

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA ENSENADA



PROGRAMA DE POSGRADO

MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA

INSTRUMENTO PARA MONITORIZACIÓN DE PULSO CARDIACO PARA
VIDEOJUEGOS EN CONSOLAS ESTACIONARIAS

TESIS

Que para cubrir parcialmente los requisitos necesarios para obtener el grado de

MAESTRO EN INGENIERÍA

Presenta:

Luis Rodríguez Siqueiros

Ensenada, Baja California, México, agosto de 2010

Contenido

CAPÍTULO I	1
Antecedentes	1
Planteamiento del problema	4
Descripción del problema	4
Pregunta de investigación	5
Hipótesis	6
Objetivos	6
Importancia del estudio	7
Limitación del estudio	7
CAPÍTULO II	8
2.1. Introducción	8
2.2. Respuestas fisiológicas del estrés	8
2.3. Monitorización de la frecuencia cardiaca	12
2.4. Principios de medición de frecuencia cardiaca	13
2.4.1. Electrocardiograma (EKG)	14
2.4.2. Pulsioximetría	16
2.5. Sumario	20
CAPÍTULO III	21
3.1. Introducción	21
3.3. Procedimientos	23
3.3.1. Procedimiento 1	23
3.3.2. Procedimiento 2	26
3.3.3. Procedimiento 3	28
3.3.4. Procedimiento 4	32
3.3.5. Procedimiento 5	33
3.3.5. Procedimiento 5	37
3.3.6. Procedimiento 6	40

3.3.7. Procedimiento 7.....	41
3.3.8. Procedimiento 8.....	46
3.3.9. Procedimiento 9.....	49
3.3.10. Procedimiento 10.....	52
3.4. Programación.....	57
CAPÍTULO IV	61
4.1. Introducción.....	61
4.2. Pruebas a voluntarios	61
4.3. Validación del instrumento	64
4.4. Prueba de frecuencia cardiaca medida con instrumento de monitorización	68
4.4. Aceptación del instrumento por la compañía Freescale.....	70
CAPÍTULO V.....	71
5.1. Introducción.....	71
5.2. Conclusiones	71
5.3. Trabajos futuros	74
Apéndice 1.....	77
Leds	77
Fototransistores	77
UT6W93-AE-0125: fototransistor, infrarrojo, side looker, CE30.0 uA, EC5.0 uA....	77
Apéndice 2.....	78
Apéndice 4.....	79

Figura 1. Reloj con banda.	13
Figura 2. Monitor para ciclismo.....	13
Figura 3. Reloj sin banda de pecho.....	13
Figura 4. Handheld.....	13
Figura 5. Anillo.....	13
Figura 1. Posición de electrodos precordiales.	Error! Bookmark not defined.
Figura 2. Circuito para emisor: a) con transistor, b) con mosfet.....	18
Figura 3. Circuito para el receptor.	18
Figura 4. Configuración de prueba.....	24
Figura 5. Medición sin dedo.	25
Figura 6. Medición con dedo.	25
Figura 7. Emisor y receptor soldados en placa.....	26
Figura 8. Configuración básica de amplificación de AD627.	27
Figura 9. Entrada y salida, del AD627 con alimentación dual.	28
Figura 10. Convertidor de corriente-voltaje.	29
Figura 11. Señal resultante obtenida de la salida del OpAmp AD627.....	29
Figura 12. Señal periodica de 37 kHz obtenida de la salida del OpAmp AD627.....	30
Figura 13. LM741 en modo convertidor corriente-voltaje con alimentación dual...	30
Figura 14. Señal del pulso con ruido.	31
Figura 15. LM324 modo convertidor corriente-voltaje con alimentación dual.	32
Figura 16. Respuesta del Convertidor de corriente-voltaje con OpAmp LM324.....	33
Figura 17. Convertidor de corriente-voltaje con filtro.	34
Figura 18. Señal del convertidor de corriente-voltaje con filtro.	34
Figura 19. Convertidor corriente-voltaje con filtro y capacitor para eliminar DC. ..	35
Figura 20. Circuito para obtener una señal cuadrada de 2.8 V a la salida.	36
Figura 21. Respuesta del comparador a la salida del circuito.	36
Figura 22. Sensor con emisor QEE113 y receptor UT6W93-AE-0125.	37
Figura 23. PCB para soldar receptor y emisor.....	38
Figura 24. Configuración para receptor UT6W93-AE-0125.....	38
Figura 25. Vista superior de sensor en estructura de anillo de pulso.....	39
Figura 26. Vista lateral del sensor en estructura de anillo de pulso.	40
Figura 27. Sensor con emisor y receptor en armadura rígida.	41
Figura 28. Diagrama de posición deseada del emisor y receptor.....	42
Figura 29. Sensor sin cubierta.	43
Figura 30. Sensor con cubierta de tela.....	43
Figura 31. Circuito final de último sensor.	44
Figura 32. Señal original filtrada y señal cuadrada del comparador de voltaje.....	45
Figura 33. Señal de prueba a 1 Hz para microcontrolador.	47
Figura 34. Ventana de datos del depurador de Codewarrior.	48

Figura 35. Esquemático del sistema.....	49
Figura 36. Señales salida del sensor y comparador conectado microcontrolador. .	50
Figura 37. Ventana de depuración de Codewarrior en prueba de pulso real.....	51
Figura 38. Conector de tarjeta DEMO9S08QG8.....	52
Figura 39. Cara de soldadura de impreso.	53
Figura 40. Cara de componentes del circuito.	54
Figura 41. Tarjeta DEMO9S08QG8 y circuito comparador conectados.	55
Figura 42. Tarjetas conectadas vista lateral.....	55
Figura 43. Adaptador portátil USB-a-Serie Parte # F5U409v1.	56
Figura 44. Extensión para monitor o mouse de 1.8 m Steren.	56
Figura 45. Diagrama general del programa.	57
Figura 46. Etapa Almacenamiento y organización de la información.....	59
Figura 47. Muestra de voluntario 1.	62
Figura 48. Muestra de voluntario 2.	62
Figura 49. Muestra de voluntario 3.	63
Figura 50. Muestra de voluntario 4.	63
Figura 51. Diagrama del conexión del instrumento	64
Figura 52. Ventana de visualización de in formación de MATLAB.	65
Figura 53. Pulsioxímetro NONIN 9600.....	66
Figura 54. Comparación de datos para validación de instrumento.....	68
Figura 55. Grafica de voluntario ne reposo.	69
Figura 56. Grafica de voluntario durante partida de videojuego.	69
Figura 57. Grafica de voluntario durante partida de videojuego.	69

Índice de tablas

Tabla 1. Efectos del estrés en estado de alarma en el organismo.	10
Tabla 2. Distribución del conector del puerto de entrada-salida.	53
Tabla 3. Comparación entre sistema desarrollado y NONIN 9600.	67
Tabla 4. Valores recomendados de resistencias de ganancia de AD627.....	78

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

Antecedentes

Los videojuegos son un medio de entretenimiento, sus inicios se remontan al año de 1952 con una versión del juego del gato (tic tac toe) desarrollado por Alexander Sandy Douglas, como parte de su tesis de doctorado en matemáticas sobre la interacción entre seres humanos y computadoras, este juego se conoció como OXO. Por su parte en 1958 William Nighinbottham desarrolló un juego llamado Tenis Para Dos (Tennis for two), usando un osciloscopio de laboratorio. Para la implementación del videojuego este juego fue desarrollado con el fin de entretener a sus invitados en exposiciones, 15 años después la empresa Atari retomó la idea, la perfeccionó y desarrolló así el juego más relevante y famoso de su época, el cual se comercializó con el nombre de PONG.

En 1972 sale a la venta la primer consola Odyssey de Magnavox y tres años más tarde sale al mercado la consola de Atari llamada Atari PONG; en esta consola sólo se podía jugar este juego, en 1977 introdujo al mercado la Atari 2600, en ella se podían jugar diferentes juegos a través del intercambio de cartuchos, para 1983 aparece en Japón Nintendo con su consola NES (Nintendo Entertainment System) y

es hasta 1985 que sale a la venta en América, Europa, Asia y Australia; esta consola fue la primera en tener un verdadero éxito.

Actualmente existen en el mercado una variedad de consolas cada vez más complejas, entre las cuales se puede contar la XBOX 360, Play Station 3 y Nintendo Wii; como principal característica de esta última sobresale el control inalámbrico de la consola la cual es capaz de detectar el movimiento y rotación en un espacio de tres dimensiones, el mando dispone de funciones de vibración e integra además un altavoz. Cabe mencionar que existen versiones portátiles de la consola Play Station que es la PSP (Play Station Portable) de Sony, y la Nintendo DS por parte de Nintendo.

Los géneros que se encuentran actualmente en el mercado para estas consolas son muy variados, los más comunes son los de pelea, juegos de acción, de plataforma, deportes, agilidad mental y arcade, este ultimo son juegos que no tienen historia y son muy repetitivos, por ejemplo Pac-Man, Tetris y Space invaders.

La mejora en todos los sentidos de los videojuegos, ha generado la necesidad de juegos cada vez más realistas, este requerimiento es adoptado en la empresa PDT en San Diego California, USA la cual se dedica a la generación y programación de

videojuegos. Para cubrir los requerimientos de este objetivo es necesario para la empresa contar con un sistema que sea capaz de conocer ciertas variables fisiológicas del jugador con el fin de poder modificar la complejidad del juego, con el propósito de hacerlo más interesante al usuario.

Existen varios métodos para medir las variables fisiológicas en respuesta a los videojuego, entre los cuales está el pupilómetro; que sirve para medir la apertura de la pupila, la cual se expande o contrae en función del interés que se tenga cuando este observa algo, otra medición es la electromiografía la cual mide el movimiento del musculo a través de la captura de mediciones eléctricas con electrodos.

Con el fin de medir algunas variables físicas la empresa Emsense desarrolló un dispositivo en forma de diadema, que se coloca en la cabeza, esta diadema posee sensores que detectan la actividad del cerebro, en la frente se coloca un sensor de electroencefalografía y el resto de los sensores monitoriza el movimiento de la cabeza, las pulsaciones, el parpadeo y la temperatura de la piel.

Por su parte se puede medir el nivel de estrés a través de las catecolaminas, las cuales son hormonas liberadas en la sangre durante momentos de estrés físico o emocional; sin embargo, solo pueden se medidas a través de análisis de orina o sangre. Otros indicadores indirectos del estrés son la presión arterial que su puede

medir con un monitor arteroide, y la frecuencia cardiaca; se puede conocer con un monitor de pulso cardiaco o EKG.

Planteamiento del problema

El interés de este trabajo de tesis es medir la respuesta fisiológica en ritmo cardiaco de un jugador al interactuar con un videojuego. En este proyecto se desarrollará un instrumento que sea capaz de detectar el parámetro ya mencionado en una sola mano, permitiéndole al jugador libre movimiento de tal forma que el medidor no afecte su desempeño en el juego.

Descripción del problema

Como la aplicación del sistema está enfocada a los videojuegos, las técnicas más comunes para realizar las mediciones de pulso cardiaco directo de la muñeca, no cumplen con el principal objetivo de utilizar una sola mano debido a que usan electrodos, esto provoca que para realizar el monitoreo es necesario sujetar en la muñeca de la mano el dispositivo con los electrodos y presionar con la otra mano un botón de tres a cinco segundos, y esto evitaría el desarrollo normal del jugador durante su partida.

Una técnica más viable es utilizar sensores infrarrojos, debido a que para realizar una nueva medición no es necesaria la intervención del usuario, el problema que se pudiera presentar es que para realizar la medición el sensor debe colocarse en los dedos de, jugador lo que podría provocar alguna molestia al tomar el control de la consola, por lo tanto se requiere que el instrumento no interfiera con los movimientos naturales del jugador y que realice las mediciones de forma automática; esto es, no debe ser necesario suspender el juego para realizar medición, ni debe ser distracción para el jugador.

Pregunta de investigación

Para dar respuesta a la aplicación, se plantea la siguiente pregunta:

¿Se podrá desarrollar un instrumento que mida el pulso cardíaco de un jugador sin interferir en algún aspecto durante su partida?

Hipótesis

Para dar respuesta a la pregunta de investigación se presenta esta hipótesis:

Se podrá desarrollar un instrumento que mida el pulso cardiaco de un jugador sin interferir en algún aspecto durante su partida.

Objetivos

- **Objetivo General**

Desarrollar un instrumento para monitorizar el pulso cardiaco de un jugador durante su participación en un videojuego.

- **Objetivos Específicos**

Del objetivo general se obtienen los siguientes objetivos específicos:

- Determinar la parte del cuerpo donde se realizará la medición.
- Especificar el principio de medición.
- Diseñar y construir el monitor de pulso cardiaco.
- Probar y validar el monitor de pulso cardiaco.

Importancia del estudio

En la importancia del estudio se establece lo siguiente:

- Desarrollar un instrumento no invasivo, no molesto, automático y que actualmente no existe en el mercado.
- El instrumento apoyará a la generación de videojuegos más entretenidos.
- Ayudará al desarrollo de videojuegos que interactúen directamente con el usuario.

Limitación del estudio

En las limitaciones del estudio se establece que se debe desarrollar un instrumento de medición de frecuencia cardiaca para videojuegos en consolas estacionarias que deba funcionar durante toda la partida del jugador, el instrumento debe medir el pulso en una sola mano y únicamente se debe utilizar componentes de desarrollos de Freescale, debido a que es la empresa que solicito el proyecto.

CAPÍTULO II

REVISIÓN DE LA LITERATURA

2.1. Introducción

En este capítulo se expone información sobre los efectos del estrés en el organismo, tales como la aceleración del pulso cardiaco y la liberación de químicos en la sangre, este tema es abordado debido a que el proyecto tiene como objetivo obtener información del usuario que sea derivada de su interés con el videojuego, también se presentan los métodos más comunes para medir la frecuencia cardiaca.

2.2. Respuestas fisiológicas del estrés

Las respuestas que presenta el cuerpo al estrés son muy variadas, por ejemplo la afección de impulsos naturales como el sueño, sed, hambre, temperatura y metabolismo. También acelera la producción de hormonas que son liberadas en el organismo, estas pueden aumentar la presión arterial, la frecuencia cardiaca, dilatación de las pupilas, entre otros. Todos estos preparativos ponen en alerta el cuerpo para tener una mejor reacción bajo situaciones de estrés. A continuación se

presentan varios artículos que muestran de manera más detallada la respuesta fisiológica del cuerpo ante el estrés.

D'Arcy Lyness presenta información muy clara sobre los efectos normales, positivos y negativos que el estrés genera en el cuerpo tanto física como psicológicamente, además presenta una lista que permite detectar la sobrecarga de estrés. El aspecto positivo del texto es que expone las respuestas fisiológicas que el estrés genera en el cuerpo humano pero no hace una descripción detallada de las afecciones fisiológicas.

Lo más relevante del artículo es que describe como el cuerpo humano responde a las situaciones de estrés activando ciertas hormonas y al sistema nervioso. El hipotálamo ordena producir más adrenalina y cortisol a las glándulas adrenales para que estas hormonas sean liberadas por el torrente circulatorio, esto produce un aumento en la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria, la presión arterial y el metabolismo. Los vasos sanguíneos se ensanchan para permitir una mayor circulación sanguínea hacia los músculos poniéndolos en alerta Las pupilas se dilatan para mejorar la visión El hígado libera parte de la glucosa almacenada para aumentar la energía y el cuerpo genera sudor para autoenfriarse. Todas estas medidas que toma el organismo son preparativos para que este reaccione de una manera más eficaz y rápida ante situaciones ocasionadas por el estrés. [1]

Edgar Lopategui Corsino aborda los cambios en el sistema físico durante la presencia de estrés. El sistema nervioso que es el que controla los sentimientos y ciertos impulsos naturales como el apetito, la sed, el sueño, la temperatura y el metabolismo; también aborda el sistema endocrino, el cual está compuesto de órganos internos los cuales están encargados de producir hormonas. El artículo se vasa en la división de las fases del estrés: alarma, acción y relajamiento. El aspecto positivo del artículo es que hace una descripción detallada de los cambios que ocurren a nivel físico y psicológico, además presenta la tabla 1 correspondiente a la fase de alerta donde aparece en primer lugar un aumento de la frecuencia cardíaca; sin embargo, el autor hace referencia a otro doctor el cual hizo sus investigaciones con ratones y hace una mención muy pobre sobre el sistema circulatorio además es importante mencionar que durante un estrés de origen psicosocial o físico, la glándula tiroidea estimula la producción de tiroxina, esta hormona aumenta el metabolismo de los tejidos del cuerpo, estos cambios afectan el nivel de alerta mental, irritabilidad nerviosa y la energía. El flujo sanguíneo aumenta significativamente, y sucesivamente el aumento de la presión arterial. [2]

Tabla 1. Efectos del estrés en estado de alarma en el organismo.

Aumenta: La frecuencia cardíaca.	Aumenta: La dilatación de pupilas.
Aumenta: La presión arterial.	Aumenta: El metabolismo.
Aumenta: La respiración.	Aumenta: El azúcar en la sangre.
Aumenta: La sudoración y lagrimación.	Aumenta: La coagulación de la sangre.
Aumenta: La secreción de saliva.	Aumenta: La contracción de bazo.
Aumenta: La erección de los vellos.	Aumenta: La constricción de los vasos
Aumenta: La actividad mental.	sanguíneos en los órganos abdominales y piel.

The Journal of the American Medical Association hace mención de los efectos negativos del estrés en el corazón y sus consecuencias, el artículo describe una lista de los efectos de forma un poco más detallada, además se lista cómo prevenir y manejar el estrés lo positivo del artículo es que hace mención a dos variables de interés para el estudio. [3]

De la información presentada en los artículos anteriores se presenta una lista de las principales respuestas de cuerpo hacia el estrés:

- Aumento de la frecuencia cardíaca.
- Aumento de la presión arterial.
- Liberación de **catecolaminas** (hormonas del estrés, incluida la epinefrina, que también se conoce con el nombre de adrenalina) de las glándulas suprarrenales.
- Aumento de la demanda de oxígeno del cuerpo (una tasa metabólica temporalmente más alta).
- Menor umbral para los ritmos cardíacos anormales, incluida la taquicardia ventricular, la fibrilación ventricular y la fibrilación auricular. La inestabilidad eléctrica del corazón hace que sea más fácil que se produzcan estos ritmos cardíacos anormales.
- Espasmo de los vasos sanguíneos **coronarios** (del corazón), que provoca **isquemia** (flujo sanguíneo inadecuado al corazón).

De lo presentado anteriormente se puede concluir que debido a que no sería conveniente o factible realizar las pruebas de algunas de las respuestas, tales como la medición de las catecolaminas, debido a que para realizar esta prueba son necesarias pruebas de laboratorio, ó la monitorización de la presión arterial pues esto sería molesto para el usuario, el método más indicado para satisfacer los objetivos del proyecto ya mencionados anteriormente, es la medición del pulso cardiaco.

2.3. Monitorización de la frecuencia cardiaca

Los monitores de pulso cardiaco son pequeñas computadoras que contabilizan y promedian las pulsaciones del corazón a través de un sensor que detecta los pequeños impulsos eléctricos que hacen que el corazón funcione. Este método se presenta como el más viable para cubrir la necesidad de conocer el estado anímico de jugador con respecto a su interés en el videojuego

Existen varios tipos y modelos de monitores de pulso cardiaco, todo depende de la aplicación o deporte a realizar, los más comunes son los relojes, estos vienen acompañados de una banda que se sujeta al pecho (figura 1 y 2) y envía la información al reloj de dos formas, alambica o inalámbrica, otro tipo son los relojes

sin bandas de pecho (figura 3), en estos para obtener la información es necesario oprimir dos electrodos que generalmente se encuentran ubicados en la parte posterior y frontal del reloj, también el handheld (figura 4) y recientemente el anillo (figura 5), este ultimo mide las pulsaciones a través de un sensor infrarrojo, los demás utilizan al menos un par de electrodos.



Figura 1. Reloj con banda.



Figura 2. Monitor para ciclismo.



Figura 3. Reloj sin banda de pecho.



Figura 4. Handheld.



Figura 5. Anillo.

2.4. Principios de medición de frecuencia cardiaca

En esta sección se exponen los métodos más comunes para realizar la medición de la frecuencia cardiaca. En la búsqueda de información se tomó en cuenta los artículos más usados en el mercado y cuáles eran los principios de medición, se encontró que los artículos más comunes de medición de pulso, hacen el sensado de esta variable a través de tres métodos, el más común es el par de electrodos en la muñeca, después la banda de pecho y por último sensores infrarrojos. Los dos primeros métodos utilizan el principio del electrocardiograma y el último el de oximetría, estos principios son expuestos a continuación.

2.4.1. Electrocardiograma (EKG)

Texas Heart Institute define el electrocardiograma como un estudio que se realiza para observar la actividad eléctrica del corazón, el cual puede suministrar mucha información sobre el corazón y su funcionamiento. Con este estudio es posible averiguar más sobre el ritmo cardíaco, el tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón y el músculo cardíaco.

Para que el corazón pueda latir, el nódulo sinusal o sinoauricular (SA), que se encuentra en el corazón, debe generar un impulso eléctrico. El nódulo SA permite

que el corazón mantenga un ritmo regular. Un electrocardiograma puede trazar el trayecto de la energía eléctrica enviada por el nódulo SA a través del corazón. Esto permite determinar si existe un problema que pudiera ocasionar latidos irregulares.

Para captar los impulsos eléctricos del corazón se colocan sobre la piel pequeños discos de metal denominados electrodos (Figura 6). Los impulsos se registran, proporcionándoles a los médicos una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón.[4]

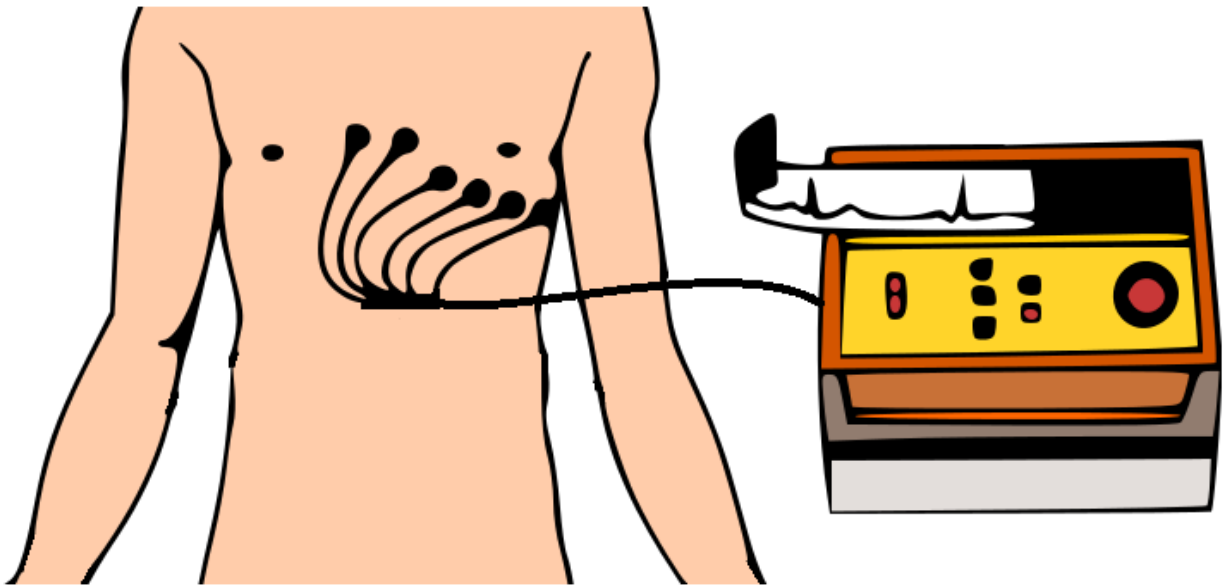


Figura 6. Posición de electrodos precordiales.

2.4.2. Pulsioximetría

La oximetría de pulso o pulsioximetría es la medición, no invasiva, del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos.

El color de la sangre depende de lo saturada de oxígeno que se encuentre, debido a las propiedades ópticas del grupo hemo de la molécula de hemoglobina. Cuando la molécula de hemoglobina libera oxígeno pierde su color rosado, adquiriendo un tono más azulado la cual filtra la luz roja.

El pulsioxímetro determina la saturación de oxígeno midiendo espectrofotométricamente el "grado" de azules de la sangre arterial y expresa esta "azulez" en términos de saturación. Dado que la absorción de luz de los tejidos y de la sangre venosa son constantes, cualquier cambio en la absorción de la luz entre un tiempo dado y uno posterior se deben exclusivamente a la sangre arterial. Los pulsioxímetros miden pues la relación, en un intervalo de tiempo, entre las diferencias de absorción de las luces rojas e infrarrojas. Esta relación se vincula directamente con la saturación de oxihemoglobina.

Pulsomed manifiesta la definición de oximetría, los principios de la oximetría, las limitantes e indicación. Lo positivo del artículo es que hace una buena descripción del método desde el punto de vista del técnico o paciente, sin embargo, el texto no hace mención de características de diseño, lo más relevante del artículo se

describe a continuación: la coloración de la sangre depende de la saturación del oxígeno presente en ella, cuando la hemoglobina libera el oxígeno pierde su color rosado y toma un tono azulado, lo cual absorbe la luz roja, de esta manera la pulsioximetría determina la saturación al medir espectrofotométricamente el grado de azules y con esto detectar el grado de saturación. Dado que la absorción de luz de los tejidos y de la sangre venosa son constantes, cualquier cambio en la absorción de la luz entre un tiempo dado y uno posterior, se deben exclusivamente a la sangre arterial. [5]

Neil Townsend describe los principios de medición para la oximetría, donde presenta los efectos del oxígeno en la sangre, específicamente en la hemoglobina, los efectos de absorción de roja visible y la luz infrarroja debido al oxígeno presentes en la sangre, también ejemplifica un par de circuitos con operacionales para el manejo de corriente directa para el LED emisor, presentado en la figura 7, a) con transistor, b) con mosfet. Además incluye un ejemplo para el fotodiodo receptor mostrado en figura 8.

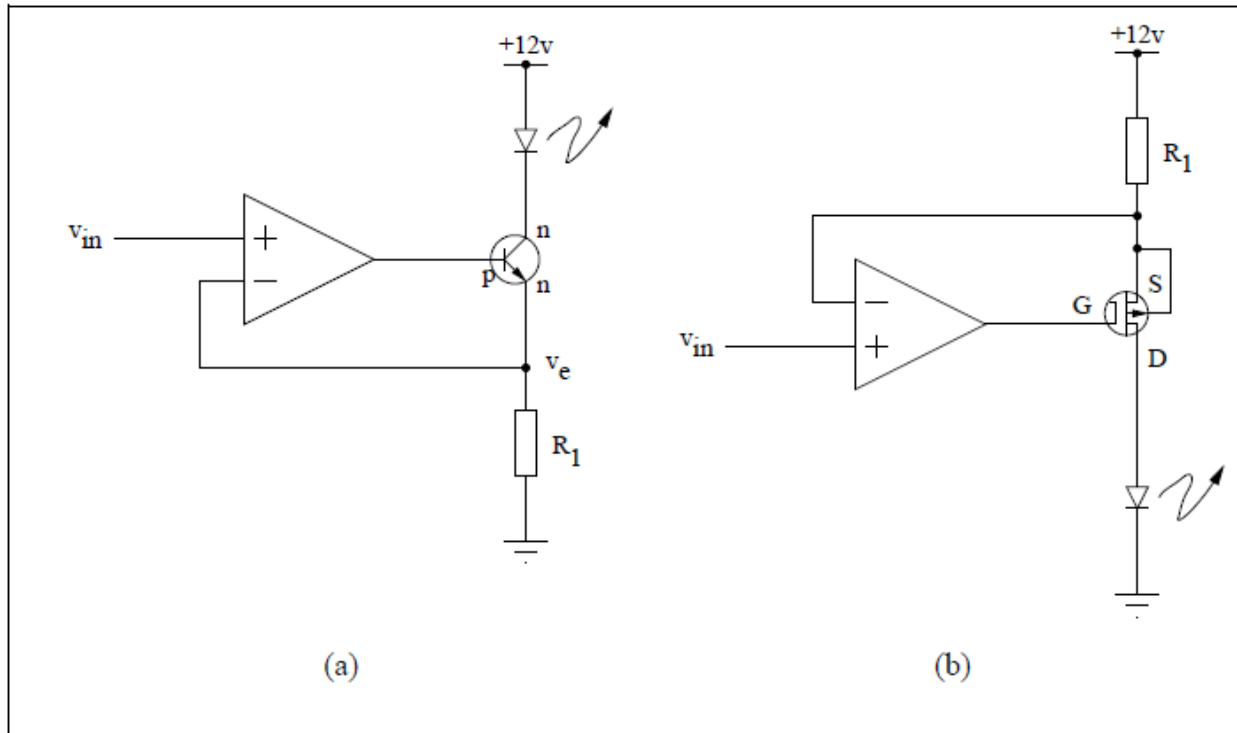


Figura 7. Circuito para emisor: a) con transistor, b) con mosfet.

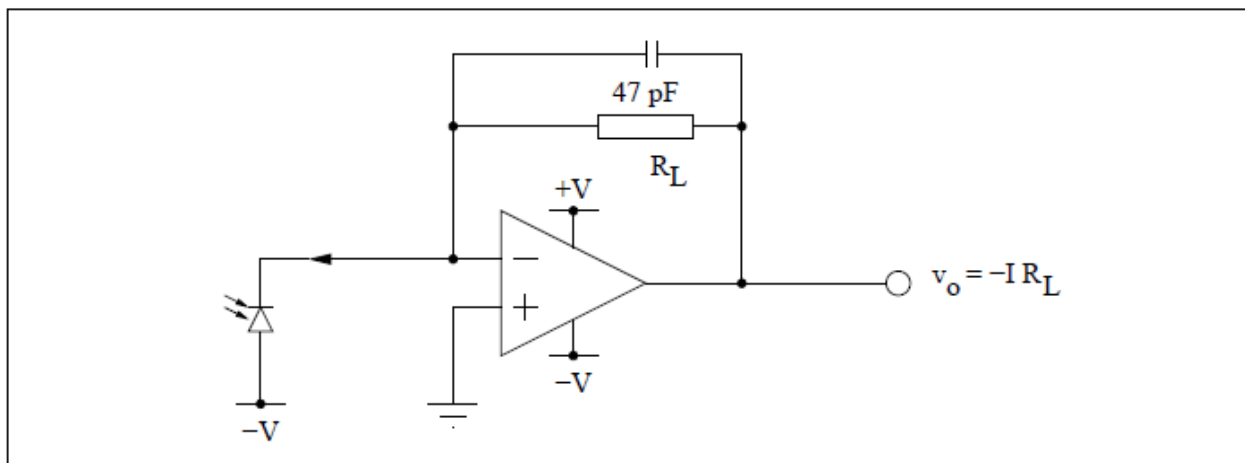


Figura 8. Circuito para el receptor.

El artículo explica claramente cada una de las etapas para la adquisición de la señal, incluye las longitudes de onda de los LED y pone muy en claro porque existe

una absorción de luz. Sin embargo, el sistema que ejemplifica está basado en un circuito con doble emisor. Lo más relevante se encuentra en las señales que deben ser recuperadas por el receptor y menciona los problemas que puede haber para procesar la señal, debido a un pequeño segundo pico en la señal recuperada llamado "dichrotic notch", también indica que la luz no sólo es atenuada por las venas arteriales y capilares, además le afecta la piel debido a que la absorción de la piel puede variar de persona a persona. [6]

En la patente T. Ukaua y T. Tadashi, describen los problemas que pueden llegar a afectar el procesamiento de la señal obtenida por el receptor, estos problemas pueden ser ruidos naturales del cuerpo o en caso que el oxímetro este colocado en los dedos, el movimiento de estos puede generar una saturación de oxígeno que afecta los resultados de la medición.

El artículo deja un ejemplo muy claro de las precauciones necesarias para el procesamiento de las señales. Pero el diagrama que presenta para la solución de los problemas no es claro.

Los tres principales problemas de los oxímetros:

- El primero es el límite del procesamiento de las mediciones especificadas.
- El segundo es el proceso del promedio de los valores en donde se pierden las características de los mismos.

- El tercer problema es con el proceso de la información se hace en sincronía con el cardiograma y las mediciones no son continuas por el ruido por el movimiento del cuerpo. [7]

2.5. Sumario

El estrés tiene varios efectos en el organismo, todos estos sirven para poder reaccionar mejor a situaciones adversas en las que el hombre se siente amenazado tanto física como emocionalmente. El estrés afecta de manera directa el ritmo cardiaco el cual está controlado por el corazón, que es un músculo que bombea la sangre a todo el cuerpo para mantenerlo en condiciones optimas, existen varios métodos para medir la frecuencia del corazón, tales como el electrocardiograma, este consiste en la medición de las ondas eléctricas que genera el corazón para hacer su trabajo, otro de los métodos es la pulsioximetría la cual mide la cantidad de oxígeno en la sangre y también la frecuencia cardiaca a través de sensores ópticos, este último es un método no invasivo que presenta muy buenas características y cumple con los requerimientos necesarios para trabajar en el proyecto de tesis.

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

3.1. Introducción

En el capítulo anterior se determinó que el principio de medición más apropiado para el proyecto es el de oximetría, por lo tanto, en este capítulo se realizan pruebas con diferentes modelos de emisores y receptores infrarrojos, así como diversas posiciones de acoplamiento mecánico entre para definir cuáles cumplen mejor las características deseadas del instrumento. De forma paralela a estas pruebas se trabaja con amplificadores operacionales (OpAmp) en diferentes configuraciones con el objetivo obtener una señal clara y confiable, además, también se desarrolla la circuitería para el acondicionamiento y procesamiento de la información.

3.2. Elementos, componentes y equipo

Para el desarrollo de este proyecto se decide utilizar emisores y receptores infrarrojos en el rango de los 940nm, esto es debido a que en el mercado los monitores usan esta frecuencia para realizar las mediciones, además que presenta una mejor absorción ante el oxígeno en la hemoglobina que la luz a una longitud de onda de 660nm. También se realizan pruebas con varios amplificadores operacionales (OpAmps) y sus correspondientes elementos para el adecuado funcionamiento del filtrado, amplificación o reforzado de la señal deseada.

Los equipos utilizados para el desarrollo y prueba de los circuitos instrumentados en este trabajo son; osciloscopio, fuente de voltaje, generador de funciones, multímetro, programador para microcontroladores Freescale, cables para adaptación de comunicación serie a USB y computadora.

3.3. Procedimientos

Se prueban varias configuraciones para obtener la señal que presente una mejor respuesta al pulso cardíaco del usuario, también se realizan pruebas con diferentes componentes, fotodiodos, fototransistores, LEDs infrarrojos, amplificadores operacionales, se utilizan varias placas impresas y diversas estructuras de soporte para el sensor, con el fin obtener una señal clara y útil para ser procesada.

3.3.1. Procedimiento 1

En la prueba del circuito básico como se muestra en la figura 9, se verifica que al interrumpir el paso de la luz entre el emisor y receptor cambia el nivel de voltaje salida del receptor observado en el osciloscopio.

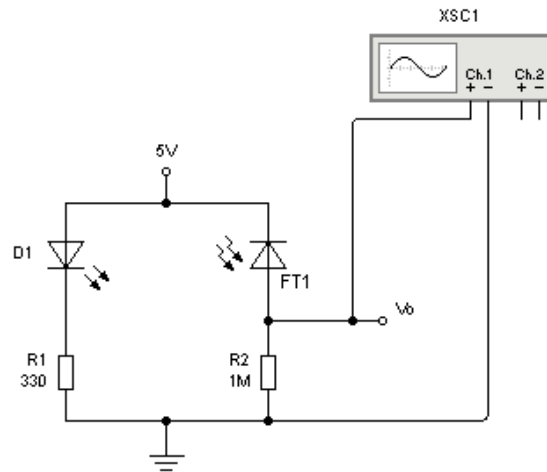


Figura 9. Configuración de prueba.

En el primer experimento se alimenta en protoboard al emisor IR333C y receptor PT331C (datos en Apéndice 1) sin obstrucción de la luz entre ellos con un voltaje de 5 V, el receptor es aislado de la luz ambiental al cubrir los con cinta adhesiva negra dejando descubierto el frente de este, al medir el voltaje de salida en la resistencia R2 de 1 M Ω el voltaje obtenido es de 5 V como se muestra en la figura 10.

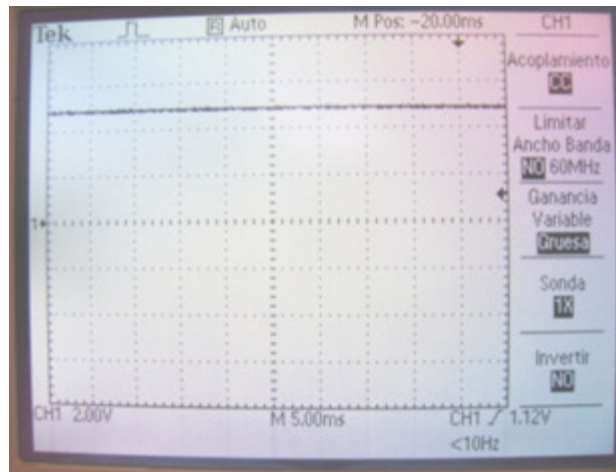


Figura 10. Medición sin dedo.

Al obstruir el paso de luz entre emisor y receptor el voltaje medido en R2, se obtuvo una señal de 100 mV como se muestra en la figura 11.

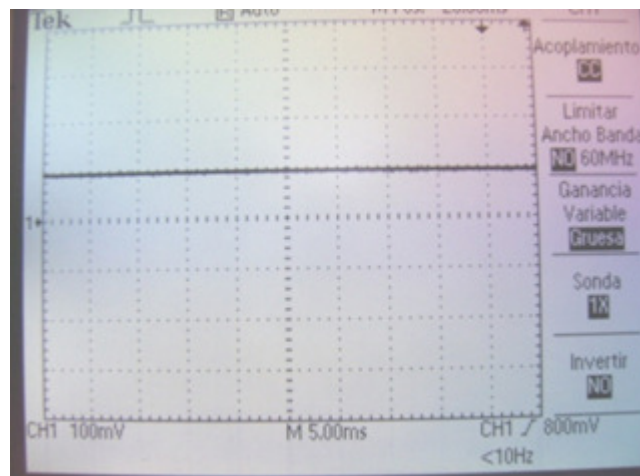


Figura 11. Medición con dedo.

De las pruebas realizadas se concluye que funciona el principio de medición pero aun no se obtiene información que ayude al cálculo de la frecuencia cardiaca, además acople mecánico es de vital importancia en la amplitud del voltaje en R2, por lo tanto se recomienda soldar a una base fija el receptor y emisor

3.3.2. Procedimiento 2

Se soldó el fotodiodo PT331C y LED IR333C, en la placa para mejor soporte mecánico como se muestra en la figura 12.

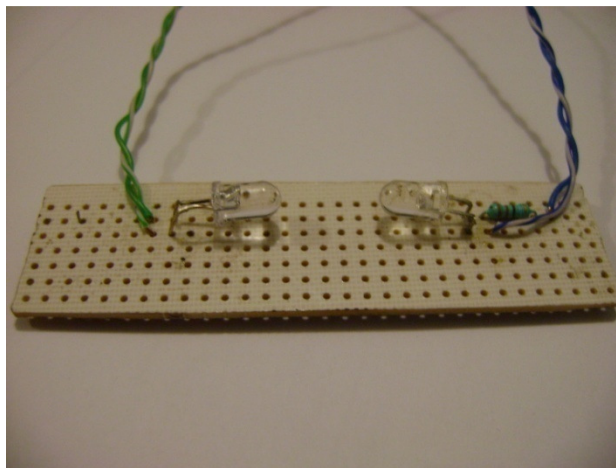


Figura 12. Emisor y receptor soldados en placa.

Se utilizó el OpAmp AD627 en configuración básica con alimentación dual (figura 13) para una amplificación de aproximadamente 35 veces con una resistencia de

5.6 k Ω , se utilizan como referencia para la amplificación, los valores de resistencias en la tabla en el apéndice 2.

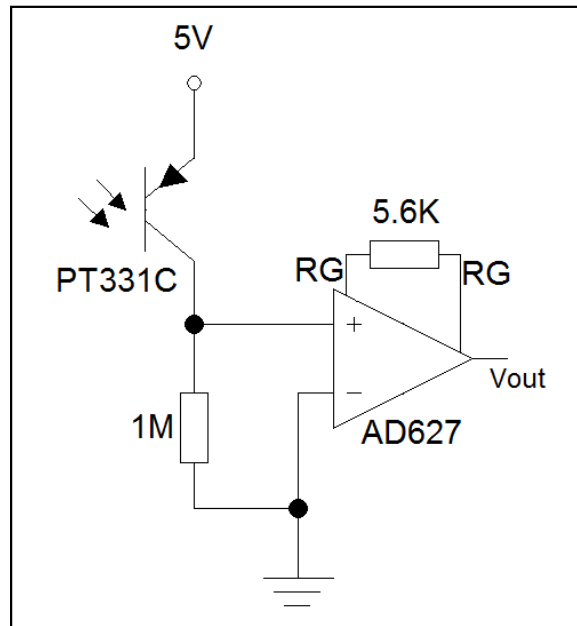


Figura 13. Configuración básica de amplificación de AD627.

Los resultados obtenidos al poner el dedo entre emisor y receptor, se muestran en la figura 14, la línea superior con una amplitud de 4 V pertenece al canal 2 que está conectado a la salida (Vout) del OpAmp AD627 y la línea inferior con una amplitud de 100 mV pertenece al canal 1 que está conectado a la entrada positiva del OpAmp AD627.

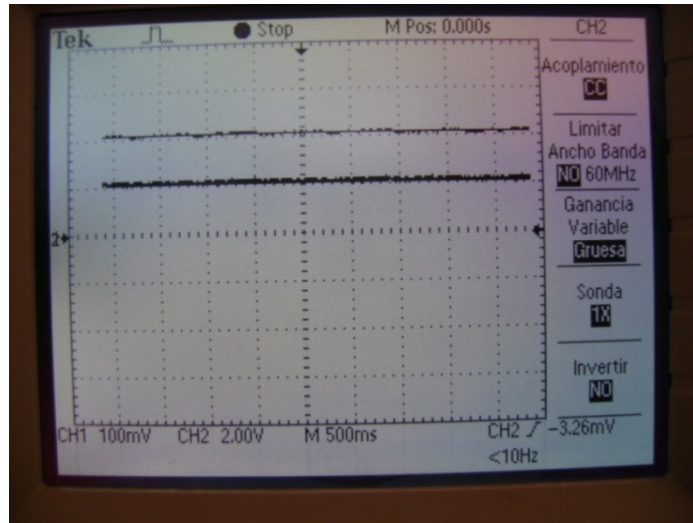


Figura 14. Entrada y salida, del AD627 con alimentación dual.

Con el experimento anterior se observa que no se puede detectar el pulso, por lo tanto es necesario cambiar de configuración y realizar una búsqueda bibliográfica de una configuración más apropiada para obtener una señal adecuada que presente información sobre el pulso.

3.3.3. Procedimiento 3

De la búsqueda de información se obtiene que la configuración utilizada para realizar la oximetría de pulso, es el OpAmp en configuración convertidor de corriente-voltaje por lo tanto se procede a utilizar el AD627 en esta configuración (figura 15).

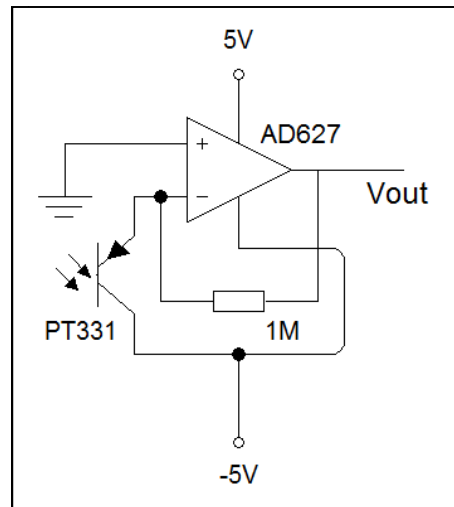


Figura 15. Convertidor de corriente-voltaje.

El resultado de la medición se muestra en la figura 16, con una escala de medición de 0.5 segundos por cuadro de la cual no se puede obtener información que sea relevante para las necesidades de proyecto, se realiza un cambio de escala para buscar información y se encontró una señal periódica de 37 kHz (figura 17), la cual obviamente no es un dato que sea proveniente del pulso, no se pudo encontrar la fuente de la señal observada.

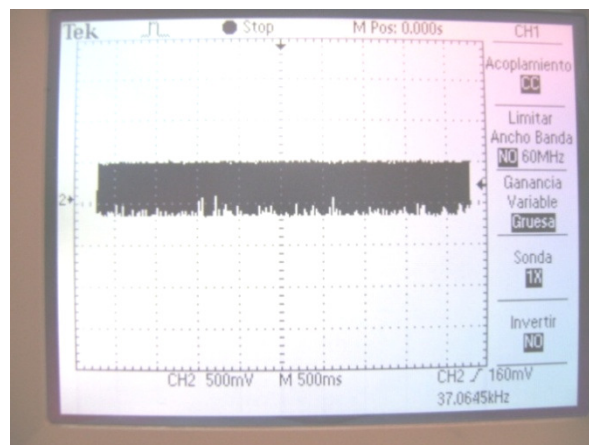


Figura 16. Señal resultante obtenida de la salida del OpAmp AD627.

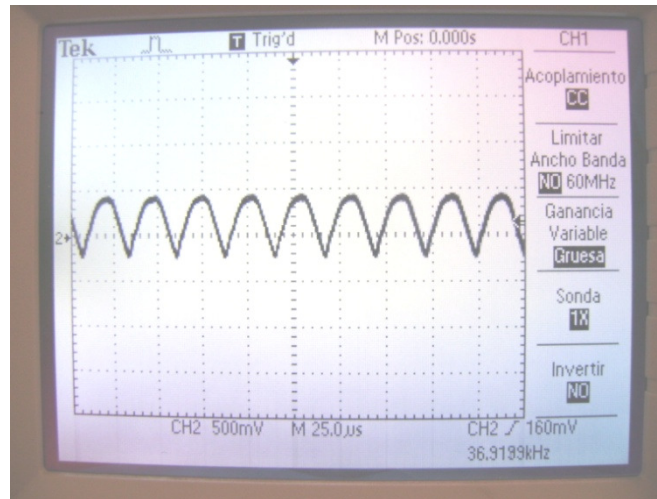


Figura 17. Señal periodica de 37 kHz obtenida de la salida del OpAmp AD627

Como no se obtuvo información relevante al utilizar el AD627, se decide cambiar de amplificador operacional, se vuelve a usar la configuración de convertidor corriente-voltaje pero ahora en el OpAmp LM741 como se presenta en la figura 18

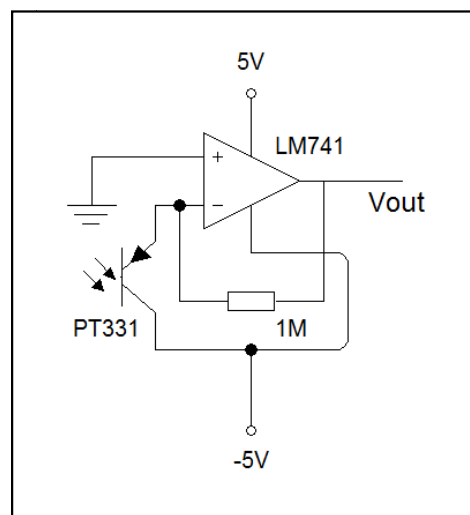


Figura 18. LM741 en modo convertidor corriente-voltaje con alimentación dual.

Como se muestra en la figura 19 el LM741 entrega una señal con mucho ruido que responde debilmente al pulso, debido a que la señal es pequeña y esta montada en un nivel de voltaje de corriente directa, dificilmente se obserba que la señal presenta un cambio casi cada segundo. La escala del osciloscopio por cuadro es de 10.0 mV y en tiempo es de 1 segundo.

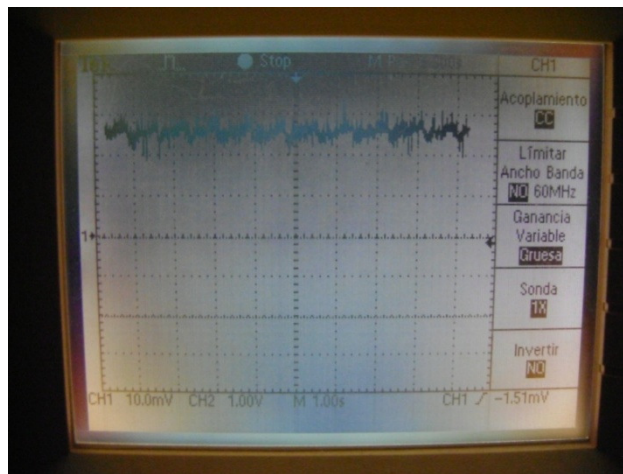


Figura 19. Señal del pulso con ruido.

La señal que entrega el LM741 contiene ruido y está montada sobre un nivel de corriente directa, por lo tanto necesita ser filtrada para observar una señal más limpia que pueda ser útil para el procesamiento de ésta.

3.3.4. Procedimiento 4

Como la señal debe ser acondicionada con un filtro y un reforzador de señal, se decide utilizar un circuito integrado con un número mayor de amplificadores operacionales en el mismo encapsulado, se elige el LM324 porque contiene 4 OpAmps, el precio y la disponibilidad en el mercado. Este amplificador se pone en la misma configuración que los anteriores como se presenta en la figura 20.

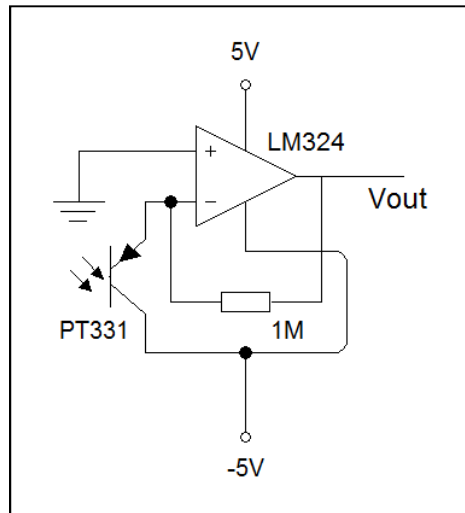


Figura 20. LM324 modo convertidor corriente-voltaje con alimentación dual.

Como se observa en la figura 21 la respuesta del circuito es mejor con respecto al circuito anterior, la amplitud de la señal de salida del LM324 es de casi 75 mV mientras que la que se obtuvo del LM741 era de aproximadamente 10 mV.

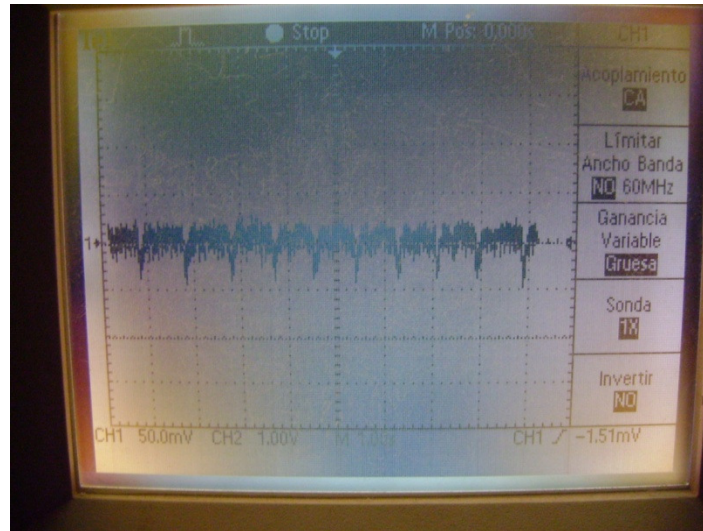


Figura 21. Respuesta del Convertidor de corriente-voltaje con OpAmp LM324.

La señal sigue siendo ruidosa y sobre un nivel se corriente directa, pero el cambio de amplificador produjo una mejora considerable a la señal entregada por el circuito, por lo tanto el siguiente procedimiento es acondicionarla.

3.3.5. Procedimiento 5

Como primer paso se le agrega un filtro de primer orden butterword con frecuencia de corte de 5 Hertz a la salida del amplificador para eliminar el ruido (figura 22), como la señal requerida es de una frecuencia muy baja se elije un filtro butterword de primer orden, la frecuencia de corte del filtro se calcula a 5 Hertz porque se toma en cuenta el doble del máximo de la frecuencia cardiaca que una persona con un estado de salud normal puede elevar bajo estrés emocional, esto es de

aproximadamente 150 latidos por minuto que equivale a una frecuencia de 2.5 hertz.

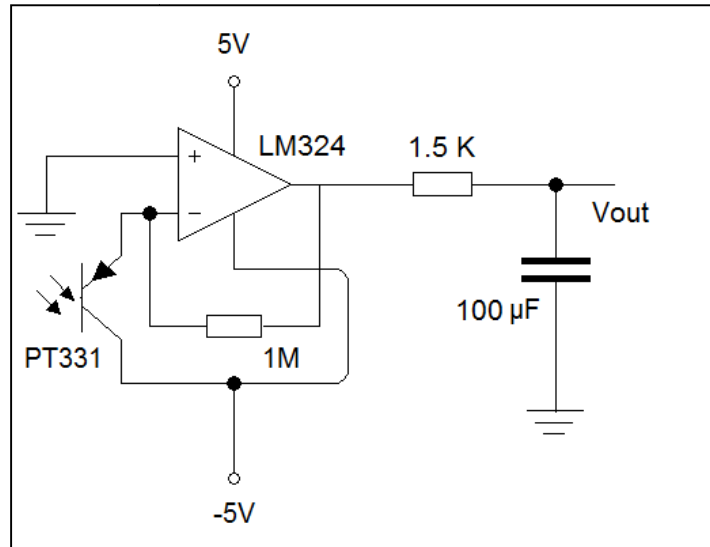


Figura 22. Convertidor de corriente-voltaje con filtro.

La señal de salida que presenta este circuito es muy clara como se aprecia en la figura 23. Se observa una señal más limpia montada sobre un voltaje de DC de aproximadamente 1 V.

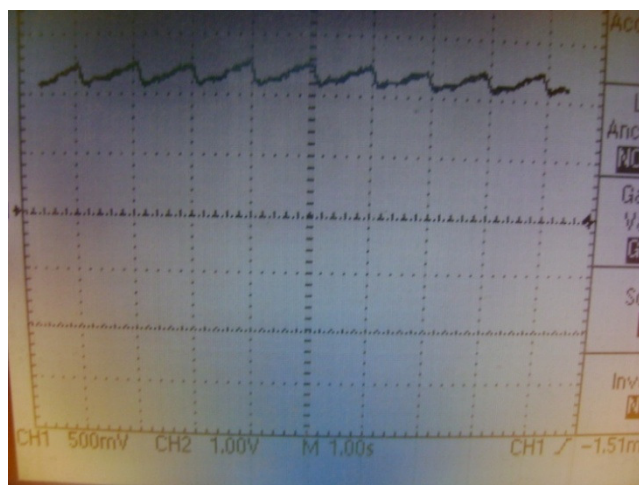


Figura 23. Señal del convertidor de corriente-voltaje con filtro.

Para eliminar la componente de DC se agrega un capacitor de $0.01\ \mu\text{F}$ en serie a la salida del filtro (figura 24).

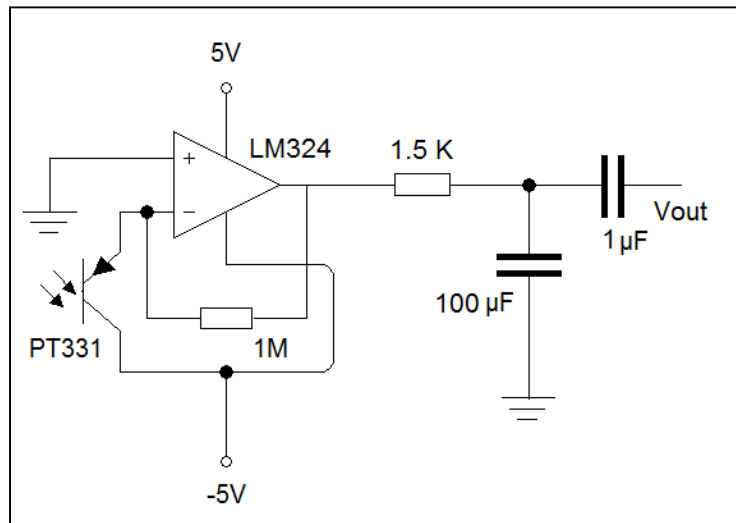


Figura 24. Convertidor corriente-voltaje con filtro y capacitor para eliminar DC.

La señal filtrada obtenida del convertidor de corriente-voltaje es puesta a la entrada de un comparador de voltaje referenciada a tierra (0 V). Debido a que la salida de voltaje del comparador varía de -5 V a $+5\text{ V}$ por la polarización del amplificador se agregó un diodo para eliminar los componentes negativos, además se conectó en paralelo un diodo zener para limitar el voltaje de salida a 2.8 V (figura 25), con esta se tiene como resultado una señal cuadrada de 2.8 V como se muestra en la figura 26.

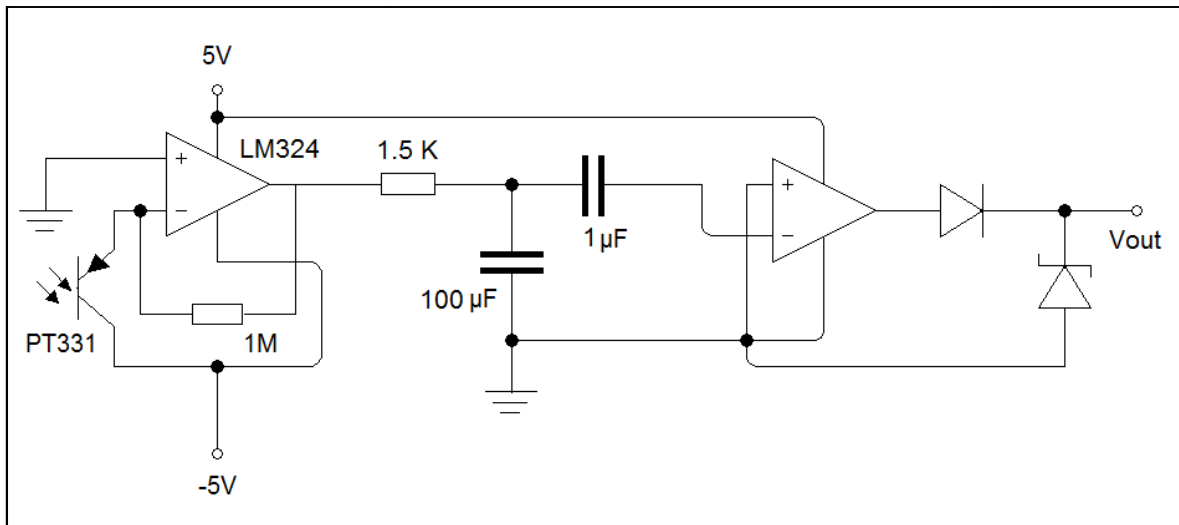


Figura 25. Circuito para obtener una señal cuadrada de 2.8 V a la salida.

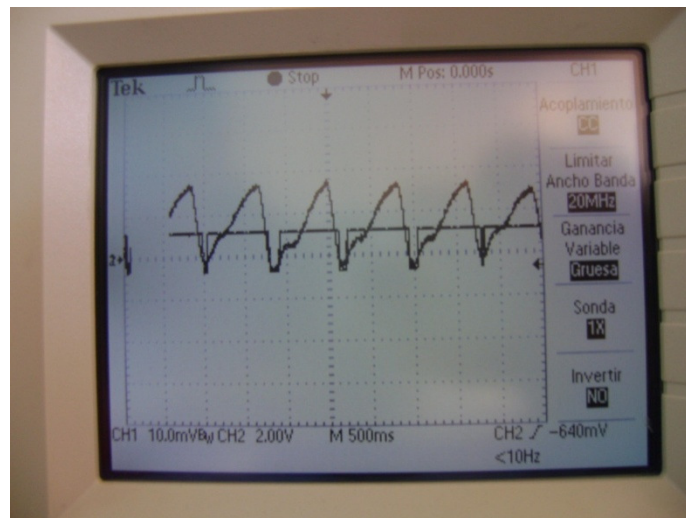


Figura 26. Respuesta del comparador a la salida del circuito.

Ya con una señal adecuada se puede seguir con el siguiente paso, que es buscar elementos más apropiados para una captura de información cómoda para el usuario, los elementos utilizados hasta el momento cumplen la función de entregar

la señal deseada, pero por sus dimensiones, no con el objetivo de comodidad. Tambien se puede empezar con la programacion del microcontrolador debido a que la señal es apta para ser procesada por este.

3.3.5. Procedimiento 5

En este procedimiento se cambia el emisor y receptor por modelos más pequeños y cómodos para la aplicación del proyecto debido a que la forma y tamaño de los anteriores no era el apropiado. Se utiliza un receptor UT6W93-AE-0125 y un emisor QEE113, ambos en encapsulado sidelooker, los cuales se muestran en la figura 27.

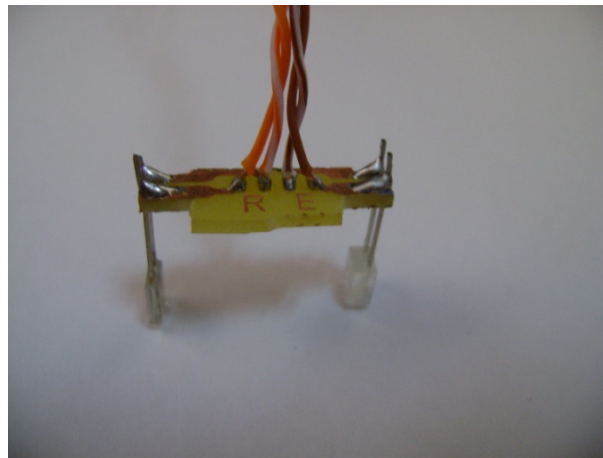


Figura 27. Sensor con emisor QEE113 y receptor UT6W93-AE-0125.

Para continuar con un buen acople mecánico se elabora un circuito impreso (PCB) que se muestra en la figura 28 y posteriormente se soldan a ella.

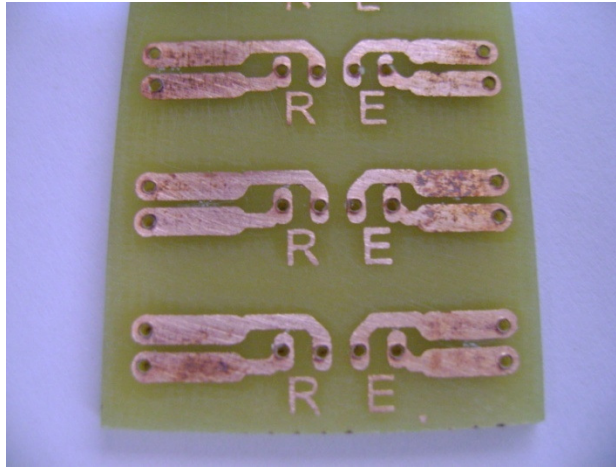


Figura 28. PCB para soldar receptor y emisor.

Los componentes nuevos no tienen las mismas características eléctricas que los anteriores por lo tanto se cambia el circuito básico para obtener la señal, la nueva configuración se presenta en la figura 29.

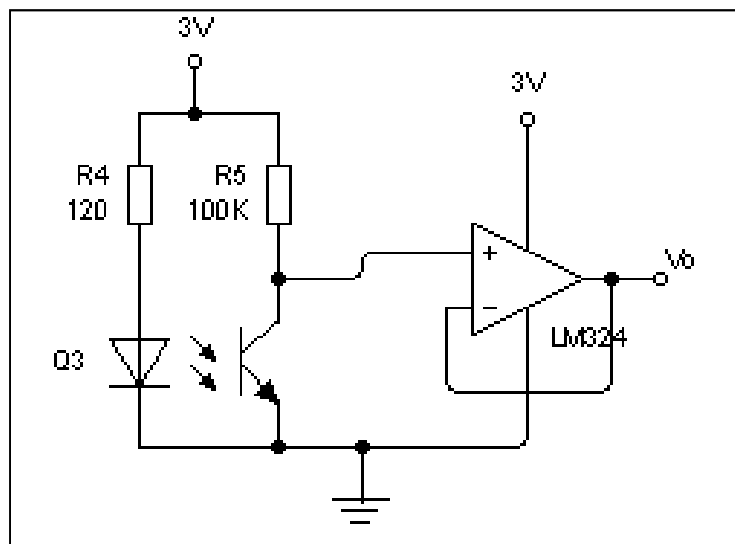


Figura 29. Configuración para receptor UT6W93-AE-0125.

En la primera y segunda prueba que se realiza a este sensor, se hacen sin la estructura del anillo, la primera consiste en verificar si detecta la presencia del dedo entre emisor y receptor, la segunda es para determinar si la señal recuperada contiene información útil, en ambas pruebas los resultados fueron los esperados. La tercer prueba se hace con la estructura del anillo de pulso (figura 30 y 31), en esta ocasión no se recupera señal útil debido al mal acople óptico entre emisor y receptor que provoca el anillo.

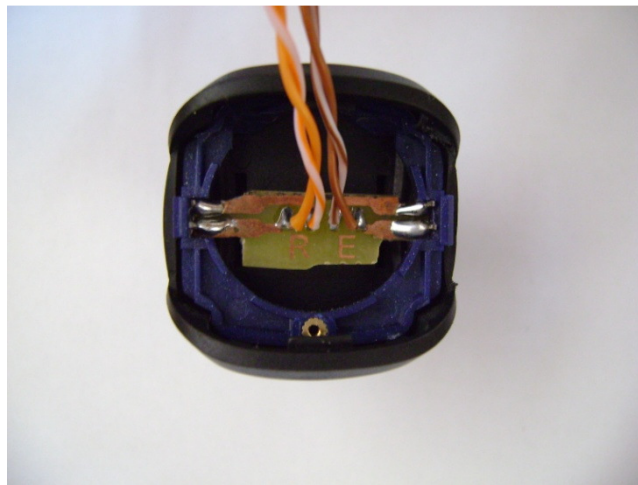


Figura 30. Vista superior de sensor en estructura de anillo de pulso.



Figura 31. Vista lateral del sensor en estructura de anillo de pulso.

3.3.6. Procedimiento 6

Como el acoplamiento del sensor en el anillo no es el esperado se compró un nuevo emisor UT6W83-AE-940-R (LED, infrarrojo, 940 NM, SIDE LOOK, 1.3 FV, 50 mW), este tiene como caracteriza física ser más delgado que el emisor anterior con lo que se espera mejorar el acoplamiento mecánico. Una vez soldado el LED a la placa, se realizó la primer prueba de presencia y la segunda de calidad de la señal, en ambas pruebas el resultado fue el esperado, en la última prueba la señal recuperada tiene una mejor respuesta que los pares puestos a prueba en los procedimientos anteriores. La tercer prueba se realiza con la estructura del anillo (figura 33), una vez más el acople no es el apropiado y no se recupera una señal que contenga información adecuada para procesar el pulso del jugador.

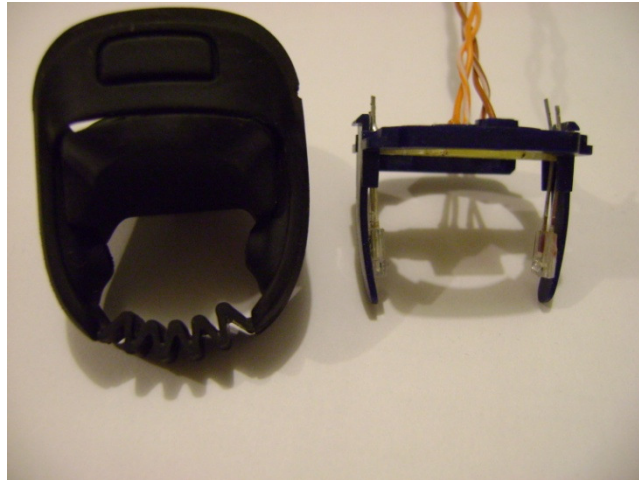


Figura 32. Sensor con emisor y receptor en armadura rígida.

3.3.7. Procedimiento 7

Para este procedimiento se decide dejar atrás la estructura del anillo por no tener un buen acople óptico entre receptor y emisor. Se empezó por buscar una estructura rígida que cubriera la parte superior e inferior del dedo (figura 33), la mejor opción es una férula de aluminio para inmovilizar dedos.

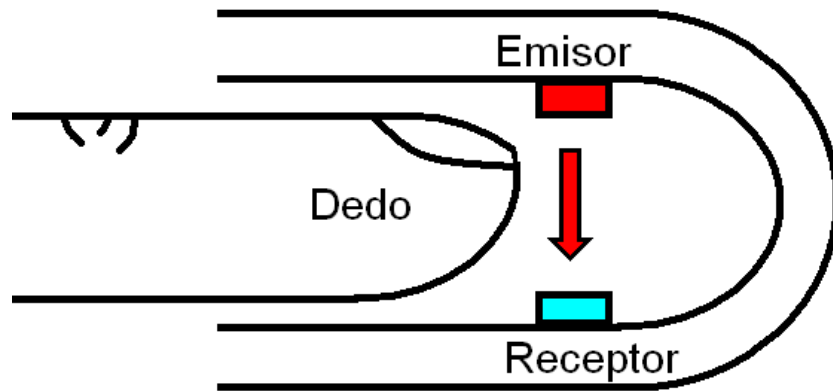


Figura 33. Diagrama de posición deseada del emisor y receptor.

Se cortó la férula para dejar la punta del dedo con libre movimiento y se hicieron perforaciones para las conexiones del sensor, se colocaron el receptor y emisor, se calibraron, se aseguraron a la estructura con pegamento como se muestra en la figura 34 y se le agregó una cubierta de cinta adhesiva negra para evitar errores de lectura por variaciones en la luz exterior, al final se le agregó una cubierta de tela como se muestra en la figura 35.

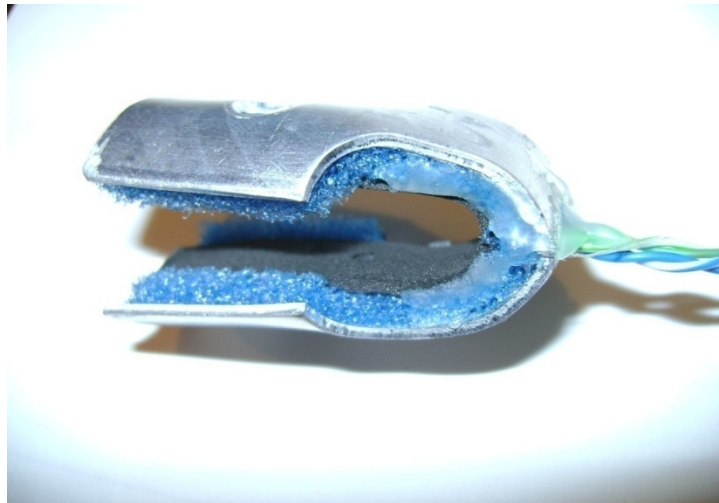


Figura 34. Sensor sin cubierta.



Figura 35. Sensor con cubierta de tela.

El circuito final para este sensor se describe en la figura 36, se le agregó un filtro pasivo y un comparador de voltaje para generar una señal cuadrada a partir de la señal original.

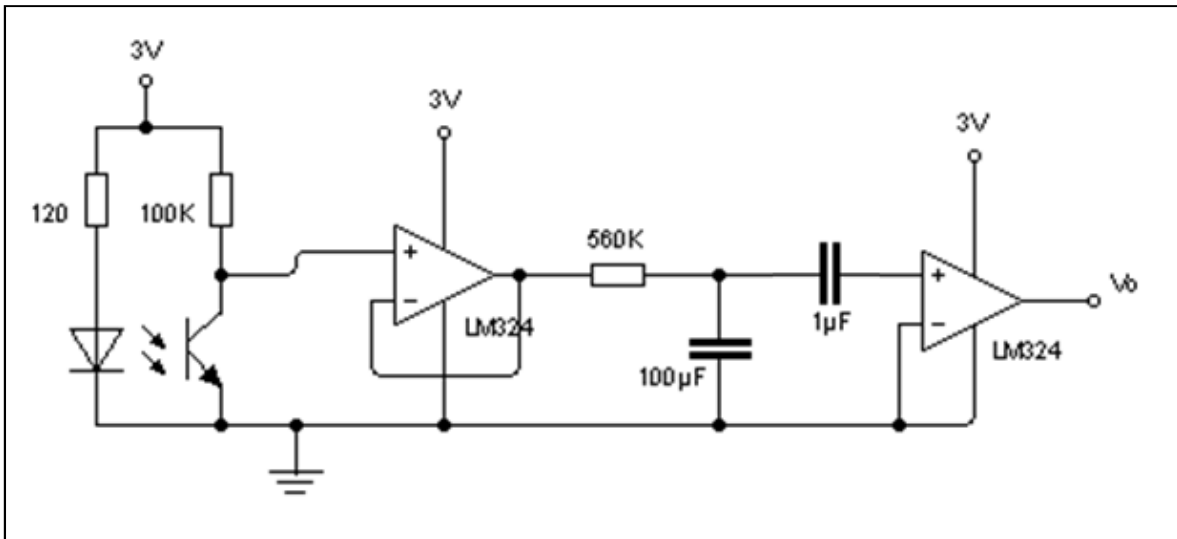


Figura 36. Circuito final de último sensor.

La señal que se obtiene del circuito se presenta en la figura 37, donde el canal 1 es la señal filtrada del sensor y la del canal 2 es la obtenida del comparador de voltaje, esta última es la que se utilizará a la entrada del microcontrolador que procesará la información.



Figura 37. Señal original filtrada y señal cuadrada del comparador de voltaje.

Con la nueva estructura se eliminó el problema de acople mecánico, esta presenta la ventaja de ajustar en cualquier dedo de la mano sin aditamentos extras como en el caso del anillo, y eliminar por completo las variaciones de luz ambiental, además que provee de una mejor señal al circuito de acondicionamiento que todos los acoples anteriores.

3.3.8. Procedimiento 8

En este procedimiento se desea saber si los tiempos calculados para el microcontrolador están bien, ya que estos controlan los tiempos de interrupción que sirven para calcular las frecuencias. Tomando en cuenta que el reloj del microcontrolador está configurado a una velocidad de a 4 MHz, se programa una variable para que se genere interrupciones a una tasa de 61 interrupciones por segundo. Cada vez que se genera esta interrupción se incrementa la cuenta de un contador interrupción, este contador es inicializado en cada flanco de subida de la pata PTAD2 correspondiente a la salida del comparador del circuito de acondicionamiento de señal, el valor de la cuenta entre dos flancos de subida se almacena en otra variable que permite; conociendo el número de veces que se genere la interrupción y dividiendo este valor entre 61, obtener el tiempo que hay entre flancos que corresponden a un latido del corazón, para obtener la frecuencia se calcula el inverso de este tiempo

Como primer paso se ajusta el generador de funciones GW INSTEK GFG-8250 para generar una señal cuadrada de 3 V pico-pico y un offset de 1.5 V a frecuencia 1 Hz como se muestra en la figura 38. Esta señal es conectada al puerto de entrada del microcontrolador con el fin de conocer a través del algoritmo programado la frecuencia de esta señal conocida para con ello comprobar el funcionamiento del instrumento.

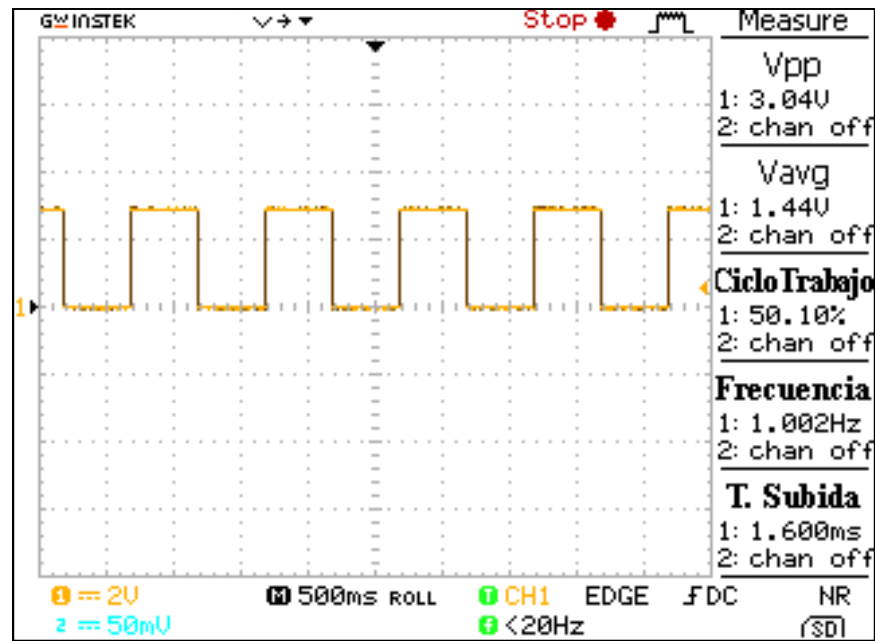


Figura 38. Señal de prueba a 1 Hz para microcontrolador.

El tercer paso es observar la ventana del depurador del microcontrolador en la computadora, en esta ventana aparecen los resultados de las operaciones almacenados como se muestra en la figura 39.

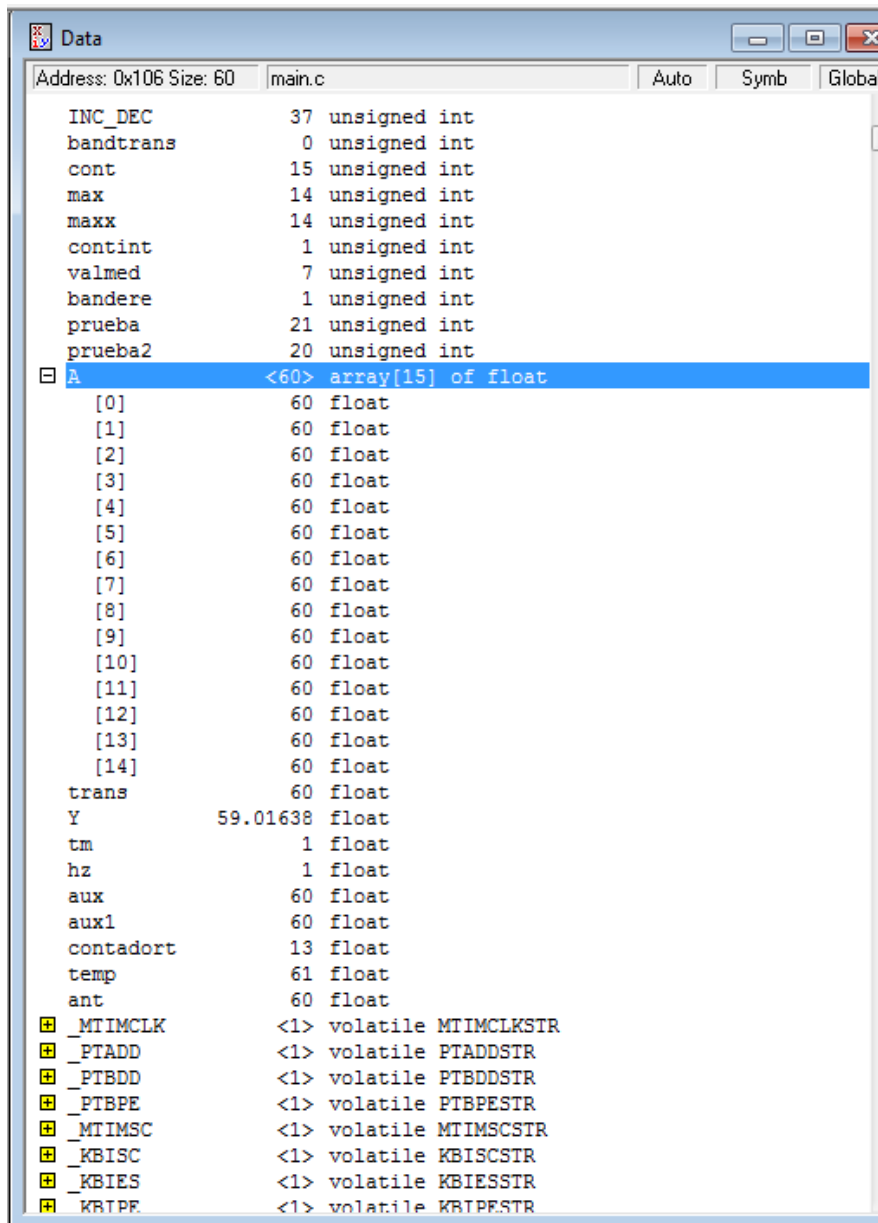


Figura 39. Ventana de datos del depurador de Codewarrior.

Los resultados que se despliegan en la ventana del depurador están almacenados en un vector llamado "A" que el microcontrolador está generando al calcular la frecuencia de la señal que tiende en su puerto de entrada. Para este experimento

se uso una señal de 1 Hz, por lo tanto como el cálculo que se hace es en base a pulsaciones por minuto, el resultado de los cálculos que se muestra en la figura 39 es de 60 pulsaciones por minuto, con esto se demuestra que el algoritmo del programa funciona correctamente.

3.3.9. Procedimiento 9

Una vez que se comprueba que la programación funciona correctamente, se realiza la conexión entre el sensor y el microcontrolador como se muestra en la figura 40.

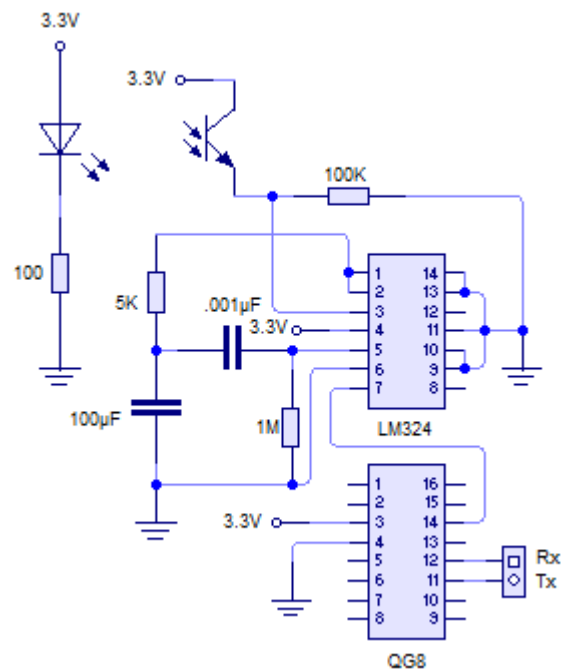


Figura 40. Esquemático del sistema.

En la figura 41 se muestra la señal analógica del sensor en el canal 1 y la señal cuadrada de la salida del comparador LM324 en el canal 2.

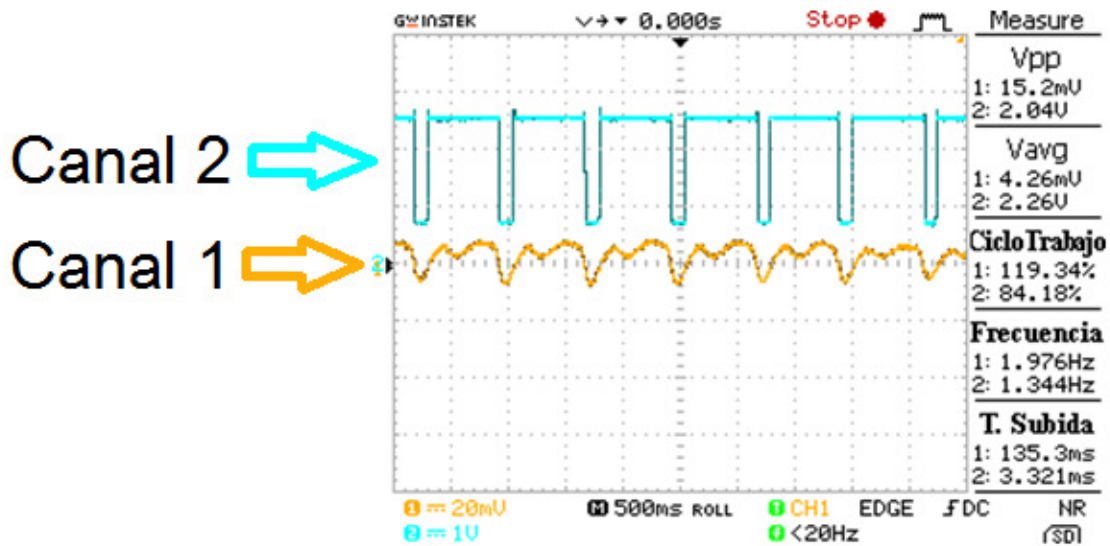


Figura 41. Señales salida del sensor y comparador conectado microcontrolador.

La señal cuadrada que representa los latidos del corazón, se conecta al puerto de entrada del microcontrolador y se observan los resultados de los cálculos que realiza el QG8 en la ventana del depurador Codewarrior (figura 42), los datos están almacenados en el vector "A" son las frecuencias reales calculadas por el microcontrolador.

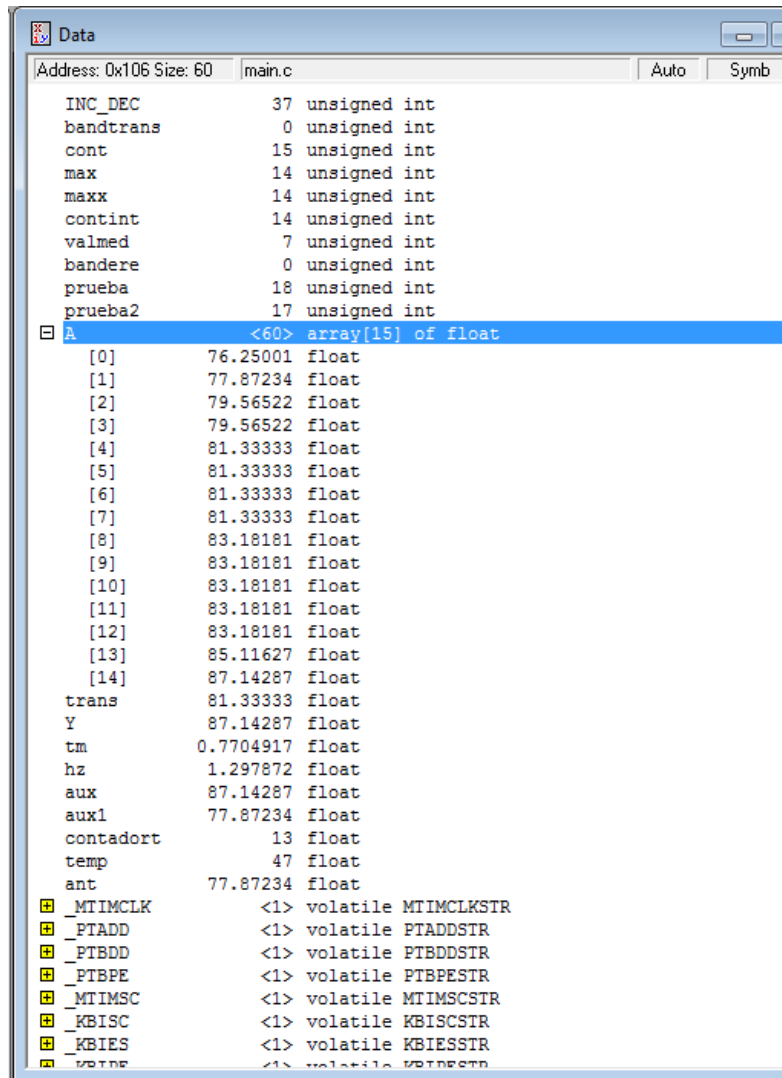


Figura 42. Ventana de depuración de Codewarrior en prueba de pulso real.

En esta prueba se conecto el sistema de captura y acondicionamiento de señal, con el sistema de procesado que se encuentra en la tarjeta de desarrollo de Freescale, en la figura 42 se muestra por primera vez los resultados del sistema completo, en funcionamiento. En esta prueba se pudo comprobar que el sistema

La distribución del conector de entrada-salida del DEMO9S08QG8. Se muestra en la tabla 3.

Tabla 2. Distribución del conector del puerto de entrada-salida.

VDD	1	2	PTA5/RESET*/IRQ*/TCLK
VSS	3	4	PTA5/ RESET*/IRQ*/TCLK
PTB1/KBI1P5/ADC1P5/TXD1	5	6	PTA4/BKGD/MS/ACMP10
PTB0/KBI1P4/ADC1P4/RXD1	7	8	PTB7/SCL1/EXTAL
PTA2/KBI1P2/ADC1P2/SDA1	9	10	PTB6/SDA1/XTAL
PTA3/KBI1P3/ADC1P3/SCL1	11	12	
PTA5/ RESET*/IRQ*/TCLK	13	14	
PTA0/KBI1P0/ADC1P0/TPM1CH0/AMCP+	15	16	
PTB3/KBI1P7/ADC1P7/MOSI1	17	18	PTA1/KBI1P1/ADC1P1/ACMP1-
PTB4/MISO1	19	20	PTA0/KBI1P0/ADC1P0/TPM1CH0/AMCP+
PTB2/KBI1P6/ADC1P6/SPSCK1	21	22	
PTB5/TPM1CH1/SS1	23	24	
PTA1/KBI1P1/ADC1P1/ACMP1-	25	26	
PTB6/SDA1/XTAL	27	28	
PTB7/SCL1/EXTAL	29	30	
PTA4/BKGD/MS/ACMP10	31	32	

El circuito PCB se muestra en la figura 44, este tendrá acceso a los pines del conector 1 (VDD), 3 (VSS) y 9 (PTA3).

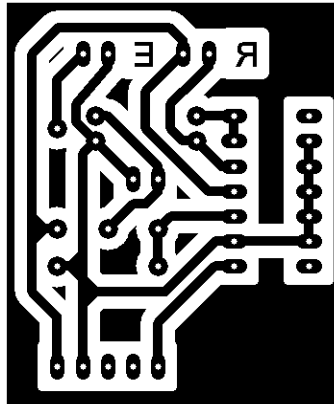


Figura 44. Cara de soldadura de impreso.

Se hace el circuito y se sueldan los componentes a circuito impreso, el cual fue elaborado con el método de planchado y revelado en ácido, el circuito se muestra en las figura 45.

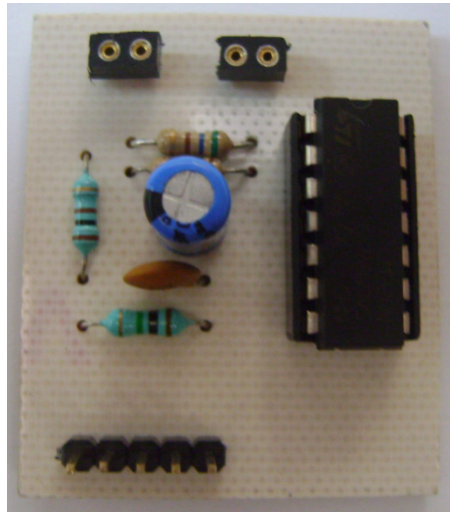


Figura 45. Cara de componentes del circuito.

Con el circuito en funcionamiento se procede a conectar el circuito impreso a la tarjeta DEMO9S08QG8 como se muestra en las figuras 46 y 47.

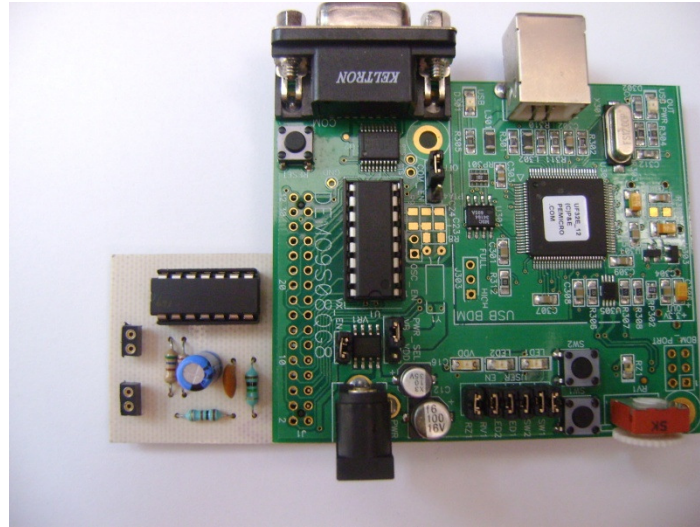


Figura 46. Tarjeta DEMO9S08QG8 y circuito comparador conectados.

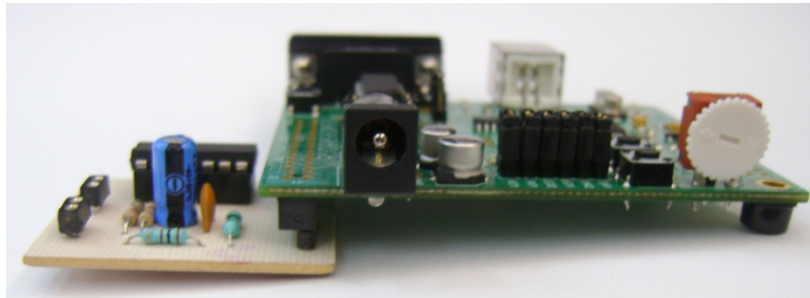


Figura 47. Tarjetas conectadas vista lateral.

Debido a que se debe transmitir la información de la frecuencia cardiaca calculada por el microcontrolador por puerto serie, se utiliza el adaptador portátil USB-a-Serie Parte # F5U409v1 Belkin® (figura 48) como interfaz para desplegar los resultados en el programa MATLAB.



Figura 48. Adaptador portátil USB-a-Serie Parte # F5U409v1.

La conexión entre la tarjeta DEMO9S08QG8 y el adaptador USB-Seria no se puede realizar de forma directa, por lo tanto se utiliza el cable de extensión de 1.8 m de Steren (figura 49).



Figura 49. Extensión para monitor o mouse de 1.8 m Steren.

Una vez conectado el sistema apropiadamente a la comparadora, este está listo para realizar las pruebas las cuales se presentan en el próximo capítulo.

3.4. Programación

La programación del microcontrolador se ejemplifica en el diagrama de flujo de la figura 50, y se expone más adelante.

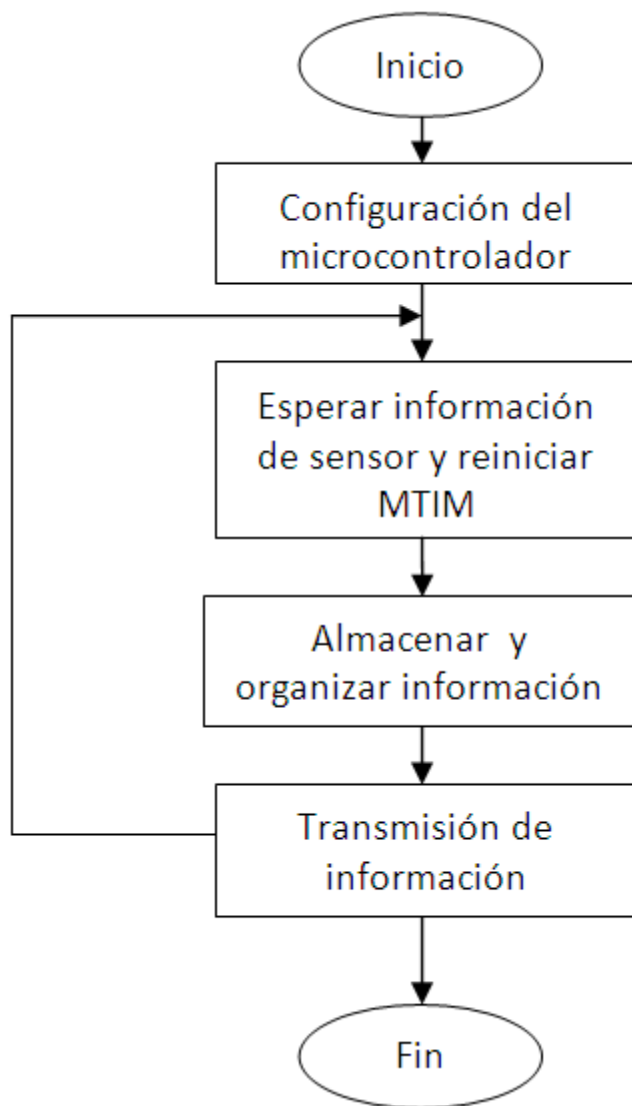


Figura 50. Diagrama general del programa.

El programa general consta de:

- **Configuración del microcontrolador**

Se configuran las terminales de entrada y salida del microcontrolador, inicializan variables, configura la frecuencia del reloj interno, habilita interrupciones por MTIM (módulo temporizador) y se activan puertos para transmisión de datos.

Se limpia la bandera de interrupción por teclado (keyboard interrupt) para terminar el proceso.

- **Esperar información del sensor y reiniciar MTIM**

El microcontrolador está en modo de espera, mientras el contador del MTIM sigue activo, cuando se recibe información del sensor, el valor del contador del módulo temporizador se almacena en una variable temporal y se reinicia nuevamente el MTIM.

- **Almacenar y organizar información**

En esta etapa se almacena la variable que contiene las iteraciones que se generan entre los pulsos del corazón del jugador, se calcula y organiza la frecuencia en un vector, de cual se obtiene el valor a transmitir.

- **Transmisión de información**

Se toma el valor de la mediana, que se encuentra almacenada en una variable temporal, la cual es cargada al registro de transmisión del microcontrolador y después es transmitida por comunicación serie. La

transmisión de los datos se realiza cada vez que se introduce un nuevo dato del sensor.

En la figura 51 se presenta un desglose de la etapa de almacenar y organizar información.

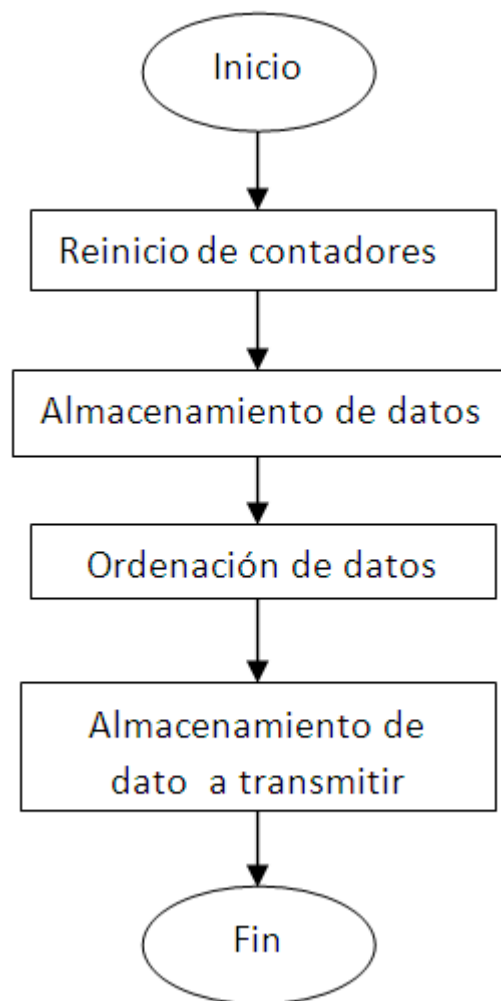


Figura 51. Etapa Almacenamiento y organización de la información.

La etapa de almacenamiento y organización consta de:

- **Reinicio de contadores**

Se reinician las variables que controlan las iteraciones de los ciclos de ordenamiento de los datos que se guardan en un vector.

- **Almacenamiento de datos**

Se almacena la variable que contiene el número de veces que presenta una interrupción del registro MTIM (módulo temporizador), debido a que estas interrupciones ocurren cada cierto tiempo fijo y preestablecido, el tiempo de duración del pulso se obtiene de multiplicar el número de interrupciones por el tiempo que tarda en generarse ésta. Se procesa la variable que contiene las veces que se generó una interrupción, se obtiene y almacena, la información con la frecuencia del pulso que será almacenada en un vector.

- **Se ordenan los datos**

Se toma la variable temporal que contiene la frecuencia del pulso actual del jugador y se almacena en el vector que contiene la información anterior en forma ascendente.

- **Almacenamiento de dato a transmitir**

Después de almacenar la frecuencia, toma la mediana del vector y se guarda en una variable que se tomará en el ciclo principal para ser transmitida.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. Introducción

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos de las pruebas realizadas al instrumento construido y la validación de este.

4.2. Pruebas a voluntarios

Las pruebas que a continuación se exponen fueron realizadas a 4 voluntarios, el instrumento del sensor se les colocó en el dedo índice de la mano derecha mientras se encontraban sentados. Estas pruebas tienen el fin de comprobar que el instrumento se ajusta a varios tamaños de dedo y su capacidad para acondicionar diferentes formas de ondas, para estas que puedan ser procesadas por el microcontrolador.

En la figura 52 se presenta una señal de 29.4 mV y una frecuencia de 1.57 HZ que equivale aproximadamente a 94 latidos por minuto.

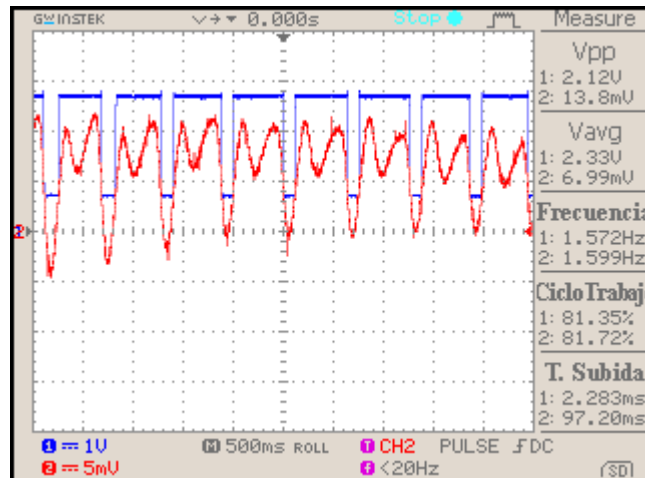


Figura 52. Muestra de voluntario 1.

En la figura 53 la señal es de 8.2 mV con una frecuencia de 1.2 Hz que equivale a 72 latidos por minuto.

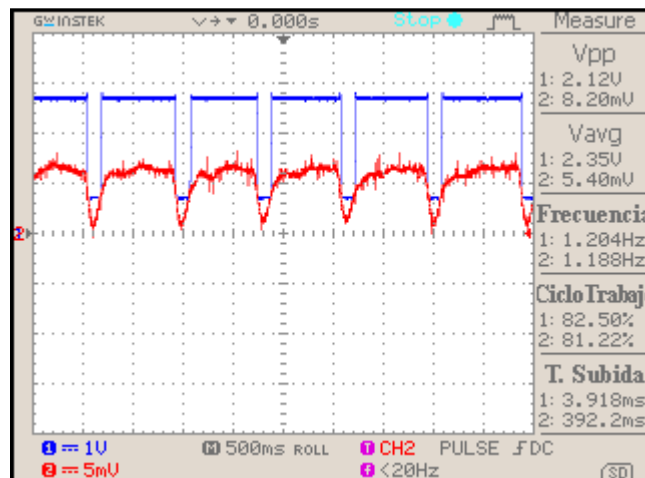


Figura 53. Muestra de voluntario 2.

En la figura 54 y 55 las señales son de 22.4 mV y 29.4mV con 83 y 90 latidos por minuto respectivamente.

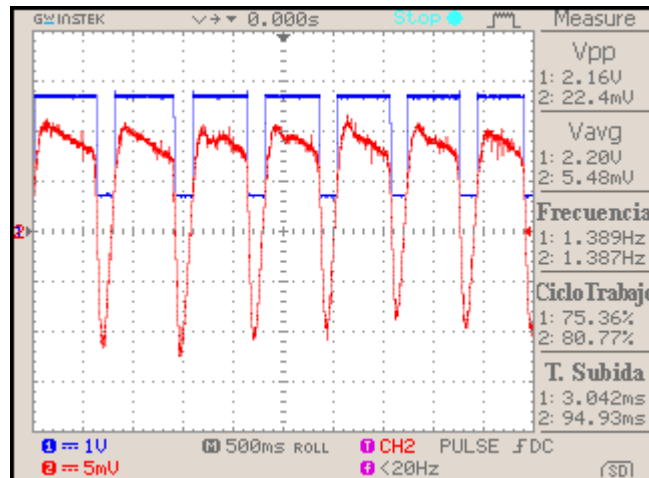


Figura 54. Muestra de voluntario 3.

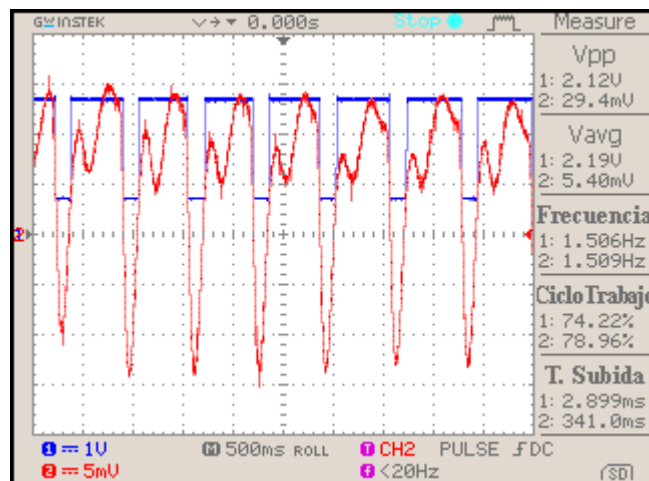


Figura 55. Muestra de voluntario 4.

Con lo anterior se puede concluir que el instrumento es capaz de acondicionar diferentes tamaños y formas de onda, también se observó que en las pruebas con el dedo más ancho se obtuvo la señal más pequeña, esto fue porque casi supero el límite mecánico de la armadura de los sensores.

4.3. Validación del instrumento

Con el fin de validar el instrumento se realiza la conexión del instrumento como se muestra en el diagrama de la figura 56, después se procede a ejecutar de forma automática el programa del microcontrolador en el depurador, para después iniciar una rutina en MATLAB que captura los datos por puerto serie y los despliega en pantalla en forma de vector de datos, este se actualiza con cada nuevo dato que es enviado por el microcontrolador a través de un convertidor de comunicación serie-USB.

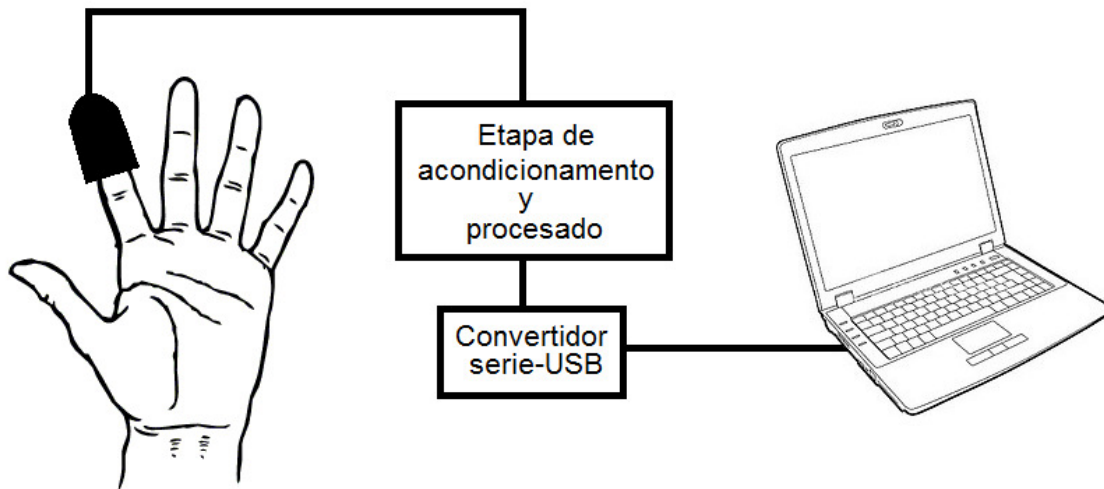


Figura 56. Diagrama del conexión del instrumento.

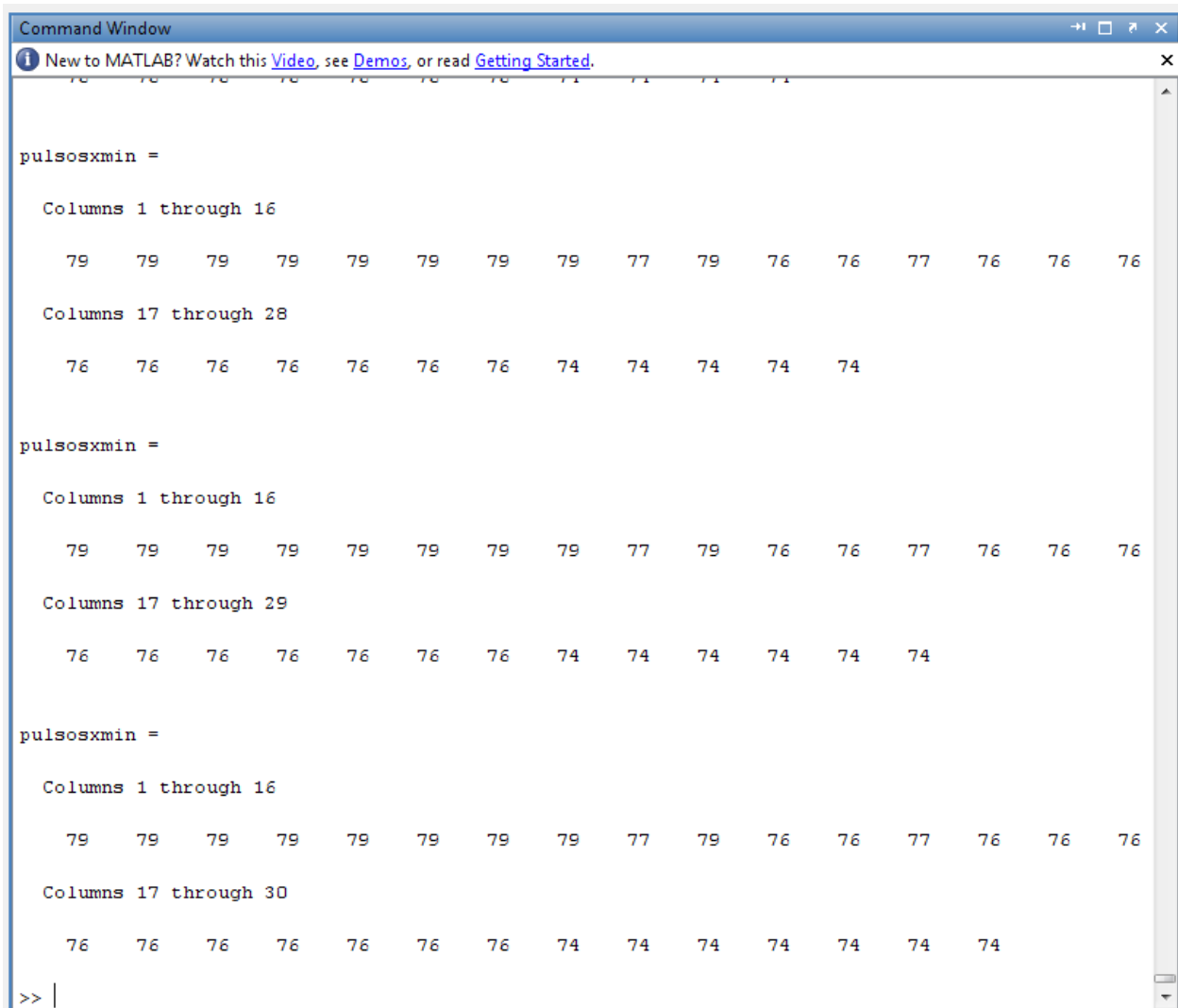


Figura 57. Ventana de visualización de información de MATLAB.

Para este caso particular se especificó en la rutina que se capturaran y desplegaran 30 datos de frecuencia cardiaca del voluntario, como se muestra en la figura 57 la información se refresca con cada dato capturado. En esta imagen se aprecia el vector con sus 3 últimas actualizaciones.

Los resultados obtenidos y desplegados, se comparan y validan contra los del pulsioxímetro NONIN 9600 (figura 58), comparando los datos de la tabla 3 y la gráfica de la figura 59 se puede observar que ambos sistemas muestran lecturas muy cercanas durante la mayor parte del tiempo que dura la prueba, con pequeños desfases en los resultados (1 a 3 latidos por minuto) por periodos de tiempo muy cortos (1 a 4 segundos).



Figura 58. Pulsioxímetro NONIN 9600.

Tabla 3. Comparación entre sistema desarrollado y NONIN 9600.

DATO	resultados del instrumento	NONIN 9600
1	79	80
2	79	79
3	79	79
4	79	80
5	79	79
6	79	79
7	79	79
8	77	78
9	79	78
10	76	77
11	76	76
12	77	76
13	76	76
14	76	77
15	76	77
16	76	76
17	76	76
18	76	76
19	76	76
20	76	76
21	76	75
22	76	75
23	76	74
24	74	74
25	74	74
26	74	74
27	74	74
28	74	75
29	74	75
30	74	74

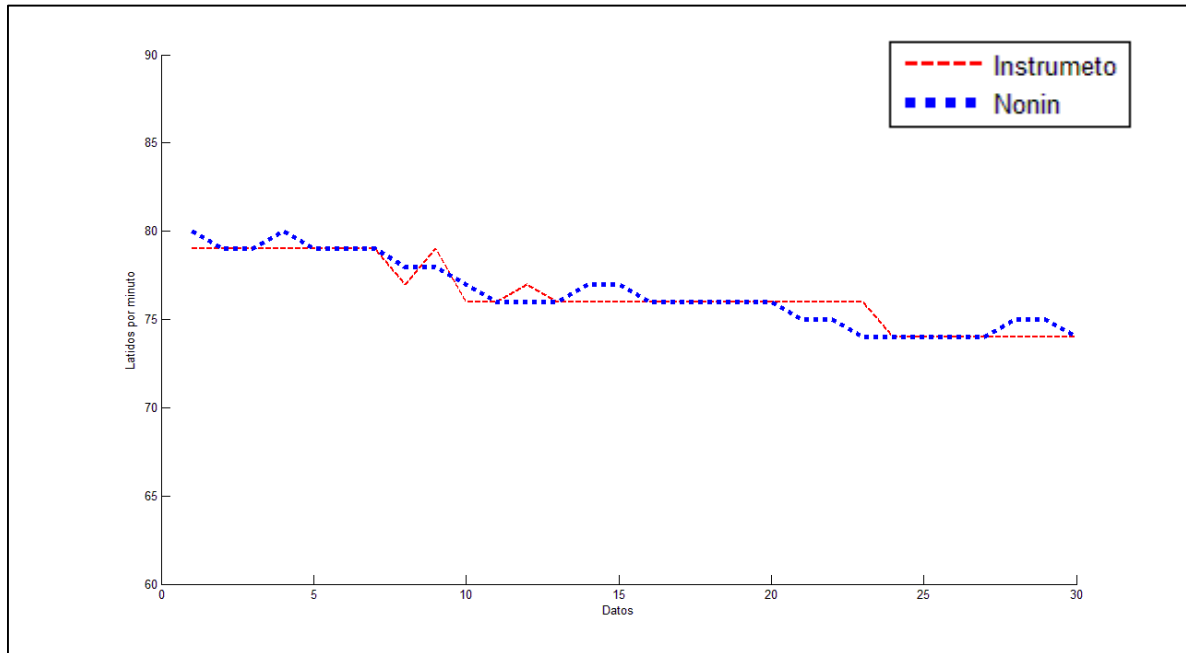


Figura 59. Comparación de datos para validación de instrumento.

4.4. Prueba de frecuencia cardiaca medida con instrumento de monitorización

La prueba se llevo a cabo en un área cerrada y con poco ruido, la posición del voluntario era sentada con espalda recta, se le coloco el sensor en el dedo menique de la mano izquierda, después de 2 minutos de reposo se empezó el registro de la información, durante la prueba se le pidió al voluntario no hablar y mantener una respiración normal y constante. el resultado se muestra en la figura 60.

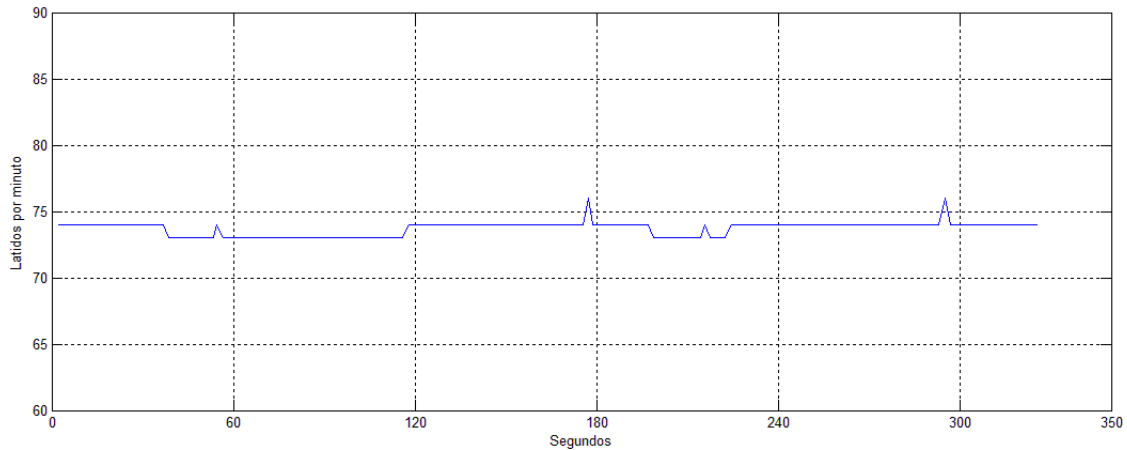


Figura 60. Gráfica de voluntario en reposo.

La segunda prueba se llevo a cabo bajo las mismas condiciones anteriores, pero en esta se dio a jugar al voluntario el videojuego de acción en el nivel inicial. Los datos se muestran graficados en la figura 61.

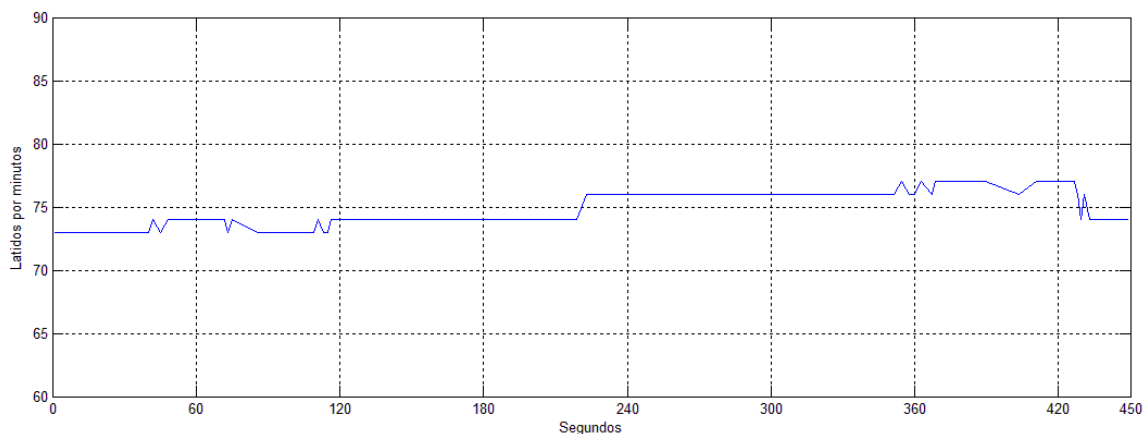


Figura 61. Gráfica de voluntario durante la partida de videojuego.

Durante la primer y segunda prueba no hubo cambio en la posición de la postura del jugador y se notó un leve incremento en la respiración, en la gráfica 61 se puede observar que durante los primeros segundos no hubo variación, esto fue

Figura 62. Grafica de voluntario durante partida de videojuego.

porque el videojuego tarda unos segundos en cargar, después de esto la frecuencia varía aproximadamente 1 minuto, cabe mencionar que durante los primeros instantes del juego este es interrumpido por intrusiones a leer, después de esto el juego se reanuda, después de estas interrupciones se incrementa la dificultad del juego, esto se ve representado en la gráfica después del segundo 120, también se puede observar que la frecuencia se mantenía elevada e incrementaba lentamente, cuando el nivel fue superado se ve un decremento notable de la frecuencia.

4.4. Aceptación del instrumento por la compañía Freescale

Se presentó el instrumento al representante regional de la compañía Freescale y aprobó el instrumento, se anexa carta de aceptación en el apéndice 2.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES

5.1. Introducción

En esta sección se presentan las conclusiones y los trabajos futuros a realizar en el proyecto.

5.2. Conclusiones

En este trabajo de tesis se ha presentado el diseño, integración, programación y pruebas de un instrumento electrónico para el monitoreo de frecuencia cardíaca. El cual tiene por objetivo apoyar el desarrollo de videojuegos con características más interactivas con el usuario de este, con el propósito de modificar el nivel de dificultad dependiendo del interés mostrado por el usuario.

En función de los resultados y el trabajo realizado se pueden hacer las siguientes conclusiones:

- El método de pulsioximetría es el más indicado para realizar el monitoreo de pulso cardiaco sin interferir con el usuario o el desempeño de este.
- La parte más indicada para realizar el monitoreo son las puntas de los dedos de la mano que no sean utilizados en los controles del videojuego.
- Sí se desarrolló un instrumento que es capaz de monitorear el pulso cardiaco de un jugador durante toda la partida del videojuego sin interferir con el usuario.
- Este instrumento se desarrolló con fototransistores en vez de fotodiodos como es usual.
- El acople mecánico del emisor y receptor del haz de luz que atraviesa el dedo es de vital importancia para el correcto desempeño del sistema de monitoreo.

Con los resultados obtenidos se concluye que el objetivo general de este trabajo se alcanzó:

- El objetivo general: se desarrollará un instrumento para monitorear el pulso cardiaco de un jugador durante su participación en un videojuego.

Al haber logrado el objetivo general de este trabajo la hipótesis se valida afirmativamente:

- La Hipótesis es: se podrá desarrollar un instrumento que mida el pulso cardiaco de un jugador sin interferir en algún aspecto durante su partida.

Al haber validado la hipótesis afirmativamente se contesta la pregunta de investigación: sí se puede desarrollar el instrumento.

- Pregunta de investigación: ¿se podrá desarrollar un instrumento que mida el pulso cardiaco de un jugador sin interferir en algún aspecto durante su partida?.

Al contestar la pregunta de investigación se atiende a la problemática al desarrollar el instrumento que mide el pulso cardiaco en el jugador.

- Problemática: se requiere que el instrumento no interfiera con los movimientos naturales del jugador y ser capaz de realizar las mediciones de forma automática: no debe ser necesario suspender el juego para realizar medición ni debe ser distracción para el jugador.

5.3. Trabajos futuros

Como trabajo futuro para este proyecto se plantea mejorar el acople mecánico del sensor que se utiliza en la punta de los dedos, debido a que el desgaste temprano de los materiales utilizados produce errores de medición y en ocasiones la pérdida completa de información que imposibilita el monitoreo del pulso cardíaco de jugador.

Bibliografía

[1] http://kidshealth.org/teen/en_espanol/mente/stress_esp.html. Consultado: junio de 2009.

[2] <http://www.saludmed.com/Bienestar/Cap4/Estres-R.htm>. Consultado: junio de 2009.

[3] Janet M. Torpy &MD, Redactora. El estrés emocional agudo y el corazón. The Journal of the American Medical Association, JAMA, 18 de julio de 2007—Vol. 298, Núm. 3. Consultado: junio de 2009.

[4] http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Diag/diekg_sp.cfm. consultado: agosto 2010

[5] <http://www.tuotromedico.com/temas/pulsioximetria.html>. Consultado: junio de 2009.

[6] http://courses.cs.tamu.edu/rgutier/cpsc483_s04/pulse_oximetry_notes.pdf. Neil Townsend, Medical Electronics, pp 32-42, 2001. Consultado: abril de 2009.

[7] <http://www.freepatentsonline.com/5355882.html>. T. Ukaua y T. Tadashi, *Pulse Oximeter*, Unites States Patent, Unites States, patent number: 5,355,882,1994. Consultado: abril de 2009.

Juan Carlos VESGA FERREIRA, Microcontroladores Motorola-Freescale
editorial Alphaomega, 1 ed. Edition, 368 pp, Published 2007,

Fredrick W. Hughes Fredrick W., Op Amp Handbook
editorial Prentice Hall, 3 Sub Edition, 327 pp, Published 1993, 3

Jiri Dosta, Operational Amplifiers, Second Edition (EDN Series for Design Engineers), editorial Butterworth-Heinemann Ltd, 387 pp, ISBN -13: 978-075069317-2

Jerald G. Graeme, Photodiode Amplifiers: OpAmp Solutions
editorial McGraw-Hill Professional, ISBN-13: 978-007024247-0

Apéndice 1

Emisores y receptores

Leds

IR333C: diodo emisor de luz (LED) infrarrojo, transparente (emisor para el modelo PT331C), de 5 mm de diámetro, con ángulo de transmisión de 26°.

QEE113: LED de 940 nm con ángulo de radiación de 50°, en encapsulado Sidelooker.

UT6W83-AE-940-R: LED, infrarrojo, 940 nm, side looker, 1.3 FV, 50 mW, V/A 30.

Fototransistores

PT331C: fototransistor de 5 mm, transparente (receptor del modelo IR333C), 1.3 V de colector a emisor, ángulo de captación de 32° máximo y longitud de onda de 940 nanómetros.

UT6W93-AE-0125: fototransistor, infrarrojo, side looker, CE30.0 uA, EC5.0 uA.

Apéndice 2

Tabla 4. Valores recomendados de resistancias de ganancia de AD627.

Ganancia deseada:	Tabla de valores estándar al 1% de R_g :	Ganancia resultante:
5	∞	5
6	200 K Ω	6
7	100 K Ω	7
8	68.1 K Ω	7.94
9	51.1 K Ω	8.91
10	40.2 K Ω	9.98
15	20.0 K Ω	15
20	13.7 K Ω	19.6
25	10.0 K Ω	25
30	8.06 K Ω	29.81
40	5.76 K Ω	39.72
50	4.53 K Ω	49.15
60	3.65 K Ω	59.79
70	3.09 K Ω	69.72
80	2.67 K Ω	79.91
90	2.37 K Ω	89.39
100	2.10 K Ω	100.24
200	1.05 K Ω	195.48
500	412 Ω	490.44
1000	205 Ω	980.61

Apéndice 4



FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC.
6501 William Cannon Drive West, Austin, TX 78735

Junio 17 20010

Carta de Aceptacion

A quien Corresponda.

Por medio del presente, **Freescale semiconductor** acepta que el proyecto con el título **"Instrumento para monitoreo de pulso cardiaco para videojuegos en consolas estacionarias"**, está en funcionamiento, y realiza lo establecido conforme a lo especificado en el objetivo general del proyecto donde se utilizo un microcontrolador de 8 bits MC9S08QG8, sensores, amplificadores, filtros y la herramienta de programación y depuración CodeWarrior presentando el proyecto funcional con la precisión establecida.

A handwritten signature in dark ink, consisting of several loops and a final horizontal stroke.

Att. Ing. Angel R Galarza Guerrero
Gerente Regional San Diego y Baja