

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA



FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y DISEÑO

PROGRAMA DE POSGRADO

MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA

SISTEMA DE MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES

TESIS

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

MAESTRO EN INGENIERÍA

Presenta:

ARAM HAWA CALVO

Ensenada, Baja California, México, Junio de 2011.

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y DISEÑO

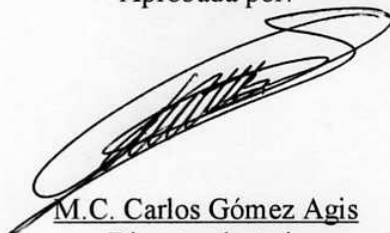
Sistema de monitorización de signos vitales

TESIS

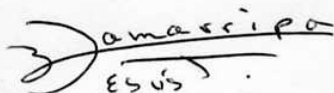
Que para obtener el grado de maestría en ingeniería presenta:

Aram Hawa Calvo

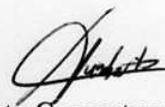
Aprobada por:



M.C. Carlos Gómez Agis
Director de tesis



Dr. José de Jesús Zamarripa Topete
Miembro del comité



M.C. Humberto Cervantes de Ávila
Miembro del comité

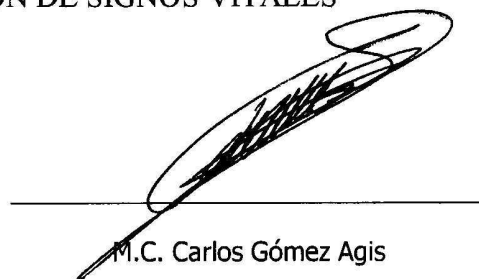
Ensenada Baja California, México. Junio, 2011

RESUMEN de la tesis de **Aram Hawa Calvo**, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN INGENIERÍA del programa de Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería (MyDCI) de la Universidad Autónoma de Baja California.

Ensenada, Baja California, México. Junio de 2011

“SISTEMA DE MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES”

Resumen aprobado por:

A handwritten signature in black ink, consisting of a series of loops and strokes, positioned above a horizontal line.

M.C. Carlos Gómez Agis

Director de tesis

En este documento se presenta el diseño e instrumentación de un dispositivo portátil para la monitorización del ritmo cardíaco y temperatura corporal. Para el diseño de éste, se realizó una revisión bibliográfica en una primera parte, así como un estudio de las técnicas de medición para las variables de interés.

En una segunda parte, se llevó a cabo la implementación de la electrónica requerida para la adquisición y procesamiento digital de las señales provenientes de un termistor y de un pulsómetro, a través del microcontrolador MC9S08GT60CFBE. Todo esto para concluir con una serie de pruebas realizadas en individuos, con un instrumento construido en montaje superficial y de fácil colocación.

Como parte final de este desarrollo, el instrumento fue validado por un especialista en el ámbito médico.

Palabras clave: Monitorización de signos vitales, temperatura corporal, ritmo cardíaco, oxímetro, termistor.

DEDICATORIA

Primeramente a Dios Jehová y a Jesucristo por darme la vida y permitirme aprender a valorar y asimilar las cosas que suceden en mi vida, ya sean buenas o malas. Gracias a ellos sigo aquí.

A mi padre (qepd) y a mi abuelita (qepd), ya que sin su amor jamás hubiera estado aquí y sé que habrían estado muy felices de compartir conmigo éste momento (nos volveremos a encontrar juntos algún día).

A mi madre, mis hermanos y mis tíos, ya que siempre estuvieron conmigo apoyándome en todo y sé que lo seguirán haciendo, Dios los bendiga siempre.

A mi esposa Elen, que desde un inicio me apoyo en esta ardua labor ya que siempre estuvo ahí para darme fuerzas, ella es mi cómplice y parte esencial de todo esto y gracias a ella es que sigo buscando la superación.

A mis amigos de maestría, Fausto, León, Yazmin, Rogelio, Aarón, Luis, Kuotaro y Miguel, muchas gracias por los gratos momentos y por considerarme su amigo, sin ustedes jamás estaría donde estoy ahora.

A mi director de tesis M.C. Carlos Gómez Agis, que más que director lo considero mi amigo. Gracias por todo el apoyo brindado y sobre todo por tu amistad (eres mi descubridor).

A los miembros del comité, Dr. José de Jesús Zamarripa Topete y M.C. Humberto Cervantes de Ávila, por todo su tiempo y apoyo al brindarme los conocimientos necesarios para enriquecer en gran medida éste trabajo.

A Conacyt y UABC, por el apoyo que tuvieron en bien darme y por hacerme sentir cada día más orgulloso de ser un cimarrón.

CONTENIDO

	Página
CAPÍTULO I.....	1
INTRODUCCIÓN	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Planteamiento del problema.....	4
1.2.1. Delimitación del problema.....	5
1.3. Preguntas de investigación.....	5
1.4. Hipótesis.....	6
1.5. Objetivos del proyecto	6
1.6. Justificación de la investigación.....	7
CAPÍTULO II	8
REVISIÓN DE LA LITERATURA	8
2.1. Introducción	8
2.2. Signos Vitales	8
2.2.1. Temperatura	9
2.2.1.1. Instrumentos para la medición de temperatura	15
2.2.1.2. Sensores de temperatura.....	16
2.2.2. Ritmo cardíaco	17
2.2.2.1. Actividad eléctrica	19
2.2.2.2. Sensores de frecuencia cardíaca.....	20
2.3. Pulsioximetría	21
2.4. Normas	26

	Página
2.5. Microcontrolador.....	27
2.6. Sumario	28
CAPÍTULO III.....	29
DISEÑO E INSTRUMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES.....	29
3.1. Introducción	29
3.2. Equipos y dispositivos electrónicos asociados.....	29
3.3. Medición de temperatura corporal	33
3.3.1. Diseños y experimentos preliminares para la medición de temperatura corporal	33
3.4. Medición de ritmo cardiaco	38
3.4.1. Diseños y experimentos preliminares para medición del ritmo cardiaco	38
3.4.1.1. Procedimiento 1	40
3.4.1.3. Procedimiento 2	42
3.5. Programación de algoritmo de adquisición de temperatura y ritmo cardiaco.....	46
CAPÍTULO IV.....	53
PRUEBAS Y RESULTADOS.....	53
4.1. Introducción	53
4.2. Instrumentación del SBP.....	54
4.2.1. Pruebas y validación del SBP prototipo.....	57
4.3. Integración del sistema de monitorización de signos vitales	65
4.3.1. Conexión del SBP con el nodo PAN802154HAR00	67

Página

4.3.2. Prueba y Validación Final del Instrumento de Monitorización de Signos Vitales	69
4.3.3. Validación por especialista.	74
Con la presente validación se da por alcanzado el objetivo del trabajo.....	74
CAPÍTULO V	75
CONCLUSIONES	75
5.1. Introducción	75
5.2. Conclusiones	75
5.3. Trabajos futuros	76
Bibliografía	78
APÉNDICE A	80
APÉNDICE B	81
PROGRAMAS Y TABLAS	81
Programa 1	81
Programa 2	82
Tabla 1.....	89

ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Equipos existentes en el mercado.....	3
Figura 2. Intervalo estimado de la temperatura central en personas normales.	11
Figura 3. Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo.....	13
Figura 4. Fases del corazón.....	18
Figura 5. Pinza del pulsioxímetro.	24
Figura 6. Separación de espectros.....	25
Figura 7. Esquema interno de la familia MC9S08GTxx.....	30
Figura 8. Nodo PAN802154HAR00.....	31
Figura 9. Descripción del Nodo PAN802154HAR00.....	31
Figura 10. Diagrama a bloques del PAN802154HAR00.....	32
Figura 11. Termistor NTSD0XH103EE1B0.....	35
Figura 12. Arreglo propuesto para el termistor NTSD0XH103EE1B0.....	35
Figura 13. Acondicionamiento y pruebas en distintas partes del cuerpo.....	37
Figura 14. Primer circuito de prueba.....	39
Figura 15. Sensores soldados en placa.....	40
Figura 16. Arreglo de conversión corriente-voltaje.....	41
Figura 17. Salida del circuito alimentado con +3V y GND.....	42
Figura 18. Señal inestable con + 3V y GND.....	42
Figura 19. Acondicionamiento de los sensores en una Pinza de madera.....	43
Figura 20. Primer circuito.	43

	Página
Figura 21. Lectura en punto “a” del circuito: a) CC, b) AC.	44
Figura 22. Lectura en punto “b”.....	44
Figura 23. Lectura en punto “c”.....	45
Figura 24. Lectura en punto “d”.....	45
Figura 25. Proceso de obtención del ritmo cardíaco.	46
Figura 26. Proceso de ubicación del valor mínimo.....	49
Figura 27. Generación del promedio.....	49
Figura 28. Niveles de referencia superior e inferior.	50
Figura 29. Muestreo para detección del ciclo cardíaco.....	50
Figura 30. Circuito impreso del SBP.	54
Figura 31. Diseño mejorado de la pinza.....	54
Figura 32. Conexión entre el SBP con el nodo PAN802154HAR00.....	55
Figura 33. Sistema ubicado en la pulsera.....	55
Figura 34. a) Sensores ópticos, b) Señal de entrada.....	56
Figura 35. a) Termómetro Clínico, b) FLUKE 179.	57
Figura 36. Prueba en estado de relajación.....	58
Figura 37. Prueba en estado de agitación.....	59
Figura 38. a) Prueba en estado de relajación, b) Prueba en estado de agitación.....	60
Figura 39. Datos de ritmo cardíaco y de temperatura.	61
Figura 40. a) SIGMA PC3, b) Dispositivos simultáneamente.....	62
Figura 41. Graficas de comparación de los dispositivos.....	63
Figura 42. Gráfica del SBP y Termómetro clínico.	64

Figura 43. a) Cara superior, b) Cara inferior.....	65
Figura 44. Ubicación de pines en la tarjeta de montaje superficial.	66
Figura 45. Conexiones del SBP con el nodo PAN802154HAR00	68
Figura 46. SBP empalmado con el nodo PAN802154HAR00.	68
Figura 47. Prueba del SBP en montaje superficial.....	69
Figura 48. a) SBP vs NONIN, b) SBP vs SIGMA, c) SBP vs SIGMA vs NONIN....	70
Figura 49. Instrumento de Monitorización vs termómetro clínico.	71
Figura 50. a) SBP vs NONIN, b) SBP vs SIGMA, c) SBP vs SIGMA vs NONIN....	72
Figura 51. Dispositivo Final.....	73

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

La medición puntual o monitorización durante un periodo de los signos vitales de una persona con un determinado padecimiento, es de suma importancia para el diagnóstico y tratamiento del mismo, así como para la prevención de futuras enfermedades. Es indispensable resaltar que la medición e interpretación de la información que el cuerpo brinda a través de los síntomas que presenta el paciente es primordial en la toma de decisiones ya que el bienestar de éste depende de ellas.

En tiempos pasados, la medición y diagnóstico de los signos vitales, para conocer el estado físico de un individuo era realizado a partir de la percepción, intuición y experiencia, del médico que lo atendía, es decir, este dependía en gran medida de sus sentidos como de su conocimiento teórico-práctico. Lo anterior traía consigo mediciones subjetivas que en ocasiones daban por resultado errores en el diagnóstico y por consiguiente en el tratamiento del paciente.

El desarrollo tecnológico aplicado a la medicina, trajo consigo la creación de nuevos instrumentos, tales como el termómetro, el baumanómetro y el estetoscopio, los cuales permiten medir la temperatura corporal, la presión arterial, y escuchar los órganos internos del cuerpo humano. Estos instrumentos facilitaron la auscultación de los pacientes, brindando al médico una mayor certeza en el diagnóstico. Sin embargo, éste dependía aun de la experiencia del médico.

Para enfrentar este inconveniente, la industria médica se ha enfocado a la investigación, desarrollo y fabricación de instrumentos electrónicos médicos, ya sea para uso doméstico o para clínicas u hospitales. Estos instrumentos entregan un valor cuantitativo de los signos vitales con los que se facilita la interpretación del estado físico del paciente. Anexado a estos nuevos dispositivos médicos se integra la conexión de tecnología inalámbrica, la cual permite obtener la información de estos dispositivos y enviarla por medio de una red inalámbrica hacia un especialista, médico, institución de salud o laboratorio. Lo cual permite así visualizar los datos registrados de manera instantánea, con lo que se logra así tener la capacidad de detectar algún posible problema, realizar un correcto diagnóstico y brindar una solución favorable en minutos, con la ventaja de evitar que el paciente se encuentre físicamente con el especialista o conectado a dispositivos fijos de monitorización de un hospital.

La interpretación de esta tecnología en aplicaciones médicas tiene mucho potencial:

- La monitorización de pacientes en tiempo real (posibilidad de realizar una monitorización pre-hospitalaria, hospitalaria o ambulatoria que reemplaza a los sistemas de telemetría alámbricos, molestos y caros).
- La monitorización en el hogar a pacientes crónicos o ancianos (realizar colecta de datos periódicos o continuos, enviándolos al médico, con una reducción del tiempo de estancia en el hospital).

En la actualidad los equipos portátiles de monitorización para aplicaciones médicas son muy costosos. Al ser estos equipos desarrollados en otros países, donde el nivel de infraestructura es muy grande y donde la investigación en cuanto a aplicaciones médicas es constante. Permitiéndoles tener un avance mayor en lo que se refiere a monitorización a distancia.

Actualmente en el mercado existen diversos instrumentos portátiles para medir variables físicas, los cuales en su mayoría están enfocados al ámbito deportivo.

La figura 1 muestra un conjunto de dispositivos comerciales que realizan la medición de uno o más signos vitales, como lo es el monitor portátil fabricado por la compañía DailyCare Biomedical, figura 1 a). En la figura 1 b), se presenta un monitor de ritmo cardiaco el cual hace uso de un dispositivo móvil. En la figura 1 c), se presenta un sensor deportivo para medir el ritmo cardiaco marca Hipower. En la figura 1 d), se presenta un reloj de la empresa Jetfly Technology Ltd capaz de medir la presión sanguínea y el ritmo cardiaco. En la figura 1 e), se presenta un reloj medidor del pulso fabricado por la empresa Hitachi.



a)



b)



c)



d)



e)

Figura 1. Equipos existentes en el mercado.

En México, el desarrollo de equipos médicos, se encuentran en una fase temprana, al igual que los servicios que se pueden ofrecer con éstos. Pero la importancia que se esta dando a la monitorización a distancia en aplicaciones médicas, poco a poco va en incremento.

Al tener por contexto lo antes citado, en este documento se expone el diseño e instrumentación de un sistema portátil de monitorización de temperatura corporal y ritmo cardiaco en un brazalete, donde un conjunto de sensores entregarán información de dichos parámetros para su procesado, para una transmisión posterior.

1.2. Planteamiento del problema

Uno de los principales problemas que afectan a las comunidades es en lo referente al sector salud, ya que con el ritmo de vida y la disminución en la actividad física de las personas, el deterioro de esta se ve afectado, forzándolas en ocasiones a trasladarse largas distancias para acudir con el doctor, especialista o institución médica.

La persona al encontrarse en esa situación, pierde demasiado tiempo, que en muchos casos podría ser decisivo, ya que el doctor se verá obligado a realizar como primera instancia una auscultación que le permita conocer los signos vitales del paciente, para así poder diagnosticar correctamente y darle un tratamiento adecuado.

Un sistema de monitorización médico facilitaría mucho la prevención y tratamiento en personas propensas a padecer alguna enfermedad grave o que se encuentren dentro de algún tratamiento, el cuál requiera que se estén censando sus variables continuamente.

1.2.1. Delimitación del problema

El sistema se construirá en la Universidad Autónoma de Baja California (UABC), Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño (FIAD) ubicada en el K.M. 103 Carretera Tijuana-Ensenada. Ensenada, B.C. México, en conjunto con la Escuela de Ciencias de la Salud Campus Ensenada ubicada en Blvd. Juan A. Zertuche y Blvd. de los Lagos S/N Fracc. Valle Dorado.

El sistema móvil a desarrollar, permitirá medir de forma portátil el ritmo cardiaco y la temperatura corporal de manera cómoda, segura, compacta, ligera y fácil de transportar. Con memoria para almacenar los datos de los parámetros de lectura y baterías. Para lo cual se hará uso del Nodo PAN802154HAR00 de Panasonic con microcontrolador integrado de Freescale MC9S08GT60CFB.

El sistema servirá para aquellas personas que requieran que sus signos vitales de temperatura y ritmo cardiaco, sean monitorizados. Ya que el dispositivo estará limitado a estas dos variables, al ser el límite de la temperatura corporal del dispositivo de entre 30 °C a 50 °C, además el límite del ritmo cardiaco será de 30 a 400 latidos/minuto.

1.3. Preguntas de investigación

Basado en lo anterior expuesto, se generan las siguientes preguntas de investigación para este trabajo:

- ¿Existen en el mercado los sistemas portátiles con estas características?
- ¿Será de gran ayuda para el tipo de paciente al que va dirigido?
- ¿Qué tan necesario es un sistema médico como este en la sociedad?

- ¿Se podrá diseñar y construir, un sistema portátil de bajo costo, para monitorización de signos vitales?

1.4. Hipótesis

La hipótesis para este trabajo es:

- Sí, se puede desarrollar un sistema de monitorización para las variables de temperatura corporal y ritmo cardiaco.

Para construir la hipótesis anterior es necesario para la medición de los parámetros de interés un método no invasivo como la pulsioximetría.

1.5. Objetivos del proyecto

Para la realización del proyecto tenemos por objetivo general el:

Diseñar y desarrollar un sistema médico portátil, que mida los signos vitales de temperatura y ritmo cardiaco.

Derivado del objetivo antes citado se tienen los siguientes objetivos específicos:

- Hacer un estudio de los signos vitales a medir.
- Diseñar un sistema médico no invasivo, con memoria, que sea portátil para medir temperatura y ritmo cardiaco basado en microcontrolador.
- Instrumentar las etapas de la conformación de señal y programar el sistema operativo del instrumento.
- Realizar pruebas preliminares al sistema integrado.
- Integrar y validar de forma experimental el sistema final construido.

1.6. Justificación de la investigación

El avance en cuanto al desarrollo e implementación de instrumentación médica mejora en gran manera la calidad de vida en las personas, al hacer frente a uno de los grandes problemas a los que se enfrenta la sociedad actualmente, específicamente las grandes ciudades, ya que el traslado de pacientes de su domicilio al centro médico en ocasiones es tardado, agilizándose el proceso con respecto a una pronta toma de decisión, o la prevención de enfermedades en pacientes críticos. Lo anterior encamina a UABC al estudio e implementación de tecnología propia para el desarrollo de un dispositivo médico, principalmente de costo accesible, ligero, cómodo para el paciente; además de ser de bajo consumo de energía ya que si se requiere pueda estar conectado las 24 horas.

Este proyecto es sólo una de varias etapas que se realizarán dentro de la UABC Ensenada, donde la idea general es adquirir la información médica de distintas variables corporales (glucosa, oxígeno en la sangre, temperatura, ritmo cardíaco, etc); el envío, recepción; además de la manipulación para fines de diagnóstico o prevención. Este trabajo únicamente se enfocará en la etapa de desarrollo y construcción del dispositivo; la instrumentación e implementación de una etapa de adquisición y acondicionamiento de las variables médicas que interesan, en este caso, solo se implementará el instrumento para adquirir la temperatura corporal y el ritmo cardíaco.

CAPÍTULO II

REVISIÓN DE LA LITERATURA

2.1. Introducción

En el presente capítulo se expondrá lo referente a los signos vitales de temperatura corporal y ritmo cardiaco, así como técnicas utilizadas para la medición de éstas. En una última parte se hará mención de los dispositivos microcontroladores.

2.2. Signos Vitales

Se entiende por signos vitales a todas aquellas señales o variables corporales que presenta un ser humano, las cuales permiten revelar las funciones básicas del organismo y determinar la condición de salud. En las civilizaciones antiguas se llevaron a cabo exploraciones clínicas, incluidas la observación de la expresión facial, la inspección de la sangre, la apariencia de la orina, la saliva y las heces. Una de las civilizaciones más grande como lo son los egipcios, practicaban una exploración clínica rudimentaria pero novedosa; como su palpitación metódica del pulso arterial como procedimiento para apreciar el estado cardiaco, al considerarse esta una de sus contribuciones originales al diagnóstico médico. Ellos además examinaron la fiebre al tocar la frente con el dorso de la mano; además de conocer una forma primitiva de escuchar los sonidos engendrados en el cuerpo, es decir que habrían practicado la auscultación [1]. En lo referente a civilizaciones como los aztecas los únicos reportes de su identificación en enfermedades del sistema cardiovascular dan datos muy pobres del grado de conocimiento que pudieron tener en este aspecto de la medicina; conocieron y nombraron algunos síntomas como el dolor precordial o

“yollotencualiztli”, tal vez este sea el único que pudo indicarles que el corazón tenía algún padecimiento o sufrimiento [2].

En ese tiempo, la medicina se enfocaba en identificar la enfermedad por medio del tacto y el aspecto de la persona, donde se relacionó que al existir un aumento de temperatura, existía un malestar o problema físico. Con el paso del tiempo esta identificación se efectuaba de manera más amplia, ya que fueron incorporándose más variables para diagnosticar la condición de salud o enfermedad en las personas, entre las cuales está la temperatura corporal, frecuencia respiratoria, presión arterial y ritmo cardiaco. Al ser la temperatura y el ritmo cardiaco las variables de interés para la realización de este trabajo; será en las que se haga enfoque para su adquisición.

2.2.1. Temperatura

La temperatura esta definida como una magnitud que refleja el nivel térmico de un cuerpo, es decir, su capacidad para ceder energía calorífica; este parámetro es de suma importancia para determinar las condiciones de supervivencia de los seres vivos. Por otra parte se debe entender por temperatura corporal a la medida del grado de calor de un organismo.

La temperatura corporal esta formada por la temperatura de los tejidos profundos del organismo la cual es conocida de igual manera como temperatura central. Ésta temperatura es constante, fuertemente regulada y representa la temperatura media en áreas corporales profundas centrales, como el cerebro, corazón, pulmones, órganos abdominales. Se encuentra constituida por las regiones del cráneo torácica, abdominal, pélvica y las porciones más profundas de las masas musculares de las extremidades.

Otra temperatura es la cutánea de los tejidos periféricos o superficial la cual esta constituida por el llamado revestimiento periférico, como la piel, el tejido subcutáneo y las porciones superficiales de las masas musculares cuya función principal es la de mantener una temperatura central constante; la cual puede oscilar dentro de los límites amplios, depende tanto de la temperatura del medio ambiente como del grado de defensa ante la pérdida de calor y de las actividades.

Cabe mencionar que a pesar de las diferencias entre la temperatura interna y temperatura externa, los seres humanos son homeotermos, lo que significa que su temperatura central permanece prácticamente constante, con un margen de $\pm 0.6^{\circ}\text{C}$, salvo cuando viene una enfermedad febril. De hecho una persona puede estar desnuda y exponerse a temperaturas tan bajas como 13°C o tan altas como de 54°C con un aire seco y mantener una temperatura central casi constante.

La temperatura cutánea, a diferencia de la temperatura central, aumenta y descende con la temperatura del entorno, ya que tiene la capacidad de desprender calor al entorno.

En lo relativo a la temperatura central normal, es importante citar que ésta se encuentra comprendida en un intervalo y no esta considerada como constante. Las mediciones efectuadas en muchas personas sanas muestran un intervalo normal de temperaturas, desde 36.3°C hasta más de 37.1°C , figura 2.

La temperatura central normal puede variar, por término medio, entre 36.3°C y 37°C si se mide en la boca y esta resulta 0.6°C mas alta si se mide en la parte del recto [3].

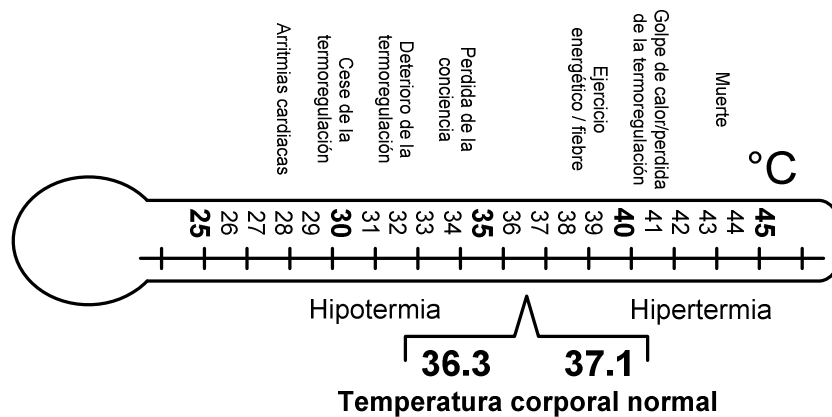


Figura 2. Intervalo estimado de la temperatura central en personas normales.

Existen diversos factores que afectan la temperatura corporal y por solo mencionar algunos se tiene: la edad, la temperatura ambiente, la indumentaria, el estrés, las enfermedades, cambios menstruales en las mujeres y el ejercicio físico.

De este modo, para indicar un valor de “temperatura corporal” se debe tener en cuenta en que parte del cuerpo tiene lugar la medición o adquisición de la variable. Luego entonces, en lo referente al diagnóstico médico los puntos de medición de esta variable son:

- El Recto: La temperatura rectal es un buen lugar para determinar la temperatura interna ya que es un excelente indicador del almacenamiento del calor metabólico durante el ejercicio. La temperatura rectal es 0.6 °C mayor que la temperatura oral.
- Canal Auditivo: El canal auditivo se encuentra muy cerca del hipotálamo, así que la temperatura timpánica sirve como estimación de la temperatura interna. Aunque es de menor precisión que la temperatura rectal.
- Cavidad Oral-sublingual: Es un buen indicador de la temperatura corporal central.

- El Esófago: Se considera que la temperatura del esófago es preferible a la timpánica debido a que permite obtener una medida indirecta de la temperatura de la sangre arterial que es bombeada por el corazón.
- Temperatura Axilar: Es la más cómoda y segura, aunque la menos exacta. Es poco representativa de la temperatura interna, ya que aumenta y descende con la temperatura del entorno, y tiende a ser 1 °C inferior a la rectal.

Para que la medición de la temperatura interna de la persona sea más exacta, esta se debe encontrar lo más próxima a los órganos internos del cuerpo, por eso es conveniente que se realice dentro de alguna cavidad del cuerpo, para asegurar que se esta adquiriendo lo más cercano a la temperatura interna.

La mayoría del calor producido en el organismo se genera en los órganos profundos, como el hígado, cerebro y el corazón, entre otros, para después pasar de los tejidos profundos hacia la piel, donde se pierde hacia el exterior. Por consiguiente, la velocidad a la que desaparece el calor depende casi exclusivamente por dos factores:

1. La rapidez con la que se fluye el calor desde el lugar de producción dentro del organismo hacia la piel.
2. La rapidez con la que la piel cede el calor al entorno.

La piel, los tejidos subcutáneos y en particular, la grasa de los tejidos subcutáneos actúan como aislante térmico del organismo. La grasa es en extremo importante ya que conduce el calor a un tercio de la velocidad de los otros tejidos. Cuando no fluye sangre de los órganos internos calentados hacia la piel, las propiedades aislantes del cuerpo de un hombre representan tres cuartas partes de las propiedades aislantes de la ropa normal [3]. Las mujeres cuentan con un aislamiento aun mejor.

La piel en pocas palabras es un sistema radiador de calor con un control eficiente. El flujo sanguíneo de la piel se comporta como el mecanismo más eficiente que

transfiere el calor del centro del organismo hacia la piel. En la figura 3 se muestra un ejemplo de una persona desnuda sentada en una habitación con una temperatura ambiente normal y pierde cerca de un 60 % de todo el calor por radiación. Normalmente se pierden cantidades minúsculas de calor, en torno al 3 %, mediante conducción directa desde la superficie corporal hacia objetos sólidos como una silla o una cama. Sin embargo, el calor que se pierde por medio de la conducción aérea es aproximadamente del 15 %.

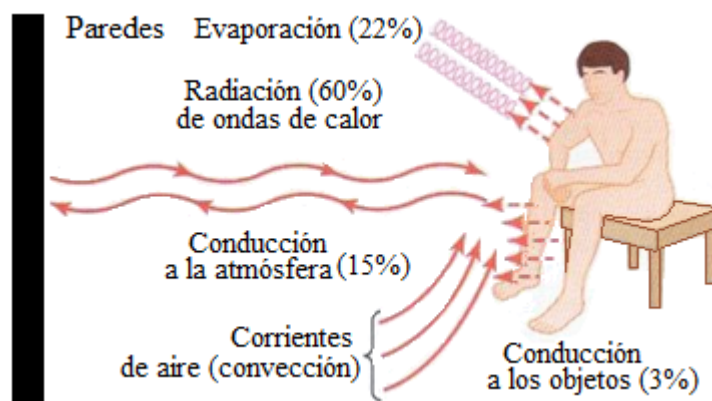


Figura 3. Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo.

La pérdida de calor del cuerpo humano por las corrientes de convección del aire, suele llamarse pérdida de calor por convección. Alrededor del cuerpo surge siempre una pequeña convección, ya que el aire que rodea la piel tiende a elevarse después de calentarse. Por este motivo, aproximadamente el 15 % de la pérdida total de calor de una persona desnuda, sentada en una habitación sin un gran movimiento del aire, se debe a la conducción del mismo y luego a la convección con alejamiento del cuerpo.

La temperatura corporal está regulada casi exclusivamente por mecanismos nerviosos de realimentación que operan, en su mayoría, a través de centros termorreguladores situados en el hipotálamo. A pesar de que las señales emitidas por los receptores hipotalámicos de la temperatura, controlan con gran potencia la temperatura corporal,

los receptores de otras partes del cuerpo hacen una función termorreguladora complementaria. Así sucede con los receptores térmicos de la piel y de algunos tejidos profundos del organismo.

La piel se encuentra dotada de muchos más receptores para el frío que para el calor; de hecho, a veces se observan hasta 10 veces más en varias zonas de la piel.

Cuando existe o se detecta un descenso en la temperatura de la piel en todo nuestro organismo, se comienzan acciones que aumentan la temperatura corporal por medio de diversas formas:

1. Estimulan con intensidad el escalofrío, con lo que aumenta la producción de calor del organismo.
2. Inhiben la sudoración, si esta ya estaba comenzando.
3. Inducen una vasoconstricción de la piel para reducir la pérdida del calor orgánico a través de la misma.

En caso contrario cuando ocurre que los centros hipotalámicos de la temperatura detectan una temperatura alta; el sistema termorregulador hace uso de tres mecanismos esenciales para reducir el calor corporal:

1. Vasodilatación de la piel.
2. Sudoración.
3. Disminución de la producción de calor.

El aumento de la temperatura corporal como ocurre en la fiebre, produce un gran aumento de la frecuencia cardíaca, a veces hasta el doble del valor normal. La disminución de la temperatura, produce una gran reducción en la frecuencia cardíaca, la cual puede aminorarse hasta sólo algunos latidos por minuto, cuando una persona está cerca de morir por hipotermia en el intervalo de temperatura corporal de 16 °C a 21 °C.

La fuerza contráctil del corazón con frecuencia aumenta cuando existe algún aumento moderado de la temperatura, como ocurre durante el ejercicio corporal, aunque una elevación prolongada de la temperatura agota los sistemas metabólicos del corazón y finalmente producen debilidad. Por tanto, la correcta función del corazón depende mucho del control adecuado de la temperatura corporal por los mecanismos de control de la temperatura. En base a lo anterior expuesto, la importancia de la monitorización constante de esta variable física, para que exista un correcto funcionamiento del organismo.

2.2.1.1. Instrumentos para la medición de temperatura

En la actualidad los instrumentos más comúnmente usados para la medición de la temperatura corporal son:

- El termómetro de vidrio con Mercurio: el cual es un cilindro de vidrio hueco con el extremo superior cerrado; con un depósito de mercurio en el fondo llamado bulbo y la parte superior de éste tiene una escala graduada llamada tallo que va en la mayoría de los casos desde los 35 hasta los 42 °C. De esta clase de termómetros existen 2 tipos, el bucoaxial y el rectal.
- Termómetro Digital: considerado más seguro que los termómetros de vidrio con mercurio, ya que no existe el riesgo que se rompa, lo que provocaría una intoxicación al paciente con el mercurio. La lectura de esta clase de termómetros es muy sencilla ya que utiliza el mismo procedimiento que el termómetro de vidrio, con la diferencia de que la lectura se realiza a través de un pequeño visualizador.
- Termómetro de Tira Plástica: las tiras plásticas de esta clase de termómetros contienen un cristal líquido; el cuál es sensible al calor, lo cual provoca que cambie de color para indicar la temperatura. La tira se debe colocar en la frente y se lee cuando todavía está en su lugar después de un minuto, el inconveniente de este termómetro es que no es muy confiable.

- Termómetro de Oído: este tipo de termómetros son digitales y la lectura se visualiza en un pequeño visualizador, a los pocos segundos de colocado el termómetro en el oído.
- Termómetros Infrarrojos: esta clase de termómetros regularmente se utilizan para medir a poca distancia la temperatura, en muchos de los casos se dirige el termómetro a la frente y en un par de segundos entrega el valor de la temperatura.

2.2.1.2. Sensores de temperatura

En lo pertinente a la medición del parámetro de temperatura existen diversos tipos de sensores en el mercado, los cuales permiten adquirir una señal eléctrica proporcional a los cambios de esta variable.

Los sensores que se usan comúnmente para realizar esta tarea son:

1. Termopares: consisten en la unión de dos materiales unidos a un extremo y generan una señal eléctrica proporcional a la temperatura a la que están sometidos.
2. Diodos semiconductores: se utilizan para la medición de temperatura ya que el potencial de juntura es proporcional a la temperatura del diodo.
3. Resistencias semiconductoras volumétricas: físicamente tienen el aspecto de resistencias de $\frac{1}{4}$ W y su resistencia nominal va desde $10\ \Omega$ hasta $10\ \text{k}\Omega$.
4. Circuitos integrados: son pequeñas pastillas fabricadas de material semiconductor; en la cual se fabrican circuitos electrónicos que están protegidos dentro de un encapsulado de plástico o cerámica.
5. Pirómetros de baja temperatura: esta clase de sensores detectan la temperatura midiendo la radiación que emiten los cuerpos calientes. Entre más aumente la temperatura del cuerpo, mayor será la frecuencia de la radiación que emite.

6. Termistores: son semiconductores hechos de óxidos metálicos (como el manganeso, níquel, cobalto, cobre y hierro), que pueden medir la temperatura mediante un cambio de resistencia.

2.2.2. Ritmo cardiaco

En los seres humanos, el corazón es el órgano principal del sistema circulatorio. Anatómicamente es como una bolsa compuesta por músculos involuntarios, que en conjunto bombean la sangre en el interior del organismo a través de los vasos sanguíneos (venas, arterias y capilares), que son conductos musculares elásticos que se encargan de distribuir y recoger la sangre en todo el cuerpo. La vena es todo conducto que llega al corazón con la finalidad de transportar la sangre, y arteria es toda vía que sale del corazón encargada de transportar la sangre oxigenada.

Es evidente que la función del corazón es la de bombear sangre dentro del organismo, esto es realizado por dos movimientos, uno de contracción (fase sístole) y otro de relajación (fase diástole), los cuales forman el latido y fijan el ritmo cardiaco (figura 4). Lo que sucede en cada fase de bombeo es lo siguiente:

Fase Diástole: En esta fase conocida como de relajación muscular, se va acumulando sangre en las aurículas derecha e izquierda, y a medida que sucede esto se envía una señal eléctrica que estimula la contracción de estas, con lo que se logra que se impulse la sangre a través de las válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral) hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (ventrículos derechos e izquierdos), es por eso que esta fase se forma de dos etapas, una de relajación y otra de succión para arrastrar la sangre hasta el interior.

Fase Sístole: Es la etapa de contracción que corresponde a la expulsión de la sangre fuera de la cavidad, al comenzar en los ventrículos, los cuales se encuentran llenos de

sangre y al cerrarse firmemente las válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral) impiden el retorno de la sangre, para después abrir las válvulas sigmoides (pulmonar y aórtica). Al mismo tiempo que el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, fluye sangre rica en oxígeno del ventrículo izquierdo al corazón y a otras partes del cuerpo.

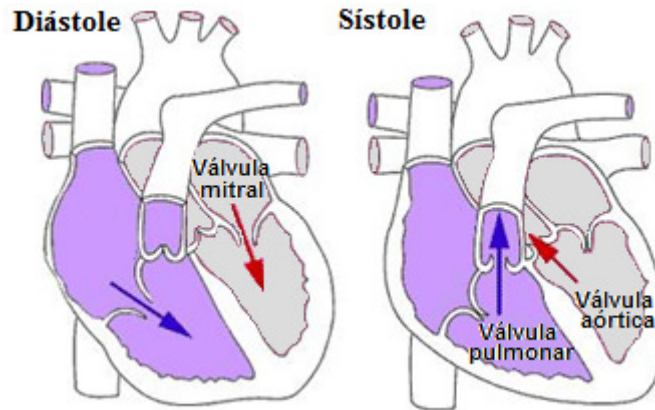


Figura 4. Fases del corazón.

Los golpes que se producen en la contracción de los ventrículos, originan los latidos, que oscilan entre 70 y 80, latidos por minuto [4], que expulsan por cada ventrículo una cantidad de sangre de entre 60 y 70 ml. Este volumen es inferior al volumen total de la cavidad y por lo tanto no se produce un vacío completo de la sangre que hay en los ventrículos.

El ritmo cardíaco, la intensidad, así como la fuerza de contracción y relajación están regulados por los centros situados en el hipotálamo (en el cerebro), que elaboran los impulsos nerviosos adecuados, por medio de sustancias químicas como la adrenalina, además de la noradrenalina, las cuales son hormonas que actúan sobre el corazón.

Cabe mencionar que hay ciertos padecimientos como la estimulación parasimpática del corazón, lo que genera que se interrumpa el latido por algunos segundos, para

después iniciarse nuevamente a una frecuencia de 20 a 40 latidos/minuto, mientras continúa la estimulación parasimpática; además del aleteo auricular el cual puede provocar que el corazón presente un ritmo de hasta 350 latidos/minuto [3]. Lo que lleva a identificar un rango de frecuencias cardiacas de 20 a 350 latidos/minuto.

2.2.2.1. Actividad eléctrica

Para realizarse el proceso de circulación de la sangre en el organismo, el corazón requiere generar impulsos eléctricos que son transmitidos a través del sistema de conducción cardiaca, los cuales provocan la contracción así también la relajación de las aurículas, y de los ventrículos.

Para la generación de una señal de Electrocardiograma (ECG), el cual es un registro de la actividad eléctrica del corazón medida entre la superficie de dos puntos del corazón. Depende de cuatro procesos electrofisiológicos:

1. La formación del impulso eléctrico en el marcapasos principal del corazón.
2. La transmisión de estos impulsos a través de las fibras de conducción.
3. La activación o despolarización del miocardio.
4. La recuperación o repolarización del miocardio.

Cada potencial de acción del corazón se genera en la parte superior de la aurícula derecha, en un punto llamado nodo sinusal o nodo auricular que es conocido como el marcapasos del corazón, el cual consiste de células que generan espontáneamente potenciales de acción con un ritmo regular.

Para poder generar el latido, el potencial de acción se propaga por la superficie de las aurículas en dirección hacia el punto de unión de las aurículas con los ventrículos. Esta propagación genera la contracción de las aurículas.

Después, esta excitación eléctrica, para despolarizar los ventrículos y poder producir la contracción, se reparte a través de la pared interventricular por sus dos ramas con sus filamentos que están en contacto con las fibras ventriculares. Cuando acaba la transmisión de estos estímulos eléctricos a través de los filamentos, los ventrículos se relajan, comenzando el proceso de la recuperación ventricular y justo después de esta recuperación, comienza la onda de repolarización que se produce por el efecto de volver a cada una de las células a su potencial de reposo de una forma independiente.

El comienzo de estos estímulos eléctricos se realiza de forma automática por el tejido específico del miocardio, pero también puede ser modificada en el tiempo y en la forma de conducción a través de excitaciones nerviosas que pueden llegar a través del sistema nervioso central o del sistema nervioso vegetativo y que influyen, de acuerdo a las necesidades particulares de cada momento. La transmisión de estos estímulos produce corrientes que quedan registradas en la señal de ECG (electrocardiograma).

2.2.2.2. Sensores de frecuencia cardiaca

En lo relativo a la medición de ritmo cardiaco, en el mercado hay diversos tipos de sensores para obtención de este parámetro como son los electrodos, sensores de pulsioximetría o estetoscopios electrónicos.

1. Electrodo: son elementos que proporcionan una interfaz entre el cuerpo y dispositivos o aparatos médicos de medición. Éstos se encargan de convertir potenciales y corrientes iónicas en potenciales con corrientes eléctricas. Se conforma de una superficie metálica y un electrolito que se encuentra en contacto con la piel. Es por eso que existen dos cambios en el camino de la señal bioeléctrica entre el sistema de medición y el interior del cuerpo. La primera transición se da entre la piel y el electrolito. La segunda se da entre el contacto del

electrolito y la parte metálica del electrodo y existen de diferentes tipos:

- a. Mioelectrodos: se usan para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula.
 - b. Electrodo Superficiales: se utilizan para medir potenciales ECG y EEG (electroencefalograma) y EMG (electromiografía) en la superficie.
 - c. Electrodo de Aguja: se utilizan para atravesar la piel y registrar potenciales EEG en una región del cerebro o potenciales EMG en un grupo de músculos específicos.
2. Sensores de Pulsioximetría: estos sensores ópticos, por lo general se encuentran en un sólo dispositivo con forma de pinza o dedal, conformado por un emisor como lo es un led infrarrojo y un receptor el cual puede ser un fotodiodo o un fototransistor; de esa manera solo permite que cierta cantidad de luz atraviese el dedo que es donde generalmente son colocados los sensores, para así conocer el ritmo cardiaco gracias al flujo constante de sangre.
 3. Estetoscopios Electrónicos: micrófono con amplificador de sonido bajo y filtros, que permiten escuchar los latidos del corazón, haciéndolos más fáciles de escuchar.

2.3. Pulsioximetría

En el año 1862, el profesor Félix Hopper Seyler, da el término de hemoglobina (Hb) a una heteroproteína de la sangre, además de reconocer que la sangre oxigenada se puede diferenciar de la no oxigenada. Posteriormente en 1930 se investiga acerca de la saturación de oxígeno (SO_2) mediante la absorción de la luz. Estos estudios tuvieron un mayor incremento en la etapa de la segunda guerra mundial, debido a que varios pilotos de aviación presentaron accidentes a causa de hipoxia, es decir un

estado de deficiencia de oxígeno en la sangre. Lo cual encamino en 1980 al anestesiólogo William New, al desarrollo y distribución de aparatos que permiten medir el oxígeno en la sangre conocidos como pulsioxímetros.

Para entender el funcionamiento del pulsioxímetro se tiene primero que entender las variables físicas que necesita para realizar la medición, siendo éstas la hemoglobina y el oxígeno.

El oxígeno se transporta en la sangre, en combinación química con la hemoglobina por el interior de los vasos sanguíneos. La hemoglobina es una heteroproteína de la sangre de color rojo característico, donde molécula de ésta puede combinarse con cuatro moléculas de oxígeno formando oxihemoglobina (HbO_2) o comúnmente llamada hemoglobina oxigenada, que al interaccionar con el oxígeno toma un color rojo escarlata o rojo brillante, identificada como el color de la sangre arterial, la ecuación 1 lo representa.



Hb = Hemoglobina (mol).

O = Oxígeno (mol).

HbO = Oxihemoglobina (mol).

En el momento que la oxihemoglobina se disocia para liberar el oxígeno en los tejidos, la hemoglobina se convierte en desoxihemoglobina, llamada también hemoglobina reducida, que adquiere un color más oscuro. En caso que hemoglobina haya perdido la mayor parte de oxígeno esta adquiere un tono morado oscuro. En el momento que la sangre atraviesa los tejidos, cede oxígeno y el porcentaje de saturación de oxígeno disminuye, es por eso que la sangre venosa es más oscura que la arterial. Si sucede que la cantidad de desoxihemoglobina es grande, la piel y las

membranas mucosas adquieren una coloración azulada, a este proceso se le conoce como cianosis. Es por eso que al mencionar el término “saturación de oxígeno” en realidad se refiere a la proporción de oxígeno combinado con hemoglobina en una muestra dada de sangre con respecto a la capacidad de transporte de oxígeno de dicha muestra [5]. Esta se puede expresar en porcentajes a partir de la fórmula 2.

$$\% \text{ de saturación} = \frac{\text{contenido de } O_2 - O_2 \text{ disuelto}}{\text{capacidad de } O_2} \times 100 \quad (2)$$

O = Oxígeno (mol).

La tecnología de la pulsioximetría además de calcular esta saturación de oxígeno en la sangre permite obtener de manera paralela los datos del ritmo cardíaco, y es esa variable la que interesa adquirir en este trabajo. Aunque no se desarrollará un pulsioxímetro, sí se utilizará su método de adquisición en la construcción de un medidor de ritmo cardíaco, así que se mencionará el funcionamiento de este.

El pulsioxímetro entonces es un dispositivo que generalmente se utiliza en el ámbito médico, cuya función es calcular la saturación de oxígeno en los tejidos, esto al medir la diferencia del haz de luz absorbido por la hemoglobina. Lo cual se logra al integrar un sensor conformado de 2 piezas, que son un emisor de luz y un fotodetector; generalmente los sensores de los pulsioxímetros son en forma de pinza que normalmente se coloca en la punta de los dedos de la mano, figura 5, o también en el lóbulo de la oreja.

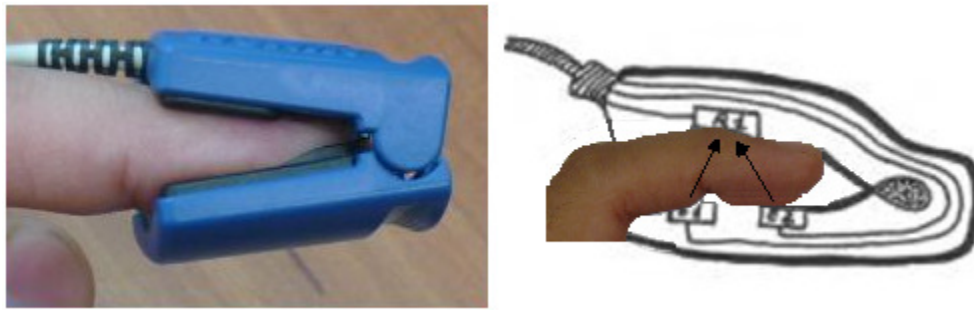


Figura 5. Pinza del pulsioxímetro.

El pulsioxímetro se basa en medir el tiempo en que la intensidad de la luz pasa a través del tejido fino, como en este caso sería a través del dedo. El dispositivo emite luz en dos longitudes de onda, una a 660 nm. correspondiente a la luz roja y otra a 940 nm. que es de la luz infrarroja, las cuales son características respectivamente de la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. La mayor parte de la luz al atravesar el dedo es absorbida por los tejidos como la piel, los huesos y sangre venosa en una cantidad constante, lo que produce un pequeño incremento de esta absorción en la sangre arterial con cada latido, esto significa que entonces es necesaria la presencia de pulso arterial para que el pulsioxímetro reconozca alguna señal mediante la comparación de la luz que absorbe durante la onda de pulsación con respecto a la de absorción.

El porqué utilizar diodos electroluminosos en dos longitudes de onda las cuales son 660 nm (rojo) y 940 nm (infrarrojo), se debe a que son estos valores cuando la separación entre la hemoglobina y los espectros de absorción de la oxihemoglobina (figura 6) es más alta. Ya que mientras la luz emitida pasa a través del dedo o del lóbulo de la oreja, algo de esa energía es absorbida por la sangre arterial, sangre venosa, el tejido fino y las pulsaciones variables de la sangre arterial. Al hacer uso de circuitos electrónicos, se igualan las señales en las longitudes de onda infrarrojas y rojas y se calcula la relación de transformación de la luz de roja-infrarroja, que se

relaciona directamente con el SpO₂ (Saturación de Oxígeno) mediante el pulso oximétrico [6-7].

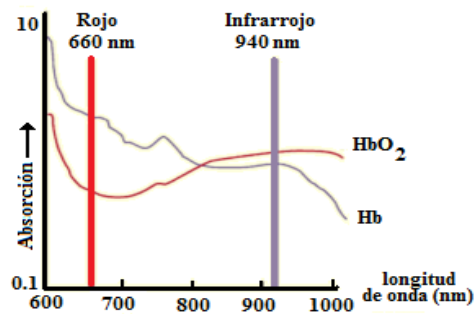


Figura 6. Separación de espectros.

La pinza se coloca comúnmente en el dedo, ya que éste es el punto más accesible, de mayor facilidad y de gran rapidez para su colocación al paciente.

La principal ventaja que se obtiene al utilizar esta clase de tecnología en cuanto a los sensores ópticos en aplicaciones médicas, es la seguridad, ya que no existe ningún contacto de manera eléctrica entre el paciente y el equipo, lo que permite desarrollar además un aparato, pequeño y cómodo por lo diminuto que pueden llegar a ser los sensores. Las principales desventajas son los problemas que se pueden presentar en la adquisición de la señal debido a que la pinza debe estar fija al dedo, el cual requiere estar libre de pintura para uñas y esmaltes, además de evitar generar movimientos bruscos o forzados, porque éstos pueden evitar la correcta lectura de los sensores.

2.4. Normas

Para la construcción de aparatos médicos se requieren seguir ciertas normas, que se localizan publicadas por la organización internacional de estandarización (ISO), siendo éste un organismo cuya labor se encarga de promover el desarrollo de normas internacionales de fabricación, comercialización y comunicación para las ramas industriales, donde su principal función es conseguir una estandarización de normas de productos y seguridad para las empresas a nivel internacional; ésta organización se conforma de distintas normas o estándares, al ser uno de ellos la norma de calidad para productos sanitarios utilizados en la medicina, la cual es la norma ISO 13485 para equipos electromédicos, donde la versión más reciente es la ISO 13485/2003, donde se especifican los estándares que requiere seguir una empresa para la producción, desarrollo y comercialización de éstos.

Otra de las normas orientada a los dispositivos médicos es la ISO 11073, donde se describen el conjunto de normas desarrolladas y adoptadas por los países para la conectividad de dispositivos médicos que permiten la interoperabilidad, plug and play, transparencia, facilidad de uso y configuración, es decir permite la comunicación entre los dispositivos médicos. A su vez esta norma contiene los apartados para equipos médicos específicos como la norma ISO11073/10404/2008 y ISO11073/10408/2008, la cual establece la normativa para la comunicación entre los aparatos de pulsioximetría y aparatos termómetros respectivamente con dispositivos de computo como teléfonos celulares, computadoras personales, etc. Además de la norma ISO11073/10101/2004, la cual detalla la nomenclatura a utilizar en los dispositivos médicos.

2.5. Microcontrolador

Los dispositivos médicos portátiles hoy día, requieren que su uso sea sencillo, ocupen poco espacio y consuman poca energía. Anexado a eso, es de suma importancia que tengan la capacidad para calcular y procesar los datos obtenidos, además de contar con un módulo para una comunicación inalámbrica. Es por estos requisitos que al momento de diseñar el dispositivo, se requiere la implementación de microcontroladores de bajo consumo; ya que al ser éstos, dispositivos dedicados muy versátiles, incorporan recursos que permiten la conexión con otros dispositivos sensores y dispositivos de control, los cuales permiten efectuar el proceso deseado. Estos microcontroladores se pueden clasificar en función de su tamaño de datos, tipos de arquitectura, cantidad de terminales entre otros [8].

Entre los principales fabricantes de microcontroladores se encuentran: Microchip, Atmel, Freescale, Renesas, ST, SiLabs, Maxim, Infineon, Fujitsu, National Semiconductor, Texas Instruments, Nec, NX, Toshiba, OKI, Zilog, Sanyo, Analog Devices, Cyan, Rabbit, Jennic, etc.

Actualmente en el mercado existen varios de estos dispositivos, que pueden operar con baterías, lo cual permite que el instrumento sea pequeño, trabaje de forma autónoma y sea portátil.

La compañía Freescale actualmente, maneja un amplio catálogo de microcontroladores diseñados especialmente para aplicaciones portátiles, contando con muchos recursos para el procesamiento de datos, como lo es el microcontrolador de la compañía Freescale modelo MC9S08GT60CFBE, el cual será utilizado para el desarrollo de la aplicación descrita en este documento, al ser además avalado por Freescale para aplicaciones médicas (Apéndice A).

2.6. Sumario

La correcta adquisición de los signos vitales, permite conocer el estado físico en el que se encuentra una persona, para lo cual existen distintos métodos de obtención, dependiendo de la variable de interés.

Para este trabajo, se requiere conocer el ritmo cardiaco de una persona, que generalmente oscila entre 70 y 80 latidos por minuto. Los métodos de adquisición de esta variable son diversos, como lo es el electrocardiograma, el cual registra la actividad eléctrica del corazón por medio de electrodos. Otro método es el uso de sensores ópticos como en el caso de la pulsioximetría, que permite obtener el ritmo cardiaco a partir de la absorción de la luz por la sangre, lo que lo hace un método de fácil aplicación.

Referente a la temperatura corporal, ésta se mide por diversos instrumentos, donde el más utilizado por su facilidad y precisión es el termómetro clínico de mercurio, que usualmente es colocado en la cavidad axilar, por su fácil acceso a ésta.

CAPÍTULO III

DISEÑO E INSTRUMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES

3.1. Introducción

En este capítulo se describirán los diseños y pruebas preliminares, para la etapa de acondicionamiento de señal de las variables de interés, de igual forma se hará mención de los criterios utilizados para definir el diseño final, así como algunos aspectos de importancia para la adquisición y procesamiento de datos.

3.2. Equipos y dispositivos electrónicos asociados

Para el desarrollo del instrumento, fue necesario hacer uso de equipo electrónico básico de medición de las compañías Tektronix, Fluke y BK Precision. La electrónica asociada a las etapas de acondicionamiento de señal estuvo compuesta de elementos electrónicos varios, pero una parte importante fueron los amplificadores operacionales utilizados (LM324, AD627), los elementos sensores para el ritmo cardiaco y la temperatura corporal (IR333C, PT331C, UT6W85-AE-940R, UT6W93-AE-0125, LM35, Termistor NTSD0XH103EE1B0).

Otros elementos asociados al desarrollo del trabajo fueron el módulo PAN802154HAR00 de la compañía Panasonic, el cual incluye el microcontrolador MC9S08GT60CFBE, y la tarjeta DEMO9S08QG8, a través de la cual se programa el módulo antes citado. Estos elementos requirieron de equipo de cómputo para efectos

de programación, visualización y procesamiento de información durante el desarrollo de la aplicación.

Es importante mencionar que la unidad de microcontrolador que forma parte del módulo Panasonic es de tipo RISC, el cual cuenta con un microprocesador de 8 bits, memoria Flash de 60 bytes y memoria RAM de 4 Kbytes. Además es un dispositivo de bajo consumo, que integra módulos SCI, SPI, I²C, temporizador 16 bits, comparador analógico y oscilador interno de alta estabilidad. Ofrece además una gran combinación de funcionalidad y tamaño reducido a muy bajo costo. Cabe mencionar que cuenta con un módulo CA/D de 10 bits, lo que lo hace atractivo para muchas aplicaciones [9], figura 7.

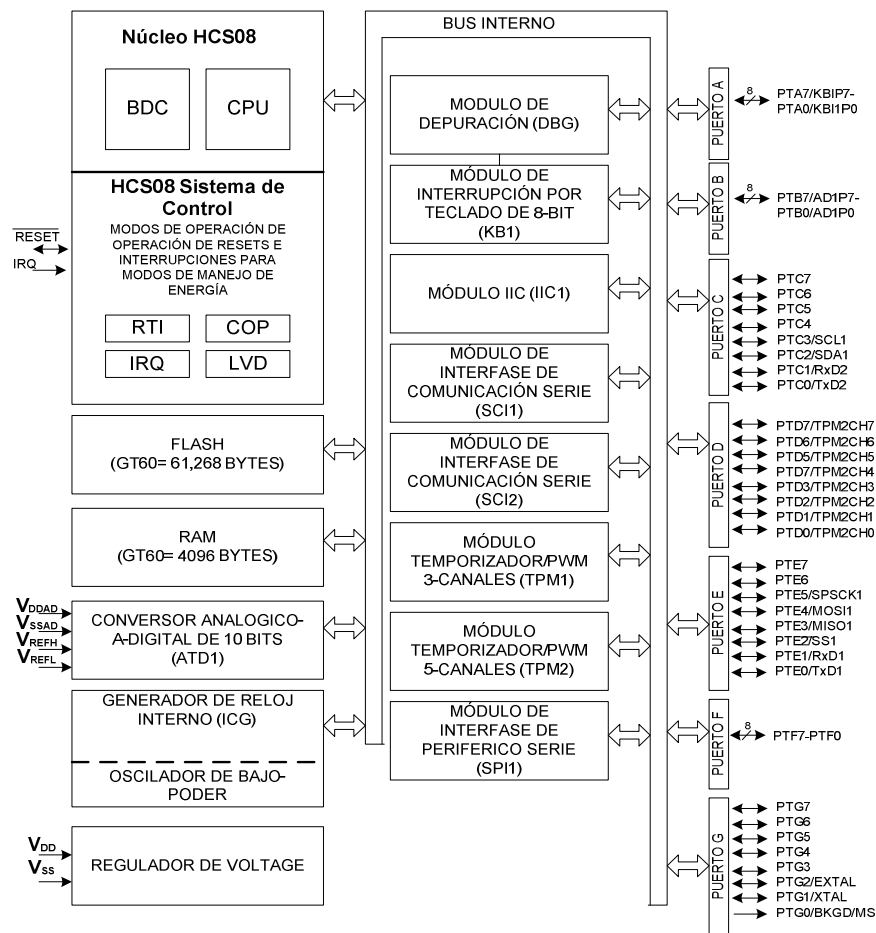


Figura 7. Esquema interno de la familia MC9S08GTxx.

El nodo que se utilizará para el procesamiento de la información es el nodo PAN802154HAR00 [10] (figura 8), el cual cuenta con una tasa de transferencia baja y bajo consumo de energía. Integra además una antena transmisor-receptor modelo MC13193 de la compañía Freescale, dos antenas impresas que operan en la banda de 2.4 GHz, y como se mencionó anteriormente, ésta incluye el microcontrolador MC9S08GT60CFBE, soporte para ZigBee, 802.15.4 o Simple MAC, 16 canales esparcidos por 5 MHz, tasa de transferencia de 250 kbps, puerto RS-232, 2 entradas analógicas seleccionables a un CA/D de 10 bits, sección de RF blindada, rangos de consumo de energía de 2.2 Vcd a 3.4 Vcd sin hacer uso de RS-232 o 3.0 Vcd a 3.4 haciendo uso de RS-232, además de una corriente en DC RX/TX:35 mA típica.



Figura 8. Nodo PAN802154HAR00.

El código de la tarjeta [11] (figura 9) PAN es:

P	A	N	8	0	2	1	5	4	H	A	R	0	0
1			2				3				4		

Figura 9. Descripción del Nodo PAN802154HAR00.

1. Código del Producto.

2. Serie del Producto.

3. Tipo del Producto:

H. Header Conection.

A. Antena en la Tarjeta.

R. Interface RS-232.

O. Temperatura Comercial.

4. Número de la Versión de Diseño.

El diagrama a bloques (figura 10) de la tarjeta, indica los conectores del módulo, al hacer mención de ellos como J1, J2, J3 y J4, donde el conector J1 de 6 pines se encuentra dedicado a la programación del nodo, el conector J2 es un conector de 10 pines para la comunicación del puerto serie del nodo, J3 de 10 pines, es ocupado para los puertos de entrada/salida y J4 es un conector de 4 pines donde se proporciona energía al nodo.

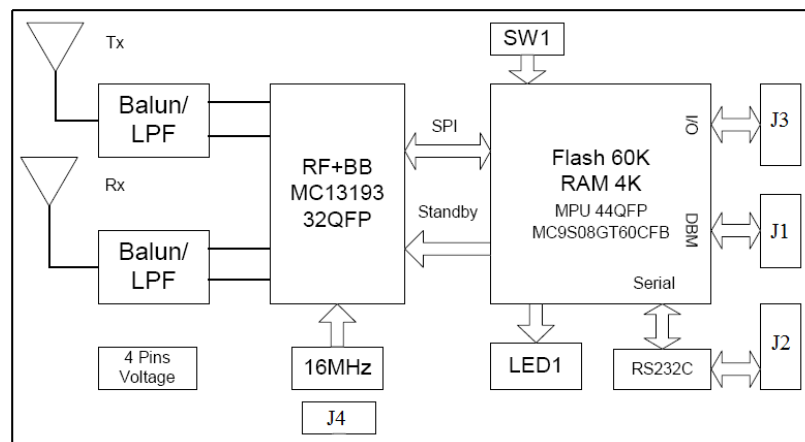


Figura 10. Diagrama a bloques del PAN802154HAR00.

3.3. Medición de temperatura corporal

Cuando se piensa en adquirir la temperatura corporal, generalmente se recurre a un termómetro de vidrio, debido a que es un instrumento barato, cómodo y de fácil uso, aunque su principal desventaja es el material con el que está hecho, ya que al ser de vidrio se corre el riesgo de quebrarlo accidentalmente y provocar alguna herida; incluso intoxicación o alergia al Mercurio que se encuentra dentro de éste. Luego entonces se realizó una búsqueda para seleccionar el sensor adecuado para nuestra aplicación, teniendo por premisas el bajo consumo y el intervalo de temperatura de interés.

3.3.1. Diseños y experimentos preliminares para la medición de temperatura corporal

En un primer plano se estudio y experimento con el sensor de circuito integrado LM35 de la compañía National Semiconductor [12]. Las pruebas consistieron en energizar el sensor con un voltaje inicial de 5 Vcd, y se realizó un barrido de temperaturas para comprobar el funcionamiento de éste con respecto a un termómetro comercial. Posteriormente se redujo el voltaje de alimentación para verificar su comportamiento a una tensión de 3 Vcd, el cual es el voltaje nominal con el que operará el sistema final.

Hecho lo anterior se encontró que el dispositivo cumple con algunos de los aspectos requeridos para la aplicación, sin embargo no es viable debido a que presentó inestabilidad al trabajar con una alimentación de 3 Vcd.

En una segunda etapa se optó por experimentar con un termistor [13], ya que algunos fabricantes los manejan en encapsulados que permiten ubicarlos en ambientes

húmedos lo cual es útil para el trabajo. En estos dispositivos la respuesta ante las variaciones de temperatura es no lineal, pero puede ser aproximada por medio de la ecuación 3, conocida como ecuación de Steinhart-Hart.

$$\frac{1}{T} = A + B \ln(R) + C \ln^3(R) \quad (3)$$

Donde:

$$A = 0.0009305753617493418$$

$$B = 0.0002441330388583546$$

$$C = 0.0000002238435655954564$$

R = Resistencia (ohms).

T = Temperatura (kelvin).

Resolviendo la ecuación 3 para T, se puede conocer a partir de la ecuación 4 el valor en grados centígrados de la temperatura.

$$^{\circ}\text{C} = T - 273.15 \quad (4)$$

Donde:

$^{\circ}\text{C}$ = Temperatura (centígrados).

El termistor seleccionado para el trabajo fue el NTSD0XH103EE1B0 de la empresa MURATA (figura 11), que es de tipo NTC (Coeficiente de temperatura negativo), cuyo intervalo de temperatura va de -40°C a 125°C y tiene una variación de resistencia de $195.767\text{ K}\Omega$ a $531\ \Omega$, así mismo, cuenta con un recubrimiento

cerámico, lo que da versatilidad para hacer mediciones en diferentes partes del cuerpo.

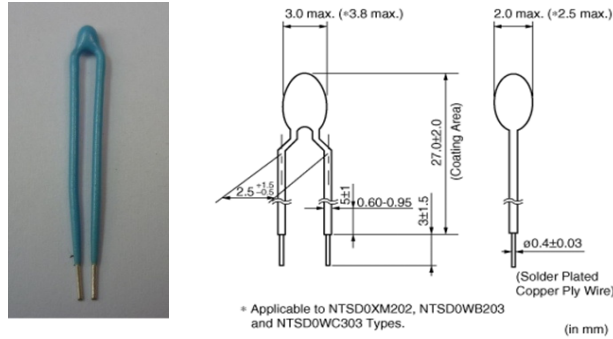


Figura 11. Termistor NTSD0XH103EE1B0.

El arreglo propuesto para el sensor en cuestión se muestra en la figura 12. En el cual se aprecia un voltaje V_T que esta dado por la ecuación 5, éste se verá afectado por las variaciones de temperatura

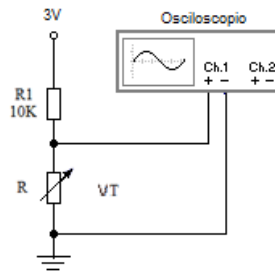


Figura 12. Arreglo propuesto para el termistor NTSD0XH103EE1B0.

$$V_T = \frac{3 - R}{R_1 + R} \quad (5)$$

Donde:

V_T = Voltaje del Termistor (volts).

R = Resistencia del Termistor (ohms).

R_1 = Resistencia fija (ohms).

Al resolver la ecuación 5 para estimar el valor de R , se obtiene la ecuación 6, el cual al ser evaluado en la ecuación 4, permite determinar el valor de T .

$$R = \frac{R_1}{3 - V_T} V_T \quad (6)$$

Donde:

V_T = Voltaje del Termistor (volts).

R = Resistencia del Termistor (ohms).

R_1 = Resistencia fija (ohms).

Basados en el análisis anterior y con información del fabricante, se elaboró un programa en MATLAB [14], (programa 1), para determinar los coeficientes requeridos para la ecuación 4. Del mismo modo, se desarrolló un primer programa para la adquisición de V_T por medio del módulo de Panasonic. La tensión V_T , es adquirida por el canal AD1P1 del módulo del CA/D, del microcontrolador a una resolución de 10 bits y una frecuencia de muestreo $f_s = 1\text{Hz}$.

Con ayuda del software CODEWARRIOR se llevaron a cabo pruebas de medición de temperatura en distintas partes del cuerpo, para lo cual se adaptó el sensor a una cinta de velcro, para así colocarlo de manera más sencilla en puntos de interés, siendo estos, la pantorrilla, manos, muñeca y axila, figura 13 a), b), c), d) y e) respectivamente.

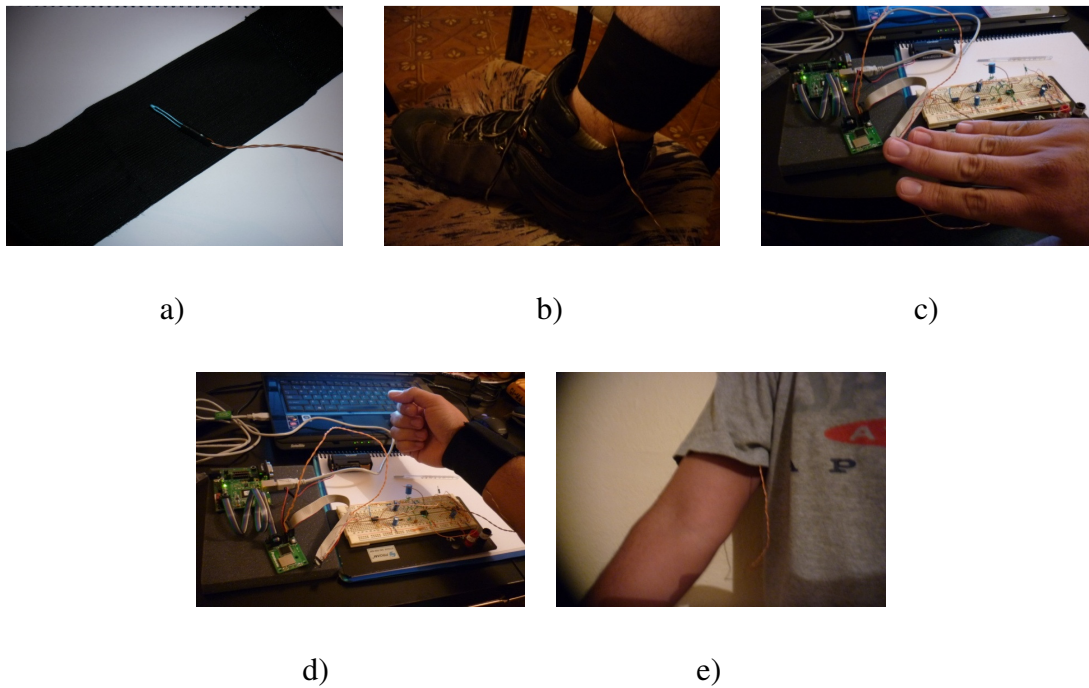


Figura 13. Acondicionamiento y pruebas en distintas partes del cuerpo.

Los datos adquiridos de manera preliminar referente a la temperatura corporal en las partes del cuerpo antes citadas, varían dentro de los siguientes intervalos:

- Pantorrilla: 26 °C a 29 °C.
- Mano: 26 °C a 28 °C.
- Muñeca: 29 °C a 31 °C.
- Axila: 34 °C a 36 °C.

Al analizar el comportamiento del parámetro en cuestión, se puede concluir que la parte más óptima para obtener un valor que refleje la temperatura corporal más exacta es en la cavidad axilar.

3.4. Medición de ritmo cardiaco

Cuando se desea adquirir el ritmo cardiaco sin tener al alcance algún instrumento médico, lo más común es que la misma persona u otra persona, coloque los dedos en la parte interna de la muñeca o en el cuello; donde ésta localizará unas pequeñas pulsaciones en las venas principales. Al realizar el conteo de pulsaciones en un determinado tiempo se puede estimar de manera aproximada, el ritmo cardiaco que se tiene. Para la medición del ritmo cardiaco de manera continua se tienen aparatos que facilitan la adquisición, al ser uno de ellos el pulsioxímetro. Luego entonces se hará uso de su principio de funcionamiento para la adquisición de éste parámetro que tiene por intervalo de medición frecuencias que van de 30 a 400 latidos/minuto.

Como se explicó en el capítulo anterior, la pulsioximetría hace uso de sensores ópticos, es decir un LED emisor y fotoreceptor; por lo que fue necesario adquirir dichos elementos. Se eligió un LED infrarrojo como emisor (IR333C), y un fototransistor (PT331C) como receptor, ambos a una longitud de onda de 940 nm, al ser ésta donde se tiene mejor absorción del oxígeno en la hemoglobina a diferencia de la luz roja la cual se encuentra en los 660 nm.

3.4.1. Diseños y experimentos preliminares para medición del ritmo cardiaco

En este punto se exponen los procedimientos, experimentos y mejoras más relevantes para lograr la realización tanto del dispositivo de prueba como el dispositivo final en lo referente a la adquisición del ritmo cardiaco.

En un inicio se llevó a cabo una prueba con los sensores seleccionados, dispuestos como lo indica el diagrama de la figura 14 y colocados en vista directa uno frente al otro (LED emisor y fototransistor receptor)[15].

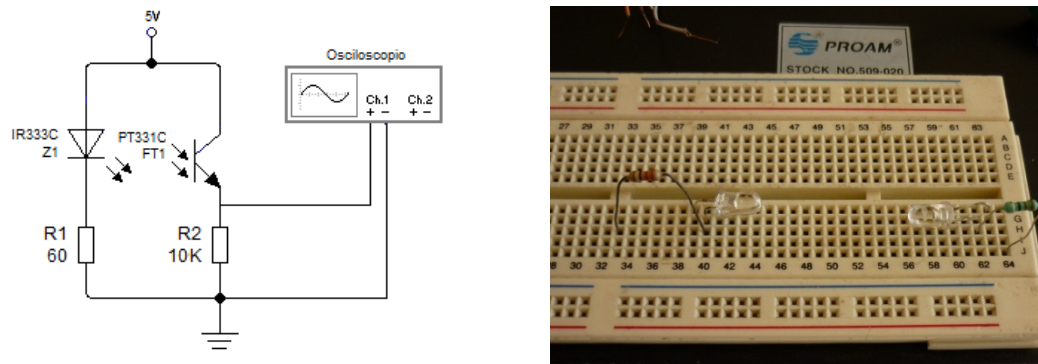
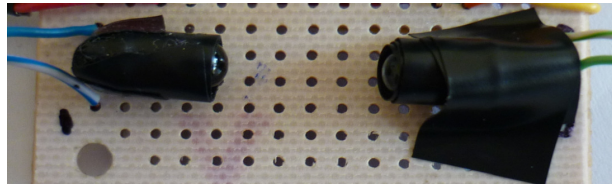
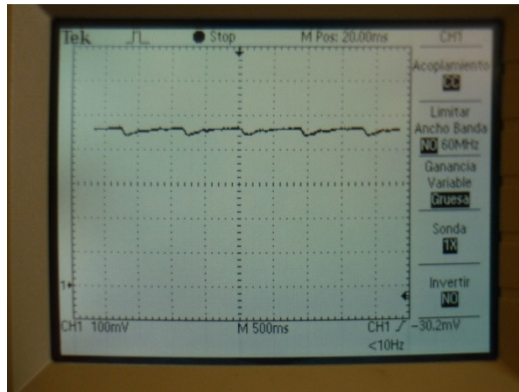


Figura 14. Primer circuito de prueba.

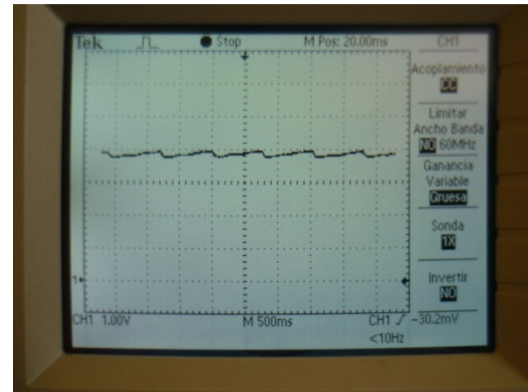
Como resultado de este experimento se hicieron mejoras al arreglo para evitar movimientos en la alineación de los sensores e interferencia por luz ambiental. Para lo anterior se soldó el LED y el fototransistor a una placa de circuito impreso y fueron cubiertos con cinta negra. Hecho lo anterior se colocó el dedo índice entre el emisor y receptor lográndose observar una señal consistente en un nivel de corriente directa de 150 mV, sobre la cual va una señal con cierto grado de periodicidad y variación en amplitud (figura 15). Cabe mencionar que el circuito eléctrico para esta configuración es el antes indicado en la figura 14.



a)



b)



c)

Figura 15. Sensores soldados en placa.

La variación que se observa en la figura 15 c), es de una frecuencia aproximada de 1.2 Hz, que correspondería a un ritmo cardiaco de 72 latidos por minuto. Lo cual se comparó de manera rápida con las pulsaciones de la muñeca y el cuello, al ser estas muy aproximadas a la frecuencia registrada. En este escenario se puede concluir que el principio es el adecuado para el registro del parámetro de interés.

3.4.1.1. Procedimiento 1

Para este procedimiento se utilizó un arreglo de conversión corriente-voltaje, para el cual se emplea un amplificador LM324, que como principales características posee el

ser de muy bajo costo, presenta un ancho de banda de ganancia amplia de 1.3 MHz y un amplio rango de alimentación que en forma sencilla va desde los +3 V a los +30 V y en alimentación dual desde los ± 1.5 V hasta los ± 15 V.

Se hizo uso de este amplificador, con el cual se llevó a cabo un experimento que consistió en instrumentar el arreglo que se presenta en la figura 16, el cual incluye un circuito adicional de acondicionamiento.

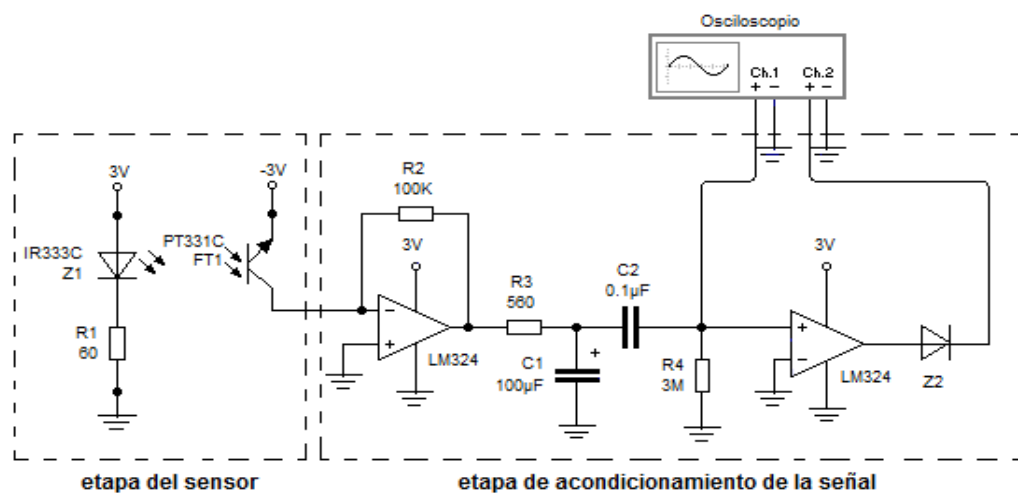


Figura 16. Arreglo de conversión corriente-voltaje.

El experimento entonces consistió en registrar la frecuencia cardiaca de una persona, para esto se colocó el dedo de la persona en el arreglo de la figura 15. La señal proveniente del sensor óptico entra al amplificador [16], luego la salida de éste entra a un filtro pasa bajas y pasa altas ambos butterworth de primer orden [17-18], con frecuencia de corte de ≈ 2.84 Hz y ≈ 0.53 Hz respectivamente. Por último la señal entra a un comparador de cruce por cero para generar una señal cuadrada cuya frecuencia es la de interés. El proceso anterior se puede apreciar en la figura 17. En donde la señal de la parte superior corresponde a la del sensor y la inferior al comparador.

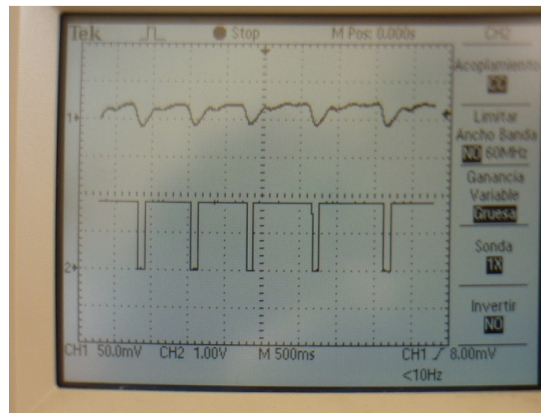


Figura 17. Salida del circuito alimentado con +3V y GND.

Para esta configuración se tiene que es muy susceptible a movimientos los cuales generan una señal que varía en forma y amplitud (figura 18), lo que impide así su correcta adquisición, por lo cual se experimento con otras configuraciones.

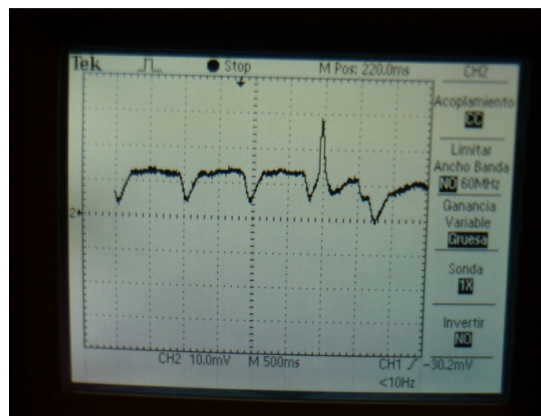


Figura 18. Señal inestable con + 3V y GND.

3.4.1.3. Procedimiento 2

Con el fin de mejorar la adquisición desde el sensor óptico, se adaptaron tanto el LED como el fototransistor a una pinza de uso doméstico, para con ello reducir las

variaciones por efectos de desajustes mecánicos o por movimientos naturales de la mano (figura 19).

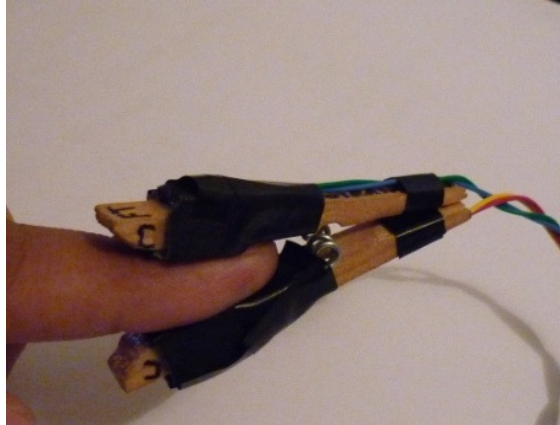


Figura 19. Acondicionamiento de los sensores en una Pinza de madera.

Al considerar los resultados de los procedimientos iniciales, se realizaron ajustes a la etapa de adquisición y se agregaron circuitos seguidores de voltaje; lo que llevó a un diseño final que se presenta en la figura 20, el cual se describe a continuación a partir de las señales obtenidas en un experimento.

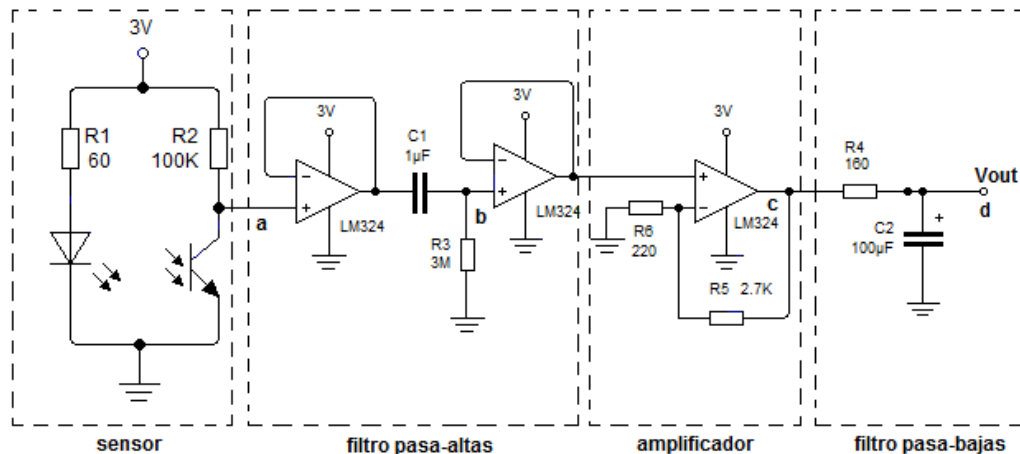
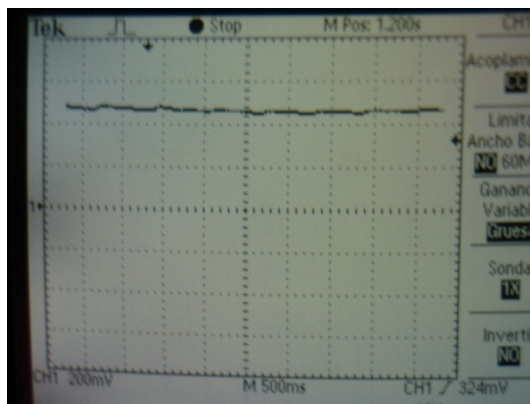
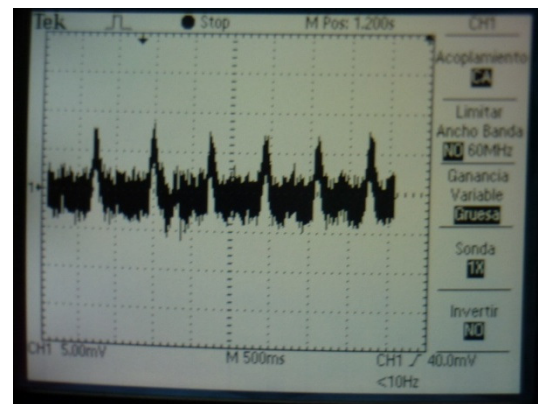


Figura 20. Primer circuito.

Al colocar el dedo de la persona en la pinza, en el punto “a” se tiene la señal generada por el sensor (figura 21). Dicha señal pasa a través de un circuito seguidor de voltaje y un filtro pasa bajas (figura 22). Posteriormente entra a un segundo seguidor y a un amplificador en configuración no inversora con ganancia de 13 (figura 23). Por último ésta pasa a través de un filtro pasa bajas de primer orden butterworth con frecuencia de corte de ≈ 10 Hz (figura 24).



a)



b)

Figura 21. Lectura en punto “a” del circuito: a) CC, b) AC.

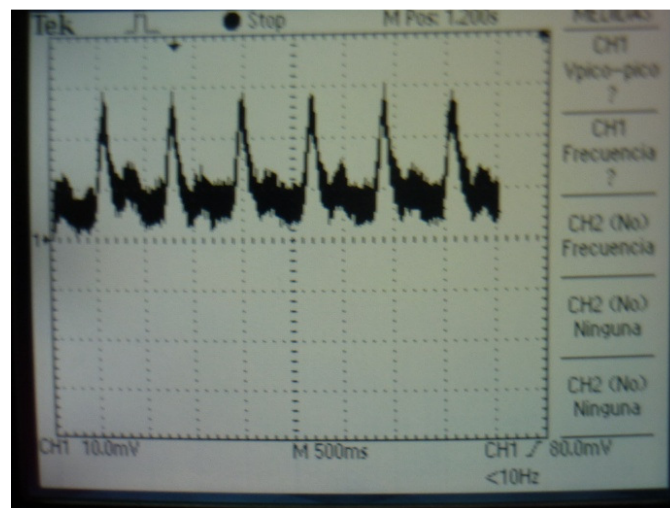


Figura 22. Lectura en punto “b”.



Figura 23. Lectura en punto “c”.



Figura 24. Lectura en punto “d”.

Con este último arreglo, se logró generar señales de ritmo cardiaco más estables y cuya amplitud esta dentro del alcance dinámico del módulo de conversión analógica digital del microcontrolador.

3.5. Programación de algoritmo de adquisición de temperatura y ritmo cardiaco

Posterior a la obtención de la señal de ritmo cardiaco y temperatura corporal, se precedió a elaborar un programa para el microcontrolador, por medio del software de desarrollo CODEWARRIOR IDE Development Studio, versión 5.9.0.

Primeramente se realiza un análisis a la señal de ritmo cardiaco, en ésta se observa que mantiene una forma muy similar entre ciclo y ciclo. Así que el algoritmo se basa en establecer un nivel de referencia a partir de un promedio, por medio del cual, se determina el tiempo transcurrido entre la primer muestra que se encuentre sobre dicha referencia, de un primer ciclo, a la primer muestra que se encuentre nuevamente sobre el nivel de referencia del siguiente ciclo o entre la primer muestra que se encuentre debajo de dicha referencia, de un primer ciclo, a la primer muestra que se encuentre nuevamente debajo del nivel de referencia del siguiente ciclo, que al ser localizada se procesa y almacena el dato para posteriormente analizar el siguiente ciclo (figura 25).

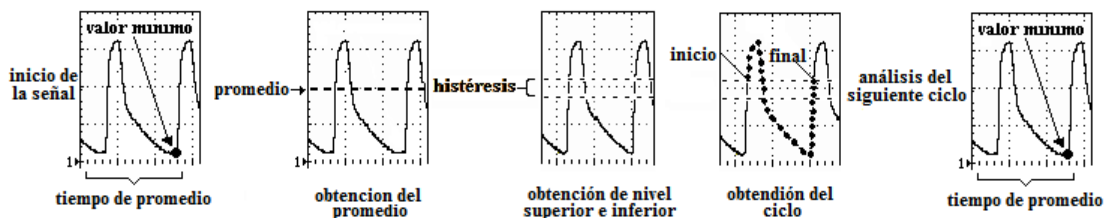


Figura 25. Proceso de obtención del ritmo cardiaco.

Para lograr esto, la lógica que se programó es la que a continuación se describe:

En éste procedimiento se requiere configurar el microcontrolador para hacer uso del módulo convertidor A/D, ya que el voltaje de los sensores debe ser adquirido por éste, además de la configuración del registro del temporizador, ya que se necesita conocer el tiempo en el que se ubicó la primer muestra y la última de un ciclo para así

conocer su frecuencia; por lo tanto como primer paso se necesitan declarar las variables que se utilizaran para la adquisición y procesado de los datos del ritmo cardiaco con la temperatura corporal además de habilitar las interrupciones.

El programa después de inicializar variables, se ubica en la función principal “main”, donde primeramente se habilitará el uso de interrupciones, para después ingresar a la función “configuro” donde antes de iniciar cualquier proceso, se requiere la configuración inicial de los registros del convertidor A/D, los cuales se modifican dentro de esta función de la siguiente manera:

- Se requiere en un inicio modificar el registro ATD1C, ya que es aquí en donde se elige la resolución del convertidor a 10 bits, el modo de justificación a la derecha y habilitar o deshabilitar el convertidor en caso de ya no necesitarlo, esto con el fin de tener un mayor ahorro de energía.
- Se configura el registro ATD1PE, para solo seleccionar los puertos dedicados al convertidor; así que se habilita el bit ATDPE0 correspondiente al sensor óptico y el bit ATDPE1 para el sensor de temperatura.
- Se modifica el registro ATD1SC, para seleccionar los canales de entrada (los bits ATDCH0 y ATDCH1 para el sensor de ritmo cardiaco y temperatura respectivamente) y realizar una sola conversión.

Los tres registros anteriores son necesarios para el correcto funcionamiento del CA/D. Dado que se hace uso de un temporizador; se requirió entonces, configurar los registros pertinentes, los cuales dentro de la función “configuro” se modifican de la siguiente manera:

- En el registro TPM2SC se habilitan los tres primeros bits, referente al divisor del prescalador. Se habilita el cuarto bit dedicado a la selección de la fuente del reloj, y se habilita el bit siete dedicado al desbordamiento del temporizador.

- En el registro TPM2MOD se carga el valor con el que se desbordará el temporizador.

El número ingresado en TPM2MOD se obtiene al habilitar los tres primeros bits del registro TPM2SC, que corresponden al prescalador, lo que indica ($2^7=128$), éste valor se dividirá entre los 4000000 Hz del reloj; al tener este dato únicamente se multiplica por el valor que se requiere sea el desbordamiento del temporizador, el cual se cargara en el registro TPM2MOD en valor hexadecimal. Al tener estos datos se procede a cargar el valor deseado en TPM2MOD para tener ≈ 377 interrupciones por segundo, para después salir de la función “configuro” y regresar al “main”, en el cual adentro de una rutina condicionada se ubica el programa principal, que se ingresará únicamente hasta que se cumpla la primera interrupción del temporizador.

Al momento de generarse la interrupción del temporizador, ésta es atendida; que como primera acción se reinicializa el temporizador cargando un 0 en el registro TPM2SC_TOF; para posteriormente modificar la variable que se necesita para que al momento de salir de atender la interrupción, ésta permita cumplir la condición para ejecutar el programa principal.

Al salir de atender la interrupción; la variable que fue modificada permite ahora ingresar al programa principal donde se localizan todas las rutinas de lectura, procesamiento y almacenaje de los datos correspondientes a los sensores, las cuales se explican a continuación:

- En un inicio se enciende el CA/D, para posteriormente colocar en alto el bit 8 del registro ATD1C. Después se selecciona el canal ATDCH0 para modificar el registro ATD1SC, el cual pertenece al sensor óptico. El dato del voltaje es adquirido a una resolución $n=10$ bits y una $f_s= 377$ Hz y se almacena en el registro ATD1R para posteriormente modificar nuevamente el bit 8 del registro ATD1C; ahora colocándolo en bajo, acción que apagará al CA/D.

- El dato entregado por el CA/D es multiplicado por el paso de cuantización de éste ($\Delta \approx 3.0$ mV), para determinar el valor presente de la señal proveniente del sensor óptico.
- Los valores digitalizados de la señal son sumados y almacenados, en una variable llamada “SUMA”, para compararse de tal manera que permiten ubicar el valor mínimo en la señal de pulso muestreada en un tiempo determinado (figura 26).

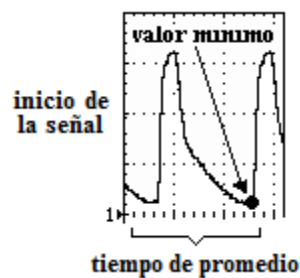


Figura 26. Proceso de ubicación del valor mínimo.

- Posteriormente la suma de los datos se divide entre el número de las muestras adquiridas, operación que genera un promedio (figura 27).

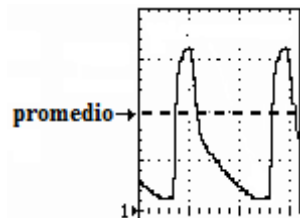


Figura 27. Generación del promedio.

- Luego de esto se ubica un nivel de histéresis de la siguiente manera: Se resta el valor mínimo ubicado en la señal muestreada con el valor del promedio; después se divide el resultado entre un número ya fijo en el programa; el resultado se suma en una operación con el promedio para obtener la referencia superior y en otra operación diferente se resta al promedio para obtener la

referencia inferior, almacenándose los resultados en las variables dentro del código llamadas “REFSUPERIOR” y “REFINFERIOR” respectivamente (figura 28).

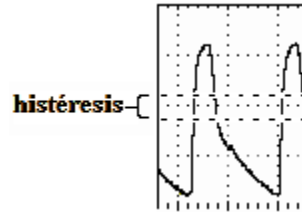


Figura 28. Niveles de referencia superior e inferior.

- Al ubicar estos valores de referencias; lo que prosigue ahora es realizar un muestreo de la señal donde se compararán los valores con los niveles de referencia; es decir si la señal cruza el nivel de referencia superior, se inicializara un contador, al mismo que el programa compara los valores hasta cruzar el nivel de referencia inferior, donde por último se espera cruzar el nivel de referencia superior nuevamente (figura 29 a); acción que detendrá el contador y ubicara al programa en la función “proceso”. Esta acción igualmente ocurre solo que de manera contraria cuando se cruza primeramente la referencia inferior, ya que se inicializa el contador; mientras que el programa se condiciona para ubicar ahora el primer cruce por la referencia superior y después condicionarlo nuevamente a encontrar el siguiente cruce ahora por la referencia inferior (figura 29 b). Al momento de ubicar ésta, se detiene el contador y se posiciona el programa de igual manera en la función “proceso”.

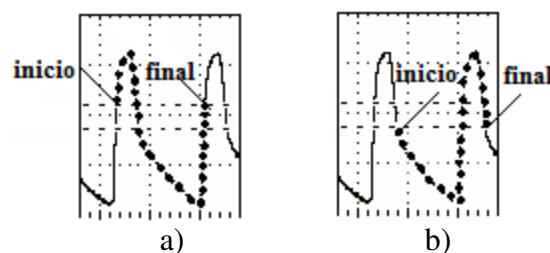


Figura 29. Muestreo para detección del ciclo cardíaco.

- En caso de no poderse ubicar el correcto cruce de las referencias en un tiempo determinado, el programa comenzara nuevamente a realizar un muestreo de la señal para ubicar nuevos niveles de referencia, y realizar nuevamente la ubicación del cruce por éstas.
- Dentro de la función proceso se ejecuta la operación para conocer el ritmo cardiaco, ya que éste se obtiene con el inverso de la multiplicación del contador con el tiempo entre cada interrupción; resultado que se almacena en la variable temporal de nombre “ValorPresente”; para posteriormente comparar que el dato no sea inferior a 30 o superior a 401 latidos por minuto, lo que llevara a reinicializar variables y comenzar una nueva lectura. En caso de que el dato si se encuentre dentro del rango, se procede a almacenar el dato.
- Para almacenar el dato, se creó un arreglo de dos localidades llamado “xn”, el cual almacenará temporalmente dos valores anteriores de ritmo cardiaco; que serán promediados con el valor almacenado en “ValorPresente”. Al tener el resultado del promedio, éste se guarda en un arreglo de 600 localidades llamado “LATIDOS”. Como siguiente paso de almacenar el resultado, se procede a realizar un corrimiento de los datos, entre las tres variables antes mencionadas; es decir, el valor de la variable “ValorPresente” pasará a “xn[1]” y el valor de “xn[1]” pasará a “xn[0]”, donde éste último perderá su último dato.
- Al momento que el proceso de almacenamiento del dato actual de ritmo cardiaco finaliza; se modifica una variable que permite ahora ingresar a una rutina que se encontraba condicionada para la adquisición de la temperatura corporal.
- Al iniciar la rutina para la adquisición de la temperatura, se requiere encender nuevamente el CA/D, para colocar en alto el bit 8 del registro ATD1C. después se selecciona el canal ATDCH1 donde se modifica el registro ATD1SC, el cual pertenece al sensor óptico. El dato del voltaje del sensor de temperatura es adquirido a una resolución $n=10$ bits y una $f_s= 377$ Hz y

almacenado en el registro ATD1R para posteriormente poner en bajo el bit 8 del registro ATD1C, acción que apagará al CA/D.

- El dato entregado por el CA/D se multiplica por el paso de cuantización de éste ($\Delta \approx 3.0 \text{ mV}$), lo que determina el valor presente de la señal proveniente del sensor de temperatura; para posteriormente realizar la ejecución del algoritmo para resolver la ecuación de Steinhart- Hart y obtener así el valor de la temperatura corporal, que se almacenara en una variable temporal llamada “T”.
- En la acción de almacenar el dato de temperatura, se declaró también un arreglo de dos localidades llamado “xt”, en donde se almacenará temporalmente dos valores anteriores de temperatura corporal que serán promediados con el valor almacenado en “T”. Al tener el resultado del promedio, éste se guarda en un arreglo de 600 localidades, llamado “TEMPERATURA”. Como siguiente paso de almacenar el resultado, se procede a realizar un corrimiento de los datos, entre las tres variables antes mencionadas; es decir, el valor de la variable “T” pasara a “xt[1]” y el valor de “xt[1]” pasará a “xt[0]”, donde éste perderá su último dato. Al finalizar este proceso se reinician las variables y se repite la ejecución del programa.
- El programa almacena una variable de temperatura, por cada vez que se almacena un dato de ritmo cardiaco.
- Cuando se llenan todas las localidades donde se guardan los datos de ambos parámetros; se realiza el incremento de una variable llamada “Vuelta”, la cual indica las veces que sucedió este evento; para posteriormente reescribir los datos de temperatura y ritmo cardiaco.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1. Introducción

En el presente capítulo se exponen pruebas de medición de las variables de temperatura corporal y ritmo cardiaco realizadas en una primera etapa con el sistema prototipo expuesto en el capítulo anterior.

Las pruebas realizadas que se presentan fueron la base para identificar los inconvenientes del sistema en conjunto, con el fin de establecer las mejoras al prototipo presentado.

En una segunda parte se describe el sistema de monitorización integrado y adaptado en una pulsera, como producto final de este trabajo. Así mismo se describen pruebas que muestran el comportamiento del sistema contra instrumentos comerciales, para poder así validar su correcto funcionamiento durante diferentes periodos de tiempo con individuos en condiciones de reposo y agitación.

Para la descripción de las pruebas, se hará uso del término SBP (Sistema Bajo Prueba) para hacer referencia al prototipo y al instrumento terminado que se expone en este documento.

4.2. Instrumentación del SBP

En el diseño del circuito impreso del SBP se utilizó el programa PCB Wizard-Professional Edition 3.50, donde se colocaron los componentes que permiten la adquisición de la temperatura corporal y el ritmo cardiaco, figura 30.

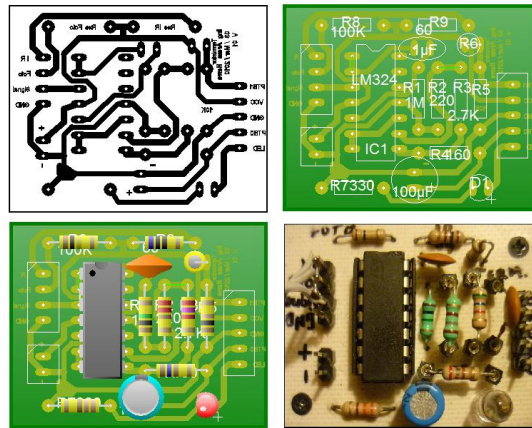


Figura 30. Circuito impreso del SBP.

Como un anexo al SBP, se procedió a realizar una mejora a la pinza con la intención de mantener de una manera más firme los nuevos componentes sensores (UT6W85-AE-940R, UT6W93-AE-0125), que al ser de un tamaño más reducido, se logra un mejor diseño, más resistente y mucho más cómodo para el usuario final (figura 31).



Figura 31. Diseño mejorado de la pinza.

En la adquisición de la señal adquirida por los sensores ópticos al nodo PAN802154HAR00, se requirió agregar en él SBP, conectores que permiten la interconexión con ésta. La figura 32, muestra la forma en la que se conecta el nodo de Panasonic con el SBP diseñado.

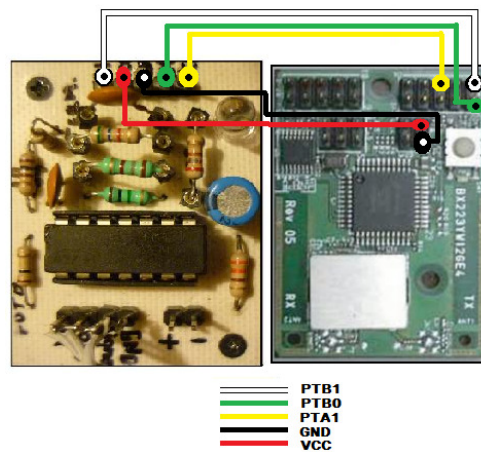


Figura 32. Conexión entre el SBP con el nodo PAN802154HAR00.

El SBP utiliza 2 baterías AA; las cuales alimentan a los sensores ópticos, el nodo PAN802154HAR00 y el arreglo termistor. El diseño final se acondiciona en una base de plástico, con lo que se logra ubicar toda la circuitería en un solo dispositivo, figura 33.

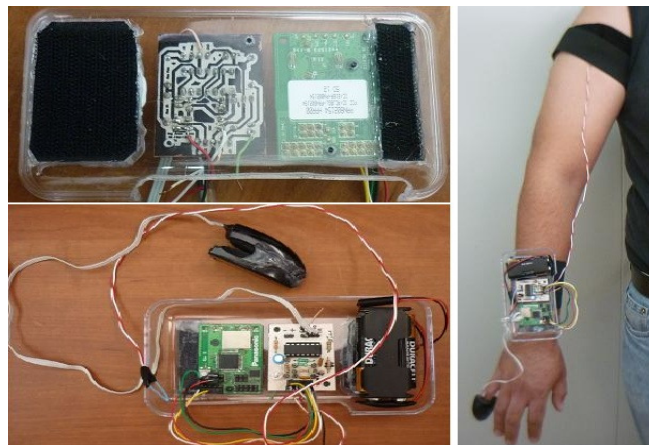
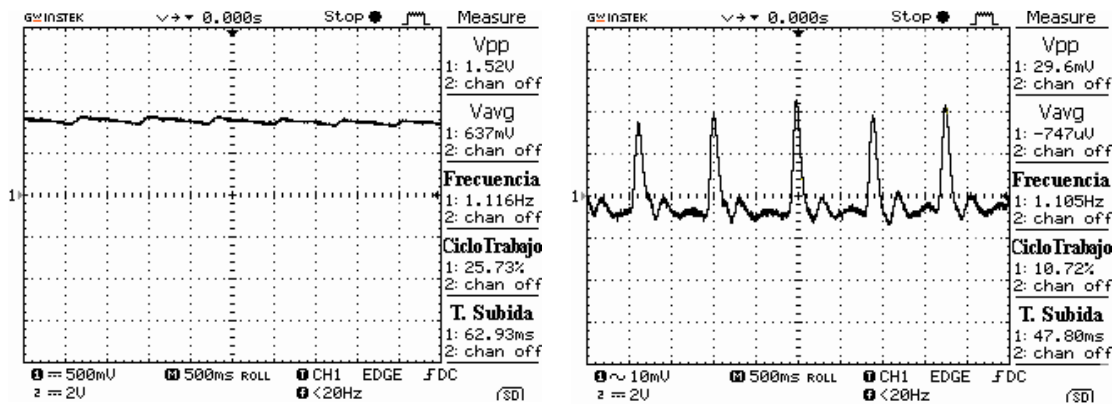


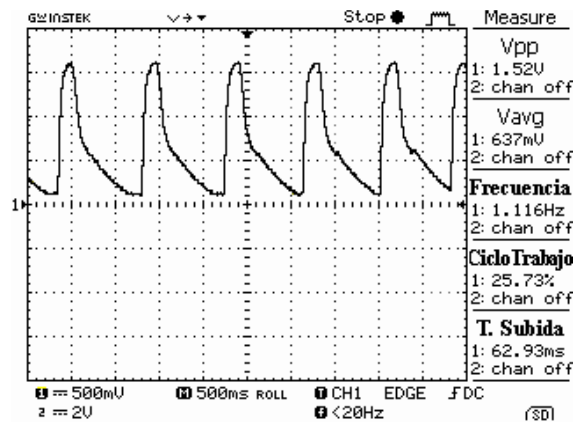
Figura 33. Sistema ubicado en la pulsera.

Se colocó además en la parte inferior, una tela de material de velcro, lo que permite al SBP mantenerse fijo a la pulsera. Para la etapa de adquisición de la temperatura corporal, se soldó en la tarjeta un cable de aproximadamente 50 cm en el que del otro extremo se coloca el termistor; con esta extensión el sensor puede ser ubicado en la axila y fijado de igual forma con un velcro alrededor del brazo.

Al tener integrada toda la circuitería en una tarjeta, se procedió a colocar la pinza en el dedo y energizar el dispositivo SBP; con lo que se observó en distintos puntos de medición las señales que se generan en diferentes etapas, figura 34.



a)



b)

Figura 34. a) Sensores ópticos, b) Señal de entrada.

4.2.1. Pruebas y validación del SBP prototipo

Los experimentos realizados para la validación de los parámetros a medir se basan en obtener lecturas de un individuo en estados de relajación y agitación, contra lecturas de instrumentos comerciales.

Para las pruebas de temperatura corporal, se utilizó un termómetro clínico SMIC de la empresa China National Xiamen Instruments and Meter Corp. figura 31a), y un multímetro modelo FLUKE 179 de la empresa FLUKE Corporation, figura 31b). Éste realiza lecturas del parámetro a través de un termopar que se inserta frente al mismo instrumento. El termopar, el termómetro de mercurio y el termistor del SBP se colocaron en la cavidad axilar se coloca en la axila, al igual que el termistor y el termómetro clínico de cristal, figura 35 b), para así obtener las lecturas de la variable en cada instrumento y compararlas entre sí.



a)



b)

Figura 35. a) Termómetro Clínico, b) FLUKE 179.

La prueba consistió en colocar a un voluntario sentado en una posición cómoda, con la indicación de mantenerse relajado durante el desarrollo de la misma.

Iniciado el experimento las lecturas de los sensores de temperatura se adquirieron por un periodo de 60 segundos a una frecuencia de muestreo de 1 Hz; los cuales se muestran en la figura 36. Las mediciones de los tres instrumentos se presentan en la figura 36 c), en ésta se observa que las lecturas entre éstos son comparables entre sí.

Cabe mencionar que los valores registrados por el SBP se ubican más próximos a los valores registrados por el termómetro clínico, el cual es muy utilizado en el ámbito médico.

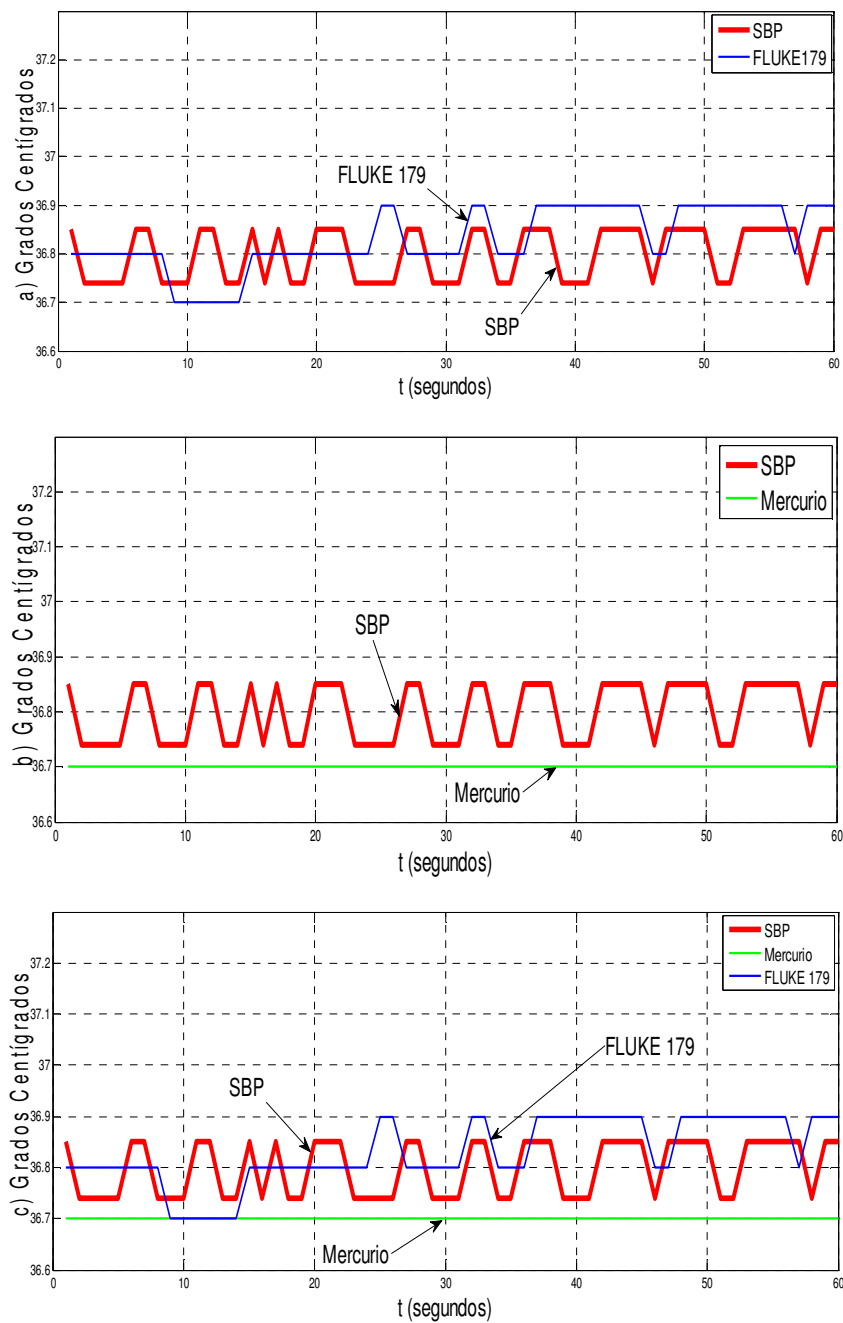


Figura 36. Prueba en estado de relajación.

En una segunda prueba, se requirió que el voluntario realizará algún ejercicio para incrementar su ritmo cardiaco, ya que como se me mencionó en la literatura, al existir un aumento en el ritmo cardiaco, existe un incremento en la temperatura corporal, lo que dio como resultado las siguientes gráficas (figura 37).

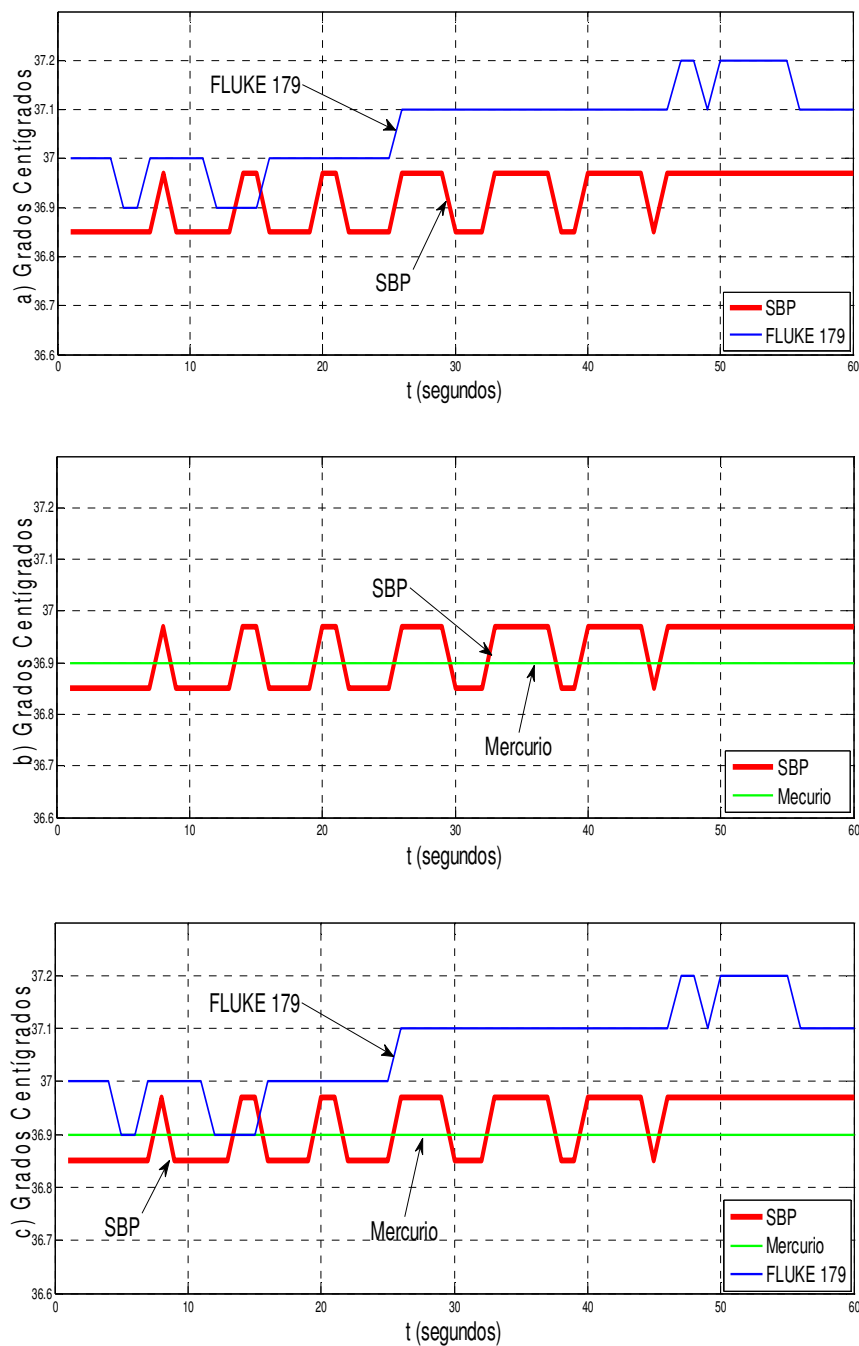


Figura 37. Prueba en estado de agitación.

Para las pruebas de adquisición del ritmo cardiaco, se utilizó un dispositivo médico de la empresa NONIN, modelo 9600, que por medio de una pinza que se coloca en el dedo, permite adquirir el ritmo cardiaco y el nivel de oxígeno en la sangre.

La prueba consistió en colocar la pinza del SBP y del NONIN 9600 en los dedos de un voluntario en reposo figura 38 a) y en estado de agitación 38 b). El experimento se baso en tomar lecturas preliminares del parámetro en ambos instrumentos, a una frecuencia de muestreo de 1 Hz, durante aproximadamente 20 segundos. De ésta se observa que el comportamiento en ambos instrumentos es muy similar el uno del otro, en ambos estados físicos.

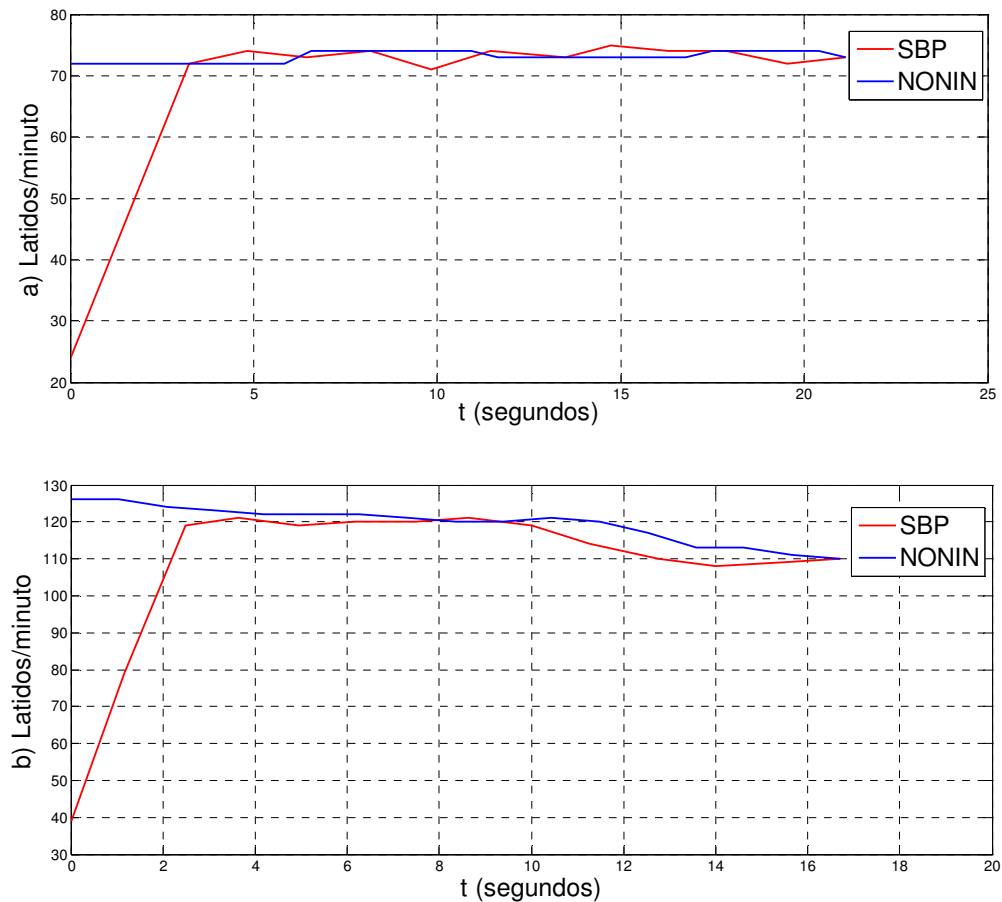


Figura 38. a) Prueba en estado de relajación, b) Prueba en estado de agitación.

En un segundo experimento, se adquirió de forma simultánea el parámetro de temperatura corporal y ritmo cardiaco; por lo que se colocaron los sensores del SBP,

NONIN 9600 y termómetro de mercurio en el voluntario, el cual mantenía una posición relajada. La prueba que a continuación se presenta, fue desarrollada en un tiempo de 150 segundos, por lo que se exponen a continuación los resultados obtenidos.

La figura 39 a) ilustra una gráfica con los datos del ritmo cardiaco registrados por el dispositivo médico NONIN 9600, contra los provenientes del SBP, en donde se visualiza una forma similar entre ambos.

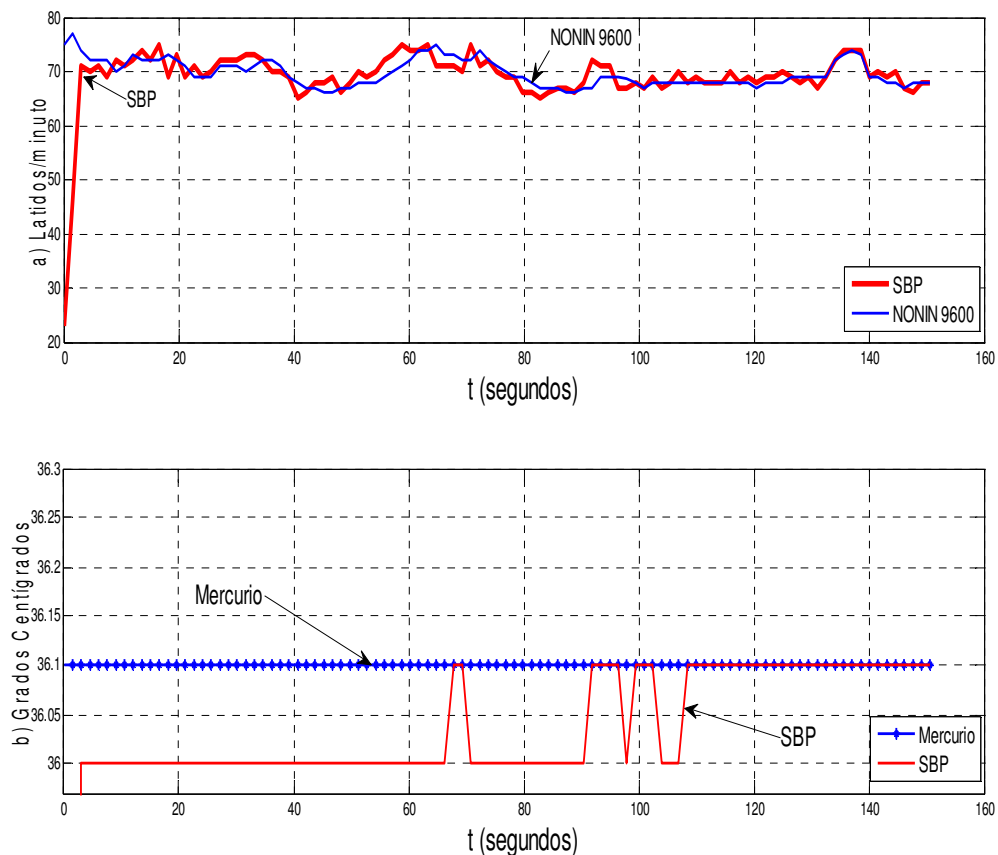


Figura 39. Datos de ritmo cardiaco y de temperatura.

En una segunda grafica, figura 39 b) se exponen los datos de temperatura que registró el SBP contra los registrados por el termómetro clínico.

En ambos casos el SBP mostro datos muy cercanos con los obtenidos por los instrumentos comerciales. Se procedió ahora a realizar pruebas simultáneas con más aparatos de ritmo cardiaco en tiempos más prolongados.



a)



b)

Figura 40. a) SIGMA PC3, b) Dispositivos simultáneamente.

Para la prueba siguiente, se incremento el tiempo de adquisición, además de utilizar para comparación una banda de pecho SIGMA PC3 (figura 40 a), que su principal característica es el envío del dato que adquiere de ritmo cardiaco a un reloj incluido con la banda, lo que permite que éste dato sea visualizado en su pantalla. También se compararon los datos simultáneamente con el instrumento NONIN 9600.

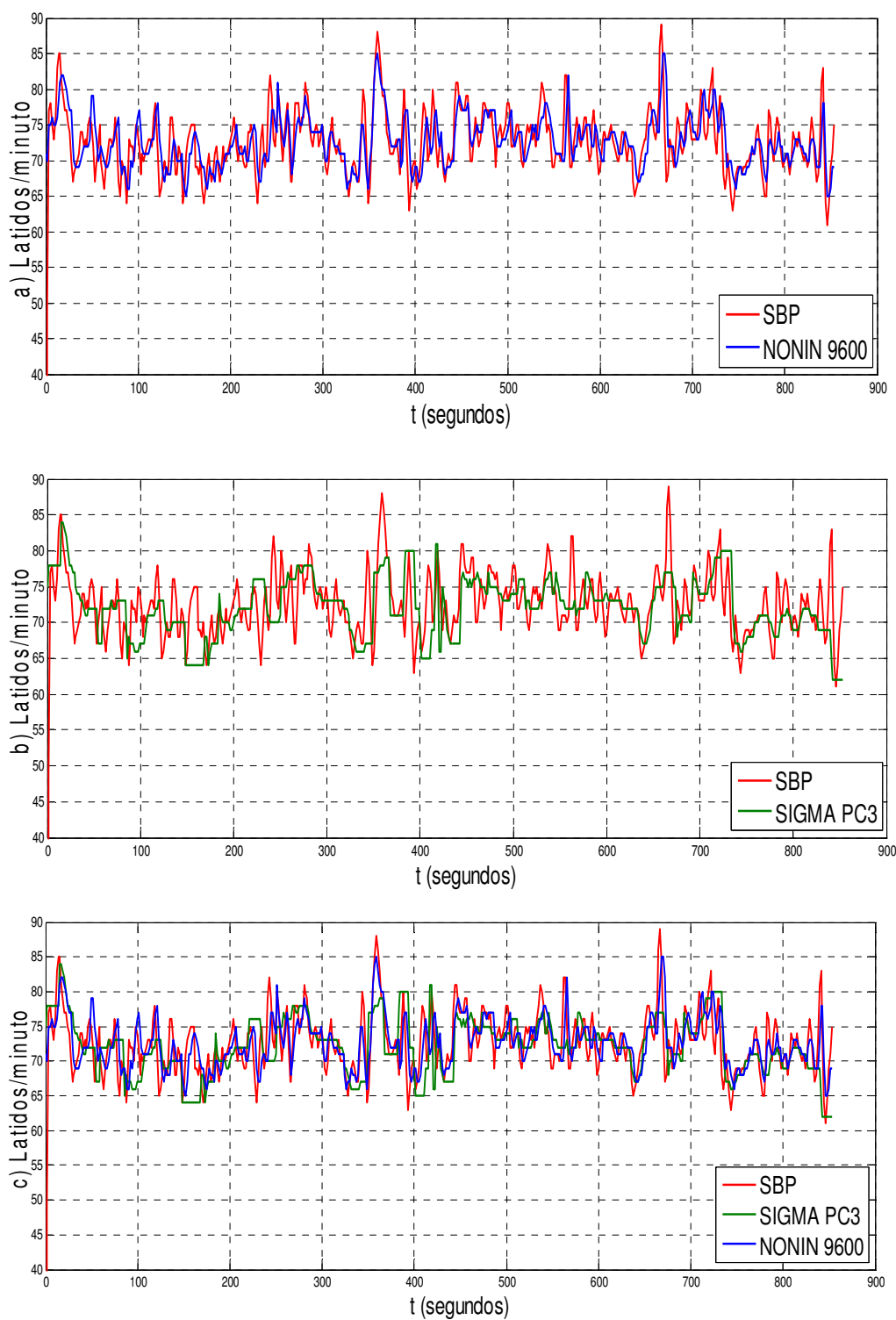


Figura 41. Graficas de comparación de los dispositivos.

En éste experimento las mediciones que se realizaron corresponden a un periodo de 15 minutos aproximadamente, donde el comportamiento de las mediciones nuevamente es muy semejante entre instrumentos, por lo que para propósitos prácticos el SBP exhibe un comportamiento correcto, figura 41.

En conclusión a esta prueba se tiene que los resultados obtenidos entre el SBP y el NONIN 9600 son sumamente cercanos entre sí, a diferencia de la banda de pecho SIGMA PC3 que desplego valores diferentes en algunos instantes en comparación con los dos dispositivos antes citados. Lo que demuestra en unas primeras pruebas experimentales, que el SBP en conjunto con la programación del algoritmo es capaz de adquirir valores más parecidos a los de un dispositivo médico, que los datos generados por un aparato deportivo comercial.

En lo pertinente a temperatura corporal adquirida por los instrumentos, la figura 42 expone el comportamiento de la variable en cuestión. Cabe aclarar que la lectura del termómetro clínico se muestra como una temperatura constante, ya que la lectura se verifica al final de la prueba y éste no detecta los cambios de regulación del cuerpo, pues solo muestra el valor de temperatura máximo en ese instante. Aun con lo anterior, el SBP registró valores muy próximos a los adquiridos con el termómetro de clínico.

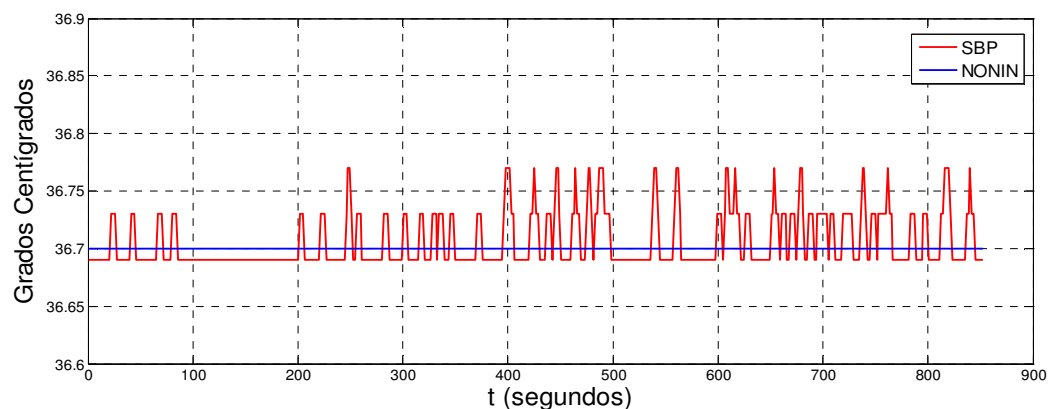


Figura 42. Gráfica del SBP y Termómetro clínico.

4.3. Integración del sistema de monitorización de signos vitales

El SBP expuesto al inicio de este capítulo, en sus primeras pruebas, dio resultados alentadores; luego entonces, se llevaron a cabo mejoras en cuanto a su diseño y tamaño, para lograr una mayor portabilidad en beneficio del usuario. Para esto se adquirieron componentes de montaje superficial por lo que fue necesario diseñar y construir una tarjeta de circuito impreso (PCB) de doble cara, con el programa Eagle 5.0.0 de la compañía CadSoft, para éstos (figura 43).

Este PCB presenta una adaptación para conectar el módulo PAN802154HAR00 con la etapa de instrumentación de los sensores. El PCB con componentes cuenta con elementos que facilitan la interconexión, acceso a puntos de prueba y medición de la circuitería instrumentada, figura 44.

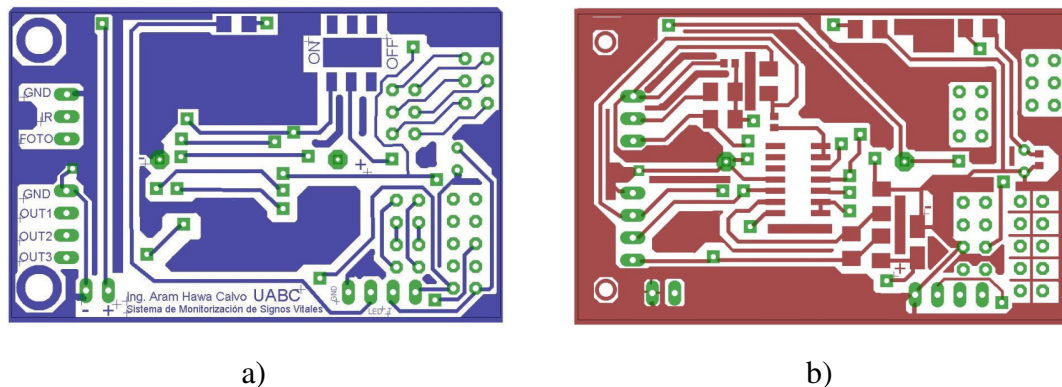


Figura 43. a) Cara superior, b) Cara inferior.

Un último ajuste a la etapa de amplificación fue el cambio de su ganancia a un factor de 31 y un cambio en la frecuencia de corte del filtro pasabajas a 7.2 Hz aproximadamente; esto último para alcanzar un registro de hasta 400 latidos por minuto.

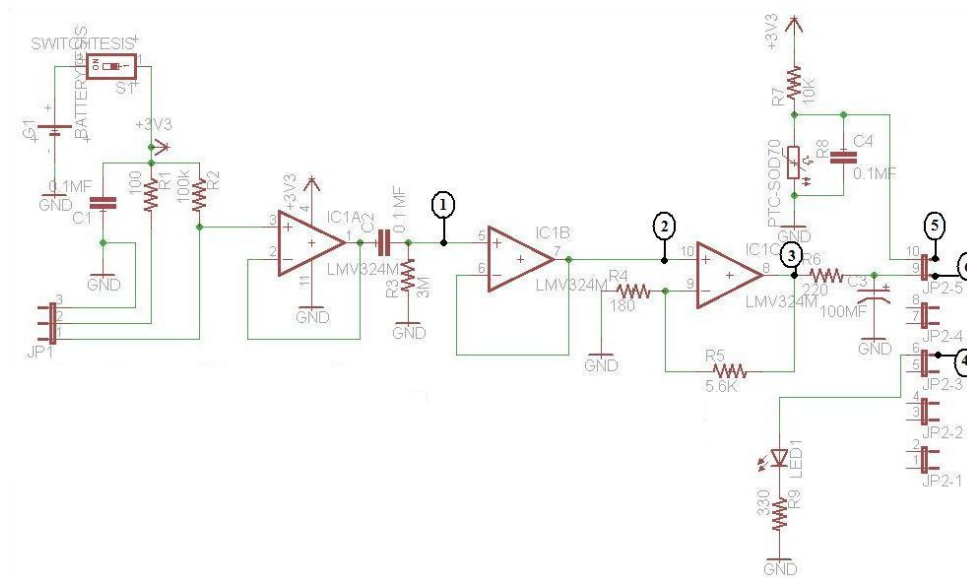
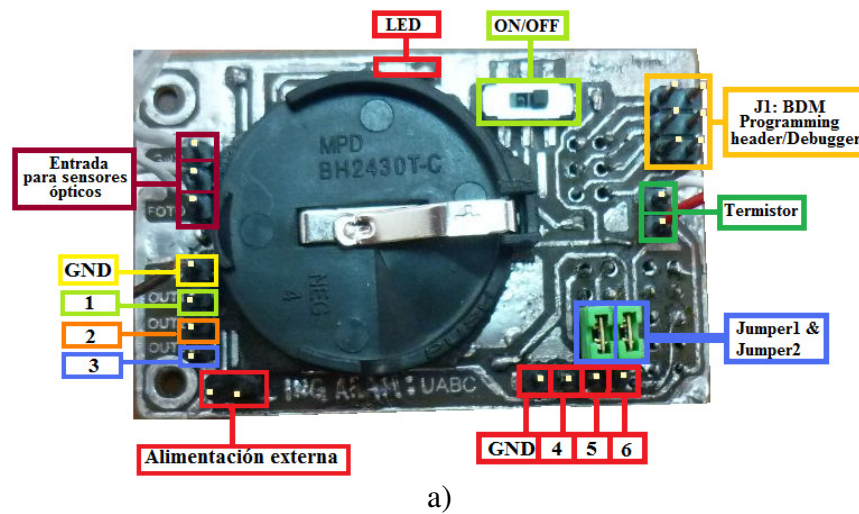


Figura 44. Ubicación de pines en la tarjeta de montaje superficial.

El J1:BDM Programming header/Debugger, es un conector diseñado en la tarjeta, para la conexión entre ésta con el programador DEMO9S08QG8, lo que permite ingresar el código del programa al microcontrolador , además también de realizar la simulación.

El Jumper 1 y Jumper 2, se utilizan en el momento que la tarjeta es alimentada por medio de la batería, con lo que se proporciona energía al nodo PAN802154HAR00. Si se utiliza el programador DEMO9S08QG8; éste se encarga entonces de proporcionar la energía necesaria para que el funcionamiento del nodo, por lo cual ambos Jumpers requieren ser deshabilitados.

Los conectores de entrada para los sensores ópticos, se utilizan en la conexión del sensor ubicado en la pinza y el SBP.

El SBP cuenta con un LED color rojo, que puede ser utilizado por medio de programación para visualizar alguna acción que se requiera; además de un interruptor, para así de una manera sencilla y más práctica encender o apagar el dispositivo.

La etiqueta “Termistor”, es un conector donde se coloca el sensor de temperatura y la etiqueta “Alimentación externa”, es donde se colocan las baterías externas en caso de que así se requiera, lo que permite omitir la batería de botón.

4.3.1. Conexión del SBP con el nodo PAN802154HAR00

El SBP se diseñó en un principio para que pudiera colocarse sobre el nodo PAN802154HAR00, con lo que se logrará una reducción considerable en el dispositivo final; en comparación con el primer diseño construido, el cual era grande e incomodo para ser colocado en un brazalete (figura 33). Por tal motivo el SBP en su cara inferior tiene implementadas las conexiones necesarias (figura 45), que a continuación se describen.

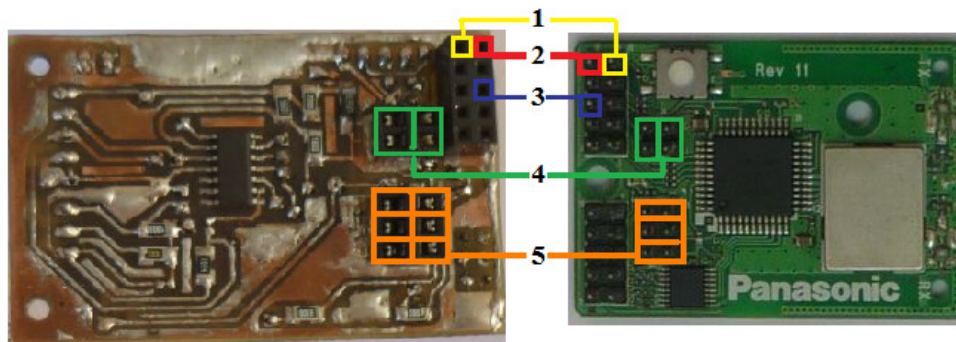


Figura 45. Conexiones del SBP con el nodo PAN802154HAR00

1. PTB0 es la entrada al puerto B0 dedicado a la lectura de la señal de ritmo cardiaco.
2. PTB1 es la entrada de la señal del termistor dedicada a la lectura de la temperatura corporal.
3. PTA1 corresponde al puerto A1 para la habilitación del LED.
4. J4 es el conector Power/ GND Header, con el cual se energiza al nodo PAN802154HAR00, además de alimentar el voltaje de referencia del convertidor A/D.
5. J1:BDM Programming header/Debugger, provee conexión para el programador y el debugger.

Al tener ubicados los conectores del SBP y del nodo, se procede ahora a empalmarlos y posteriormente realizar las pruebas pertinentes (figura 46).

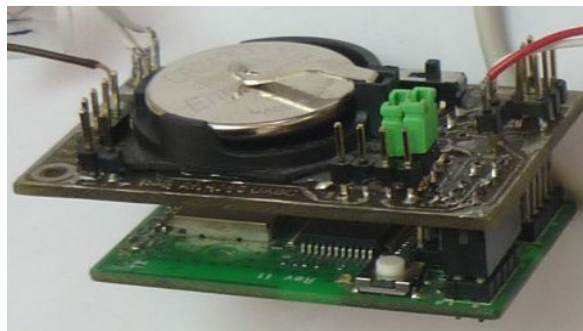


Figura 46. SBP empalmado con el nodo PAN802154HAR00.

4.3.2. Prueba y Validación Final del Instrumento de Monitorización de Signos Vitales

Se experimento primeramente el correcto funcionamiento del instrumento; para lo cual fue necesario entonces comprobar su correcta adquisición y acondicionamiento de la señal de ritmo cardiaco; por lo que se colocó el sistema en el voluntario para proceder a energizar el arreglo y medir la salida de éste, con lo que se encontraron resultados favorables, figura 47.

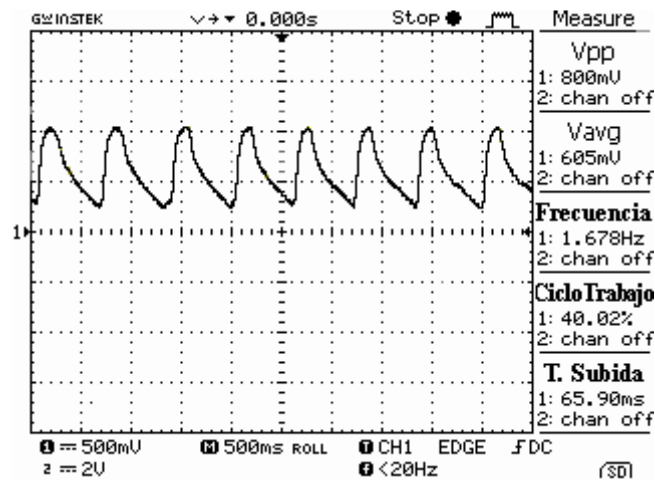


Figura 47. Prueba del SBP en montaje superficial.

De la misma manera que en el primer prototipo, la validación se realizo por medio de las siguientes pruebas, al hacer uso de aparatos comerciales y médicos: Para las pruebas de validación del instrumento se utilizó un termómetro clínico de cristal. El termómetro se colocara en el área de la axila junto con el sensor de temperatura del SBP, para realizar las comparaciones pertinentes.

Para esta prueba, la persona se colocó los tres dispositivos para monitorización del ritmo cardiaco, el instrumento, la banda de pecho Sigma PC3 y el aparato médico

NONIN 9600. Además de colocar también el sensor de temperatura en la parte de la axila. Las graficas de comparación de los resultados son los de la figura 48.

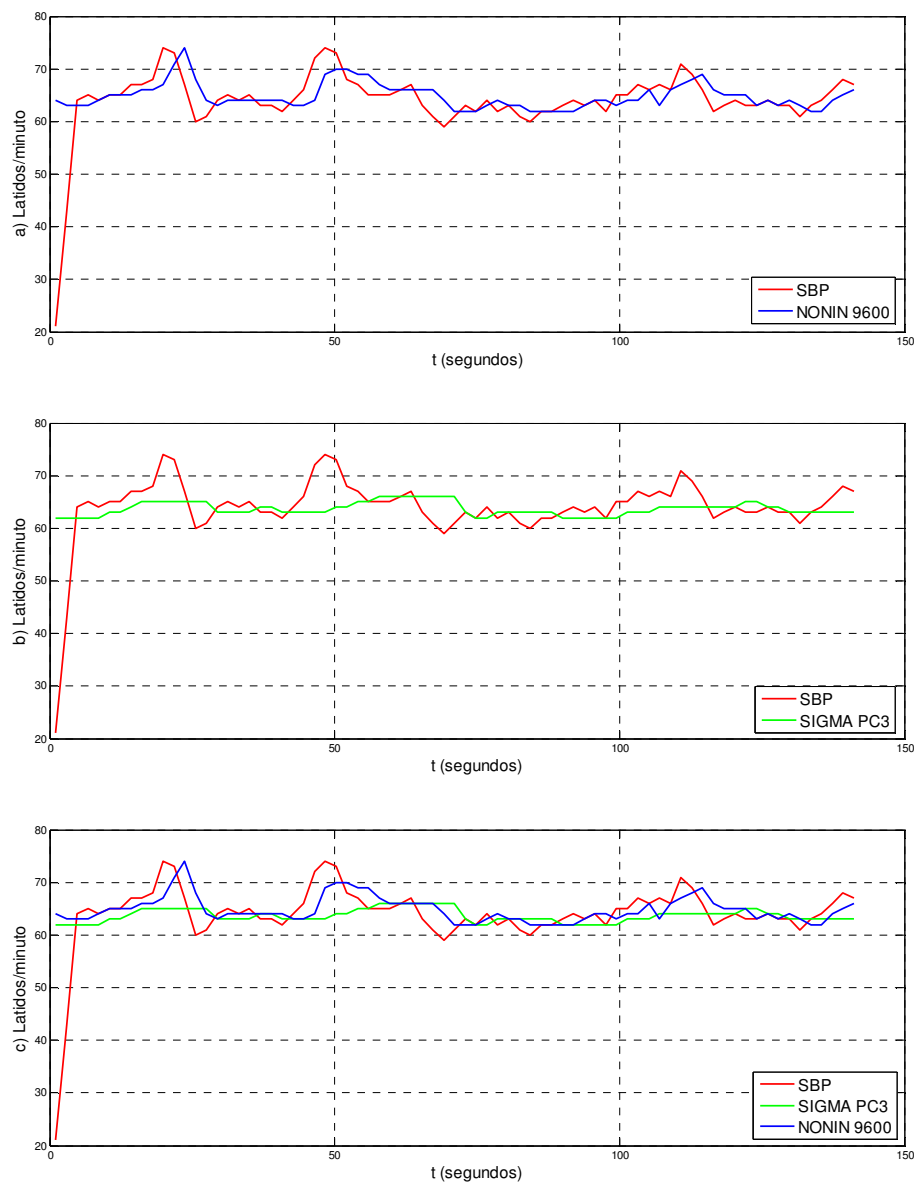


Figura 48. a) SBP vs NONIN, b) SBP vs SIGMA, c) SBP vs SIGMA vs NONIN.

En la anterior prueba se observa la señal del instrumento de monitorización con un comportamiento muy similar a los datos registrados por el dispositivo medico NONIN 9600, a diferencia de los datos generados por la banda de pecho SIGMA

PC3, el cual presento datos más alejados de los mostrados por el dispositivo medico NONIN 9600, que para fines de validación es el dispositivo de referencia.

Se realizara ahora una nueva prueba con la cual se verificara el comportamiento de los tres dispositivos en un periodo de prueba más largos, para lo cual se colocan los tres aparatos a un individuo que mantiene un nivel de agitación normal. De igual manera se colocan los sensores de temperatura, es decir el sensor del instrumento y el termómetro clínico para registrar y almacenar los datos. El tiempo de la prueba fue de aproximadamente 20 minutos de duración, donde los datos obtenidos de la adquisición de la temperatura corporal se presentan en la figura 49, en la cual se aprecia una similitud con el dato registrado en el termómetro clínico.

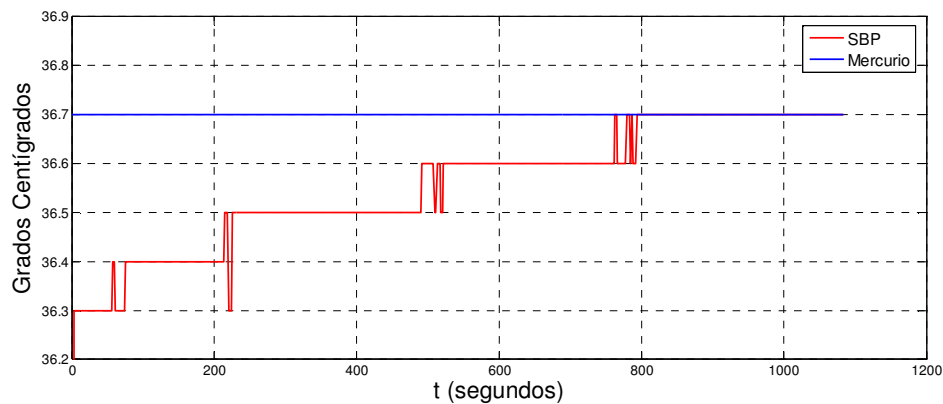


Figura 49. Instrumento de Monitorización vs termómetro clínico.

De igual manera se verifica un funcionamiento más cercano en el comportamiento de la señal del instrumento que con la señal generada con los datos de la banda de pecho SIGMA PC3, ambos comparados con el dispositivo NONIN 9600, figura 50.

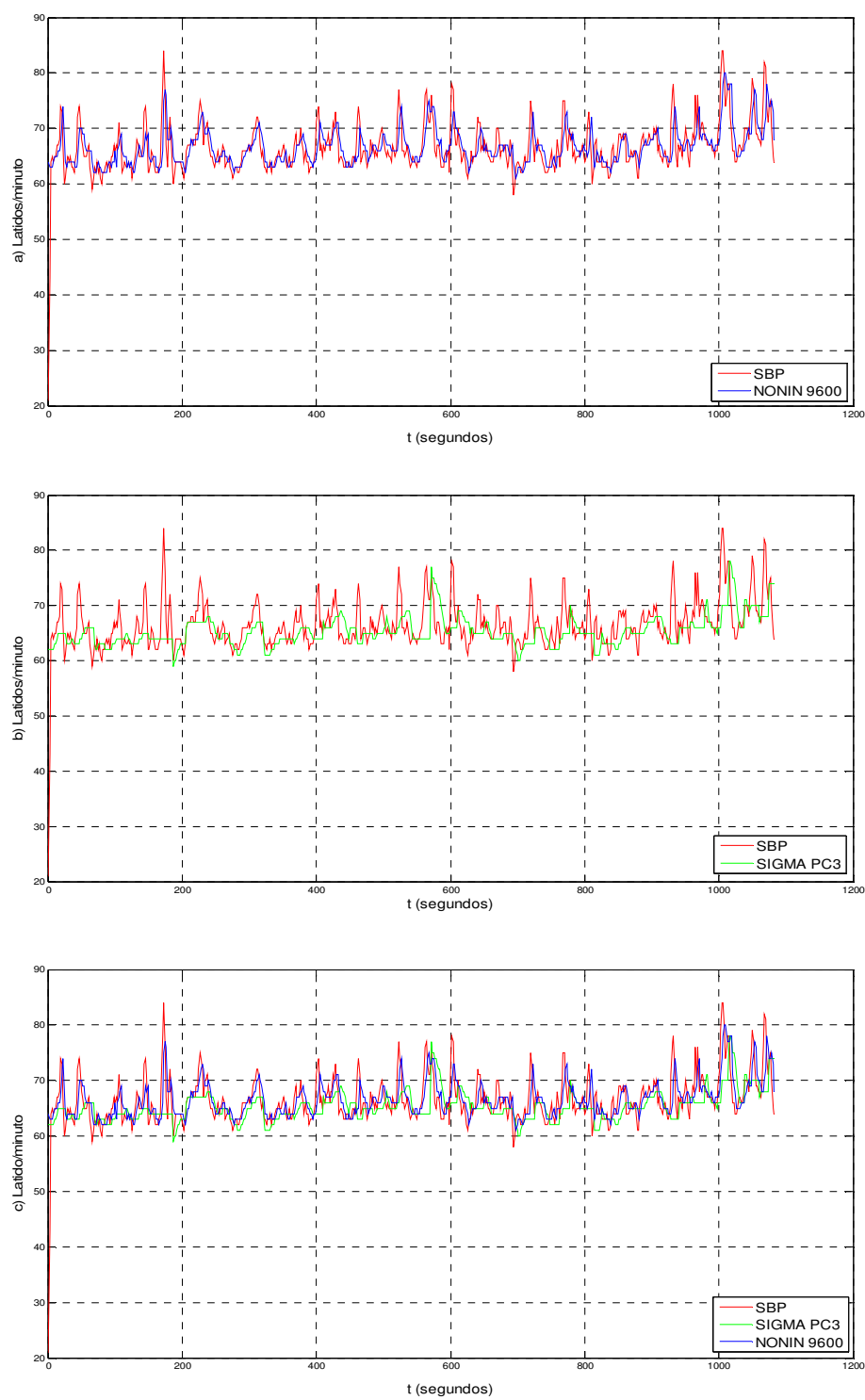


Figura 50. a) SBP vs NONIN, b) SBP vs SIGMA, c) SBP vs SIGMA vs NONIN.

Con esta última evaluación, se corrobora el comportamiento que se ha observado en pruebas anteriores en relación a su desempeño, siendo éste favorable y alentador en términos de diseño, construcción y funcionamiento. De manera que el instrumento aquí expuesto cumple con lo establecido como objetivo de trabajo.

Como parte final de presentación del instrumento, se procedió a su colocación en una pequeña base, sobre una cinta de velcro, figura 51, con lo que se permite fijarla en la pulsera, para ser colocada en la muñeca.



Figura 51. Dispositivo Final

4.3.3. Validación por especialista.

Posterior a la comparación del instrumento construido, contra instrumentos médicos y deportivos, se procedió a la validación de éste por un especialista en el área de la salud; por tal motivo se requirió corroborar el correcto funcionamiento y adquisición de los datos en presencia del M.S.P David Sergio Salas Vargas, profesor ordinario de carrera asociado nivel C con cedula profesional no. 4118753, el cual actualmente ocupa el cargo de Director de la Escuela de Ciencias de la Salud de la UABC, Campus Valle Dorado.

En presencia del médico antes citado se elaboró una prueba en su persona; por lo que fue necesario primeramente exponer una explicación correspondiente al funcionamiento del instrumento final así como del algoritmo de adquisición correspondiente a las variables de interés. Posterior a esto se prosiguió a colocarle los elementos sensores del instrumento final, así como también del dispositivo médico NONIN, esto con el fin de realizar las comparaciones pertinentes sobre el desempeño de éstos en forma simultánea durante el experimento.

Concluida la prueba, el médico hizo saber que a su consideración el instrumento en efecto presentó datos favorables, muy similares a los que se obtuvo en el dispositivo médico. Resaltó las pequeñas dimensiones que se lograron en el diseño del mismo, así como la comodidad de éste.

Como recomendación final, mencionó que sería conveniente pensar en un diseño posterior, que incluyera más variables físicas, con lo que se complementaría en gran manera el alcance del instrumento; así como una posible patente en la tecnología aplicada, para beneficio de la UABC.

Con la presente validación se da por alcanzado el objetivo del trabajo.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES

5.1. Introducción

En éste capítulo se exponen las conclusiones, expectativas y mejoras propuestas al instrumento construido, así como el trabajo futuro de éste.

5.2. Conclusiones

Al retomar el objetivo general, hipótesis y pregunta de investigación, se tiene que el trabajo aquí presentado, cumple satisfactoriamente con lo requerido por éstas, luego entonces en base al análisis, metodología implementada, instrumentación, algoritmos y pruebas de validación hechas al instrumento, se citan las conclusiones de este trabajo:

- Se construyó un instrumento que incorpora la medición de dos signos vitales importantes, temperatura y ritmo cardiaco, capaz de competir contra instrumentos comerciales.
- Se realizaron adaptaciones al diseño para su miniaturización, con lo que se logró que el instrumento tuviera mayor portabilidad y una colocación sencilla en el individuo.
- Se encontró que el diseño de la pinza es crucial para obtener un correcto nivel de señal, ya que presenta variaciones que dependen de la presión ejercida por ésta en el dedo.

- Se desarrolló y programó un algoritmo de manera exclusiva para ésta aplicación, la cual se adapta al nivel de señal entregado por el sensor ubicado en la pinza, donde éste reajusta los parámetros de nivel de señal, aún en presencia de movimiento de la mano, para una adquisición de ritmo cardiaco presente.

Por todo lo anterior el objetivo general del trabajo “diseñar y desarrollar un sistema médico portátil, que mida los signos vitales de temperatura y ritmo cardiaco”. Se cumplió de manera satisfactoria.

Con lo que la hipótesis “Sí, se puede desarrollar un sistema de monitorización para las variables de temperatura corporal y ritmo cardiaco” se ve comprobada.

Lo que da respuesta afirmativa, a la pregunta de investigación “Se podrá diseñar y construir, un sistema portátil de bajo costo, para monitorización de signos vitales?”

Al contestar la pregunta de investigación, se atiende la problemática “Se requiere construir un dispositivo, el cual permita que el paciente adquiera sus variables médicas sin la necesidad de trasladarse grandes distancias hasta un especialista”.

5.3. Trabajos futuros

Como trabajo futuro, se tiene como expectativa, la colocación de otros elementos sensores en el instrumento para la adquisición de más parámetros físicos que pudieran ser relevantes para el diagnóstico; como la monitorización del nivel de oxígeno en la sangre, así como la obtención de niveles de glucosa entre otros, con los que se podrán prevenir enfermedades o generar diagnósticos en fases tempranas. Lo anterior dará un valor agregado al sistema, lo que haría a éste un dispositivo más versátil.

En aspectos de diseño se tiene contemplado:

- Mejorar las proporciones de la pinza, para que ésta pueda adaptarse a distintas complexiones.
- Realizar ajustes a las etapas de filtrado y ver la opción de realizar un filtrado digital adicional.
- Mejorar el diseño del PCB, para minimizar aun más el instrumento.
- Realizar mejoras, para minimizar el consumo de energía.
- Ver la pertinencia de agregar pantalla al dispositivo para observar el valor de los parámetros en tiempo real.
- Realizar una depuración al código programado para la aplicación, con el fin de reducir el tiempo de ejecución de las rutinas, así como procurar ponerlo en estado de bajo consumo, cuando no sea necesario realizar mediciones, esto con el objetivo de extender la vida útil de las baterías.
- Realizar pruebas de monitorización de larga duración, del orden de horas o incluso días.

Bibliografía

- [1] Buzzi, Alfredo; Aires, Arnoldo. *Evolución histórica de la medicina*, Ed. Medica Panamericana, 2008. ISBN: 978-950-06-1939-4.
- [2] Barquin, Manuel. *Historia de la medicina*, Ed. Mendez Editores, 8ª Edición, 2004. ISBN: 968-6596-42-9.
- [3] Guyton, Arthur C.; Hall, John E. *Tratado de fisiología médica*. 11ª Edición, Ed. Elsevier Saunders, 2006. ISBN: 978-84-8174-926-7.
- [4] Berkow, Robert. *Manual Merck para el hogar*. 1ª Edición en español. Ed. Oceano Grupo Editorial, 1997. ISBN: 84-494-1357-5
- [5] Pocock, Gillian; Richards, Christopher D.; *Fisiología Humana la base de la medicina*. 2ª Edición. Ed. Masson, 2005. ISBN: 84-458-1479-6.
- [6] http://courses.cs.tamu.edu/rgutier/cpsc483_s04/pulse_oximetry_notes.pdf. Dr. Neil Townsend, Medical Electronics, pp 32-42, 2001. Consultado: junio 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: junio 2009.
- [8] Vesga, Juan. *Microcontroladores Motorola-Freescale, programación, familias y sus distintas aplicaciones en la industria*. 1ª Edición. Ed. Alfaomega, 2007. ISBN: 978-970-15-1329-9.
- [9] <http://www.freescale.com/> Consultado: febrero 2009.
- [10] Panasonic Industrial Company ZigBee Comm Module IEEE802.15.4, Performance Specification, Summary, Doc Numero: PANASONICCOFS, Rev 0,2005.
- [11] Panasonic Electronic Devices Co., Ltd. Specifications PAN80215HARx0, Mayo 2007.
- [12] <http://www.national.com/analog>, Consultado: Febrero 2009.
- [13] Quality Thermistor, Inc NTC Thermistor Design Guide for Discrete components & Probes.
- [14] Programa “MATLAB” de la empresa “The MathWorks” Versión 7.6.0.324 (R2008a).

- [15] Albert, Malvino; David Bates. *Principios de Electrónica*. Ed. McGraw-Hill Interamericana. 7ª Edición, 2007. ISBN: 9788448156190.
- [16] Coughlin, Robert F; Driscoll, Frederick F. *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*. Ed. Prentice Hall, 5ª Edición, 1999. ISBN: 970-17-0267-0.
- [17] Hayt, William; Kemmerly, Jack; Durbin, Steven. *Análisis de circuitos en ingeniería*. Ed. McGraw-Hill Interamericana. 7ª Edición, 2007. ISBN-13: 978-970-10-6107-7.
- [18] Boylestad, Robert L. *Introducción al análisis de circuitos*. Ed. Pearson Educación, 10ª Edición, 2004. ISBN: 970-26-0448-6.

APÉNDICE A

Hola Aram

El Microcontrolador GT60 fue la primera generación de micros basados en el core S08 y se usa en aplicaciones industriales, medicas y de consumo. www.freescale.com/medical. Este micro esta diseñado para aplicaciones de bajo consumo de energía y también esta siendo utilizado en aplicaciones de Zigbee que soportan aplicaciones médicas. Hay clientes usando este dispositivo en sistemas para dispensar insulina en sistemas portables. **En resumen si este micro es actualmente usado y se puede usar en aplicaciones medicas.** Pero ya existen tecnologías más actualizadas e integradas para este tipo de aplicaciones como la familia S08MM y Kinetis.

Saludos.

www.freescale.com

The information contained in this email and any attachment(s) is considered:

() General Business Information () Freescale Internal Use Only () Freescale Confidential Proprietary

#####

ANGEL R GALARZA GUERRERO

Freescale Semiconductor

Regional Manager

E-MAIL ADDRESS : A.galarza@freescale.com

ADDRESS: 4492 Camino de la Plaza 934

San Ysidro CA 92173

US PHONE: (858) 4-27-16-51

US MOBIL: (619) 3-28-87-30

PHONE: 01152 (646) 1-74-50-07

CEL: 011 45 (664) 6-28-73-62

FAX: 011 52 (646) 1-74-50-07

#####

APÉNDICE B

PROGRAMAS Y TABLAS

Programa 1

A continuación se presenta el programa para resolver la ecuación de Steinhart-Hart del termistor NTSD0XH103EE1B0, el cual solicita ingresar 3 valores, los cuales son seleccionados por el diseñador en base a los datos proporcionados por el fabricante. Para la aplicación se eligió trabajar desde $25^{\circ}\text{C} < 36^{\circ}\text{C} < 50^{\circ}\text{C}$ y al ejecutar el programa el rango requerido, los coeficientes para la ecuación fueron.

$$A = 9.305753617493418\text{e-}004$$

$$B = 2.441330388583546\text{e-}004$$

$$C = 2.238435655954564\text{e-}007$$

En MATLAB los comentarios se colocan después del símbolo de porcentaje “%”.

```
%INICIO DEL PROGRAMA.
% Programa para resolver la ecuación de Steinhart-Hart del termistor.
format long;
disp('Programa para Resolver la Ecuación de Steinhart-Hart del Termistor');
V1=input('Dame el valor de Grados Centigrados 1: ');
R1=input('Dame el valor en Kohms de Resistencia 1: ');
V2=input('Dame el valor de Grados Centigrados 2: ');
R2=input('Dame el valor en Kohms de Resistencia 2: ');
V3=input('Dame el valor de Grados Centigrados 3: ');
R3=input('Dame el valor en Kohms de Resistencia 3: ');
R1=R1*1000;
R2=R2*1000;
R3=R3*1000;
Adet=[1 log(R1) log(R1)^3;1 log(R2) log(R2)^3;1 log(R3) log(R3)^3];
Bdet=[1/(V1+273.15);1/(V2+273.15);1/(V3+273.15)];
Cdet=inv(Adet)*Bdet;
disp('Coeficientes de la ecuacion Steinhart-Hart: A , B y C');
disp('1/T= A + B Ln (R) + C(Ln (R)^3)')
A=Cdet(1)
```

```

B=Cdet(2)
C=Cdet(3)
res=1;
while(res==1),
R=input('Dame el valor en Kohms de la Resistencia del Termistor:');
R=R*1000;
Grados=(1/(A+(B*log(R))+(C*log(R)^3)))-273.15
res=input('Deseas ingresar otro valor de la Resistencia del Termistor?: Si=1 No=0 ');
end
%FIN DEL PROGRAMA.

```

Programa 2

```

/*****
*****
>>>>>>>>> PROGRAMA DE FRECUENCIA CARDIACA<<<<<<<<<<
Y TEMPERATURA CORPORAL
*****
PROGRAMA PARA MEDIR TEMPERATURA CORPORAL Y EL RITMO CARDIACO POR MEDIO DE UN
FOTOTRANSISTOR Y UN LED INFRAROJO.

$Author: ARAM HAWA CALVO.
$Date: 2010.
$Name: Sistema de monitorización de signos vitales.

/*****
*****
INCLUDES Y DEFINES
*****/

#include <hidef.h> /* for EnableInterrupts macro */
#include "derivative.h" /* include peripheral declarations */
#include <math.h>

#define Salida 1 //En los "define" se puede hacer un cambio o definición
#define Entrada 0 //global para facilitar lo que es el uso de variables
#define A1 PTAD_PTAD1 //Por ejemplo en las dos primeras líneas se define lo
#define A1DIR PTADD_PTADD1 //que sería la Entrada o Salida, y al momento de
//declarar unicamente se usa la palabra que corresponde
//y no el número o valor.
#define D0 PTDD_PTDD0 //Este registro corresponde al LED del NODO
#define D0DIR PTDDD_PTDDD0

/*****
SELECCIÓN PASO DE CUANTIZACIÓN
*****/

```

En esta sección se tienen 2 opciones. La OPCIÓN 1 es para el paso de cuantización a 8 bits es decir 256 niveles $3V/254=0.0117647$. Para 10 bits son 1024 niveles es decir $3V/1023=0.002932551$. Recordemos que el bit que selecciona si se

trabaja con 8 o 10 bits es el bit 6 (RES8) del registro ATD1C. En la OPCIÓN 2 se declara el tiempo entre cada interrupción y el numero de muestras dependiendo los segundos. En la OPCIÓN 3 se define el número de datos almacenados*/

```

/*OPCIÓN 1*/
#define PASOCUANTIZACION 0.0117647 //253 Niveles 8 bits.
#define PASOCUANTIZACION 0.002932551 //1023 Niveles 10 bits.

/*OPCIÓN 2*/
/*TIEMPO DE LA INTERRUPCION*/
#define MUESTRASEN2SEG 754 //Numero de Interrupciones x 2 Segundo.
#define MUESTRASEN2SEG 377 //Num. de Interrupciones x 1 Segundo.
#define MUESTRASEN2SEG 188 //Num. de Interrupciones x 2 Segundo.
#define MUESTRASEN2SEG 62 //Num. de Interrupciones x 2 Segundo.
#define TIEMPODECADAINTERRUPCION 0.0026525198 //Tiempo Entre Interrupciones.
/*OPCIÓN 3*/
#define datos 600 //Cantidad de datos para almacenar.
/*****
DECLARACION DE VARIABLES
*****/

/***** VARIABLES USADAS PARA RITMO CARDIACO *****/

float VSENAL=0,SUMA=0,MENOR=0,PROMEDIO=0,REFINFERIOR=0,REFSUPERIOR=0;
float tem=0,xn[9]=0,ValorPresente=0;
unsigned int i=0,inc=0,z=1,PASO=0,bloquear=0,CUENTAINT=0,limite=0,LATIDOS[datos]=0;
unsigned int Reg_Conv_Frec=0,Resultado=0,Vuelta=1,a=0;

/***** VARIABLES USADAS PARA TEMP.CORPORAL *****/

float T=0,RTERM,Vinput,logaritmo,TEMPERATURA[datos],xt[3]=0,xtampli[3]=0;
unsigned int t=0,cuenta=0,Reg_Conv_Tem=0;

float A=0.0009305753617493418; //----
float B=0.0002441330388583546; //-----> Datos para 25-36-50
float C=0.0000002238435655954564; //-----

/*****
VOID CONFIGURO (VOID)
*****/

/*En esta parte se declaran los registros con los que se va a trabajar, en este caso como se va a hacer uso del convertidor
Analogico/Digital, se declaran los registros que se necesitaran.*/

void configuro(void){

ATD1C=0b01000000; //0050 Escribir en "ATD" aborta conversión en curso (Pag. 230)
// 00000000>PRS --
// 00000000>PRS ---->Estos bits determinan el factor del prescalar para el reloj
// 00000000>PRS --- de conversión del ATD.
// 00000000>PRS --
// 00000000>SGN *Selección del signo de resultado.
// 00000000>RES8 *Resolución del convertidor 1=8bits o 0=10bits.
// 00000000>DJM *Modo de justificación del Dato izquierda o derecha 1=Derecha 0=Izquierda.
// 00000000>ATDPU *Este bit provee el control encendido/apagado del ATD reduciendo
//el consumo cuando no está en uso 1=ATD funcionando 0=Deshabilita

```

//el ATD y entra en estado de bajo consumo.

//ATD1RH // \$0052 Guarda el valor de la conversión en la parte Alta.
 //ATD1RL // \$0053 Guarda el valor de la conversión en la parte Baja.

ATD1PE=0b00000011; // \$0054 Registro de Habilitación de Pin (Pag.234).

```
//      | | | | | | | | | | >ATDPE0 -
//      | | | | | | | | | | >ATDPE1 --
//      | | | | | | | | | | >ATDPE2 ---
//      | | | | | | | | | | >ATDPE3 ---->1=Pin Habilitado y 0=Pin Deshabilitado.
//      | | | | | | | | | | >ATDPE4 ---
//      | | | | | | | | | | >ATDPE5 --
//      | | | | | | | | | | >ATDIE6 -
//      | | | | | | | | | | >ATDPE7 -
```

ATD1SC=0b00000000; // \$0051 Escribir en "Status and Control" limpia bandera CCF (Pag. 232).

```
//      | | | | | | | | | | Cancela interrupcion pendiente e inicia una nueva conversion.
//      | | | | | | | | | | >ATDCH0 --
//      | | | | | | | | | | >ATDCH1 ---->Selección de canal de Entrada Analogica
//      | | | | | | | | | | >ATDCH2 ----
//      | | | | | | | | | | >ATDCH3 ---
//      | | | | | | | | | | >ATDCH4 --
//      | | | | | | | | | | >ATDCO *Conversion Continua ATD 1=Continua, 0=Una Sola.
//      | | | | | | | | | | >ATDIE *Habilita interrupcion ATD: 1=Int Habilitada, 0=Int.Deshabilitada.
//      | | | | | | | | | | >CCF *Bandera de conversion (solo lectura) 1=Completa,0=No Completa.
```

TPM2SC=0b01001111; // \$0060 Registro de Control y Estado del Timer (TPMxSC) (Pag. 160).

```
//      | | | | | | | | | | >PS0 --
//      | | | | | | | | | | >PS1 ---->Selección del divisor del prescalador
//      | | | | | | | | | | >PS2 ---
//      | | | | | | | | | | >CLKSA ----->Selección de la fuente de reloj: 0:0=No se selecciona reloj;
//      | | | | | | | | | | >CLKSB ----->0:1 Bus rate clock; 1:0=Fixed system clock;1:1 External source
//      | | | | | | | | | | >CPWMS *Selección PWM Alineación-Centrado.
//      | | | | | | | | | | >TOIEv *Hab.Int.Desbordamiento del Timer 1=TOF Habilita,0=TOF Deshabilita.
//      | | | | | | | | | | >TOF *Bandera de Sobreflujo (solo lectura) 1= Desbordado,0=No desbordado.
```

A1DIR=Salida; /* Defino Como Salida el Puerto A1 */

D0DIR=Salida; /* Defino Como Salida el Puerto D0 */

/******

SELECCIÓN DESBORDAMIENTO DEL REGISTRO TPM2MOD

*****/

/*Para obtener el valor que se carga en TPM2MOD se realiza la siguiente operación:

El valor del reloj está a 4MHz (4000000 ciclos x segundo) y en los tres primeros registros del TPM2SC se carga un '1' así da el valor de $2^7=128$, entonces se divide $4000000/128=31250$. Ahora al tener este valor se multiplica por el tiempo en el que se desea que se desborde TPM2MOD y ya al tener ese valor se carga en TPM2MOD en hexadecimal. Para conocer las muestras x segundo solo se saca el inverso del número deseado que propusimos.

EJEMPLO:

TPM2MOD \$0063 TPM2MODH y \$0064 TPM2MODL, se carga un valor al Temporizador y este irá en decremento hasta desbordarse, es un registro de 16bits; $31250*0.05=1562.5$ esto en hexadecimal es 061A pero da solo 1562; así que para saber el valor exacto en segundos es $1562/31250=0.049984\text{seg.}^*/$

TPM2MOD=0X004E; //0.002652 seg. casi 0.0026525198 seg. 377 muestras x segundo

```

/*****
                                VOID PROCESO (VOID)
*****/

void proceso(void){
    CUENTAINT=CUENTAINT-1;
    tem=(1/(CUENTAINT*TIEMPODECADAINTERRUPCION));
    ValorPresente=tem*60;
    if(29>ValorPresente>401){
        z=0;SUMA=0;PROMEDIO=0;MENOR=0;SUMA=0;REFSUPERIOR=0;REFINFERIOR=0;PASO=0;CUENTAINT=0;
    }else{

/*****
                                ***NOTA***
*****/
SELECCIÓN
/El siguiente proceso es para promediar 3 muestras la presente con las dos pasadas.*/

                                *****/
                                ***** PARA 3 MUESTRAS PROMEDIADAS *****
                                *****/

LATIDOS[a]=((ValorPresente+xn[1]+xn[0])/3);
tem=1; // Le asigno "1" para entrar al ciclo de temperatura
xn[0]=xn[1];
xn[1]=ValorPresente;

                                *****/

    if(LATIDOS[a]<30 || LATIDOS[a]>150){ //Si los latidos se encuentran afuera de
        //A1=Salida; //este rango el LED de aviso enciende, en
    }else{ //caso contrario el LED de aviso se apaga.
        //A1=Entrada;
    }
    PASO=0;CUENTAINT=0; //Se inicializan contadores.
    z=0;SUMA=0;PROMEDIO=0;MENOR=0;SUMA=0;REFSUPERIOR=0;REFINFERIOR=0;
}
}
/*****
                                interrupcion Vtpm2ovf_isr
*****/

/*Esta interrupción se genera en el tiempo que propusimos en el registro TPM2MOD.*/

__interrupt 14 void Vtpm2ovf_isr (void) { //Interrupción de Sobreflujo

    TPM2SC_TOF=0; // $0063 TPM2MODH y $0064 TPM2MODL, se carga un valor al
    i=z; //temporizador para reiniciarlo mientras que "i" se iguala a "z", para que
    // al salir de la interrupcion tengan el mismo valor
    if(0<CUENTAINT){ // Se incrementa cada interrupción como un contador
        CUENTAINT=CUENTAINT+1;
    } //A1=~A1; //Parpadea el LED para verificar la frecuencia en el osciloscopio.
}

```

```

/*****
                                VOID MAIN (VOID)
*****/

void main(void) {
    asm{
        LDHX #$1068          //Localidad 4200 donde inicia el apuntador
    TXS
    }
    //A1=Salida;
    //A1=Entrada;
    EnableInterrupts;        /* enable interrupts */
                             /* include your code here */
    configuro();             /* va a la función de configuración*/

/*****
                                PROGRAMA PRINCIPAL
*****/

for(;;) {                  /*for para ciclo infinito, Se ejecutara indefinidamente el programa*/
    __RESET_WATCHDOG();/*feeds the dog*/

    while(i==z && bloquear==0){ /* No entra hasta que no se cumplan las condiciones */
        ATD1C=0b11000000;      /* Enciendo el convertidor */
        ATD1SC=0b00000000;     /* Selecciona el canal PB0 para convertir */
        for(cuenta=1;cuenta<10;cuenta++){/* Retardo para dar tiempo a la conversión */
        }
        Reg_Conv_Frec=ATD1R;    /* Observo el valor entregado del convertidor */
        ATD1C=0b01000000;      /* Apago el convertidor para ahorro de energía */
        VSENAL=PASOCUANTIZACION*ATD1R; /* Voltaje de entrada pin PB0 que es */

/*****
                                *** NOTA ***
*****/
/*En esta primera parte del while realiza la primera parte que son los primeros 2 segundos de la señal para poder sacar la
Referencia Superior (REFSUPERIOR) y la Referencia Inferior (REFINFERIOR). En la variable SUMA se va guardando la
suma de los valores de la señal.*/

        if(0<i && i<(MUESTRASEN2SEG+1)){ //Como el Temporizador se desborda en 0.005 segundos, en un segundo
            if (i==1){ //tendre 200 interrupciones y como necesitamos 2 segundos para poder
                SUMA=VSENAL;
                //A1=Salida; //leer las frecuencias bajas del ritmo cardiaco, se van a generar 400
            }else{ //interrupciones; en las cuales se buscara el promedio de la señal
                SUMA=SUMA+VSENAL; //y se localizaran los valores minimos de la señal. En la primera
            } //parte se van sumando todos los valores que se vayan generando y se
            if (i==1){ //iran guardando en la variable SUMA.
                MENOR=VSENAL; //En la variable llamada MENOR, lo que se esta haciendo es hacer
            }else{ //comparaciones para ir buscando el menor valor.
                if(VSENAL<MENOR){
                    MENOR=VSENAL;
                }else{
                }
            }
        }
        if(i==MUESTRASEN2SEG){ //Al momento de generarse las interrupciones quiere decir que han pasado ya
            PROMEDIO=SUMA/MUESTRASEN2SEG; //los 2 segundos se realiza esta operación para encontrar

```



```

    REFSUPERIOR=PROMEDIO+((PROMEDIO-MENOR)/1.5); //el promedio de la señal y restarsela o sumarsela.
    REFINFERIOR=PROMEDIO-((PROMEDIO-MENOR)/1.5);
    //A1=Entrada;
    //tem=1;                                //Le asigno "1" para entrar al ciclo de temperatura.
    }i=0;
    }else{

/*****
SELECCIÓN                                ***NOTA***
*****/

/*En esta segunda parte del while se realiza lo que sería el inicio del tercer segundo de la señal. En esta línea lo que se
hace es detectar el primer nivel de la señal para comenzar a correr un contador.*/

                                /******
                                ***** PARA 1 CICLO *****
                                *****/

while(MUESTRASEN2SEG<i && PASO<7){

    if(REFSUPERIOR<VSENAL && PASO==0){
        PASO=1;
    }
    if(VSENAL<REFINFERIOR && PASO==1){
        PASO=2;CUENTAIN=1;
        A1=Salida;
    }
    if(REFSUPERIOR<VSENAL && PASO==2){
        PASO=3;
    }
    if(VSENAL<REFINFERIOR && PASO==3){
        A1=Entrada;
        proceso();
    }

    if(VSENAL<REFINFERIOR && PASO==0){
        PASO=4;
    }
    if(REFSUPERIOR<VSENAL && PASO==4){
        PASO=5;CUENTAIN=1;
        A1=Salida;
    }
    if(VSENAL<REFINFERIOR && PASO==5){
        PASO=6;
    }
    if(REFSUPERIOR<VSENAL && PASO==6){
        A1=Entrada;
        proceso();
    }

    if((MUESTRASEN2SEG*4.6)<i){
z=0;SUMA=0;PROMEDIO=0;MENOR=0;SUMA=0;REFSUPERIOR=0;REFINFERIOR=0,PASO=0;CUENTAIN=0;;
    }i=0;
    }
    }
    z=z+1;
}

```

```

/*****
***TEMPERATURA***
*****/

/*En esta parte comienza la adquisición de la tempratura corporal. Al salir de la rutina de la frecuencia cardiaca se carga la
variable i=0 y tem=1 permitiendo asi que se cumpla la siguiente condición para calcular la temperatura */

while (i==0 && tem==1){ /* Mientras se cumplan ambas condiciones */
    ATD1C=0b11000000; /* Enciende el convertidor ADC*/
    ATD1SC=0b00000001; /* Selecciona el canal de Temperatura PB1*/
    for(cuenta=1;cuenta<10;cuenta++){ /* Retardo para dar tiempo a la conversión */
    }
    Reg_Conv_Tem=ATD1R; /* Observo el valor entregado del convertidor */
    Vinput=PASOCUANTIZACION*ATD1R; /* Voltaje de entrada PB1 x Paso de Cuantizacion */
    ATD1C=0b01000000; /* Apago el convertidor para ahorro de energía */
    RTERM=((10000*Vinput)/(3-Vinput)); /* Encuentro el valor de Resistencia del Termistor */
    logaritmo=log(RTERM); /*---
    logaritmo=pow(logaritmo,3); /*---->Operaciones para calculo de Temperatura.
    T=(A + (B*log(RTERM)) + (C*logaritmo)); /*---
    T=1/T; /*--
    T=T-273.15; /* Cambio de Kelvin a Centigrados */
    //T=T+.75;
    //T=T+.1;

    /*******
    ***** PARA 3 MUESTRAS PROMEDIADAS *****
    *****/

    TEMPERATURA[a]=(T+xt[1]+xt[0])/3;
    xt[0]=xt[1];
    xt[1]=T;

    /*******

a=a+1;
if(a==datos){
    /*Aquí puedo poner un breakpoint para saber cuando se terminaron de llenar las variables*/
    Vuelta=Vuelta+1;
    D0=~D0; /*Enciende Led del Nodo
    a=0;
}
tem=0;
//__RESET_WATCHDOG(); /*feeds the dog*/
}
} /* loop forever */
/* please make sure that you never leave main */
}

```

Tabla 1

TEMP. (C)	R-low (k ohm)	R-center (k ohm)	R-high (k ohm)
25	9.700	10.000	10.300
26	9.344	9.634	9.925
27	9.002	9.283	9.565
28	8.674	8.947	9.220
29	8.359	8.624	8.889
30	8.058	8.314	8.571
31	7.769	8.018	8.267
32	7.492	7.733	7.975
33	7.226	7.460	7.695
34	6.972	7.199	7.426
35	6.727	6.947	7.168
36	6.492	6.706	6.921
37	6.267	6.475	6.683
38	6.051	6.252	6.454
39	5.843	6.038	6.235
40	5.643	5.833	6.024
41	5.451	5.635	5.820
42	5.266	5.445	5.625
43	5.088	5.262	5.437
44	4.917	5.086	5.255
45	4.752	4.916	5.081
46	4.594	4.753	4.914
47	4.442	4.596	4.752
48	4.295	4.445	4.597
49	4.154	4.300	4.447
50	4.018	4.160	4.303

Tabla 1. Datos del Termistor con valores de resistencia.