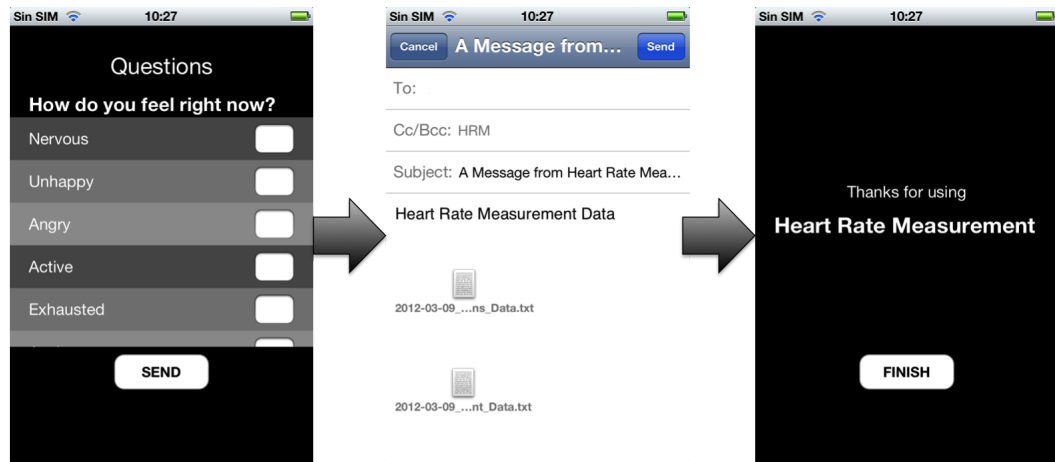


Figura 4.9: De izquierda a derecha: Pantalla del cuestionario; pantalla de la aplicación Mail para enviar los registros de medición y cuestionario; pantalla de finalización del proceso de medición

Por último, la vista de las preguntas está compuesta por 2 capas como se explicó anteriormente en la Sección 4.2.2.2 Controlador del cuestionario. Además, ejecuta la vista de la aplicación Mail para poder enviar los resultados del proceso de medición. En la Figura 4.9 en la página 35, se muestra desde que el usuario entra al cuestionario, envía el e-mail y la salida de la sección de medición.

En la Figura 4.10 en la página 36 se muestra el “UIPicker” y se destaca la importancia de tener un “UIScrollView” el cual permite la movilidad de las preguntas, como se explicó previamente en la sección 4.2.2.2 Controlador del cuestionario.



Figura 4.10: Pantalla del cuestionario que muestra el “UIPickerView” y la importancia de configurar las respuestas como tablas dinámicas

5

Validación experimental

El funcionamiento de la aplicación se ha validado de 2 maneras, con un sistema mecánico que se explica en la Sección 5.1, y con un electrocardiograma, y un acelerómetro externo como se muestra en la Sección 5.2. Estas validaciones se llevaron a cabo para verificar el funcionamiento de la aplicación que se ha desarrollado.

5.1 Validación con sistema mecánico

Se utilizó un generador de funciones conectado a un altavoz para simular el latido cardíaco de forma controlada. Dentro de este sistema, el iPhone se coloca en el diafragma del altavoz.



Figura 5.1: Esquema del sistema mecánico utilizado para generar un latido cardíaco de forma controlada.

En la Figura 5.1 en la página 38, se puede observar el montaje del sistema mecánico. En el generador de funciones se configuró una señal de un ciclo de senoide que tiene una duración de 100 ms, frecuencia de repetición de 1 Hz y amplitud de 50 mVpp como se puede observar en la Figura 5.2 en la página 39.

La forma de la señal del generador del funciones no será la misma al nivel del diafragma del altavoz, debido a la respuesta electromecánica del mismo. El diafragma del altavoz produce una serie de rebotes. La forma teórica de la señal que debería detectarse en el diafragma del altavoz, se muestra en la Figura 5.3 en la página 40. De forma análoga a la Figura 5.2, en la parte superior de la Figura 5.3, se muestra la señal producida por la respuesta electromecánica, mientras que en la parte inferior se muestra una ampliación de un ciclo de señal.

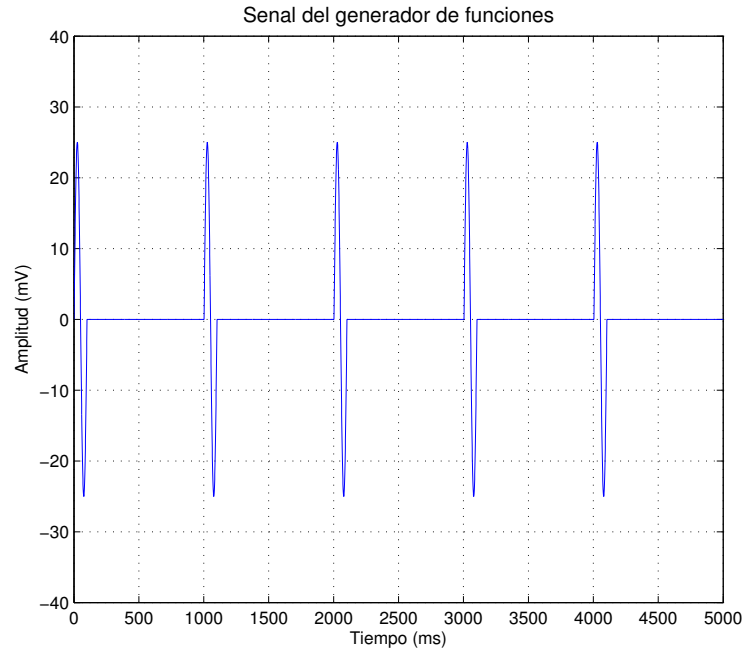


Figura 5.2: Señal configurada en el generador de funciones para simular el latido cardíaco en una ventana de 5 segundos.

Al poner en marcha el sistema anteriormente descrito que origina 60 pulsaciones por minuto, o también llamado ppm, se procedió a medir con el iPhone, el cual se colocó en el diafragma del altavoz para detectar la señal anteriormente descrita en la Figura 5.3.

Al graficar la aceleración adquirida por el eje z del iPhone, como se puede observar en la Figura 5.4 en la página 40, la forma de onda se aproxima a la teórica.

También se pueden observar como en cada segundo se detecta una pulsación y el ruido presente en la señal. El promedio de las pulsaciones fue de 61,43, lo que indica un error del 2% con respecto al valor teórico.

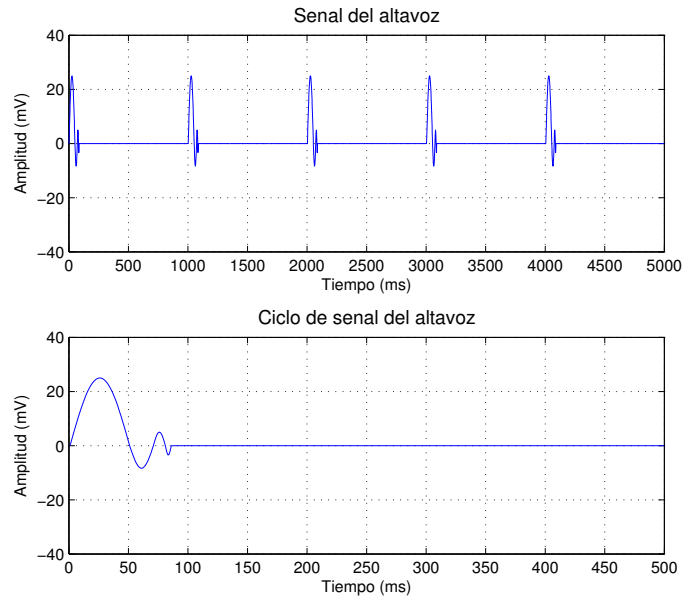


Figura 5.3: De arriba a abajo: señal en el diafragma del altavoz en una ventana de 5 segundos; un ciclo de señal del altavoz correspondiente a 1 segundo.

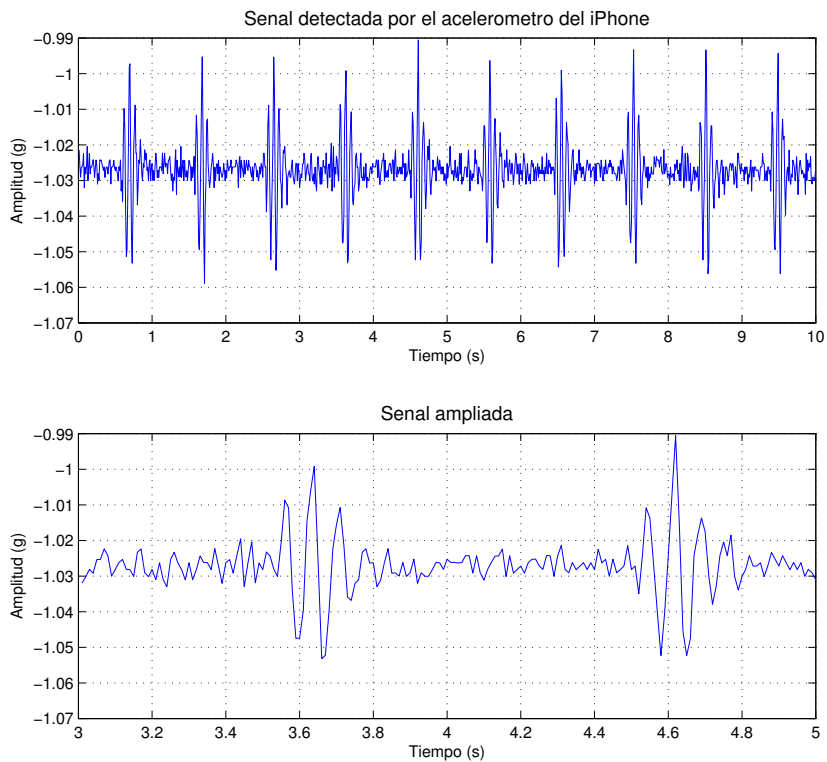


Figura 5.4: De arriba a abajo: señal detectada por el acelerómetro del iPhone en una ventana de 10 segundos; una ampliación de la señal detectada por el acelerómetro del iPhone entre el segundo 3 y el segundo 5.

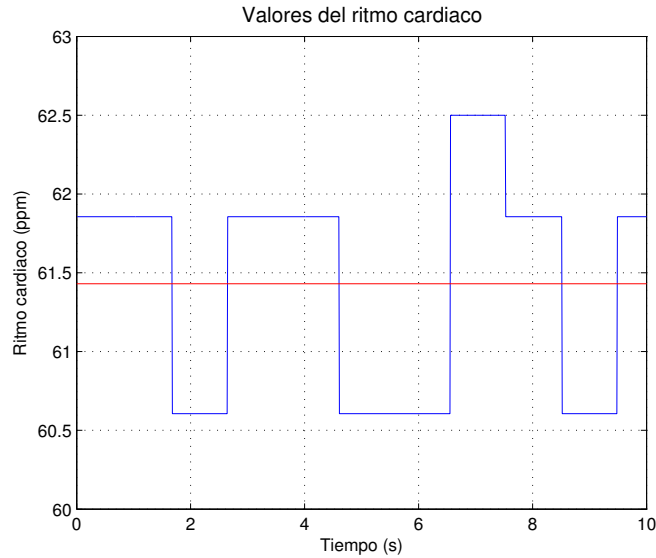


Figura 5.5: Valores del ritmo cardíaco obtenidos de la señal del diafragma del altavoz en una ventana de 10 segundos.

Este error es producido, en gran parte debido a que la frecuencia de muestreo del acelerómetro del iPhone no es fija a 100 Hz, sino que en promedio la frecuencia de muestreo es de 92 Hz. En la Figura 5.5 en la página 41, se puede observar los diferentes valores del ritmo cardíaco ciclo a ciclo y su promedio.

Este procedimiento indica una buena aproximación, aún así, falta comprobar si la aplicación podría funcionar para medir el ritmo cardíaco en personas.

5.2 Validación con electrocardiograma y acelerómetro externo

Se realizó un proceso de medición en un grupo de voluntarios para poder obtener la señales de electrocardiograma, de un acelerómetro externo, y la adquirida por la aplicación desarrollada, para poder compararlas y ver la

aproximación entre ellas.

El circuito del electrocardiograma está basado en un amplificador AD627 y un amplificador de aislamiento ISO124 para aislar galvánicamente al paciente de la red eléctrica. La ganancia total del sistema es aproximadamente de 2000. La señal es filtrada paso alto a una frecuencia de 0,5 Hz con un filtro de primer orden, después es filtrada paso bajo a una frecuencia de 100 Hz con un filtro butterworth de segundo orden. Se conectan 3 electrodos al cuerpo para obtener la señal del electrocardiograma, tal como indica la Figura 5.6 en la página 42.

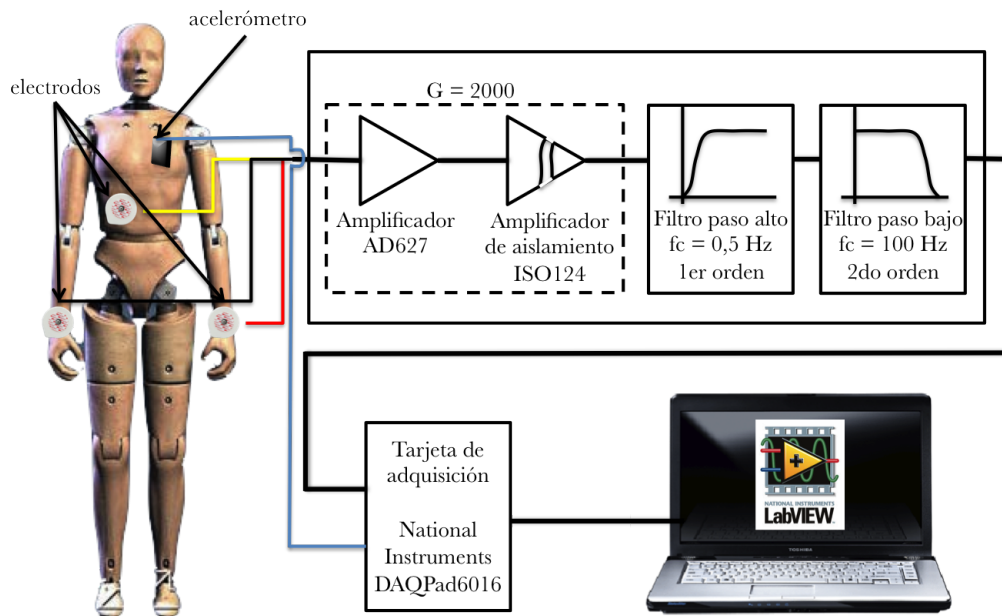


Figura 5.6: Sistema de interconexión entre el paciente y el sistema de adquisición.

Para la medición externa se utilizó un acelerómetro externo de tres ejes, un ADXL330. La señal del acelerómetro es filtrada paso bajo con un filtro butterworth a una frecuencia de 100 Hz. Para obtener la señal de aceleración, se debe colocar el acelerómetro en el pecho cerca de la posición del corazón al igual que el iPhone.

Las señales fueron adquiridas con una tarjeta de adquisición de datos, DAQPad6016 de National Instruments. Las especificaciones del canal de medida son: con un rango de $\pm 5V$, una resolución de 16 bits y una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

Además, de obtener las señales anteriormente descritas, se obtiene la señal del acelerómetro del iPhone, a una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Se coloca el iPhone con la aplicación desarrollada, en el pecho cerca de la posición del corazón, mientras la persona se encuentra en posición decúbito supino, como se muestra en la Figura 5.7 en la página 43.

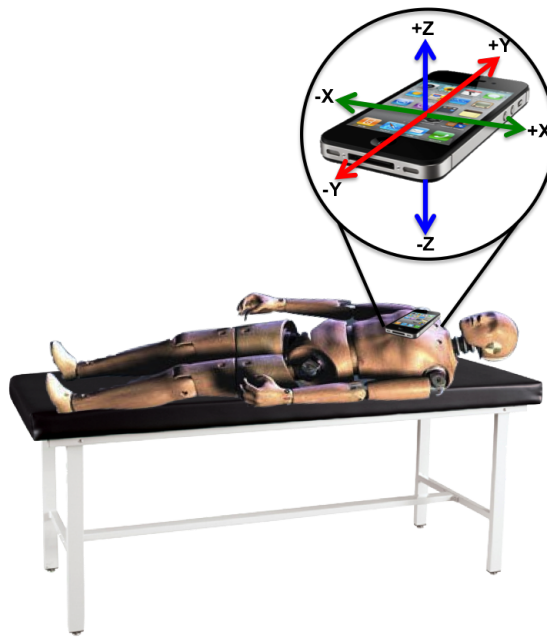


Figura 5.7: Posición decúbito supino de la persona y posición del iPhone en el proceso de medición.

5.2.1 Protocolo de medidas

Con el sistema de adquisición de datos anteriormente descrito, se procedió a realizar medidas en el grupo de voluntarios, llevando a cabo un mismo

procedimiento, el cual se ha denominado protocolo de medidas. Dicho protocolo se describe en los siguientes pasos:

1. La persona debe acostarse en una cama o camilla.
2. Se colocan 3 electrodos, en las muñecas y en el abdomen, y luego se conecta al sistema de adquisición de datos.
3. Se colocan el iPhone y el acelerómetro, en el pecho cerca del corazón, se inicia la aplicación y el sistema de adquisición.
4. Después de realizar medidas por un intervalo de 3 o 5 minutos se detiene el proceso de medición y se procede al análisis de los datos.

Después de haber aplicado el protocolo de medidas, se procedió a procesar las señales para observar la relación entre las mismas.

5.2.2 Post procesado

El post procesado de las señales se ha llevado a cabo utilizando el entorno de programación de MATLAB. Este software se utilizó para poder observar gráficamente los datos obtenidos de las señales del electrocardiograma, acelerómetro externo, y la aplicación desarrollada.

Para poder comparar las diferentes señales se detectaron los latidos en cada una de ellas, las ondas R. La detección de la localización de dichas ondas R, se ha conseguido con un detector QRS de Hamilton-Tompkins [15]. Con la señal proveniente del electrocardiograma y la localización de las ondas R como referencia, se puede observar si los valores obtenidos por el acelerómetro externo y del iPhone se aproximan a los valores teóricos.

La señal del acelerómetro externo correspondiente al eje z , que es la componente normal del movimiento del pecho. Esta señal ha sido utilizada para detectar los latidos del corazón del mismo modo que se ha empleado el iPhone con la aplicación desarrollada. La señal del acelerómetro externo fue filtrada con un filtro pasobanda butterworth de orden 4, con frecuencias de corte de 6 Hz y 25 Hz respectivamente. Después de filtrar, se calcula la energía de la señal y esta se compara con un umbral fijo. El algoritmo de post procesado encuentra la máxima amplitud y posición de la energía de la señal entre 2 pasos por el umbral consecutivos con diferentes pendientes.

La señal del acelerómetro del iPhone ha sido analizada por el código desarrollado en la aplicación. El código se tradujo desde Objective-C a .m para poder utilizar MATLAB y visualizar gráficamente los resultados.

5.2.3 Resultados

A continuación, se muestran los resultados de 3 sujetos. En primer lugar se muestra la señal cardíaca con la detección de los latidos por el electrocardiograma. Después, se presenta la detección de los latidos por parte del acelerómetro y por la aplicación desarrollada, respectivamente. Además, se indican las comparaciones y las aproximaciones de estos dos últimos métodos con los resultados del electrocardiograma.

Sujeto 1

En la Figura 5.8 en la página 46, se puede observar la señal del electrocardiograma, con la serie R detectada por el detector QRS de Hamilton-Tompkins. Esta es la señal teórica y de referencia por la cual se comprueba el funcionamiento de la aplicación desarrollada.

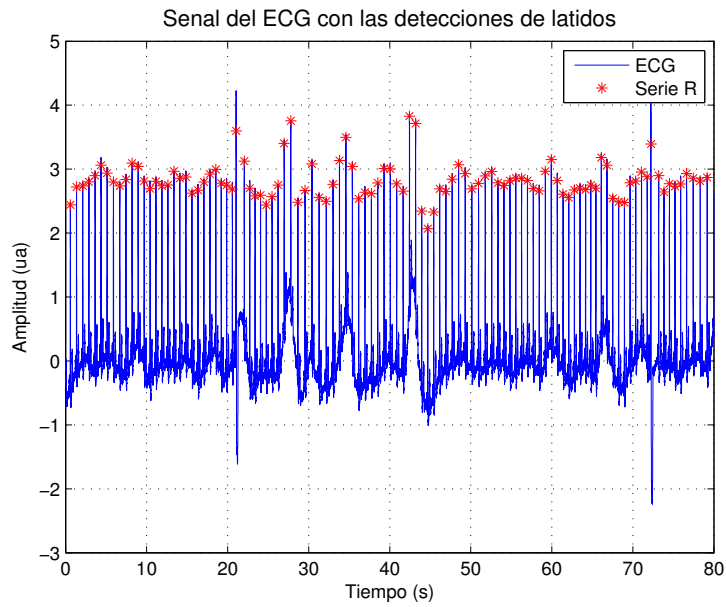


Figura 5.8: Señal del electrocardiograma con la serie R detectada por el detector QRS Hamilton-Tompkins (Sujeto 1)

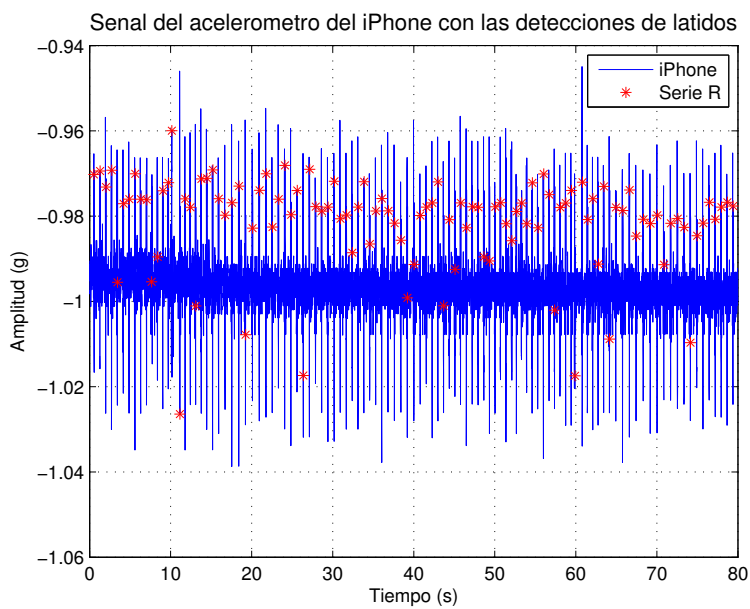


Figura 5.9: Señal del acelerómetro del iPhone con la serie R detectada por la aplicación desarrollada (Sujeto 1)

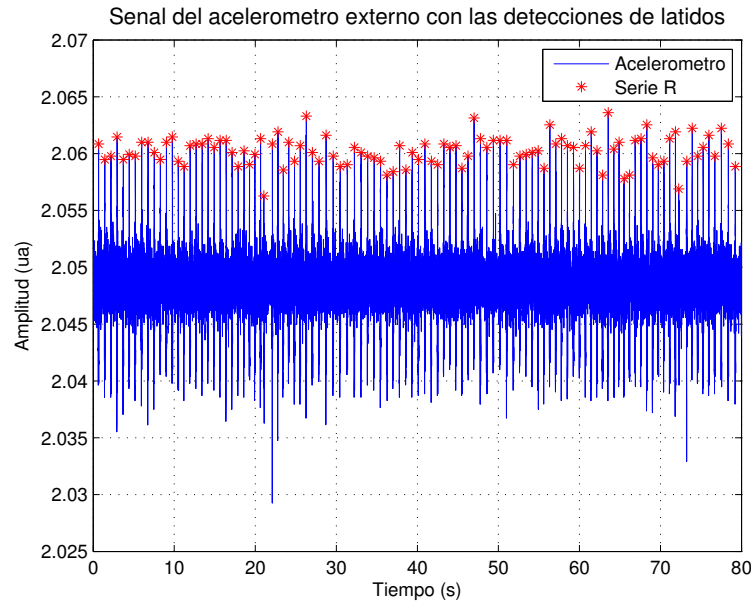


Figura 5.10: Señal del acelerómetro externo con la serie R detectada con el algoritmo MATLAB (Sujeto 1)

En la Figura 5.9 en la página 46, se puede observar la señal detectada por el iPhone con la aplicación desarrollada, y las detecciones de la serie R que la misma realiza.

Al observar ambas Figuras 5.8 y 5.9 se puede visualizar que en la señal del electrocardiograma, la serie R siempre se encuentra en la parte positiva de la señal, mientras que en la señal del iPhone, la serie R es corregida por el algoritmo desarrollado, y su posición en cuanto a la amplitud puede variar, aunque no afecta el cálculo del ritmo cardíaco ya que en la aplicación se toma en cuenta es la distancia de las ondas R en el tiempo. En la Figura 5.10 en la página 47, se puede observar la señal del acelerómetro externo.

Para poder comparar las 3 señales, se calcula la diferencia de la serie R, la cual se denomina serie RR.

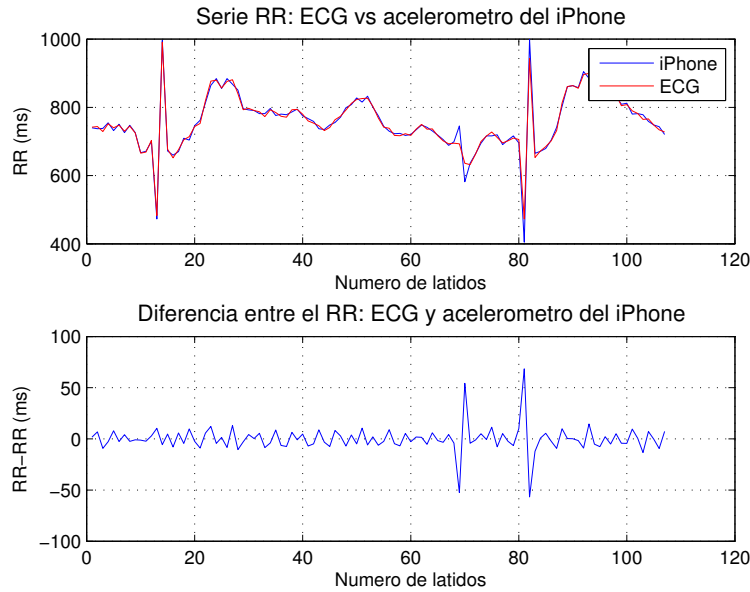


Figura 5.11: De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 1); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 1).

En la Figura 5.11 en la página 48, en la parte superior se puede observar las series RR del electrocardiograma y del iPhone, mientras que en la parte inferior se puede observar la diferencia entre las dos series RR. En la Figura 5.12 en la página 49, se puede observar el mismo caso anterior pero comparando el electrocardiograma con el acelerómetro externo.

En las comparaciones entre las series RR se pueden observar claramente como las señales del electrocardiograma y del iPhone son significativamente diferentes en dos puntos, al igual que en la comparación entre electrocardiograma y acelerómetro externo, esto es debido al nivel de ruido existente en el proceso de medición. Para poder observar esta diferencia a nivel estadístico y poder visualizarlo graficamente, se utilizó el gráfico de Bland Altman [16], el cual permite comparar dos métodos de medición al graficar la diferencia contra el promedio de las medidas.

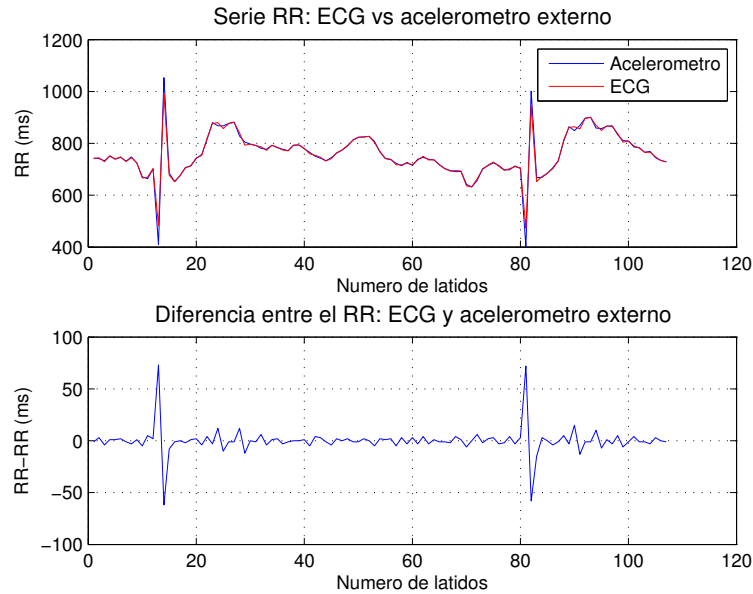


Figura 5.12: De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 1); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 1).

En la Figuras 5.13 y 5.14, se pueden observar los gráficos Bland Altman con respecto al tiempo, mientras que en las Figuras 5.15 y 5.16 se pueden observar los gráficos Bland Altman con respecto a las pulsaciones por minuto.

Al comparar las Figuras 5.13 y 5.15 con las Figuras 5.14 y 5.16, se puede observar que el acelerómetro externo es más preciso que el del iPhone. La desviación estándar en el gráfico Bland Altman que compara el electrocardiograma y el acelerómetro externo es de 3,4 ms en la diferencia temporal, mientras que en la diferencia en pulsaciones por minuto, es de 0,4 ppm. En el gráfico Bland Altman que compara el electrocardiograma y el iPhone la desviación estándar es de 12 ms en la diferencia temporal, mientras que en la diferencia en pulsaciones por minuto es de 2,4 ppm.

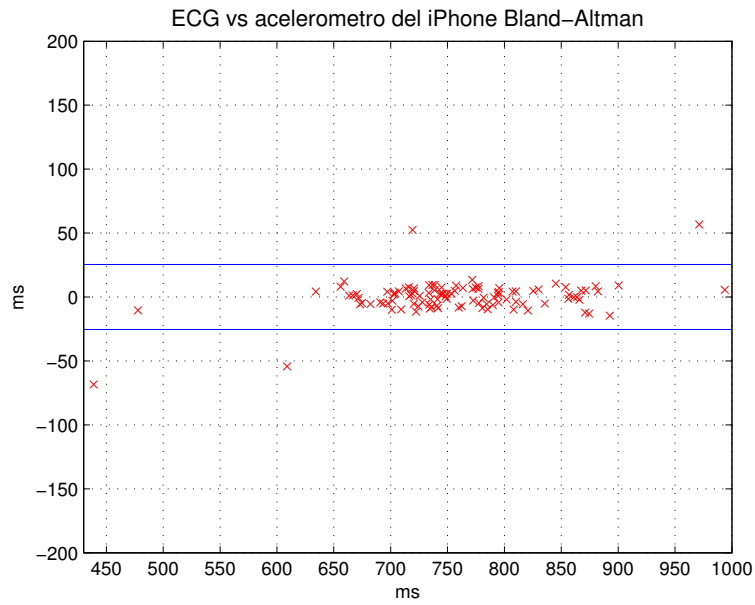


Figura 5.13: Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 1).

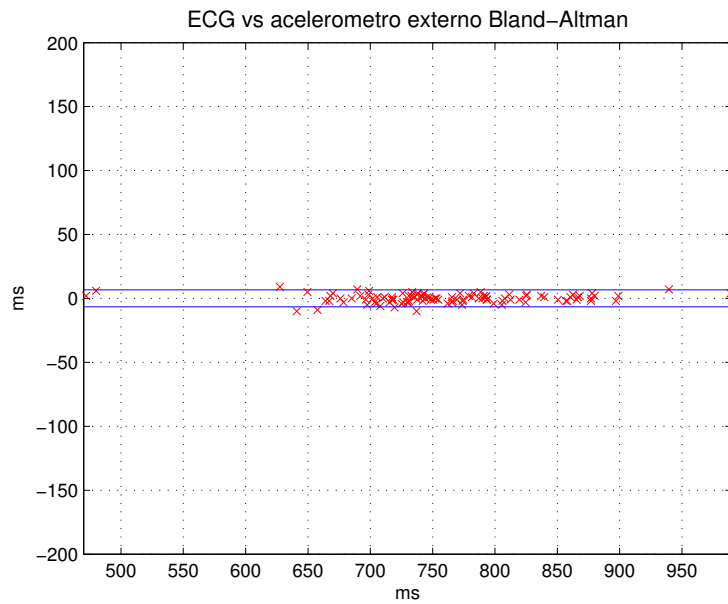


Figura 5.14: Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 1).

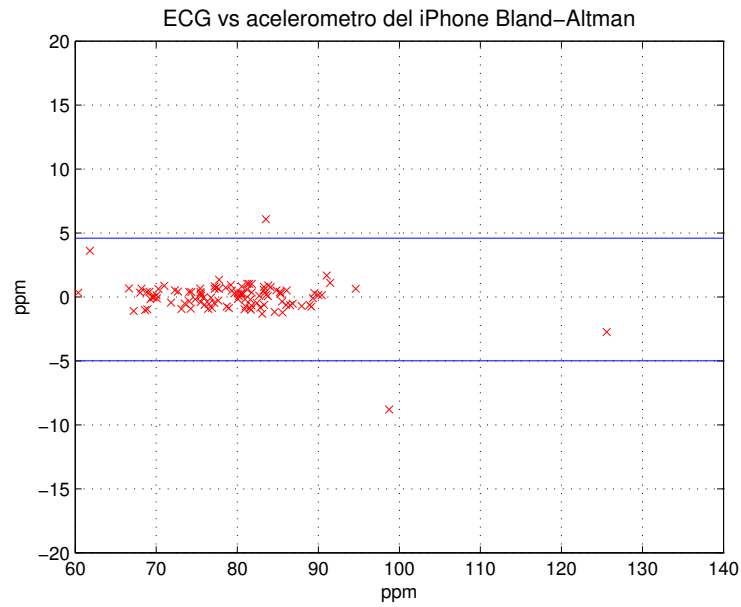


Figura 5.15: Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 1).

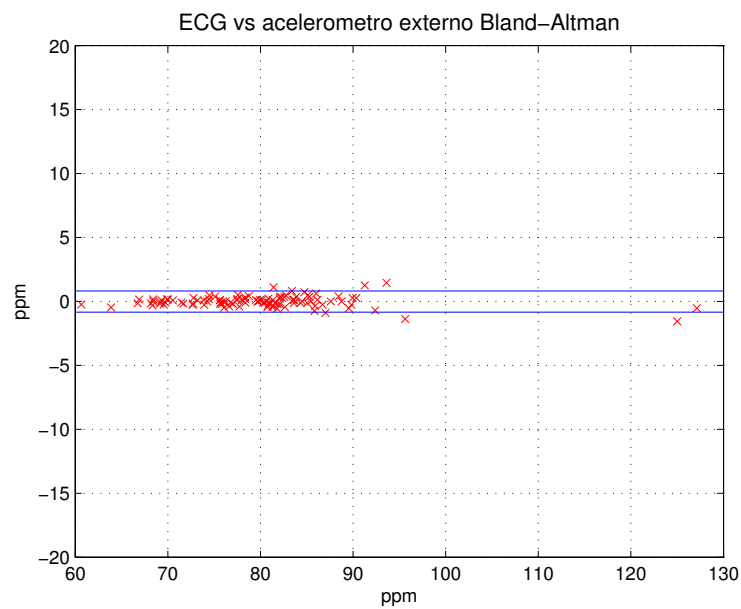


Figura 5.16: Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 1).

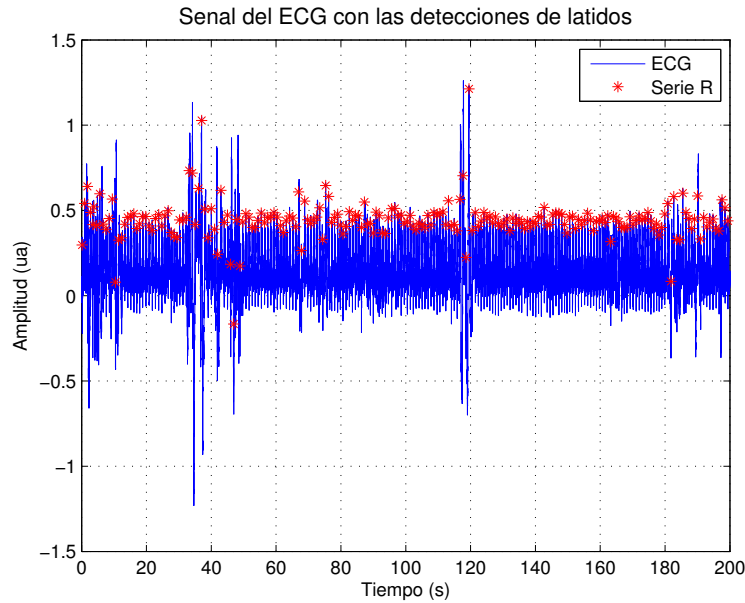


Figura 5.17: Señal del electrocardiograma con la serie R detectada por el detector QRS Hamilton-Tompkins (Sujeto 2)

Sujeto 2

En la Figura 5.17 en la página 52, se puede observar la señal del electrocardiograma, con la detección de la serie R. En la Figura 5.18 en la página 53, se puede observar la señal detectada por el iPhone con la aplicación desarrollada, y las detecciones de la serie R que la misma realiza.

Nuevamente, se puede observar como la aplicación desarrollada va detectando los latidos, y en caso de un falso positivo o negativo, este se corrige. El punto de detección no coincide exactamente con la posición de la onda R en el electrocardiograma, por tener unas características diferentes. Sin embargo, la distancia entre dos latidos es prácticamente la misma. En la Figura 5.19 en la página 53, se puede observar la señal del acelerómetro externo.

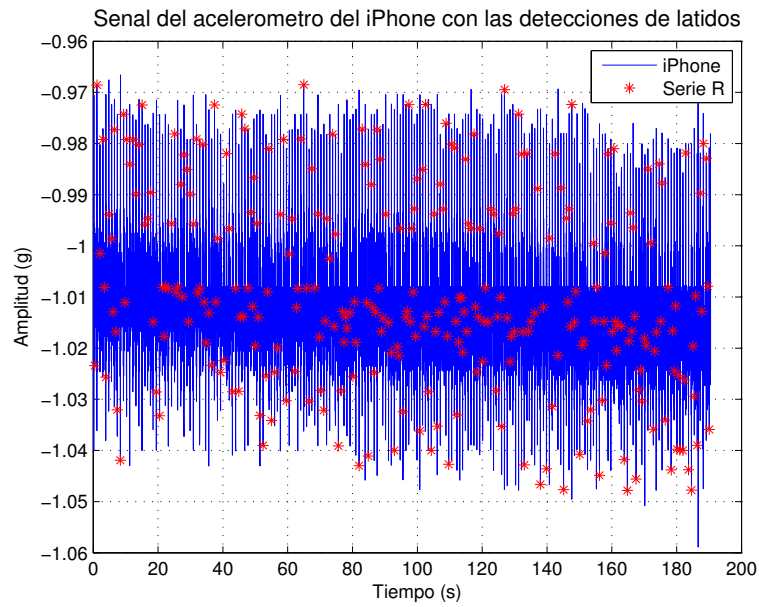


Figura 5.18: Señal del acelerómetro del iPhone con la serie R detectada por la aplicación desarrollada (Sujeto 2)

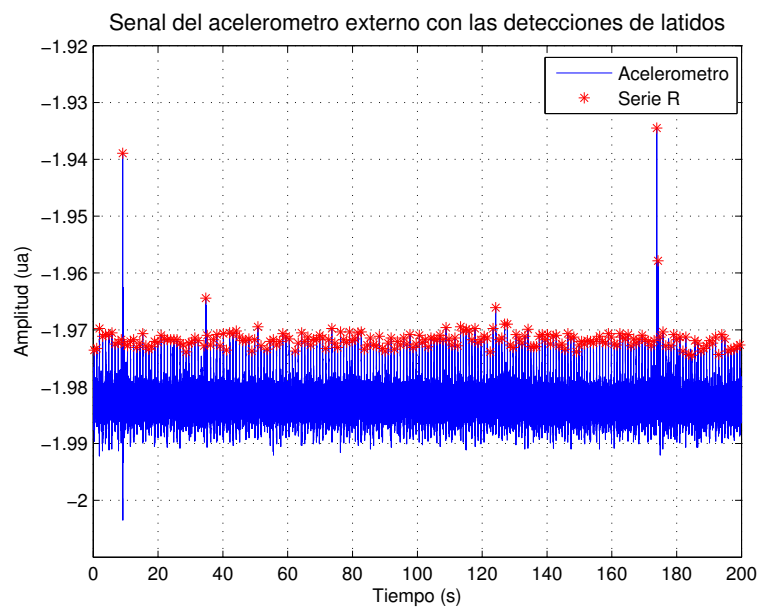


Figura 5.19: Señal del acelerómetro externo con la serie R detectada con el algoritmo MATLAB (Sujeto 2)

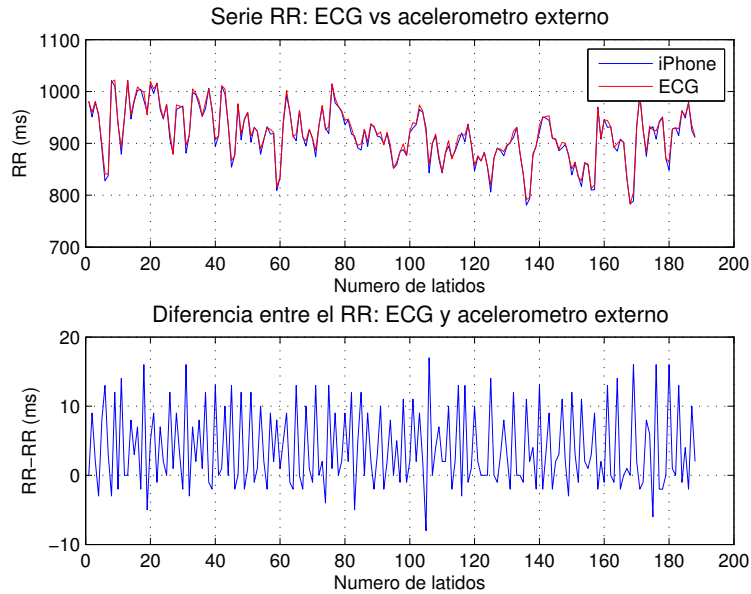


Figura 5.20: De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del iPhone (Sujeto 2); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro del iPhone (Sujeto 2).

Análogo al análisis del Sujeto 1, para poder comparar las 3 señales, se calcula la serie RR. En la Figura 5.20 en la página 54, en la parte superior se puede observar las series RR del electrocardiograma y del iPhone, mientras que en la parte inferior se puede observar la diferencia entre las dos series RR. En la Figura 5.21 en la página 55, se puede observar el mismo caso anterior pero comparando el electrocardiograma con el acelerómetro externo.

En las comparaciones entre las series RR se pueden observar que en este caso las señales del electrocardiograma y del iPhone se asemejan más que en la comparación entre electrocardiograma y acelerómetro externo. Esto es debido al cable de conexión del acelerómetro, el cual no es muy flexible y este comportamiento puede introducir ruido en el proceso de medición.

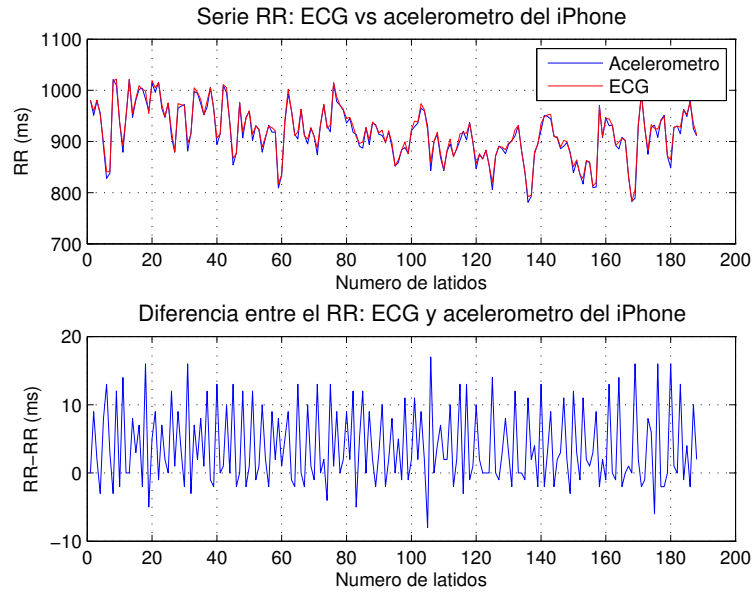


Figura 5.21: De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 2); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 2).

En la Figuras 5.22 y 5.23, se pueden observar los gráficos Bland Altman con respecto al tiempo, mientras que en las Figuras 5.24 y 5.25 se pueden observar los gráficos Bland Altman con respecto a las pulsaciones por minuto.

Al comparar las Figuras 5.22 y 5.24 con las Figuras 5.23 y 5.25, se puede observar que el acelerómetro del iPhone es más preciso que el externo. La desviación estándar en el gráfico Bland Altman que compara el electrocardiograma y el acelerómetro externo es de 15,8 ms en la diferencia temporal, mientras que en la diferencia en pulsaciones por minuto es de 1,2 ppm. En el gráfico Bland Altman que compara el electrocardiograma y el iPhone la desviación estándar es de 5,7 ms en la diferencia temporal, mientras que en la diferencia en pulsaciones por minuto es de 0,43 ppm.

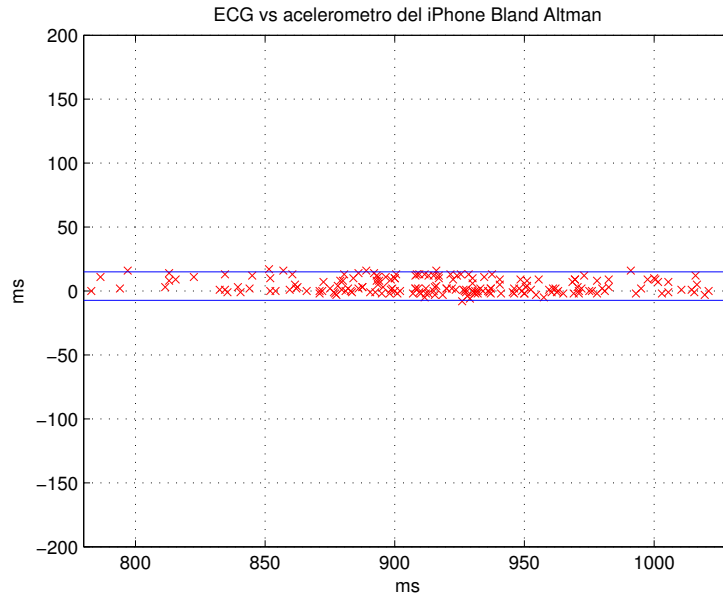


Figura 5.22: Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 2).

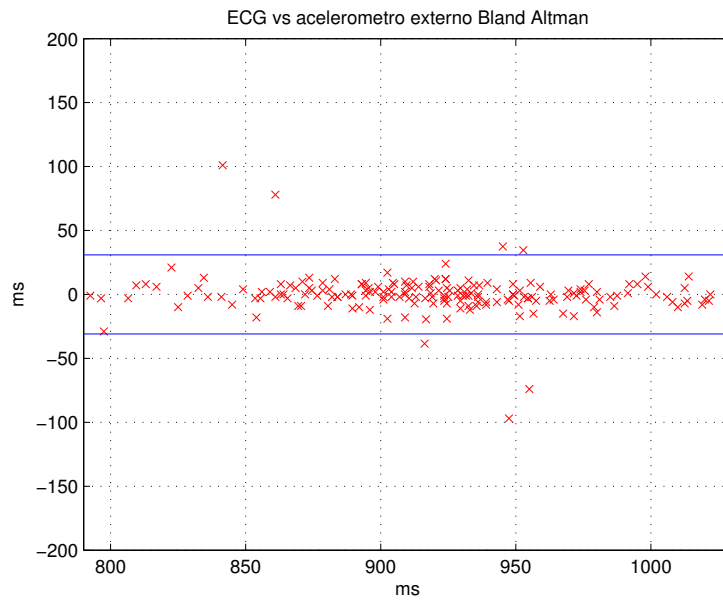


Figura 5.23: Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 2).

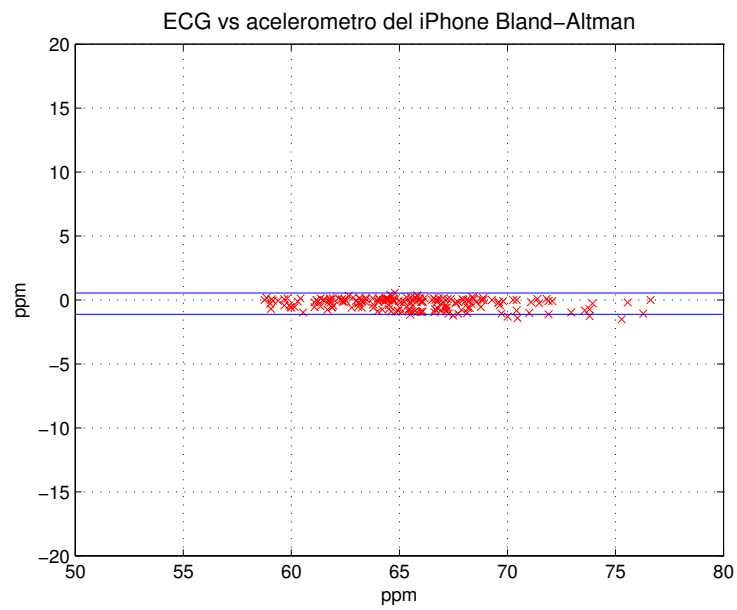


Figura 5.24: Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 2).

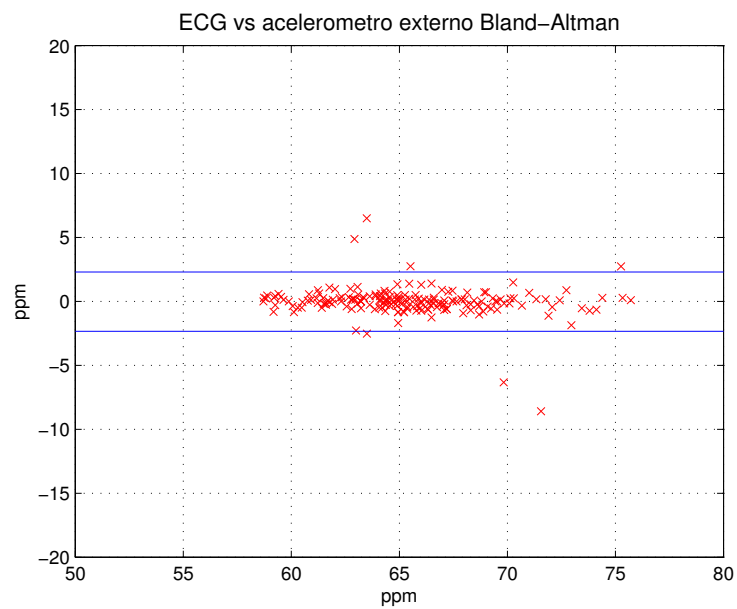


Figura 5.25: Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 2).

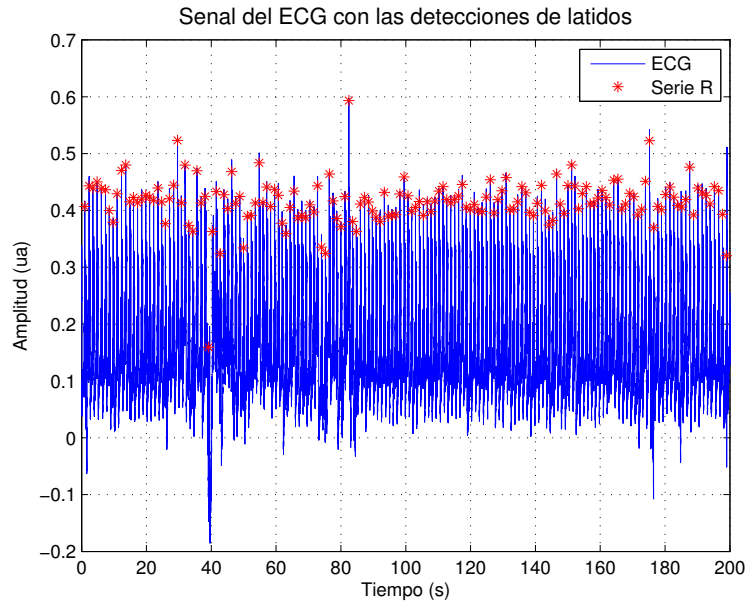


Figura 5.26: Señal del electrocardiograma con la serie R detectada por el detector QRS Hamilton-Tompkins (Sujeto 3)

Sujeto 3

En la Figura 5.26 en la página 58, se puede observar la señal del electrocardiograma, con la detección de la serie R. En la Figura 5.27 en la página 59, se puede observar la señal detectada por el iPhone con la aplicación desarrollada, y las detecciones de la serie R. En la Figura 5.28 en la página 59, se puede observar la señal del acelerómetro externo.

En la Figura 5.29 en la página 60, en la parte superior se puede observar las series RR del electrocardiograma y del iPhone, mientras que en la parte inferior se puede observar la diferencia entre las dos series RR. En la Figura 5.30 en la página 60, se puede observar el mismo caso anterior pero comparando el electrocardiograma con el acelerómetro externo.

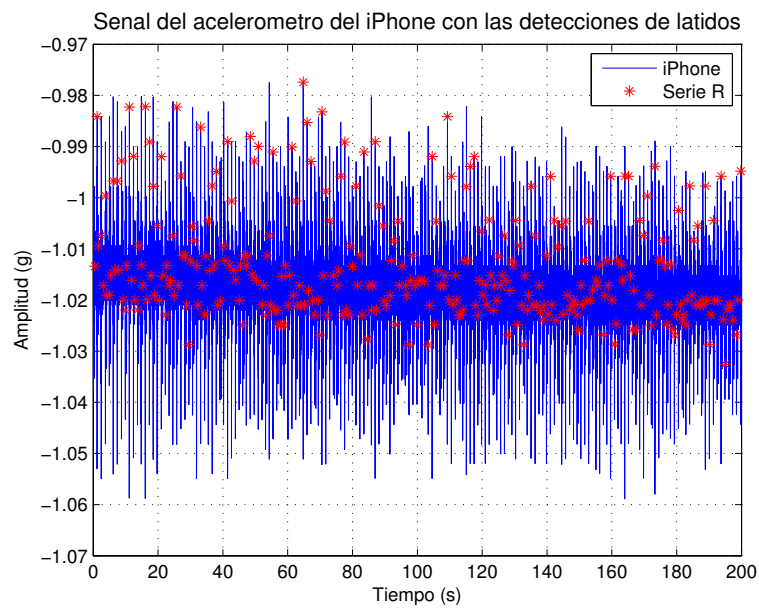


Figura 5.27: Señal del acelerómetro del iPhone con la serie R detectada por la aplicación desarrollada (Sujeto 3)

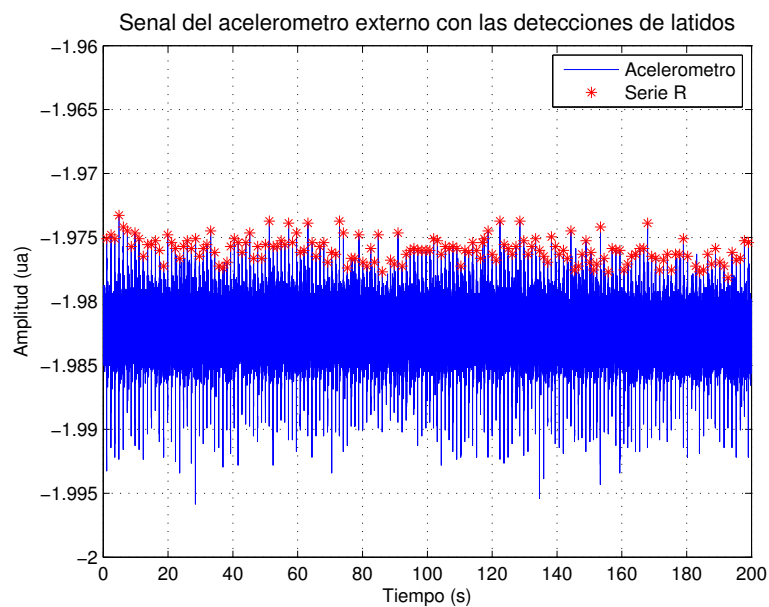


Figura 5.28: Señal del acelerómetro externo con la serie R detectada con el algoritmo MATLAB (Sujeto 3)

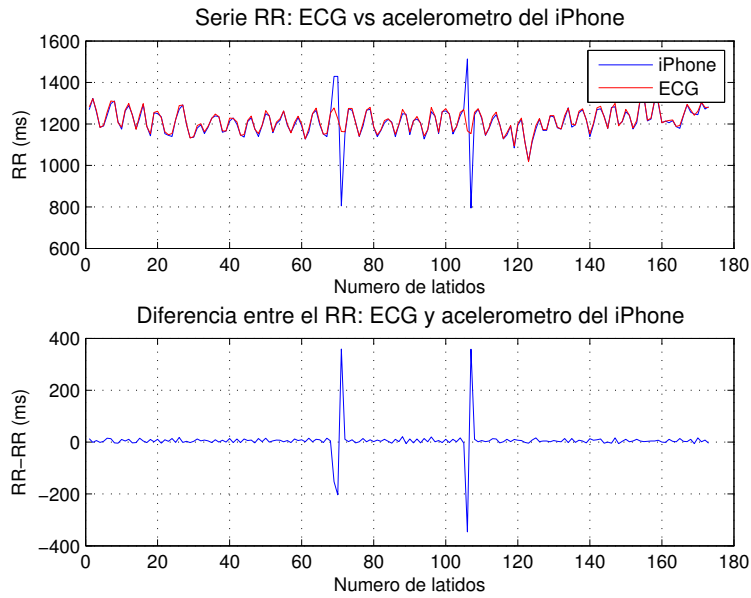


Figura 5.29: De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del iPhone (Sujeto 3); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del iPhone (Sujeto 3).

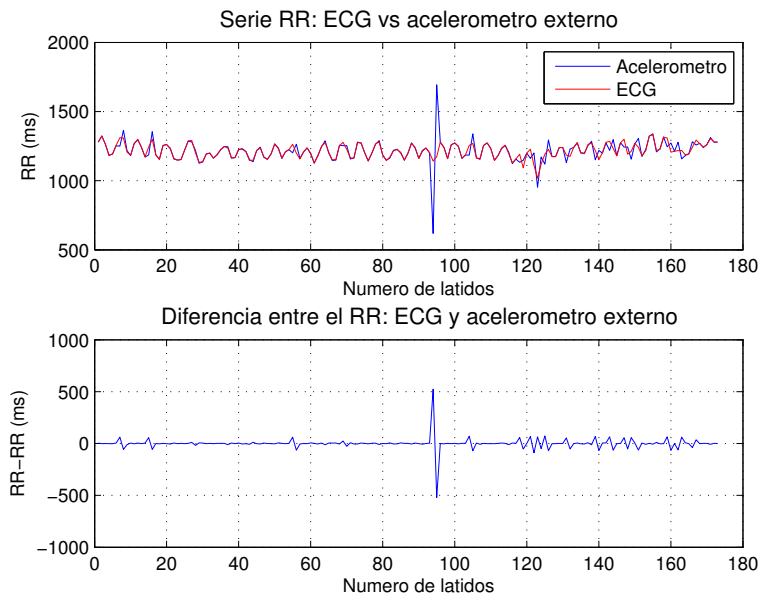


Figura 5.30: De arriba a abajo: Comparación de la serie RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 3); diferencia entre las series RR del electrocardiograma y del acelerómetro externo (Sujeto 3).

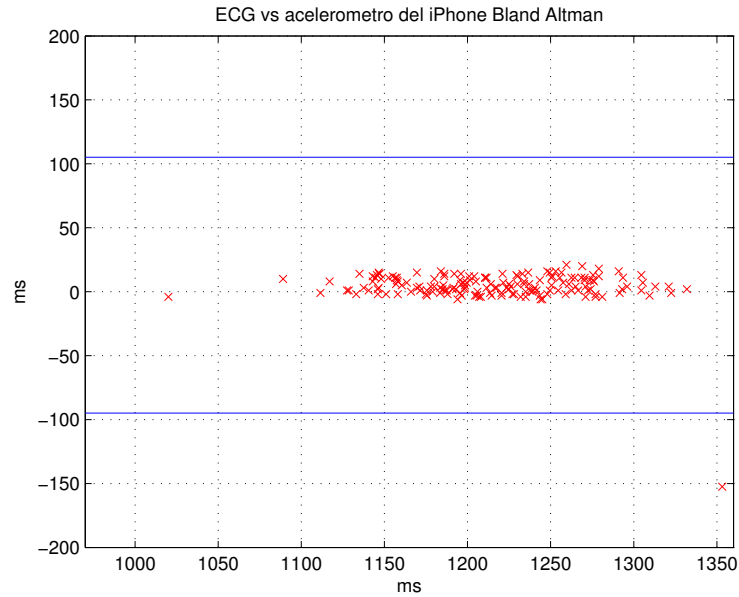


Figura 5.31: Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 3).

Igual que en el caso del Sujeto 2, las señales del electrocardiograma y del iPhone se asemejan más que la comparación entre electrocardiograma y acelerómetro externo, a pesar de que hay 2 puntos notablemente diferentes. El ruido que introduce el cable de conexión del acelerómetro externo es totalmente aleatorio.

En las Figuras 5.31 y 5.32, se pueden observar los gráficos Bland Altman con respecto al tiempo, mientras que en las Figuras 5.33 y 5.34 se pueden observar los gráficos Bland Altman con respecto a las pulsaciones por minuto.

Al comparar las Figuras 5.31 y 5.33 con las Figuras 5.32 y 5.34, se puede observar que el acelerómetro del iPhone es más preciso que el externo. La desviación estándar en el gráfico Bland Altman que compara el electrocardiograma y el acelerómetro externo es de 62,5 ms en la diferencia temporal, mientras que en la diferencia en pulsaciones por minuto es de 3,8 ppm.

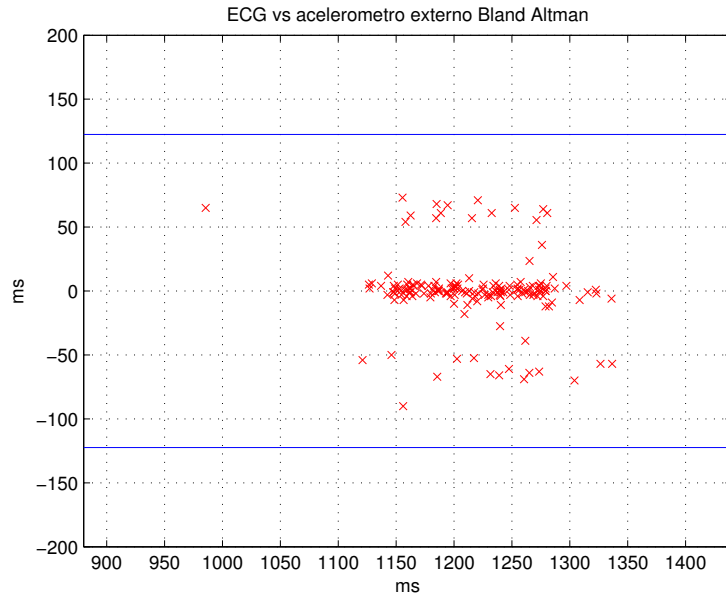


Figura 5.32: Representación gráfica Bland Altman en milisegundos de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 3).

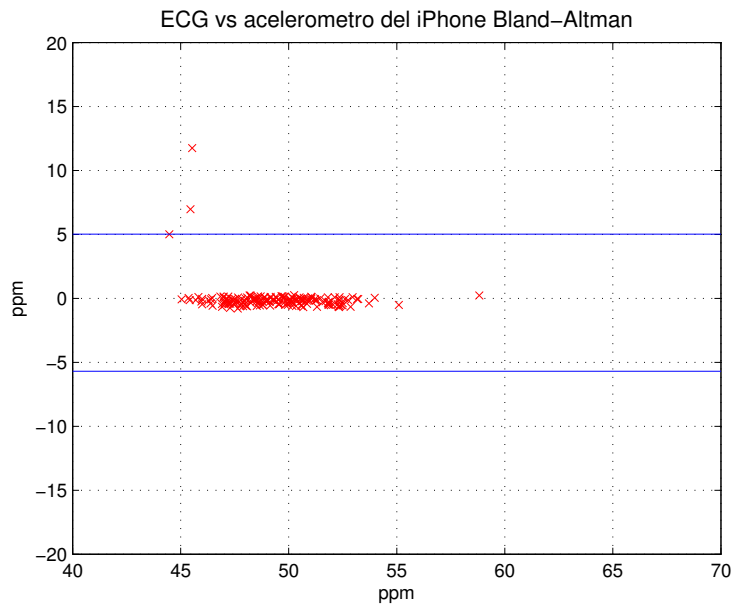


Figura 5.33: Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro del iPhone (Sujeto 3).

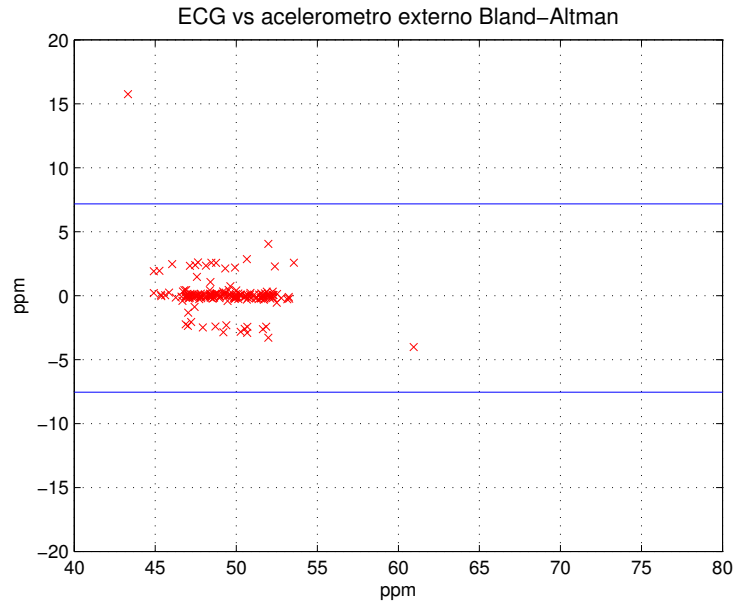


Figura 5.34: Representación gráfica Bland Altman en pulsaciones por minuto de la comparación entre el electrocardiograma y el acelerómetro externo (Sujeto 3).

En el gráfico Bland Altman que compara el electrocardiograma y el iPhone la desviación estándar es de 51 ms en la diferencia temporal, mientras que en la diferencia en pulsaciones por minuto es de 2,7 ppm.

Resumen

Los resultados de las mediciones en los diferentes sujetos, se pueden observar en la Tabla 5.1 en la página 64, donde se indica el valor promedio de la serie RR, tanto en milisegundos como en pulsaciones por minuto, y también la desviación estándar de la serie RR, también denominada SDNN. En dicha tabla se puede observar como los valores obtenidos por el acelerómetro externo se aproximan más que los obtenidos por el acelerómetro del iPhone, esto se debe a que la frecuencia de muestreo del acelerómetro del iPhone, que no es fija, y al ruido presente en las medidas. Suponiendo que el ruido es aditivo, blanco, gaussiano y de media nula, a veces el acelerómetro externo es más

preciso que el iPhone o viceversa.

Mientras, en las Tablas 5.2 y 5.3, se pueden observar las comparaciones en milisegundos y pulsaciones por minuto respectivamente. Estas comparaciones son entre el electrocardiograma y los métodos de medición que se implementaron, como la aplicación desarrollada y el acelerómetro externo. Donde una vez más se demuestra que ambos procesos se aproximan a los valores reales en la mayoría de los casos, con una desviación estándar promedio de 22,9 ms y 1,9 ppm, en el caso de la aplicación desarrollada, y con una desviación estándar promedio de 27,2 ms y 1,8 ppm, en el caso del acelerómetro externo.

Sujeto	Parámetros	ECG	iPhone	Acelerómetro
1	RR (ms)	758,45	736,64	758,39
	RR (ppm)	80,03	80,23	80,04
	SDNN (ms)	78,49	81,11	78,30
2	RR (ms)	919,45	915,60	919,43
	RR (ppm)	65,45	64,74	65,47
	SDNN (ms)	50,20	51,17	52,40
3	RR (ms)	1216,43	1211,33	1216,44
	RR (ppm)	49,42	49,75	49,59
	SDNN (ms)	52,41	75,55	80,96

Tabla 5.1: Resultados del estudio en diferentes sujetos.

Sujeto	$\sigma(\mathbf{RR}_{ECG}-\mathbf{RR}_{iPhone})$ (ms)	$\sigma(\mathbf{RR}_{ECG}-\mathbf{RR}_{ACC})$ (ms)
1	12,07	3,38
2	5,69	15,79
3	51,03	62,47

Tabla 5.2: Comparación entre el electrocardiograma con respecto al acelerómetro del iPhone y el acelerómetro externo en milisegundos.

Sujeto	$\sigma(\mathbf{RR}_{ECG}-\mathbf{RR}_{iPhone})$ (ppm)	$\sigma(\mathbf{RR}_{ECG}-\mathbf{RR}_{ACC})$ (ppm)
1	2,45	0,42
2	0,43	1,18
3	2,74	3,75

Tabla 5.3: Comparación entre el electrocardiograma con respecto al acelerómetro del iPhone y el acelerómetro externo en pulsaciones por minuto.

This page intentionally left blank.

6

Conclusiones

En el proyecto realizado se ha logrado desarrollar una aplicación para dispositivos móviles con sistema operativo iOS, capaz de estimar el valor del ritmo cardíaco con una desviación estándar promedio menor a 2 pulsaciones por minuto. La estimación del ritmo cardíaco se ha realizado a partir de medidas de aceleración. La aplicación desarrollada se ha validado con el dispositivo móvil iPhone 4. Hace falta un acelerómetro lo suficientemente sensible para detectar los cambios de aceleración producidos por el ritmo cardíaco. De entre los dispositivos móviles analizados en este proyecto, el acelerómetro modelo LIS331DLH que integra el iPhone 4 tiene las mejores prestaciones.

A continuación, se detalla los principales resultados obtenidos tras el desarrollo de este proyecto:

- Se ha diseñado la interfaz gráfica de la aplicación siguiendo el tipo de aplicación de pestañas que propone el entorno de desarrollo de Xcode, para poder diseñar las diferentes secciones de medición, instrucciones e información.
- Para poder estimar el ritmo cardíaco mediante el uso del acelerómetro del iPhone 4, se ha asignado un objeto (*delegate*) para atender las llamadas del acelerómetro a una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Esto permite, no interrumpir el procesado de las muestras y el funcionamiento de la interfaz gráfica.
- Se ha integrado el cuestionario que determina el estado de ánimo del usuario. Utilizando una lista dinámica para incorporar un total de 15 preguntas, y un UIPickerView para acotar las posibles respuestas y evitar validaciones.
- Se han implementado las funciones necesarias en Objective-C, que permiten almacenar: la señal del acelerómetro, su procesado, y las respuestas del cuestionario. Además, estos datos pueden enviarse via e-mail, al centro de análisis para poder llevar a cabo el estudio de los hábitos de vida que lleva cada usuario a largo plazo.
- Se ha desarrollado un algoritmo en Objective-C para el procesado de las componentes de aceleración. Dicho algoritmo implementa 2 filtros, paso bajo y paso alto. Los coeficientes de los filtros se han ajustado después de realizar pruebas experimentales.
- Además, se ha implementado un algoritmo de detección de falsos positivos y negativos. Al corregir estos, se obtuvo una mejor aproximación a

las estimaciones realizadas con el electrocardiograma.

- Se han realizado medidas experimentales con el objetivo de comparar la estimación del ritmo cardíaco mediante las componentes de aceleración. Dichas medidas han consistido en obtener en las señales del electrocardiograma (referencia) y acelerómetro externo. Para detectar las ondas R en las señales, se ha desarrollado un algoritmo en MATLAB.
- Para observar las diferencias temporales y de pulsaciones por minuto, se ha calculado la diferencia de las series RR, entre electrocardiograma y el acelerómetro externo, y entre el electrocardiograma y la aplicación desarrollada, respectivamente.
- Se ha utilizado el método estadístico de Bland-Altman para observar gráficamente la dispersión de las muestras en la estimación del ritmo cardíaco.
- La estimación del ritmo cardíaco se ha obtenido con una desviación estándar promedio menor a 2 pulsaciones por minuto, debido a la inestabilidad en la frecuencia de muestreo del acelerómetro del móvil.

Además, la aplicación desarrollada ofrece una ventaja frente a otras que utilizan la cámara para estimar el ritmo cardíaco. El procesador de la cámara puede procesar 30 fotogramas por segundo. Por lo tanto, al configurar el acelerómetro a una frecuencia de muestreo teórica de 100 Hz, se obtiene una mejor resolución temporal.

Finalmente, este proyecto ha demostrado que es viable estimar el ritmo cardíaco mediante las componentes de aceleración que proporciona el acelerómetro que integra un *smartphone*. En la Sección 7, se habla de las posibles perspectivas que ha abierto este proyecto.

This page intentionally left blank.

7

Trabajos futuros

La aplicación desarrollada abre la posibilidad de realizar el seguimiento de pacientes en el ámbito de la telemedicina. Además, se plantea como una alternativa a un monitor holter que posee un nivel de procesamiento menor al que puede ejecutar un *smartphone*, aunque posee una autonomía mayor. El sistema desarrollado permite un procesamiento más complejo y un cuestionario para determinar el estado de ánimo del paciente, lo que ayudaría a determinar el origen de algunas anomalías en la estimación del ritmo cardíaco.

En la estimación del ritmo cardíaco, se han realizado diferentes pruebas y se pudo observar que, debido a diferencias inter sujeto, el umbral para

detectar las pulsaciones cardíacas debe cambiar. Para ello, será necesario realizar un software con un umbral adaptativo y robusto para poder realizar la estimación del ritmo cardíaco a varios segmentos de la población.

Además, se propone que el análisis de la estimación del ritmo cardíaco conjuntamente con las respuestas del cuestionario que determina el estado de ánimo, se realice en el mismo móvil que realiza las medidas, sin depender de un centro de análisis. Después de realizar el análisis se pueden recomendar algunas actividades a realizar a los usuarios.

Para un mayor alcance en la población, esta aplicación debería de ser desarrollada para otras plataformas móviles. Actualmente, los sistemas operativos predominantes son Android y iOS, con una cuota de mercado en el Estado Español de 55,97% y 33,39% [17], respectivamente. El desarrollo para nuevas plataformas, siempre estaría condicionado por el acelerómetro que integre el teléfono móvil.

Bibliografía

- [1] Nielsen. *Un 49% de los teléfonos en España son smartphones*. [consulta: 15 de abril 2012]. Disponible en <<http://www.europapress.es/portaltic/movilidad/dispositivos/noticia-49-telefonos-espana-son-smartphones-20111221130551.html>>
- [2] STMicroelectronics. *Hoja de especificaciones LIS33DLH*. [consulta: 15 de abril de 2012]. Disponible en <http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00213470.pdf>
- [3] AKM. *Hoja de especificaciones AK8973*. [consulta: 15 de abril de 2012]. Disponible en <<http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/219477/AKM/AK8973.html>>
- [4] Marshal, A; Medvedev, O; Antonov, A. *Use of a smartphone for improved self management of pulmonary rehabilitation*, International Journal of Telemedicine and Applications, vol. 2008, pp. 1-5.
- [5] LeMoyne, R; Mastroianni, T; Cozza, M; Coroian C; Grundfest, W. *Implementation of an iPhone as a wireless accelerometer for quantifying gait*

- characteristics*, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010.
- [6] LeMoyne, R; Mastroianni, T; Cozza, M; Coroian C; Grundfest, W. *Implementation of an iPhone for characterizing Parkinson's disease tremor through a wireless accelerometer application*, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010.
- [7] Okada, S; Fujiwara, Y; Suzuki, S; Yasuda, M; Makikawa, M. *Proposal for a Method of Non-restrictive Measurement of Resting Heart in a Lying Position*, Journal of physiological anthropology, vol. 25, pp. 299-305, 2006.
- [8] Kwon, S; Lee; Chung, G; Park, K. *Validation of heart rate extraction through an iPhone accelerometer*, 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2011.
- [9] Ramos-Castro, J; Moreno, J; Miranda-Vidal, H; García-González, M; Fernández-Chimeno, M; Rodas, G; Capdevila Ll. *Heart Rate Variability using a Seismocardiogram signal*, artículo entregado al 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2012.
- [10] Terry, P; Lane, A; Fogarty, G. *Construct validity of the Profile of Mood States - Adolescents for use with adults*, Psychology of Sport and Exercise, vol. 4, pp. 125-139, 2003.
- [11] Andrade, E; Arce, C; Torrado, J; Garrido, J; De Francisco, C; Arce, I. *Factor Structure and Invariance of the POMS Mood State Questionnaire in Spanish*, The Spanish Journal of Psychology, vol. 12, no. 1, pp. 444-452, 2010.
- [12] Apple Inc. iOS Developer Library. [consulta: 20 de diciembre de 2011]. Disponible en <<https://developer.apple.com/library/ios/navigation/>>

BIBLIOGRAFÍA

- [13] Apple Inc. iOS Developer Library. *Tools for iOS Development*. [consulta: 18 de enero de 2012]. Disponible en <https://developer.apple.com/library/ios/#referencelibrary/GettingStarted/URL_Tools_for_iPhone_OS_Development/_index.html#//apple_ref/doc/uid/TP40007593>
- [14] Apple Inc. iOS Developer Library. Data Management. *AccelerometerGraph*, Versión 2.5. [consulta: 3 de febrero de 2012]. Disponible en <<https://developer.apple.com/library/ios/#samplecode/AccelerometerGraph/Introduction/Intro.html>>
- [15] Hamilton, P; Tompkins, W. *Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 33, pp. 1157-1165, 1986.
- [16] Bland, J; Altman, D. *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*, The Lancet, vol. 327, pp. 307-310, 1986.
- [17] StatCounter Global Stats. [consulta: 9 de mayo de 2012]. Disponible en <http://gs.statcounter.com/#mobile_os-ES-monthly-201104-201204>

This page intentionally left blank.

Anexos



Comparación de los acelerómetros

En este estudio se compararán los acelerómetros de un iPhone 4 y un HTC. Al analizar los acelerómetros se deben obtener los datos del mismo, para ello se utilizarán aplicaciones disponibles tanto en Apple Store en el caso del iPhone 4, como en el Android Market en el caso del HTC Desire.

El procedimiento de obtención de datos se llevará a cabo colocando cada móvil cerca de una columna de una edificación, ya que este punto es el que menos ruido tiene; luego de colocar los móviles se guardará la información del

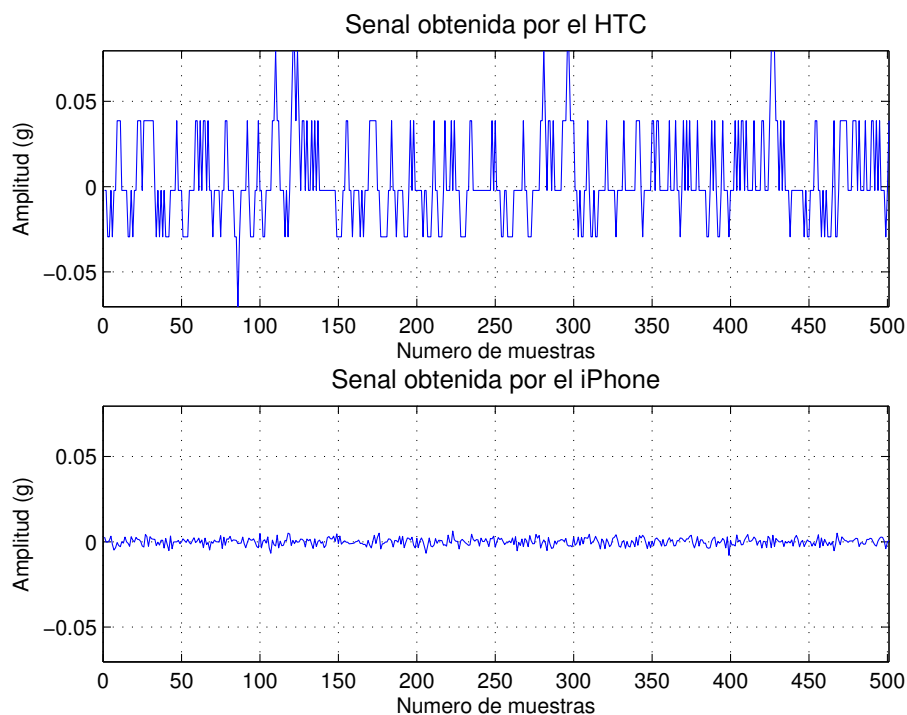


Figura A.1: De arriba a abajo: Señal del acelerómetro de un móvil HTC en una ventana de 500 muestras; señal del acelerómetro de un iPhone 4 en una ventana de 500 muestras.

acelerómetro a una frecuencia de 100 Hz. El acelerómetro proporciona datos en tres direcciones o ejes (como lo son: x , y , z); en este caso se analizará el eje z . Se procederá a calcular la desviación estándar de la señal obtenida para poder observar el nivel de ruido.

La señal obtenida por el HTC se muestra en la parte superior de la Figura A.1, mientras que la señal obtenida por el iPhone se muestra en la parte inferior. En dicha figura se puede apreciar el nivel de ruido presente en ambas señales.

En el caso del iPhone 4, la desviación estándar del eje z es igual a:

$$\sigma_{iPhone} = 0.0022g$$

En el caso del HTC desire es igual a:

$$\sigma_{HTC} = 0.0251g$$

Al obtener la relación entre ambos acelerómetros

$$\frac{\sigma_{HTC}}{\sigma_{iPhone}} = \frac{0.0251g}{0.0022g} = 11.1476$$

Se puede concluir que la desviación estándar del acelerómetro del iPhone 4, es 11 veces menor que la del HTC Desire.