

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la

Información (CEETI)



TRABAJO DE DIPLOMA

**Sistema para determinar el ritmo cardiaco a partir de la
señal fotopletismográfica**

Autor: Yuri Gascón Gascón

Tutor: DrC. Miguel Mendoza Reyes

Santa Clara

2011

“Año 53 de la Revolución”

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

**Sistema para determinar el ritmo cardiaco a partir de la
señal fotopleletismográfica**

Autor: Yuri Gascón Gascón

ygascon@uclv.edu.cu

Tutor: DrC. Miguel Mendoza Reyes

Profesor Titular. CEETI. Facultad de Ingeniería Eléctrica. mmendoza@uclv.edu.cu

Santa Clara

2011

“Año 53 de la Revolución”



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

466

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

466

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

“Lo fundamental es que seamos capaces de hacer cada día algo que perfeccione lo que hicimos el día anterior. Tenemos que ir sobre nuestros errores, marchar sobre ellos, analizarlos y que no se repitan.”

Ernesto Che Guevara

DEDICATORIA

A mis padres.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres por brindarme todo su apoyo y alentarme en todo momento.

A mi novia Lisveidy por estar siempre presente y dedicarme su amor.

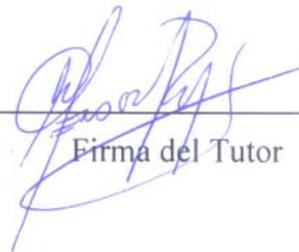
A mi tutor Dr. C. Miguel Mendoza Reyes por haberme transmitido sus conocimientos y guiarme en la realización de este trabajo.

TAREA TÉCNICA

1. Estudio de la bibliografía relacionada con los fundamentos de la fotopletismografía.
2. Análisis de variantes y propuesta de diseño de la interfaz analógica para el acondicionamiento y adquisición de la señal fotopletismográfica (FPG).
3. Diseño de interfaz con sistemas embebidos entre el circuito de acondicionamiento y la PC.
4. Diseño de interfaz gráfica para el procesamiento de la señal FPG.
5. Validación del sistema diseñado
 - a. Simulación de la interfaz analógica mediante sistemas de ayuda al diseño (CAD).
 - b. Realización de pruebas reales.

466

Firma del Autor



Firma del Tutor

RESUMEN

La determinación del ritmo cardiaco proporciona información relevante sobre la salud de una persona ya que cualquier desviación de los parámetros corrientes puede ser indicio de una condición física anormal.

En la actualidad el ritmo cardiaco se obtiene comúnmente a partir del procesamiento de un registro que contenga información de la ocurrencia de los latidos cardiacos en el tiempo, siendo el método más común el procesamiento de la señal electrocardiográfica, ECG, mediante un electrocardiógrafo. Otra forma posible es utilizar la señal de fotopletimografía, medición ampliamente utilizada en equipos integrados para el registro de datos fisiológicos.

Este trabajo presenta el diseño de los bloques de un sistema que permita la captura de la señal fotopletimográfica y el procesamiento de la misma en una computadora personal, PC, para obtener el ritmo cardiaco. La utilización de una interfaz óptica como base para adquisición de la señal aporta sencillez al sistema y reafirma su carácter no invasivo. El sistema diseñado puede utilizarse en la docencia e investigación aprovechando las facilidades brindadas por la PC para procesar la señal.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA	iv
RESUMEN	v
INTRODUCCIÓN	1
Organización del informe	3
CAPÍTULO 1. FUDAMENTOS DE LA FOTOPLETISMOGRAFÍA Y SU UTILIZACIÓN PARA DETERMINAR EL RITMO CARDIACO	4
1.1 Introducción	4
1.2 Ciclo cardiaco.....	5
1.2.1 Ritmo cardiaco.....	7
1.2.2 Variabilidad del ritmo cardiaco	8
1.3 Registros de la actividad cardiaca	9
1.3.1 La señal ECG.....	10
1.3.2 Pletismografía y fotopletismografía.....	11
1.4 La señal FPG.....	13
1.4.1 Características ópticas de la señal FPG	15
1.4.2 Modos de registros.....	16
1.4.3 Artefactos.....	18
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....	20

2.1	Diagrama general del sistema para determinar el ritmo cardiaco empleando la señal fotopletismográfica.....	20
2.1.1	Sensor FPG	21
2.1.2	Circuito de acondicionamiento primario	22
2.1.3	PSoC	23
2.1.4	Circuito de alimentación.....	25
2.1.5	Comunicación con la PC mediante RS-232.....	26
2.1.6	Circuito adaptador de niveles	28
2.2	Simulación del sistema.....	29
2.3	Configuración del PSoC.....	29
2.3.1	Recursos consumidos por los módulos de usuarios.....	33
2.4	Interfaz gráfica	34
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....		36
3.1	Circuito de acondicionamiento primario.....	36
3.1.1	Análisis real del circuito de acondicionamiento primario	37
3.1.2	Influencia de la capacitancia en la frecuencia de corte de filtrado paso bajo .38	
3.2	Análisis real de la amplificación y filtrado de la señal FPG realizado por el PSoC	40
3.2.1	Evaluación del filtrado realizado por el PSoC.....	41
3.3	Interfaz de comunicación del PSoC con la PC.....	43
3.4	Interfaz gráfica en MATLAB.....	44
3.5	Conclusiones del capítulo	45
CONCLUSIONES.....		46
RECOMENDACIONES.....		47
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		48

ANEXOS	52
Anexo I Hoja de datos del OP07	52
Anexo II Programación del PSoC	53
Anexo III Comprobación de la programación del PSoC	56
Anexo IV Programación del PSoC para la comprobación de la interfaz de comunicación	56
Anexo V Programa principal de la interfaz gráfica de usuario desarrollada en MATLAB	57
Anexo VI Programa de la interfaz gráfica de usuario desarrollada en MATLAB	58
Anexo VII Programa de la función peakdetector	63

INTRODUCCIÓN

La determinación del ritmo cardiaco es importante para evaluar la salud de una persona ya que cualquier desviación de los parámetros corrientes puede ser indicio de una condición física anormal.

El método más común para determinar el ritmo cardiaco es a partir de la señal electrocardiográfica, ECG, para lo cual se necesita emplear un electrocardiógrafo o un equipo que de forma similar permita la adquisición de esta señal. Otra forma posible es utilizar la señal de fotopletimografía, medición ampliamente utilizada en equipos integrados para el registro de datos fisiológicos. Las mediciones ópticas de estados fisiológicos resultan atractivas pues ofrecen una forma simple, sencilla y no invasiva de adquirir los datos.

Las investigaciones acerca de la sangre y el tejido humano basadas en las propiedades ópticas de los mismos datan de finales del siglo XIX y principios del XX. La fotopletimografía, que permite estimar los cambios volumétricos en los tejidos a partir de la variación de la intensidad de la luz transmitida o reflejada por los mismos, fue introducida por A. B. Hertzman en 1937. Esta técnica permite obtener el ritmo pulsátil debido a los cambios en la absorción de la luz producidos por la variación del volumen arterial. Normalmente se utilizan como puntos de medición los dedos o los lóbulos de las orejas [1].

Las fuentes luminosas utilizadas con estos fines tienen longitudes de onda en la zona infrarroja debido a que la absorbencia del tejido es baja y la hemoglobina para esa longitud de onda no cambia con la saturación de oxígeno.

Normalmente el pulso cardiaco, representativo de la activación eléctrica de los ventrículos, y el pulso arterial, representando la acción de bombeo de la sangre por los ventrículos, tienen el mismo ritmo. Sin embargo si ocurre una arritmia, algunos pulsos cardiacos no producen eyección efectiva de sangre hacia las arterias por lo cual el ritmo arterial es menor que el ritmo cardiaco.

Se necesita un sistema que permita la adquisición y acondicionamiento de la señal FPG, así como los algoritmos destinados al procesamiento de la señal FPG para obtener el ritmo cardiaco. Esto garantiza la disposición de un entorno útil tanto para la investigación como para la docencia. El presente trabajo prevé el desarrollo de los bloques de un sistema que permita obtener el comportamiento de la frecuencia cardiaca en el tiempo, a partir de la señal fotopleletismográfica (FPG).

A partir de lo descrito anteriormente puede expresarse el siguiente problema científico:

¿Cómo diseñar un sistema que permita la adquisición de la señal fotopleletismográfica y el procesamiento de la misma en una PC para obtener el ritmo cardiaco?

En correspondencia con el problema científico planteado, el objeto de estudio del presente trabajo se enmarca dentro de los sistemas análogos-digitales que permitan el acondicionamiento, la adquisición y procesamiento de la señal FPG; así como su posterior análisis para derivar de ella la información correspondiente al ritmo cardiaco.

Como objetivo general se plantea diseñar un sistema que permita la adquisición de la señal fotopleletismográfica y el procesamiento de la misma en una PC para obtener parámetros relacionados con el del ritmo cardiaco.

Del objetivo general planteado se derivan los objetivos específicos siguientes:

1. Diseñar sistema para el acondicionamiento de la señal fotopleletismográfica.
2. Diseñar bloque de adquisición y procesamiento de la señal FPG.
3. Obtención del ritmo cardiaco a partir de la señal FPG.
4. Realizar la validación del sistema mediante simulación y/o pruebas reales.

Organización del informe

El trabajo está estructurado de la siguiente forma: introducción, tres capítulos, conclusiones, recomendaciones, referencias bibliográficas y anexos. En el primer capítulo se tratan los fundamentos teóricos de la señal fotopleletismográfica y su aplicación para determinar el ritmo cardiaco. El segundo capítulo abarca los circuitos que fueron diseñados para conformar el sistema capaz de adquirir, acondicionar, digitalizar y transmitir la señal fotopleletismográfica hacia la PC para su procesamiento. En el tercer capítulo se muestran los resultados de la validación y un análisis de los mismos.

CAPÍTULO 1. FUDAMENTOS DE LA FOTOPLETISMOGRAFÍA Y SU UTILIZACIÓN PARA DETERMINAR EL RITMO CARDIACO

1.1 Introducción

La determinación del ritmo cardiaco es importante para determinar el comportamiento de la salud de una persona. En la actualidad son varios los métodos utilizados para su determinación. Este Capítulo se centra en la descripción de la fotopletismografía para la obtención del ritmo cardiaco.

Los primeros estudios fotopletismográficos se realizaron en 1936 en orejas de conejo. Un año después, en 1937 Alrick Hertzman introduce la primera aplicación clínica de la nueva técnica. En la actualidad la onda fotopletismográfica es utilizada en un gran número de aplicaciones clínicas [2]. Entre estas se destacan la monitorización de signos vitales como saturación de oxígeno en sangre, frecuencia cardiaca, respiración y presión arterial; en este último caso apoyada por otras técnicas.

Se han reportado aplicaciones en el estudio de la función autonómica, sobre todo en lo relacionado con la variabilidad del ritmo cardiaco. Sin embargo, ha sido en la evaluación vascular donde se han reportado la mayor cantidad de aplicaciones, destacándose la evaluación venosa, la evaluación de la disfunción endotelial, análisis de la microcirculación por fotopletismografía de imágenes, realización de estudios de hipersensibilidad al frío y la evaluación de la rigidez arterial [2].

La fotopletismografía es un estudio mediante el cual se estiman los cambios en el volumen de los tejidos a partir del registro de la variación de la intensidad luminosa transmitida o

reflejada por los mismos. El resultado de este procedimiento es la señal fotopletismográfica.

El corazón bombea sangre a través de las arterias del cuerpo de manera rítmica. En este ciclo, conocido como el ciclo cardiaco, el corazón recibe sangre oxigenada de la circulación pulmonar en su aurícula izquierda, como parte de la diástole auricular. Cuando las aurículas entran en el período sistólico, también conocido como el período diastólico ventricular, la aurícula izquierda bombea la sangre hacia el ventrículo izquierdo. Durante la sístole ventricular, el ventrículo izquierdo se contrae para bombear la sangre hacia la aorta, la arteria principal que suministra sangre al cuerpo. A partir de aquí, las arterias llevan la sangre a todos los lugares del cuerpo.

El flujo rítmico de la sangre se puede ver en la disminución de grados de claridad en el flujo sanguíneo arterial hasta el nivel de los capilares. Aunque existe, el flujo rítmico es apenas aparente después que la sangre cruza en el retorno venoso. Por lo tanto, se puede decir que, en el lecho vascular, la mayor parte del flujo sanguíneo pulsátil se debe a la sangre arterial [3]. La señal FPG representa predominantemente el flujo de sangre en las arterias, de la zona objeto de investigación.

La forma básica de la tecnología de FPG requiere sólo unos pocos componentes optoelectrónicos: una fuente de luz para iluminar el tejido (piel) y un fotodetector para medir las pequeñas variaciones en la intensidad de la luz asociada con cambios en la perfusión en la cuenca del volumen. La fotopletismografía es usada de manera no invasiva y opera principalmente en las longitudes de onda correspondiente al color rojo o cerca de la región infrarroja. La función de onda más reconocida es el pulso periférico, y puede sincronizarse con cada latido del corazón [3].

1.2 Ciclo cardiaco

El proceso de contracción-relajación de las diferentes cavidades del corazón debe seguir una serie de pasos y una determinada secuencia para alcanzar su máxima eficiencia; a esta secuencia se le ha denominado ciclo cardiaco.

Si se toma como primer paso de este proceso la formación del impulso en el nodo sino atrial (NSA), desde donde se propaga al resto del corazón para su activación total, el primer

evento es la contracción o sístole auricular. Esta determina un aumento de la presión dentro de aurículas, que vacían su contenido en los ventrículos a través de las válvulas auriculoventriculares, que ya se encontraban abiertas en ese momento.

Una vez vaciadas, las aurículas pasan de inmediato a la relajación o diástole, y al cerrarse las válvulas auriculoventriculares, por la sístole ventricular, comienzan a llenarse nuevamente de sangre que les llega a través de las venas. En el corazón normal, la contracción auricular representa entre un 5 y un 15 % del llenado ventricular, pero en el corazón enfermo puede llegar a representar hasta un 35 % del gasto ventricular [4].

Luego de la contracción auricular y de la demora en el nodo atrio ventricular (NAV), para la sincronización de la activación de los ventrículos, se produce la contracción o sístole ventricular, que consta de dos períodos: uno preeyectivo, en el que se prepara la musculatura ventricular, se fijan y cierran los aparatos valvulares auriculoventriculares y aumenta la presión intraventricular, pero sin variar el volumen del ventrículo; y luego el eyectivo, en que la presión intraventricular aumenta rápidamente hasta su valor máximo, se abren las válvulas sigmoideas arteriales y se expulsa la sangre hacia las grandes arterias. Cada uno de estos períodos consta a su vez de varias fases [4].

Una vez vaciadas las cámaras ventriculares se produce la relajación o diástole ventricular, en la que se ha descrito una fase de relajación isovolumétrica, donde se cierran las sigmoideas y se relajan los ventrículos, pero sin variar el volumen residual ventricular, seguida por una fase de llenado rápido ventricular, en que se abren las válvulas auriculoventriculares y pasa rápidamente la sangre acumulada en las aurículas hacia los ventrículos. Al aumentar el volumen sanguíneo ventricular, disminuye el gradiente de presiones entre aurículas y ventrículos y se pasa a la fase de llenado ventricular lento o diástasis, hasta que se produce de nuevo la contracción auricular; se completa así el llenado ventricular y el ciclo se repite de forma ininterrumpida. En la Figura 1. 1 se observa la estructura del corazón y la trayectoria del flujo sanguíneo por las diferentes cavidades cardiacas.

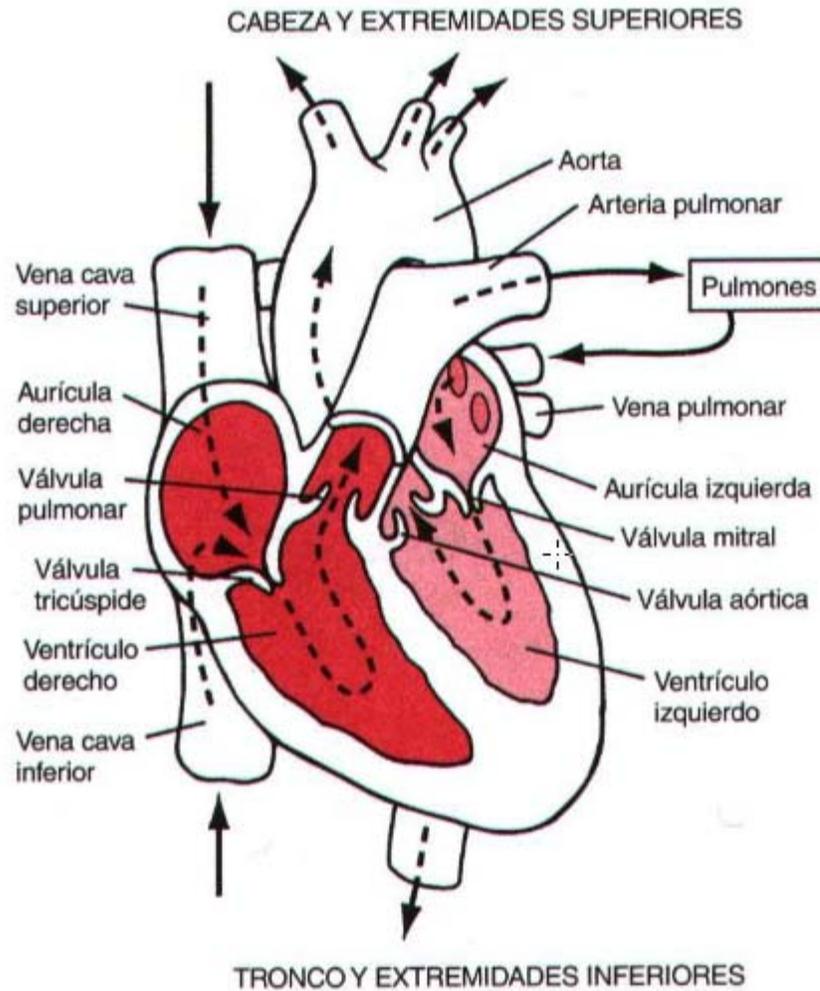


Figura 1. 1: Estructura del corazón y curso del flujo sanguínea por las cavidades cardíacas.

Cuando la frecuencia cardíaca es de 75 latidos por minuto, el ciclo cardíaco tiene una duración promedio de unos 0,8 s, de los cuales en las aurículas la sístole dura sólo 0,1 s y la diástole unos 0,7 s, pero en los ventrículos la sístole dura unos 0,3 s y la diástole 0,5 s. La sístole ventricular coincide en toda su duración con la diástole auricular, pero la diástole ventricular se corresponde con parte de la diástole auricular y con su sístole. Durante el ciclo cardíaco se producen variaciones de las presiones en las diferentes cavidades cardíacas y en los grandes vasos [4].

1.2.1 Ritmo cardíaco

El corazón está dotado de un sistema electrogénico especializado para generar rítmicamente impulsos que producen la contracción rítmica del músculo cardíaco, y conducir estos

impulsos con rapidez por todo el corazón. Cuando este sistema funciona normalmente, las aurículas se contraen aproximadamente un sexto de segundo antes que los ventrículos, lo que permite el llenado de los ventrículos antes de que bombeen la sangre a los pulmones y a la circulación periférica.

Otro aspecto importante del sistema es que permite que todas las partes de los ventrículos se contraigan casi simultáneamente, lo que resulta esencial para una generación eficaz de presión en las cavidades ventriculares.

Este sistema rítmico y de conducción del corazón es susceptible de lesión por las cardiopatías, especialmente por la isquemia de los tejidos cardiacos debida a un flujo sanguíneo coronario escaso. A menudo, la consecuencia es la aparición de un ritmo cardiaco anormal o una secuencia anómala de contracción de las cavidades cardiacas, y la eficacia del bombeo del corazón resulta con frecuencia gravemente afectada, incluso hasta el punto de causar la muerte [5].

La velocidad cardiaca disminuye regularmente con el aumento de peso del corazón, siguiendo el crecimiento del órgano desde niño hasta la madurez. La duración de la sístole ventricular y la del intervalo P-R aumentan al mismo tiempo. El promedio del pulso del individuo sano está dentro de 61 y 64 pulsaciones por minuto, si se toma en condiciones basales. El promedio puede variar entre 50-100 con una velocidad baja para individuos entrenados, o con una elevación para aquellos con una excitabilidad disminuida del nervio vago y un aumento del gasto metabólico. Las mujeres tienen 7 u 8 pulsaciones por minuto más que los hombres [6].

1.2.2 Variabilidad del ritmo cardiaco

Desde los inicios de la electrocardiografía se ha observado que el ritmo cardiaco varía latido a latido. Se trata de pequeñas variaciones en torno a su valor medio aproximadamente de hasta el 10 % y se denomina variabilidad del ritmo cardiaco (VRC).

El ritmo cardiaco y su variabilidad latido a latido dependen del ritmo de disparo del nodo sino atrial, NSA, que está controlado por el sistema nervioso autónomo, a través de sus dos ramas: el sistema simpático y el sistema parasimpático. Por regla general, la acción del sistema simpático acelera el ritmo cardiaco mientras que la acción del sistema

parasimpático lo desacelera. La VRC se origina por la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático, siendo dominante la acción del parasimpático en condiciones de reposo [7].

Las fibras parasimpáticas se originan en el tallo cerebral y la región sacra de la médula espinal y se distribuyen principalmente en los nodos NSA y NAV y en menor grado en las aurículas. Una estimulación de las fibras parasimpáticas o vagales provoca una disminución del ritmo cardiaco debido a una hiperpolarización de la membrana de las células del nodo sino atrial NSA y una disminución de la velocidad de despolarización. Así mismo, una estimulación parasimpática disminuye la excitabilidad de las células del nodo atrio ventricular NAV, con retraso de la conducción del impulso.

Las fibras simpáticas se originan fundamentalmente en las regiones torácica y lumbar de la médula espinal, también se distribuyen en los nodos NSA y NAV, y tienen una distribución ventricular mucho más importante que las fibras parasimpáticas. Una estimulación de las fibras simpáticas origina un aumento del ritmo cardiaco debido a un aumento en la velocidad de despolarización de la membrana de las células del nodo sino atrial NSA, así como un aumento de la presión arterial media y de la contractilidad del ventrículo izquierdo.

La respuesta a una estimulación parasimpática es muy rápida, pudiéndose observar su efecto sobre el ritmo cardíaco latido a latido. Sin embargo, la respuesta a una estimulación simpática es mucho más lenta, tras una latencia de hasta 5 s, el ritmo cardiaco aumenta gradualmente durante 20-30 s hasta alcanzar un nuevo valor estacionario [8].

1.3 Registros de la actividad cardiaca

A través de los años han surgido varios métodos para determinar valores concretos del ritmo cardiaco, estas pueden ser técnicas de medición invasivas y no invasivas. Siendo los métodos no invasivos los más empleados por ser menos agresivos al no involucrar instrumentos que perforan la piel o que físicamente penetren el cuerpo. En la actualidad la actividad cardiaca se obtiene comúnmente a partir del procesamiento de la señal electrocardiográfica, ECG, mediante un electrocardiógrafo. Otra forma posible es utilizar

la pletismografía, método no invasivo que mide cambios en el flujo sanguíneo en diferentes partes del cuerpo.

1.3.1 La señal ECG

La señal electrocardiográfica es la señal eléctrica generada por el corazón y registrada sobre la superficie del cuerpo mediante electrodos localizados siguiendo el criterio de alguno de los sistemas de derivaciones. Esta señal nos proporciona, de forma no invasiva, información de la actividad eléctrica del corazón y su estudio permite el diagnóstico de las principales enfermedades cardiacas.

La señal ECG refleja la actividad eléctrica del músculo cardiaco y, por tanto, presenta un comportamiento repetitivo correspondiente a las recurrencias de los sucesivos latidos cardiacos.

Cada ciclo de la señal ECG consta de distintas ondas en una secuencia determinada. Cada onda, o grupo de estas, representa a una de las distintas fases del latido cardiaco, y se denotan por una letra del alfabeto (P, Q, R, S, T). La Figura 1. 2 muestra un fragmento de señal ECG que comprende dos latidos cardiacos en el primero de los cuales se indican las diferentes ondas que componen el ECG. El segmento horizontal que precede la onda P se denomina línea de base o línea isopotencial. La onda P representa la despolarización del músculo de la aurícula.

La siguiente secuencia de ondas QRS o complejo QRS, refleja la combinación de la despolarización ventricular y la repolarización auricular, que ocurren prácticamente al mismo tiempo. La onda Q es la primera inflexión negativa previa a una positiva, la onda R es la primera inflexión positiva y la onda S es la primera inflexión negativa posterior a una positiva. Una o más de estas ondas puede no estar presente, y en ocasiones, aparece una segunda onda R que se denota como onda R'. La onda T representa la repolarización ventricular. En ocasiones, posteriormente a la onda T aparece una onda U de escasa amplitud y origen incierto [9].

Los intervalos temporales dentro de la señal correspondiente a cada latido también tienen importancia desde el punto de vista del diagnóstico, estos pueden verse indicados en la Figura 1. 2. Además de estas medidas correspondientes a un latido cardiaco existen otras

relativas a latidos consecutivos, como el ritmo cardiaco, medido a través del intervalo RR, que es la distancia entre ondas R pertenecientes a latidos cardiacos consecutivos. Otras medidas de gran interés en el diagnóstico son la variabilidad en el tiempo de la forma de las ondas y del valor de los intervalos.

La señal ECG presenta un ancho de banda de las componentes significativas entre 0,5 y 40Hz, donde las frecuencias superiores corresponden al complejo QRS, mientras que las ondas P y T corresponden a frecuencias por debajo de los 10Hz [9].

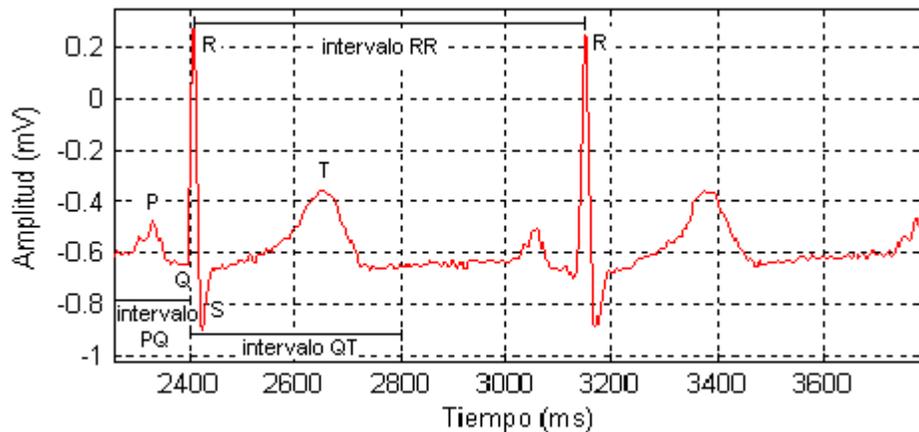


Figura 1. 2: Señal ECG.

1.3.2 Pletismografía y fotopletismografía

La pletismografía incluye aquellas técnicas que miden cambios de volumen como consecuencia de variaciones del flujo sanguíneo, mediante el uso de un pletismógrafo. No son métodos específicos de un solo vaso arterial sino que miden cambios de volumen en un segmento de la extremidad en cuestión. Mediante esta técnica se puede obtener el ritmo cardiaco a partir de la utilización de sensores que pueden ser artefactos llenos de aire, fuentes de luz e impedancia eléctrica.

Existen diversos métodos pletismográficos que valoran los cambios de volumen de forma indirecta según la utilización del sensor y el principio físico, siendo los más utilizados:

- a) Pletismografía por volumen de pulso.
- b) Pletismografía por anillos de mercurio.
- c) Pletismografía de impedancia.

d) Fotopleletismografía.

Dentro de los métodos mencionados uno de los más empleados es de fotopleletismografía por ser de fácil implementación, por lo que a continuación se describirá con más detalle el mismo.

La Figura 1. 3 muestra a un sujeto al que se le toma la señal de fotopleletismografía. La misma constituye un método no invasivo, para la detección de ondas cardiovasculares propagadas alrededor del cuerpo humano y explota las propiedades ópticas de una determinada área de la piel, usando una fuente de luz emisora y una detectora para obtener un valor estimado del ritmo cardiaco (RC).

La fuente emisora (normalmente un diodo led infrarrojo o casi infrarrojo o NIR) emite luz infrarroja a 910 nm sobre la piel, la cual es absorbida, reflejada o dispersada en mayor o menor cantidad, dependiendo de la cantidad de sangre que esté circulando. La cantidad de luz reflejada o transmitida que capta la fuente detectora puede utilizarse para obtener información del ritmo cardiaco [10].

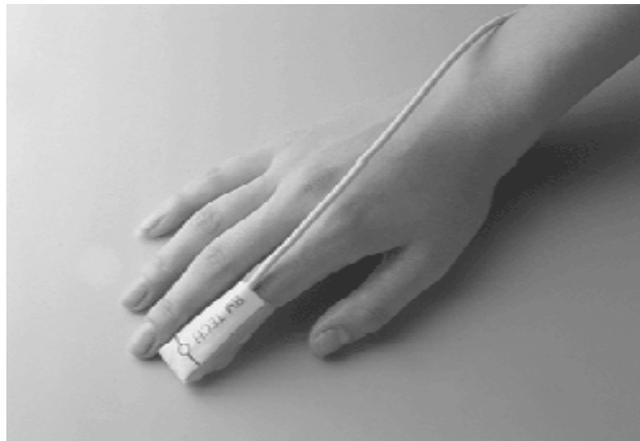


Figura 1. 3: Sensor óptico situado en el dedo índice.

En los sistemas actuales, por comodidad del paciente, se toma la medida en el dedo índice. Esto es porque es el dedo más largo y dada la estructura de pinza del sensor, sirve mejor para tomar la medida y es más práctico. El sensor se coloca de tal forma que el dedo del paciente queda entre emisor y receptor. Para obtener una señal óptima se sitúa la mano del paciente a la altura del corazón.

1.4 La señal FPG

La forma de onda de la señal fotopletismográfica (FPG) presenta dos componentes: una debida a la componente pulsátil de los vasos sanguíneos, es decir, el pulso arterial, que es causada por los latidos cardiacos y produce variaciones rápidas en la señal (componente de corriente alterna CA) y por lo general tiene su frecuencia fundamental; alrededor de 1 Hz, dependiendo de la frecuencia cardiaca. La segunda es debida a la componente no-pulsátil del volumen sanguíneo y a la atenuación producida en los tejidos que envuelven las arterias, generando una señal con cambios lentos (componente de corriente directa CD), ver Figura 1. 4. La amplitud de la señal CA varía del 1 a 2% del valor de la componente continua [11].

Las oscilaciones en la señal FPG reflejan las oscilaciones del volumen sanguíneo arterial de manera continua, que dependen de la presión sanguínea en el ciclo cardiaco y del grado de contractibilidad de las arterias, que a su vez es regulado por la actividad del sistema nervioso autónomo. Pese a que la medida de valores absolutos de flujo sanguíneo es complicada, es posible analizar valores relativos a lo largo del tiempo.

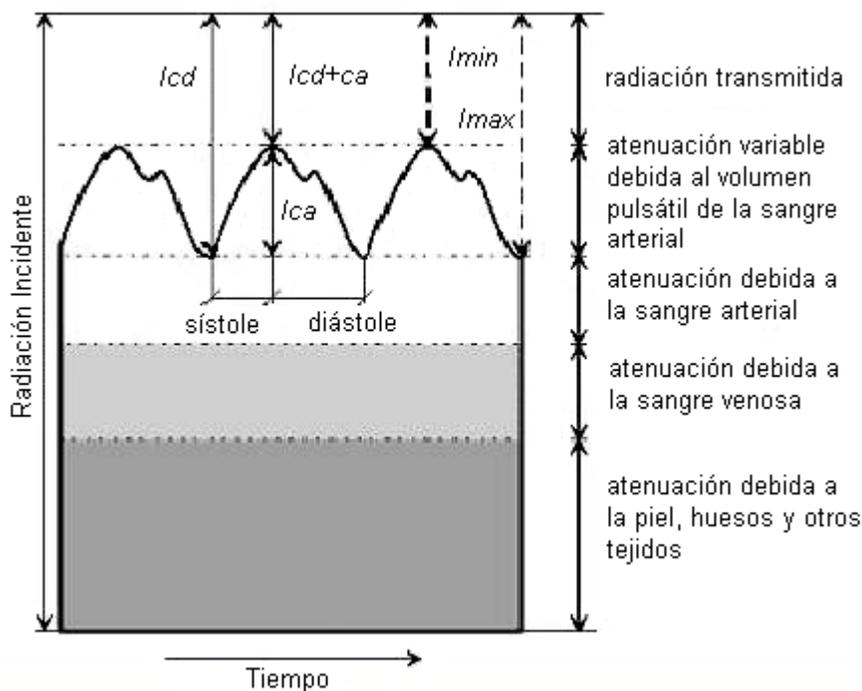


Figura 1. 4: Componentes de la señal FPG.

La morfología del pulso CA de la señal FPG se debe a dos fases: la fase anacrótica que comprende la subida del pulso y la fase catacrótica que comprende el descenso del pulso. La primera fase corresponde con la sístole y la segunda con la diástole y las reflexiones de la onda. En la fase catacrótica es frecuente que aparezca un nodo dicrótico en sujetos sin problemas de distensibilidad arterial. Figura 1. 5 [11], representa el cierre de la aorta después de finalizar el periodo sistólico, lo que provoca una reacción y un aumento momentáneo en el volumen de sangre de las arterias [12]

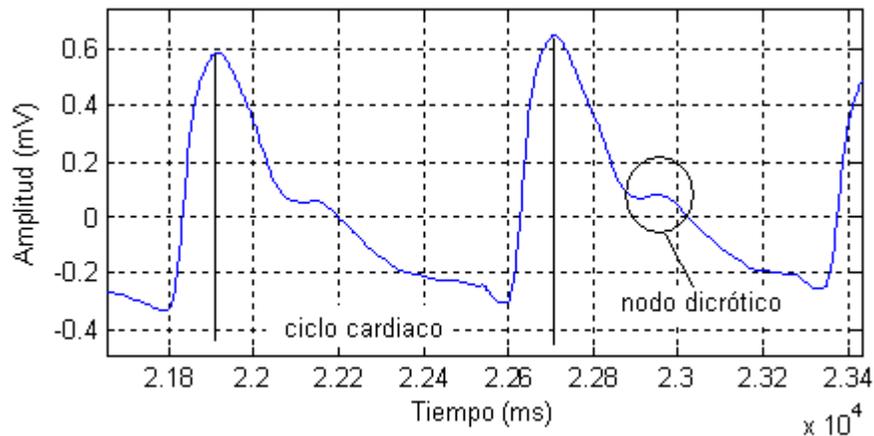


Figura 1. 5: Forma de onda de la señal FPG.

La señal fotoplestimográfica contiene una abundante información en su forma, amplitud y duración temporal. Morfológicamente, la señal FPG está compuesta por dos máximos en cada uno de sus períodos, correspondientes a cada ciclo cardiaco.

El período de tiempo entre cada uno de los períodos sucesivos de la onda de FPG representa la repetición del ciclo cardiaco, y por lo tanto puede ser usada para calcular la frecuencia cardiaca.

El valor máximo de cada uno de los períodos de la señal FPG se ve afectado por varios factores, incluyendo la presión arterial, el ritmo de respiración del sujeto, y las características de absorción de luz debido a la composición de la sangre [13].

La información sobre el RC se obtiene de la componente CA de dicha señal. Mediante la identificación de la frecuencia de la componente CA se puede determinar el valor del ritmo cardiaco.

Una vez que se logra la obtención de la señal fotoplestimográfica, así como la estimación de la frecuencia que la caracteriza se puede calcular el ritmo cardiaco mediante la ecuación 1 [10]:

$$RC(\text{ciclo cardíaco}/\text{min}) = \frac{F * 60s}{\text{min}} \quad (1)$$

Donde F viene dada por la ecuación 2 y es la frecuencia de la señal RC , en Hz, y T es el período de la misma señal en segundos.

$$F(\text{Hz}) = \frac{1}{T(s)} \quad (2)$$

1.4.1 Características ópticas de la señal FPG

La interacción de la luz con el tejido biológico es compleja e incluye los procesos ópticos de difusión, absorción, reflexión, transmisión y fluorescencia. Los fotones emitidos por una fuente de luz que llegan a la piel son difundidos y absorbidos por los tejidos y la sangre. En la señal FPG, se puede determinar que la absorción de la luz debida a la sangre es mayor que la de los tejidos circundantes para determinadas longitudes de onda. De esta forma, la cantidad de luz que llega al fotodetector es una medida del volumen sanguíneo en la región de medida de acuerdo con la ley de Lambert-Beer según se expresa en la ecuación 3:

$$Rp = \frac{Pr}{Pt} = 10^{-\alpha l} = 10^{-\epsilon c l} . \quad (3)$$

Esta ley establece que existe una dependencia logarítmica entre la transmisión, Rp , de la luz a través de una sustancia y el producto del coeficiente de absorción de la sustancia, α , y la distancia que recorre la luz a través del material, l . El coeficiente de absorción se puede escribir como el producto del coeficiente de absorción molar de la sustancia o absorbencia molar, ϵ , y la concentración del mismo, c . Donde Pt y Pr son la potencia transmitida y recibida respectivamente. Por tanto, la señal registrada presenta una relación directa con la perfusión sanguínea, cuanto mayor es el volumen sanguíneo mayor es la absorción de la luz. Sin embargo, los intentos de cuantificar la amplitud del pulso de la onda han sido infructuosos [3], [14], [15].

La longitud de onda de la radiación óptica es un factor muy importante en las interacciones entre la luz y los tejidos por tres razones fundamentales:

- a) Ventana óptica del agua: el agua es el componente principal de los tejidos y presenta una elevada absorción en las longitudes de onda del ultravioleta y el infrarrojo lejano. Sin embargo existe una ventana en el espectro de absorción del agua que permite a la luz visible (rojo) y al infrarrojo próximo pasar más fácilmente. Por tanto la medida del flujo y volumen sanguíneo se facilita a estas longitudes de onda de manera que esta es la zona de trabajo de las fuentes de luz en la fotopletismografía.
- b) Longitud de onda isobéctica: existen diferencias significativas en la absorción de la oxihemoglobina (HbO₂) y la hemoglobina desoxigenada o reducida (Hb) excepto para las longitudes de onda isobécticas. A longitudes de onda próximas a 805 nm la señal no se ve afectada por los cambios en la saturación de oxígeno de la sangre. Estas diferencias de absorción entre la HbO₂ y la Hb son las que realizando medidas a dos longitudes de onda permiten determinar la señal de saturación de oxígeno, es decir, el porcentaje de hemoglobina oxigenada.
- c) Profundidad de penetración en los tejidos: dada una intensidad de radiación óptica la profundidad a la que la luz penetra en un tejido depende de la longitud de onda de la misma. El volumen de la zona de influencia de la señal FPG dependerá del diseño del dispositivo, esta puede ser de 1 cm³ para los sistemas de transmisión [16].

1.4.2 Modos de registros

La señal fotopletismográfica se puede obtener mediante diferentes configuraciones del transductor: por transmisión, donde se coloca el tejido a ser evaluado entre el emisor (LED) y el receptor (fotodiodo); por reflexión, donde se coloca el emisor y el receptor en el mismo plano paralelo al tejido a evaluar Figura 1. 6 y una tercera, empleada ocasionalmente, donde el emisor y receptor se colocan en planos a 90 grados [17].

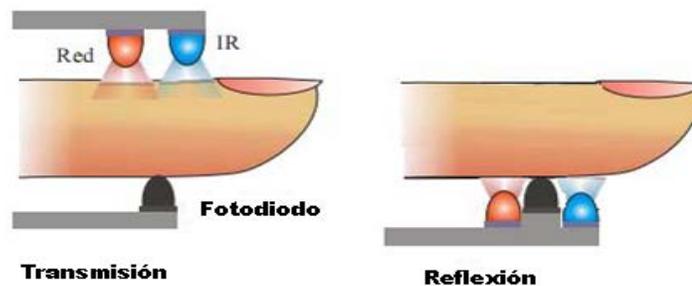


Figura 1. 6: Configuraciones de transmisión y reflexión del transductor.

Las señales brindadas producto a los cambios de volumen de la sangre en el tejido tienen particularidades, referentes al proceso que las involucra ya sea la transmisión o la reflexión [18]. Por ejemplo, aumentando el volumen de sangre en el tejido disminuye la luz que es capaz de transmitirse a través del él, pero ocurre el efecto opuesto en la luz reflejada.

Lo anterior se justifica debido a que mientras más sangre hay en el tejido, más luz que pasa a través de él se bloquea. Dado que esto mejora la cantidad de luz que es reflejada, la señal observada en la configuración de reflexión aumenta. Del mismo modo, cuando la luz se bloquea, no llega suficiente luz al fotodetector en la configuración de transmisión, y por lo tanto ocurre una disminución en la señal que se observa.

En cuanto a la aplicación, la configuración de transmisión es utilizada en las zonas del cuerpo que presentan adecuada transmisión de luz, por ejemplo, los dedos o lóbulos de las orejas. Sin embargo, la configuración de transmisión no se puede utilizar en otras áreas del cuerpo donde existan obstáculos como los huesos o los músculos en la zona a ser tratada, al tener la luz que recorrer trayectorias más largas que en zonas delgadas como los lóbulos de las orejas. En tales escenarios, la configuración de reflexión es más útil, siempre que el sistema vascular esté disponible cerca de la superficie de la piel, por ejemplo, la frente, la muñeca o el antebrazo.

La configuración de reflexión no se limita a las zonas donde la configuración de transmisión no se puede utilizar. Puede ser empleada para medir la señal FPG del lóbulo de la oreja o los dedos del mismo modo que la configuración de transmisión. Sin embargo, debido a su fina área transversal, los dedos y los lóbulos de las orejas transmiten gran parte de la luz dirigida a través de ellos, dando lugar a una señal de intensidad baja en la configuración de reflexión [18].

La configuración de reflexión es más susceptible a los artefactos de movimiento que la configuración de transmisión [19]. Esto se debe a que los transductores en la configuración de transmisión tienen la oportunidad de distribuir su peso alrededor del área de la sección transversal en el lugar de la medición, al encontrarse el fotodetector en el plano opuesto al LED. Sin embargo, los transductores en la configuración de reflexión están diseñados con el fotodetector y el LED en el mismo plano. Esto los deja vulnerables a los movimientos debido a su propio peso y por cualquier movimiento del usuario. No obstante, siempre que

el transductor esté bien fijado a la zona de medición del cuerpo, los artefactos de movimiento pueden ser minimizados.

1.4.3 Artefactos

Una de las principales limitaciones de la señal FPG son los artefactos. Movimientos transitorios del sensor que se reflejan en la señal como una distorsión de las oscilaciones que limitan en muchos casos sus aplicaciones prácticas.

Las Figuras Figura 1. 7, Figura 1. 8, Figura 1. 9 y Figura 1. 10 son ejemplos de artefactos de la señal FPG. En ellas se muestran diferentes casos de registros de la señal durante un minuto, donde las zonas afectadas se han marcado con una línea horizontal.

Las causas principales de dichos artefactos son las flexiones del dedo, presiones en las sondas o en el sensor y movimientos de la mano. Resulta esencial una detección automática de los artefactos de movimiento y su separación de los segmentos de alta calidad en registros con gran variabilidad de la onda de pulso [3].



Figura 1. 7: Movimiento brusco o tirón del cable del dispositivo FPG.



Figura 1. 8: Temblor de la mano o el dedo.

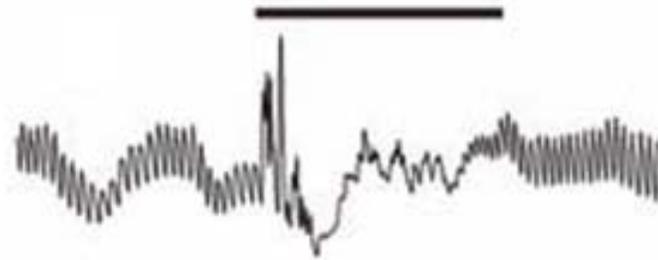


Figura 1. 9: Un ataque de tos.

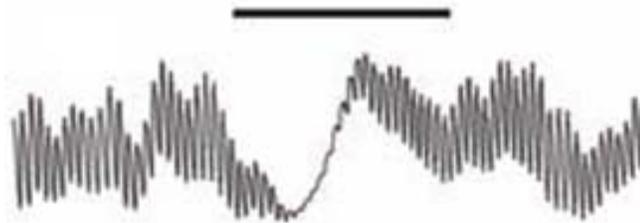


Figura1. 10: Cambio causado en el patrón respiratorio.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En este Capítulo se exponen los materiales y métodos utilizados para el desarrollo del sistema para determinar el ritmo cardiaco a partir de la señal fotopleletismográfica. Se muestran además los bloques componentes de la interfaz para el acople del mismo con la PC, así como el procesamiento de la señal.

2.1 Diagrama general del sistema para determinar el ritmo cardiaco empleando la señal fotopleletismográfica

El sistema propuesto para determinar el ritmo cardiaco a partir de la señal fotopleletismográfica tiene el diagrama general que se muestra en la Figura 2. 1. El sistema cuenta con una etapa analógica y una digital. La sección analógica contiene los elementos necesarios para realizar las funciones de filtrado, amplificación y acondicionamiento de la señal FPG procedente del sensor óptico.

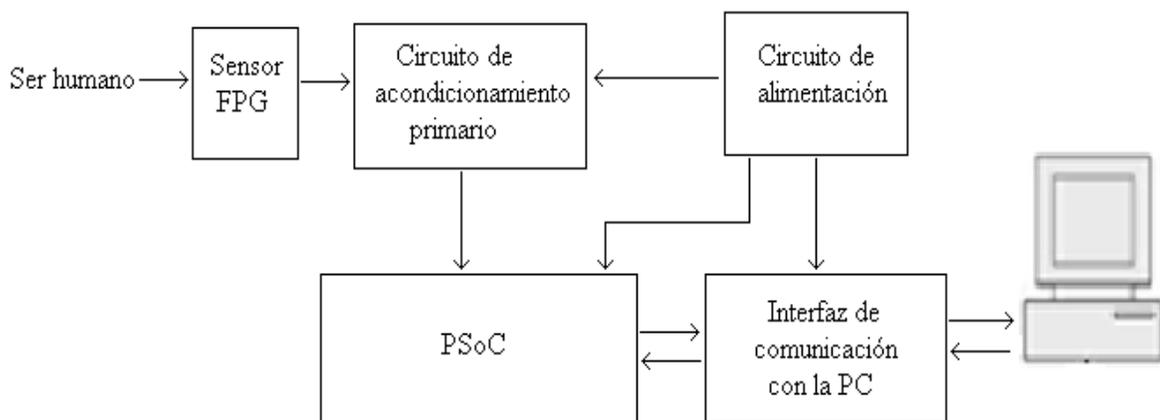


Figura 2. 1: Diagrama en bloques del sistema.

La sección digital es controlada por el procesador PSoC CY8C27443 [22], de Cypress Microsystem. Este se encarga también de la transmisión de los datos hacia una PC para realizar la presentación visual de los mismos.

2.1.1 Sensor FPG

En la Figura 2. 2 se muestra el sensor de presilla modelo TL-201T de Nihon Kohden que se utiliza en los equipos BEDSIDE MONITOR BSM-2300A/K y OVP 1500, el cual fue utilizado en la aplicación para la captura de la señal FPG, al ser recuperado de un equipo médico en desuso. El sensor presenta dos elementos emisores, diodos LEDs (uno infrarrojo y otro rojo). Estos convierten la energía eléctrica en energía óptica, son compactos, presentan una larga duración (tiempo de vida 10^5 h) y trabajan en un amplio rango de temperaturas con pequeños desplazamientos en la longitud de onda del pico de emisión [35].

El sensor utiliza un fotodiodo como receptor de la luz transmitida a través del dedo índice, generando una corriente proporcional a la luz recibida. La conexión de este al circuito de acondicionamiento primario se realiza mediante un conector del tipo DB9; la Tabla 2. 1 presenta la distribución de los pines.



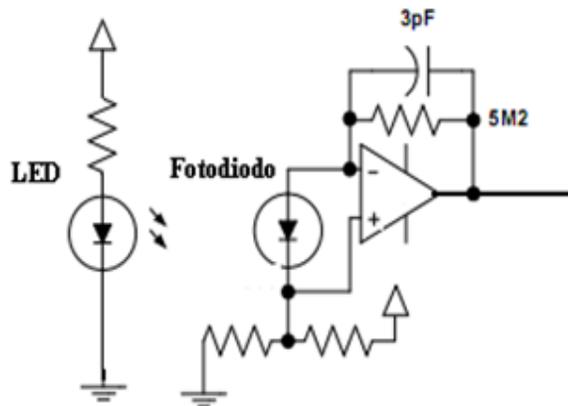
Figura 2. 2: Sensor TL-201T.

Tabla 2. 1: Características de los pines del sensor TL-201T.

Pin	Descripción
1	cátodo fotodiodo
2	-
3	-
4	-
5	cátodo LED R
6	ánodo fotodiodo
7	ánodo LED IR , ánodo LED R
8	-
9	cátodo LED IR

2.1.2 Circuito de acondicionamiento primario

El circuito de acondicionamiento primario que se muestra en la Figura 2. 3 [38], se utiliza para amplificar los niveles de corriente generada por el fotodiodo; mediante un amplificador transimpedancia. Este amplificador convierte la corriente generada por el fotodiodo en una tensión. Como los niveles de corriente generados por el fotodiodo son pequeños es necesario que el amplificador tenga bajo valor de corriente offset. La utilización del capacitor en esta configuración es para realizar un filtrado a las altas frecuencias.

**Figura 2. 3: Circuito de acondicionamiento primario.**

Otra variante de circuito que se utiliza en el acondicionamiento de la señal proveniente del sensor FPG es el mostrado en la Figura 2. 4 [39]. En este caso el amplificador de transimpedancia utiliza tres amplificadores operacionales siendo una configuración que

mediante la amplificación diferencial obtiene una reducción del ruido de modo común (CMNR).

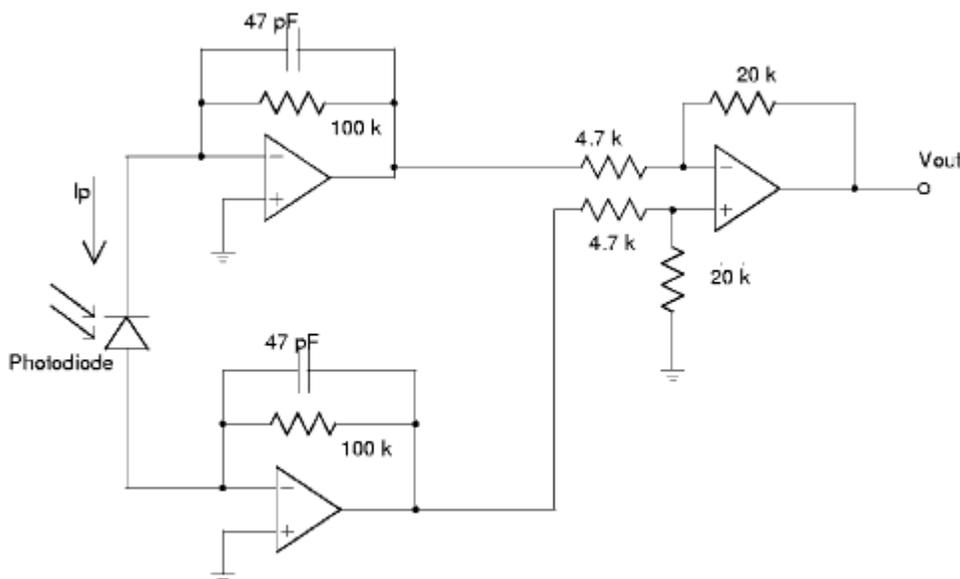


Figura 2. 4: Amplificador de trans-impedancia, configuración de tres operacionales.

Esta segunda variante es la que se utiliza para la etapa de acondicionamiento en los equipos DOCTUS fabricados por la empresa ICID, y en el monitor de signos vitales BSM2351 de la Nihon Khoden. Esta última información fue obtenida a partir de la realización de ingeniería inversa a la placa de acondicionamiento de la señal del sensor en el equipo.

De las dos variantes se escogió para comenzar la realización de las pruebas la más sencilla, por razones de costo y disponibilidad de componentes. Para compensar la vulnerabilidad al ruido de esta variante, se utilizó un amplificador operacional con las características apropiadas para este tipo de aplicación, el OP07 (Anexo I), el cual se utiliza en aplicaciones de instrumentación [36].

2.1.3 PSoC

El sistema será controlado a través de el PSoC de la serie CY8C27443 [22] que no es más que un sistema programable en una pastilla de la compañía Cypress Microsystems, este presenta 12 bloques analógicos, 8 bloques digitales y una microcomputadora empotrada de 8 bits, todo configurable, en un encapsulado de 28 terminales, y a un costo de menos de

4,00 USD/unidad. El usuario define qué funciones realizar y cuándo ellas aparecen (re-configuración dinámica), y cómo se interconectan. Los terminales de entrada/salida son configurables y pueden entregar hasta 10mA y recibir 25mA, además de esto existen 4 terminales con capacidad de entrega de 40mA [23].

Los PSoC ofrecen múltiples ventajas para el acondicionamiento, al tener amplificadores operacionales con bajo offset de entrada (5 mV) y bajo ruido (80 nV/Hz) [22], [24], [25], [26], amplificadores de ganancia programable (hasta 48×) y amplificadores de instrumentación (topologías de dos y tres operacionales), con razón de rechazo al modo común de unos 60 dB. La ganancia DC en lazo abierto de los amplificadores es de 80 dB, el ancho de banda para ganancia unitaria es de 12 MHz y la razón de cambio es de 8 V/s, mientras que los resistores no difieren en más de 0,5 %.

El dispositivo posee además una memoria de programa flash con una capacidad de 16 KBytes la cual cuenta con protección robusta de lectura/escritura. También cuenta con 256 bytes de SRAM y la emulación de EEPROM en flash [23].

Existe además una amplia gama de filtros que se pueden configurar a la medida del acondicionamiento requerido [27], [28], [29]. Tanto la referencia como el potencial de tierra pueden ser seleccionados de acuerdo a la aplicación de que se trate: VBandGap para sistemas de voltaje absoluto, Vdd/2 para sistemas radio-métricos y referencia externa, Vref, para incrementar flexibilidad [25], [26].

El CY8C27443 posee multiplexores de 4 y 8 entradas analógicas. Para implementar los filtros *anti-aliasing* cuenta con topologías de filtros paso-bajo activos con bloques de tiempo continuo, que son las más recomendadas [27], [28], pero también se dispone de configuraciones basadas en bloques de capacitores conmutados (también útiles en el acondicionamiento general), que no requieren de ninguna componente externa [29]. La configuración de amplificador de instrumentación con tres operacionales (última etapa con capacitores conmutados) puede sincronizarse con los convertidores A/D, por lo que no requieren de bloques de muestreo/retención.

El CY8C27443 tiene un núcleo microprocesador empujado M8C, con arquitectura Harvard, que puede trabajar hasta 24 MHz (4 MIPs). Además, contiene un multiplicador por hardware, que permite implementar funciones básicas de procesamiento digital, así

como el control de los convertidores, amplificadores, filtros y demás bloques del sistema. Este dispositivo da múltiples opciones de comunicación, destacándose el chequeo que puede realizar de redundancia cíclica (CRC) de 2 a 16 bits, así como la implementación de los estándares: I2C (de Philips), SPI y UART (para comunicación serie), e IrDA (por infrarojo). Además, existen algunos dispositivos de la familia capaz de comunicarse inalámbricamente.

El CY8C27443 resulta adecuado desde el punto de vista de su bajo consumo, incluso a alta velocidad, presentando flexibles modos de reposo (*sleep*), con corrientes tan bajas como $3\mu\text{A}$. Sus voltajes de trabajo van desde 3V hasta 5,25V, aunque puede ser bajado a 1V, usando SMP (*switch mode pump*).

2.1.4 Circuito de alimentación

En el sistema presente es necesario obtener 5V para la alimentación digital del PSoC y de $\pm 2.5\text{V}$ para la parte analógica del PSoC, Vss a Vdd. También se necesitan $\pm 9\text{V}$ para la alimentación de amplificador operacional (OP07). En la Figura 2. 5 se muestra el diseño del circuito de alimentación para la aplicación.

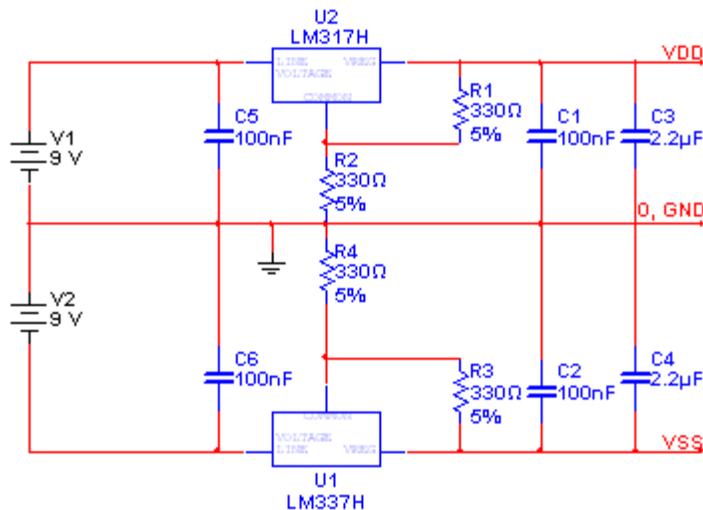


Figura 2. 5: Circuito de alimentación.

El voltaje de alimentación del amplificador se obtuvo a partir de dos baterías de 9V. En la alimentación digital y analógica del PSoC se utilizaron los reguladores integrados LM317 [20] y LM337 [21] los cuales fueron recuperados de equipos médicos en desuso, ellos son

capaces de proporcionar 1.5A para el funcionamiento del sistema. Regulan el voltaje a la salida en dependencia de los valores de los resistores R_1 , R_2 , R_3 y R_4 caracterizado por las ecuaciones:

$$V_O = V_{REF} * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) + (I_{ADJ} * R_2) \quad (4)$$

$$V_O = V_{REF} * \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) + (-I_{ADJ} * R_4) \quad (5)$$

El voltaje de referencia (V_{REF}) para el LM317 es de 1.25V [20] y para el LM337 es de -1.25V [21]; la corriente (I_{ADJ}) es del orden de los 10 μ A por lo que es despreciable. Según las ecuaciones 4 y 5 se seleccionaron los valores de los resistores R_1, R_2, R_3, R_4 iguales a 330 Ω con tolerancia 5%, para obtener +2.5V y -2.5V en sus respectivas salidas, como se aprecia en la Figura 2. 6. En este diseño se emplean los capacitores de 2.2 μ F para filtrar las variaciones de voltaje que puedan producirse, en paralelo con 0.1 μ F para limitar la respuesta a las altas frecuencias; mejorar la estabilidad del los reguladores y su respuesta transitoria.

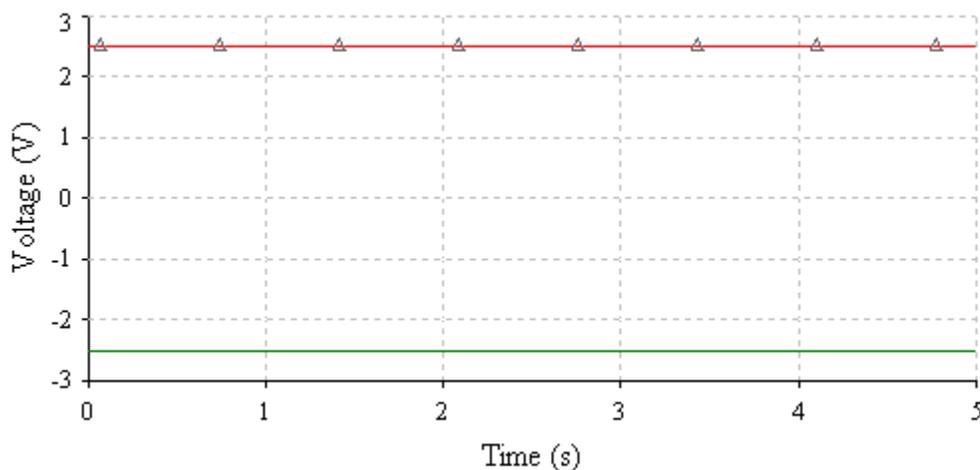


Figura 2. 6: Voltaje a la salida de los reguladores LM317 y LM337.

2.1.5 Comunicación con la PC mediante RS-232

El procesador utilizado en el sistema (PSoC), permite la conexión con otros dispositivos mediante las interfaces RS-232 (para comunicación serie), IrDA (por infra-rojo) y USB

(*Universal Serial Bus*) [30], [31], [32]. En esta aplicación se implementó la comunicación serie con la PC porque no se contaba con el hardware necesario para implementar las otras posibilidades de comunicación.

Los puertos serie, también conocidos como puertos de comunicaciones (COM), están considerados como una interfaz externa fundamental. De hecho, dichos puertos han acompañado al PC desde hace más de veinte años. En general, todo PC incluye dos puertos serie RS-232, denominados COM1 y COM2.

Las señales con las que trabaja este puerto son digitales, +12V (0 lógico) y -12V (1 lógico), para entrada y salida de datos; y a la inversa en las señales de control. El estado de reposo en la transmisión (entrada y salida) de los datos es de -12V [33].

Para lograr la comunicación con el puerto serie es necesario determinar el protocolo a seguir dado que el estándar del protocolo no permite indicar en qué modo se está operando.

Los parámetros a establecer para la comunicación son los siguientes:

- a) Velocidad del puerto
- b) Protocolo serie (número de bits-paridad-bits de parada)
- c) Protocolo de control de flujo(RTS/CTS o XON/XOFF)

La conexión con el puerto serie se realizó con un conector del tipo DB9, la descripción del mismo se muestra en la Figura 2. 7 y Tabla 2. 2 [34].

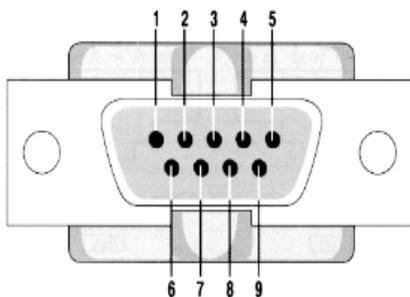


Figura 2. 7: Conector DB9 utilizado en el acople a la interfaz RS-232.

Tabla 2. 2: Características de los pines.

Conector 9 pines	Nombre	Descripción	Tipo de Señal
1	DCD	Data Carrier Detect	Control
2	RxD	Receive Data	Data
3	TxD	Transmint Data	Data
4	DTR	Data terminal Ready	Control
5	SG	Signal Ground	Ground
6	DSR	Data Set Ready	Control
7	RTS	Request to send	Control
8	CTS	Clear to send	Control
9	RI	Ring Indicator	Control

2.1.6 Circuito adaptador de niveles

Para implementar la comunicación serie es necesario ajustar los niveles de voltaje procedente de PSoC, ya que este utiliza en la transmisión y recepción niveles TTL (entre 0 y 5V), mientras que el puerto serie de la PC utiliza niveles RS232 que se encuentran (entre +12 y -12 V). Para esto se puede utilizar el circuito integrado MAX232, que para su funcionamiento adecuado sólo necesita de cuatro capacitores electrolíticos y una fuente de alimentación de 5 V [37].

También puede usarse un circuito alternativo que reemplaza el MAX232 utilizando transistores complementarios. Esta última opción fue implementada utilizando componentes discretos, Figura 2. 8. Este circuito aprovecha la propia alimentación del puerto COM de la PC para generar los niveles RS232. Para adaptar los niveles de RS232 a TTL opera el transistor NPN (BC547), el cual entra en corte y saturación cuando en su base se aplica los niveles RS232 de “1” (-12V) y “0” (+12V) respectivamente, produciendo en el colector niveles cercanos a VDD (“1” TTL) y VSS (“0” TTL).

Para adaptar los niveles TTL a RS232 se utiliza el transistor PNP (BC557), de forma similar. Obteniéndose los -12V en la línea RxD (RS232) producto del capacitor de 100 μ F que se carga a partir de los niveles aplicados en la línea transmisión del PSoC.

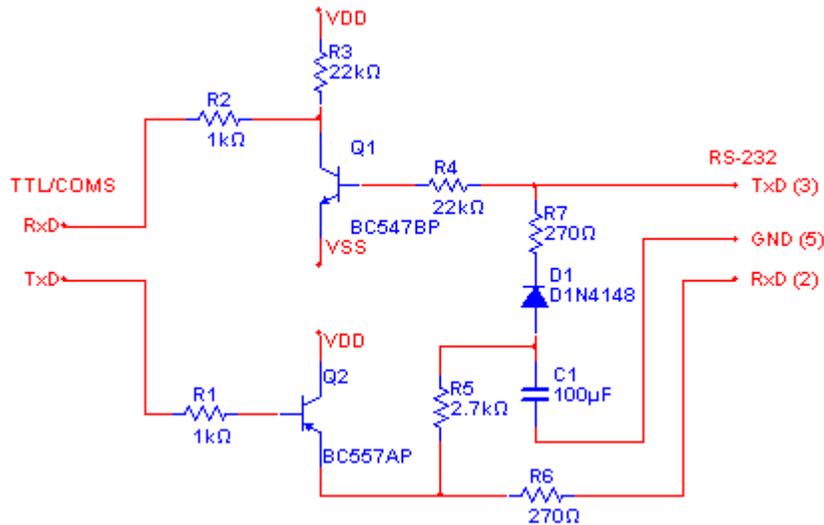


Figura 2. 8: Circuito adaptador de niveles para la comunicación serie.

2.2 Simulación del sistema

Para la simulación de los bloques diseñados se utilizó el sistema OrCAD Release 9. El mismo presenta un conjunto de herramientas que facilita el procedimiento de creación, y simulación de diseños analógicos, digitales y mixtos, así como el circuito impreso correspondiente a los mismos. Presenta una comunicación interactiva entre los componentes del sistema que permite la puesta a punto de los proyectos. Este sistema se utilizó principalmente en la realización de análisis avanzados, por la facilidad para la configuración y el procesamiento de la información generada mediante análisis paramétricos y de comportamiento [40].

2.3 Configuración del PSoC

En la configuración del PSoC los bloques de los módulos de usuarios quedaron conectados como se muestra en la Figura 2. 9. Se ha previsto realizar en el mismo la amplificación, filtrado y conversión A/D de la señal analógica procedente del circuito acondicionamiento primario; además se ha implementado la comunicación serie con la PC.

Se utiliza un bloque analógico de color verde-oscuro para el amplificador de ganancia programable (PGA), con ganancia configurable en dependencia de la señal de entrada; utilizando su alta impedancia de entrada y la razón de rechazo al modo común (CMRR).

Este bloque es conectado al pin 4 (P0 [1]) que corresponde a la entrada analógica del PSoC.

La etapa de filtrado se realiza mediante un filtro pasa bajo de tipo Bessel (LPF2), que es implementado con dos bloques analógicos de color azul; este no introduce distorsión de fase. Se configuró el filtro para ganancia unitaria, frecuencia de corte 10 Hz, en correspondencia con las características espectrales de la señal FPG, y frecuencia de muestreo 120 Hz lo cual permite un más fácil tratamiento de la señal de ruido de 60 Hz. Su entrada es conectada a la salida del amplificador (PGA).

Para generar la señal del reloj de columna (Column Clock) del filtro, necesaria en la aplicación se utilizó el modulador de ancho de pulso de 16 bits (PWM16), el cual consume dos bloques digitales de color verde; la configuración de sus parámetros se muestra en la Figura 2. 10.

El convertidor A/D sigma-delta de 11 bit (DELSIG11) utiliza dos bloques analógicos y uno digital seleccionado en color rojo, la entrada a este bloque se conectada a la salida de filtro paso bajo (LPF2). Se utilizó un convertidor de tipo sigma-delta porque es inmune al ruido, este está compuesto por un modulador sigma-delta, un filtro digital y un diezmador. La tasa de muestreo del convertidor A/D es de 120 muestras/s (*Sample Rate*) que es superior a 5 veces la frecuencia máxima de la señal FPG, el reloj del mismo es conectado al divisor VC2.

La implementación de la comunicación serie se realiza mediante un UART, que utiliza dos bloques digitales del PSoC; seleccionados de color violeta. La entrada del bloque de RxD se conecta al pin 18 (P1 [6]) y la salida del bloque de TxD se conecta al pin 17 (P1 [4]). Se configuró el formato 8-N-1, sin control de flujo, sin paridad y con bit de parada en 1; teniendo como frecuencia de transmisión (*Baud Rate*) 9600 bits/s para la comunicación. El reloj del mismo es conectado al divisor VC3.

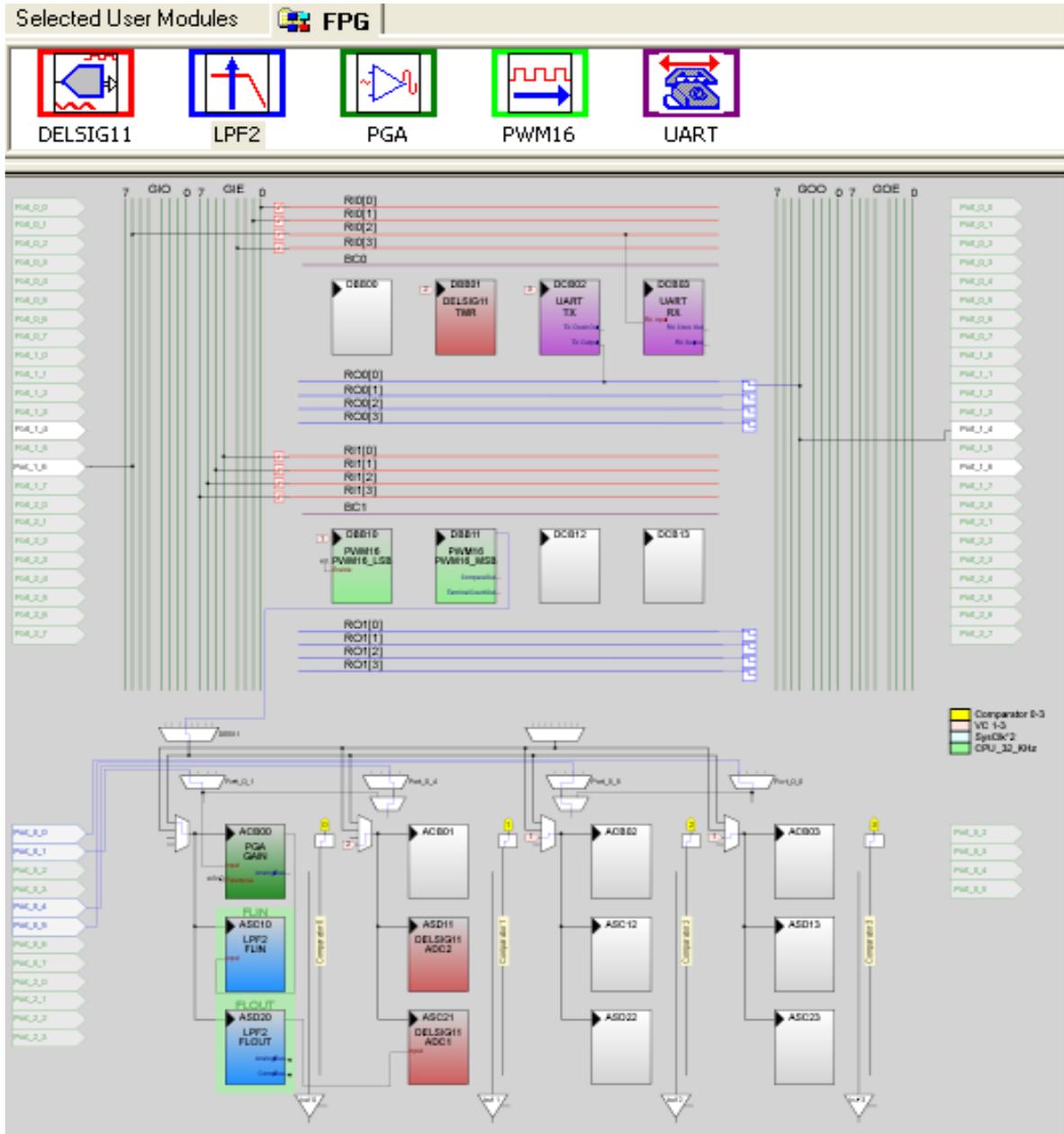


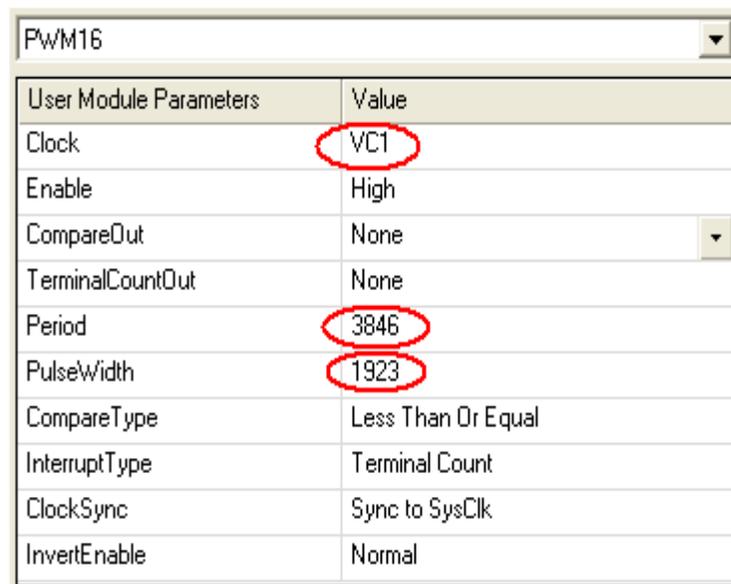
Figura 2. 9: Conexión de los puertos y bloques funcionales del PSoC.

La señal de reloj (*Data Clock*) utilizada en la configuración del UART y el convertor A/D se obtienen mediante los divisores, a partir del reloj interno del PSoC (*SysClk Source*) de 24 MHz, ecuaciones 6 y 7. La configuración de los parámetros que cumplen los requisitos se muestran en la Figura 2. 11.

$$Divisor(UART) = \frac{SysCLK}{BaudRate * 8} \quad (6)$$

$$\text{Divisor (DELSIG)} = \frac{\text{SysClk}}{\text{SampleRate} * 1024} \quad (7)$$

Una vez seleccionados y configurados los módulos de usuario antes mencionados se programó el PSoC (Anexo II) para que la señal FPG que entra por el pin 4 (P0 [1]) sea amplificada, filtrada, convertida a digital y mediante los pines 18 (P1 [6]), TxD y 17 (P1 [4]), RxD pueda comunicarse con la computadora para procesar la señal.



User Module Parameters	Value
Clock	VC1
Enable	High
CompareOut	None
TerminalCountOut	None
Period	3846
PulseWidth	1923
CompareType	Less Than Or Equal
InterruptType	Terminal Count
ClockSync	Sync to SysClk
InvertEnable	Normal

Figura 2. 10: Parámetros del PWM16.

DELSIG11		Global Resources	Value
User Module Parameters	Value	CPU_Clock	3_MHz (SysClk/8)
TMR Clock	VC2	32K_Select	Internal
Input	ASD20	PLL_Mode	Disable
ClockPhase	Normal	Sleep_Timer	512_Hz
DataPosition	RightJustified	VC1= SysClk/N	13
Polling	Enable	VC2= VC1/N	15
UART		VC3 Source	VC1
User Module Parameters	Value	VC3 Divider	24
Clock	VC3	SysClk Source	Internal 24_MHz
RX Input	Row_0_Input_2	SysClk*2 Disable	No
TX Output	Row_0_Output_0	Analog Power	SC On/Ref High
TX Interrupt Mode	TXComplete	Ref Mux	P2[4]+/-P2[6]
ClockSync	Sync to SysClk	AGndBypass	Disable
RxCmdBuffer	Enable	Op-Amp Bias	High
RxBufferSize	16	A_Buff_Power	High
CommandTerminator	13	SwitchModePump	OFF
Param_Delimiter	32	Trip Voltage [LVD (SMP)]	4.81V (5.00V)
IgnoreCharsBelow	32	LVDThrottleBack	Disable
Enable_BackSpace	Disable	Supply Voltage	5.0V
RX Output	None	Watchdog Enable	Disable
RX Clock Out	None		
TX Clock Out	None		
InvertRX Input	Normal		

Figura 2. 11: Configuración del Data Clock para el convertidor A/D sigma-delta y el UART.

2.3.1 Recursos consumidos por los módulos de usuarios

El PSoC de la serie CY8C27443-24PI presenta 20 bloques funcionales, de los cuales fueron requeridos en la aplicación 5 bloques digitales y 5 bloques analógicos como se muestra en la Figura 2. 12. Utilizando 981 bytes de la memoria de programa y 31 bytes de memoria RAM, de 16 KB y 256 bytes disponibles respectivamente.

Resource Meter			
	Total	Used	
Digital Blocks	8	5	
Analog Blocks	12	5	
RAM	256	31	
ROM	16384	981	
Decimator	1	1	
I2C Controller	1	0	

Figura 2. 12: Recursos del PSoC utilizados en la aplicación.

En la Figura 2. 13 se muestra cómo quedaron distribuidos los pines del circuito integrado de 28 terminales.

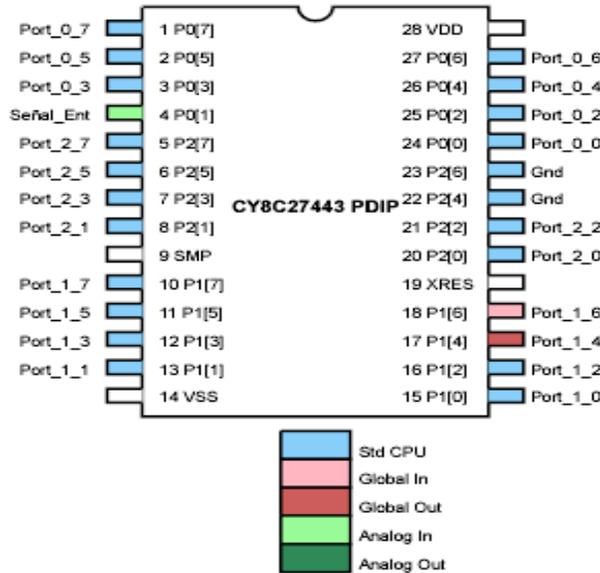


Figura 2. 13: Terminales del PSoC.

Después de diseñar y programar el PSoC, se comprobó mediante el depurador (*Debugger*) que el proyecto realizado no presenta errores (Anexo III). Luego se acopló la salida del circuito de acondicionamiento primario a la entrada analógica del PSoC, y mediante MATLAB se visualizó correctamente la señal FPG amplificada y filtrada.

2.4 Interfaz gráfica

Se decidió utilizar una interfaz gráfica de usuario desarrollada en MATLAB, GUI (*Graphical User Interface*), que permitiera adquirir, representar y procesar la señal FPG procedente del PSoC a través del puerto serie de la PC. La elección del MATLAB estuvo fundamentada por la existencia de numerosos programas para el procesamiento de señales.

La configuración del puerto serie para la comunicación RS-232 se realizó utilizando los mismos valores de los parámetros de la configuración del UART del PSoC (bits de datos, paridad, bits parada, velocidad de transmisión y control de flujo), para que no existan errores en la presentación visual de la señal.

Una vez adquirida la señal se determinan los picos de la misma y se presentan numéricamente en la interfaz la cantidad de latidos, valor máximo, mínimo y promedio entre latidos y finalmente la cantidad de latidos por minuto.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este Capítulo se exponen los resultados obtenidos de los circuitos propuestos y la interfaz visual que conforman el sistema diseñado para obtener el ritmo cardiaco a partir de la señal FPG.

3.1 Circuito de acondicionamiento primario

El acondicionamiento de la señal FPG se realiza utilizando el circuito mostrado en la Figura 3. 1 que corresponde a la variante 1 descrita anteriormente. En el mismo se utilizaron componentes discretos: un capacitor de cerámica tubular de valor nominal 3 pF y dos resistencias de película metálica de valores de 300 Ω y 5.2 M Ω por la buena estabilidad que presentan. Se utilizó un potenciómetro de 2 K Ω para ajustar el voltaje off set, como amplificador se utilizó el OP07.

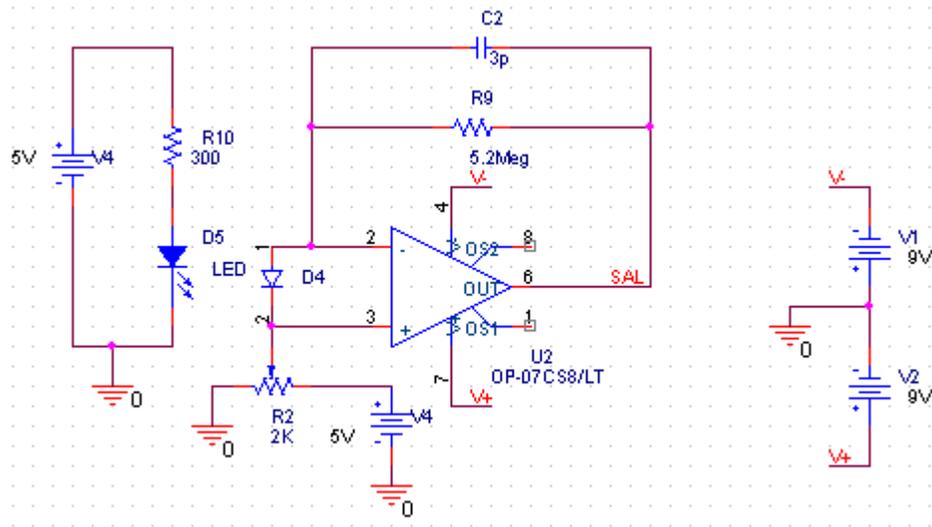


Figura 3. 1: Diseño del circuito acondicionamiento primario.

3.1.1 Análisis real del circuito de acondicionamiento primario

El montaje real del circuito de acondicionamiento primario se realizó con los componentes del diseño propuesto anteriormente, en el cual también fue necesario un conector del tipo DB9 para el acople del sensor.

La comprobación del diseño real fue realizada mediante el osciloscopio digital DPO 3014 (Tektronix), el cual posee un muestreo digital de 2,5 giga-muestras/segundo. Este osciloscopio brinda facilidades de salvar las imágenes en pantalla hacia ficheros BMP, TIFF o PNG y las señales que se adquieren en formatos ISF o CSV.

Para la verificación de la correcta funcionalidad se acopló el sensor TL-201T mediante el conector DB9 al circuito montado. Para la obtención de la señal FPG se introduce el dedo índice, colocándose la mano a la altura del corazón para obtener una señal óptima. Creadas las condiciones se mide a la salida del circuito de acondicionamiento con el canal 1 en el osciloscopio Figura 3. 2, en la que se observa de forma correcta la señal FPG con una amplitud aproximada de 312 mV.

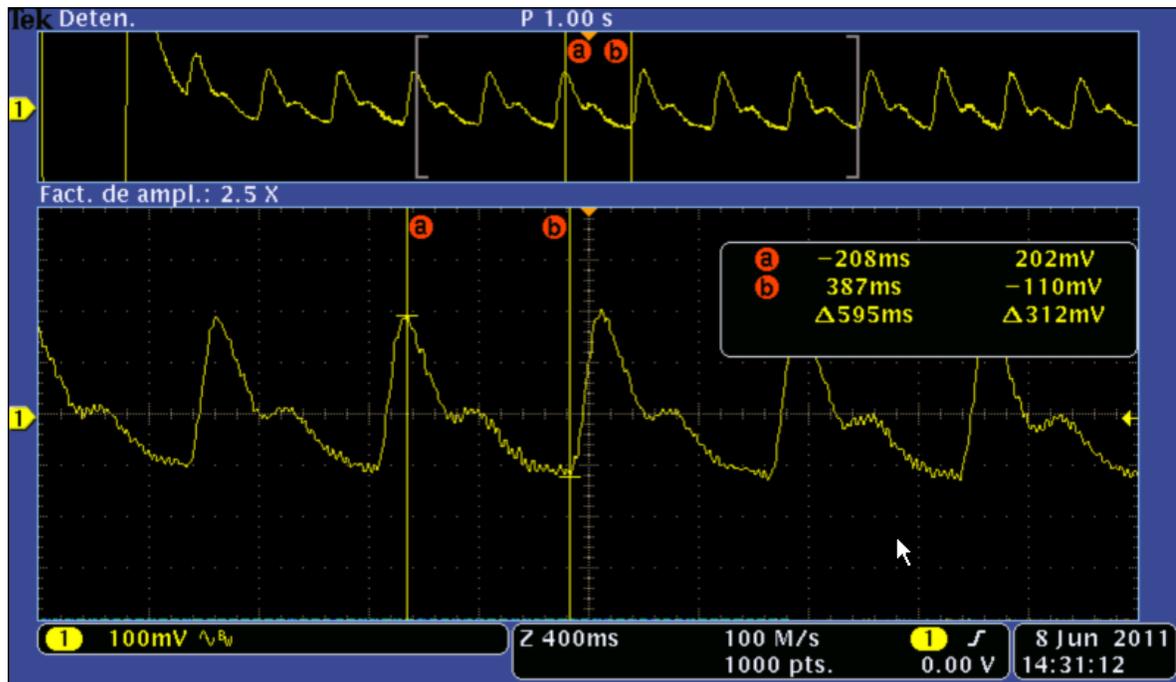


Figura 3. 2: Comprobación del circuito de acondicionamiento primario.

3.1.2 Influencia de la capacitancia en la frecuencia de corte de filtrado paso bajo

En la Figura 3. 3 se muestra el esquema del circuito que permite simular el funcionamiento del circuito de acondicionamiento primario, en el cual se sustituyó el sensor por el fotodiodo MRD510 que tiene una correspondencia lineal entre la señal de voltaje a la entrada y la potencia de la señal luminosa que llega a él.

Primeramente se ajusta la potencia óptica que llega al fotodiodo, a partir de la amplitud real de la señal de salida del amplificador, aproximadamente 300 mV en la Figura 3. 2, para tener un análisis más preciso del comportamiento real del circuito.

Para ello se realizó un análisis paramétrico conjuntamente con análisis de comportamiento, *performance analysis*, para obtener la relación entre la amplitud de la señal de salida y la amplitud de la señal de voltaje a la entrada que representa la potencia en W de la señal luminosa que llega al fotodetector. El resultado del análisis de comportamiento indica que la potencia luminosa que recibe el fotodiodo es de aproximadamente $2,4 \mu\text{W}$, Figura 3. 4.

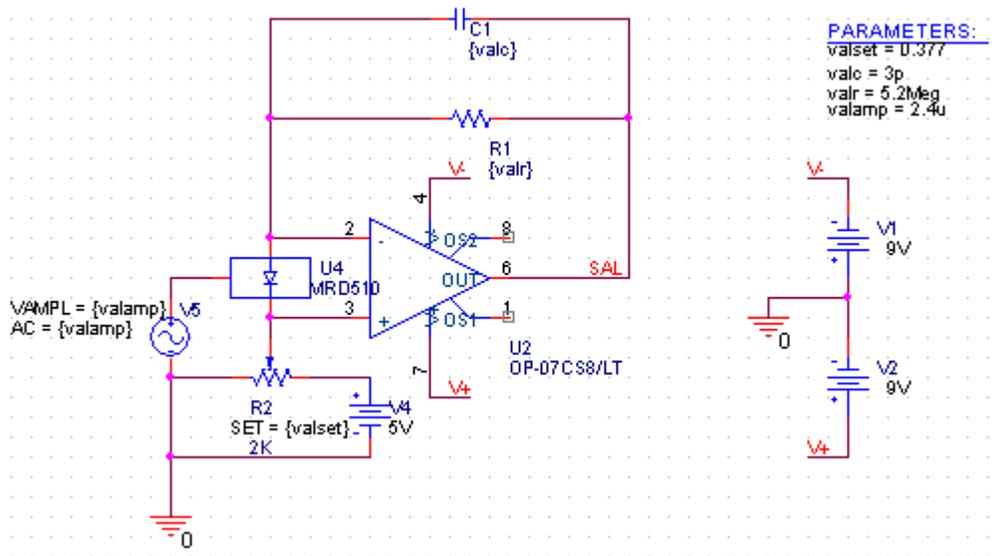


Figura 3. 3: Circuito acondicionamiento MRD510.

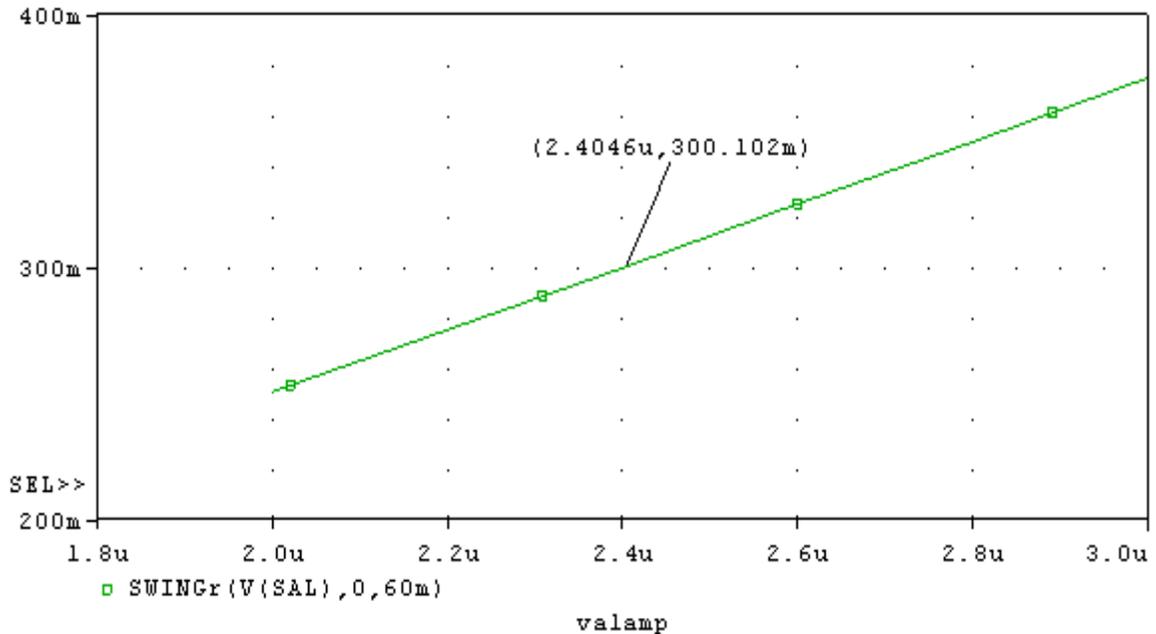


Figura 3. 4: Voltaje a la salida del circuito de acondicionamiento en función del voltaje de entrada del MRD510.

Se realizaron simulaciones utilizando análisis paramétrico para determinar la influencia de la capacitancia en la frecuencia de corte del filtrado paso bajo a la salida del circuito de acondicionamiento.

En la Figura 3. 5 se muestra el análisis de comportamiento de la frecuencia de corte del filtrado paso bajo en función del valor de la capacitancia, C1, del circuito de acondicionamiento primario. Para el valor de 3 pF utilizado, la frecuencia de corte es de 10,5 kHz.

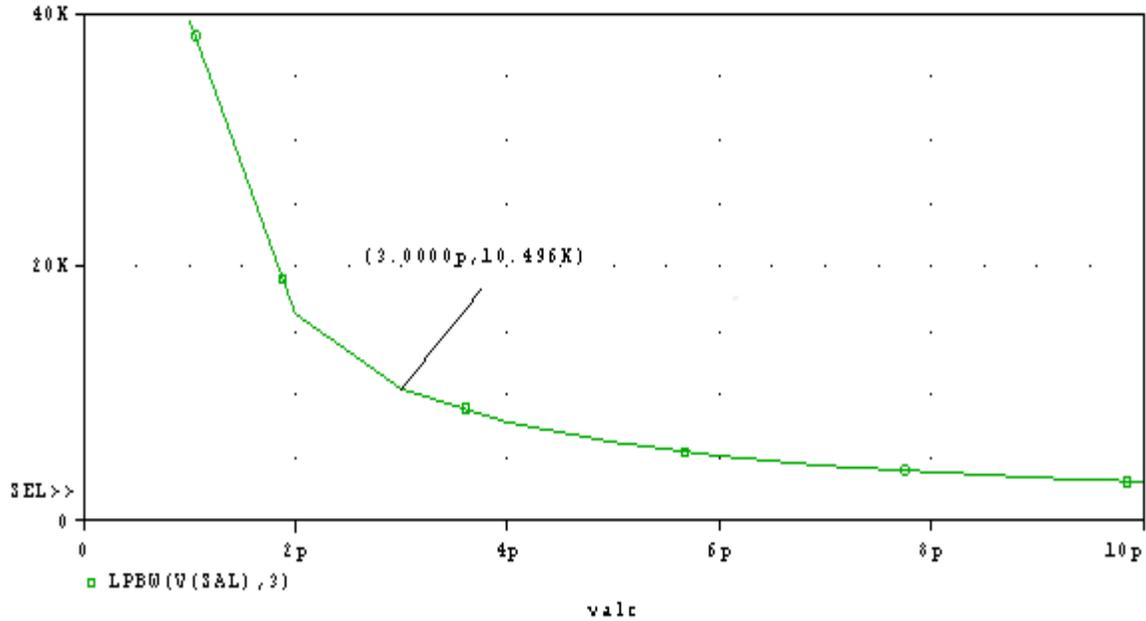


Figura 3. 5: Frecuencia de corte del filtro paso bajo en función de la capacitancia.

3.2 Análisis real de la amplificación y filtrado de la señal FPG realizado por el PSoC

La señal fotoplestimográfica una vez acondicionada se acopla al pin 4 (P0 [1]) que corresponde a la entrada analógica del PSoC, para ser amplificada ($G=8$), filtrada paso bajo ($F_c=10\text{Hz}$), para posteriormente digitalizarla y transmitirla a la computadora mediante comunicación serie.

Para comprobar la funcionalidad de los bloques de amplificación y filtrado del PSoC se conectó el *AnalogBus* de filtro paso bajo (LPF2) al *AnalogOutBuf_0*, que a su vez se conecta al pin 3 (P0 [3]), desempeñando este pin la función de salida analógica.

Utilizando el osciloscopio digital DPO 3014 se mide la entrada de la señal en el pin 4 (P0 [1]) con el canal 1 y la salida de la misma en el pin 3 (P0 [3]) con el canal 2, Figura 3. 6, en la que se observa la correcta amplificación y filtrado de la señal.

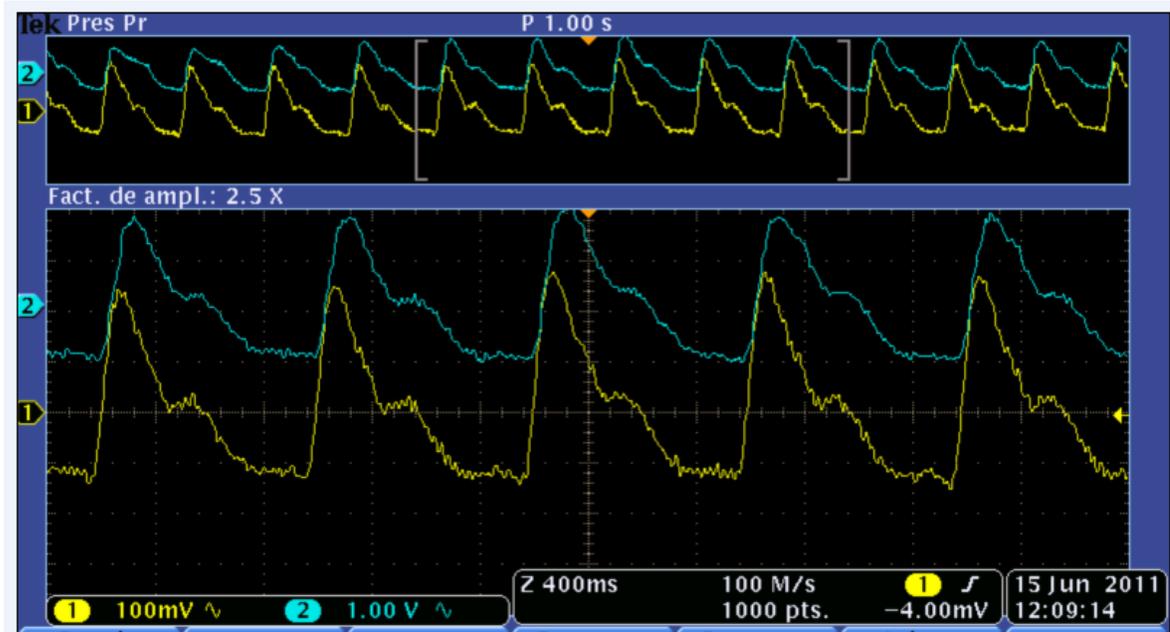


Figura 3. 6: Señal FPG amplificada y filtrada con los bloques funcionales del PSoC.

3.2.1 Evaluación del filtrado realizado por el PSoC

Las señales visualizadas en el epígrafe anterior fueron salvadas en formato CSV y posteriormente leídas desde MATLAB para su procesamiento. Las señales de entrada y filtrada, para una de las pruebas realizadas, se muestran en la Figura 3. 7.

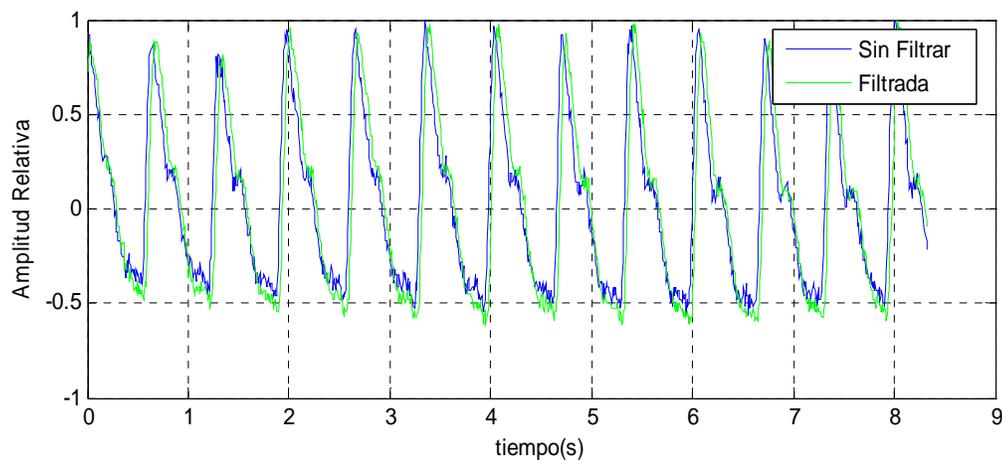


Figura 3. 7: Señales de entrada y salida al PSoC para una de las pruebas realizadas.

Para el análisis la señal en el dominio de la frecuencia se utilizó la transformada de Fourier. Se obtuvo un estimado de la densidad espectral de potencia, DEP, en función de la frecuencia, según la ecuación 8.

$$eDEP(f) = \frac{\text{abs}(\text{FFT}(x(t)))}{N_{\text{fft}}}, \quad (8)$$

donde

$x(t)$: señal en el dominio del tiempo,

FFT: Transformada (Rápida) de Fourier,

N_{fft} : número de puntos de la transformada de Fourier,

$eDEP(f)$: estimado de la densidad espectral de potencia.

La Figura 3. 8 muestra el comportamiento en la frecuencia de las dos señales. Puede apreciarse la afectación en el intervalo de 45 a 50 Hz en la señal de entrada y la atenuación de estas componentes en la señal de salida.

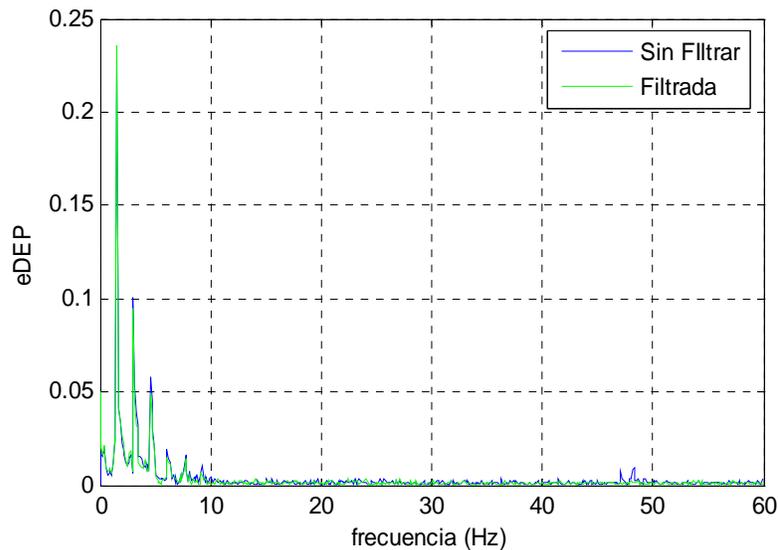


Figura 3. 8: Estimados espectrales de las señales sin filtrar y filtrada.

3.3 Interfaz de comunicación del PSoC con la PC

Para comprobar el correcto funcionamiento del circuito adaptador de niveles se realizó el montaje real del mismo utilizando las componentes discretas del diseño propuesto anteriormente. Se utilizó en la transmisión y recepción del PSoC los pines 17 (P1 [4]) y pin 18 (P1 [6]) respectivamente y del conector DB9 los pines de transmisión, recepción y tierra, Figura 3. 9.

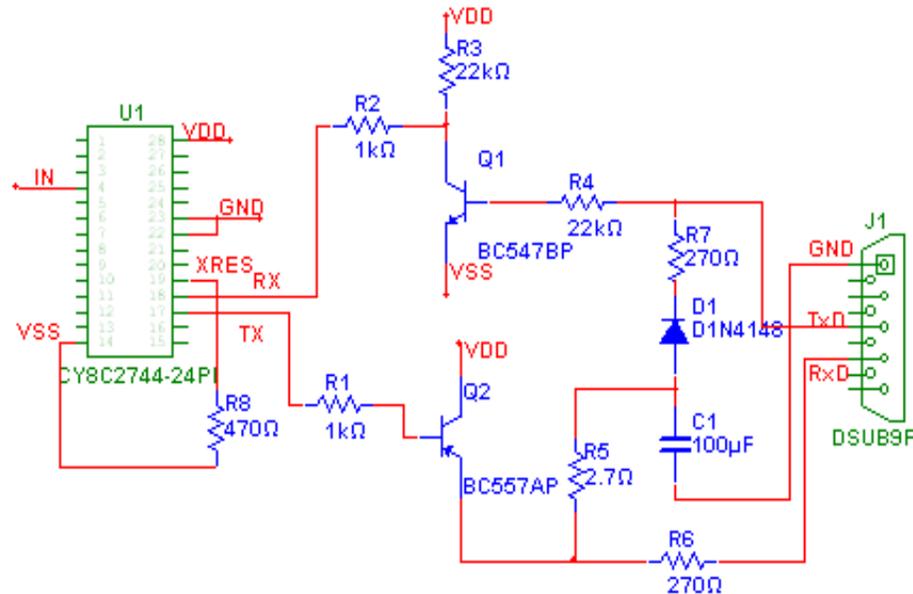


Figura 3. 9: Esquemático del circuito de la interfaz de comunicación.

Se utilizó el “PSoC™ ICE-4000 In Circuit Emulator” para programar el PSoC (Anexo IV), para enviar caracteres desde la PC; sean recibidos por el PSoC y transmitidos nuevamente hacia la PC. Se utilizó el programa Hiper Terminal en la PC para enviar y recibir información a través del puerto serie con velocidad de transmisión de 9600 bps comprobándose el correcto funcionamiento del circuito adaptador de niveles Figura 3. 10.

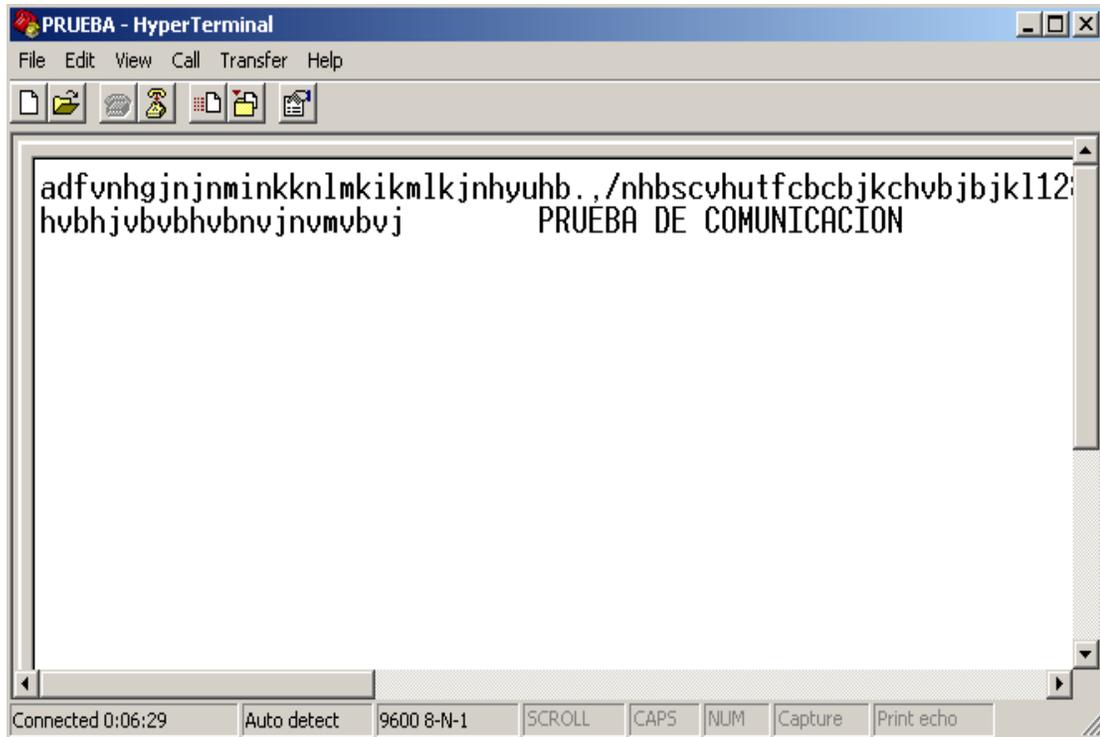


Figura 3. 10: Comunicación serie mediante el Hyper Terminal.

3.4 Interfaz gráfica en MATLAB

Para comprobar la correcta funcionalidad de la interfaz gráfica desarrollada (anexo V, anexo VI) se acoplaron las distintas etapas del sistema (sensor, circuito de acondicionamiento, PSoC, circuito adaptador de niveles y la PC) y se adquiere una señal real a través del puerto serie Figura 3. 11.

La interfaz también permite el procesamiento de la señal adquirida, determinando las posiciones de los picos en la señal y a partir de la misma el estimado entre dos latidos consecutivos, RR. La cantidad de latidos por minuto y los valores máximos y mínimos de este parámetro se determinan a partir de los resultados previos.

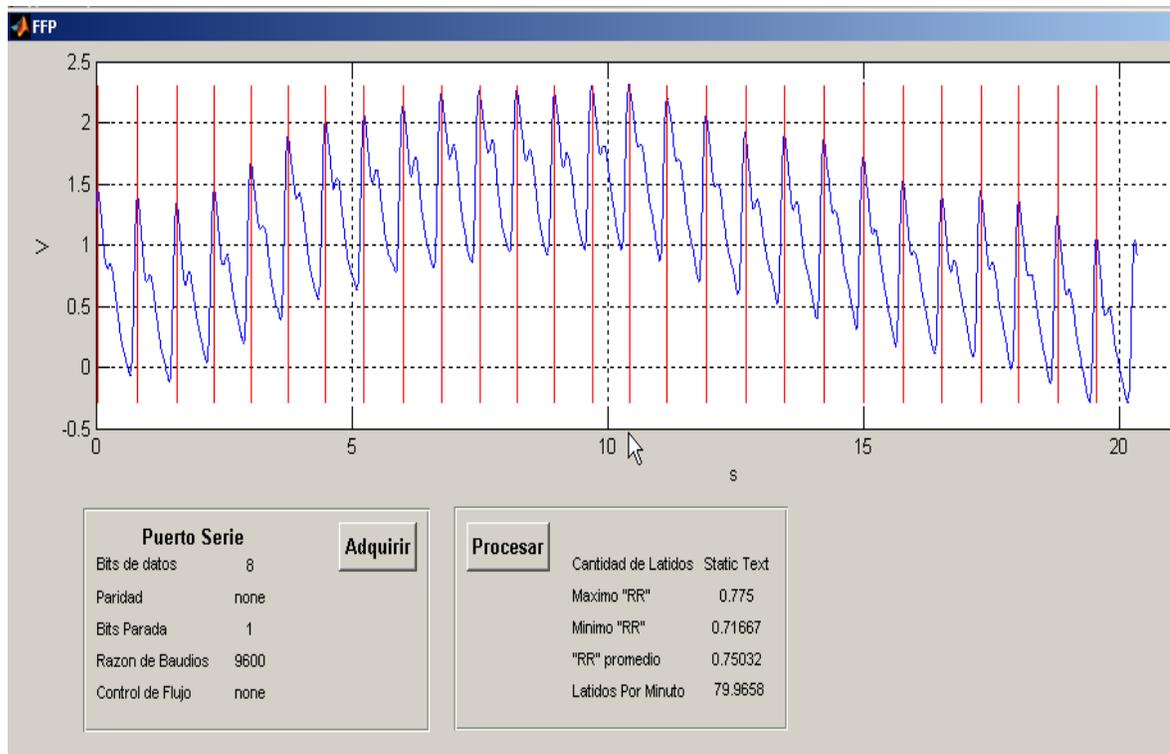


Figura 3. 11 Interfaz gráfica realizada en MATLAB

Para la determinación de las posiciones de los picos de la señal, indicativos de la ocurrencia de latidos, se utilizó la función `peakdetector`, (anexo VII). La misma hace una búsqueda de los máximos locales en la señal procesada.

3.5 Conclusiones del capítulo

1. El circuito diseñado para el acondicionamiento primario de la señal FPG garantiza la conversión de la señal de corriente generada por el fotodiodo del sensor, en una señal de voltaje con una amplitud en el orden de los 300mV.
2. El PSoC garantiza la amplificación y filtrado de la señal FPG procedente del circuito de acondicionamiento según los requerimientos.
3. El circuito adaptador de niveles utilizando transistores complementarios permite la correcta conversión de niveles TTL-RS232 y RS232-TTL. Lográndose con el mismo la comunicación entre el PSoC y la PC a 9600 Bauds.
4. La interfaz gráfica desarrollada permite la representación de la señal FPG, así como el procesamiento de la misma para determinar el ritmo cardíaco.

CONCLUSIONES

Al término del presente trabajo de diploma pueden arribase a las siguientes conclusiones:

1. El circuito de acondicionamiento primario diseñado, garantiza la adquisición de la señal fotopleletismográfica con niveles a su salida adecuados para la digitalización por el microcontrolador, todo lo cual se alcanza con gran economía de componentes así como poco ruido a pesar de que la señal tratada es intrínsecamente ruidosa debido a los niveles bajo a los cuales se sensa.
2. Se realizó la amplificación, filtrado, conversión A/D y transmisión serie de la señal utilizando un PSoC lográndose cumplir con los requerimientos de diseño y comprobándose en la práctica su cumplimiento.
3. El diseño de una interfaz gráfica en MATLAB ofrece un ambiente amistoso y permite la adquisición, procesamiento y visualización de la señal, lo que puede ser de gran importancia para estudios posteriores y su aplicación en fines docentes.
4. A partir de la adquisición de la señal fotopleletismográfica se logra determinar el ritmo cardiaco lo que resulta ser un método confortable y no invasivo para el paciente.

RECOMENDACIONES

A continuación se reflejan los aspectos en los que por la envergadura del trabajo y el limitado tiempo para su realización no pudieron acometerse con la profundidad requerida por lo que se recomienda continuar en trabajos posteriores

1. Con el objetivo de garantizar el cumplimiento de la norma IEC 60601 se recomienda utilizar optoacopladores en el circuito adaptador de niveles para garantizar el aislamiento galvánico en la interfaz de comunicación.
2. Diseñar una interfaz gráfica, basada en el LabVIEW que permita monitorear la señal fotopleletismográfica en tiempo real.
3. Implementar el filtrado en el PSoC con bloques de tiempo continuo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Christoph H, Schmitz Harry L, Graber Randall L, Barbour. “Peripheral Vascular Noninvasive Measurements”, State University of New York Brooklyn, New York, 2003.
- [2] Naranjo C. “Utilización de la Fotopletismografía en la evaluación del riesgo cardiovascular”. Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, carlos@cbm.uo.edu.cu , 2007.
- [3] Allen J. “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiological Measurement*.2007; 28(3): 1-39.
- [4] Roca Goderich R. Recuento anatomifisiológico del sistema circulatorio, En: *Temas de Medicina Interna*.4ta Ed. La Habana: Ciencias Médicas, 2002.
- [5] Guyton C A, Hall E J. Músculo cardíaco; el corazón como bomba, En: *Tratado de Fisiología Médica*, McGraw Hill Interamericana (ed), México, 2001.
- [6] Llanio Navarro R, Perdomo González G. Anatomía y fisiología clínicas del sistema cardiovascular, En: *Propedéutica Clínica y Semiología Médica*. La Habana: Ciencias Médicas, 2003.
- [7] Hainsworth R. The control and physiological importance of heart rate, En: *Heart Rate Variability*, M. Malik and A. J. Camm (eds), Futura Publishing Company, New York; 1995.
- [8] Hainsworth R. Physiological background of heart rate variability, En: *Dynamic Electrocardiography*, M. Malik and A. J. Camm, (eds), Futura Publishing Company, New York; 2004.
- [9] Gil E. Análisis multimodal de las señales fotopletismográfica de pulso y electrocardiográfica para el diagnóstica del síndrome de apnea obstructiva

- durante el sueño en niños [Tesis Doctoral], Instituto de Investigación de Aragón, Universidad de Zaragoza, España; 2009.
- [10] Stojanovic R, Karadagic D, “A LED-LED based photoplethysmography sensor”, *Physiological Measurement*.2007;8(3):19-27.
- [11] Challoner A V. Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow Non-Invasive, *Physiological Measurements*, London Academic Press.1999; 1(3):125–151.
- [12] Azmal G, Jumaily A, Jaafrech M. Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography Signal. *International Conference the Biomedical and Pharmaceutical Engineering ICBPE 2006*: 504-507. 2006.
- [13] Jawahar Y. *Design of an Infrared based Blood Oxygen Saturation and Heart Rate Monitoring Device*. PhD Thesis, Department of Electrical and Computer Engineering, University Hamilton, Canada, 2009.
- [14] Aldrich T K, Moosikasuwan M, Shah S D, Deshpande K S. “Length-normalized pulse photoplethysmophy: a noninvasive method to measure blood hemoglobin”, *Ann. Biomed. Eng.* 2002; 30(1):1291-8
- [15] Cejnar M, Kobler H, Hundor S. Quantitative photoplethysmography: Lambert-Beer law or inverse function incorporating light scatter.*J.Biomed.Eng.*1993; 15:151-154.
- [16] Murray A, Marjanovic D C. “Optical assessment of recovery of tissue blood supply after removal of externally applied pressure”, *Med. Biol. Eng. Comput.* 1997; 35(2):425-7.
- [17] López Silva, Sonia M. Tesis en Oximetría de pulso con Diodos láser infrarrojos. Universidad Complutense de Madrid, 1997.
- [18] Traviglia D , Mendelson Y.A portable setup for comparing transmittance and reflectance pulse oximeters for field testing applications. *Bioengineering Conference, 2004. Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast*: 212-213, 2004.

- [19] Uretzky G, Palti Y., "A method for comparing transmitted and reflected light photoelectric plethysmography", *J. Appl. Physiol.* 2000; 31(January):132-135.
- [20] ST. Microelectronics "LM117/LM217/LM317 Adjustable Voltage Regulator Datasheet", ST, 1994.
- [21] ST. Microelectronics "LM137/LM237/LM337 Three-Terminal Adjustable Negative Voltage Regulators Datasheet, On Semiconductor", 2005 disponible en www.st.com.
- [22] H. Montag, "CY8C27143, CY8C27243, CY8C27443, CY8C27543, CY8C27643 PSoC™ Mixed Signal Array", Final Data Sheet For Silicon Revision A, Document No. 38-12012, Revision G, Cypress MicroSystems," November 2003.
- [23] S. Rodríguez , A. Falcón, K. Iser , R. Llanes, A. Regueiro, H. Dalmau, "Sistema de Adquisición y Registro de las Señales de Presión Arterial basado en PSOC", Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI), Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, sergior@uclv.edu.cu, 2007.
- [24] D. Seguire, "Lower Noise Continuous Time Signal Processing with PSoC™, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2224", October 2004.
- [25] D. Seguire, "EMI Design Considerations for PSoC™", Cypress MicroSystems, Application Note, AN2155, Revision A, April 2004.
- [26] D. Seguire, "Selecting PSoC™ Ground and Reference", Cypress MicroSystems, Application Note, AN2219, August 2004.
- [27] D. Seguire, "Adjustable Sallen and Key High-Pass Filters", Cypress MicroSystems, Application Note, AN2030, April 2002.
- [28] D. Seguire and C. McNeese, "Adjustable Sallen and Key Low-Pass Filters", Cypress MicroSystems, Application Note, AN2031, May 2004
- [29] D. V. Ess, "Understanding Switched Capacitor Filters", Cypress MicroSystems, Application Note, AN2168, October 2004.
- [30] Marc, "Point and Shoot Profile", Infrared Data Association, 2000.

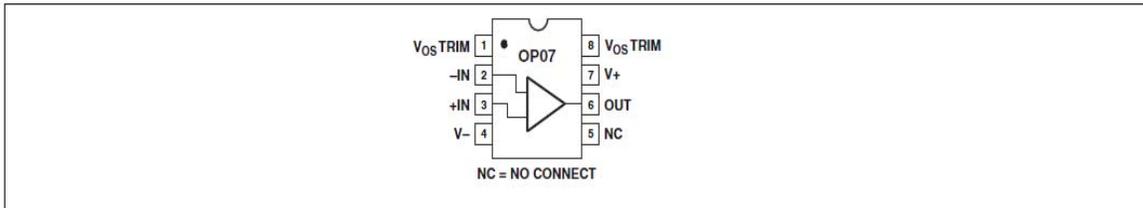
- [31] Marc, “IrDA Control Specification”, Infrared Data Association, 1998.
- [32] C. Centeno and J. Voos, “Gestión Remota de Estudios Médicos”, Grupo de Ingeniería Clínica (GIC) Universidad Tecnológica Nacional Facultad Regional Córdoba, 2000.
- [33] J. M. M. Barba, “Puerto Serie RS-232,” Abril del 2006.
- [34] Axelson J, “Serial Port Complete”, Lakeview Research, Madison, 1998.
- [35] Allen J, Murray A. Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics. *IEEE Comput. Cardiol*, 31:485–488, 2004.
- [36] Analog Devices. “OP07 Ultralow Offset Voltage Operational Amplifiers Datasheet”, 2002.
- [37] Julio. J. R. “Librería en Borland C para Control de un Teléfono Móvil”, Escuela Politécnica Superior Departamento de Microelectrónica, España, 2005.
- [38] Chan V, Underwood S “A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430”, Texas Instruments, November, 2005.
- [39] B.M.E, “Experiment Pulse Plethysmography”, Duke University Biomedical Engineering, April 3, 2008.
- [40] OrCADPSpiceR9.1. Cadence Design Systems. Disponible: <http://www.orcad.com/Product/simulation/PSpice/download.asp> , abril 2007.

ANEXOS

Anexo I Hoja de datos del OP07

PIN CONNECTIONS

Epoxy Mini-Dip (P-Suffix)
8-Pin SO (S-Suffix)



($V_S = \pm 15\text{ V}$, $-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

OP07C ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
INPUT CHARACTERISTICS						
Input Offset Voltage ¹	V_{OS}			85	250	μV
Voltage Drift without External Trim ²	TCV_{OS}			0.5	1.8	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Voltage Drift with External Trim ³	TCV_{OSN}	$R_P = 20\text{ k}\Omega$		0.4	1.8	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current	I_{OS}			1.6	8.0	nA
Input Offset Current Drift	TCI_{OS}			12	50	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	I_B			± 2.2	± 9.0	nA
Input Bias Current Drift	TCI_B			18	50	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Voltage Range	IVR		± 13	± 13.5		V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13\text{ V}$	97	120		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$		10	51	$\mu\text{V}/\text{V}$
Large-Signal Voltage Gain	A_{VO}	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$	100	400		V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS						
Output Voltage Swing	V_O	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	± 11	± 12.6		V

NOTES

¹Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

²Guaranteed by design.

³Sample tested.

Specifications subject to change without notice.

Anexo II Programación del PSoC

```
;-----  
; Assembly main line  
;-----  
include "m8c.inc" ; part specific constants and macros  
include "memory.inc" ; Constants & macros for SMM/LMM and Compiler  
include "PSoCAPI.inc" ; PSoC API definitions for all User Modules  
  
export _main  
AREA bss  
    Adq: BLK 1  
    Gain: BLK 1  
  
AREA text  
_main:  
    M8C_EnableGInt  
    call PWM16_Start ; Iniciar módulos  
    mov A, PGA_HIGHPOWER  
    call PGA_Start  
    mov A, LPF2_HIGHPOWER  
    call LPF2_Start  
    mov A, DELSIG11_HIGHPOWER  
    call DELSIG11_Start  
    mov A, UART_PARITY_NONE ; No parity  
    call UART_Start  
    mov [Adq], 0x00 ; No adquisición  
    mov [Gain], 18h ; Ganancia = 8  
    mov A,>szWelcome ;Enviar cadena de bienvenida por el UART  
    mov X,<szWelcome  
    call UART_CPutString  
  
Loop:
```

```
call UART_cReadChar ; Esperar comando
cmp A,0x00
jz Continue
cmp A,'A'
jz StartAdq
cmp A,'B'
jz StopAdq
cmp A,'C'
jz IncGain
cmp A,'D'
jz DecGain
```

Continue:

```
cmp [Adq], 0x00
jz Loop
```

WaitForADCData:

```
cmp [DELSIG11_bfStatus], 0
jz WaitForADCData
mov [DELSIG11_bfStatus], 0
mov X, [DELSIG11_iResult+0]
call UART_SendData
```

TxIsNotComplete:

```
call UART_bReadTxStatus
and A, UART_TX_COMPLETE
jz TxIsNotComplete
mov A, X
call UART_SendData
jmp Loop
```

IncGain:

```
cmp [Gain], 0x0c
jz Continue
cmp [Gain], 0x08
```

```
jnz IncGain1
mov [Gain], 0x1C
mov A, [Gain]
call PGA_SetGain
jmp Continue
```

IncGain1:

```
sub [Gain], 0x10
mov A, [Gain]
call PGA_SetGain
jmp Continue
```

DecGain:

```
cmp [Gain], 0xF8
jz Continue
cmp [Gain], 0x1C
jnz DecGain1
mov [Gain], 0x08
mov A, [Gain]
call PGA_SetGain
jmp Continue
```

DecGain1:

```
add [Gain], 0x10
mov A, [Gain]
call PGA_SetGain
jmp Continue
```

StartAdq:

```
mov [Adq], 0x01
call DELSIG11_StartAD
jmp Continue
```

StopAdq:

```
mov [Adq], 0x00
call DELSIG11_StopAD
```

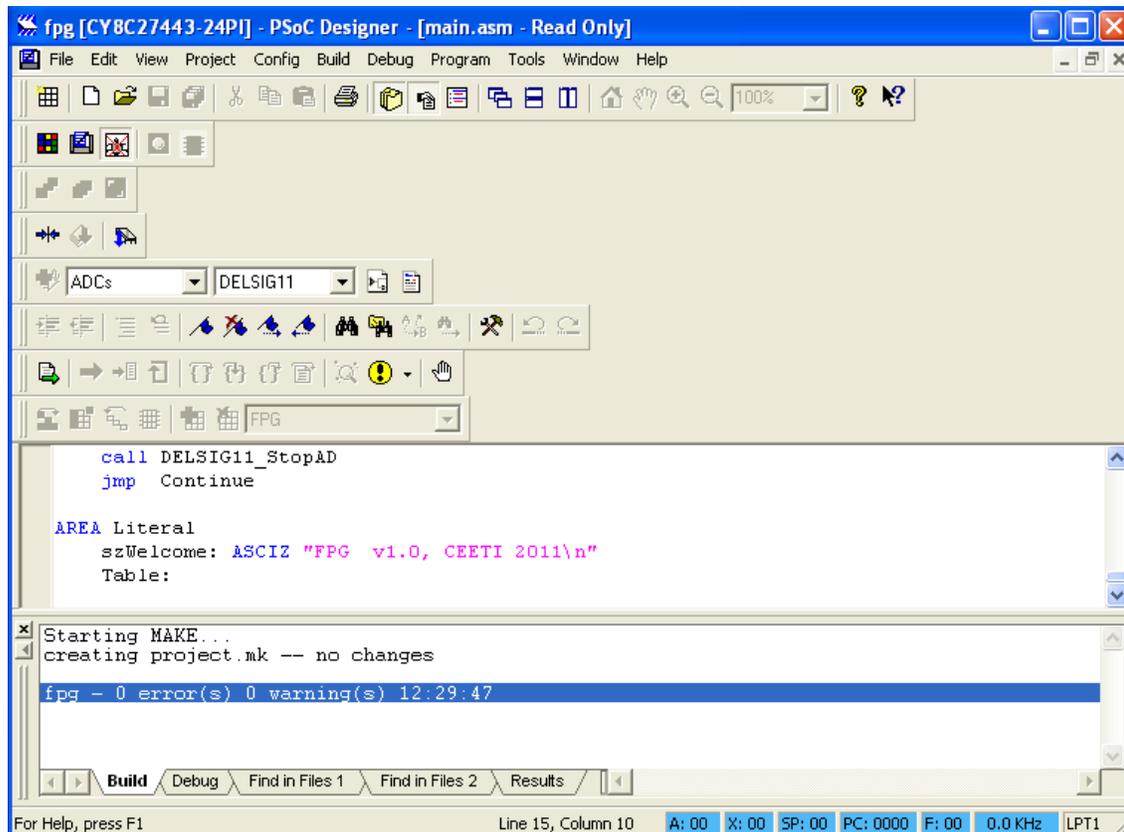
`jmp Continue`

`AREA Literal`

`szWelcome: ASCIZ "FPG v1.0, CEETI 2011\n"`

`Table:`

Anexo III Comprobación de la programación del PSoC



Anexo IV Programación del PSoC para la comprobación de la interfaz de comunicación

; Assembly main line

`include "m8c.inc"` ; part specific constants and macros

`include "memory.inc"` ; Constants & macros for SMM/LMM and Compiler

`include "PSoCAPI.inc"` ; PSoC API definitions for all User Modules

```
export _main
```

```
AREA bss
```

```
Adq: BLK 1
```

```
Gain: BLK 1
```

```
AREA text
```

```
_main:
```

```
mov A, UART_PARITY_NONE ; No parity
```

```
call UART_Start
```

```
.WaitForData: ; wait for data to be received
```

```
call UART_bReadRxStatus
```

```
and A, UART_RX_COMPLETE
```

```
jz .WaitForData
```

```
call UART_bReadRxData ; read the data from the receiver
```

```
call UART_SendData ; transmit the response data
```

```
jmp .WaitForData ; go wait for next byte
```

Anexo V Programa principal de la interfaz gráfica de usuario desarrollada en MATLAB

```
% MainFFP
```

```
global psocconf serialconf
```

```
psocconf.fs=120 % frecuencia de muestreo configurada en el PSoC
```

```
psocconf.vmax=2.5 % voltaje máximo a la entrada del AD
```

```
psocconf.bits=11; % numero de bits del AD
```

```
% Configuración del puerto serie:
```

```
serialconf.DataBits = 8;
```

```
serialconf.Parity = 'none';
```

```
serialconf.StopBits=1;
serialconf.Baudrate=9600;
serialconf.FlowControl='none';

% cierra todos los puertos abiertos anteriormente
% fclose(instrfind)
handle = FFP;
```

Anexo VI Programa de la interfaz gráfica de usuario desarrollada en MATLAB

```
function varargout = FFP(varargin)
% FFP M-file for FFP.fig
% FFP, by itself, creates a new FFP or raises the existing singleton*.
%
% H = FFP returns the handle to a new FFP or the handle to the existing singleton*.
%
% FFP('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
% function named CALLBACK in FFP.M with the given input arguments.
%
% FFP('Property','Value',...) creates a new FFP or raises the
% existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
% applied to the GUI before FFP_OpeningFunction gets called. An
% unrecognized property name or invalid value makes property application
% stop. All inputs are passed to FFP_OpeningFcn via varargin.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
% instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Copyright 2002-2003 The MathWorks, Inc.
```

```
% Edit the above text to modify the response to help FFP

% Last Modified by GUIDE v2.5 17-Jun-2011 11:53:34

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @FFP_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn', @FFP_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [], ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

global serialconf psocconf

% --- Executes just before FFP is made visible.
function FFP_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
% varargin  command line arguments to FFP (see VARARGIN)
```

```
global serialconf
```

```
% Choose default command line output for FFP
```

```
handles.output = hObject;
```

```
% Update handles structure
```

```
guidata(hObject, handles);
```

```
% ACTUALIZACION DE LA INFORMACION POR DEFECTO DEL PUERTO SERIAL
```

```
set(handles.text_flowcontrol,'string',char(serialconf.FlowControl))
```

```
set(handles.text_baudrate,'string',num2str(serialconf.Baudrate))
```

```
set(handles.text_stopbits,'string',num2str(serialconf.StopBits))
```

```
set(handles.text_paridad,'string',char(serialconf.Parity))
```

```
set(handles.text_databits,'string',num2str(serialconf.DataBits))
```

```
set(handles.pushbutton_procesar,'enable','off')
```

```
% UIWAIT makes FFP wait for user response (see UIRESUME)
```

```
% uiwait(handles.figure1);
```

```
% --- Outputs from this function are returned to the command line.
```

```
function varargout = FFP_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
```

```
% hObject    handle to figure
```

```
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
```

```
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
% Get default command line output from handles structure
```

```
varargout{1} = handles.output ;
```

```
% --- Executes on button press in pushbutton_iniciar.
function pushbutton_iniciar_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton_iniciar (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global serialconf psocconf

% cambia nombre del boton para esperar
boton=get(handles.pushbutton_iniciar,'string');
set(handles.pushbutton_iniciar,'string','Espere');
% cambia la forma del cursor
set(handles.figure1,'pointer','watch')

% recupera el manipulador del puerto serie
s = serial('COM1','DataBits',serialconf.DataBits,'Parity',serialconf.Parity,...
'StopBits',serialconf.StopBits,'Baudrate',serialconf.Baudrate,'FlowControl',serialconf.Flow
Control)
% lee la cantidad de segundos de la señal a adquirir
set(s,'inputbuffersize',8192); %definicion del tamaño del buffer de entrada para el puerto
serie
fopen(s);                %apertura del puerto serie
set(s, 'ReadAsyncMode', 'continuous'); % definicion del modo de lectura en el puerto serie
fprintf(s,'A')          % inicio de la adquisicion por el puerto serie, se envia A

    pause(20)            % pausa para dejar que el puerto serie adquiera datos
    N=get(s, 'BytesAvailable') % determina la cantidad de bytes disponibles
    readasync(s);        % definicion de lectura asincronica de los datos por el puerto
serie
    data = fread(s,N/2,'int16'); % lectura de los datos en formato int16

fprintf(s,'B')          % terminacion de la adquisicion, se escribe B en el puerto serie
```

```
fclose(s)          % eliminacion del manipulador del puerto serie
delete(s)
clear s
data = (data*psocconf.vmax/2^(psocconf.bits-1));
plot(handles.axes_FFP,[0:N/2-1]/psocconf.fs,data)
xlabel('s');ylabel('V')
grid on
% cambia nombre del boton para esperar
set(handles.pushbutton_iniciar,'string',boton);
% cambia la forma del cursor
set(handles.figure1,'pointer','arrow')
% almacenamiento de los datos aduירים en el manipulador de los ejer
set(handles.axes_FFP,'userdata',data)
set(handles.pushbutton_procesar,'enable','on')

% --- Executes on button press in pushbutton_procesar.
function pushbutton_procesar_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton_procesar (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global serialconf psocconf
data = get(handles.axes_FFP,'userdata');
delta = abs(0.5*(max(data)));
[maxtab, mintab]=peakdetector(data, delta);
RRs=diff(maxtab(:,1));
% determinar los máximos , los mínimos ,promedio y latidos por minuto
maxRR = max(RRs)/psocconf.fs;
minRR = min(RRs)/psocconf.fs;
promRR=mean(RRs/psocconf.fs);
LPMM=(1/promRR)*60;
% colocar marcas de los latidos en la gráfica
```

```
axes=handles.axes_FFP;
ptosRR=(maxtab(:,1)/psocconf.fs);
for i=1:length(ptosRR)
    line([ptosRR(i) ptosRR(i)], [ min(data) max(data)],'LineStyle','-','color','red')
end
```

```
% actualizar al información en la GUI
set(handles.text_RRmax,'string',num2str(maxRR))
set(handles.text_RRmin,'string',num2str(minRR))
set(handles.text_RRprom,'string',num2str(promRR))
set(handles.text_LPM,'string',num2str(LPMM))
```

Anexo VII Programa de la función peakdetector

```
function [maxtab, mintab]=peakdetector (v, delta, x)
%PEAKDET Detect peaks in a vector
% [MAXTAB, MINTAB] = PEAKDET (V, DELTA) finds the local
% maxima and minima ("peaks") in the vector V.
% MAXTAB and MINTAB consists of two columns. Column 1
% contains indices in V, and column 2 the found values.
%
% With [MAXTAB, MINTAB] = PEAKDET (V, DELTA, X) the indices
% in MAXTAB and MINTAB are replaced with the corresponding
% X-values.
%
% A point is considered a maximum peak if it has the maximal
% value, and was preceded (to the left) by a value lower by DELTA.
%
% Eli Billauer, 3.4.05 (Explicitly not copyrighted).
% This function is released to the public domain; Any use is allowed.

maxtab = [];
```

```
mintab = [];  
  
v = v (:); % Just in case this wasn't a proper vector  
  
if nargin < 3  
    x = (1:length(v))';  
else  
    x = x (:);  
    if length(v)~= length(x)  
        error ('Input vectors v and x must have same length');  
    end  
end  
  
if (length(delta(:))>1  
    error ('Input argument DELTA must be a scalar');  
end  
  
if delta <= 0  
    error ('Input argument DELTA must be positive');  
end  
  
mn = Inf; mx = -Inf;  
mnpos = NaN; mxpos = NaN;  
  
lookformax = 1;  
  
for i=1:length(v)  
    this = v(i);  
    if this > mx, mx = this; mxpos = x(i); end  
    if this < mn, mn = this; mnpos = x(i); end
```

```
if lookformax
  if this < mx-delta
    maxtab = [maxtab ; mxpos mx];
    mn = this; mnpos = x(i);
    lookformax = 0;
  end
else
  if this > mn+delta
    mintab = [mintab ; mnpos mn];
    mx = this; mxpos = x(i);
    lookformax = 1;
  end
end
end
```