



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

**Implementación de un sistema de obtención de frecuencia cardíaca a
partir del seismocardiograma**

AUTOR:

Jara Arcos, Ronald Frank

Trabajo de Titulación previo a la obtención del Grado Académico de
MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES

TUTOR:

Palacios Meléndez, Edwin Fernando

Guayaquil, Ecuador

22 de Enero del 2018



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por el Magíster **Jara Arcos, Ronald Frank** como requerimiento parcial para la obtención del Grado Académico de **MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES**.

TUTOR

Palacios Meléndez, Edwin Fernando

DIRECTOR DEL PROGRAMA

Romero Paz, Manuel de Jesús

Guayaquil, a los 22 días del mes de enero del año 2018



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Jara Arcos, Ronald Frank**

DECLARÓ QUE:

La tesis **“Implementación de un sistema de obtención de frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma”**, previa a la obtención del grado Académico de **Magíster en Telecomunicaciones**, ha sido desarrollado, respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizó del contenido, veracidad y alcance científico de la tesis del Grado Académico en mención.

Guayaquil, a los 22 días del mes de enero del año 2018

EL AUTOR

Jara Arcos, Ronald Frank



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

Yo, **Jara Arcos, Ronald Frank**

Autorizó a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución de la Tesis de Maestría titulada: **“Implementación de un sistema de obtención de frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 22 días del mes de enero del año 2018

EL AUTOR

Jara Arcos, Ronald Frank

REPORTE DE URKUND

The screenshot shows the URKUND interface. On the left, a document summary is provided: 'Documento: Jara_Ronald.docx (D31603285)', 'Presentado: 2017-10-23 15:18 (-05:00)', 'Presentado por: fernandopm23@hotmail.com', 'Recibido: edwin.palacios.ucsg@analysis.orkund.com', and 'Mensaje: Revisión TT Ronald Jara. 1% de estas 17 páginas, se componen de texto presente en 2 fuentes.' On the right, a table titled 'Lista de fuentes' lists five sources with checkboxes for selection. The bottom of the interface features a toolbar with icons for navigation and actions like 'Reiniciar', 'Exportar', and 'Compartir'. A yellow warning box at the bottom right indicates '1 Advertencia'.

Lista de fuentes	Bloques
Categoría	Enlace/nombre de archivo
	Litteratursogning Gruppe 17gr8...
	http://physionet.org/physiobank/d...
	http://repositorio.ucsg.edu.ec/han...
	MONOGRAFIA 2010 para imprimir.doc
	INSUFICIENCIA CARDIACA.doc

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE
GUAYAQUIL SISTEMA DE POSGRADO MAESTRÍA EN
TELECOMUNICACIONES

TEMA: Implementación de un sistema de obtención
de frecuencia cardiaca a partir del
seismocardiograma

AUTOR: Jara Arcos, Ronald Frank

Trabajo de Titulación previo a la obtención del
Grado Académico de Magíster en
Telecomunicaciones

TUTOR: Palacios Meléndez, Edwin Fernando

Guayaquil, Ecuador

Dedicatoria

El presente trabajo de examen complejo previo a la obtención del grado académico de Magister en Telecomunicaciones, está dedicado primeramente a Dios por todas las bendiciones regadas sobre mi familia.

A mis padres, Narciso Jara e Irene Arcos quienes siempre fueron mi principal apoyo tanto para obtener los grados académicos de Ingeniero y Magister en Telecomunicaciones.

A mis hermanos, John y Andrés Jara Arcos que me apoyaron moralmente durante esta etapa de estudios.

A mi esposa Jazmín Moreno y mi hijo Thiago Royel Jara Moreno porque son mi fuente de energía para culminar el presente trabajo.

A mi tía Inés Arcos y mi abuelito Carlos Luis Arcos Mite por su apoyo incondicional.

Al Director de la Maestría, M. Sc. Manuel Romero Paz y a todos los docentes de la Maestría en Telecomunicaciones quienes nunca desistieron al enseñarme, aunque a veces por motivos de trabajo no ponía mucha atención, pero aún, así continuaron depositando su esperanza en mí.

A los revisores del presente trabajo, M. Sc. Luis Córdova Rivadeneira y M. Sc. Néstor Zamora Cedeño.

A mi tutor y amigo, M. Sc. Edwin Fernando Palacios Meléndez por su constante revisión y apoyo para culminar el trabajo de titulación mediante examen complejo.

Para ellos es esta dedicatoria del examen complejo, pues es a ellos a quienes se las debo por su apoyo incondicional.

Agradecimientos

Primeramente, deseo expresar mi sincero agradecimiento a mi tuto, M. Sc. Edwin Fernando Palacios Meléndez, por el tiempo, dedicación y apoyo que me brindó en el desarrollo del presente trabajo de examen complejo. Muchas gracias por su enseñanza en aprender a utilizar MatLab, ya que sin esta herramienta no se hubiese logrado obtener los resultados esperados.

Muchas gracias, a mis padres, hermanos, tía, abuelo y en especial a mi esposa e hijo.



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____

PALACIOS MELÉNDEZ, EDWIN FERNANDO
TUTOR

f. _____

ROMERO PAZ, MANUEL DE JESÚS
DIRECTOR DEL PROGRAMA

f. _____

ZAMORA CEDEÑO, NÉSTOR ARMANDO
REVISOR

f. _____

CÓRDOVA RIVADENEIRA, LUIS SILVIO
REVISOR

ÍNDICE GENERAL

Índice de Figuras	XI
Resumen	XIII
Abstract	XIV
Capítulo 1: Generalidad del trabajo complejo.....	15
1.1. Introducción.....	15
1.2. Antecedentes	16
1.3. Definición del problema a investigar.....	17
1.4. Justificación del problema.	17
1.5. Objetivos de la investigación.	18
1.5.1. Objetivo General.....	18
1.5.2. Objetivos específicos.....	18
1.6. Hipótesis de la investigación.	18
1.7. Metodología de la investigación utilizada.	18
Capítulo 2: Fundamentos teóricos.	20
2.1. Origen del seismocardiograma.....	20
2.2. Adquisición del seismocardiograma	21
2.3. Señal del seismocardiograma	22
2.4. Parámetros de interés clínico extraídos a partir del SCG	24
2.5. Procesamiento digital del SCG.....	26
2.6. Correlación con otras señales biológicas	27
2.6.1. Seismocardiograma vs. Fonocardiograma.....	27
2.6.2. Seismocardiograma vs. Balistocardiograma	28
2.6.3. Aplicaciones del seismocardiograma	28
2.7. Transformada de Hilbert.....	28
Capítulo 3: Implementación de un método para la obtención de la FCI a partir del SCG.	31
3.1. Entorno de trabajo Matlab	31
3.2. Utilización del Matlab y ejemplo de código para el cálculo de la Transformada de Hilbert.....	32

3.3. Cargar señales de la base de datos Physionet.....	35
3.4. Descripción de las señales utilizadas	37
3.5. Descripción del método para la obtención de la FCI usando la Transformada de Hilbert.....	41
3.6. Resultados obtenidos.....	49
Conclusiones	53
Recomendaciones	54
Bibliografía.....	55

Índice de Figuras

Capítulo 2:

Figura 2. 1: Ubicación de acelerómetros para la medición del SCG.	21
Figura 2. 2: Orientación de los ejes del acelerómetro.	22
Figura 2. 3: ECG y SCG según la anotación, donde ATC es la contracción auricular; MC el cierre de la válvula mitral; AO la apertura de la válvula aórtica, MA el punto de aceleración máxima en sangre en la aorta; AC el cierre de la válvula aórtica, MO la apertura mitral válvula; y RF el llenado rápido del ventrículo izquierdo.	23
Figura 2. 4: Representación del SCG, ECG y las fases de la respiración para un único ciclo.	24
Figura 2. 5: Representación del SCG y ECG de un sujeto sentado en un tren, panel A: el tren parado en la estación; panel B: el tren circulando.	26
Figura 2. 6: Relación del Fonocardiograma con eventos del ciclo cardiaco.	27

Capítulo 3:

Figura 3. 1: Entorno de trabajo de Matlab.	31
Figura 3. 2: Ejemplo en Matlab de calculo de Transformada de Hilber para una señal sinusoidal.	34
Figura 3. 3: Gráficas generadas por la aplicación wfdbdemo de la herramienta WFDB.	36
Figura 3. 4: Sensor para registrar la respiración del Biopac MP36.	38
Figura 3. 5: Cables del Biopac MP36.	39
Figura 3. 6: Parte frontal del Biopac MP36.	39
Figura 3. 7: Parte trasera del Biopac MP36.	39
Figura 3. 9: Configuración realizada por software para cada.	40
Figura 3. 8: Funcionamiento interno del Biopac MP36.	41
Figura 3. 10: Diagrama en bloque de los pasos de la implementación del Método de la Transformada de Hilbert.	42

Figura 3. 11: (a) Señales de entrada en rojo ECG en azul SCG, (b) misma señales que (a) pero apliadas.....	43
Figura 3. 12: Representación de color rojo de la frecuencia fundamental de la señal.....	44
Figura 3. 13: Señal SCG filtrada que contiene la frecuencia cardiaca fundamental. Elaborado por: Autor	44
Figura 3. 14: Fase de la señal filtrada.....	46
Figura 3. 15: Serie de la frecuencia cardiaca instantánea hallada por el Método de la Transformada de Hilbert.....	46
Figura 3. 16: Señal de entrada b002 de la base de datos CEBS.	50
Figura 3. 17: Señal de entrada b002 de la base de datos CEBS (imagen ampliada).....	50
Figura 3. 18: Detección de la frecuencia principal de la señal (punto rojo)...	51
Figura 3. 19: FCI extraida a partir del SCG de la señal b002.	51

Resumen

Una de las áreas de las telecomunicaciones relacionadas a la biomedicina es el procesamiento de señales biomédicas, cuyos trabajos son muy abordados por investigadores. El desarrollo de métodos no invasivos y no restrictivos para el monitoreo cardíaco es un tema de creciente interés por su aplicación al monitoreo en el hogar de personas de la tercera edad. Estudios recientes muestran que la señal del seismocardiograma (SCG) puede emplearse con estos fines. El desarrollo de acelerómetros sensibles y poco costosos, disponibles en teléfonos celulares, facilita la adquisición de esa señal. En este trabajo se implementó y evaluó un método para determinar la frecuencia cardíaca instantánea (FCI) mediante el procesamiento digital del SCG utilizando la Transformada de Hilbert para tal propósito. Para evaluar el método se utilizaron señales de SCG y electrocardiograma (ECG) adquiridas simultáneamente en sujetos sanos de la base de datos CEBS en el sitio www.physionet.org de Internet, de calidad reconocida internacionalmente.

Palabras clave: Procesamiento, Señales, Adquisición, FCI, SCG, monitoreo no invasivo.

Abstract

One of the areas of telecommunications related to biomedicine is the processing of biomedical signals, whose work is much approached by researchers. The development of non-invasive and non-restrictive methods for cardiac monitoring is a topic of growing interest in its application to home monitoring of the elderly. Recent studies show that the signal from the seismocardiogram (SCG) can be used for these purposes. The development of sensitive and inexpensive accelerometers, available in cell phones, facilitates the acquisition of that signal. In this work, a method to determine the instantaneous heart rate (FCI) was implemented and evaluated by the digital processing of the SCG using the Hilbert Transform for this purpose. To evaluate the method, SCG and electrocardiogram (ECG) signals were acquired simultaneously in healthy subjects from the CEBS database on the Internet site www.physionet.org, of internationally recognized quality.

Keywords: Processing, Signals, Acquisition, FCI, SCG, non-invasive monitoring.

Capítulo 1: Generalidad del trabajo complejo.

1.1. Introducción.

El seismocardiograma (SCG) es una medida de las vibraciones cardiacas transmitidas a la pared torácica por el corazón durante su movimiento (Rienzo, Vaini, Castiglioni, & Merati, 2013; J Zanetti, 1990). Su adquisición se realiza de forma no invasiva mediante acelerómetros, los cuales son cada vez de mayor calidad, sensibles, pocos costosos y se encuentran integrados en la mayoría de los dispositivos portátiles, fundamentalmente en teléfonos celulares (Laurin, Blaber, & Tavakolian, 2013).

El SCG se considera una señal con componentes espectrales por debajo de los 20 Hz, cuya morfología corresponde a eventos específicos del ciclo cardíaco (Bombardini & Gemignani, 2008; Crow, Hannan, Jacobs, & Hedquist, 1994). Brinda información clínica importante relacionada a la contractilidad miocárdica (Bozhenko, 1961) y los intervalos de tiempo sistólico (Tavakolian, 2010; Tei, 1995).

Se pueden encontrar aplicaciones del SCG en diferentes áreas de la medicina clínica tales como: determinación de la variabilidad del ritmo cardíaco, diagnóstico de enfermedades de la arteria coronaria e isquemias, optimización de la terapia de resincronización cardíaca, y como herramienta para monitorizar la frecuencia cardíaca (Rienzo et al., 2013).

La principal ventaja del SCG es el bajo costo de su adquisición, lo que, además, facilita la monitorización desde el hogar principalmente en zonas rurales donde la distancia entre el hospital y el hogar es un factor crítico y en personas de la tercera edad. Otra ventaja del SCG es la eliminación de los electrodos utilizados en el monitoreo a partir del electrocardiograma (ECG), esto permite un monitoreo no restrictivo ya que la monitorización puede realizarse durante el sueño sin dificultar esta actividad al paciente.

El desarrollo del método de procesamiento directo del ECG para obtener la FCI en el artículo de Barros y otros colaboradores (Barros & Ohnishi, 2001) y dado el carácter casi periódico del SCG han sido las bases del desarrollo de los métodos de procesamiento del SCG para obtener la FCI que se proponen en este trabajo, considerando los beneficios de utilizar el SCG para la monitorización cardiaca.

1.2. Antecedentes

Durante la etapa inicial de investigación del presente trabajo de titulación se pudo constatar que existe información relacionada al procesamiento de señales biomédicas en el repositorio de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil (UCSG). Los trabajos encontrados abordaron el pre-procesamiento y procesamiento de señales electrocardiográficas (ECG), así como el tratamiento de señales ECG.

Aunque, en la plataforma de trabajos de maestría en telecomunicaciones de la UCSG no se encontraron investigaciones relacionadas a la obtención de frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma, se podría indicar que la información sirvió como base para pensar en el tema que se está desarrollando.

También, se realizó una búsqueda de información a través de revistas de ingeniería biomédica y tecnologías. A continuación, se muestran en resumen publicaciones con afinidad a los SCGs:

Por ejemplo, los autores Jain, Tiwari, & Chourasia, (2016) presentan en su publicación un sistema basado en Seismocardiografía (también llamado SCG) para monitorear la señal de sonido del corazón a largo plazo. También, utiliza un acelerómetro, que es de pequeño tamaño y bajo peso y, por lo tanto, muy cómodo de usar. Tal sistema también fue robusto a varios ruidos que suceden en los escenarios de la vida real. Finalmente, se proporcionó un análisis detallado del sistema propuesto y su rendimiento es comparado con el rendimiento del sistema de fonocardiografía (PCG).

Por ejemplo, en el trabajo presentado por Dinh, (2011) presenta un diseño de Seismocardiografía. El dispositivo utiliza un acelerómetro de triple eje para medir las aceleraciones de la pared torácica producidas por las actividades del corazón. El dispositivo también proporciona un electrocardiograma para el diagnóstico de enfermedades del corazón. El seismocardiograma y el electrocardiograma se almacenan en una tarjeta de memoria y se recuperan en una computadora. El dispositivo fue construido usando componentes de bajo costo y es fácil de usar. Puede recopilar datos de hasta 10 horas sin recargar la batería o transferir archivos.

Mientras, que el trabajo de los investigadores (Inan et al., 2015) durante la última década, ha resurgido el área de la evaluación cardiomecánica discreta, a través del avance de los métodos para medir e interpretar las señales de balistocardiograma (BCG) y seismocardiograma (SCG). Las nuevas soluciones de instrumentación han permitido la medición de BCG y SCG fuera de la configuración clínica, en el hogar, en el campo e incluso en microgravedad. Los algoritmos de procesamiento de señal personalizados han reducido el ruido de medición, la extracción de características clínicamente relevantes y el modelado de señales.

1.3. Definición del problema a investigar.

El **problema científico** de este trabajo es que: “Existe poca información bibliográfica y trabajos de investigación subidos en el repositorio y biblioteca general de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil acerca del uso del seismocardiograma para la obtención de la frecuencia cardíaca instantánea”.

1.4. Justificación del problema.

Los métodos de obtención de la frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma será de gran utilidad para los maestrantes en telecomunicaciones, y a su vez va permitir el desarrollo de nuevos temas de titulación y/o de diversas investigaciones relacionadas a las señales biomédicas.

1.5. Objetivos de la investigación.

1.5.1. Objetivo General.

El **objetivo general** de este trabajo es realizar una investigación donde se estudien los fundamentos teóricos de la señal del seismocardiograma, así como la implementación de un método basado en la transformada Hilbert para la obtención de la frecuencia cardíaca instantánea a partir del seismocardiograma.

1.5.2. Objetivos específicos.

1. Estudiar los fundamentos teóricos de la señal del seismocardiograma.
2. Implementar un método para la obtención de la frecuencia cardíaca instantánea a partir del seísmo cardiograma usando el software Matlab.
3. Evaluar los resultados obtenidos de la obtención de la frecuencia cardíaca instantánea.

1.6. Hipótesis de la investigación.

La **hipótesis** de este trabajo es que: “Si se realiza una revisión bibliográfica con respecto al seismocardiograma y se implementa un método para la obtención de la frecuencia cardíaca a partir de este se sentarían las bases para el estudio en nuestra universidad de esta bioseñal”.

1.7. Metodología de la investigación utilizada.

Muchos investigadores tienen diferentes criterios y definiciones del tipo de metodología a utilizar en proyectos de grado/titulación o trabajos investigativos. Los desarrollos de proyectos en ingeniería son considerados del tipo empírico-analítico con un enfoque netamente cuantitativo. Aunque, muy pocos trabajos pueden utilizar un corte mixto, es decir, cuanti y cualitativamente.

El trabajo desarrollado para la obtención de la señal cardíaca es un diseño de investigación descriptivo y exploratorio. Descriptivo, ya que se encarga de caracterizar los fundamentos teóricos relacionados al objeto de estudio del trabajo de titulación. Exploratorio, porque se realiza una

búsqueda avanzada de información para que los estudiantes, tanto en pregrado y posgrado disponga de una herramienta sencilla. Adicionalmente, el actual diseño de investigación, utiliza un diseño propio a través del modelado con énfasis en el diseño de simulación de métodos de obtención de la frecuencia cardiaca.

Capítulo 2: Fundamentos teóricos.

En este capítulo se aborda el origen del seismocardiograma, sus principales características: morfología, ancho de banda, correlación con otras señales, tecnología para su adquisición, los principales parámetros de interés biológico derivados del SCG, así como sus aplicaciones en la medicina.

2.1. Origen del seismocardiograma

El término seismocardiograma se deriva de la palabra sismograma, que no es más que el registro de los movimientos del suelo, utilizado en la sismología para estudiar los terremotos y las ondas elásticas que se generan en el interior y la superficie de la Tierra (seísmos o sismos). La primera aplicación del SCG data de la década de 1920, donde el geofísico alemán Angenheister detectó tras la colocación de un instrumento para registrar los movimientos de la tierra, señales cardíacas provenientes de la vibración del cuerpo (Yang, 2015).

La palabra seismocardiograma fue usada por primera vez en la década de 1960 por investigadores rusos. Dos grupos comandados por Roman Baevski y Bozhenko respectivamente se apropiaron de la tecnología de la sismología para medir la aceleración proveniente de las vibraciones cardíacas. En el caso del grupo dirigido por Bozhenko la medición se realizó utilizando un acelerómetro, el cual era un oscilador resorte-magnético que generaba corriente de una bobina de inducción acorde a la aceleración detectada y cubría un rango de frecuencia desde 4 Hz a 40 Hz (Laurin et al., 2013). Bozhenko además se las ingenió para monitorizar el SCG y ECG al mismo tiempo, lo que permitió analizar las componentes sistólicas y diastólicas del SCG y su relación con las ondas del ECG (Yang, 2015).

En aquella época el objetivo de los investigadores rusos era aplicar esta tecnología como método para monitorizar la salud en el programa aeroespacial, así después del primer test experimental sobre un perro en el programa Sputnik 3, el primer SCG registrado a un astronauta se realizó

sobre Vostok 5-6 y se mantuvo hasta los primeros años de la década de 1970. En el siglo XXI aún el SCG se utiliza por la Estación Espacial Internacional como parte de experimentos espaciales (Yang, 2015).

Contrario a la implementación del SCG en el área aeroespacial, su aplicación clínica y comercial fue relativamente lenta, su primera aplicación en las clínicas se remonta a 1991 la cual requirió el uso de un sensor de aceleración cuyo peso era de 0,8 kg y de un medio ambiente controlado con el sujeto acostado en posición supina, lo cual era cuestionable para los estándares modernos y provocó la reducción del interés por el SCG hasta el reciente desarrollo de acelerómetros miniaturizados basados en sistemas microelectromecánicos (MEMS).

2.2. Adquisición del seismocardiograma

El SCG puede detectarse de forma no invasiva mediante la colocación de un acelerómetro en la zona precordial del pecho del sujeto, por lo general, en la apófisis xifoides, ubicada en el extremo inferior del esternón tal como se muestra en la figura 2.1. (Tavakolian, 2010)

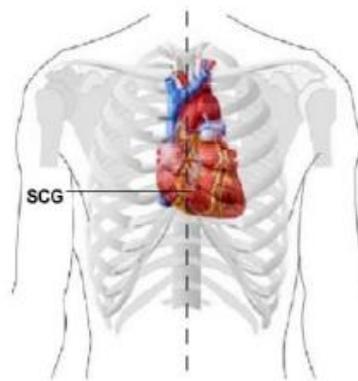


Figura 2. 1: Ubicación de acelerómetros para la medición del SCG.
Modificado de:(JM Zanetti & Tavakolian, 2013).

Actualmente se disponen de acelerómetros triaxiales que permiten observar las componentes del SCG en los tres ejes. La orientación de los ejes del acelerómetro varía, generalmente se configura de forma tal que la aceleración medida en el eje z corresponda a la sagital (dorso-ventral), mientras los ejes x o y registren las aceleraciones en la dirección pies a cabeza (componente longitudinal) o de izquierda a derecha (componente

lateral), cada componente SCG tiene su propio patrón con una magnitud del orden de unos pocos mg (donde g es la aceleración de la gravedad en la Tierra, lo que corresponde a $9,8 \text{ m/s}^2$) (Rienzo et al., 2013)

La figura 2.2 muestra un ejemplo de orientación de los ejes del acelerómetro.

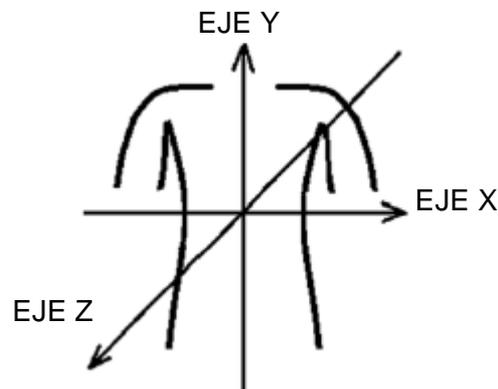


Figura 2. 2: Orientación de los ejes del acelerómetro.
Elaborado por: Autor.

La mayoría de los estudios sobre SCG solo se centran en la amplitud de la componente de aceleración dorso-ventral, sin embargo estudios recientes indican que las vibraciones cardiacas podrían estar proyectadas desproporcionalmente entre los tres ejes de medición, lo que puede conducir a malas interpretaciones de la forma de onda del SCG y los fenómenos fisiológicos subyacentes (Paukkunen & Parkkila, 2015)

2.3. Señal del seismocardiograma

El SCG tiene una estructura casi periódica y se compone de varias ondas que corresponden a eventos específicos del ciclo cardiaco (JM Zanetti & Tavakolian, 2013). Debido a que los acelerómetros empleados para detectar el SCG son capaces de barrer el espectro desde 0 Hz a frecuencias por encima de 1 kHz, en la actualidad existen dos vertientes con respecto a la gama del espectro de frecuencias de la señal seismocardiograma. Una sostiene que SCG pertenece solo a la gama infrasónica (en su mayoría de menos de 25 Hz), mientras que la otra escuela sostiene que las señales de

fonocardiograma (PCG) (>25 Hz) también se consideran como SCG de alta frecuencia (JM Zanetti & Tavakolian, 2013).

La figura 2.3 informa la anotación tradicional de los eventos mecánicos asociados con algunas de las ondas SCG, esta anotación fue realizada por Crow y sus colegas como resultado de una comparación directa del desplazamiento SCG con imágenes ecocardiográficas, donde ATC es la contracción auricular; MC el cierre de la válvula mitral; AO la apertura de la válvula aórtica; MA el punto de aceleración máxima en sangre en la aorta; AC el cierre de la válvula aórtica, MO la apertura de la válvula mitral; y RF el llenado rápido del ventrículo izquierdo (Crow et al., 1994). El origen de las ondas restantes sigue siendo materia de investigación.



Figura 2. 3: ECG y SCG según la anotación, donde ATC es la contracción auricular; MC el cierre de la válvula mitral; AO la apertura de la válvula aórtica, MA el punto de aceleración máxima en sangre en la aorta; AC el cierre de la válvula aórtica, MO la apertura mitral válvula; y RF el llenado rápido del ventrículo izquierdo.

Elaborado por: (Crow et al., 1994).

La forma de onda SCG está influenciada por la respiración. La figura 2.4 muestra como la amplitud del SCG varía en dependencia de la fase de la respiración. De manera general la respiración influye en el SCG de tres maneras diferentes (Rienzo et al., 2013):

1. Mediante la producción de una línea de base SCG (causada por los movimientos respiratorios del pecho).

- Mediante la modificación de la amplitud de las ondas SCG (por los cambios en la presión intra-torácica).

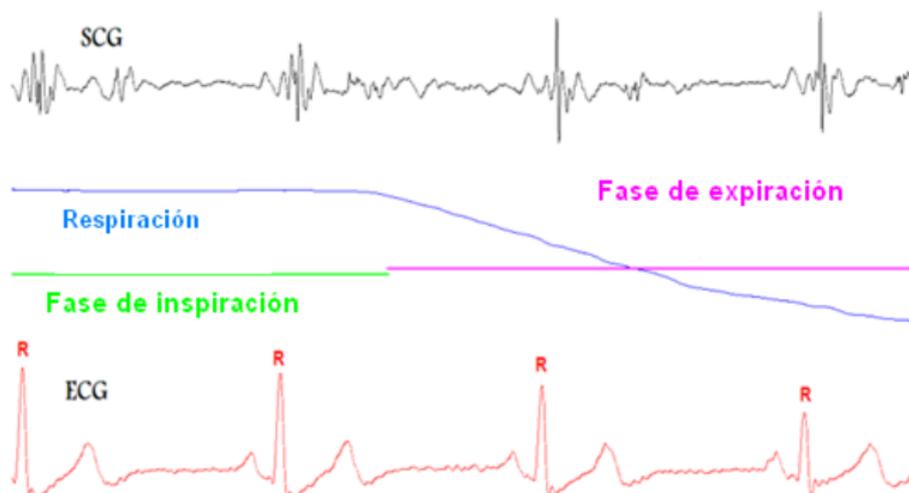


Figura 2. 4: Representación del SCG, ECG y las fases de la respiración para un único ciclo.

Elaborado por: (Paukkunen & Parkkila, 2015).

2.4. Parámetros de interés clínico extraídos a partir del SCG

Varios parámetros de interés biológico pueden ser derivados del complejo SCG. Se pueden clasificar en dos grupos: aquellos derivados a partir del análisis de la amplitud de las ondas del SCG específicas y los basados en la evaluación de los intervalos de tiempo entre las ondas SCG (Rienzo et al., 2013).

En relación con el primer grupo, se sugirió que la amplitud de la oscilación entre los puntos de AO y MA se relaciona con la tasa de aumento de presión ventricular izquierda (Gemignani, Bianchini, & Faita, 2010). La amplitud y el área de los desplazamientos SCG después de MA se utilizan, junto con otros parámetros, para estimar el volumen sistólico a través de una regresión lineal multivariable (Tavakolian, 2010). Además, la amplitud de la oscilación entre AC y MO se sugirió que estaba relacionado con la presión arterial de la aorta (Bombardini & Gemignani, 2008).

El segundo grupo de parámetros proporciona estimaciones de los intervalos de tiempo cardíaco, es decir, los períodos de tiempo entre los diferentes eventos que se producen durante las fases sistólica y diastólica

del ciclo cardíaco, referido como intervalos de tiempo sistólicos y diastólicos, respectivamente. Todos estos parámetros proporcionan información sobre la función ventricular (Rienzo et al., 2013).

A continuación, se proporciona una breve descripción de los parámetros principales de este grupo: Los intervalos de tiempo sistólicos incluyen:

- La sístole electromecánica, QS2, definida como el tiempo desde el inicio de la onda Q en el ECG y el cierre de la válvula aórtica (correspondiente al punto de AC en el SCG). □
- El tiempo de contracción isovolumétrica, IVCT, definido como el tiempo entre el cierre de la válvula mitral y la apertura de la válvula aórtica (correspondiente al intervalo de tiempo entre los puntos MC y AO en el SCG).
- El período de pre-eyección, PEP, se define como el tiempo entre la onda Q en el ECG y la apertura de la válvula aórtica (correspondiente al pico de AO en el SCG). PEP es un índice importante sobre la contractilidad del ventrículo izquierdo. En pacientes con insuficiencia ventricular izquierda, aumenta debido a la baja contractilidad causada por la disfunción miocárdial.
- El tiempo de eyección ventricular izquierda, LVET, definida como el tiempo entre la apertura y cierre de la válvula aórtica (AO y AC en el SCG). Este parámetro es otro índice importante de la contractilidad. Una débil contractilidad cardíaca se refleja por un alargamiento de este índice (Rienzo et al., 2013).

En cuanto a los intervalos de tiempo diastólico, el parámetro principal es el tiempo de relajación isovolumétrica, TRIV, definido como el intervalo de tiempo entre el cierre de la válvula aórtica y la apertura de la válvula mitral (AC y MO en el SCG). Este índice refleja el desempeño cardíaco durante la fase diastólica del ciclo cardíaco y puede ser útil en la evaluación de los pacientes con disfunción diastólica, por ejemplo, pacientes con insuficiencia cardíaca con fracción de eyección conservada (Rienzo et al., 2013).

Derivado de los índices anteriores se han propuesto otros como el índice de rendimiento miocárdico, $MPI = (IVCT + TRIV) / LVET$ (Tei, 1995), sugerido como un índice de la función miocárdica global durante todo el ciclo cardiaco.

2.5. Procesamiento digital del SCG

La señal SCG tiene un comportamiento espontáneo duradero siempre que el sujeto se encuentre quieto durante un tiempo, de esta forma bastaría eliminar la deriva de línea base introducida por la respiración a través de un filtro pasa alto para analizar sus características, sin embargo cuando son transmitidas al sujeto vibraciones externas, por ejemplo mientras viaja en carro o en tren, la señal SCG aparece ruidosa y es necesario calcular el promedio conjunto de la señal sobre pocos latidos (usualmente de 5 a 10), sincronizado con el pico R del ECG.

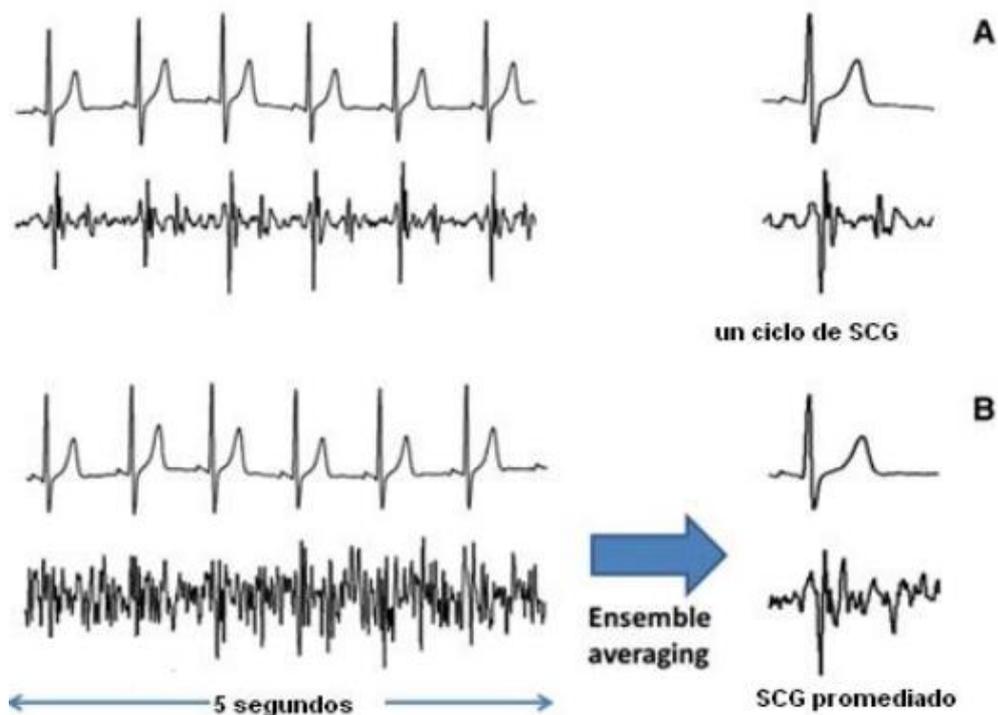


Figura 2. 5: Representación del SCG y ECG de un sujeto sentado en un tren, panel A: el tren parado en la estación; panel B: el tren circulando. Elaborado por: (Rienzo et al., 2013).

En la figura 2.5 se muestra un ejemplo de los 2 casos expuestos, suponiendo que el sujeto registrado se encuentra sentado en un tren subterráneo. En el panel A puede observarse que mientras el tren se

encuentra parado en la estación la calidad de la señal SCG es buena y no se requiere un promediado de la misma, no siendo así cuando el tren está circulando tal como se muestra en el panel B, donde un promediado conjunto de la señal sobre 5 latidos fue necesitado para recobrar las características del SCG (Rienzo et al., 2013).

2.6. Correlación con otras señales biológicas

El SCG es una de las señales de origen mecánico que se generan por el movimiento del corazón mientras late. Otras señales son el fonocardiograma (PCG) y el balistocardiograma (BCG). A continuación se comentan las relaciones de estas señales con el SCG.

2.6.1. Seismocardiograma vs. Fonocardiograma

Las vibraciones precordiales tienen componentes de frecuencia en ambas bandas: infrasónica y sónica. El fonocardiograma puede detectar vibraciones dentro del rango audible excluyendo las componentes subsónicas que representan una importante fracción de la potencia de la señal. Por el contrario, la tecnología actual permite obtener el SCG a partir de acelerómetros capaces de detectar desde 0 Hz hasta 1 kHz aproximadamente (JM Zanetti & Tavakolian, 2013), por lo tanto en la información obtenida del SCG se incluye el fonocardiograma que puede ser extraída con un filtrado paso alto (Castiglioni, Meriggi, Rizzo, & Vaini, 2011).

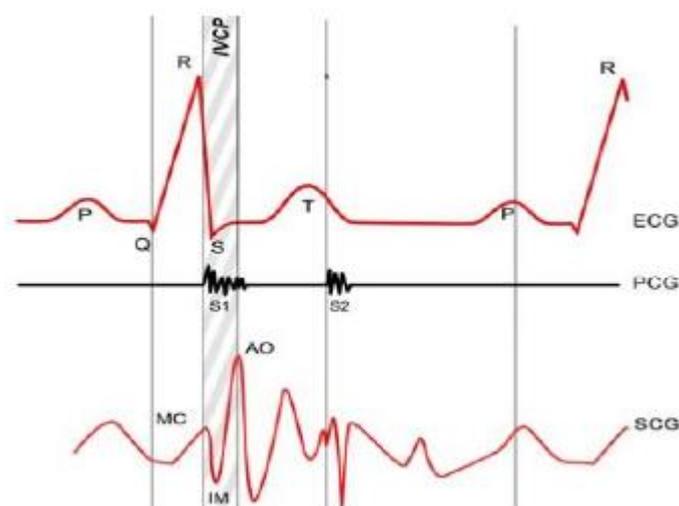


Figura 2. 6: Relación del Fonocardiograma con eventos del ciclo cardíaco.
Elaborado por: (Laurin et al., 2013).

2.6.2. Seismocardiograma vs. Balistocardiograma

El balistocardiograma registra los movimientos del cuerpo debidos a la eyección de sangre por el corazón en cada contracción. Es razonable asumir que al menos alguna componente BCG sea detectada por los acelerómetros SCG, junto con las vibraciones precordiales durante las fases de sístole y diástole del ciclo cardiaco (JM Zanetti & Tavakolian, 2013). Un informe sobre la presencia de información común compartida por las dos señales se proporciona en (Ngai, Tavakolian, & Akhbardeh, 2009).

2.6.3. Aplicaciones del seismocardiograma

Aunque en general el SCG no se ha desplegado en el ambiente clínico, sí se han realizado estudios que sugieren aplicaciones prometedoras de la misma, como por ejemplo para estimar los diferentes eventos del ciclo cardiaco (Gurev, 2012; Tavakolian, Blaber, Ngai, & Kaminska, 2010), evaluar la contractilidad miocárdial (Tavakolian, 2012). Además se ha demostrado que esta señal posee información suficiente para estimar la variabilidad del ritmo cardiaco (Laurin, Blaber, & Tavakolian, 2013; Ramos-Castro, 2012), así como para determinar información respiratoria (Pandia 2012, 2013). Otros estudios sugieren el SCG como soporte para otras mediciones, como en la monitorización de la actividad cardiaca durante una imagen por resonancia magnética (Jerosch-Herold, 1999; Naemura & Iseki, 2003), como complemento útil del ECG para el diagnóstico de isquemia y enfermedades de la arteria coronaria (Becker, 2013; Korzeniowska-Kubacka, Bilińska & Piotrowicz, 2005; Wilson, Bamrah, Lindsay, Schwaiger, & Morganroth, 1993), incluso en pruebas realizadas a animales se ha comprobado su eficacia en la detección de isquemia miocárdial, usando el ECG solo como referencia (Paukkunen, 2014).

2.7. Transformada de Hilbert

Como se explicará en el siguiente capítulo para la detección de la FCI a partir del SCG utilizaremos un método basado en la transformada de Hilbert. La es una herramienta usada en procesamiento de señales la cual es útil para describir la envolvente compleja de una señal modulado, es decir su fase. Fue nombrada así en honor al matemático alemán David Hilbert que

fue el primero que introdujo ese operador en 1905 para dar solución a un tipo de problema matemático. Su definición es:

$$\hat{s}(t) = \mathcal{H}\{s\}(t) = (h * s)(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t - \tau} d\tau.$$

donde $h(t)=1/\pi t$, considerando la integral como el valor principal (lo que evita la singularidad $\tau = t$). La respuesta en frecuencia de la Transformada de Hilbert calculada a partir de la Transformada de Fourier es la siguiente:

$$H(\omega) = \mathcal{F}\{h\}(\omega) = \begin{cases} +j & \text{si } \omega < 0 \\ -j & \text{si } \omega > 0 \end{cases}$$

O de manera equivalente:

$$H(\omega) = \mathcal{F}\{h\}(\omega) = -j \cdot \text{sgn}(\omega)$$

La anti transformada permite reconstruir la señal original y se define como:

$$s(t) = -(h * \hat{s})(t) = -\mathcal{H}\{\hat{s}\}(t).$$

La Tabla 1 muestra las transformadas de varias funciones matemáticas ampliamente utilizadas.

Tabla 1. Transformadas de varias funciones matemáticas

Señal $s(t)$	Transformada de Hilbert $\mathcal{H}\{s\}(t)$
$\sin(t)$	$-\cos(t)$
$\cos(t)$	$\sin(t)$
$\frac{1}{t^2 + 1}$	$\frac{t}{t^2 + 1}$
$\frac{\sin(t)}{t}$ Función sinc	$\frac{1 - \cos(t)}{t}$
$\Pi(t)$ función rectángulo	$\frac{1}{\pi} \ln \left \frac{t + \frac{1}{2}}{t - \frac{1}{2}} \right $
$\delta(t)$ Función delta de Dirac	$\frac{1}{\pi t}$

La Transformada de Hilbert es utilizada en comunicaciones ya que es una aproximación mucho más conveniente a dos tópicos, en particular el desplazamiento de fase en cuadratura y la modulación de banda lateral única (Carlson, Crilly, & Rutledge, 2002).

Capítulo 3: Implementación de un método para la obtención de la FCI a partir del SCG.

En este capítulo presentaremos un método basado en la Transformada de Hilbert para extraer la FCI a partir del SCG. Serán descritas también las herramientas computacionales utilizadas, así como la base de datos de señales de SCG.

3.1. Entorno de trabajo Matlab

En los trabajos desarrollados por (Correa Parodi, 2016; González Cevallos, 2017) explican que Matlab (abreviación del inglés *MATrix LABoratory*) es un entorno de desarrollo integrado enfocado a aplicaciones de álgebra y matemática, integra análisis numérico, cálculos matriciales, procesamiento de señales y construcción de gráficos en un ambiente fácil de usar donde los problemas y soluciones son expresados matemáticamente al contrario de la programación tradicional.

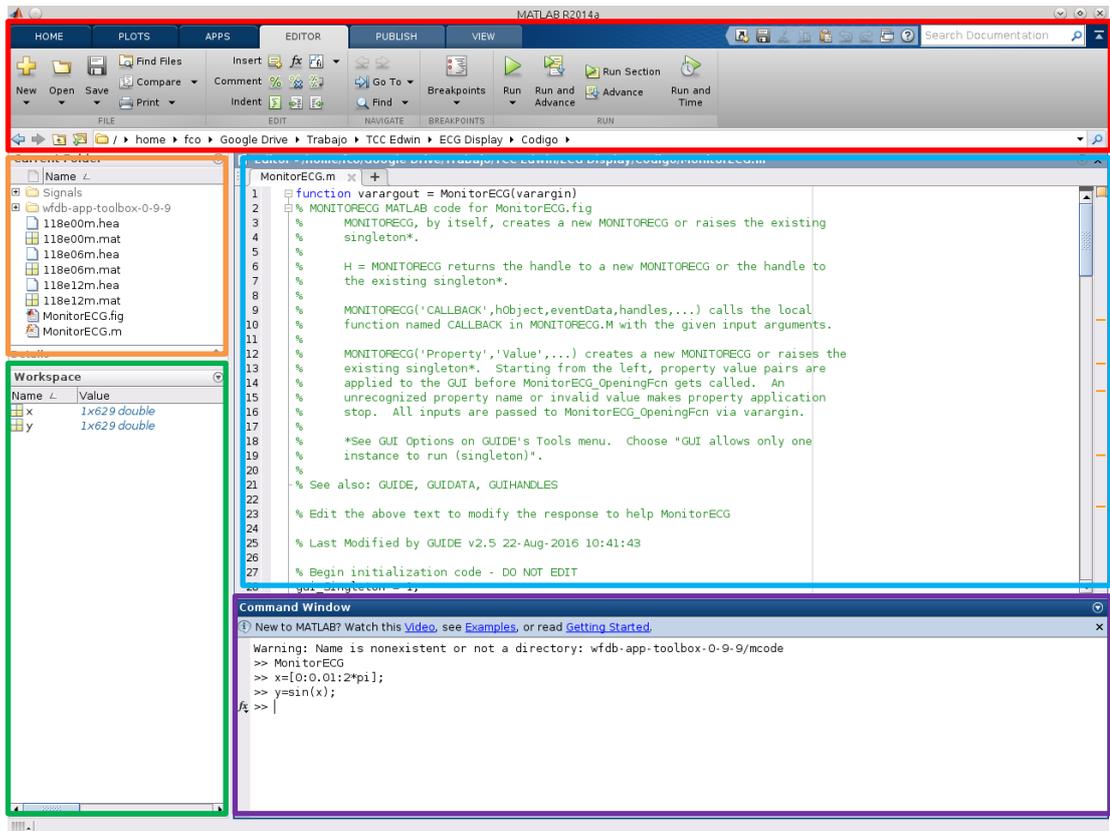


Figura 3. 1: Entorno de trabajo de Matlab.
Elaborado por: Autor.

Según (González Cevallos, 2017) Matlab proporciona un ambiente interactivo donde el elemento básico es una matriz. Este sistema permite la dar solución a muchos problemas numéricos en mucho menos tiempo del que se gastaría para escribir un programa semejante en otros lenguajes de programación como son Fortran, Basic o C, por citar algunos. Además, las soluciones son expresadas de una forma similar a como son escritas matemáticamente.

En la figura 3.1 se muestra el entorno de trabajo de Matlab 2014a el cual está conformado por diferentes áreas que serán explicadas a continuación. (Correa Parodi, 2016)

- El recuadro rojo enmarca la Barra de Menús donde se puede tener acceso rápidamente a las principales funciones del Matlab.
- El recuadro naranja enmarca el directorio actual en el que se encuentra posicionado el Matlab, así como los archivos contenidos en él.
- El recuadro verde enmarca el *Workspace* o espacio de trabajo, en esta área se muestran las variables que vamos creando mientras trabajamos.
- El recuadro azul enmarca el área para los *scripts* que son los programas que escribimos y quedan guardados en formato de texto .m. Si no se está escribiendo ningún *script* esta área desaparece dando paso al área de comandos.
- El recuadro violeta enmarca el área de comando en la cual se llaman las funciones del Matlab y se puede utilizar para realizar pruebas rápidas. A diferencia de lo escrito en el área para *scripts* lo escrito en esta área no se almacena en formato .m aunque es posible acceder a un histórico de los comandos ejecutados.

3.2. Utilización del Matlab y ejemplo de código para el cálculo de la Transformada de Hilbert.

Como ya se dijo anteriormente en este trabajo utilizaremos la Transformada de Hilbert para la extracción de la frecuencia cardiaca instantánea a partir del seismocardiograma, por lo que en este apartado a

manera de ilustrar el trabajo con Matlab crearemos una señal sinusoidal de 60 Hz y le calcularemos la Transformada de Hilbert.

La Transformada de Hilbert facilita la formación de la señal analítica. La señal analítica es muy utilizada en comunicaciones, particularmente en procesamiento pasa-bandas de señales (Guide, 1998).

La función **hilbert(x)** que trae implementada el software Matlab computa la Transformada de Hilbert para un arreglo de números reales **x** y devuelve una variable compleja **y** del mismo tamaño que la entrada donde la parte real es la información real original y la parte imaginaria es la Transformada de Hilbert actual, **y** es normalmente llamada la señal analítica en referencia a la señal analítica de tiempo continuo (Guide, 1998).

Una característica de la señal analítica de tiempo discreto es que su Transformada Z es 0 en la mitad inferior del círculo unitario. Muchas de las aplicaciones de la señal analítica están relacionadas a esta propiedad, por ejemplo la señal analítica es útil para evitar el efecto aliasing en operaciones de muestreo (Guide, 1998).

La magnitud de la señal analítica es la envolvente compleja de la señal original. La Transformada de Hilbert está desfasada 90° de la señal original, por lo que senos se convierte en cosenos y viceversa (Guide, 1998).

La señal analítica es muy útil cuando se desea calcular atributos instantáneos en series de tiempo y los atributos de series de tiempos en cualquier punto del tiempo. La amplitud instantánea de la secuencia de entrada la amplitud de la señal analítica. La fase instantánea de la secuencia de entrada es el ángulo de la señal analítica y la frecuencia instantánea es la velocidad de cambio de ángulo (Guide, 1998).

El siguiente ejemplo genera una gráfica (véase la figura 3.2) donde la señal original está en línea azul mientras que la Transformada de Hilbert está en línea roja.

```

% Creación de la base de tiempo
t = (0:1/1023:1);
% Creación de la señal x (seno)
x = sin(2*pi*60*t);
% Calculo de la Transformada de Hilbert
% usando la función del Matlab
y = hilbert(x);
% Ploteo de la señal original y de la señal resultante
plot(t(1:50),real(y(1:50))),
hold on,
plot(t(1:50),imag(y(1:50)),'r');
axis([0 0.05 -1.1 2]);
legend('Parte Real','Parte Imaginaria','location','northeast');
xlabel('Muestras')
ylabel('Amplitud (au)')

```

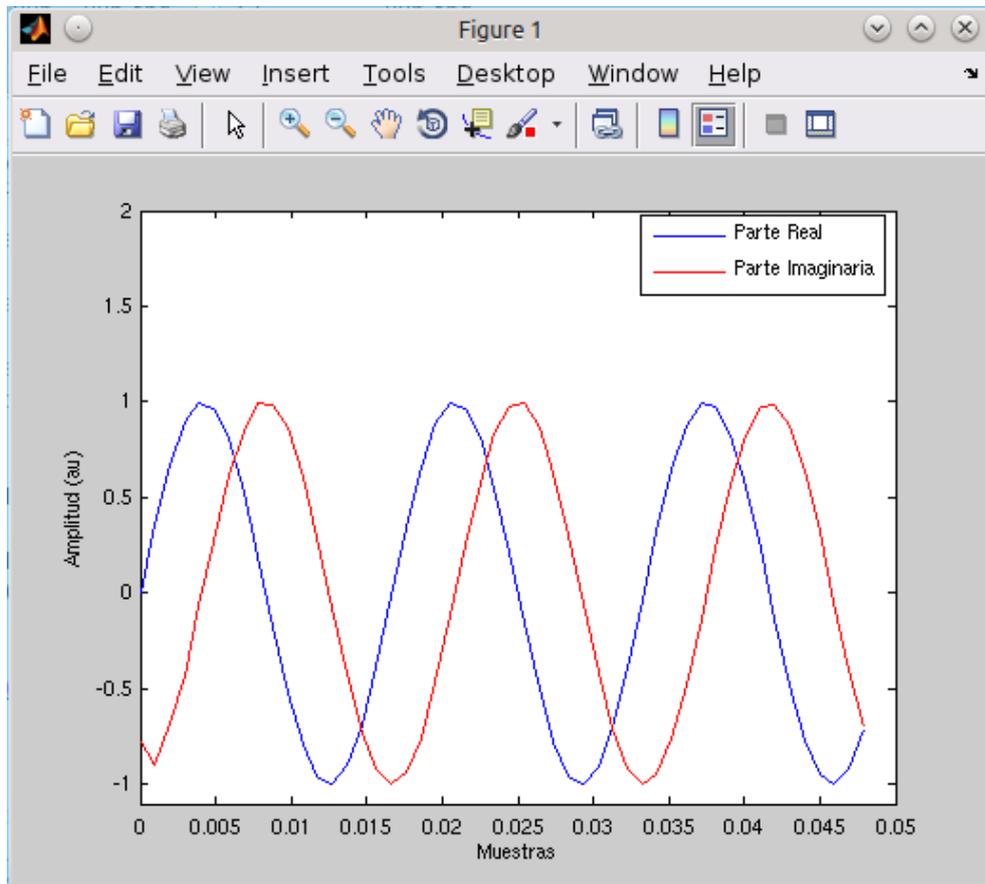


Figura 3. 2: Ejemplo en Matlab de calculo de Transformada de Hilber para una señal sinusoidal.

Elaborado por: Autor.

3.3. Cargar señales de la base de datos Physionet

Todas las señales de la base de datos “Physionet” tienen un formato de almacenamiento conocido como base de datos de formas de ondas (*WaveForm DataBase, WFDB*). Para lo cual es necesario el uso de la plataforma MatLab para acceder a este formato. Muchos trabajos de investigación que desarrollan algoritmos de señales ECG utilizan la bases de datos que se encuentra disponible en el sitio web de Physionet, y también la descarga de la herramienta llamada *WFDB Toolbox for MATLAB and Octave* (Silva & Moody, 2014).

Para (Naumann & Silva, 2014) *WFDB Toolbox for MATLAB and Octave*, según la descripción de sus creadores, es una colección de funciones para leer, grabar y procesar señales fisiológicas y series de tiempo en los formatos usados por la base de datos Physionet. La herramienta WFDB es compatible con Matlab de 64 bits y su equivalente en software libre GNU *Octave* en las plataformas GNU/Linux, Mac OS X y MS Windows.

Para usar esta herramienta se requiere tener instalado la máquina virtual de Java versión 1.7 o superior. Para instalar la herramienta en el prompt de Matlab, utilizar los comandos:

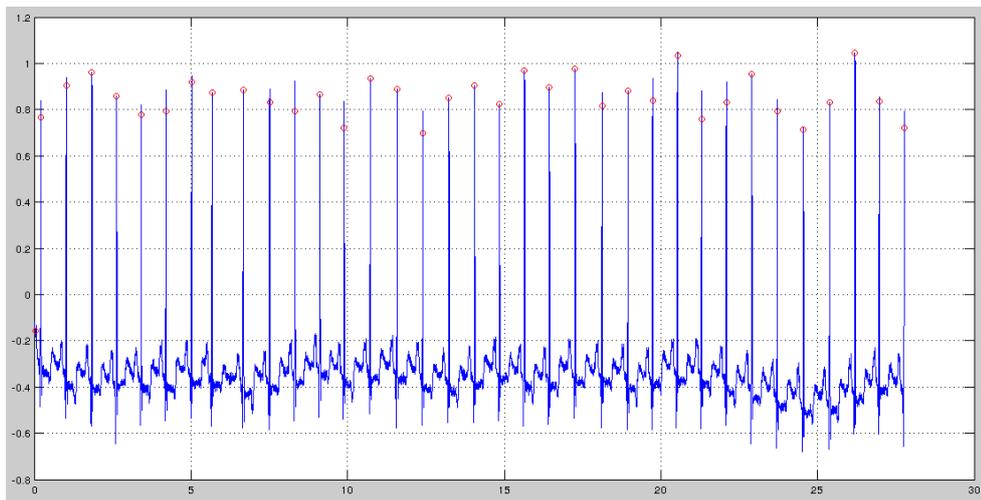
```
addpath (“directorio_donde_se_encuentra_la_herramienta/mcode”)  
savepath
```

El primero comando admite la ubicación de la herramienta en el respectivo directorio donde se halla la herramienta y, finalmente permite agregar al conjunto de directorios donde el Matlab busca las funciones que necesita. Mientras, que el segundo permite guarda la ruta del directorio actual dentro de la memoria del Matlab, tal es así, que cada vez que sea una función de esta herramienta Matlab sepa dónde buscarla.

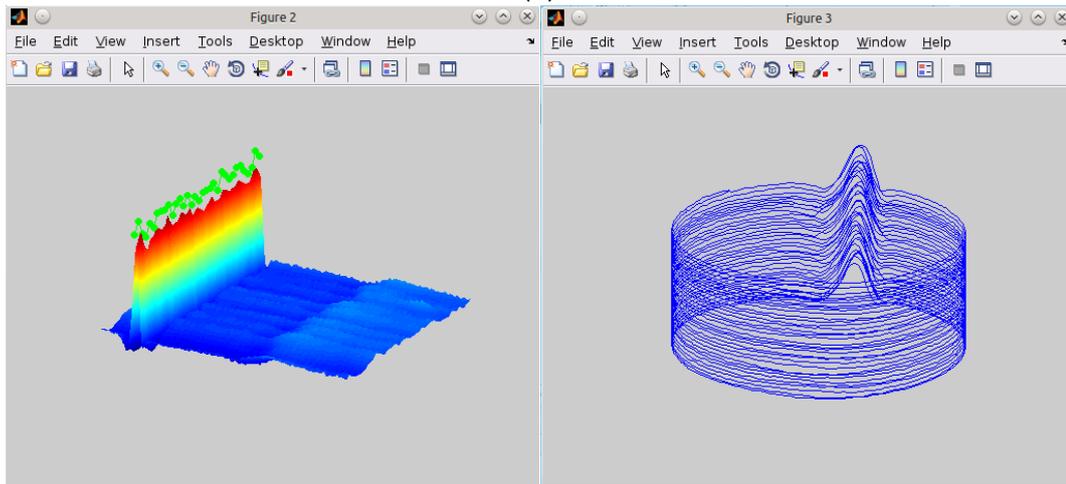
Una manera de evidenciar que la herramienta (toolbox de MatLab) fue instalada correctamente, es la de ejecutar desde el *prompt* del Matlab el siguiente comando:

```
wfdbdemo
```

Nuevamente, (Correa Parodi, 2016; González Cevallos, 2017) en sus respectivos trabajos, manifiestan que el comando <<wfdbdemo>> se encarga de ejecutar y demostrar diferentes procesamientos de señales biomédica que se pueden diseñar sobre la plataforma MatLab, y especialmente con las señales de la base de datos “Physionet” (que para el trabajo complejo se utilizaron las señales almacenadas en la MIT-BIH Arrhythmia Database) usando la WFDB Toolbox y demás funciones requeridas durante el procesamiento de señales cardíacas desde MatLab.



(a)



(b)

(c)

Figura 3. 3: Gráficas generadas por la aplicación wfdbdemo de la herramienta WFDB.

Elaborado por: Autor.

En las figuras 3.3 (a), (b) y (c) se observan las señales ECG generadas por la aplicación de demostración. Por ejemplo, la figura 3.3 (a) se puede observar un pequeño segmento de señal ECG con los puntos R (color rojo)

suscritos por médicos especialistas. Mientras, que en la figura 3.3 (b) se observan los ciclos cardiacos de la señal en forma de una superficie como si fuese un mapa 3D. Finalmente, en la figura 3.3 (c) se puede apreciar los ciclos cardiacos como un filtrado espiral, utilizando el filtrado de Kalman.

Para cargar las señales con formato wfdb a Matlab se utilizan los comandos

```
wfdb2mat(archivo_con_formato_wfdb);  
[tm,signal,Fs,labels]=rdmat(archive_.mat_generado);
```

En el trabajo desarrollado por (González Cevallos, 2017) manifiesta que la expresión <<wfdb2mat>> convierte las señales contenidas en la base de datos (formato wfdb) al formato mat, que reconoce la plataforma MatLab. La siguiente expresión (debajo de wfdb2mat) o código permite la lectura del formato MatLab que fue ejecutada por la expresión anterior y devuelve 4 variables, que son:

tm, expresión que representa al eje horizontal o abscisa conocida como “tiempo”,

signal, expresión que dispone de toda la información relacionado con las señales ECG (en realidad son muestras),

Fs, expresión que nos indica la frecuencia de muestreo, y

labels, es un etiquetado donde generalmente realizan anotaciones los médicos especialistas.

3.4. Descripción de las señales utilizadas

Las señales utilizadas en este trabajo para evaluar los métodos para obtener la frecuencia cardiaca instantánea que se explican en el siguiente epígrafe, se obtuvieron de la base de datos: Medición Combinada de ECG, respiración y seismocardiograma (CEBS Database) realizada por Miguel Ángel García González y Ariadna Argelagós Palau, ambos pertenecientes al grupo de investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica (IEB) del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica de Catalunya (UPC); esta base de datos se encuentra disponible en el sitio web: <http://physionet.org/physiobank/database/cebsdb/>.

La adquisición de las señales de ECG, respiración y seismocardiograma se realizó a 20 personas voluntarias supuestamente sanas. La base de datos dispone de los registros (b001 a b0020) con las mediciones de ECG (I y II derivación), respiración y SCG con una duración de 5 minutos hecha a los sujetos en estado basal, de los registros (m001 a m0020) mientras los sujetos se encuentran escuchando música clásica con duración aproximada de 50 minutos y de los registros (p001 a p0020) en los que se monitorean a los voluntarios durante 5 minutos una vez finalizada la música (García-González, M.A.; Argelagós-Palau, A.; Fernández-Chimeno, M.; Ramos-Castro, 2013).

Cada registro contiene información de 4 canales: Los canales I y II empleados para medir el ECG convencional (I y II derivación respectivamente) con un ancho de banda de 0,05 Hz a 150 Hz, el canal III para obtener la señal de respiración para lo que se utilizó el sensor piezoresistivo SS5LB especial de Biopac (véase la figura 3.4), dispuesto en el tórax de la persona para un ancho de banda 0,05 Hz a 10 Hz y por último el canal IV para adquirir el SCG empleando el acelerómetro triaxial LIS344ALH con un ancho de banda de 0,05 Hz a 100 Hz (García-González, M.A.; Argelagós-Palau, A.; Fernández-Chimeno, M.; Ramos-Castro, 2013).



Figura 3. 4: Sensor para registrar la respiración del Biopac MP36.
Fuente: (Palau, 2014)

La figura 3.5 se muestran los cables que vienen incorporados en el dispositivo Biopac MP36.



Figura 3. 5: Cables del Biopac MP36.
Fuente: (Palau, 2014)

Para la adquisición de las cuatro señales se empleó el sistema de adquisición de datos Biopac MP36 (véase la figura 3.6), el cual dispone de cuatro canales de entrada –CH1, CH2, CH3 y CH4–, así como un canal adicional –ElectrodeCheck– que junto con el software del equipo comprueba si el electrodo se ha colocado correctamente en el sujeto a medir (Palau, 2014), tal como se muestra en la figura 3.6.



Figura 3. 6: Parte frontal del Biopac MP36.
Fuente: (Palau, 2014)

Además, cuenta con una salida analógica –AnalogOut–, que, en caso de desearlo, obtiene la señal adquirida o deseada. También dispone de un conector USB estándar que se utiliza para conectar el Biopac al ordenador, una salida estéreo para conector jack, un puerto de entrada/salida –I/O Port– útil para conectar dispositivos digitales y un Trigger que permite sincronizar varios Biopac a la vez para poder realizar medidas conjuntas utilizar varios Biopac MP a la vez (Palau, 2014), tal como se muestra en la figura 3.7.



Figura 3. 7: Parte trasera del Biopac MP36.
Fuente: (Ngai et al., 2009)

A continuación, se muestra la configuración realizada por software para cada canal.

<i>CH1</i>			
Ganancia	x1000		
FILTROS	Tipo de filtro	Frecuencia de corte	Factor de calidad Q
Filtro Hardware	Paso alto	0,5 Hz	No se aplica al ser de 1 ^{er} orden
Filtro digital 1	Paso bajo	66,5 Hz	0,5
Filtro digital 2	Paso bajo	38,5 Hz	1
Filtro digital 3	Banda eliminada	50 Hz	1
<i>CH2</i>			
Ganancia	x1000		
FILTROS	Tipo de filtro	Frecuencia de corte	Factor de calidad Q
Filtro Hardware	Paso alto	0,5 Hz	No se aplica al ser de 1 ^{er} orden
Filtro digital 1	Paso bajo	66,5 Hz	0,5
Filtro digital 2	Paso bajo	38,5 Hz	1
Filtro digital 3	Banda eliminada	50 Hz	1
<i>CH3</i>			
Ganancia	x1000		
FILTROS	Tipo de filtro	Frecuencia de corte	Factor de calidad Q
Filtro Hardware	Paso alto	0,5 Hz	No se aplica al ser de 1 ^{er} orden
Filtro digital 1	Paso bajo	5 Hz	0,5
Filtro digital 2	Paso bajo	38,5 Hz	1
Filtro digital 3	Banda eliminada	50 Hz	1
<i>CH4</i>			
Ganancia	x10		
FILTROS	Tipo de filtro	Frecuencia de corte	Factor de calidad Q
Filtro Hardware	Paso alto	0,5 Hz	No se aplica al ser de 1 ^{er} orden
Filtro digital 1	No se utilizó	-	-
Filtro digital 2	No se utilizó	-	-

Figura 3. 8: Configuración realizada por software para cada. Fuente: (Palau, 2014)

El programa de adquisición Biopac permite ajustar el hardware al tipo de señal esperada. Para ello emplea filtros ajustables desde el programa que alteran la adquisición del Biopac: un filtro por hardware ajustable, justo a la entrada de la adquisición de la señal en el Biopac, dos filtros por hardware fijos e inalterables –un filtro pasa bajo a 20 kHz y otro para evitar el aliasing, también pasa bajo, pero a 9 kHz–, un convertidor analógico / digital (A/D) y tres filtros digitales ajustables.

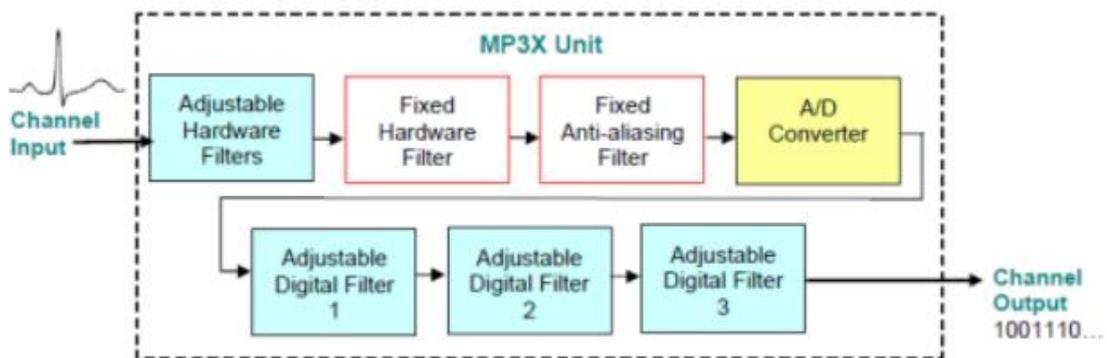


Figura 3. 9: Funcionamiento interno del Biopac MP36.
Fuente: (Ngai et al., 2009)

3.5. Descripción del método para la obtención de la FCI usando la Transformada de Hilbert.

El método propuesto se basa en la Transformada de Hilbert para obtener la frecuencia cardiaca instantánea (Barros & Ohnishi, 2001). La señal SCG se filtra con un filtro de banda estrecha resultando un nuevo SCG con una única componente de frecuencia o frecuencia dominante (la frecuencia fundamental cardíaca), a la cual se le calcula la Transformada de Hilbert, que no es más que desfazar todas las componentes espectrales en $-\pi/2$ radianes.

La figura 3.6 muestra un esquema en bloque de los pasos para la implementación de este método. A continuación, se explicarán cada uno de los bloques del diagrama:

- **Leer SCG:** como fue explicado con anterioridad se utiliza la librería XXXX para la lectura de los archivos en formato Physionet.
`wfdb2mat(archivo_con_formato_wfdb);`
`[tm,signal,Fs,labels]=rdmat(archive_.mat_generado);`

La primera línea convierte la señal contenida en el formato wfdb al formato mat utilizado por Matlab. La segunda línea de código lee el formato Matlab generado por la línea anterior y devuelve 4 variables: **tm** que es la variable que representa el eje tiempo, **signal** la cual es la variable que contiene la información del ECG en muestras, **Fs** que es la

frecuencia de muestreo y **labels** que son las anotaciones realizadas por los médicos, tal como se muestra en la figura 3.11.

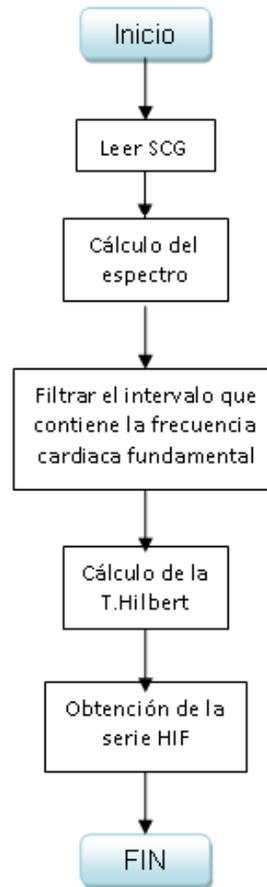
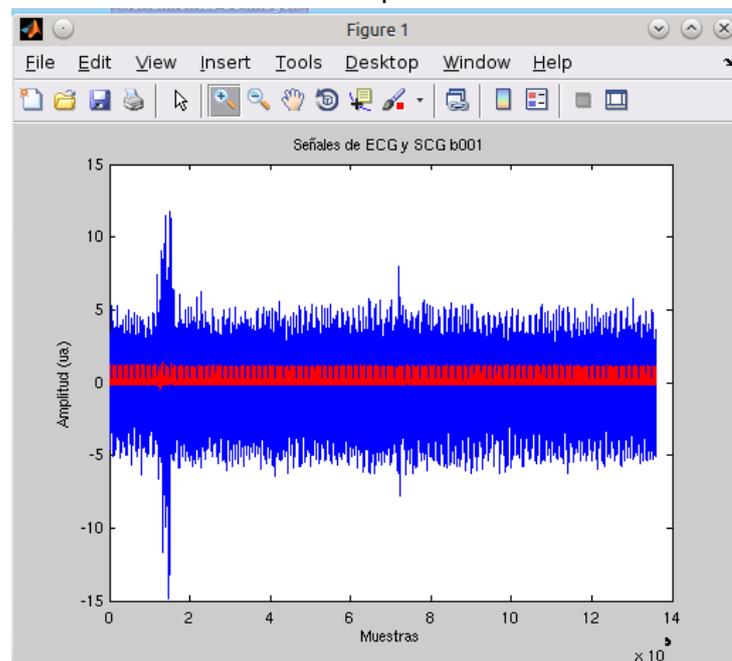
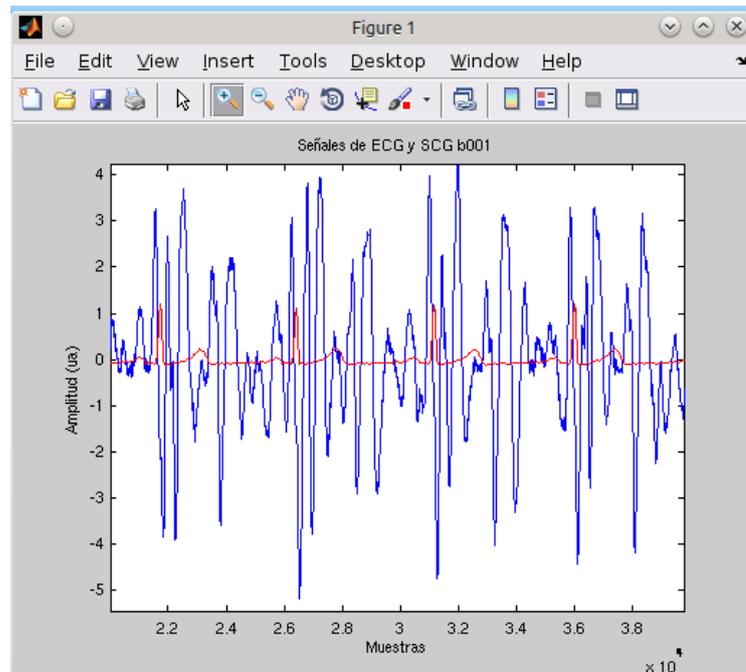


Figura 3. 10: Diagrama en bloque de los pasos de la implementación del Método de la Transformada de Hilbert.

Elaborado por: Autor



(a)



(b)

Figura 3. 11: (a) Señales de entrada en rojo ECG en azul SCG, (b) misma señales que (a) pero ampliadas.

Elaborado por: Autor

- **Filtrado y cálculo del espectro:** Para determinar el intervalo que contiene la frecuencia cardiaca fundamental se halló el espectro de amplitud del SCG utilizando el valor absoluto del resultado de aplicar la función en Matlab `fft (...)`. Para discernir mejor el intervalo donde se encuentra la frecuencia cardiaca fundamental se aplicó un filtro de mediana de tamaño 10 para suavizar la forma de onda del espectro de amplitud. Luego se encuentra la frecuencia fundamental encontrando el valor máximo de la frecuencia obtenido a través de la FFT.

Finalmente se aplica un filtro de banda estrecha de cuarto orden de Butterworth bidireccional para eliminar desfasajes centrado en la frecuencia obtenida en el paso anterior, tal como se muestra en la figura 3.12.

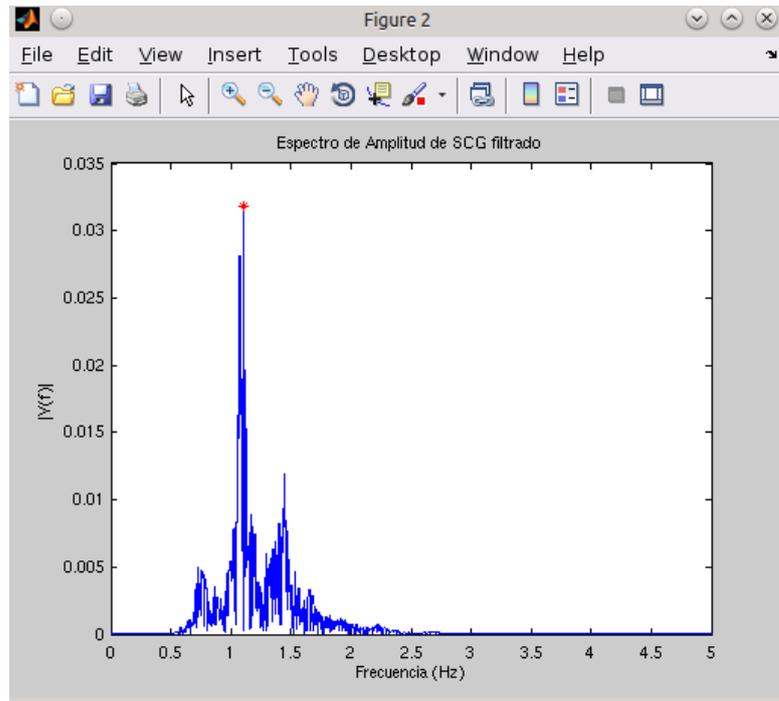


Figura 3. 12: Representación de color rojo de la frecuencia fundamental de la señal.
Elaborado por: Autor

- La transformada de Hilbert permite determinar la frecuencia instantánea pero solo para señales con una componente frecuencial o única frecuencia dominante, por lo que se filtró el SCG utilizando un filtro de banda estrecha. Como se muestra en la siguiente figura la señal filtrada es similar a una senoide cuya frecuencia es la frecuencia cardiaca instantánea, tal como se muestra en la figura 3.13.

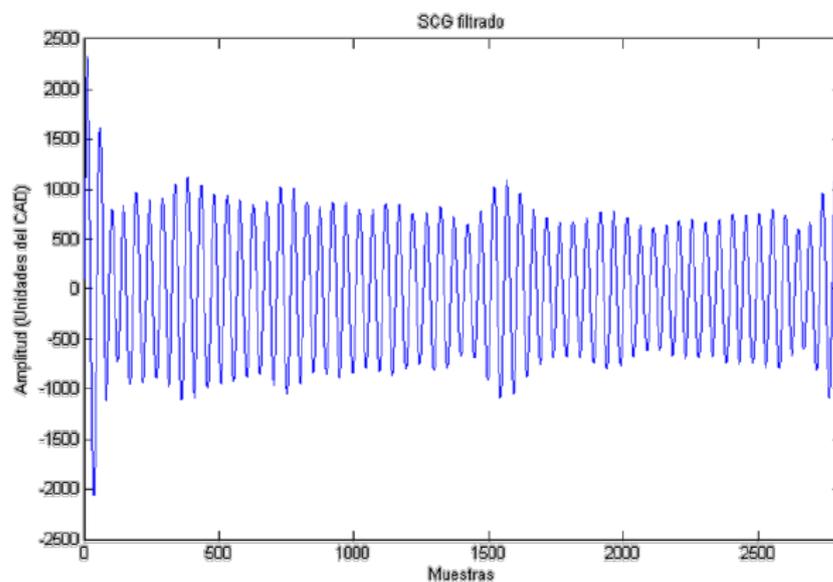


Figura 3. 13: Señal SCG filtrada que contiene la frecuencia cardiaca fundamental.
Elaborado por: Autor

La transformada de Hilbert permite construir la señal analítica:

$$SCG_{fa}(t) = SCG_f(t) + jhSCG_f$$

Donde $hSCG_f(t)$ es la transformada de Hilbert de $SCG_f(t)$ (señal SCG filtrada). La Transformada de Hilbert de la señal $SCG_f(t)$ es la señal que resulta de desfasar todas las componentes espectrales de $SCG_f(t)$ en $-\pi/2$ radianes. El dispositivo que realiza tal transformación se denomina transformador de Hilbert, y en correspondencia con la definición, tiene una función de transferencia que se expresa como:

$$H(\omega) = -j\text{sgn}(\omega) = \begin{cases} -j & \text{para } \omega < 0 \\ 0 & \text{para } \omega = 0 \\ j & \text{para } \omega > 0 \end{cases}$$

La respuesta a impulso $h(t)$ del transformador de Hilbert es la transformada inversa de Fourier de $H(\omega)$:

$$h(t) = \frac{1}{\pi t}$$

Entonces, la transformada de Hilbert de $SCG_f(t)$ se expresa matemáticamente como una convolución en el tiempo:

$$hSCG_f(t) = SCG_f(t) * \frac{1}{\pi t} = \frac{1}{\pi} \int_{+\infty}^{-\infty} \frac{SCG_f(\tau)}{t-\tau} d\tau$$

Si los términos de la señal analítica son conocidos o se pueden calcular entonces se puede determinar la fase instantánea como:

$$\phi(t) = \tan^{-1} \left[\frac{hSCG_f(t)}{SCG_f(t)} \right]$$

Finalmente, la frecuencia instantánea es la derivada respecto al tiempo de $\phi(t)$ dividida entre 2π .

$$FCI = \frac{1}{2\pi} \frac{\partial \phi(t)}{\partial t}$$

Observe en la figura 3.14 como la fase es aproximadamente una línea recta debido a que la señal de la que ella procede posee una única componente de frecuencia. La pendiente de esta recta es la frecuencia instantánea buscada.

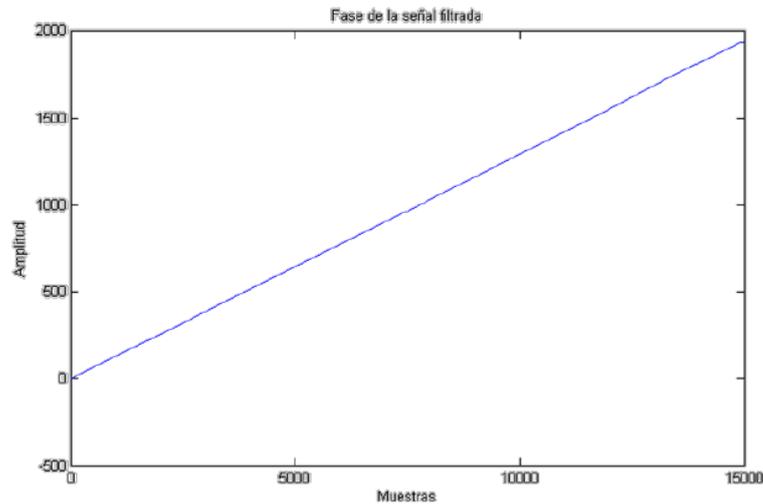


Figura 3. 14: Fase de la señal filtrada.
Elaborado por: Autor

El segmento de código siguiente refleja el procedimiento descrito anteriormente para obtener la frecuencia cardíaca instantánea en Matlab. La transformada de Hilbert se encuentra implementada en Matlab, para realizarla se hace la llamada `hilbert (...)`, como se indica:

```
th = hilbert(SCGf (t));
faseth = angle(th);
faseth = unwrap(faseth);
derivada = diff (faseth);
fi = derivada*frs/ (2*pi);
```

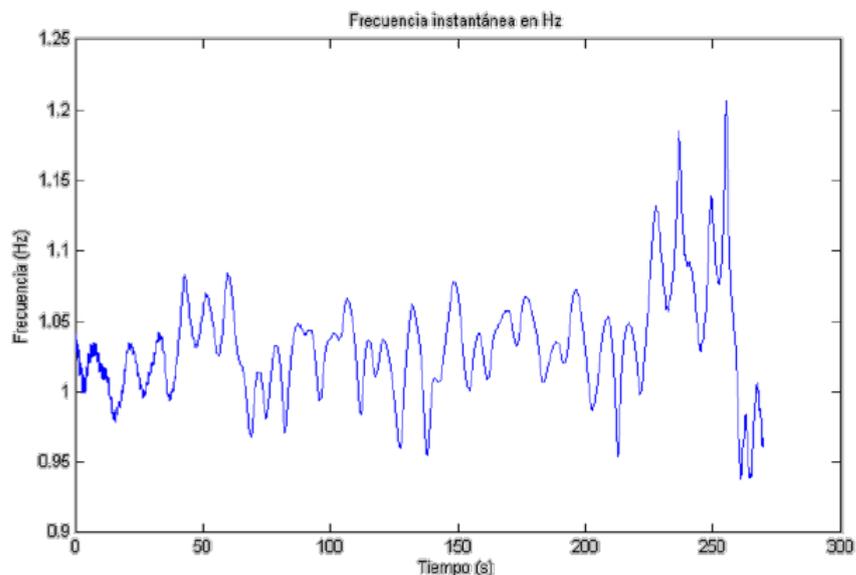


Figura 3. 15: Serie de la frecuencia cardíaca instantánea hallada por el Método de la Transformada de Hilbert.
Elaborado por: Autor

El código fuente implementado en Matlab con sus respectivos comentarios es:

```
clear;
clc;
close all;

% Selección de los archivos de la QTDatabase y conversión a formato
Matlab
addpath('wfdb-app-toolbox-0-9-9/mcode/')
savepath
[FileName,PathName] = uigetfile('*.hea','Seleccionar fichero
Physionet');
file = strcat(PathName,FileName);
wfdb2mat(file);
ann=rdann(file,'atr',[]);

matfile = strcat(FileName(1:length(FileName)-4),'m');
[tm,signal,Fs,labels]=rdmat(matfile);

signal_ECG = signal(:,1);
signal_SCG = signal(:,4);

% Plotear señal original
figure();
plot(signal_SCG);
hold on
plot(signal_ECG, 'r');
title(strcat('Señales de ECG y SCG', {'
'},FileName(1:length(FileName)-4)))
xlabel('Muestras')
ylabel('Amplitud (ua)')

%=====

% Procesamiento del seismocardiograma

% Filtrar para solo dejar el rango donde se encuentra la componente
principal
% se le agrega 1 en la creación del filtro para la corrección de
% las curvas de los filtros
[b,a] = butter(4,(1.8 + 1)/Fs,'low');
```

```

signal_SCG_filtrado = filtfilt (b,a,signal_SCG); % filtrado pasa
bajos bidireccional

[b,a] = butter(4, (0.6 + 1)/Fs, 'high');
signal_SCG_filtrado = filtfilt (b,a,signal_SCG_filtrado); % filtrado
pasa altos bidireccional

%Calcular la Transformada rápida de Fourier
L =length(signal_SCG_filtrado);
NFFT = 2^nextpow2(L);
Y = fft(signal_SCG_filtrado,NFFT)/L;
f = Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);

% Filtro de mediana
Y = medfilt1(Y, 10);

% Buscar frecuencia fundamental
y_max = max(2*abs(Y(1:NFFT/2+1)));
[pkY, pkX] = findpeaks(2*abs(Y(1:NFFT/2+1)), 'NPEAKS', 1,
'MINPEAKHEIGHT', y_max*0.999);
pkX_f = f(pkX) %Buscar en vector de frecuencia

% Plotear Espectro de Amplitud de SCG.
figure()
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1)));
hold on
plot(pkX_f, pkY, '*r');
hold off
xlim([0 5]);
title('Espectro de Amplitud de SCG filtrado')
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')

%=====
% Filtrar para solo dejar la componente principal
% se le agrega 1 en la creación del filtro para la corrección de
% las curvas de los filtros
[b,a] = butter(4, (pkX_f + 0.25 + 1)/Fs, 'low');
signal_SCG_filtrado = filtfilt (b,a,signal_SCG); % filtrado pasa
bajos bidireccional

```

```

[b,a] = butter(4, (pkX_f - 0.25 + 1)/Fs, 'high');
signal_SCG_filtrado = filtfilt (b,a,signal_SCG_filtrado); % filtrado
pasa altos bidireccional

%=====
%Encontrar la frecuencia instantánea usando la transformada de
Hilbert
th = hilbert(signal_SCG_filtrado);
fase_th = angle(th);
fase_th = unwrap(fase_th);
derivada = diff (fase_th);
fi = derivada / (2*pi);
fac_esc = (1.1)/ mean(fi)
fi_i = fi * fac_esc; %Ajuste de escala

% Plotear Frecuencia cardiaca desde SCG usando Transformada de
Hilbert
figure();
plot(fi_i(1000:(length(fi_i)-1500)));
ylim([-2 2])
xlabel('Muestras')
ylabel('Frecuencia cardiaca (Hz)')
title('Frecuencia cardiaca desde SCG usando Transformada de
Hilbert')

```

3.6. Resultados obtenidos

En el siguiente apartado mostraremos algunas imágenes donde se muestran los resultados obtenidos al usar el método implementado en la señal b002 de la base de datos CEBS.

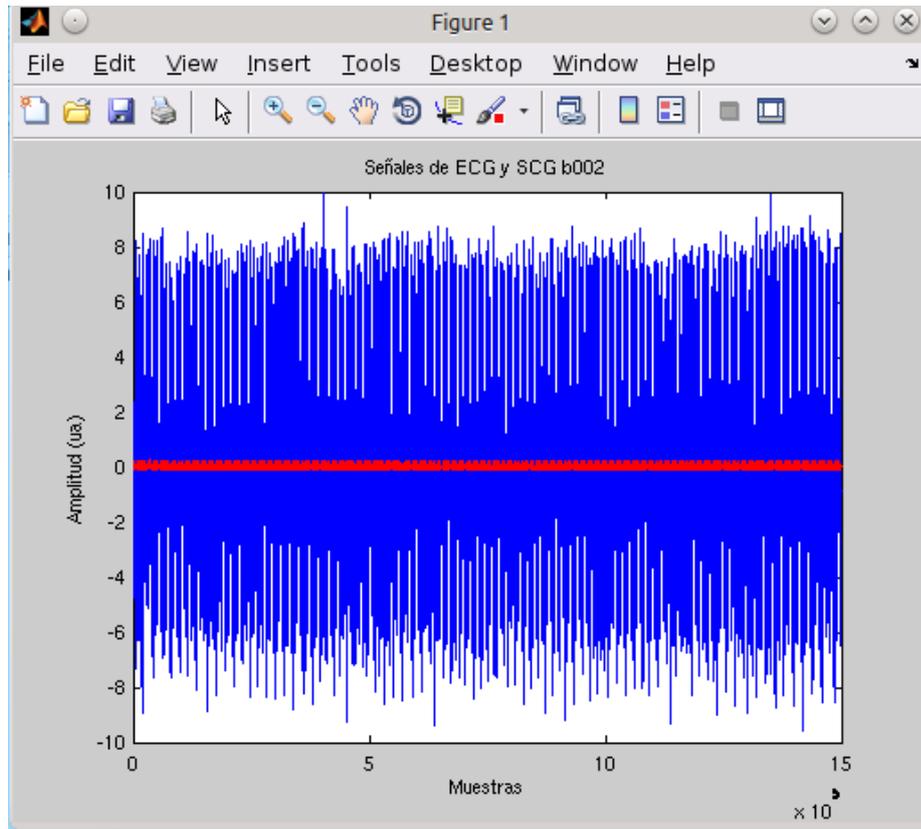


Figura 3. 16: Señal de entrada b002 de la base de datos CEBS.
Elaborado por: Autor

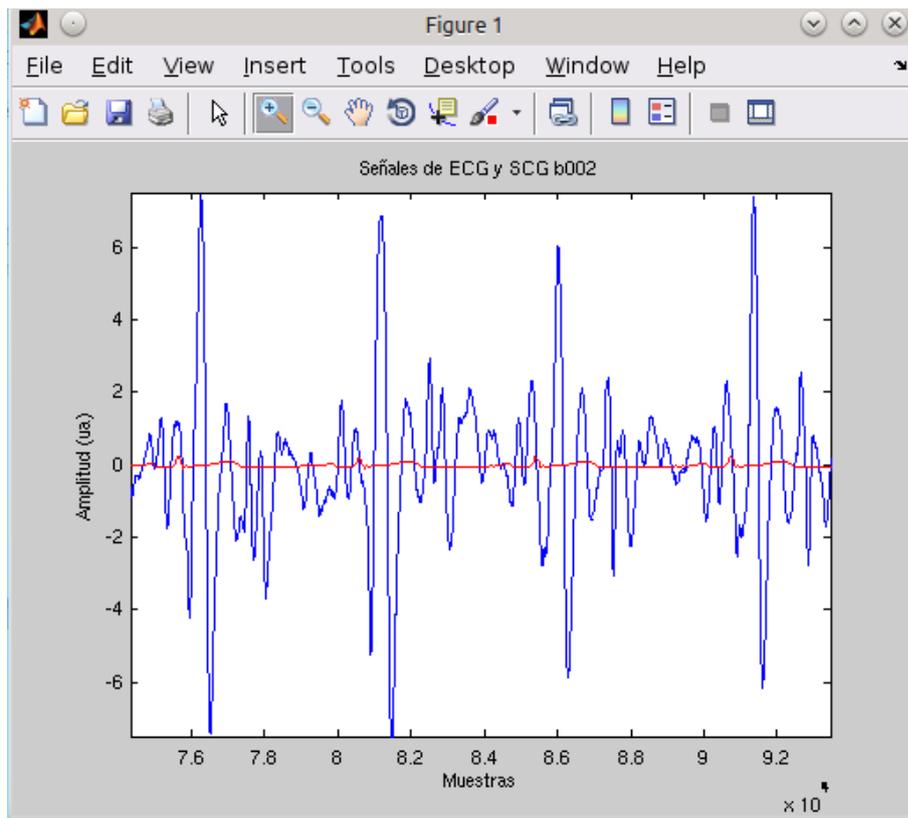


Figura 3. 17: Señal de entrada b002 de la base de datos CEBS (imagen ampliada).
Elaborado por: Autor

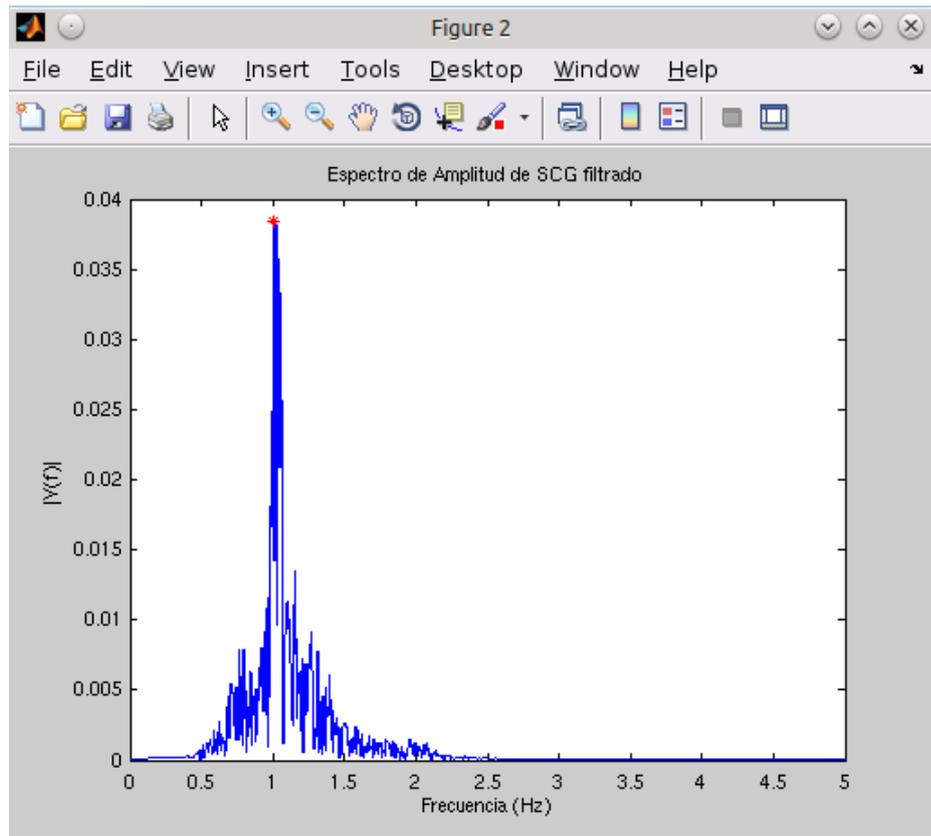


Figura 3. 18: Detección de la frecuencia principal de la señal (punto rojo).
Elaborado por: Autor

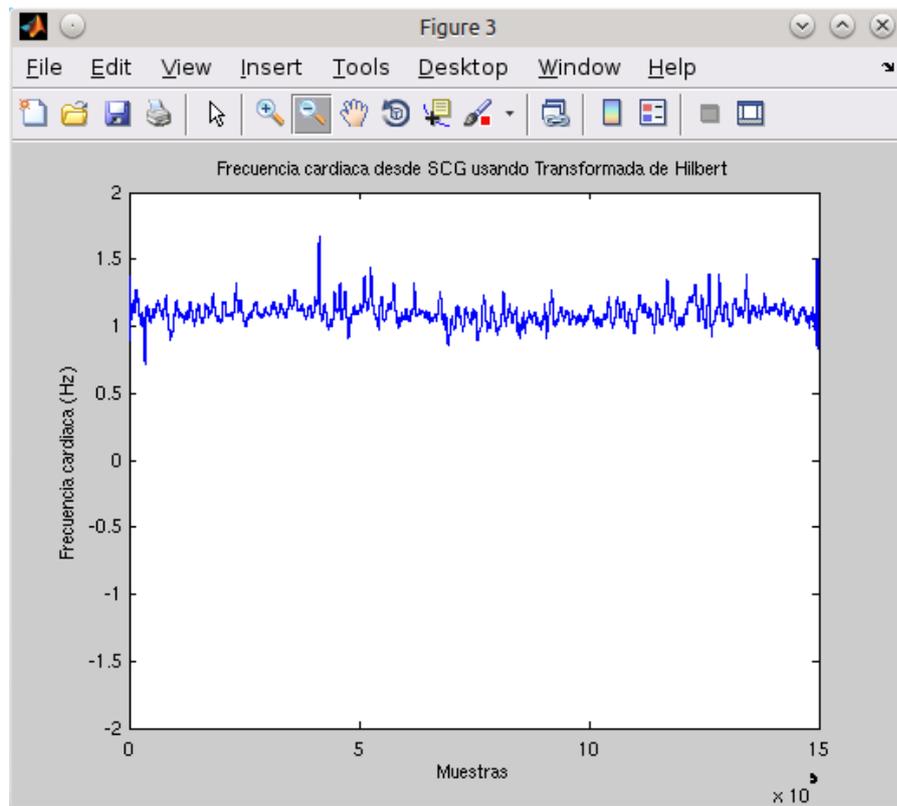


Figura 3. 19: FCI extraída a partir del SCG de la señal b002.
Elaborado por: Autor

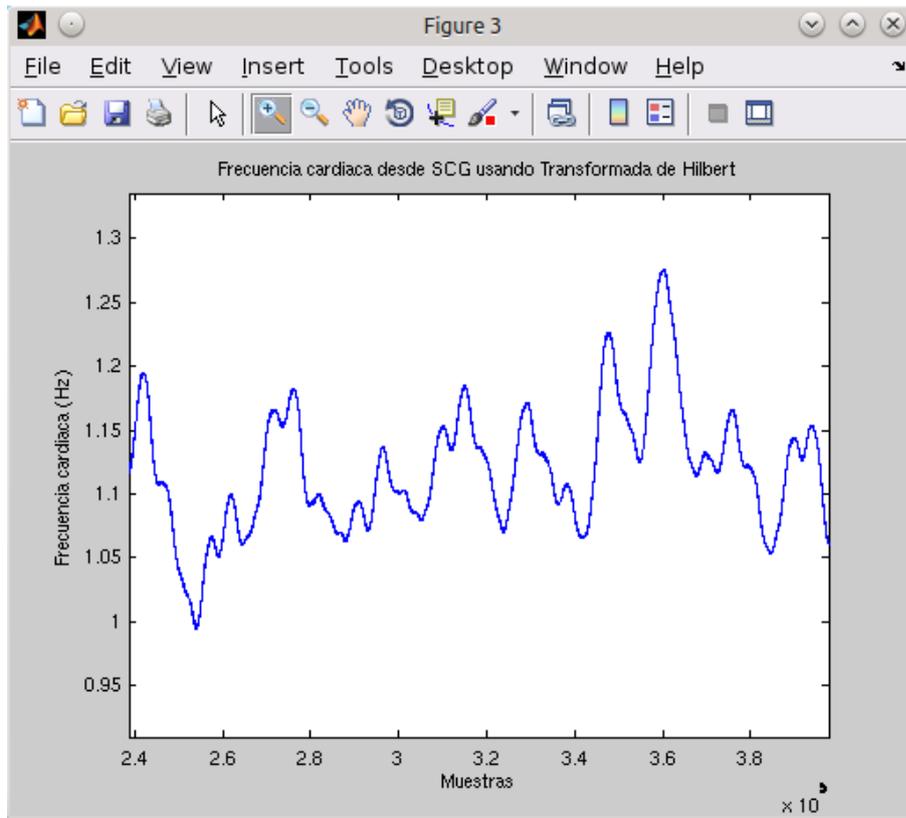


Figura 3. 20: FCI extraida a partir del SCG de la señal b002 (imagen ampliada).
Elaborado por: Autor

Conclusiones

En el presente trabajo se realizó un estudio sobre los aspectos de la señal del seismocardiograma, la cual es una bioseñal que presenta grandes ventajas debido a que no es necesario que se utilicen electrodos para su adquisición. Además, con los avances actuales en la fabricación de sensores electrónicos en especial giroscopios puede ser mucho más utilizada.

También, fue estudiada la Transformada de Hilbert, la cual es una herramienta muy utilizada en el procesamiento digital de señales.

Finalmente fue implementado un método usando el software Matlab para la obtención de la frecuencia cardíaca instantánea utilizando la transformada de Hilbert obteniéndose buenos resultados cuando fue probada con la base de datos CEBS de la Physionet.

Recomendaciones

De acuerdo al trabajo de examen complejo que permitió implementar un sistema de obtención de frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma, se pueden realizar las siguientes propuestas de titulación de futuros profesionales en la Maestría en Telecomunicaciones:

1. Análisis comparativo de tres diferentes modalidades para la caracterización de la seismocardiograma.
2. Implementación de métodos de retorno de índices válidos de variabilidad de la frecuencia cardíaca utilizando los seismocardiogramas.

Bibliografía

- Barros, A., & Ohnishi, N. (2001). Heart instantaneous frequency (HIF): an alternative approach to extract heart rate variability. *IEEE transactions on biomedical.*
- Bombardini, T., & Gemignani, V. (2008). Arterial pressure changes monitoring with a new precordial noninvasive sensor.
- Bozhenko, B. (1961). Seismocardiography--a new method in the study of functional conditions of the heart. *Terapevticheskii arkhiv.*
- Carlson, A., Crilly, P., & Rutledge, J. (2002). *Communications Systems. An Introduction to Signals and Noise in Electrical Communications.*
- Castiglioni, P., Meriggi, P., Rizzo, F., & Vaini, E. (2011). Cardiac sounds from a wearable device for sternal seismocardiography. *in Medicine and*
- Correa Parodi, G. G. (2016). Diseño de una interfaz gráfica para la carga y pre-procesamiento de señales ECG de la base Physionet. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/6613>
- Crow, R., Hannan, P., Jacobs, D., & Hedquist, L. (1994). Relationship between seismocardiogram and echocardiogram for events in the cardiac cycle. *American journal of.*
- Dinh, A. (2011). Design of a Seismocardiography Using Tri-Axial Accelerometer Embedded with Electrocardiogram. *Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science, 2.* Recuperado a partir de http://www.iaeng.org/publication/WCECS2011/WCECS2011_pp782-785.pdf

- García-González, M.A.; Argelagós-Palau, A.; Fernández-Chimeno, M.; Ramos-Castro, J. (2013). A comparison of heartbeat detectors for the seismocardiogram. En *Computing in Cardiology Conference*.
- Gemignani, V., Bianchini, E., & Faita, F. (2010). Transthoracic sensor for noninvasive assessment of left ventricular contractility: validation in a minipig model of chronic heart failure. *Pacing and Clinical*.
- González Cevallos, L. A. (2017). Comparación de métodos para la detección de punto R en la señal de ECG. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/7696>
- Guide, M. U. (1998). The mathworks. *Inc., Natick, MA*, 5, 333.
- Inan, O. T., Migeotte, P.-F., Park, K.-S., Etemadi, M., Tavakolian, K., Casanella, R., ... Di Rienzo, M. (2015). Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(4), 1414–1427. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2361732>
- Jain, P. K., Tiwari, A. K., & Chourasia, V. S. (2016). Performance analysis of seismocardiography for heart sound signal recording in noisy scenarios. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 40(3), 106–118. <https://doi.org/10.3109/03091902.2016.1139203>
- Laurin, A., Blaber, A., & Tavakolian, K. (2013). Seismocardiograms return valid heart rate variability indices. *Computing in Cardiology*.
- Naumann, T., & Silva, I. (2014). Scaling the PhysioNet WFDB Toolbox for MATLAB and Octave. *Computing in Cardiology*, 41, 161–164.
- Ngai, B., Tavakolian, K., & Akhbardeh, A. (2009). Comparative analysis of seismocardiogram waves with the ultra-low frequency ballistocardiogram. *in Medicine and*

- Palau, A. A. (2014). Realización de una base de datos de señales fisiológicas y estudio del efecto de la música en la variabilidad del ritmo cardíaco.
- Paukkunen, M. (2014). Seismocardiography: Practical implementation and feasibility.
- Paukkunen, M., & Parkkila, P. (2015). Unified frame of reference improves inter-subject variability of seismocardiograms. *Biomedical*.
- Rienzo, M. Di, Vaini, E., Castiglioni, P., & Merati, G. (2013). Wearable seismocardiography: Towards a beat-by-beat assessment of cardiac mechanics in ambulant subjects. *Autonomic*.
- Silva, I., & Moody, G. (2014). An open-source toolbox for analysing and processing physionet databases in matlab and octave. *Journal of open research software*.
- Tavakolian, K. (2010). Characterization and analysis of seismocardiogram for estimation of hemodynamic parameters.
- Tei, C. (1995). New non-invasive index for combined systolic and diastolic ventricular function. *Journal of cardiology*.
- Yang, C. (2015). MOTION NOISE CANCELLATION IN SEISMOCARDIOGRAM OF MOVING.
- Zanetti, J. (1990). Seismocardiography: A new technique for recording cardiac vibrations. concept, method, and initial observations. *Journal of cardiovascular technology*.
- Zanetti, J., & Tavakolian, K. (2013). Seismocardiography: Past, present and future. *Annual International Conference*



Presidencia
de la República
del Ecuador



Plan Nacional
de Ciencia, Tecnología,
Innovación y Saberes



SENESCYT
Secretaría Nacional de Educación Superior,
Ciencia, Tecnología e Innovación

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Jara Arcos, Ronald Frank** con C.C: # 092002823-0 autor del trabajo de titulación: Implementación de un sistema de obtención de frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma, previo a la obtención del título de **Magister en Telecomunicaciones** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, 22 de enero de 2018

f. _____

Nombre: **Jara Arcos, Ronald Frank**

C.C: 092002823-0



REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN

TÍTULO Y SUBTÍTULO:	Implementación de un sistema de obtención de frecuencia cardíaca a partir del seismocardiograma		
AUTOR(ES)	Jara Arcos, Ronald Frank		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES)	MSc. Córdova Rivadeneira, Luis Silvio; MSc. Zamora Cedeño, Néstor / MSc. Palacios Meléndez, Edwin Fernando		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
FACULTAD:	Sistema de Posgrado		
PROGRAMA:	Maestría en Telecomunicaciones		
TÍTULO OBTENIDO:	Magister en Telecomunicaciones		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	22 de enero de 2018	No. DE PÁGINAS:	57
ÁREAS TEMÁTICAS:	Teoría de la Comunicación, Procesamiento Digital de Señales, Instrumentación Virtual.		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	Procesamiento, Señales, Adquisición, FCI, SCG, monitoreo no invasivo.		
RESUMEN/ABSTRACT (150-250 palabras):			
<p>Una de las áreas de las telecomunicaciones relacionadas a la biomedicina es el procesamiento de señales biomédicas, cuyos trabajos son muy abordados por investigadores. El desarrollo de métodos no invasivos y no restrictivos para el monitoreo cardíaco es un tema de creciente interés por su aplicación al monitoreo en el hogar de personas de la tercera edad. Estudios recientes muestran que la señal del seismocardiograma (SCG) puede emplearse con estos fines. El desarrollo de acelerómetros sensibles y poco costosos, disponibles en teléfonos celulares, facilita la adquisición de esa señal. En este trabajo se implementó y evaluó un método para determinar la frecuencia cardíaca instantánea (FCI) mediante el procesamiento digital del SCG utilizando la Transformada de Hilbert para tal propósito. Para evaluar el método se utilizaron señales de SCG y electrocardiograma (ECG) adquiridas simultáneamente en sujetos sanos de la base de datos CEBS en el sitio www.physionet.org de Internet, de calidad reconocida internacionalmente.</p>			
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR/ES:	Teléfono: 0980700305	E-mail: ronald.frank@hotmail.com	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTE):	Nombre: Manuel Romero Paz		
	Teléfono: 0994606932		
	E-mail: mromeropaz@yahoo.com		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):			
Nº. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):			