

Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física



**PROTOTIPO DE UN SISTEMA PORTÁTIL DE
REGISTRO DIGITAL DE LA VARIACIÓN DE VOLUMEN
SANGUÍNEO UTILIZANDO LA TÉCNICA DE
FOTOPLETISMOGRAFÍA DE TRANSMISIÓN**

Maybemar Hernandez

Caracas; 9 de Septiembre de 2010

**PROTOTIPO DE UN SISTEMA PORTÁTIL DE REGISTRO DIGITAL
DE LA VARIACIÓN DE VOLUMEN SANGUÍNEO UTILIZANDO LA
TÉCNICA DE FOTOPLETISMOGRAFÍA DE TRANSMISIÓN**

Maybemar Hernandez

Trabajo especial de grado presentado
ante la ilustre Facultad de Ciencias de la
Universidad Central de Venezuela como
requisito parcial para optar al título de:

Licenciada en Física.

MSc. Esteban Álvarez, Tutor
MSc. Levi García, Tutor

Fecha: Caracas, 9 de Septiembre de 2010

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Maybemar Hernandez titulado **PROTOTIPO DE UN SISTEMA PORTÁTIL DE REGISTRO DIGITAL DE LA VARIACIÓN DE VOLUMEN SANGUÍNEO UTILIZANDO LA TÉCNICA DE FOTOPLETISMOGRAFÍA DE TRANSMISIÓN** para optar al título de Licenciada en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

MSc. Esteban Álvarez, Tutor

Ramon Porras, Jurado

César Leal, Jurado

Caracas; 9 de Septiembre de 2010.

A mi papá, por enseñarme que en la vida las cosas se consiguen trabajando, a mi hermana, por ser un modelo a seguir y un apoyo constante, y en especial a mi madre, porque gracias a ella aprendí a valorar todo lo que poseo en la vida y lo afortunada que soy. Les dedico mi trabajo con todo mi amor.

Agradecimientos

Agradezco a DIOS por poner en mi camino a todas las personas especiales, que de una u otra forma me han apoyado y ayudado en este largo viaje.

Mi familia, mi papá Pedro Hernández, mi mamá Mayrobe Salinas, mi hermana Mayromar Hernández, que me han enseñado todo lo que sé, siempre me han brindado su amor y su apoyo incondicional, sin ellos no hubiera alcanzado mis metas.

A mis amigos, José García, Jorge Salas, Efraín Gattuz, Angel Rincon, Rosmary Guerrero, Rogelio Altez y Loriett Cartaya, con quienes compartí experiencias maravillosas, y con los que he aprendido no solo de mi carrera, sino de la vida y de la amistad.

A Giancarlo Paredes, por su amor y su apoyo incondicional en los momentos difíciles, y a su familia, por toda la ayuda y el apoyo que me brindaron, durante el desarrollo de este trabajo.

Al profesor Levi García quien fué mi tutor no solo en este proyecto, sino desde hace dos años y medio, ya que me ha enseñado no solo de instrumentción sino de la vida.

A mi tutor Esteban Álvarez, por toda su ayuda y su apoyo, durante el desarrollo del TEG.

Índice general

Índice de figuras	x
Resumen	1
Introducción	3
I. Marco Teórico	5
1. Física Médica de la Circulación	6
1.1. La Sangre	6
1.1.1. Glóbulos Rojos	7
1.2. Circulación Sanguínea	8
1.2.1. Partes de la circulación	8
1.2.2. Circulación Sistémica	10
1.2.3. Circulación Pulmonar	10

1.2.4. Volúmenes Sanguíneos en las diferentes partes de la circulación	11
1.3. Flujo Sanguíneo	12
1.4. Presión Sanguínea	12
1.5. Relación entre la Presión, el Flujo y la Resistencia	13
1.6. Relaciones Presión-Volumen	14
1.6.1. Distensibilidad Vascular	14
1.6.2. Capacitancia Vascular	15
2. Fotopletismografía de transmisión	16
2.1. Reseña Histórica	18
2.2. Algunos Equipos Fotopletismográficos Comerciales en la actualidad .	20
2.2.1. ANGIODIN PD 3000	20
2.2.2. BIOPAC Systems, Inc.	20
2.2.3. FMS Finapres Medical Systems	21
2.2.4. Contec Medical Systems Co., Ltd	22
2.3. Ventajas del Desarrollo de un Equipo Fotopletismográfico	23
2.4. Dispositivos Electrónicos	23
2.4.1. LED's	23
2.4.2. Fotorresistencias	25
2.4.3. Fotodiodos	25
2.4.4. Amplificador Operacional TL074	26

2.5. Microcontrolador PIC16F877	27
2.5.1. Módulo de conversión analógico/digital del microcontrolador	28
3. Memoria SD (Secure Digital)	30
3.1. Estructura de la memoria SD	31
3.2. Protocolo SPI (Serial Peripheral Interface)	33
3.3. Protocolo SPI en el PIC16F877	34
3.4. Protocolo SPI para la memoria SD	36
3.4.1. CMD0 GO-IDLE-STATE	38
3.4.2. CMD17 READ-SINGLE-BLOCK	39
3.4.3. CMD24 WRITE-SINGLE-BLOCK	39
3.4.4. CMD25 WRITE-MULTIPLE-BLOCK	41
3.4.5. CMD55 APP-CMD	41
3.4.6. ACMD41 SD-SEND-OP-COND	42
3.5. Comunicación entre el PIC y la memoria SD	42
II. Metodología	44

4. Desarrollo Del Hardware del Dipositivo	45
4.1. Desarrollo del Sensor Fotopletismográfico	46
4.1.1. Transductores Lumínicos	47
4.1.2. Circuito del Sensor	48
4.2. Circuito Acondicionador de la Señal	49
4.3. Circuito Digitalización, Control y Almacenamiento de la señal	50
5. Desarrollo del Software del Dispositivo	53
5.1. Módulo de Conversión Analógico/Digital del PIC	54
5.1.1. Configuración de los registros ADCON0 y ADCON1	55
5.1.2. Esquema utilizado para realizar la conversión	55
5.2. Almacenamiento en la memoria SD	56
5.2.1. configuración del Puerto SPI del PIC	57
5.3. Inicialización de la Memoria SD	57
5.4. Escritura de la Memoria SD	59
III. Resultados	61
6. Resultados	62
Conclusiones	67
Recomendaciones	69

Bibliografía	70
---------------------	-----------

Anexos	74
---------------	-----------

Índice de figuras

1.1. Coeficiente de absorbtividad molar de la hemoglobina Vs. Longitud de Onda	8
1.2. Circulación Sanguínea	11
2.1. Señal Fotopletismográfica	17
2.2. Equipo desarrollado por J. Peñáz para medir la presión arterial latido a latido utilizando la fotopletismografía de transmisión	19
2.3. Espectro de emisión del LED infrarrojo de FAIRCHILD semiconductor	25
2.4. Seguidor Unitario. $V_o = V_i$	27
2.5. Filtro Pasa Bajos $F = 1/2\pi RC$, $A = 1 + \frac{R_1}{R_0}$	27
2.6. Amplificador inversor $V_o = -A V_i$ con $A = \frac{R_1}{R_0}$	27
2.7. Sumador Inversor $V_o = (\frac{R_0+R}{R})(\frac{R_0}{R_1}V_1 + \frac{R_0}{R_2}V_2)$	27
2.8. Justificación del Resultado de la conversión analógico- digital del PIC16F877.	29

3.1. Pins de la memoria SD.	31
3.2. Ensamblaje de la data según la configuración de los registros de la interfaz SPI	36
3.3. Formato de los Comandos de la memoria SD.	37
3.4. Formato de la respuesta R_1 de la memoria SD.	38
3.5. Lectura de la Memoria SD	39
3.6. Escritura de un solo bloque en la Memoria SD	40
3.7. Escritura de múltiples bloques en la Memoria SD	42
3.8. Estructura del programa para envío y recepción de bytes.	43
4.1. Esquema General del Dispositivo	46
4.2. Circuito eléctrico utilizado para la emisión y recepción de luz.	49
4.3. Primeras Cuatro Etapas del Circuito utilizado en el sensor fotopleletismo-gráfico	50
4.4. Interfaz entre la memoria SD y el PIC	52
5.1. Software del dispositivo	54
5.2. Software del Conversor	56
5.3. Comandos para la inicialización de la memoria SD.	58
6.1. Señal PPG	63
6.2. Señal PPG	64
6.3.	66

6.4.	66
6.5. Imagen del circuito Desarrollado	74
6.6. Imagen del circuito Desarrollado	75
6.7. Pinza de masa flexible en la que se encuentran el LED y el fotodiodo	75
6.8. Señal Acondicionada vista en el osciloscopio y su registro	76
6.9. Señal Acondicionada vista en el osciloscopio y su registro	76

Resumen

El trabajo presenta un sistema portátil de registro digital de la variación de volumen sanguíneo utilizando la técnica de fotopleletismografía de transmisión. Se desarrolló un sensor para obtener la señal fotopleletismográfica. Dicha señal se acondiciona en etapas de amplificación y filtrado, con un circuito basado en amplificadores operacionales, y se digitaliza utilizando el módulo de conversión analógico/digital de un microcontrolador PIC. Los datos obtenidos son almacenados en una memoria Secure Digital (SD).

Se creó un software en lenguaje ensamblador en el PIC para controlar el proceso de digitalización de la señal PPG y para establecer el protocolo de comunicación con la memoria SD. La resolución del conversor utilizado es de 10 bits y la tasa de muestreo se fijó a 256muestras/s . Para poder realizar registros de 24 horas, a ésta tasa de muestreo, se requieren por lo menos 42 Mb, sin embargo, las memorias SD más pequeñas superan por mucho este valor. Las memorias SD no solo satisfacen los requerimientos de almacenamiento, también facilitan la transferencia de información a un computador.

El objetivo de crear este prototipo es dar paso a la investigación de la señal PPG, ya que es una variable hemodinámica importante en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares, y al desarrollo de un equipo más sofisticado, que pueda monitorear la presión arterial latido a latido.

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares constituyen una de las principales causas de mortalidad en Venezuela, el índice de personas afectadas aumenta debido a la falta de prevención[30]. Los procedimientos de diagnóstico son costosos e invasivos, por lo que es necesario el desarrollo de nuevos procedimientos que permitan detectar estas enfermedades.

Uno de los métodos de diagnóstico más sencillos para el estudio no invasivo del sistema vascular es la fotopleetismografía (PPG, del inglés *photoplethysmograph*), que aprovecha las cualidades ópticas de la sangre y los tejidos de un área seleccionada de la piel y cuya exactitud ha ido mejorando con las nuevas tecnologías.

Para esta técnica se hace incidir una luz infrarroja en la piel. Dependiendo del volumen de sangre en los vasos sanguíneos, una mayor o menor cantidad de luz es absorbida, los cambios en la intensidad de luz que es transmitida se corresponden con las variaciones de volumen sanguíneo, que se puede medir. Sin embargo, con este método solo se pueden tener valores relativos y no absolutos.

El objetivo principal es desarrollar el prototipo de un dispositivo portátil de registro digital de la variación de volumen sanguíneo, utilizando la técnica de fotopleletismografía de transmisión. Al realizar registros digitales, se puede estudiar en detalle la condición física de los pacientes e investigar la información que contienen este tipo de señales.

Inicialmente se desarrolló un sensor que permite obtener la señal fotopleletismográfica. Esta señal se acondiciona, luego se digitalizan y se almacenan los datos obtenidos. La digitalización se hace con el módulo de conversión analógico/digital de un microcontrolador PIC16F877 de la Microchip.

Existen muchas opciones en cuanto al almacenamiento de los datos, sin embargo, las memorias flash SD predominan en el mercado debido a su gran capacidad de almacenamiento, bajos costos, alta velocidad de transferencia, pequeño espacio físico, poco uso de energía y porque pueden conectarse directamente a un computador donde son reconocidas como un dispositivos extraíbles. Además, poseen un protocolo de comunicación compatible con los microcontroladores comerciales. Por estas razones, la data obtenida, se almacena en una memoria SD.

Parte I. Marco Teórico

Física Médica de la Circulación

1.1. La Sangre

La sangre es un tejido fluido no newtoniano que circula a través de un sistema cerrado de vasos sanguíneos (venas, arterias y capilares) y está compuesta por elementos formes (glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas) y por plasma que es un medio líquido que rodea a estos elementos, y es la encargada de transportar los nutrientes a todas las partes del cuerpo. La sangre permite la nutrición, comunicación, protección y reparación de los diversos tejidos del organismo.[8]

La sangre, moviéndose regularmente en un flujo unidireccional, sostenido por las contracciones rítmicas del corazón, se distribuye a través de las arterias (sangre arterial) y capilares por todo el organismo y retorna al corazón por las venas (sangre venosa), para a través del proceso de oxigenación en los pulmones, convertirse de nuevo en sangre arterial.

Al ser un fluido no newtoniano, la sangre se desplaza a distintas velocidades, dependiendo del diámetro de los vasos sanguíneos en los que circule. En las arterias

la sangre circula mucho más rápido que en las arteriolas y venas. La viscosidad de la sangre, y la forma cilíndrica de las venas, hacen que la misma se desplace con un frente semi- circular.

1.1.1. Glóbulos Rojos

Los glóbulos rojos, constituyen aproximadamente el 96 % de los elementos formes de la sangre. Estos corpúsculos por su composición no pueden ser considerados estrictamente como células. Contienen algunas enzimas y su citoplasma está ocupado casi en su totalidad por la hemoglobina.

La hemoglobina es una proteína de pigmento rojo que se encarga de transportar el oxígeno a todas las partes del cuerpo humano. La hemoglobina esta formada por cadenas de hierro que tiene la capacidad de unirse de forma reversible al oxígeno.

La molécula de hemoglobina unida al oxígeno se le llama hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina, mientras que a la hemoglobina no oxigenada se le llama hemoglobina reducida.

Debido a la estructura de las moléculas de hemoglobina esta tiene la capacidad de absorber distintas longitudes de onda del espectro visible. Los distintos estudios realizados han permitido obtener las curvas de absorción de luz de esta proteína. [12]

La figura 1.1.1 es un gráfico que representa la absortividad molar de la hemoglobina y la oxihemoglobina en función de la longitud de onda. La absortividad molar es una medida de que tan tan fuerte una especie química absorbe luz a una determinada longitud de onda. Se observa que las longitudes de ondas del azul al amarillo son las más absorbidas por la hemoglobina. A medida que las longitudes de onda se hacen

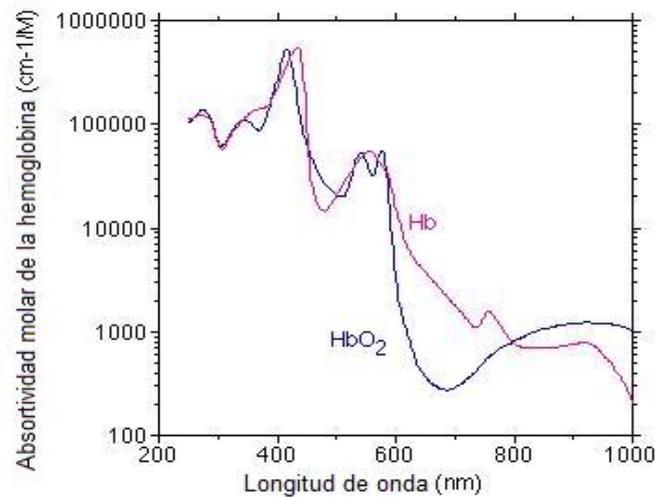


Figura 1.1: Coeficiente de absorción molar de la hemoglobina Vs. Longitud de Onda

más grandes (rango del rojo al infrarrojo), la absorción de la hemoglobina es menor, por lo tanto cierta parte de la onda incidente es reflejada y otra parte transmitida a través de la muestra en estudio.

1.2. Circulación Sanguínea

La circulación sanguínea es de vital importancia, ya que debido a esta se intercambian nutrientes entre la sangre y los tejidos del cuerpo humano.

1.2.1. Partes de la circulación

La circulación se divide en la circulación sistémica y la circulación pulmonar. Debido a que la circulación sistémica aporta flujo sanguíneo a todos los tejidos del cuerpo excepto a los pulmones también se le denomina circulación mayor. En las

partes de la función circulatoria tenemos las arterias, arteriolas, los capilares, las vénulas y las venas.

Las arterias son las encargadas de transportar la sangre a los tejidos a una presión elevada. Las mismas tienen paredes vasculares fuertes, y la sangre fluye con rapidez.

Las arteriolas son las últimas ramas del sistema arterial, y son las que controlan el flujo de sangre que llega a los capilares. La arteriola tiene una fuerte pared muscular, con lo que puede cerrarse o dilatarse varias veces alterando enormemente el flujo sanguíneo que llega a los capilares, en respuesta a las necesidades de los tejidos.

La función de *los capilares* es intercambiar líquido, nutrientes, electrolitos, hormonas y otras sustancias entre la sangre y los tejidos. Para esto las paredes capilares son muy delgadas y porosas.

Las vénulas recogen la sangre de los capilares, éstas se unen gradualmente para formar venas cada vez mayores.

Las venas son los conductos de transporte de la sangre desde los tejidos al corazón. La presión de la sangre en el sistema venoso es muy baja, por lo tanto las paredes venosas son delgadas, sin embargo pueden contraerse y dilatarse.[8].

El corazón está compuesto básicamente por dos bombas, la izquierda y la derecha, estas a su vez divididas en dos cavidades, llamadas aurícula y ventrículo. Este es el músculo encargado de bombear la sangre hacia las arterias.[8]

1.2.2. Circulación Sistémica

El recorrido de la sangre comienza en el ventrículo izquierdo del corazón, en el cual la sangre oxigenada es bombeada con una alta presión hacia la arteria aorta, donde luego llegará a las arteriolas y capilares, en éstos últimos, la sangre intercambia nutrientes y oxígeno.

La sangre baja en oxígeno se devuelve a través de las vénulas, desembocando en las venas cavas, hasta llegar a la aurícula derecha del corazón. En este punto culmina lo que se denomina la circulación sistémica o periférica.

1.2.3. Circulación Pulmonar

La sangre pobre en oxígeno pasa de la aurícula derecha al ventrículo derecho, de donde es bombeada hacia la arteria pulmonar que se divide en dos, una parte para cada pulmón. En los capilares pulmonares la sangre se enriquece nuevamente de oxígeno y se reconduce a través de cuatro venas pulmonares hacia la aurícula izquierda del corazón.

El ciclo de la circulación sanguínea se cierra cuando la sangre de la aurícula izquierda pasa al ventrículo izquierdo y el proceso se repite. En la figura 1.2.3 se observa un esquema de la circulación sanguínea y como se distribuye en las distintas partes del cuerpo.

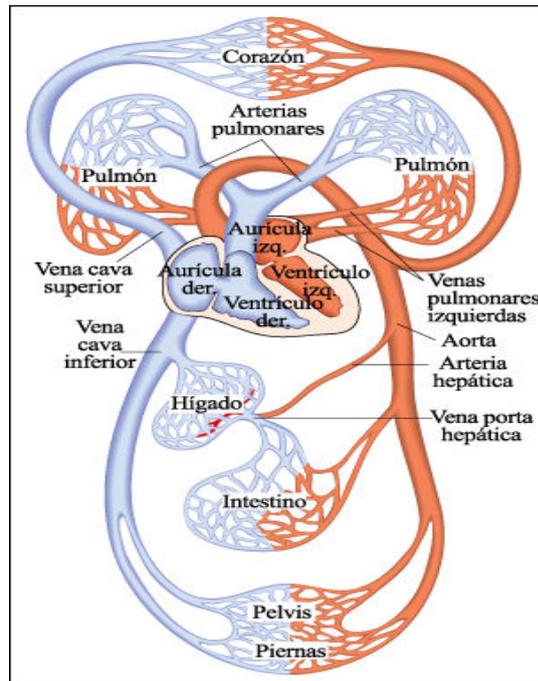


Figura 1.2: Circulación Sanguínea

1.2.4. Volúmenes Sanguíneos en las diferentes partes de la circulación

En promedio el ser humano tiene un volumen de sangre del 7 % de su peso corporal. Sin embargo el volumen total de sangre se encuentra distribuido entre los distintos vasos sanguíneos del cuerpo humano.

El 84 % de todo el volumen sanguíneo del cuerpo se encuentra en la circulación sistémica, y el 16 % en el corazón y los pulmones. Del 84 % presente en la circulación sistémica, un 64 % se encuentra en las venas, un 13 % en las arterias y un 7 % en las arteriolas y capilares. El corazón tiene el 7 % de la sangre y los vasos pulmonares el 9 %.

El menor volumen sanguíneo lo contienen los capilares, a pesar de que allí se

intercambian todos los nutrientes. Se observa que el mayor reservorio de sangre son las venas.

Si todos los vasos sistémicos de cada tipo se pusieran juntos, sus áreas transversales aproximadas en cm^2 serían las siguientes: Aorta 2.5, Arterias Pequeñas 20, Arteriolas 40, Capilares 2500, Vénulas 250, venas pequeñas 80, venas cavas 8. Se observa que las áreas transversales de las venas son mayores que la de las arterias, por ésta razón almacenan un mayor volumen de sangre. [8]

1.3. Flujo Sanguíneo

El flujo sanguíneo (Q) se define como el volumen de sangre que atraviesa una sección determinada en un periodo de tiempo dado, el mismo es pulsátil, debido al ritmo cardíaco. Normalmente se expresa en mililitros por minuto o litros por minuto. El flujo sanguíneo global en la circulación de una persona adulta en reposo es de aproximadamente $5000mL/min$. A esto se le llama gasto cardíaco porque es la cantidad de sangre bombeada por el corazón cada minuto.[8]

1.4. Presión Sanguínea

La Presión sanguínea se define como la fuerza ejercida por la sangre contra cualquier unidad de área de la pared del vaso. La presión sanguínea se mide en milímetros de mercurio $mmHg$.

1.5. Relación entre la Presión, el Flujo y la Resistencia

Entre los modelos físicos del flujo sanguíneo se encuentra el caso en el que se asume que la sangre es un fluido newtoniano y laminar. En este caso la viscosidad es constante. El fluido se desplaza como capas concéntricas que se deslizan unas sobre otras lo que se denomina régimen laminar. En este caso el flujo a través de un vaso sanguíneo estará determinado por dos factores: El gradiente de presión entre los dos extremos del vaso, y la resistencia al flujo de sangre por el mismo, llamada resistencia vascular.

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (1.1)$$

en la que Q es el flujo sanguíneo, ΔP es la diferencia de presión ($P_1 - P_2$) entre los extremos del vaso y R es la resistencia.

La resistencia depende tanto de la longitud del vaso (L) como de su radio (r) y de la viscosidad del fluido (μ) si asumimos que el vaso es cilíndrico, se puede escribir:

$$R = \frac{8L\mu}{\pi r^4} \quad (1.2)$$

Por lo que la relación entre el flujo, la presión y la resistencia se puede representar con la ley de Poiseuille:

$$Q = \frac{\pi \Delta P r^4}{8L\mu} \quad (1.3)$$

En los capilares que son cortos y de diámetros en el orden de los micrómetros, la resistencia vascular es muy grande, por lo que el flujo sanguíneo en estas áreas es muy pequeño. [8]

Entre la diferencia de presión en los extremos del vaso y el flujo sanguíneo existe una relación directa. Sin embargo la relación entre el flujo sanguíneo y la presión arterial no es directa, ya que un aumento de la presión arterial no solo produce un aumento del flujo sino que también produce que los vasos se dilaten de manera pulsátil.

El flujo sanguíneo, la resistencia vascular, el volumen sanguíneo, el gradiente de presión y la presión arterial se relacionan y cambian según las necesidades del cuerpo humano.

1.6. Relaciones Presión-Volumen

1.6.1. Distensibilidad Vascular

Una característica importante de los vasos sanguíneos es que son distensibles. Un aumento de presión en las arteriolas hacen que las mismas se dilaten y por lo tanto su resistencia disminuye. El resultado es un aumento del flujo sanguíneo, no solo por el incremento de la presión sino por la caída de la resistencia. Por cada aumento de la presión el flujo se eleva dos veces.

La distensibilidad vascular se expresa normalmente como la fracción de aumento de volumen por cada elevación de un milímetro de mercurio de la presión

$$\text{Distensibilidad Vascular} = \frac{\text{Aumento de volumen}}{\text{Aumento de la presión} \times \text{Volumen Original}} \quad (1.4)$$

Anatómicamente las paredes de las arterias son mucho más fuertes que las de las venas. En consecuencia, las venas son en promedio 8 veces más distensibles que las arterias. [8]

1.6.2. Capacitancia Vascular

En estudios de la circulación es importante conocer la cantidad total de sangre que puede almacenarse en una porción dada de la circulación por cada milímetro de mercurio de aumento de presión. Esto se denomina capacitancia vascular y se define como:

$$Capacitancia\ Vascular = \frac{Aumento\ de\ volumen}{Aumento\ de\ la\ Presion} \quad (1.5)$$

Un aumento de la presión sanguínea implica un aumento del volumen sanguíneo, esto sucede con cada latido del corazón ya que es un sistema pulsátil. [8]

Fotopletismografía de transmisión

Fotopletismografía del griego (*photo luz*, *pletismos aumento* y *grapho representación gráfica*, representar gráficamente el aumento de luz). Es un método óptico no invasivo y de bajo costo, en el que se utilizan las propiedades ópticas de la sangre y los tejidos para absorber las longitudes de onda del espectro visible. Si se hace incidir luz en el rango del rojo-infrarrojo sobre una muestra (ej. dedo humano) existirá cierta absorción, reflexión y transmisión de la luz. La parte que se transmite puede ser detectada con un receptor de luz.

Si se utiliza un emisor infrarrojo, (normalmente se utilizan diodos emisores de luz (LED)), parte de la luz será absorbida por la hemoglobina reducida y otra parte por la oxihemoglobina (ver figura 1.1.1).

En la fotopletismografía de transmisión, se estudia la cantidad de luz que se transmite a través de una sección del cuerpo humano, normalmente en dedos de los manos, pies y lóbulos de las orejas para obtener información de la circulación periférica. A mayor sangre en la sección estudiada menor será la cantidad de luz transmitida (ya que hay más hemoglobina que absorbe luz) y viceversa.

Dado que la cantidad de sangre en las arterias varía de forma pulsátil, la cantidad de luz transmitida también lo hará. Se tendrá una intensidad no variante correspondiente a tejidos superpuesta a unas fluctuaciones, éstas se corresponden con las variaciones del volumen sanguíneo en la sección estudiada, de manera que, utilizando la fotopletismografía de transmisión solo se pueden obtener valores relativos del volumen sanguíneo y no valores absolutos ya que solo se detectan variaciones. La señal medida registra tanto el volumen sanguíneo venoso (prueba venosa), como las pulsaciones de sangre arterial en las arteriolas (prueba arterial), estas últimas siendo las de mayor interés. La figura 2.1 muestra la forma característica de la señal PPG.

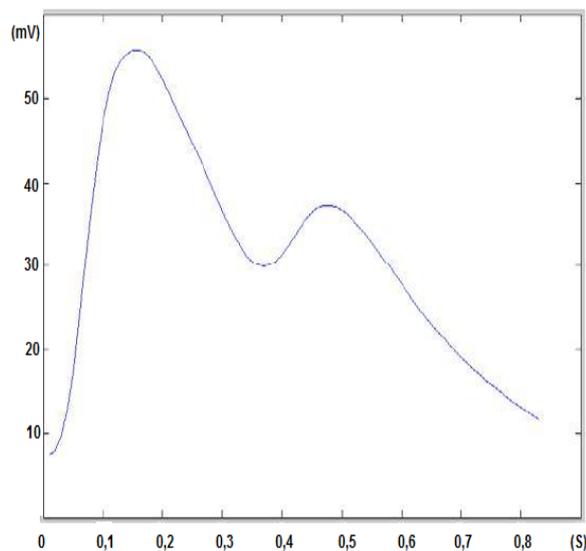


Figura 2.1: Señal Fotopletismográfica

La señal fotopletismográfica contiene información acerca de la circulación periférica latido a latido, por lo que se pueden detectar enfermedades cardiovasculares al estudiar la forma de la señal PPG. [7] [9]

2.1. Reseña Histórica

En los años treinta comienzan los estudios espectrofotométricos en los que se observa el espectro de absorción de la molécula de hemoglobina. [20]

El método fotopletismográfico fue introducido en 1967 por el fisiólogo Checo Prof. J. Peñáz, utilizando un diodo emisor de luz infrarrojo y un fotodiodo, para medir los cambios en el volumen sanguíneo.

En 1973 J. Peñáz utilizó esta técnica con la finalidad de medir la presión arterial de manera continua latido a latido. En la figura 2.2 se muestra el dispositivo, que se basaba en una almohadilla que ejercía presión sobre el dedo índice, mientras que en la región en la que se encuentra la uña se medían las variaciones de volumen sanguíneo utilizando la fotopletismografía de transmisión. La almohadilla ejercía presión sobre el dedo de manera tal que se igualaran las presiones interna y externa. En estas condiciones, el volumen sanguíneo en el dedo no varía. La almohadilla se infla y desinfla siguiendo las variaciones de presión de manera tal que el volumen medido sea constante. Éste sistema mecánico se ha desarrollado y es el que más se utiliza para medidas continuas de la presión arterial. [15] [2]

Paralelamente a los estudios de presión arterial y de variación de volumen sanguíneo, se encontraba en desarrollo el oxímetro de pulso (dispositivos para medir la saturación de oxígeno en la sangre). En 1975 Minolta Corporation, descubre que se puede medir la saturación de la sangre analizando la absorción pulsátil de la luz. Los oxímetros de pulso se basan en la diferencia de absorción de luz entre la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida, utilizando el principio fotopletismográfico se hacen incidir sobre el dedo dos longitudes de onda (rojo e infrarrojo) y se detecta la

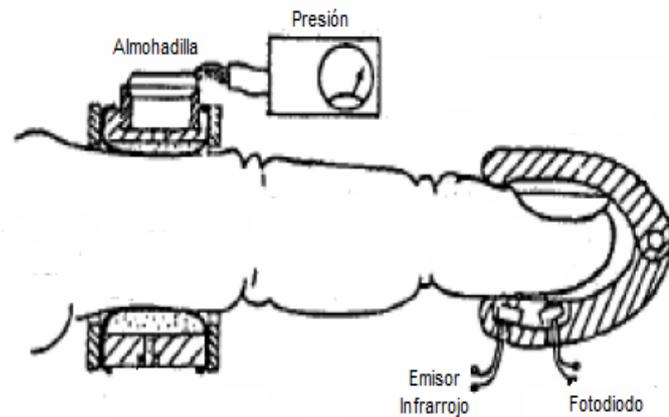


Figura 2.2: Equipo desarrollado por J. Peñáz para medir la presión arterial latido a latido utilizando la fotopletismografía de transmisión

intensidad de luz transmitida de cada longitud de onda, así se puede obtener el nivel de oxígeno de la sangre. [20]

Dadas las aplicaciones de la fotopletismografía de transmisión se han desarrollado mucho equipos en base a esta. Actualmente los oxímetros de pulso y tensiómetros de medida latido a latido se basan en esta técnica.

Debido a la información contenida en las señales PPG, en el mundo se realizan dispositivos para obtener esta señal y hacer investigación de la misma. Sea de pruebas arteriales, pruebas venosas, saturación de la sangre y circulación periférica en general.

2.2. Algunos Equipos Fotopletismográficos Comerciales en la actualidad

2.2.1. ANGIODIN PD 3000

El equipo ANGIODIN PD 3000 utiliza la fotopletismografía como método para realizar mediciones del volumen sanguíneo. Es un dispositivo portátil microcontrolado, que analiza la señal para realizar diagnósticos de enfermedades cardiovasculares, en este se detecta el índice de rigidez arterial, y se realizan análisis de las venas y arterias. Se encuentra en los hospitales de Cuba donde fue desarrollado. [9]

2.2.2. BIOPAC Systems, Inc.

La empresa BIOPAC Systems ha desarrollado una serie de sensores fotopletismográficos, TSD200 para los dedos de la mano, y TSD200C para el lóbulo de la oreja, que van conectados al amplificador comercial PPG100C que registra la señal, y provee información de la presión arterial, vasoconstricción y densidad de la sangre. El sistema corrige cambios en la posición del paciente. El precio de los transductores varía entre 200 y 300 dólares. Mientras que el PPG100C cuesta unos 700 dólares.[21]

El sistema TEL100C-RF es un equipo que permite full transmisión de señales (PPG, ECG etc) de forma inalámbrica, para grabar data mientras los pacientes se encuentran en movimiento o distantes a la fuente (hasta 75 m de distancia). El costo de este equipo es de aproximadamente 4800 dólares.[21]

La empresa BIOPAC ha desarrollado sistemas de adquisición de datos para señales biomédicas,(con los transductores, softwares y hardwares necesarios). Con estos

equipos se puede realizar adquisición y procesamiento de las señales, con la posibilidad de realizar estadísticas y filtrados. Se recomienda para investigación. MP100WSW para Windows, MPWS150 para Mac, MPW150WSW para Windows. El costo de estos equipos varía entre 4.800 y 6.500 dólares.[21]

Otros equipos desarrollados por esta empresa utilizan el principio de Peñáz, para a través de la fotopletismografía, obtener la presión arterial latido a latido. Existen desde equipos portátiles, hasta sistemas de adquisición. Estos equipos como el NIBP100D, que es un amplificador, y el DAC100 que es el transductor entre otros.[21]

2.2.3. FMS Finapres Medical Systems

La empresa Finapres ha desarrollado diferentes equipos que utilizan la fotopletismografía de transmisión para obtener parámetros como la presión arterial latido a latido, pruebas venosas etc. El primer equipo llamado *Finapres*[®] fue comercializado en 1982 por Wesseling y colaboradores y el nombre es el acrónimo de Finger Arterial Pressure. Este equipo utiliza el principio de Peñáz. [24]

Portapres[®]

Portapres[®] es la versión portátil de Finapres. Este equipo registra la presión arterial latido a latido, el volumen sanguíneo y las pulsaciones por minuto. Este es usado incluso en las pruebas de la NASA por su alta confiabilidad. Se puede utilizar haciendo ejercicios y corrige las variaciones por los cambios de postura del paciente. Este equipo registra hasta 60 horas. Viene con un software que analiza la data y la ordena en tiempo real.[24]

Finometer[®]PRO

Este equipo ofrece la posibilidad de registrar 15 variables hemodinámicas simultáneamente y presentarlas en tiempo real utilizando el principio del *Finapres*[®]. Pesa 11 kg, y tiene un software con la capacidad de procesar y almacenar durante 24 horas las señales. Con este equipo se tiene la posibilidad de exportar la data a otros equipos con softwares de procesamiento estadístico.[24]

Finometer[®]*MIDI*

El *Finometer*[®]*MIDI* evalúa el caso en el que los cambios en la presión arterial latido a latido son mas importantes que los valores absolutos. Es un equipo de adquisición de datos que puede adaptarse al computador y que incluye un software de procesamiento y comunicación.[24]

2.2.4. Contec Medical Systems Co., Ltd

Contec Medical Systems se enfoca en la investigación, manufactura y distribución de equipos médicos. La empresa fue creada en China en 1992. La misma desarrolla equipos portátiles como oxímetros de pulso, tensiómetros, ECG etc. Con los oxímetros de pulso y tensiometros utilizan la fotopletismografía de transmisión.

Sus sistemas portátiles de oxímetros de pulso se caracterizan por ser muy pequeños y registran hasta 30 horas de información. mostrando la saturación de la sangre y los latidos por minuto. Estos equipos son de bajo costo (entre 40 y 250 dólares). Como el CMD 50A, CMD 50B, CMD 50C.. etc) [22]

2.3. Ventajas del Desarrollo de un Equipo Fotopletismográfico

Además de los equipos mencionados en la sección 1.2, existen una gran cantidad de sistemas comerciales desarrollados que permiten medir las señales PPG. Mientras que otros equipos utilizan como principio la fotopletismografía de transmisión para la obtención de otras variables hemodinámicas. Sin embargo, de éstos, ninguno ofrece un software o hardware abierto, por lo que resultan poco útiles para investigación ya que no se pueden variar los parámetros a estudiar, no se conoce en detalle el sistema con el que se trabaja y no pueden hacerse modificaciones a los mismos. Además los equipos por ser fabricados en otros países sus costos son muy elevados.

El desarrollo de un equipo fotopletismográfico abre las puertas a las diversas investigaciones que se puedan hacer sobre la señal PPG, como por ejemplo, de la presión arterial latido a latido que es de gran interés en la actualidad.

Con futuras investigaciones y mejoras a este trabajo se pudiera obtener un equipo de bajo costo, con dispositivos presentes en el mercado Venezolano, y que a futuro pudiera ser apto para el uso en hospitales del país.

2.4. Dispositivos Electrónicos

2.4.1. LED's

Un LED (Light emitting diodes), es un diodo que al ser polarizado de forma directa, emite luz no coherente en un rango pequeño de frecuencias del espectro

visible. Si se polariza en forma inversa se comportará como un diodo convencional en paso difícil.[1]

LED 's Rojos de Alta Luminosidad de FAIRCHILD semiconductor

Los LED's rojos de alto brillo de la empresa FAIRCHILD semiconductor están compuestos por una unión de Arseniuro de Galio y Aluminio, son económicos y fáciles de producir. Estos dispositivos trabajan con corrientes pequeñas, entre 10 y 30 mA. Un voltaje de 2.2 voltios y un ángulo de intensidad media de 22 grados.[4]

LED 's Infrarrojos de FAIRCHILD semiconductor

Los LED's infrarrojos de la empresa FAIRCHILD semiconductor están compuestos por Arseniuro de Galio y Aluminio. Trabajan con corrientes pequeñas (entre 10 y 50 mA) y soportan temperaturas hasta los $85^{\circ}C$, su voltaje en paso fácil es de 1,2 a 1,4 Voltios. Para una corriente de 10mA, el pico de emisión del LED se encuentra en una longitud de onda de 940 nm, mientras que su ángulo de intensidad media $I/2$ es de 22 grados.

Dado que el diodo emite en un rango de frecuencias, algunas se encuentran con mayor intensidad que otras. La figura 2.3 muestra la curva de intensidad, en función de la longitud de onda.

En el gráfico se observa que existe un máximo en 940 nm, y que el espectro varía desde los 860 nm, hasta los 1020 nm. Con una corriente de 10 mA, la intensidad radiante es de $30mW/sr$. [5]

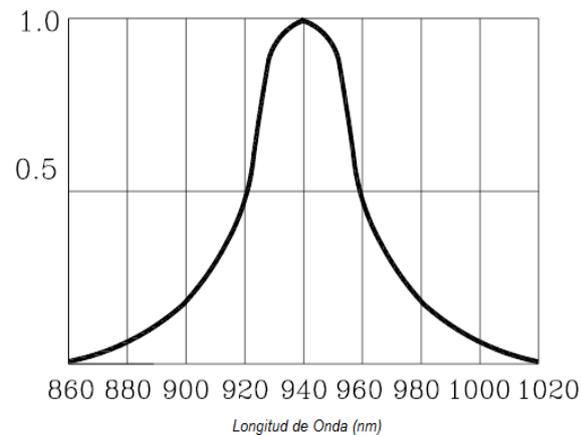


Figura 2.3: Espectro de emisión del LED infrarrojo de FAIRCHILD semiconductor

2.4.2. Fotorresistencias

Una fotorresistencia es un componente electrónico cuya resistencia disminuye con la intensidad de luz que incide sobre el mismo.[1]

2.4.3. Fotodiodos

Un fotodiodo, es un diodo sensible a la luz incidente. Su utilidad práctica se basa en utilizarlo polarizado inversamente, en este caso, se producirá cierta corriente cuando el mismo sea excitado por la luz.

Existe una amplia gama de fotodiodos, algunos más sensibles a ciertos espectros que otros y creados con distintos materiales como el Germanio, el silicio, Indio Galio Arsénico (InGaAs) y sulfuro de plomo que responden a distintos rangos del espectro electromagnético. Entre sus ventajas se encuentran que son económicos, fáciles de construir, de pequeño tamaño, y respuesta rápida a las variaciones de intensidad de luz.[1]

Fotodiodos de FAIRCHILD semiconductor

Los fotodiodos QSD2030F, están formados por una unión PN, de silicio, y poseen una cubierta de color negro para filtrar longitudes de onda menores a los 700nm. Su pico de sensibilidad se encuentra en los 880 nm, sin embargo su rango de trabajo es de 700 a 1100 nm. El voltaje de ruptura de estos fotodiodos es de 50 Voltios y su ángulo de recepción es de 40 grados. La corriente de oscuridad de estos dispositivos es de 0,4nA. La respuesta de estos dispositivos es menor a los 5 ns, lo que los hace favorables para detectar cambios en la luz incidente. [6]

2.4.4. Amplificador Operacional TL074

El dispositivo TL074 consta de cuatro amplificadores operacionales J-FET de bajo ruido. Estos operacionales tienen una alta impedancia de entrada, bajo ruido, son de bajo costo y son muy fáciles de conseguir en el mercado Venezolano.

Los operacionales TL074 son capaces de trabajar en un rango de temperaturas de $-55 a 125^{\circ}C$, su impedancia de entrada es de $10^{12}M\Omega$ y su máximo voltaje de alimentación puede ser de $\pm 18V$, es decir que son bipolares (admiten entradas positivas y negativas, y salidas positivas o negativas). El máximo voltaje de entrada diferencial (de la entrada no inversora respecto a la inversora) es de $\pm 30V$. Estos dispositivos poseen protección contra corto circuitos a la salida, ya sea con la tierra o con cualquiera de los voltajes de alimentación. [18]

Los operacionales se utilizan con distintas aplicaciones: seguidor unitario (figura 2.4), filtro pasa bajos(figura 2.5), amplificador inversor (figura 2.6), y sumador no inversor (figura ??).[1]

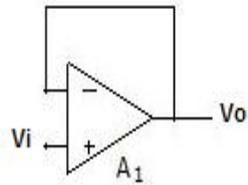


Figura 2.4: Seguidor Unitario. $V_o = V_i$

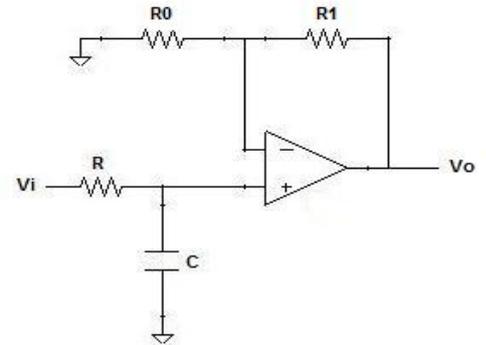


Figura 2.5: Filtro Pasa Bajos
 $F = 1/2\pi RC$, $A = 1 + \frac{R_1}{R_0}$

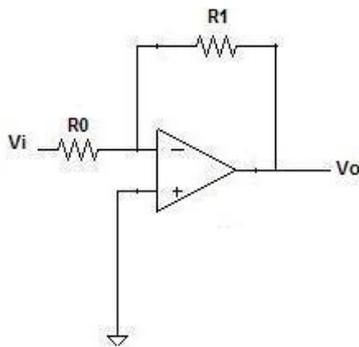


Figura 2.6: Amplificador inversor
 $V_o = -A V_i$ con $A = \frac{R_1}{R_0}$.

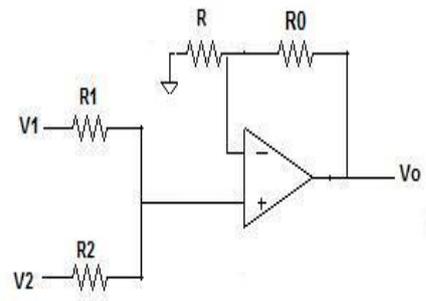


Figura 2.7: Sumador Inversor
 $V_o = \left(\frac{R_0+R}{R}\right)\left(\frac{R_0}{R_1}V_1 + \frac{R_0}{R_2}V_2\right)$

2.5. Microcontrolador PIC16F877

El PIC16F877, es un microcontrolador producido por la empresa Microchip que consta de 40 pines, memoria EEPROM de 256 bytes, memoria Flash, memoria RAM de 368 bytes, 35 instrucciones de programa, y funciona con una frecuencia de 20 MHz (200 ns por instrucción).

2.5.1. Módulo de conversión analógico/digital del microcontrolador

El módulo de conversión analógico-digital del PIC, tiene una resolución de 10 bits, y ocho canales de entrada analógica, entre las que se pueden colocar voltajes de referencia (un rango en el que se define el voltaje mínimo y el voltaje máximo). Dado que el microcontrolador trabaja en bytes, el resultado de la conversión se almacena en dos registros de un byte cada uno llamado ADRESH y ADRESL.

Se tienen dos registros para la configuración del módulo de conversión analógico-digital. El registro ADCON0 y ADCON1. En el registro ADCON0 se define el periodo de tiempo en el que se hará la conversión (por bit), el canal que se utilizará como entrada analógica, el bit en el que se inicia la conversión, y el bit en el cual se enciende el módulo.

Se tienen cuatro opciones para definir el periodo de tiempo en el que se realiza la conversión por bit (T_{AD}), estos son $T_{osc} \times 2$, $T_{osc} \times 8$, $T_{osc} \times 32$ y el reloj derivado de una fuente RC, en este caso T_{osc} es el periodo de un ciclo de reloj.

En el registro ADCON0 se tiene el bit GO/DONE que inicia la conversión (hay que colocar este bit en 1 cada vez que se quiera iniciar una conversión), y el bit ADON que enciende o apaga el módulo de conversión.

En el registro ADCON1 se indica el formato en el que se quiere el resultado; justificado a la izquierda (6 bits menos significativos del registro ADRESL se leen como 0) o justificado a la derecha (los 6 bits más significativos del registro ADRESH se leen como 0). En este registro también se controlan cuantas entradas analógicas se quieren, y se definen los voltajes de referencia. [13] [14]

El resultado de la conversión se puede mostrar de dos formas en los registros ADRESH y ADRESL, como se muestra en la figura 2.8.[14]

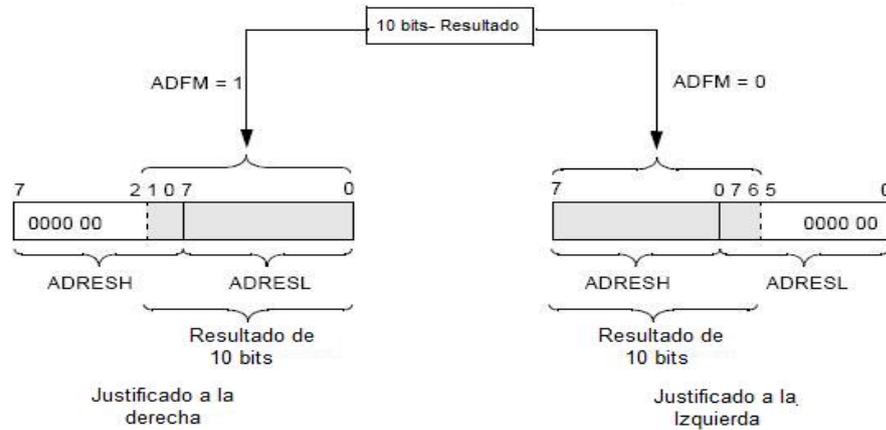


Figura 2.8: Justificación del Resultado de la conversión analógico- digital del PIC16F877.

Para que una conversión sea efectuada correctamente, se requiere un tiempo mínimo, en caso contrario los valores en los registros ADRESH y ADRESL podrían no ser correctos. Ese tiempo dependerá del tiempo de conversión por bit (T_{AD}) y del tiempo de adquisición en la entrada analógica. Para una conversión completa se requiere el tiempo de $12 T_{AD}$ más el tiempo de adquisición que es de un máximo de $20\mu s$. Es decir, se debe esperar este tiempo antes de iniciar una nueva conversión. [13] [14]

Memoria SD (Secure Digital)

Las memoria Secure Digital o SD, es un tipo de memoria flash que se diferencia de las memorias multimedia card MMC, porque permiten proteger la información que se almacene en ellas. Fueron creadas para cumplir con los requerimientos de almacenamiento de audio y video en la actualidad y prevenir la copia ilegal de los contenidos que se encuentren en ellas.

La memoria Flash es una mejora de la memoria EEPROM (Electrical Erasable Programmable Read Only Memory), ya que permite que múltiples sectores de la memoria puedan ser escritos o borrados en una sola operación con impulsos eléctricos. Por esta razón las operaciones de lectura- escritura en las memorias Flash son mucho mas rápidas comparadas con otros tipos de memorias EEPROM.

En el mercado se encuentran memorias SD con capacidades desde 2GB hasta 64GB. Las memorias de 2GB son llamadas SD *Estándar*, y las que tienen capacidades mayores a 2GB son llamadas *SDHC (high Capacity)*. Estas memorias ofrecen tasas de transferencia muy altas.[27]

Las memorias SD, poseen formatos que las hacen compatibles con la mayoría de los computadores. Entre los formatos comerciales de las memorias podemos tener el FAT (File Allocation Table) y FAT32 que es una mejora de el formato FAT. Las memorias de capacidad Estándar vienen con el formato FAT, mientras que las memorias de alta capacidad poseen el formato FAT32. [16]

Debido a estos formatos la memoria SD está estructurada internamente en clusters, que a su vez están divididos en sectores, cada sector contiene 512 bytes. Dependiendo de la capacidad de la memoria se tendrá la cantidad de clusters.

3.1. Estructura de la memoria SD

La memoria SD contiene 9 pines como se muestra en la figura 3.1.

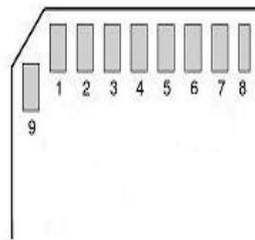


Figura 3.1: Pines de la memoria SD.

1. DAT3/CS : Línea 3 de datos (en protocolo SD) / Chip Selection (en protocolo SPI)

-
2. CMD/DI : Línea de comandos (en protocolo SD)/ Entrada de Datos (en protocolo SPI)
 3. Vss1 : GND
 4. Vdd : Vdd
 5. Clock : Reloj
 6. Vss2 : GND
 7. DAT0/DO : Línea 0 de datos (en protocolo SD) / Salida de Datos (en protocolo SPI)
 8. DAT1 : Línea 1 de datos (en protocolo SD) / No se utiliza (en protocolo SPI)
 9. DAT2 : Línea 2 de datos (en protocolo SD) / No se utiliza (en protocolo SPI)

[26]

Entre los rangos de voltaje de alimentación de las memorias SD se encuentran las de alto voltaje (con un rango en 2.7 y 3.6 voltios) y las de voltaje dual que trabajan con alto voltaje y bajos voltajes.

Existen las memorias de solo lectura y las que permiten lectura/escritura, siendo estas últimas las de interés. El rango de frecuencias de estas memorias puede variar entre 0 y 50 MHz lo que implica una tasa de transferencia de 25 MB/s.

El ancho de una memoria SD o SDHC es de 2.1 mm. Existen la memoria Thin SD cuyo ancho es de 1.4 mm. En el mercado comúnmente se encuentran memorias de 2.1 mm de ancho.

Un hospedador cuyo protocolo de comunicación soporte las memorias SDHC, también puede soportar memorias SD estándar, sin embargo un hospedador para memorias estándar no soporta memorias de alta capacidad.

La memoria SD soporta dos tipos de protocolo de comunicación; el protocolo SD y el protocolo SPI (Serial Peripheral interface). La mayoría de los microcontroladores de la microchip soportan el protocolo SPI, este protocolo se explicará en detalle en las siguientes secciones. [17]

3.2. Protocolo SPI (Serial Peripheral Interface)

SPI es un bus de datos sobre el cual se transmiten paquetes de información de 8 bits. Cada dispositivo conectado al bus puede actuar como transmisor y receptor al mismo tiempo. Éste bus consta de tres líneas, dos de éstas transfieren los datos, (una en cada dirección) y la tercera línea es la del reloj. Algunos dispositivos solo pueden ser transmisores y otros solo receptores, generalmente un dispositivo que transmite datos también puede recibir.[29]

Los dispositivos conectados al bus son definidos como maestros y esclavos. Un maestro es aquel que inicia la transferencia de información sobre el bus y genera las señales de reloj y control. Un esclavo es un dispositivo controlado por el maestro. Cada esclavo es controlado sobre el bus a través de una línea selectora llamada Chip Select o Select Slave, por lo tanto el esclavo es activado solo cuando ésta línea es seleccionada.

Generalmente una línea de selección es dedicada para cada esclavo. En un tiempo determinado T , solo podrá existir un maestro sobre el bus. Cualquier dispositivo

esclavo que no este seleccionado, debe deshabilitarse a través de la línea selectora (chip select).

Todas las líneas del bus transmiten la información sobre una sola dirección. La señal sobre la línea de reloj (CLK) es generada por el maestro y sincroniza la transferencia de datos. La línea MOSI (Master Out Slave In) transporta los datos del maestro hacia el esclavo. La línea MISO (Master In Slave Out) transporta los datos del esclavo hacia el maestro.

Los datos son transferidos en bloques de 8 bits, en donde el bits mas significativo (MSB) se transmite primero.

Las transferencias de datos son sincronizadas por el reloj del bus, se transmite un bit con cada ciclo de reloj. Para la configuración del reloj existen dos bits, que determinan tanto la polaridad como la fase, por lo tanto se tienen cuatro estados de reloj posibles. Si dos dispositivos SPI desean comunicarse entre sí deben tener, tanto la misma polaridad como la misma fase.

3.3. Protocolo SPI en el PIC16F877

En el PIC16F877 la línea DO corresponde con la línea MOSI, la línea DI corresponde a la línea MISO y la línea CLK es el reloj (controlada por el maestro).

La línea DI del PIC se comunica con la línea DO de la memoria y viceversa. En el microcontrolador el reloj se activa cuando se envía un byte, por lo que el envío y la recepción son simultáneos.

En el protocolo SPI del PIC existe un registro de un byte que funciona como buffer llamado SSPBUF, el usuario tiene acceso a este registro. En modo maestro el PIC controla cuando envíar y recibir la data, al escribir en el registro SSPBUF.

Existen dos registros para la configuración del Puerto SPI. El registro SSPCON y SSPSTAT. En el registro SSPCON, de un byte, se tiene el bit **WCOL** que indica si hubo una colisión al escribir en el buffer, el bit **SSPOV** que indica si hubo un desbordamiento al recibir información, el bit **SSPEN**, en el que se habilita la interfaz, el bit **CKP**, en el que se indica la polaridad del reloj, y cuatro bits **SSPM3:SSPM0**, con los que se determina la frecuencia del reloj.

El registro SSPSTAT de un byte contiene dos bits de configuración del puerto SPI y un bit de información. El resto de los bits es para la configuración del protocolo I^2C que no es de interés. El bit 7 llamado **SMP**, indica si la data de entrada se ensambla al final del tiempo de salida de la data, o si es ensamblada en medio de este tiempo. El bit 6 **CKE** configura en que momento se transmite la información. El bit 0 **BF**, indica el estado del buffer, un 1 implica que la data transmitió completa.

Un Esquema que muestra como es ensamblada la data según la configuración de los registros se muestra en la figura 3.2.

Una vez que se escribe un dato en el registro SSPBUF, se puede generar o una interrupción o una banderita con el bit **BF** del registro SSPSTAT. [13][14]

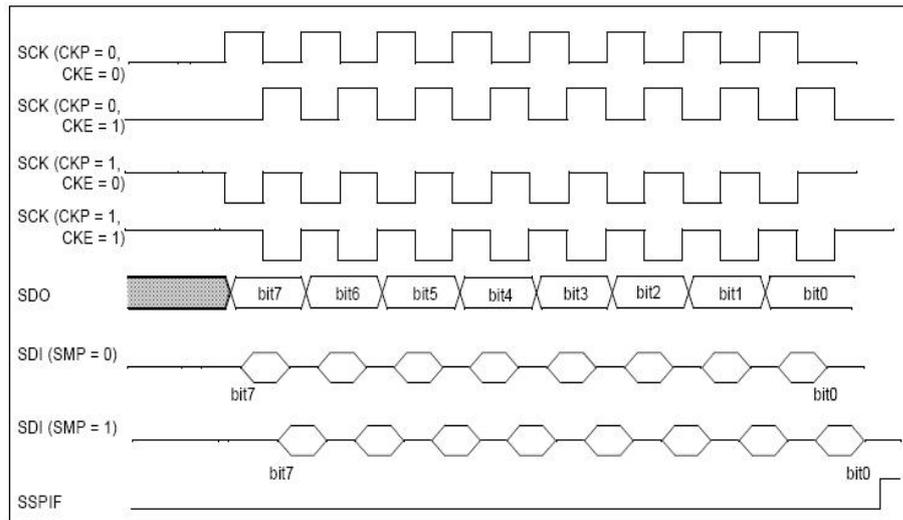


Figura 3.2: Ensamblaje de la data según la configuración de los registros de la interfaz SPI

3.4. Protocolo SPI para la memoria SD

El modo SPI consiste en un protocolo secundario que contienen la memoria SD que define el puerto físico que se va a utilizar, más no define la comunicación en sí. El modo SPI está orientado a bytes. En este caso la memoria es el esclavo. En modo SPI la frecuencia a la que trabaja la memoria está completamente definida por el hospedador.

Para establecer la comunicación con la memoria se utilizan comandos. Los comandos son cadenas específicas de 6 bytes que contienen cierta estructura, que inician una operación. En modo SPI todo comando enviado tiene una respuesta de la memoria. La estructura de los comandos es como se muestra en la figura 3.3.

El bit más significativo indica el bit de comienzo que es siempre cero, mientras que el bit menos significativo es el bit de parada y debe ser igual a 1. Los comandos

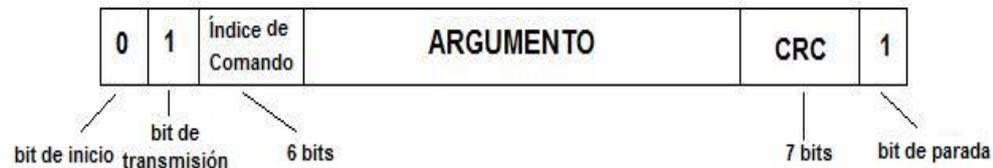


Figura 3.3: Formato de los Comandos de la memoria SD.

deben ser enviados por el bit mas significativo (MSB) primero y el menos significativo (LSB) de último.

El índice del comando viene definido por el nombre del comando (en decimal). Por ejemplo, para el Comando 0, CMD0, el índice sería 0. El primer byte de un comando se puede construir haciendo un OR entre hex 0x40 y el índice del comando en hexadecimal. [28]

Existen 24 comandos aceptados en modo SPI de 63 posibles, (CMD0, CMD1, CMD6, CMD8, CMD9, CMD10, CMD12, CMD13, CMD16, CMD17, CMD18, CMD25, CMD27, CMD28, CMD29, CMD30, CMD32, CMD33, CMD38, CMD42, CMD55, CMD56, CMD58 Y CMD59). A parte de estos comandos existen 6 comandos de aplicación que deben preceder al comando 55 y tienen funciones específicas, éstos son (ACMD13, ACMD18, ACMD22, ACMD23, ACMD25, ACMD26, ACMD38, ACMD41, ACMD42, ACMD43, ACMD49 y ACMD51). (véase Simplified physical layer). Con estos comandos se realizan todas las operaciones, tanto de inicialización de la tarjeta, como de lectura escritura. [17]

En protocolo SPI los 7 bits de CRC no se consideran, por lo tanto si se envía un comando, el último byte puede tener casi cualquier valor, considerando que el bit menos significativo debe ser igual a 1 para garantizar el bit de parada.

Para la comunicación del PIC con la memoria SD se utilizaron los siguientes comandos: CMD0, CMD17, CMD24, CMD25, CMD55, y ACMD41. Los mismos se explicarán en detalle a continuación.

3.4.1. CMD0 GO-IDLE-STATE

Este comando se utiliza para resetear la memoria. El índice de este comando es 0 y su argumento son 4 bytes con valor 0x00, y un byte de CRC. La respuesta que envía la tarjeta al recibir este comando, es el formato de respuesta R_1 y esta definido como se muestra en la figura 3.4.

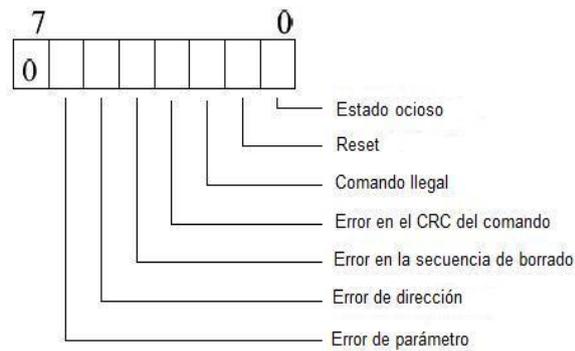


Figura 3.4: Formato de la respuesta R_1 de la memoria SD.

Cuando se envía el comando 0 la respuesta recibida debe un byte, y si el comando se envió de manera correcta el byte recibido tendrá el valor 0x01, que indica que la tarjeta está en estado ocioso (idle state). Cualquier otro valor recibido indica un error.[17]

3.4.2. CMD17 READ-SINGLE-BLOCK

Este comando se utiliza para leer bloques de datos de la memoria. El índice de este comando es 17 (0x11 hex). Y el argumento es la dirección de la memoria que se quiere leer (4 bytes) y un byte de CRC. La respuesta a este comando es R_1 . Si el comando se envió de forma correcta la respuesta recibida debe ser 0x00.

Una vez recibido el comando de lectura (en caso de que se haya enviado de forma correcta), la memoria enviará un byte de que indica que se enviará el bloque de datos, el valor de este byte es 0xFE. Luego la memoria enviará el bloque de datos de 512 bytes, y finalmente enviará dos bytes de CRC. Así se reciben un total de 515 bytes.

La figura 3.5 muestra como es la estructura de la lectura de la memoria.[17]



Figura 3.5: Lectura de la Memoria SD

3.4.3. CMD24 WRITE-SINGLE-BLOCK

Con el uso de este comando se puede escribir un solo bloque de datos de 512 bytes. El índice de este comando es 24 (0x18 hex). Y el argumento es al dirección de la memoria que se desea escribir (4 bytes) y un byte de CRC. La respuesta a este comando es R_1 . Si el comando se envió de forma correcta la respuesta será 0x00.

Una vez recibida la respuesta 0x00 se debe enviar un byte de comienzo con el valor 0xFE, éste le indica a la memoria que se enviará el bloque de datos. Luego se envían los 512 bytes y los dos bytes de CRC. Si la memoria recibió el bloque de datos responderá con un byte con el valor b'xxxxx101' (este indica que la data fue aceptada). Si se recibe un byte con otro valor esto indica que ocurrió un error en la escritura del bloque.

Luego de recibir el byte de data aceptada, la tarjeta quedará en estado ocupado, almacenando la información, en este estado la memoria enviará un 0x00 al hospedador. Se debe verificar que la tarjeta salga de este estado antes de enviar otros comandos u otra data, en caso contrario el comando no será aceptado.

Si se envía el comando 0 (CMD0) mientras la tarjeta está en estado ocupado se interrumpirá el proceso de almacenamiento produciendo errores en la escritura. Una vez que la tarjeta salga del estado ocupado enviará un byte distinto de cero, indicando que el proceso de escritura ha finalizado. La figura 3.6 muestra como es el proceso de escritura. [17]

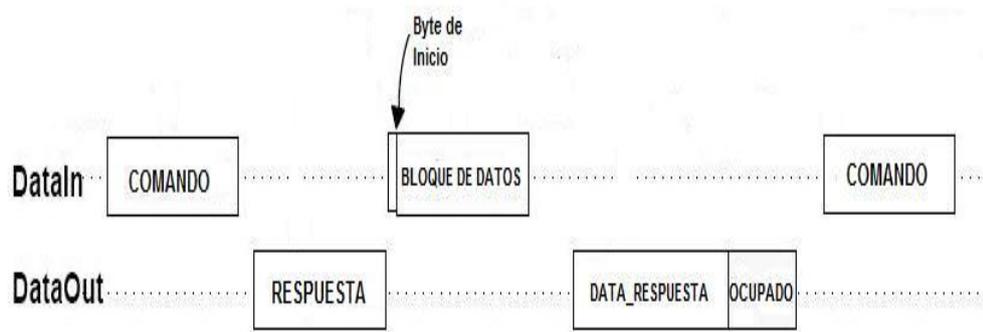


Figura 3.6: Escritura de un solo bloque en la Memoria SD

3.4.4. CMD25 WRITE-MULTIPLE-BLOCK

Este comando se utiliza para escribir bloques múltiples de la memoria. El índice de este comando es 25 (0x19 hex). El argumento de este comando es la dirección de la memoria en la que se desea escribir el primer bloque de datos (4 bytes) y un byte de CRC, los bloques siguientes se escribirán automáticamente en los siguientes sectores de la memoria. La respuesta a este comando es R_1 , el valor esperado de ésta respuesta debe ser 0x00.

Al escribir la memoria se procede igual que en el comando 24, se envía el byte 0xFE, el bloque de datos y los 2 bytes de CRC. Se espera el byte de data aceptada, y luego se espera que la tarjeta salga del estado ocupado. Este proceso se repite con el siguiente bloque de datos.

Cuando se quiera finalizar la transmisión, el último bloque de datos, en vez de comenzar con el byte 0xFE debe comenzar con el byte 0xFD. Esto le indica a la tarjeta que luego de recibir este bloque, habrá culminado el proceso de escritura. Igual que en el comando 24, se debe esperar que la memoria salga del estado ocupado antes de iniciar cualquier otra operación. La figura 3.7 muestra como es la escritura de bloques múltiples. [17]

3.4.5. CMD55 APP-CMD

Este comando le indica a la tarjeta que el siguiente comando que se enviará es un comando de aplicación específica en vez de un comando Estándar. El índice de este comando es 55 (0x37 hex). El argumento son 4 bytes 0x00, más un byte de CRC. La respuesta a este comando es R_1 , y el valor esperado de este byte es 0x00.[17]

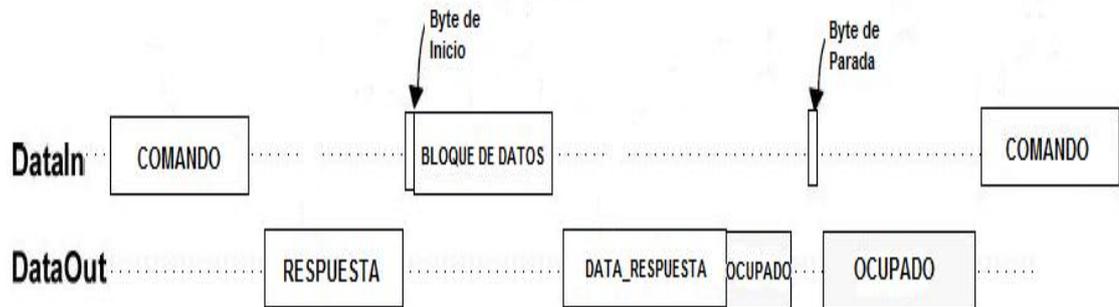


Figura 3.7: Escritura de múltiples bloques en la Memoria SD

3.4.6. ACMD41 SD-SEND-OP-COND

Este comando envía a la memoria la capacidad que soporta el hospedador (Estándar o HC), y es parte del proceso de inicialización de la tarjeta. El índice de este comando es 41 (0x29 hex). El argumento de este comando es un byte que indica si soporta alta capacidad (0x01) o baja capacidad (0x00) y tres bytes 0x00, más un byte de CRC.

La respuesta a este comando es R_1 y se espera el valor 0x00.[17]

3.5. Comunicación entre el PIC y la memoria SD

Para enviar un comando desde el PIC hay que escribir en el buffer SSPBUF uno a uno los bytes del comando, desde el más significativo al menos significativo. Los bits en cada byte serán enviados desde el MSB al LSB. En cada envío de un byte se debe revisar que no haya ninguna colisión y que la data se haya transmitido completamente. Una vez enviado el byte se revisa el registro SSPBUF para leer la data recibida de

la memoria. Porque la transmisión y la recepción ocurren de manera simultánea. La estructura para el envío y la recepción de un byte es como se muestra en la figura 3.8.

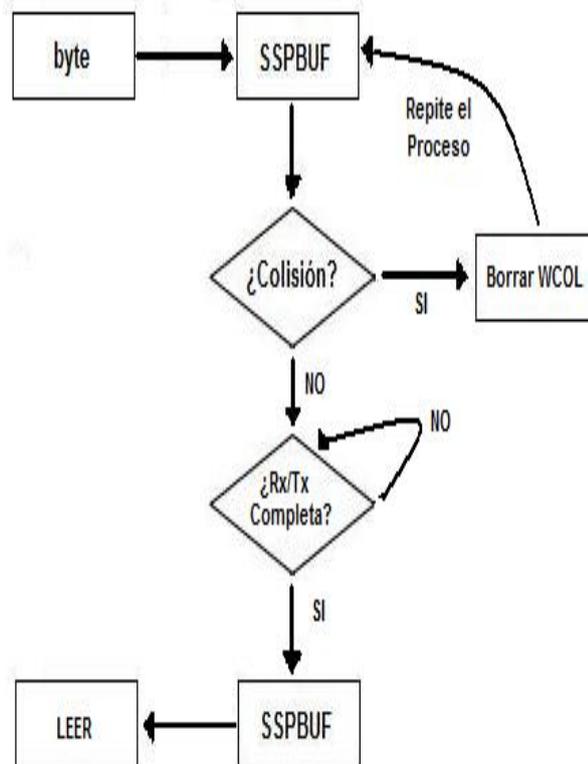


Figura 3.8: Estructura del programa para envío y recepción de bytes.

Parte II. Metodología

Desarrollo Del Hardware del Dispositivo

El dispositivo portátil desarrollado se basa en la fotoplethysmografía de transmisión. Con esta técnica se creó un sensor basado en transductores lumínicos de bajo costo (LED's y Fotodiodos), que permiten obtener la señal fotoplethysmográfica.

La señal obtenida con el sensor es de pequeña amplitud, en las que las variaciones debido a los cambios en la intensidad de luz (que corresponden con las variaciones de sangre en el dedo), prácticamente no se observan, por esta razón, la señal se acondicionó con un circuito basado en una serie de amplificadores operacionales TL074, en etapas de filtrado y amplificación. Así se obtiene una señal con una mayor amplitud, bajo ruido, y apta para la digitalización con el conversor analógico digital de un microcontrolador PIC16F877 de la empresa Microchip.

El PIC16F877 de 20 MHz, se encarga de controlar el proceso de digitalización de la señal fotoplethysmográfica y de comunicarse con una memoria SD en la cual se almacenan los datos obtenidos de la digitalización.

Un esquema general del dispositivo se muestra en la figura 4.1, en las que se pueden observar las distintas etapas que conforman el equipo a nivel de hardware.

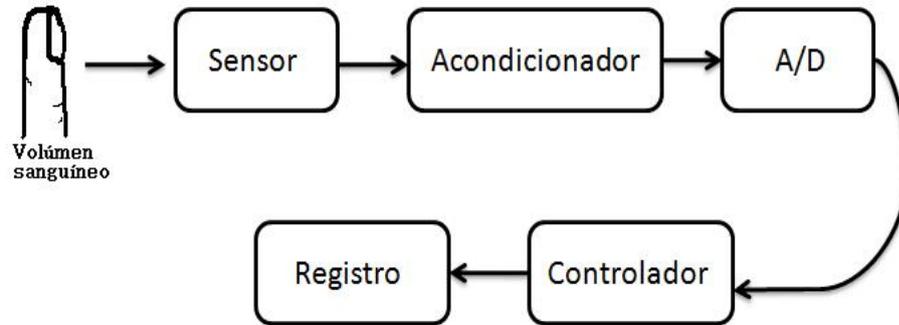


Figura 4.1: Esquema General del Dispositivo

Los componentes electrónicos y dispositivos utilizados para el desarrollo del sensor, fueron los de menor costo que pudieron encontrarse en el mercado Venezolano.

4.1. Desarrollo del Sensor Fotopletismográfico

El sensor fotopletismográfico se desarrolló con el uso de dos transductores lumínicos, el primero emite luz que incide directamente en el dedo humano, y el segundo recibe la intensidad de luz transmitida a través del dedo.

A continuación, se presentará una serie de transductores que se utilizaron durante el desarrollo de la investigación.

4.1.1. Transductores Lumínicos

LED´s Rojos de Alta Luminosidad

Para realizar pruebas se utilizaron como emisores de luz LED's rojos de alto brillo, de FAIRCHILD semiconductor. Estos LED's emiten en un rango de 630 a 680 nm, por lo que el espectro es reducido. El pico de intensidad es de 660 nm. Los transductores utilizados como receptores de la luz emitida por estos dispositivos, son las fotorresistencias.

LED´s Infrarrojos

Se utilizaron LED's 520E940C de 5mm FAIRCHILD semiconductor, como emisores de luz infrarroja para el desarrollo del sensor ya que los mismos son muy fáciles de conseguir en el mercado Venezolano, son de bajo costo y de alta intensidad.

El pico de emisión de estos diodos se encuentra en los 940nm que es una longitud de onda muy poco absorbida por la sangre, lo que hace a estos diodos ideales para la emisión de luz del sensor desarrollado. Como receptores para estas longitudes de onda se utilizaron *fotodiodos*.

Fotorresistencias

Estos componentes electrónicos responden a un rango de luz entre 400 y 700 nm. Y se utilizaron como receptores de luz en el sensor. Para éste se utilizó como emisor un LED rojo de alta luminosidad, sin embargo, la respuesta de las fotorresistencias a los cambios en la intensidad de luz es muy lenta, y la luz visible del medio afecta las medidas realizadas, por lo que no se implementaron estos dispositivos en el sensor.

Fotodiodos

Durante el desarrollo de la investigación se utilizaron dos tipos de fotodiodos, ya que fueron los que se encontraron en el mercado Venezolano, uno de unión PIN de silicio, manufacturado por la empresa Alemana CDHC, y otro de unión PIN de silicio manufacturado por la empresa FAIRCHILD semiconductor. Como emisores de luz de estos dispositivos se utilizaron LED's infrarrojos.

El fotodiodo de la empresa CDHC fue descartado ya que su espectro de frecuencias se encontraba desde los 400 a los 1100 nm, por lo que el dispositivo es sensible a longitudes de ondas que no son deseables. Por lo tanto se utilizó el fotodiodo QSD2030F de FAIRCHILD semiconductor.

El pico de sensibilidad de estos fotodiodos se encuentra en una longitud de onda de 880 nm, sin embargo el rango de trabajo es 700 a 1100 nm y la respuesta de estos dispositivos es menor a 5ns, lo que los hace ideales para detectar variaciones en la luz incidente. Para un amplio rango de intensidades, utilizando 5V como alimentación, el comportamiento de estos diodos es lineal. Por lo tanto los mismos fueron los utilizados para el desarrollo del sensor.

4.1.2. Circuito del Sensor

Haciendo una selección de los componentes electrónicos hallados en el mercado, sus especificaciones y su funcionamiento, se decidió implementar como emisores los LED's infrarrojos y como receptores los fotodiodos, ambos de la empresa FAIRCHILD semiconductor. El sensor produce una señal de salida en un rango entre 10 y 30 mV. En la figura 4.2 se muestra el circuito empleado.

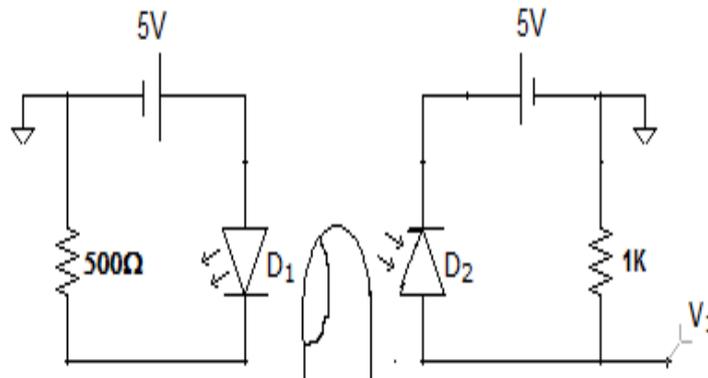


Figura 4.2: Circuito eléctrico utilizado para la emisión y recepción de luz.

4.2. Circuito Acondicionador de la Señal

Para las etapas de amplificador y filtrado, se utilizaron circuitos activos basados en amplificadores operacionales TL074.

La figura 4.3 muestran el esquema del circuito empleado para el acondicionamiento de la señal, de manera tal que dicha señal, tenga la amplitud requerida y con bajo ruido. Éste circuito fue obtenido de manera empírica.

El primer operacional es un seguidor unitario utilizado con el fin de acoplar la impedancia con el sensor.

La segunda etapa es un filtro pasa-bajos, con una frecuencia de corte de 10Hz, para eliminar el ruidos y establecer la banda superior de frecuencia de la señal. Este valor es adecuado para la señal PPG. [9]

La tercera etapa es un amplificador inversor que con ganancia $A=100$. Dado que la señal de salida del sensor es de 10 a 20 mV, se amplifica 100 veces, para no saturar

los operacionales que están alimentados con $\pm 5V$.

La cuarta etapa es un filtro pasa altos con una frecuencia de corte de 0,01 Hz para eliminar la componente DC que contiene la señal, ya que solo las *variaciones* en la misma son las de interés.

La quinta etapa es un filtro pasa-bajos con una frecuencia de corte de 10 Hz, con este se fija la banda superior de frecuencias y nuevamente se elimina el ruido que aparece en las etapas anteriores. El diodo zener garantiza que la señal se mantenga en un rango entre 0,7 y 3.5 voltios.

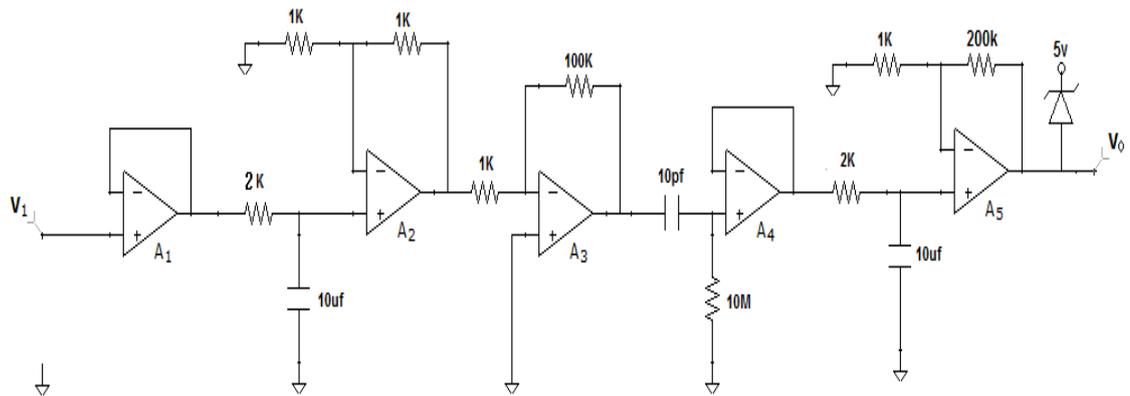


Figura 4.3: Primeras Cuatro Etapas del Circuito utilizado en el sensor fotoplethysmográfico

4.3. Circuito Digitalización, Control y Almacenamiento de la señal

Como controlador se utilizó un PIC16F877 de 20 MHz, manufacturado por la empresa Microchip. Dado que la señal de salida del sensor fue acondicionada, los

voltajes resultantes se encuentran en un rango tal que la salida de la etapa de acondicionamiento se puede conectar directamente con el microcontrolador.

La figura 4.4 muestra la conexión entre el PIC16F877 y la memoria SD. Las conexiones entre estos dispositivos no se pueden realizar de forma directa ya que el PIC trabaja con voltajes entre 0 y 5 V, mientras que la memoria trabaja con voltajes entre 0 y 3.6 voltios.

Para las líneas CS, CLK, y DO del PIC, se utilizó un divisor de tensión, de manera que a la salida se obtuvieron 3 V. Para la alimentación de la memoria se utilizaron 4 diodos, como reguladores de voltaje, y la entrada del PIC se comunicó directo con la memoria ya que el microcontrolador entiende estos voltajes.

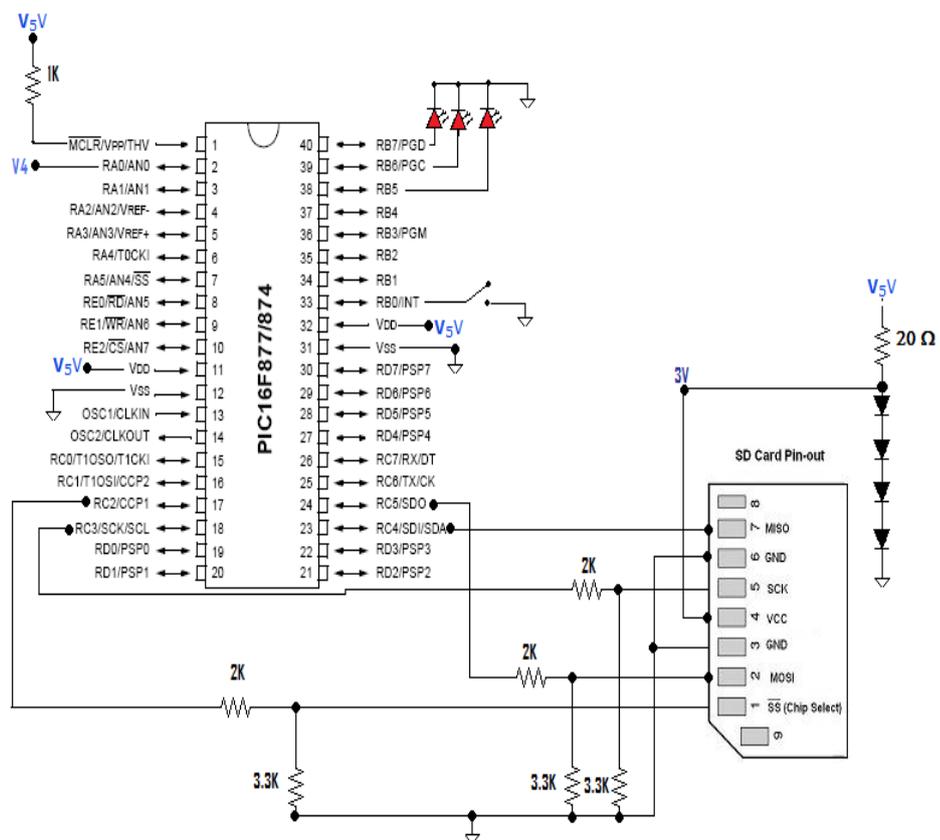


Figura 4.4: Interfaz entre la memoria SD y el PIC

Desarrollo del Software del Dispositivo

Una vez obtenida la señal PPG, se utilizó un microcontrolador PIC16F877 de la empresa Microchip para la digitalización y establecer la comunicación con una memoria SD para el almacenamiento de los datos.

Se creó un programa en lenguaje ensamblador con el software MPLAB de la empresa Microchip, que inicializa la memoria SD, controla la digitalización de la señal, y almacena los datos obtenidos. Un esquema general del programa se muestra en la figura 5.1.

Una vez que se *enciende* el dispositivo, el microcontrolador comienza a *configurar* los registros del módulo de conversión analógico/digital y de la interfaz SPI. Hecho esto, el PIC espera a que se presione un *pulsador* que indica el inicio del registro. Luego, se *esperan* ocho segundos, para garantizar que la señal proveniente del sensor sea estable, y se inicia el protocolo de comunicación entre el PIC y la memoria SD. Primero se *inicializa* la memoria y luego se envía el comando de escritura. Una vez que estos comandos son aceptados se *digitaliza* la señal y se *escriben* los datos en la

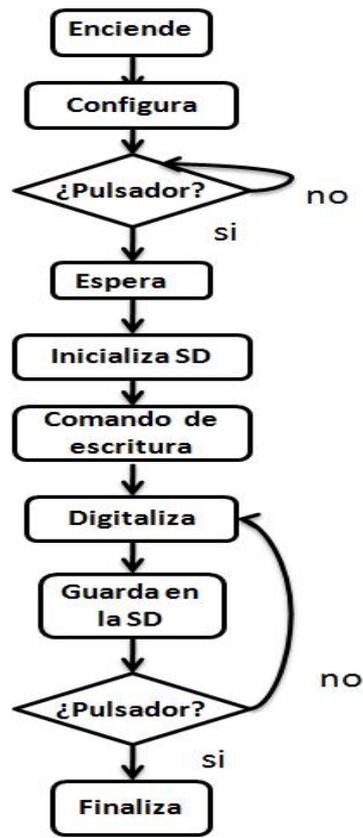


Figura 5.1: Software del dispositivo

memoria. Los 2 bytes obtenidos de cada digitalización se almacenan secuencialmente. El registro finaliza cuando se presiona el *pulsador*.

5.1. Módulo de Conversión Analógico/Digital del PIC

Para definir la tasa de muestreo y los diferentes parámetros de la digitalización es necesario configurar los registros del módulo de conversión analógico/digital

5.1.1. Configuración de los registros ADCON0 y ADCON1

El periodo de tiempo definido para la conversión por bit fue $32 \times T_{osc}$, ya que el microcontrolador requiere de un mínimo de $1,6\mu s$ para realizar una conversión por bit. Debido a que se está trabajando con una frecuencia de reloj de 20 MHz, el tiempo de conversión total es de $39,2\mu s$.

La justificación a la derecha fue utilizada ya que el registro ADRESL contiene el resultado con el valor directo de la conversión, y con un procedimiento sencillo se le puede dar al registro ADRESH el valor con respecto a la conversión total.

Las entradas del puerto se definieron 7 entradas digitales y sólo la entrada AN0 como entrada analógica. Quedando como voltajes de referencia 0 y 5 voltios (voltajes de alimentación del PIC).

5.1.2. Esquema utilizado para realizar la conversión

En la figura 5.2 se muestra el esquema utilizado para realizar la conversión analógico/digital.

Paso 1. Para iniciar la conversión se coloca en 1 el bit GO/DONE del registro ADCON0.

Paso 2. Una vez finalizada una conversión se genera una interrupción (también se coloca en 0 el bit Go/DONE). Que se produce como una bandera en el registro PIR1 del microcontrolador, que debe ser borrada a nivel de software. En esta interrupción se leen los registros ADRESH y ADRESL, que son enviados a la memoria SD, donde son almacenados.

Paso 3. Luego se espera el tiempo necesario para tomar la siguiente muestra. La tasa de muestreo seleccionada es de 256 muestras/s por lo que se deben esperar 3,5 milisegundos antes de volver al paso 1.

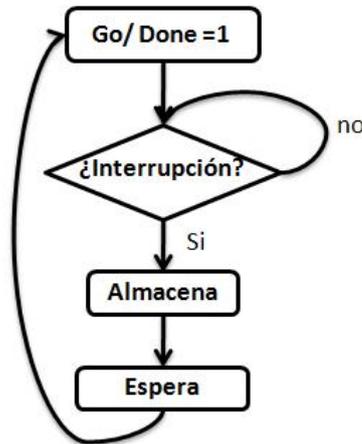


Figura 5.2: Software del Conversor

La tasa de 256 muestras/s es adecuada para esta señal.[11] Y se seleccionó este valor específico para llenar un sector de la memoria cada segundo.

5.2. Almacenamiento en la memoria SD

Para establecer la comunicación entre PIC y la memoria SD, es necesario que se siga con un protocolo. El mismo se realiza por medio de la interfaz SPI del PIC, que debe configurarse de manera adecuada por medio de unos registros que posee el microcontrolador.

5.2.1. configuración del Puerto SPI del PIC

En el registro SSPCON el bit **SSPEN** se coloca en 1 para habilitar la interfaz, el bit **CKP** del reloj se coloca en 0 de manera que el estado inutilizado del reloj es el nivel bajo (porque así lo requiere la memoria), y los bits **SSPM3:SSPM0**, se colocan como 0010, indica el puerto en modo maestro y con frecuencia de reloj $F_{osc}/64$, esto da una frecuencia de 315 KHz, que es requerida para inicializar la memoria.

En el registro SSPSTAT el bit 7 **SMP** fue puesto en 1, así la data de entrada es ensamblada al final del tiempo de salida de la data. El bit **CKE** fue puesto en 0 así la transmisión de la data ocurre en la transición del estado inutilizado del reloj al estado activo. Estos bits se configuraron de esta forma porque así lo requiere la comunicación con la memoria SD.

5.3. Inicialización de la Memoria SD

El protocolo de comunicación de la memoria SD está estructurado por comandos, que deben ser enviados en un orden específico, sin embargo, debido a que se conoce la capacidad de almacenamiento, y el rango del voltaje en el que trabaja la memoria utilizada, algunos comandos de inicialización fueron omitidos. La figura 5.3 muestra los comandos utilizados para inicializar la memoria (CMD0 y ACMD41) y como se implementaron en el software.

La línea CS, que selecciona la memoria para trabajar en modo SPI debe estar en 1 lógico, esto lo interpreta la memoria como modo SD. En estas condiciones una vez encendida la memoria, se deben dar 80 ciclos de reloj aproximadamente, esto se

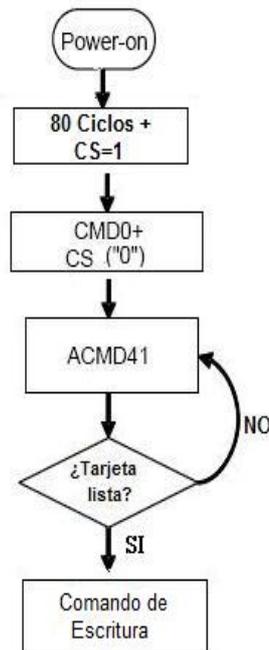


Figura 5.3: Comandos para la inicialización de la memoria SD.

logró enviando 10 bytes con el valor 0xFF (ya que el reloj solo se enciende si se envía data) a la memoria.

El primer comando que se envía para inicializar la memoria es el comando 0 (CMD0), para que la memoria reconozca que se quiere utilizar el protocolo SPI, la línea CS (Chip selection) debe ser puesta en 0 lógico antes de enviar el comando. La cadena de bytes a enviar debe ser 0x40, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x95. El último byte corresponde al byte de CRC, que en este caso si se considera ya que la memoria aún no se encuentra en modo SPI. Una vez enviado el comando se debe esperar la respuesta R_1 con el valor 0x01.

El segundo comando es ACMD41, la cadena de bytes a enviar es 0x69, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xFF. Una vez enviado este comando se espera la respuesta R_1 con el valor 0x00, si la memoria responde con el valor 0x01 hay que enviar el comando

nuevamente hasta recibir el valor 0x00, que indica que la memoria está lista para trabajar.

5.4. Escritura de la Memoria SD

Para escribir en la memoria SD con el PIC se debe enviar el comando 25 (Write-Multiple-Block) escribiendo byte a byte en el buffer del SPI, la cadena a enviar es 0x59, (argumento), 0xFF. La dirección que se coloque en el argumento debe respetar el formato de la memoria. Una vez recibida la respuesta correcta al comando, se envía el bloque de datos.

El PIC16F877 no tiene suficiente memoria interna para almacenar 512 bytes, que es el tamaño de un bloque estándar en la memoria SD, por lo tanto la adquisición se hace durante el proceso de escritura. Cada vez que se envía un byte del bloque de datos se llama a la rutina del módulo de conversión analógico digital, donde se obtienen el valor de la conversión de los registros ADRESH y ADRESL, y se envían como dos bytes a la memoria SD.

Con un muestreo de 256 muestras por segundo en la conversión de la señal PPG, se obtienen 512 bytes por segundo, con 10 bits de resolución. Por lo tanto un sector de la memoria es llenado cada segundo con información de la señal PPG.

Para mantener el formato FAT de la memoria SD, sin la necesidad de crear un archivo con el PIC (ya que esto presenta mayores complicaciones), se creó en el computador un archivo de formato .txt de 50 Mb. Este archivo se transfirió a la memoria. Utilizando un editor Hexadecimal "WinHex", se pudo leer la dirección de la memoria en la que comienza el archivo .txt. A partir de esta dirección es que

se escribieron los bloques de datos con el PIC. De esta manera se evita destruir el formato de la memoria.

Parte III. Resultados

Resultados

El sensor fotopleletismográfico se desarrolló utilizando un LED infrarrojo y un fotodiodo, ambos de la empresa FAIRCHILD semiconductor. Se creó una pinza de masa flexible, en las que se colocaron en un lado el LED y en otro lado el fotodiodo, de manera que estos dispositivos se mantuvieran enfrentados, y que se pueda introducir el dedo humano entre ellos, manteniéndolo fijo para evitar perturbaciones. A pesar de esta pinza, el dispositivo es sensible a los movimientos de la mano, por lo que se pueden generar medidas que no corresponden a la señal PPG. La señal que entrega el sensor solo alcanza amplitudes de unos 20 mV, razón por la cual la es necesario acondicionarla con un circuito basado en amplificadores operacionales TL074.

Luego de la etapa de acondicionamiento se obtiene la señal PPG con frecuencias de corte definidas entre 0,01Hz y 10 Hz y en un rango de amplitudes entre 0,7V y 3,5V, diseñada así para la comunicación con un microcontrolador. La figura 6.1 y 6.2 muestran imagenes tomadas en el osciloscopio de la señal de salida de la etapa de acondicionamiento.

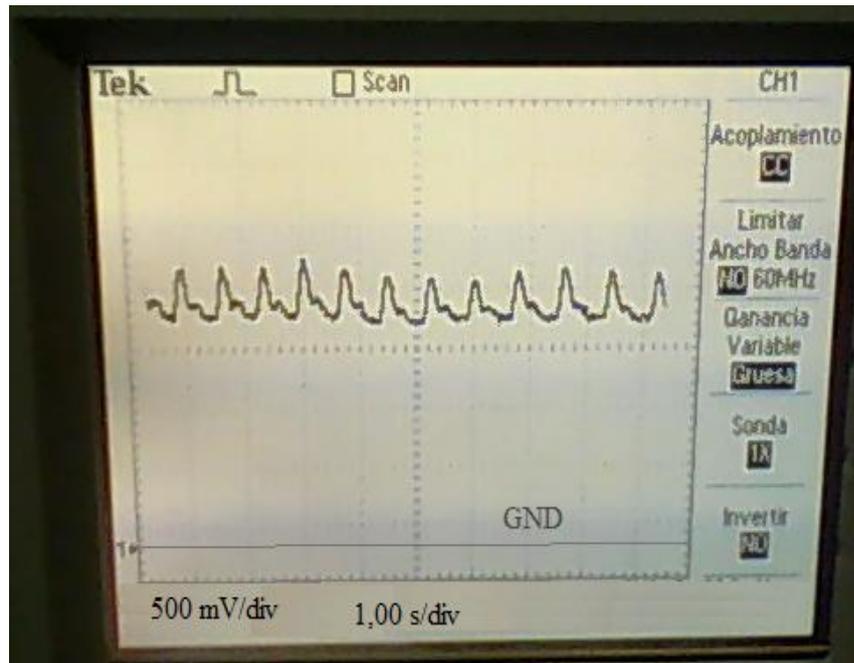


Figura 6.1: Señal PPG

Las etapas del sensor, acondicionamiento, conversión y control requiere voltajes de alimentación de $\pm 5V$, por lo que se utilizaron 2 baterías de nueve voltios y dos reguladores de voltajes de 5 y -5 voltios.

Para la digitalización de la señal PPG se utilizó el módulo de conversión analógico-digital de un microcontrolador PIC16F887-20P de la empresa Microchip. Éste posee una resolución de 10 bits, por lo que el resultado se obtiene en 2 bytes. La tasa de muestreo es de 256 muestras por segundo, es decir, que se generan 512 bytes cada segundo.

Una vez digitalizada la señal, el PIC16F877 se comunica con una memoria SD estándar marca Lexar de 2GB, utilizando el protocolo SPI. Para conectarlos se utilizaron divisores de tensión ya que el PIC trabaja con voltajes 0 y 5V mientras que la memoria SD trabaja con voltajes de 0 y 3 V. Sólo las memorias de estándar de alto

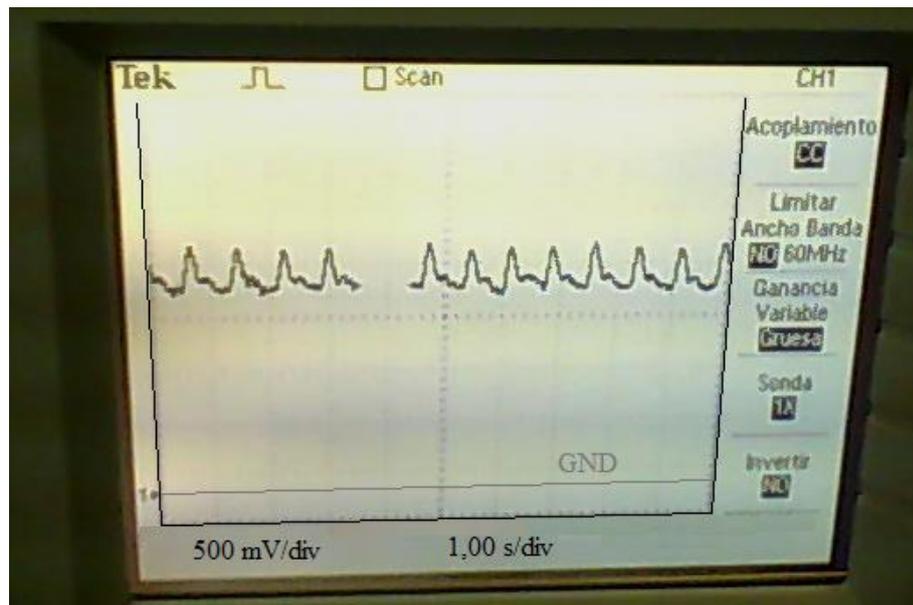


Figura 6.2: Señal PPG

voltaje son compatibles con el dispositivo.

Con el microcontrolador se logra inicializar y escribir en la memoria SD respetando el formato FAT de la misma. Sin embargo, el programa del PIC no genera archivos la memoria, solo modifica los valores de un archivo .txt creado con anterioridad en un computador. Cada segundo se llena un sector de la memoria SD.

El archivo .txt creado se guarda en la memoria SD de manera secuencial (ya que el tamaño del archivo es pequeño respecto a su capacidad). Si se escribe sobre este archivo, se garantiza que el formato FAT no se destruye durante el proceso de escritura en la memoria.

Una vez almacenados los datos en la memoria la misma se puede extraer del dispositivo, y se pueden revisar los datos registrados en un computador. El tamaño el archivo .txt generado es de unos 50 Mb, capacidad suficiente para almacenar registros

de 24 horas.

Se crearon registros de prueba del equipo, algunos registros de solo unos minutos, hasta registros de 12 horas. La figura 6.3 y 6.4 muestran las gráficas de los datos obtenidos de dos de los registros realizados. La forma de la señal fotopleletismográfica depende del paciente.

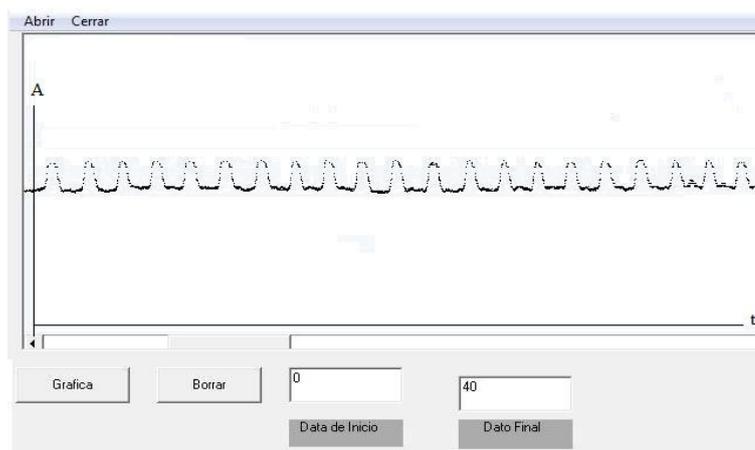


Figura 6.3: Registro de la señal PPG

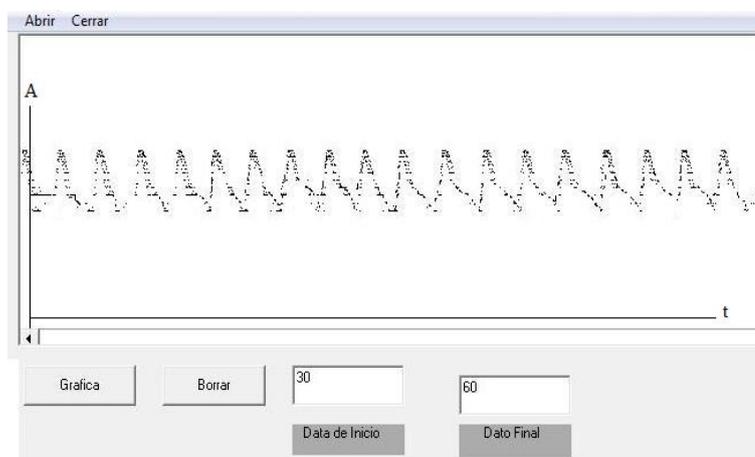


Figura 6.4: Registro de la señal PPG

Conclusiones

* El sensor desarrollado mide la señal de variación de volumen sanguíneo (PPG) en los dedos de las manos, utilizando la técnica de fotopleletismografía de transmisión. La señal obtenida alcanza una amplitud de aproximadamente 20 mV.

* La señal fotopleletismográfica medida con el sensor se acondiciona con un circuito basado en amplificadores operacionales TL074. Éste circuito amplifica la señal PPG en un rango entre 0,7V y 3.5V, disminuye el ruido, y define la banda de frecuencias entre 0,01Hz y 10 Hz. La señal acondicionada es apta para al interfaz con el módulo de conversión analógico/digital de un microcontrolador.

* Se utiliza el módulo de conversión analógico/digital un microcontrolador PIC16F877-20P de la empresa Microchip, con una tasa de muestreo de 256 muestras/s y una resolución de 10 bits. Esta frecuencia de muestreo y la resolución cumplen con los requerimientos de la señal PPG.

* Se creó un software en lenguaje ensamblador con el programa MPLAB de la Microchip. Con este software se controla el proceso de digitalización y transferencia de los datos obtenidos a una memoria Secure Digital (SD) lexar de 2GB.

* Con un computador se creó un archivo .txt de aproximadamente 50 MB, en la memoria SD, de manera que al escribir en la memoria se almacenan los datos en este archivo. De esta manera se mantiene el formato de la memoria y no es necesario generar el archivo con el PIC.

* El sistema desarrollado tiene la capacidad de hacer registros de la variación de volumen sanguíneo. La duración del registro depende del tamaño del archivo .txt generado. Dado que el archivo es de unos 50Mb se pueden almacenar hasta 24 horas de información.

Recomendaciones

La etapa de acondicionamiento se pudiera optimizar, de manera que se obtenga la señal PPG con el uso de menos etapas de amplificadores operacionales, con un ancho de banda mayor de frecuencias y que el circuito se pueda alimentar con una sola batería de 9 voltios. Se debe hacer un estudio de consumo de energía de los dispositivos.

Para que todas las memorias SD del mercado sean compatibles con el dispositivo, se deben agregar comandos adicionales en el proceso de inicialización al programa elaborado.

Para el manejo de archivos en la memoria con el microcontrolador se recomienda utilizar otro lenguaje de programación más avanzado.

Se recomienda que a futuro se utilice el hardware y el software elaborado en este proyecto, como guía, para crear un dispositivo que cumpla con los requerimientos para ser utilizado en hospitales Venezolanos.

Bibliografía

- [1] Boylestad, R., Nashelsky, R. (2003). *Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos*. México: Prentice Hall.
- [2] Cheah, K. *Photoplethysmographic blood pressure measurement*. Universidad Nacional de Singapur. Singapur. Departamento de Ingeniería Mecánica.
- [3] ECMA. (1995). *Volume and File Structure of Disk Cartridges for Information Interchange*.
- [4] FAIRCHILD Semiconductor. *Double Heterojunction AlGaAs high intensity red lamps*. Datasheet.
- [5] FAIRCHILD Semiconductor. *Infrared emitting diode*. Datasheet.
- [6] FAIRCHILD Semiconductor. *QSD2030F. Plastic Silicon Photodiode*. Datasheet.
- [7] García, J. (2007) *Utilización de la fotoplethysmografía en la evaluación del riesgo cardiovascular*. Universidad de Oriente. Cuba. Centro de Biofísica Médica.
- [8] Guyton, A., Hall, J. (2000). *Tratado de Fisiología Médica*. (10 edición, p115-316). México: McGraw-Hill Interamericana.

- [9] Hernández, D., Ferrer, O., Pascau, A., Aldama, A., Vásquez, S. (2005) Sistema para el estudio de la circulación venosa periférica por fotopleletismografía. Universidad de Oriente. Cuba. Centro de Biofísica Médica.
- [10] Hirsch, E. (2007) Datalogger basado en microcontrolador y tarjeta Flash SD. Facultad de Ingeniería Electrónica.
- [11] Infante, O., Cortés, S. (2007). Relación entre el Pulso Fotopleletismográfico Digital y la Presión Arterial Incruenta Latido a Latido Ante el Reto Ortostático. Instituto de Cardiología Ignacio Chávez, México: Departamento de Instrumentación Electromecánica.
- [12] Mascaro, S., Asada H. (2001). Photopleletismograph Fingernail Sensors for Measuring Finger Forces Without Haptic Obstruction. MIT. USA: Laboratorio de sistemas de información y tecnología, Departamento de Ingeniería Mecánica.
- [13] MICROCHIP (1997). PICmicroTM Mid-Range MCU family Reference Manual.
- [14] MICROCHIP (1999). PIC16F87X. Datasheet.
- [15] Peñáz, J. (1973). Photoelectric Measurement of Blood Pressure, Volume and Flow on the Finger. Universidad J.E Purkyne. Checoeslovaquia: Departamento de fisiología.
- [16] SD Memory Card Specifications (2000) Part 2. File System Specification. Version 1.0. SD Group.
- [17] SD Specifications (2006). Part 1, Physical Layer. Simplified Specification Version 2.00. SD Group
- [18] TL074. Low noise J-FET quad operational amplifiers. Datasheet.

- [19] Yamakoshi, K., Shimazu, H., Togawa, T. (1979). Indirect Measurement of Instantaneous Arterial Blood Pressure in the Human Finger by the Vascular Unloading Technique. Universidad Médica y Dental, Japón. Instituto de ingeniería Médica y Dental.
- [20] Reseña histórica del Oxímetro de Pulso. Disponible en www.biogenesis.com.uy/toxhis.htm [Consultado el 1 de Agosto de 2010]
- [21] Biopac Systems. www.biopac.com [Consultado el 1 de Agosto de 2010]
- [22] Contecmed Systmes. www.contecmed.com [Consultado el 1 de Agosto de 2010]
- [23] www.datasheetcatalog.com [Consultado desde Octubre de 2009]
- [24] FMS Finapres Medical Systems. www.finapres.com [Consultado el 1 de agosto de 2010]
- [25] www.forosdeelectronica.com [Consultado el 15 de Marzo de 2010]
- [26] Pins de la memoria SD. Disponible en www.interfacebus.com/Secure_Digital_Card_Pinout.html [Consultado el 6 de Abril de 2010]
- [27] Guía de la memoria Flash. Disponible en www.kingston.com/latam/flash [Consultado el 1 de Marzo de 2010]
- [28] Comunicación de un Microcontrolador Maxim con una memoria SD. Disponible en www.maxim-ic.com/app-notes/index.mvp/id3969 [Consultado el 10 de Abril de 2010]
- [29] Protocolo SPI. Ingeniería en microcontroladores. Curso de Redes de Microcontroladores PIC. <http://www.i-micro.com/pdf/articulos/spi.pdf> [Consultado el 30 de agosto de 2010]

- [30] Organización de Estados Iberoamericanos para la educación la ciencia y la cultura <http://www.oei.org.co/sii/entrega21/art06.htm> [consultado el 15 de junio de 2010]

Anexos

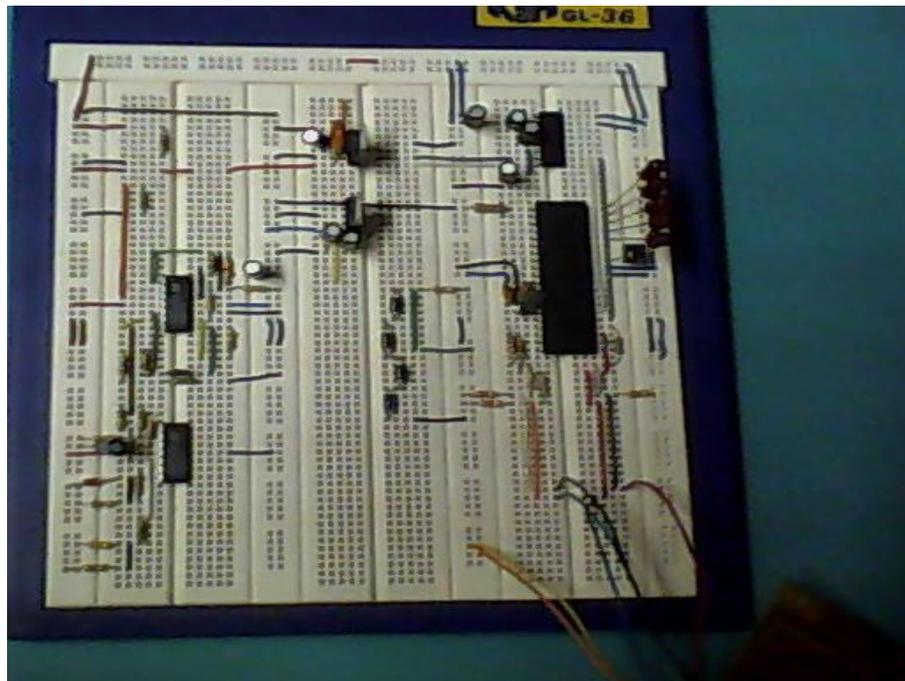


Figura 6.5: Imagen del circuito Desarrollado

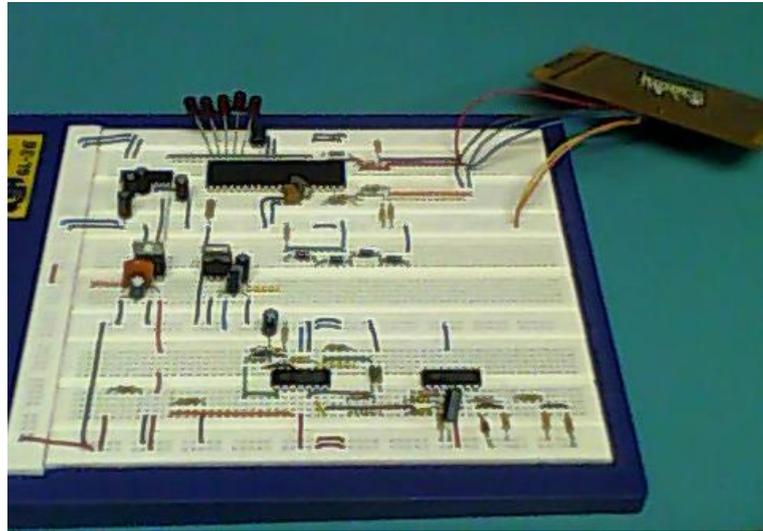


Figura 6.6: Imagen del circuito Desarrollado



Figura 6.7: Pinza de masa flexible en la que se encuentran el LED y el fotodiodo

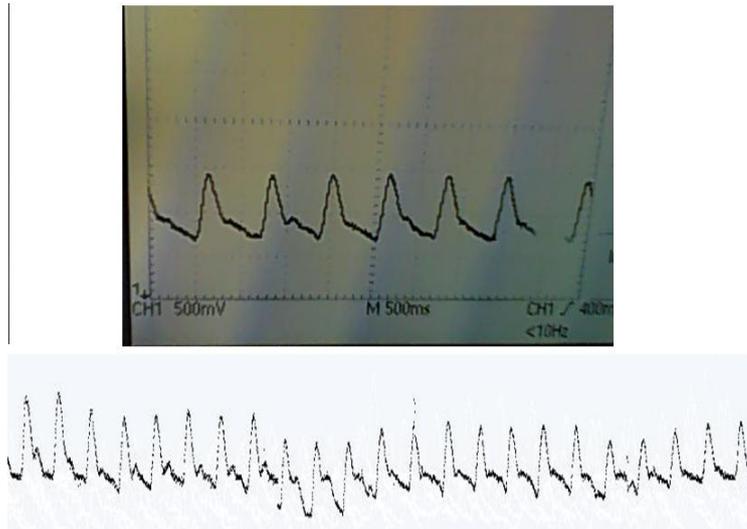


Figura 6.8: Señal Acondicionada vista en el osciloscopio y su registro

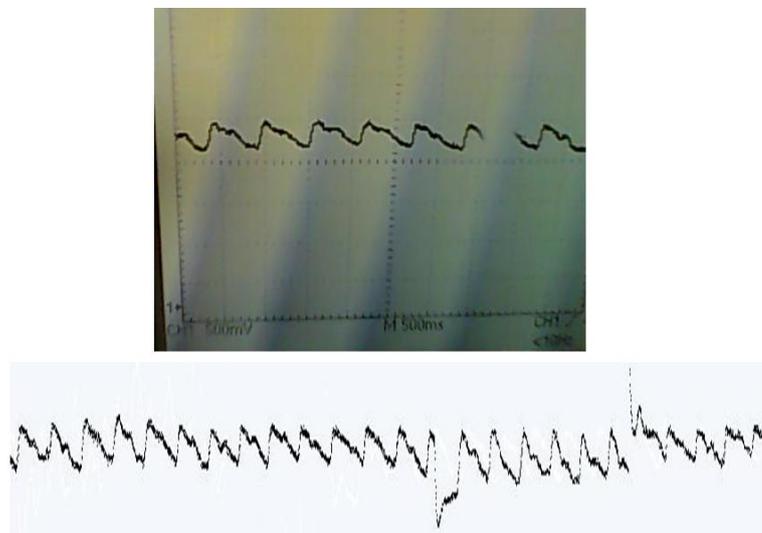


Figura 6.9: Señal Acondicionada vista en el osciloscopio y su registro