

DISEÑO DE UN SISTEMA DE BIOINSTRUMENTACIÓN PARA UNA AMBULANCIA BÁSICA

LUKAS CARDEÑO CALLE
JUAN DAVID LAGOS R.



ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2012

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE BIOINSTRUMENTACIÓN
PARA UNA AMBULANCIA BÁSICA**

LUKAS CARDEÑO CALLE

JUAN DAVID LAGOS R.

**Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero
Biomédico**

DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO:

Yeison Javier Montagut Ferizzola
PhD. Ingeniería Electrónica.

ASESOR:

Andrés Ospina
Profesor Atención Prehospitalaria Universidad CES

Robinson Torres Villa
PhD. Ingeniería Electrónica.



**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2012**

“DEDICO ESTE TRABAJO PRIMERO QUE TODO A MI MADRE QUIEN HA SIDO UN APOYO INCONDICIONAL DURANTE TODA MI VIDA Y ADEMÁS ME HA ENSEÑADO A NO RENDIRME. TAMBIÉN A MIS AMIGOS POR SU COMPAÑÍA DURANTE ESTOS AÑOS Y POR SUPUESTO A MI BUFÓN PERSONAL, GRACIAS ANDREA POR TANTAS HORAS DE DIVERSIÓN A CAUSA DE TUS COMENTARIOS NO SIEMPRE BRILLANTES. QUIERO AGRADECER TAMBIÉN A LOS MIEMBROS DE MI FAMILIA QUE SIEMPRE ESTUVIERON AHÍ CUANDO LOS NECESITÉ.

POR ÚLTIMO QUIERO EXPRESARLE MI GRATITUD A YESID POR HACERME REVIVIR MI INFANCIA CON SUS CAPITULOS DEL PINGÜINO PINGU.”

Lukas

“DEDICO ESTE TRABAJO A MIS PADRES, A MI MADRE ADOPTIVA, A MI NOVIA, MIS HERMANOS Y MIS AMIGOS POR HACER DE ESTO UNA EXPERIENCIA MENOS TERRIBLE Y A VECES UN POCO MAS TERRIBLE (SI LUKAS, VOS SABES QUE SOS VOS DE QUIEN HABLO). NUNCA EN LA VIDA VOLVERÉ A HACER UNA TESIS.

POR ÚLTIMO HAGO UNA DEDICATORIA ESPECIAL A YESID POR ENSEÑARME LA GENIALIDAD DE LOS BARBAPAPÁS”

Lagos

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado por el Laboratorio de Bioinstrumentación de la Escuela de Ingeniería de Antioquia, a quienes agradecemos por el apoyo recibido.

Agradecemos nuevamente al Laboratorio, a la Escuela y al CES, por la prestación de los espacios y equipos necesarios para llevar a cabo el cumplimiento de nuestros objetivos. A Yeison Montagut por guiarnos durante todo el proceso y creer en nosotros, y a Robinson Torres y Andrés Ospina por su asesoría durante el desarrollo del proyecto.

También agradecemos mucho a Juan Sebastián Osorio por los componentes prestados y en especial a Javier Esteban García, quien con sus consejos y positivismo nos dio ánimos para seguir adelante, además de facilitarnos el uso de algunos componentes esenciales, con los cuales fue posible realizar este trabajo. También agradecemos a Daniel Cuartas, que nos brindó apoyo en la elaboración del circuito impreso para uno de los módulos.

Por último agradecemos profundamente a nuestras familias por el apoyo brindado durante todo este proceso y a nuestros amigos por los buenos recuerdos.

CONTENIDO

1	PRELIMINARES	13
1.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
1.2	OBJETIVOS DEL PROYECTO	14
1.2.1	Objetivo General	14
1.2.2	Objetivos Específicos	14
1.3	MARCO DE REFERENCIA	14
1.3.1	Telemedicina	14
1.3.2	Atención Prehospitalaria	15
1.3.4	Consideraciones sobre las ambulancias	17
1.3.5	Electrocardiograma	19
1.3.6	Temperatura	21
1.3.7	Pulsioximetría	22
1.3.8	Protocolos de transmisión inalámbrica	24
1.4	ANTECEDENTES	26
2	METODOLOGÍA DEL PROYECTO	29
2.1	SELECCIÓN DE BATERÍAS	29
2.2	SELECCIÓN DE MÓDULOS FRONT-END	30
2.2.1	Módulos de electrocardiografía	31
2.2.2	Módulos de Pulsioximetría	33
2.2.3	Módulos de temperatura	35
2.2.4	Módulos de transmisión inalámbrica	38
2.3	MATRIZ MORFOLÓGICA DE LOS MÓDULOS ANALIZADOS	40
2.4	TABLAS DE COMPARACIÓN	41
2.5	MATRIZ MORFOLÓGICA DE LOS ELEMENTOS SELECCIONADOS	43
2.6	DIAGRAMAS DE BLOQUES DEL SISTEMA DESARROLLADO:	44
2.7	INTERFAZ PARA VISUALIZACIÓN DE LOS DATOS	45
2.8	SIMULACIONES MEDIANTE EL SOFTWARE PROTEUS	46
2.9	PRUEBAS EN LABORATORIO	50
2.9.1	Desarrollo de la interfaz	50
2.9.2	Prototipo de medición de ECG	52
3	DISEÑO DE LOS SISTEMAS INSTRUMENTALES	54
3.1	DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE ECG	54

3.1.1	Configuración del módulo ADS1192	56
3.1.2	Diseño del sistema integrado de adquisición de SPO2 y T	58
3.1.3	Estructura y conexiones del módulo de SPO2	58
3.2	PROTOS DE COMUNICACIÓN SERIAL	60
3.2.1	Protocolo 1	60
3.2.2	Protocolo 2	60
3.3	CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO DE TEMPERATURA MD-0008	61
3.4	ESQUEMÁTICO SISTEMA INTEGRADO SPO2/T	61
4	RESULTADOS	64
4.1	CIRCUITOS IMPRESOS DE LOS MÓDULOS	64
4.2	INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN	65
4.3	VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL DE ECG TRANSMITIDA POR BLUETOOTH	66
5	CONCLUSIONES	68
6	RECOMENDACIONES	69
7	BIBLIOGRAFÍA	70

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Equipos usados en la ambulancia.....	17
Tabla 2. Pasos a seguir de acuerdo a la SPO2.....	24
Tabla 3. Características eléctricas del modulo Xbee.....	25
Tabla 4. Características eléctricas del ADS1192.....	32
Tabla 5. Características eléctricas del módulo SPO2.....	35
Tabla 6. Características eléctricas del sensor de temperatura MD-0003-0005.....	36
Tabla 7. Características eléctricas del sensor de temperatura MD-0008.....	37
Tabla 8. Características eléctricas del módulo Bluetooth.....	39
Tabla 9. Matriz morfológica de los módulos analizados.....	40
Tabla 10. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de ECG.....	41
Tabla 11. Calificaciones de los módulos de ECG.....	41
Tabla 12. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de SPO2.....	41
Tabla 13. Calificaciones de los módulos de SPO2.....	42
Tabla 14. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de temperatura.....	42
Tabla 15. Calificaciones de los módulos de temperatura.....	42
Tabla 16. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de comunicación.....	42
Tabla 17. Calificaciones de los módulos de comunicación.....	43
Tabla 18. Matriz morfológica de los elementos seleccionados.....	43

LISTA DE FIGURAS

Ilustración 1 Onda Electrocardiográfica ideal	19
Ilustración 2 Derivaciones para tomar un electrocardiograma.....	21
Ilustración 3 Curva de disociación de la hemoglobina y factores que la alteran.....	23
Ilustración 4 Empaquetado ADS 1192	33
Ilustración 5 Módulo SPO2	34
Ilustración 6 TSM MD-0008	37
Ilustración 7 Módulo Bluetooth RN41.....	40
Ilustración 8 Diagrama de bloques para el sistema de ECG	44
Ilustración 9 Diagrama de bloques para el sistema SPO2/T	45
Ilustración 10 Simulación del protocolo de transmisión SPI-PIC-RS232	46
Ilustración 11 Apertura del archivo .hex	47
Ilustración 12 Ventanas de simulación.....	47
Ilustración 13 Entrada de datos al depurador de SPI	48
Ilustración 14 Visualización de comandos en el osciloscopio digital.....	49
Ilustración 15 Ingreso de datos por depurador de SPI	49
Ilustración 16 Datos adquiridos en terminal virtual	50
Ilustración 17 Configuración y escritura por comunicación serial	51
Ilustración 18 Lectura de los datos por comunicación serial.....	51
Ilustración 19 Circuito impreso ADS1192.....	52
Ilustración 20 Circuito de transmisión Bluetooth.....	53
Ilustración 21 Simulador de Pacientes Fluke MPS450	54
Ilustración 22 Esquemático del módulo de ECG	55
Ilustración 23 Circuito recomendado para el ADS1192	56
Ilustración 24 Dibujo mecánico del módulo EG00352	59
Ilustración 25 Diagrama de conexión EG00352 con tarjeta anfitrión y punta de medición	59
Ilustración 26 Configuración MD-0008 por PWM	61
Ilustración 27 Configuración MD-0008 PWM con opción I2C	61
Ilustración 28 Diagrama de bloques módulo Integrado SPO2/T	62
Ilustración 29 Esquemático del módulo de SPO2/T	63
Ilustración 30 Diseño del módulo de ECG.....	64
Ilustración 31 Diseño del módulo de SPO2/T.....	65
Ilustración 32 Interfaz de usuario en LabVIEW	66
Ilustración 33 Señal de ECG transmitida.....	66

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1: CÓDIGO EN C PARA LA PROGRAMACIÓN MÓDULO ADS1192.....	72
ANEXO 2: CODIGO EN C PARA EL PROTOCOLO 1 DE TRANSMISIÓN SERIAL PARA LA DECODIFICACION DE LA INFORMACIÓN ENTREGADA POR EL EG00352.....	76
ANEXO 3: CODIGO EN C PARA EL PROTOCOLO 2 DE TRANSMISION SERIAL PARA DECODIFICACION DE LA INFORMACIÓN ENTREGADA POR EL EG00352 SUMINISTRADO POR MEDLAB.....	77

RESUMEN

La filosofía de la atención prehospitalaria (APH) se resume en optimizar procesos que lleven al paciente, al lugar adecuado, en el tiempo adecuado; por lo que se requieren herramientas que permitan agilizar la comunicación y procesamiento de variables biológicas entre médicos y paramédicos en el lugar del accidente. Debido a esto se diseñó un sistema para la medición de señales biológicas en el lugar del accidente, el cual toma datos de la señal electrocardiográfica, la saturación de oxígeno en la sangre y la temperatura, para así poder enviar estos datos desde el sitio del evento a un computador situado en la ambulancia apoyándose en protocolos inalámbricos de comunicación.

Con este trabajo se obtuvo el diseño de los dispositivos de medición para adquirir las señales de electrocardiografía (ECG), temperatura y pulsioximetría (SPO2) a partir del uso de módulos front-end y enviarlas mediante el uso de un dispositivo Bluetooth a un computador para que puedan ser analizadas por personal capacitado.

Palabras clave: Electrocardiografía, pulsioximetría, transmisión inalámbrica, atención prehospitalaria.

ABSTRACT

The philosophy of pre-hospital care can be summarized as the optimization of processes that take the patient to the right place at the right time; because of this they require tools that allow speeding the communication and processing of biological variables between doctors and paramedics located at the site of the incident. Because of this, a system that allows recollection of biological data in the site of the accident was designed. This system is able to send electrocardiographic signals, oxygen saturation and temperature from the accident site to a computer located in an ambulance by relying on wireless communication protocols

With this thesis designs for electrocardiography (ECG), temperature and pulseoximetry (SPO2) devices were obtained by using front-end modules to obtain and send this signals to a computer through a Bluetooth device so they can be analyzed by capable personnel.

Key words: Electrocardiography, pulseoximetry, wireless transmission, pre-hospital care.

INTRODUCCIÓN

En Colombia actualmente se cuenta con pocos sistemas de monitoreo que permitan tomar datos de un paciente que se encuentra en una zona de alto riesgo, como pueden ser una estructura colapsada o un accidente vial, y enviarlos en tiempo real para que sean analizados por el personal de atención prehospitalaria, o por un profesional de la salud (Ospina, 2012). También se debe considerar el hecho de que existen muy pocas ambulancias medicalizadas, es decir, que cuenten con sistemas de monitoreo avanzado (electrocardiógrafo y pulsioxímetro), lo que dificulta la atención oportuna y completa de aquellas personas.

El diseño de equipos de instrumentación de variables vitales portátiles conectados inalámbricamente, permite incrementar la facilidad de implementación de equipos en una ambulancia básica, evitando la necesidad de cables que dificulten el movimiento de los pacientes y del personal, aprovechando el uso de protocolos de transmisión comúnmente utilizados (Bluetooth, IR, GSM, Wi-Fi, Zigbee) que ofrecen la posibilidad de un monitoreo a distancia de las variables vitales del paciente mientras es atendido y durante su traslado.

En este trabajo se propone el diseño de un sistema de medición de electrocardiografía y un sistema integrado para medir pulsioximetría y temperatura, de bajo costo y fácil uso, que pretenden facilitar la prestación de servicios de atención prehospitalaria y salvar la mayor cantidad de vidas posibles. De acuerdo a los resultados obtenidos se puede concluir que estos dispositivos permiten monitorear de manera efectiva al paciente, mediante el envío de sus variables vitales a un monitor ubicado a una distancia máxima de 100m del sitio del accidente, permitiendo tener acceso a estas antes de que sea llevado a la ambulancia y durante su traslado.

1 PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

“La atención prehospitalaria (APH) comprende el conjunto de acciones de salvamento, atención médica y rescate que se le brindan a un paciente urgente en el mismo lugar donde sucedió el hecho, o durante su transporte hacia un centro asistencial, o cuando es remitido de un centro a otro. Esta atención la realiza el personal capacitado y equipado que busca fundamentalmente reducir el daño a la salud, estabilizar las condiciones del paciente y transportarlo de forma segura a un hospital”. (Ministerio de la Protección Social, 2009)

“El objetivo fundamental es ubicar el paciente en el lugar más indicado para su patología y realizar durante el transporte una serie de actividades médicas de reanimación y/o soporte que requieren capacitación específica al respecto, con lo cual se logra una mejor condición de ingreso del paciente al hospital y por tanto mayor sobrevida frente a la causa del evento urgente. En síntesis la filosofía de la atención prehospitalaria (APH) se resume en llevar al paciente adecuado, al lugar adecuado, en el tiempo adecuado”. (Rodríguez H, 2007)

Los sistemas de bioinstrumentación o de biomonitorización de pacientes con los que actualmente se cuentan en Colombia en su gran mayoría presentan las siguientes deficiencias:

- Tamaño: el peso y volumen de los equipos usados en la actualidad impiden su portabilidad, lo cual dificulta la atención *in situ* del paciente. Esto sumado a la topografía del país dificultan la óptima prestación del servicio.
- Costo: el elevado costo de los monitores de signos vitales impiden que sean fácilmente implementados en vehículos de APH. Sobre todo cuando la atención es prestada por empresas particulares.
- Interconectividad: Los equipos que existen en la actualidad en los pocos vehículos medicalizados con los que cuenta el país, carecen de interconectividad con otros dispositivos, plataformas de comunicación y/o comunicación inalámbrica, etc. Lo que reduce la capacidad de monitorización remota de pacientes.
- Facilidad de uso: muchos de los equipos actuales son difíciles de maniobrar por el personal de APH, esto debido a dos factores fundamentales: primero el equipo como tal no es amigable con el usuario y segundo en algunos casos el personal APH carece de la formación adecuada.

Por lo anterior, los vehículos de emergencias (ambulancias) utilizados en Colombia no están debidamente preparados de acuerdo a la norma; por lo tanto existe en la actualidad una necesidad de disponer de un sistema de Bioinstrumentación de variables vitales que sea de bajo costo y de fácil

implementación, que le permita a las ambulancias actuales cumplir con la norma, al mismo tiempo que limite la deficiencia de los equipos actuales en cuanto a costo, tamaño, interconectividad, con el único objetivo que es “salvar vidas”.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Diseñar un sistema de bioinstrumentación para una ambulancia básica, que permita la medición de señales biológicas en el lugar del accidente o catástrofe y durante el transporte, apoyándose en protocolos inalámbricos de comunicación para la prestación de servicios de atención prehospitalaria.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Seleccionar los sistemas instrumentación a utilizar de acuerdo a las principales variables biológicas a medir.
- Diseñar los protocolos de comunicación inalámbrica entre los sistemas de caracterización y la ambulancia.
- Diseñar una interfaz de software que sea amigable con el usuario y que cumpla con los requerimientos dados por el personal de APH.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Telemedicina

“La telemedicina es el uso de información médica, intercambiada de un sitio a otro mediante comunicación electrónica para mejorar, mantener o asistir al estado de salud de un paciente. A esta se asocia el término telesalud, el cual se usa comúnmente para referirse a una más amplia definición de cuidados de la salud remotos que no involucran servicios clínicos. Elementos como videoconferencias, transmisión de imágenes, portales de pacientes, monitoreo remoto de signos vitales, educación médica continua y centros de llamada a enfermeras son considerados parte de la telemedicina y la telesalud.” (ICUcare, 2010)

“La telemedicina es una rama de rápido crecimiento de la medicina clínica donde la información médica se transmite a través de internet u otras redes con el propósito de consultar o realizar remotamente procedimientos o exámenes. Ésta

puede ser tan simple como el caso donde dos profesionales del área de la salud discuten sobre un caso telefónicamente o tan compleja como usar tecnología satelital y equipo de video conferencia para llevar a cabo una consulta en tiempo real entre especialistas médicos ubicados en dos países diferentes. La telemedicina se refiere comúnmente al uso de las tecnologías de comunicación e información para la manipulación y envío de información clínica.” (ICUcare, 2010)

“La telemedicina se practica en base a dos conceptos:

La telemedicina en tiempo real puede ser tan compleja como una cirugía usando robots o tan sencilla como una llamada telefónica. Este tipo de telemedicina requiere la presencia de ambas partes al mismo tiempo y un enlace de comunicación entre ellas que permita que la interacción entre ellos se dé en tiempo real. La videoconferencia es una de las formas más comunes de tecnologías usadas en la telemedicina síncrona. También existen dispositivos periféricos que se pueden conectar a un computador o al equipo de teleconferencia que ayudan en un examen interactivo. Por ejemplo, un tele—estetoscopio permite que el médico escuche los latidos de un paciente de manera remota. Las especialidades médicas que usan este tipo de consultas incluyen psiquiatría, medicina interna, rehabilitación, cardiología, pediatría, obstetricia, ginecología, neurología y muchas otras más.

La telemedicina de almacenamiento y envío involucra la adquisición de datos médicos y su posterior transmisión para una asesoría offline. En ésta no se requiere la presencia de ambas partes al mismo tiempo.

La telemedicina de salud del hogar es útil porque permite monitorear a un paciente desde su hogar, haciendo que éste no ocupe una cama en el hospital que podría ser usada para ubicar a alguien en estado más crítico. Éste consiste en un sistema de monitoreo de signos biológicos, sistema de videoconferencia. Los signos vitales se pueden monitorear desde la central de enfermería.” (ICUcare, 2010)

1.3.2 Atención Prehospitalaria

La atención prehospitalaria se define como un servicio operacional y de coordinación para los problemas médicos urgentes y que comprende todos los servicios de salvamento, atención médica y transporte que se presta a enfermos o accidentados fuera del hospital y que constituye una prolongación del tratamiento de urgencias hospitalarias. La atención prehospitalaria debe constituirse en un sistema integrado de servicios médicos de urgencias y no entenderse como un simple servicio de traslado de pacientes en ambulancias, atendidos con preparación mínima. (Rodríguez H, 2007)

Se ha demostrado a través de estudios la importancia de tratar de forma oportuna las patologías letales, como las cardiovasculares y las que resultan como consecuencia de traumas ya que este tratamiento oportuno reduce la tasa de mortalidad disminuyendo las secuelas de la patología. (Ministerio de la Protección Social, 2009)

A diferencia de otro tipo de servicios, la atención prehospitalaria no requiere de procedimientos tan especializados o de diagnóstico demasiado exhaustivos como, por ejemplo, la atención de urgencia, que requiere un personal debidamente capacitado y con acceso a un mayor número de herramientas con mayor grado de complejidad.

En Colombia la atención prehospitalaria es prestada principalmente por personas de la comunidad general que no cuentan con la capacitación adecuada lo que dificulta la realización de los diagnósticos y la distribución correcta del tiempo, aumentando de esta manera la posibilidad de que se presenten errores humanos o complicaciones que podrían ser evitadas si se contara con la educación necesaria. Por esto es que se busca capacitar al personal de salud, a las entidades de socorro y a la comunidad que presta este servicio. (Ospina, 2012)

Varias situaciones se pueden presentar cuando se realiza APH, el transporte puede surgir como resultado de un llamado al número de marcado rápido, al servicio de ambulancias de una institución y responder a situaciones de traslado individual, por ejemplo un herido en la vía pública, o una situación de tipo colectivo por ejemplo un choque múltiple o un desastre. En uno u otro caso es deseable que existan sistemas de regulación que permitan definir el tipo de ambulancias requeridas y las características del traslado. Las diferencias entre traslado primario y secundario son evidentes, en el traslado primario el personal dispone de información parcial sobre el caso mientras que en el secundario la tripulación puede preparar con antelación todo lo requerido. En los casos de desastre el transporte de heridos debe tener como etapa previa un trabajo de clasificación o “triage” que es muy importante, existen diferentes cartillas sobre el tema y mecanismos concretos como el uso de tarjetas, etc., que deben ser conocidos y aplicados por quienes asuman el manejo del CACH (centro de atención y clasificación de heridos), normalmente ubicado en una zona segura en las inmediaciones del sitio de ocurrencia del desastre. En algunos casos, desafortunadamente frecuentes, se desplazan un número importante de medios de transporte de heridos a las zonas de desastre pero esto no siempre significa el traslado de los pacientes graves. (Rodríguez H, 2007)

Debido a que en Colombia la atención prehospitalaria se presta en su mayoría por entidades privadas los equipos y la dotación de las ambulancias varían significativamente. (Ospina, 2012) A pesar de que una ambulancia medicalizada presenta diferencias en la complejidad de los equipos frente a una ambulancia convencional (Véase la tabla 1) se debe intentar encontrar un punto medio que permita la estandarización de las unidades convencionales y que permita aprovechar al máximo el espacio restringido de la ambulancia, mejorando así el servicio y permitiendo optimizar el tiempo y los recursos para asegurar tratamientos más acertados.

A pesar de los esfuerzos de los últimos años, tanto del sector público como del privado el desarrollo de la APH es limitado en Colombia, se calcula que hasta un 90% de todos los traslados son secundarios y la capacidad de respuesta en términos del traslado primario es escasa, por lo cual puede decirse que solo recientemente se han realizado esfuerzos en este sentido por parte de varios grupos (Cruz Roja) brigadistas de Cali, grupos de atención medicalizada adscritos a los CRU, entre otros.). Un dato todavía más desalentador es que, la forma más frecuente de traslado de pacientes en nuestro país continúan siendo los taxis. (Rodríguez H, 2007)

Estos inconvenientes mencionados anteriormente hacen que sea necesario plantear metodologías nuevas y ser más rigurosos con el cumplimiento de las normas, para así poder garantizar la prestación de un servicio de calidad, con el mínimo de errores humanos y con la máxima optimización del tiempo necesario para la correcta atención y traslado de pacientes.

1.3.4 Consideraciones sobre las ambulancias

Una ambulancia o unidad de apoyo es un vehículo especializado que se encarga de la atención primaria y el transporte de heridos o personas que sufren alguna patología hacia una entidad prestadora de servicios en salud para su efectiva atención.

De acuerdo con el anexo 1 de la resolución 1043 de abril 3 del 2006 las ambulancias se clasifican, según su grado de especialización, en ambulancias de traslado asistencial básico y ambulancias de traslado asistencial medicalizado. Las primeras se utilizan en situaciones donde no se requiere realizar diagnósticos de alta complejidad o donde no se presentan traumas o patologías de gran importancia, mientras que las ambulancias medicalizadas deben contar con personal y elementos que permitan brindar una atención en casos donde la dificultad es muy elevada, como por ejemplo en accidentes automovilísticos donde se presentan heridos múltiples o traumas como son: amputaciones, laceraciones profundas, síndromes de aplastamiento o contusiones. (Resolución 1043, 2006)

En la actualidad en Colombia la proporción entre ambulancias medicalizadas y básicas es de alrededor 1:10 y a pesar de que estas ambulancias son llamadas medicalizadas no cumplen estrictamente con la norma exigida para las mismas. Esto se debe a que como se menciono anteriormente la mayoría de entidades que prestan los servicios de ambulancias son de carácter privado. Otra limitante que se presenta en Colombia es que el servicio de aero-ambulancias es prácticamente inexistente y los pocos helicópteros que se tienen para la prestación de este servicio no son los adecuados puesto que no permiten realizar las maniobras necesarias, ni cuentan con la estabilidad de sus contrapartes usadas en otros países. (Ospina, 2012)

Tabla 1. Equipos usados en la ambulancia, tomada de Guías Básicas de Atención Médica Prehospitalaria (Ministerio de la Protección Social, 2005)

Elemento	Ambulancia Básica	Ambulancia Medicalizada
Torniquete	1	1
Monitor de signos vitales	1	1
Desfibrilador Externo Automático (DEA)	1	1
Pinzas de Mangil	1	1
Tijeras de material	1	1
Termómetro clínico	1	1
Tensiómetro adultos	1	1
Equipo de órganos de los sentidos	1	1
Perilla de succión	1	1
Riñonera	1	1
Pato mujeres	1	1
Pato hombres	1	1
Inmovilizadores extremidades (juego) Cartón o cartón de plástico	1	1
Inflables		1
Maleables		1
Traccionadores		1
Cánulas de güedel (Juego x 6)	1	1
Mascarilla RCP sin conexión a Oxígeno	1	1
Mascarilla RCP con conexión a Oxígeno	1	1
Ventilador mecánico adultos		1
Electrocardiógrafo con marcapasos		1
Bomba de infusión		1
Aspirador de secreciones	1	1
Cilindros de oxígeno (con manómetro y vaso humidificador)		
Pequeña	1	1
Mediana		1
Grande	1	
Férula espinal larga con inmovilizadores laterales de cabeza	1	1
Férula espinal corta	1	1
Chaleco de extricación	1	1
Collarines cervicales	1	1
Camillas		
Catre camilla	1	1
Camilla central ambulancia	1	1
Camilla plegable lona	1	1
Camilla dorsal	1	1
Camilla dorsal ultraliviana	1	1
Nebulizador	1	1
Sistema ventury humidificado	1	1
Laringoscopio adultos	1	1
Laringoscopio niños		1
Lámpara cielítica	1	1
Dextrometer	1	1
Pulsoxímetro		1
Camilla silla	1	1
Manta térmica	2	2
Dispositiva bolsa-válvula-máscara (BVM)	1	1

Máscara de no reinhalación con reservorio Pediátrica	1	1
Adultos	1	1
Atril porta suero de 2 ganchos	1	1
Guantes de bioseguridad	4	4
Tijeras rompetodo	1	1

1.3.5 Electrocardiograma

Un electrocardiograma (ECG) es un examen que registra la actividad eléctrica del corazón. La precisión del electrocardiograma depende de la afección que se esté evaluando. Un problema cardíaco no siempre aparece en el ECG y algunas afecciones cardíacas nunca producen ningún cambio específico en éste.

Un ECG se emplea para medir:

- Cualquier daño al corazón
- Qué tan rápido está palpitando el corazón y si lo está haciendo normalmente
- Los efectos de fármacos o dispositivos utilizados para controlar el corazón (como un marcapasos)
- El tamaño y posición de las cámaras del corazón

Un ECG es una herramienta muy útil para determinar si una persona tiene cardiopatía. El médico lo puede ordenar si el paciente presenta dolor torácico o palpitaciones.



Ilustración 1 Onda Electrocardiográfica ideal

Tomada de (Khan, 2002)

1.3.5.1 Significado de los resultados anormales

Los resultados anormales de un ECG pueden ser un signo de:

- Ritmos cardíacos anormales (arritmias)
- Defecto miocárdico
- Defecto cardíaco congénito
- Arteriopatía coronaria
- Latidos cardíacos ectópicos
- Agrandamiento del corazón
- Frecuencia cardíaca más rápida de lo normal (taquicardia)
- Enfermedad de válvula cardíaca
- Inflamación del corazón (miocarditis)
- Cambios en la cantidad de electrolitos (químicos en la sangre)
- Un ataque cardíaco anterior
- Un ataque cardíaco en evolución o inminente
- Frecuencia cardíaca más lenta de lo normal (bradicardia)

1.3.5.2 Consideraciones

La precisión del electrocardiograma depende de la afección que se esté evaluando. Un problema cardíaco no siempre aparece en el ECG y algunas afecciones cardíacas nunca producen ningún cambio específico en éste.

No hay razón para que las personas saludables se practiquen chequeos anuales con ECG, a menos que tengan antecedentes familiares o personales de cardiopatías específicas u otros trastornos que afecten el corazón. (Dugdale, 2012)

1.3.5.3 Electrocardiógrafo

Es un equipo inventado en 1903, por Willen Einthoven, que asiste en el diagnóstico de anomalías cardíacas específicas mediante la transmisión de impulsos eléctricos a través del tejido conductor del corazón. Esto se logra mediante el uso de electrodos que van unidos a las extremidades y pecho del paciente y estos transmiten los impulsos eléctricos al dispositivo de procesamiento. De las doce derivadas, las seis que pertenecen a las extremidades miden la actividad eléctrica en el plano vertical. (Electrocardiograph: Precordial Leads Explained, 2010)

En el caso del dispositivo a diseñar en este trabajo, es preciso usar solo 3 derivaciones (ver ilustración 2) ya que con estas basta para el monitoreo de la condición del paciente, además evitan el tener que ubicar una gran cantidad de electrodos, haciendo más efectiva la respuesta del personal de APH y más sencilla la adecuación de la señal. (Ospina, 2012)

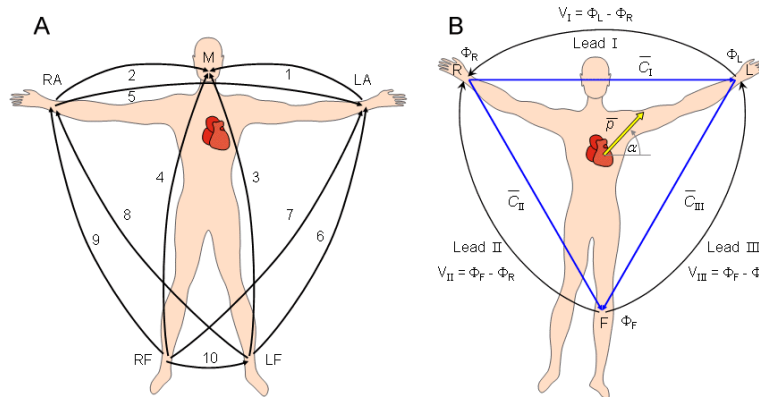


Ilustración 2 Derivaciones para tomar un electrocardiograma.

Tomada de (Malmivuo, 1995)

1.3.6 Temperatura

La termorregulación es un mecanismo que le permite al cuerpo mantener una temperatura óptima para su funcionamiento. En condiciones normales, los humanos presentan una temperatura promedio que se sitúa alrededor de los 37°C y varía constantemente durante el día hasta 0.5°C por encima y por debajo de su valor promedio. (Longo, et al, 2011)

La temperatura depende de muchos factores, algunos como la hora del día y las estaciones del año han sido nombrados en algunos artículos. También se ha mencionado la influencia de la edad y el estado físico como factores responsables de variación.

(Kelly, Body Temperature Variability (Part 1): A Review of the History of Body Temperature and its Variability Due to Site Selection, Biological Rhythms, Fitness, and Aging, 2006)

La temperatura también es sensible a hormonas. En artículos se ha reportado la variación de temperatura en mujeres producida por el ciclo menstrual.

Otros factores como la ingesta de calorías, el consumo de alcohol, el ejercicio, los factores psicológicos y afecciones del sueño también tienen efecto sobre la temperatura corporal.

(Kelly, Body Temperature Variability (Part 2): Masking Influences of Body Temperature Variability and a Review of Body Temperature Variability in Disease, 2007)

Las variaciones de temperatura más allá de los rangos normales se pueden clasificar de la siguiente forma:

Fiebre: Elevación de la temperatura corporal sobre el rango normal (36.5 – 37.5), producida por el hipotálamo. Este valor puede llegar hasta los 38.3° y se puede evidenciar sudor, sensación de incomodidad y algunas veces enrojecimiento.

Hipertermia: Estado en el que el cuerpo produce o absorbe más calor del que puede disipar. Este difiere de la fiebre en que no es controlado por el hipotálamo y puede ocurrir por exposición a fuentes de calor externas. En casos de exposición prolongada el cuerpo puede perder control sobre la regulación causando que la temperatura suba descontroladamente. Cuando la temperatura se eleva por encima de los 40°C se le conoce también como hiperpirexia y representa una emergencia clínica en el que se han evidenciado efectos adversos como desmayos, deshidratación, debilidad, vómito, delirio, alucinaciones, convulsiones, daño cerebral e incluso muerte.

Hipotermia: Reducción de la temperatura por debajo de la requerida para un metabolismo normal. Esta reducción se da por debajo de los 35° y se dan escalofríos, pérdida de movimiento en los dedos, confusión, alucinaciones, delirio, sueño, reflejos reducidos, pérdida de la conciencia, perturbaciones en el ritmo cardíaco, estado de coma e incluso muerte. (Longo, et al, 2011)

1.3.6.1 Medición de la temperatura

Es un método para tomar la temperatura de una persona y determinar si se encuentra o no dentro de un rango normal. La temperatura alta corresponde a una fiebre.

La temperatura se puede medir en varias partes del cuerpo:

- La boca.
- El recto: Este método es el más exacto de los tres y es recomendable para bebés y niños.
- La axila: Éste es el método menos exacto para usar un termómetro de vidrio.

(Vorvick, 2012)

Mediciones de la temperatura en la oreja, utilizando sensores infrarrojos ha probado ser una alternativa efectiva para medición.

(Robinson, et al, 2005)

1.3.7 Pulsioximetría

La pulsioximetría consiste en la medición de la saturación de oxígeno en la sangre mediante el uso de un dispositivo llamado pulsioxímetro. En 1972 los bioingenieros Takuo Aoyagi y Michio Kishi desarrollaron esta técnica usando la tasa de absorción de la luz roja a infrarroja de los componentes pulsátiles en el sitio de la medición. El dispositivo fue evaluado por el cirujano Susumu Nakajima y sus asociados en pacientes reportando los resultados en 1975. Éste fue comercializado en 1981 por Biox y en 1983 por Nellcor. Esto fue de gran importancia debido a que previamente la oxigenación de un paciente solo se podía determinar mediante las pruebas de gas arterial donde en la medición en un solo punto se podía tardar varios minutos para recoger las muestras y luego debían ser

procesadas en un laboratorio, lo cual tardaba un tiempo considerable. En ausencia de oxígeno el cerebro sufre daño a los 5 minutos y sufre de muerte cerebral luego de otros 10-15 minutos, es por esto que la pulsioximetría es una práctica de gran importancia en la actualidad.

1.3.7.1 El Pulsioxímetro

Este dispositivo cuenta con un foto detector y un emisor de luz que irradia dos longitudes de onda a 660 nm (luz roja) y a 940 nm (infrarrojo), estas longitudes de onda corresponden a la oxihemoglobina y a la hemoglobina reducida respectivamente las cuales son interpretadas por un transductor. La mayor parte de la luz irradiada es absorbida por los tejidos (Piel, hueso, tejido conectivo y sangre venosa) de forma constante y produciéndose un incremento de esta absorción en la sangre arterial luego de cada onda pulsátil causada por los latidos del corazón, lo que significa que se necesita este pulso arterial para que el dispositivo reconozca la señal.

Para calcular el porcentaje de oxihemoglobina se compara la luz que es absorbida durante la onda pulsátil con respecto a la absorción basal y solo se mide la absorción neta durante una onda de pulso para minimizar la influencia de los tejidos en la lectura.

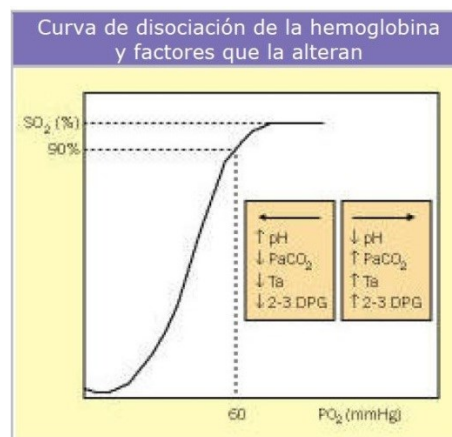


Ilustración 3 Curva de disociación de la hemoglobina y factores que la alteran.

Tomada de (Casado & González, 2010)

La curva de disociación de la hemoglobina (Ver ilustración 3) ayuda a correlacionar la saturación de oxígeno con la presión arterial de oxígeno (PaO₂). Cuando ésta se desplaza hacia la derecha se puede concluir que hay una disminución en la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno, mientras que un desplazamiento hacia la izquierda se incrementa la afinidad por el oxígeno.

Tabla 2. Pasos a seguir de acuerdo al valor de la saturación de oxígeno en la sangre.

Actuación según % de Saturación	
% Saturación	Actuación
>95%	No actuación inmediata.
95-90%	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones en torno a estos valores.
<90%	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
<80%	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con <92%: Remitir al hospital aunque presenten mejoría con maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

(Casado & González, 2010)

1.3.8 Protocolos de transmisión inalámbrica

1.3.8.1 Zigbee

Zigbee es una tecnología inalámbrica desarrollada como un estándar global de redes inalámbricas M2M. Este estándar opera en la especificación de radio física IEEE 802.15.4 y opera en bandas no licenciadas incluyendo 2.4GHz, 900MHz y 868MHz. (Digi, 2012)

El protocolo está diseñado para comunicar información a través de ambientes hostiles comunes en aplicaciones industriales y comerciales.

El protocolo incluye:

- Soporte para múltiples topologías de redes, tales como punto a punto, punto a multipunto y mallas.
- Bajo ciclo de trabajo – larga vida de batería.
- Baja latencia.
- Espectro ensanchado por secuencia directa.
- Hasta 65000 nodos distribuidos en subredes de 255 nodos a diferencia de los dispositivos Bluetooth cuya subred se limita a 8 nodos.
- Su consumo es de 30 mA mientras transmite y de 3µA mientras se encuentra en reposo esto es debido a que el sistema permanece dormido (en bajo consumo) la mayor parte del tiempo lo cual no es posible cuando se emplea la comunicación Bluetooth.
- Su velocidad de transmisión es de 250 Kbps la cual es inferior a la velocidad del Bluetooth.

- Su precio aproximado es de Us\$129 por un kit que contiene dos módulos Xbee. Encriptación de 128 bits para conexiones seguras

Tabla 3. Características eléctricas del modulo Xbee serie 2. (Digi, 2012)

FUENTE DE ALIMENTACION				
Voltaje de alimentación		2.8	3..4	V
Consumo de corriente RX		35	45	mA
Consumo de corriente TX		50	55	mA
Power- downsleep		<10		μA

1.3.8.2 Bluetooth

Bluetooth es un protocolo de comunicación que usa tecnología de radio llamada espectro ensanchado por salto de frecuencias, el cual “corta” la información que se está enviando y transmite parte de ella en 79 bandas (1 MHz Cada una, centrada desde 2402 hasta 2480 MHz) en el rango de 2400-2483.5 MHz lo cual permite tener bandas de seguridad y con una velocidad que varía entre 1 y 3 Mbits/s. Este rango de frecuencias corresponde a las radio frecuencias de corto alcance (2.4 GHz) no licenciadas para la industria, ciencia y medicina.

Es un protocolo basado por paquetes con una estructura de maestro-esclavo. Un maestro se puede comunicar hasta con 7 esclavos en una piconet (red ad-hoc) donde todos los esclavos comparten el reloj del maestro. El intercambio de paquetes se basa en el reloj básico, el cual es definido por el maestro que corre a intervalos de 312.5 μs.

El Bluetooth permite una conexión segura y el intercambio de información entre dispositivos como faxes, teléfonos móviles, computadores portátiles, cámaras digitales y consolas de videojuegos.

Las versiones de LabVIEW 7.1 y posteriores VIs (Instrumentos virtuales) que permiten a los desarrolladores la posibilidad de crear aplicaciones personalizadas de Bluetooth.

1.3.8.2.1 Aplicaciones del Bluetooth

- Comunicación inalámbrica con computadores u otros dispositivos.
- Transferencia de archivos, detalles de contactos y recordatorios.
- Transmisión de corto alcance (1-100m) de datos desde sensores o dispositivos médicos hacia teléfonos móviles o dispositivos de telemedicina.
- Sistemas de localización en tiempo real.

1.3.8.3 GSM

Es un estándar desarrollado por el instituto Europeo de estándares de telecomunicaciones o ETSI por sus siglas en inglés para describir los protocolos de las redes celulares digitales de segunda generación usadas por los teléfonos móviles.

Este estándar fue desarrollado como el remplazo de las redes celulares analógicas de primera generación (1G) la cual se expandió hasta incluir comunicaciones de datos, primero por transporte por switcheo de circuitos y luego por transporte de paquetes de datos Vía GPRS (General Packet Radio Services) y EDGE (Enhanced rates for GSM Evolution).

Mediante GPRS se pueden transmitir paquetes IP a redes externas a la GSM, como por ejemplo el internet. Esto hace que sea posible enviar datos desde cualquier lugar donde tenga recepción el servicio de telefonía celular al que se esté suscrito. (ETSI, 2011)

1.4 ANTECEDENTES

Debido a la importancia que tiene la telemedicina en la actualidad, al envejecimiento de la población y al aumento en la cantidad de accidentes automovilísticos se ha convertido en necesidad el desarrollo e implementación de sistemas de monitoreo que permitan enviar los datos del paciente directamente a un especialista para así poder diagnosticar y tratar al paciente en el menor tiempo posible y de manera más eficiente, minimizando así la tasa de mortalidad y permitiendo el monitoreo de estos pacientes antes de su llegada al centro asistencial. Es por eso que se han desarrollado gran cantidad de sistemas con este fin en mente. A continuación se mencionan algunos de estos sistemas.

En la Universidad de Líbano, se desarrolló un método de monitoreo remoto a tiempo real de señales de ECG con el objetivo de reducir costos para telemonitorear y grabar los datos del paciente usando una interfaz grafica amigable con el usuario y que permite al médico visualizar la información en tiempo real. Se presentó una solución que corrige la perdida de paquetes y que permite tener un retraso de tiempo aceptable para el monitoreo. Usando el protocolo de transporte a tiempo real o RTP por sus siglas en inglés el cual permite la transferencia de datos usando internet. La Información del paciente y sus signos vitales podían ser observados a través de internet en una página web permitiendo el monitoreo a tiempo real del paciente. Usando el software LabVIEW para cargar la información a la Web. (Sadek et al. 2011)

Los investigadores Nouredine Belgacem y Fethi Bereksi-Reguig desarrollaron un dispositivo para monitorear los pacientes con riesgo de sufrir un ataque cardiaco, el cual permitía alertar mediante un celular con Bluetooth. Éste llamaría a un centro de emergencias y daría la posición del paciente. Usando el Módulo Blue-Smirf Clase 1 para poder alcanzar un rango de 100m, Se recibía la información asíncrona del micro

controlador y se transmitía al dispositivo móvil mediante bloques de muestras de Electrocardiografía, lecturas de temperatura y presión sanguínea. El dispositivo se configuró como esclavo mientras que el teléfono móvil como maestro. Cuando el personal médico necesitaba que se enviaran datos el teléfono actuaba como cliente mientras que cuando hay un incidente cardíaco el teléfono actuaba como servidor. (Belgacem & Bereksi-Reguig, 2011)

Otro sistema similar fue desarrollado por los autores C. Rodríguez y otros De la universidad Rey Juan Carlos de España quienes desarrollaron un sistema de bajo costo para transmitir una señal electrocardiográfica en tiempo real usando el protocolo Bluetooth, permitiendo de esta manera archivar y visualizar la información en un teléfono celular o un computador personal. En el dispositivo se simula la interfaz de un monitor de electrocardiografía que ofrece comunicación por Bluetooth con el dispositivo de adquisición y procesamiento de señales además de recepción y visualización de señales de electrocardiografía, almacenamiento de la información y comunicación por GSM/GPRS. Este sistema funciona en cualquier dispositivo con Bluetooth y con máquina virtual de java JM2E. (C.Rodríguez et al. 2005)

En el año 2003 Kyriacou et al. Desarrollaron una instalación que combinaba el monitoreo en tiempo real y la modalidad Store and Forward, en la cual se almacenaban los datos tomados para su posterior envío. Esta instalación consistía en una unidad base y una unidad móvil de telemedicina. Este dispositivo permitía la transmisión de señales biológicas (electrocardiografía de 3 a 12 derivadas, pulsioximetría, presión sanguínea no invasiva, presión sanguínea invasiva y temperatura) e imágenes del paciente. La transmisión se realizaba por red GSM, a través de enlaces satelitales (donde no hay GSM disponible) o a través de sistemas de telefonía convencional o POTS, por sus siglas en inglés, donde estuvieran disponibles. Usando este sistema el especialista puede dar instrucciones a personal no especializado para manejar una emergencia o para monitorear el caso. (Kyriacou et al, 2003)

Guillen et al. Desarrollaron un sistema holter novedoso que se beneficia de la telefonía móvil estándar GSM y que permite procesar y monitorear el corazón del paciente cuando sea y donde sea. Esto es crucial en el caso de la mayoría de patologías cardíacas. En algunos casos el tomar muestras de algunos segundos un par de veces al día pueden ser suficientes pero en otras ocasiones el monitoreo debe ser más frecuente y en la mayoría de los casos se requiere que el paciente se quede en el hospital lo cual hace que se deba asignar una cama a un paciente que podría ser monitoreado en casa. Es por eso que se optó por desarrollar este dispositivo de manera que no sea necesario internar al paciente y los recursos del hospital queden libres para tratar a un paciente en un estado más urgente. Para minimizar el tiempo de atención del paciente la información del paciente se transmite desde la el dispositivo usando las redes de telefonía celular. El paciente puede ser monitoreado las 24 horas del día. El Dispositivo cuenta con un sistema de análisis automático, un sistema de adquisición para 2 a 3 derivadas, almacenamiento en memoria de estado sólido, Análisis a tiempo real de la señal obtenida, transmisión por GSM.

Comunicación Full-Dúplex con la central médica, Geo-posicionamiento y control de errores. El ruido es uno de los problemas más críticos cuando se transmite por GSM haciendo que sea necesario el uso de códigos de corrección. (Guillen et al, 2001)

En la universidad nacional de Singapur Francis E.H. et al. Propusieron un sistema de monitoreo remoto de signos vitales el cual integraba redes inalámbricas de área corporal usando una agenda personal. En este sistema se recogían cuatro señales fisiológicas (Electrocardiografía, pulsioximetría, temperatura y presión sanguínea) que se conseguían continuamente o de manera derivada mediante el uso de dos nodos sensores inalámbricos. Una vez ocurría un evento, o cuando se solicitaba la transmisión a tiempo real de los datos vitales, se transmitían dichos datos desde los nodos sensores al teléfono del paciente a través de Bluetooth y posteriormente se enviaban al teléfono del doctor mediante la red GSM. Este dispositivo se encuentra embebido en una camisa que puede ser usada por el paciente durante el transcurso del día. (Tay, Guo, Xu, Nyan, & Yap, 2009)

El investigador Ashwin Ayyaswamy de la universidad McMaster en Canadá desarrolló un sistema llamado Quick Doc el cual integra un electrocardiógrafo, un pulsioxímetro y un sensor de presión sanguínea para adquirir tres componentes de un examen médico para facilitar el trabajo del especialista y permitir reducir los tiempos de espera para los pacientes. Este dispositivo realiza la transmisión de las señales de manera inalámbrica usando radiofrecuencias de frecuencia modulada. (Ayyaswamy, 2009)

Haroon Mustafa Khan de la universidad de Queensland en Australia diseño un dispositivo de electrocardiografía inalámbrico que reemplaza las conexiones cableadas entre los puntos de sensado y el nodo central, por uniones inalámbricas para finalmente mostrar las señales electrocardiográficas en la pantalla de un computador personal. (Khan, 2002)

Patrick O. Bobbie et al de la universidad politécnica del sur del estado desarrollaron un dispositivo que permite la transmisión inalámbrica de señales de electrocardiografía usando el protocolo IEEE 802.11b que permite una alta facilidad de manejo y la posibilidad de mejorar las capacidades del software y se realiza mediante TCP/IP. Este sistema también contaba con un algoritmo para el procesamiento de la señal y diagnóstico de taquicardias. (BOBBIE et al, 2005)

2 METODOLOGÍA DEL PROYECTO

Las especificaciones más importantes sobre el diseño global del sistema de instrumentación radican en el uso que pretende darle el personal de APH. Para esto, en una reunión programada con uno de los profesores del programa de atención prehospitalaria de la Universidad CES se discutieron los factores más importantes a tener en cuenta en el diseño final del dispositivo. Estos fueron:

- La portabilidad (conectividad inalámbrica indispensable)
- La cantidad de dispositivos (UNO sólo preferiblemente, máximo DOS)
- El posicionamiento de los dispositivos (sobre una camilla, al lado del paciente, entre sus piernas, sobre el pecho, o al lado de la cabeza)
- El tamaño (el mínimo posible)
- El peso (el mínimo posible)
- La distancia de adquisición de la señal (20 metros es considerado aceptable)
- El tiempo de uso (el dispositivo se usa sólo durante el episodio por lo que no necesita estar activo por más de DOS horas, máximo CINCO)
- Calidad de la señal (sólo se hace monitoreo de señales vitales, no diagnóstico. TRES derivaciones de ECG)
- Duración de la batería (la más alta posible sin comprometer los demás factores)

Cada uno de los elementos seleccionados en esta tesis de grado debe aportar y contribuir con estos factores en la medida de lo posible y a continuación se procede con la selección de cada uno de ellos.

2.1 SELECCIÓN DE BATERÍAS

Teniendo en cuenta la restricción de portabilidad la única opción disponible era usar baterías. A esto hay que sumarle las otras ventajas que presentan este tipo de fuentes, las cuales son:

- Son recargables
- Tienen adecuada potencia
- Son ligeras

Algunas opciones en tecnología en baterías son:

Batería de Níquel-Cadmio

La batería de níquel-cadmio es una tecnología que ha estado posicionada durante un largo periodo de tiempo como una confiable opción en baterías. Se recarga fácilmente, tiene larga vida y alto número de ciclos de carga y descarga. Es resistente a impactos y muy duradera. Pero contiene metales tóxicos y tienen baja densidad de energía.

Batería de Níquel e Hidruro metálico

La batería de níquel e hidruro de metal tiene más alta densidad de energía y no contiene metales tóxicos. Pero, comparada con la batería de níquel-cadmio tiene un ciclo de vida reducido y se deteriora después de los 200-300 ciclos, tiene menor vida útil y su proceso de carga es complejo.

Batería de Plomo y Ácido

Aplicaciones de alta potencia. Aunque sea confiable, resistente y barata su aumentado peso y tamaño es una restricción importante. Además son tóxicas.

Batería de Ion de Litio

Es la preferida para celulares y portátiles. Tiene alta densidad de energía y alto voltaje de celda (3.7v). Es ligera y más amigable con el ambiente que la de Níquel-Cadmio. Pero es frágil y no es tan confiable como las demás.

Batería de polímero de litio

Es delgada, de peso ligero y más segura. Sin embargo, tiene menor densidad de energía que la de ion de litio y es muy costosa.

(Bell, et al., 2010)

Debido a la mejorada densidad de energía, además de su bajo peso y aplicación en sistemas portátiles la opción escogida fue la batería de ion de litio. Sus 3.7V de salida por celda son ideales ya que sólo se necesitaría una para suplir los 3.3V requeridos por el circuito. Por otro lado estas baterías son asequibles y fácilmente reemplazables haciéndolas la opción más inteligente.

2.2 SELECCIÓN DE MÓDULOS FRONT-END

Debido a que el objetivo del proyecto consistía no sólo en desarrollar sistemas de instrumentación inalámbricos sino que a la vez era importante tener en cuenta que estos no ocuparan mucho espacio, y además todo esto debía hacerse en un corto periodo de tiempo (3 meses) se optó por utilizar módulos de adquisición front-end. Este tipo de herramientas ofrecen un acercamiento mucho más favorable al cumplimiento de nuestros objetivos ya que no es necesario hacer un desarrollo completo de cada uno de los instrumentos sino que este se reduce a una sencilla configuración de cada uno de los dispositivos. Los módulos front-end son entonces una alternativa que permite ahorrar tiempo y facilitar el diseño, cambiando el enfoque del diseño hacia un desarrollo digital y permitiendo un control más genérico de los sistemas de instrumentación que sólo necesitan de un microcontrolador para la adquisición de una señal ya digitalizada.

Como eran necesarios sistemas de adquisición para ECG, SPO2 y Temperatura se buscó un módulo front-end para cada una de estas variables.

2.2.1 Módulos de electrocardiografía

2.2.1.1 Módulo ADS1298

Características

- Consumo de 2.75 a 3.1 mA.
- Precio de US\$43.2.
- Ganancia programable (1, 2, 3, 4, 6, 8, 12).
- Alimentación de 2.7 – 5.25V.
- Detección de desconexión de electrodos.
- Circuito de pierna derecha.
- Pequeño tamaño de 10x10mm.

Desventajas

- Baja facilidad de implementación debido a la cantidad de conexiones necesarias.
- Funcionamiento de 8 a 12 derivadas.

2.2.1.2 TMS320VC5505

Características

- Circuitos de protección contra desfibrilación.
- Señales con calidad para diagnóstico.
- Visualización del ritmo cardiaco.
- Detección en caso de que se desconecte un electrodo.
- Posibilidad de almacenar los datos en un computador para su posterior visualización.

Desventajas

- Sus costos ascienden a US\$395.
- Gran cantidad de cables para realizar la toma de la ECG.
- Mayor cantidad de derivaciones que las requeridas para este proyecto.
- Deben ubicarse 10 electrodos en el paciente (6 en el pecho y 4 en sus extremidades).

- Funcionamiento de 8 a 12 derivadas.
- El sistema funciona con su propia aplicación para visualizar los datos.
- Su programación y funcionamiento es más complejo que el ADS1192.

(Texas Instruments , 2010)

2.2.1.3 ADS1192 (módulo de adquisición ECG)

El ADS1192 es un conversor analógico digital de 16 bits, de bajo consumo, multicanal, de muestro simultaneo, con un amplificador de ganancia programable, referencia interna y oscilador interno que permite la toma de señales electrocardiográficas tras una debida configuración de los registros en su memoria interna. Este dispositivo tiene un empaquetado tipo TQFP (Thin Quad Flat Pack) (ver ilustración 4) de 32 pines y tiene un tamaño de 5x5mm.

Para una descripción de las características más relevantes de este módulo refiérase a la siguiente tabla.

Tiene un costo aproximado de unos US\$7.

Tabla 4. Características eléctricas del ADS1192. (Texas Instruments, 2011)

OSCILADOR						
Frecuencia oscilador interno	Frecuencia nominal		512	kHz		
	TA =+25		±0.5	%		
	-40°C ≤ TA ≤ +85°C		±1.5	%		
Tiempo de inicio del oscilador		32	us			
FUENTE DE ALIMENTACION						
AVDD Fuente análoga	AVDD-AVSS		2.7	3 5.25	V	
DVSS Fuente digital			1.7	1.8	3.6	V
AVDD – DVDD			-2.1	3.6	V	
FUENTE DE CORRIENTE						
Modo normal	IAVDD	AVDD-AVSS = 3V	205	uA		
		AVDD-AVSS = 5V	250	uA		
	IDVDD	DVDD= 3.3V	75	uA		
		DVDD = 1.8V	32	uA		



Ilustración 4 Empaquetado ADS 1192

Tomada de (Texas Instruments, 2011)

2.2.2 Módulos de Pulsioximetría

2.2.2.1 Nonin OEM III

Características.

- Variedad de puntas (Desechables, reutilizables,) para adultos y niños.
- Alta precisión en la medición (más de 3 cifras significativas).
- Alimentación a 3.3-5V.
- Tamaño de 34.3x24.1x6.2mm.
- Posibilidad de tomar mediciones cuando hay baja perfusión.
- Peso de 5.3g.
- Software diseñado para tolerar el movimiento del paciente.
- Consumo: 6 mA.

2.2.2.2 Módulo Pearl 100

Características

- Alimentación de 2.5-5V.
- Medición del pulso cardiaco entre 30 y 250 bpm.
- Medición de saturación de oxígeno desde 0 hasta 100%.
- Permite tomar mediciones de infantes y neonatos.
- Diseño de bajo ruido.
- Mejoras contra interferencias electromagnéticas y de luz ambiental.

- Alta flexibilidad en los protocolos de interfaz.
- Gran variedad de puntas de medición.
- Precisión: 90%-100% Incertidumbre del 1% +/- 1 dígito.

Desventajas

- Tamaño superior (77x53mm) al EG00352.
- Peso de 23g más de 4 veces el del EG00352.
- Consumo de corriente superior al EG00352 (30-60 mA).

2.2.2.3 EG00352 (módulo de adquisición de SPO2)

El EG00352 (Ver ilustración 5) es un módulo previamente probado, que permite conectar diferentes tipos de puntas para medir la saturación arterial de oxígeno y la frecuencia del pulso. Este se puede conectar a otra tarjeta anfitrión mediante un conector que servirá como interfaz para la alimentación y para una conexión serial asíncrona con esta el sistema.

Este sistema se escogió bajo la premisa de que su diseño está especialmente elaborado para sistemas alimentados por batería y que no necesita de comandos o configuraciones especiales para la transmisión de datos.

Con un tamaño de 40x20mm y un peso de 4g el EG00352 es perfecto para integrarlo a nuestro diseño y se ajusta completamente a nuestras necesidades



Ilustración 5 Módulo SPO2

Tomada de (Medlab, 2012)

Tabla 5. Características eléctricas del módulo SPO2. (Medlab GMBH, 2012)

FUENTE DE ALIMENTACION			
Voltaje de operación		3.3	V
FUENTE DE CORRIENTE			
Corriente de operación		15 20	mA
SPO2			
Rango de medición		30 100	%
Precisión	90 100	1% +/- 1 dígito	%
	80 89	2% +/- 1 dígito	%
	70 79	3% +/- 1 dígito	%
	Por debajo de 70	No especificado	
Tiempo promedio		8	s

2.2.3 Módulos de temperatura

2.2.3.1 EG00750

Características

- Precisión de 0.01 a 0.02°C al igual que el MD-0008.
- Rangos de medida entre 15 y 59 °C.
- Tiene 9 canales para tomar las mediciones.
- Consumo 20mA

Desventajas

- Su tamaño es mucho mayor (77x44mm) que el del MD-0008.
- El dispositivo estaría subutilizado.
- El manejo de esta tarjeta es más complicado ya que incluso requiere ser programada.

2.2.3.2 MD-000X

Características

- A excepción de la fuente de alimentación, poseen las mismas características eléctricas que el sensor MD-0008.
- Son sensores infrarrojos, lo que ayuda a reducir el contacto con el objeto a medir.
- Salidas digitales, lineales y programables.
- Muestreo de 244 muestras por segundo.
- Medición continua de la temperatura por PWM.
- Disponibles para aplicaciones a 3 y 5V.
- Ahorro de energía para aplicaciones con baterías.
- Tamaño dependiente del tipo de empaquetado. (9mm de diámetro x 15mm alto T0-5)

Desventajas

- Su alimentación requiere una fuente de voltaje mayor que la del módulo MD-0008 (Ver tabla 6).
- Precisión menor a la que se requiere para su aplicación en este proyecto.
- No son de grado médico, esto quiere decir que su precisión no es la requerida para realizar mediciones en las que se requiera exactitud de más de una cifra decimal.

Tabla 6. Características eléctricas del sensor de temperatura MD-0003-0005 (Dexter Research Inc., 2011)

FUENTE DE ALIMENTACION			
Fuente externa		4.5 4 5.5	V
Consumo de corriente		1 2	mA
PULSE WIDTH MODULATION			
Resolución		10	bit
Periodo de salida		1.024	ms
Salida alto		VDD - 0.2	V
Salida bajo		VSS+ 0.2	V

2.2.3.3 MD-0008(módulo de adquisición de Temperatura)

Este módulo front-end se seleccionó porque es un sensor infrarrojo, de grado médico, bajo costo, completamente calibrado, con buena repetibilidad, resolución (centésimas) y alta tasa de refresco que permite una lectura continua de la temperatura. La idea tras escoger un sensor de temperatura infrarrojo es disminuir el contacto con el paciente (las mediciones de esta variable pueden resultar difíciles o a veces incómodas para todos los involucrados) mediante el uso de una pequeña sonda que permite introducir el MD-0008 dentro del oído para tomar la medición en conjunto con la medida de pulsioximetría, la cual se haría en el lóbulo de la oreja usando la pinza de pulsioximetría recomendada por el fabricante.

Este sensor de temperatura se ajusta muy bien a lo que buscamos puesto que es pequeño (empaquetado tipo T0-5, ver ilustración 6).

Tabla 7. Características eléctricas del sensor de temperatura MD-0008 (Dexter Research Inc., 2011)

FUENTE DE ALIMENTACION					
Fuente externa		2.6	3	3.6	V
Consumo de corriente			1	2	mA
PULSE WIDTH MODULATION					
Resolución			10		bit
Periodo de salida			1.024		ms
Salida alto			VDD - 0.25		V
Salida bajo			VSS+ 0.25		V

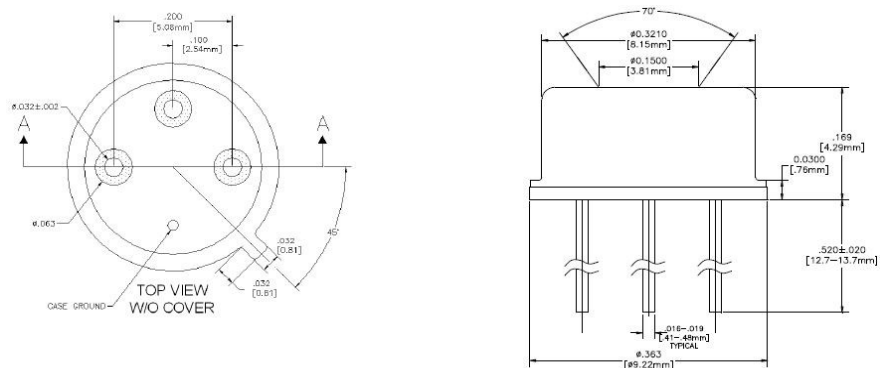


Ilustración 6 TSM MD-0008

Tomada de (Dexter Research Inc., 2011)

2.2.4 Módulos de transmisión inalámbrica

2.2.4.1 Módulo Xbee

Características

- Alcance de 90m.
- Alimentación con 2.4 o 3.4V.
- Tamaño de 24x28mm.
- Peso de 3g.
- Consumo: 50 mA.
- Costo US\$129

Desventajas

- Integración a los circuitos compleja.
- La transmisión depende de una configuración especial para que sea efectiva.
- Se dificulta su manejo por parte de personas no familiarizadas con el módulo.
- Son mucho más frágiles y algunos de ellos usan antenas de cable.
- incremento el tamaño del dispositivo.
- En algunos casos las antenas no están bien adheridas al dispositivo.

2.2.4.2 Módulo GSM WISMO 228

Características

- El límite de transmisión depende de la cobertura del operador al que se esté suscrito.
- Alimentación a 3.3v.
- Conexión por GPRS.
- Funcionamiento a 4 bandas (850/900/1800/1900).
- tamaño de 25x25x2.8mm pero requiere de otros elementos que hacen que este sea mayor.
- Precio: US\$75.
- Consumo: 371 mA.
- Peso: No se tiene el dato exacto pero por la cantidad de componentes adicionales necesarios para su funcionamiento se puede afirmar que es el más pesado de los tres módulos.

Desventajas

- Requiere de una pareja de tarjetas SIM que tengan plan de datos,
- incremento del costo del envío por cargos adicionales.
- Una vez se llegue a la capacidad máxima del plan, se reduciría notablemente la velocidad de la transmisión lo cual dificultaría la transmisión de los datos vitales del paciente.
- Complejidad al momento de programar.

2.2.4.3 Módulo Bluetooth RN-41

Esta radio Bluetooth es un módulo Clase 1 de bajo consumo y bajo costo, capaz de transmitir información a 3-Mbps hasta una distancia de 100m. Su pequeño tamaño (13.4x25.8x2mm, ver ilustración 7) y su peso de 2g favorece su inclusión en dispositivos portátiles para conectarlos a una red inalámbrica sin necesidad de incurrir en grandes gastos. En la tabla 8 se presentan sus características eléctricas.

Este módulo se escogió debido a que su costo no es significativo (Us\$49) comparado con los módulos Xbee (Us\$129) y GSM (Us\$75) y su alcance es suficiente para su aplicación de acuerdo a la entrevista realizada al personal de APH de la universidad Ces. Además el protocolo para su activación es el más sencillo en comparación a los otros módulos lo que hace que el manejo del equipo sea mucho más fácil para el usuario.

Tabla 8. Características eléctricas del módulo Bluetooth. (Roving Networks, 2012)








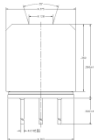
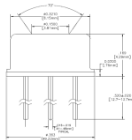
FUENTE DE ALIMENTACION					
Voltaje de alimentación		3	3.3	3.6	V
Consumo de corriente RX			35	60	mA
Consumo de corriente TX			65	100	mA
CONSUMO PROMEDIO					
Standby(Defecto)			25		mA
Conectado(Modo normal)			30		mA
Conectado(Bajo consumo)			8		mA
Standby(Sueño)			2.5		mA



Ilustración 7 Módulo Bluetooth RN41.

2.3 MATRIZ MORFOLÓGICA DE LOS MÓDULOS ANALIZADOS

Tabla 9. Matriz morfológica de los módulos analizados

	1	2	3
1 Medición de ECG	 ADS1298	 TMS320VC5505	 ADS1192
2 Medición de SPO2	 NONIN OEM III	 PEARL 100	 EG00352
3 Medición de Temperatura	 EG00750	 MD-000X	 MD-0008

4	Comunicación inalámbrica	 XBEE	 WISMO 228	 RN-41
----------	---------------------------------	--	---	---

2.4 TABLAS DE COMPARACIÓN

2.4.1.1 Comparación de los módulos de ECG

Tabla 10. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de ECG

Características	Porcentaje atribuido
Tamaño	20%
Peso	20%
Consumo	15%
Costo	15%
Facilidad de implementación	30%
TOTAL	100%

Tabla 11. Calificaciones de los módulos de ECG

	ADS1298		TMS320VC5505		ADS1192	
Tamaño	1,6	(8)	0,4	(2)	2	(10)
Peso	2	(10)	1	(5)	2	(10)
Consumo	1,5	(10)	0,9	(2)	0,6	(4)
Costo	0,75	(5)	0,15	(1)	1,5	(10)
Facilidad de implementación	2,1	(7)	0,6	(2)	2,4	(8)
TOTAL	7,95		3,05		8,5	

2.4.1.2 Comparación de los módulos de SPO₂

Tabla 12. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de SPO₂

Características	Porcentaje atribuido
Tamaño	15%
Peso	15%
Consumo	20%
Precisión	30%
Facilidad de implementación	20%
TOTAL	100%

Tabla 13. Calificaciones de los módulos de SPO2

	EG00352		PEARL 100		NONIM OEM III	
Tamaño	1,35	(9)	0,75	(5)	0,9	(6)
Peso	1,5	(10)	0,3	(2)	1,35	(9)
Consumo	1	(5)	0,4	(2)	2	(10)
Precisión	3	(10)	3	(10)	1,5	(5)
Facilidad de implementación	1,6	(8)	1	(5)	2	(10)
TOTAL	8,45		5,45		7,75	

2.4.1.3 Comparación de los módulos de temperatura**Tabla 14. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de temperatura**

Características	Porcentaje atribuido
Tamaño	15%
Peso	15%
Consumo	10%
Precisión	30%
Facilidad de implementación	20%
TOTAL	100%

Tabla 15. Calificaciones de los módulos de temperatura

	EG00750		MD-000X		MD-0008	
Tamaño	0,3	(2)	1,2	(8)	1,35	(9)
Peso	0,3	(2)	1,5	(10)	1,5	(10)
Consumo	0,2	(2)	1	(10)	1	(10)
Precisión	3	(10)	1,5	(5)	1,5	(5)
Facilidad de implementación	0,4	(2)	1,6	(8)	2	(10)
TOTAL	4,2		6,8		7,35	

2.4.1.4 Comparación módulos de comunicación**Tabla 16. Porcentaje atribuido a las características de los módulos de comunicación**








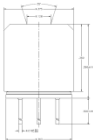
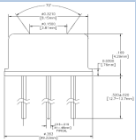



Características	Porcentaje atribuido
Tamaño	10%
Peso	10%
Consumo	10%
Costo	10%
Alcance	30%
Facilidad de implementación	20%
TOTAL	100%

Tabla 17. Calificaciones de los módulos de comunicación

	Xbee		RN-41		Wismo 228	
Tamaño	0,9	(9)	0,9	(9)	0,4	(4)
Peso	0,8	(8)	1	(10)	0,4	(4)
Consumo	1	(10)	0,9	(9)	0,2	(2)
Costo	0,5	(5)	0,9	(9)	0,7	(7)
Alcance	1,8	(6)	2,1	(7)	3	(10)
Facilidad de implementación	1,4	(7)	2	(10)	0,4	(2)
TOTAL	6,4		7,8		5,1	

2.5 MATRIZ MORFOLÓGICA DE LOS ELEMENTOS SELECCIONADOS

Tabla 18. Matriz morfológica de los elementos seleccionados

		1	2	3
1	Medición de ECG	 ADS1298	 TMS320VC5505	 ADS1192
2	Medición de SPO2	 NONIN OEM III	 PEARL 100	 EG00352
3	Medición de Temperatura	 EG00750	 MD-000X	 MD-0008
4	Comunicación inalámbrica	 XBEE	 WISMO 228	 RN-41

2.6 DIAGRAMAS DE BLOQUES DEL SISTEMA DESARROLLADO:

Una vez seleccionados los dispositivos a emplear, se proponen los siguientes diagramas de bloques, que en su conjunto representan el sistema de monitorización de pacientes para una ambulancia básica. El sistema está formado por dos subsistemas donde el primero corresponde al ECG de tres derivaciones (ver ilustración 8) y el segundo es el subsistema de adquisición de la señal de temperatura y saturación de oxígeno (ver ilustración 9). El sistema de la ilustración 9 está diseñado para que sea usado en la oreja del paciente, ya que es un lugar de fácil acceso para el personal de APH y donde menos molesta al usuario.

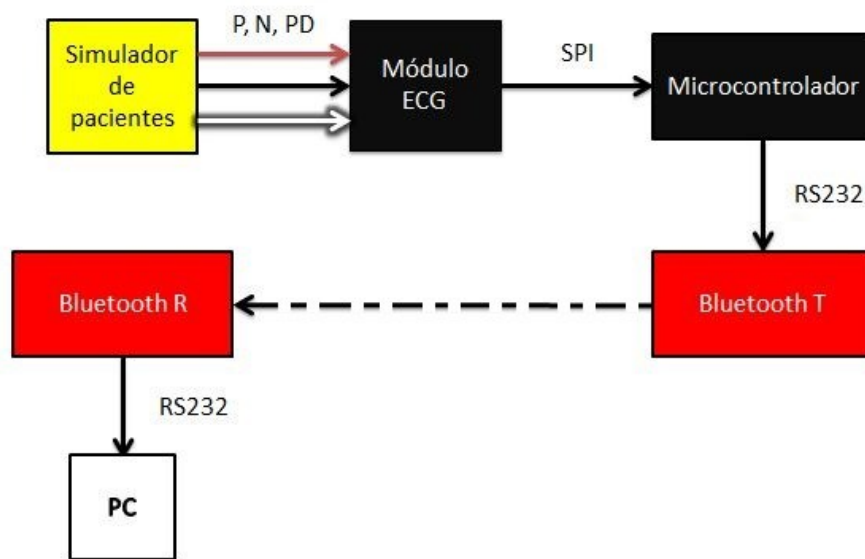


Ilustración 8 Diagrama de bloques para el sistema de ECG

Este diagrama enseña los componentes utilizados para la adquisición y envío de la señal de ECG y como se comunican entre ellos. Nótese que este subsistema cuenta con un microcontrolador y módulos Bluetooth independientes del siguiente.

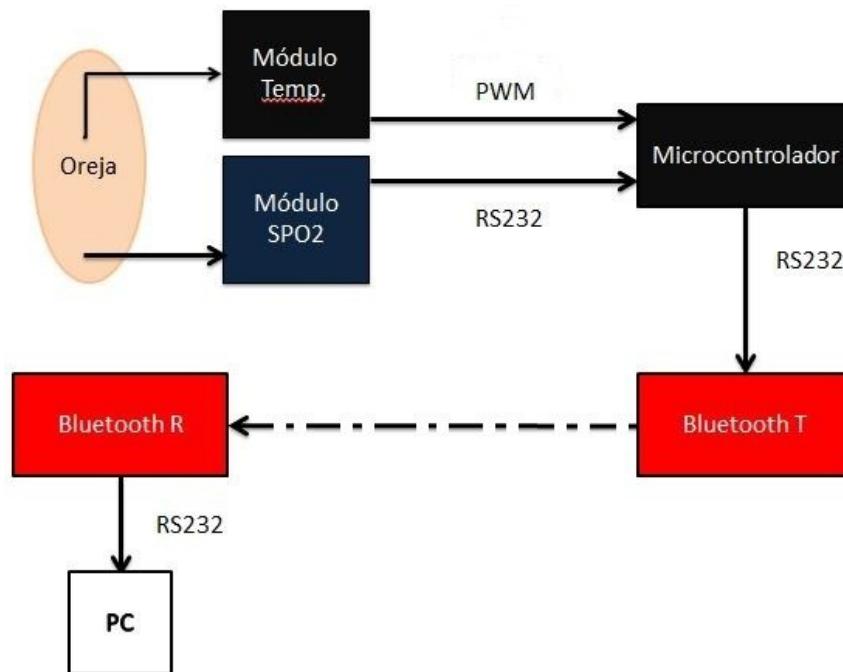


Ilustración 9 Diagrama de bloques para el sistema SPO2/T

Este diagrama enseña los componentes utilizados para la adquisición y envío de las señales de Temperatura y SPO₂ y como se comunican entre ellos.

2.7 INTERFAZ PARA VISUALIZACIÓN DE LOS DATOS

Dentro de la reunión con el personal del programa de APH de la Universidad CES se discutió también la posibilidad de incluir una interfaz para visualización de los datos que cumpliera con las siguientes especificaciones:

- Fuera lo más amigable con el usuario posible
- Permitiera la entrada de información del paciente y del evento.
- Que no fuera necesario modificar muchos elementos para su funcionamiento.

Con estas características en mente se diseñó un instrumento virtual (VI) usando el software LabVIEW de National Instruments para poder crear esta interfaz. En la sección de resultados se describirá más a fondo el diseño de la interfaz y el diagrama de bloques de programación.

2.8 SIMULACIONES MEDIANTE EL SOFTWARE PROTEUS

Los protocolos de comunicación se validaron usando el software ISIS 7 Professional de Labcenter Electronics.

Para esto se cargó un variable hexadecimal correspondiente al carácter ASCII “@” que debía ser enviada a través de una interfaz SPI y luego redirigida a través de una interfaz RS232 a una terminal virtual (Ver ilustración 10).

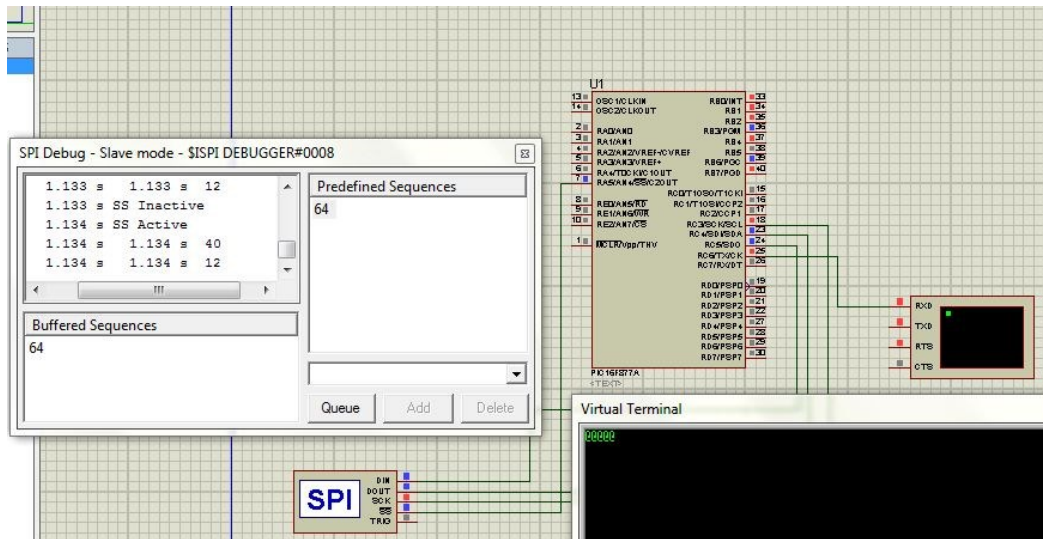


Ilustración 10 Simulación del protocolo de transmisión SPI-PIC-RS232

En la simulación se utilizaron un microcontrolador, una terminal virtual y un depurador de SPI. El microcontrolador fue utilizado para cargar el código desarrollado, la terminal virtual para recibir la información y el depurador de SPI para el ingreso y salida de los datos enviados y recibidos a través del protocolo de comunicaciones. Además, un osciloscopio fue utilizado para verificar los cambios de estado de las líneas digitales. El código cargado en el microcontrolador es el presentado en el primer anexo, tomando en cuenta que no se reprodujeron datos de electrocardiografía sino que se enviaron caracteres ASCII, ya que al tener menor complejidad, fueron más fáciles de analizar y en caso de presentarse errores, pudieran corregirse rápidamente.

Para correr la simulación era necesario primero cargar el código. Para esto el archivo .hex debía ser cargado en el microcontrolador (Ver ilustración 11).

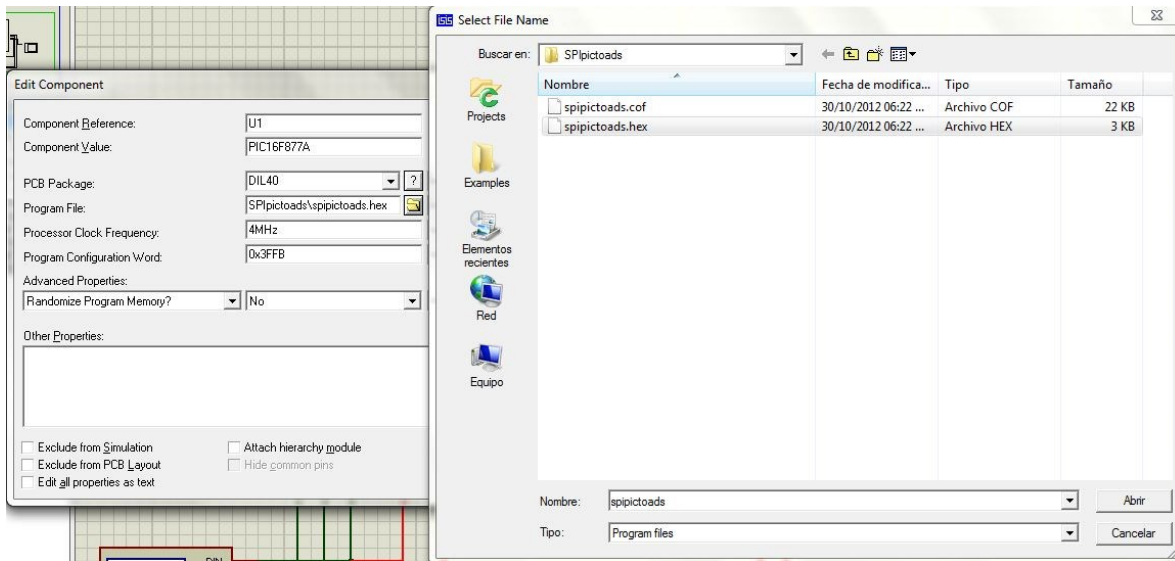


Ilustración 11 Apertura del archivo .hex

Tras este paso se corre la simulación desde el botón play del software ISIS 7 Professional. En este paso se abren las ventanas de simulación (Ver ilustración 12).

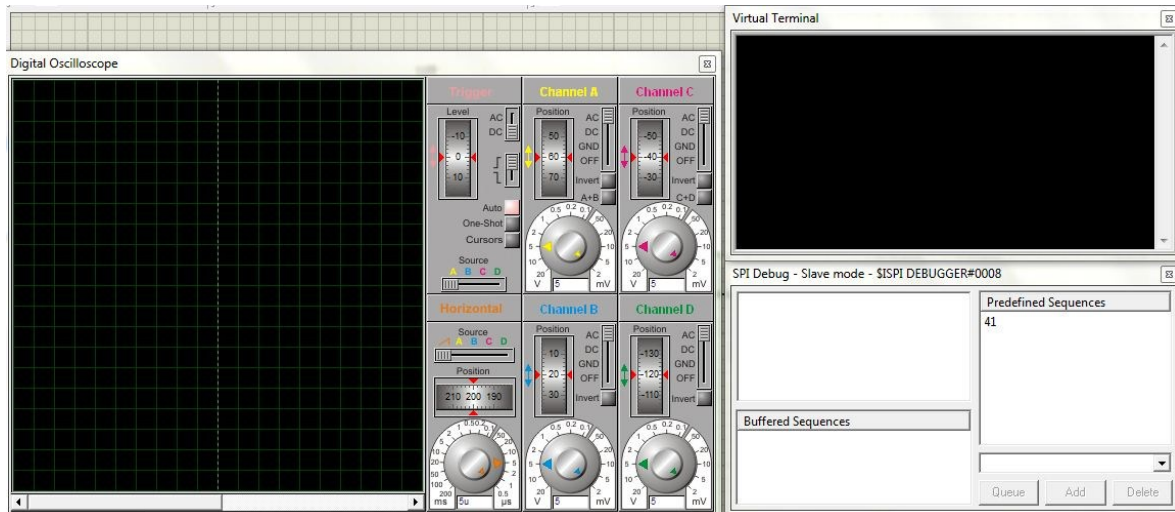


Ilustración 12 Ventanas de simulación

En ésta imagen se evidencian las ventanas de visualización de cada uno de los elementos simulados. Osciloscopio (Izquierda), terminal virtual (Esquina superior derecha) y depurador de SPI (Esquina inferior derecha).

El programa, por defecto, corre las líneas de configuración pre-programadas en el código cargado. La primera línea es un comando enviado al dispositivo conectado por SPI para deshabilitar la lectura de datos continuos y poder sobrescribir los registros. Este comando equivale al número hexadecimal 11 (Ver ilustración 13).

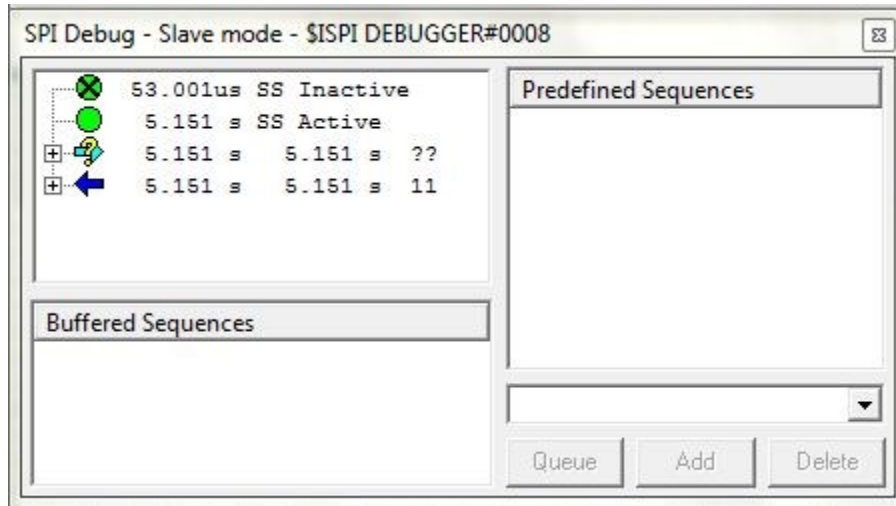


Ilustración 13 Entrada de datos al depurador de SPI

Con el osciloscopio se comprobó la funcionalidad de las líneas digitales del protocolo de comunicación SPI. Esto se puede comprobar enviando un comando a través de la interfaz (Ver ilustración 14). Para esto los cambios de estado alto a bajo en la señal SCK (azul) definen el bit a ser fijado o borrado y la señal SDO (roja) define ese estado. Si la señal de SDO (roja) es alta en el momento en que se dé un cambio de estado en la señal SCK (azul) el bit correspondiente adquirirá su valor. Para este caso, como el comando ingresado correspondía al valor hexadecimal 11, en binario 00010001 el bit 7 (correspondiente al primer cambio de estado) debe ser un 0. Por tanto, en este punto la señal SDO permanece baja, Sin embargo para el bit 4 y el bit 1 esta señal se lleva a alto y así la interfaz interpreta el comando recibido. Por último para activar la señal de SCK y el ingreso de comandos la señal SS (amarillo) debe llevarse a bajo durante toda la duración del ingreso del comando.

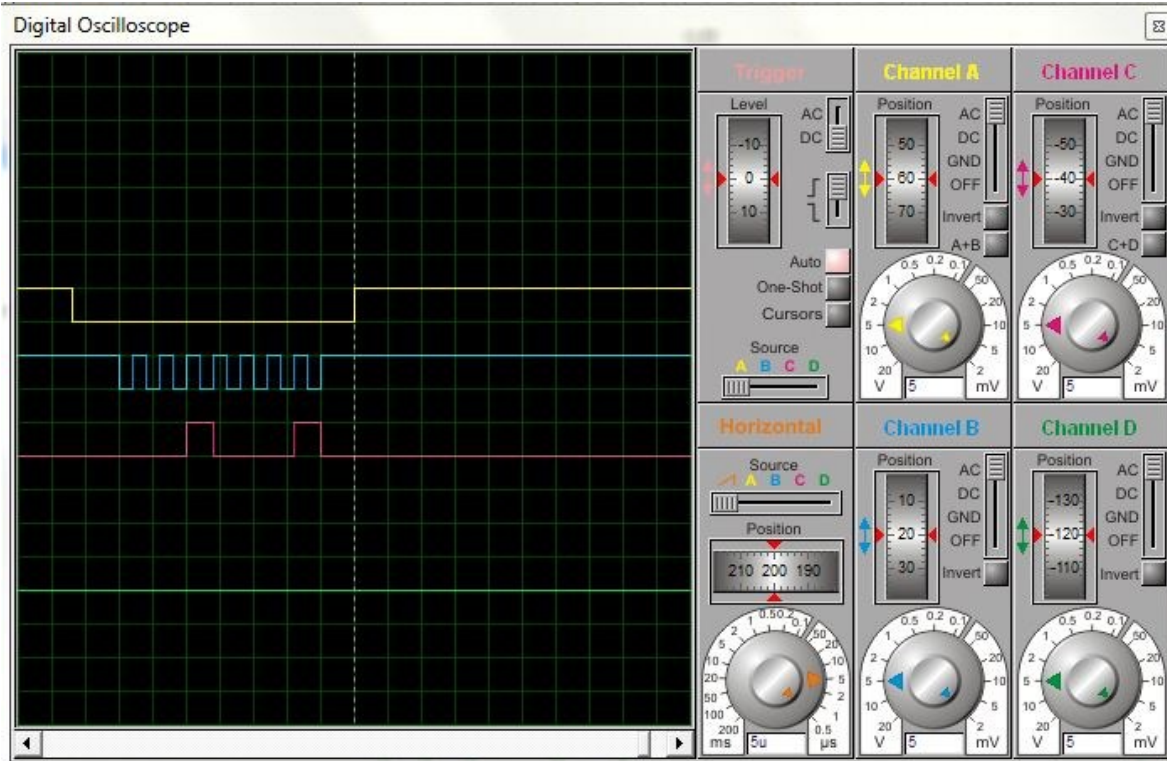


Ilustración 14 Visualización de comandos en el osciloscopio digital

Cuando todos los comandos de configuración han sido ingresados el dispositivo está listo para recibir información. En este caso se ingresaron caracteres ASCII. Para la demostración se ingreso el numero entero 64, en hexadecimal 40 (Ver ilustración 15), para que fuera recogido por el microcontrolador a través del protocolo SPI y luego enviado a la terminal virtual a través del protocolo RS232.

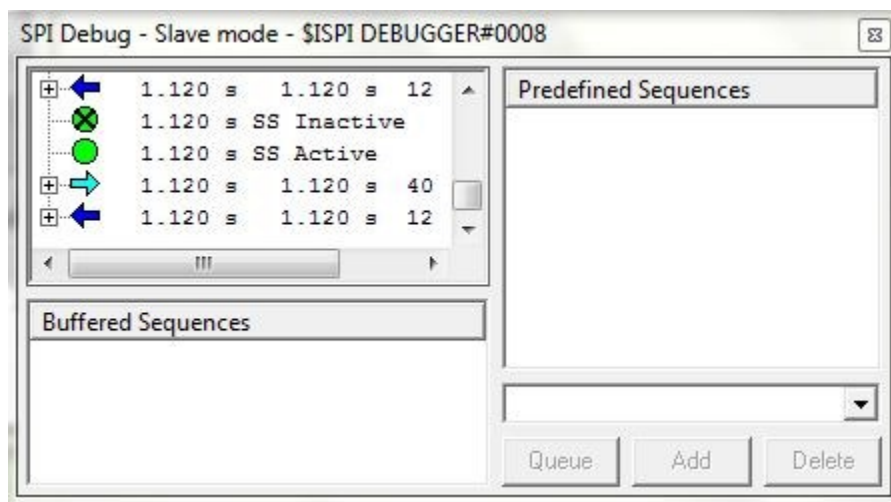


Ilustración 15 Ingreso de datos por depurador de SPI

Cuando los datos han sido recibidos por el microcontrolador este procede a enviarlos a través de un protocolo RS232 a la terminal virtual (que simboliza al modulo Bluetooth). Varias veces se introdujo el numero hexadecimal 40 para obtener una cadena de arrobas. (Ver ilustración16)

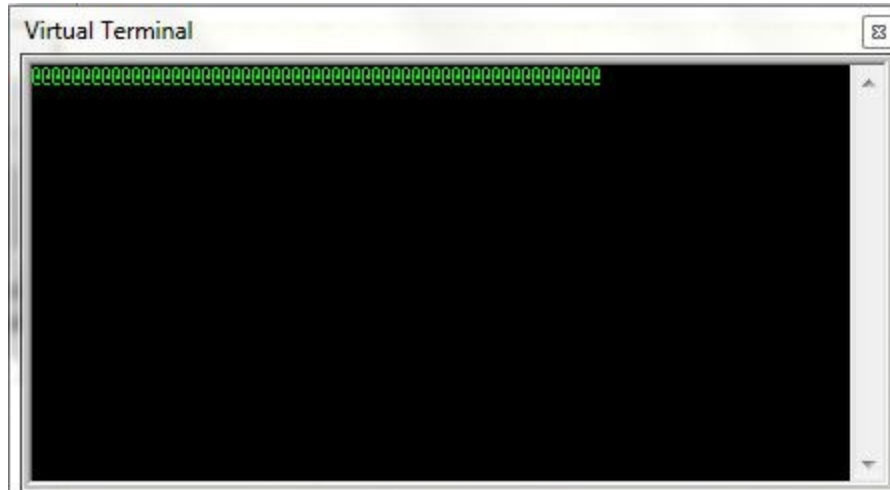


Ilustración 16 Datos adquiridos en terminal virtual

2.9 PRUEBAS EN LABORATORIO

2.9.1 Desarrollo de la interfaz

Para el desarrollo de la interfaz, fue necesario crear un programa en LabVIEW que permitiera la lectura y escritura de datos a través de un protocolo de transmisión serial. Basándonos en ese protocolo se creó una pseudo-terminal para poder ingresar manualmente los comandos AT con los cuales se configuraría el módulo Bluetooth. Estos comandos se ingresaban a través de un cuadro en el siguiente orden:

1. **\$\$\$** con este comando se entraba al modo CMD del módulo Bluetooth. Esto permitía que se recibieran nuevos comandos para reconfigurar el módulo.
2. **SR,000666069a80** Este comando se divide en dos partes, el comando SR (Store Remote) y la dirección del módulo Receptor. Este comando se usa para almacenar la dirección del módulo Bluetooth receptor en la memoria del módulo transmisor para facilitar las futuras transmisiones.
3. **C** este comando indica al módulo que intente realizar la conexión con la dirección almacenada en su memoria.

Una vez eran ingresados estos comandos se establecía la comunicación entre el módulo transmisor y el módulo receptor conectado a un computador de escritorio para que éste recibiera, procesara los datos recibidos y los mostrara en pantalla. En las ilustraciones 17 y 18 se muestran los bloques para configurar, escribir comandos y leer los datos recibidos respectivamente.

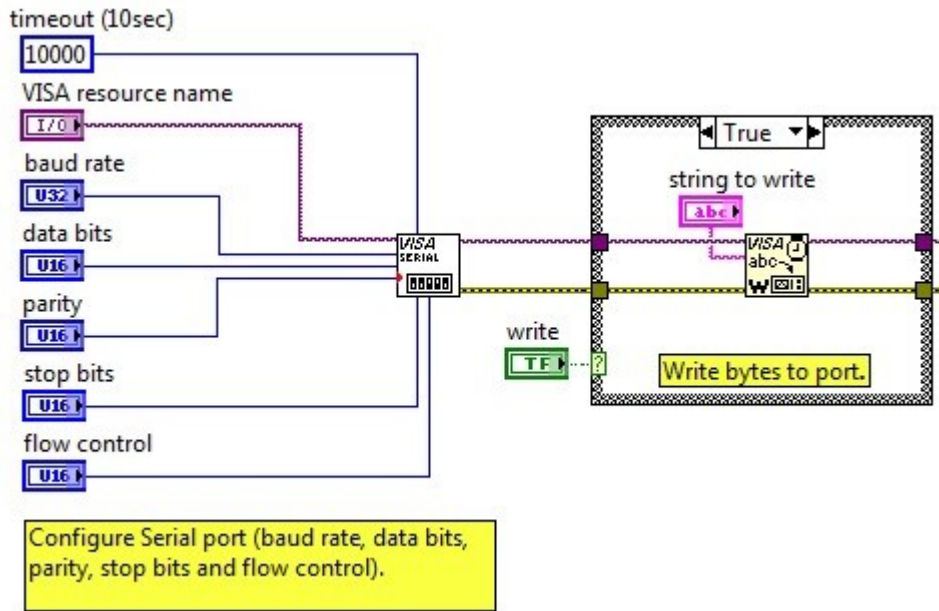


Ilustración 17 Configuración y escritura por comunicación serial

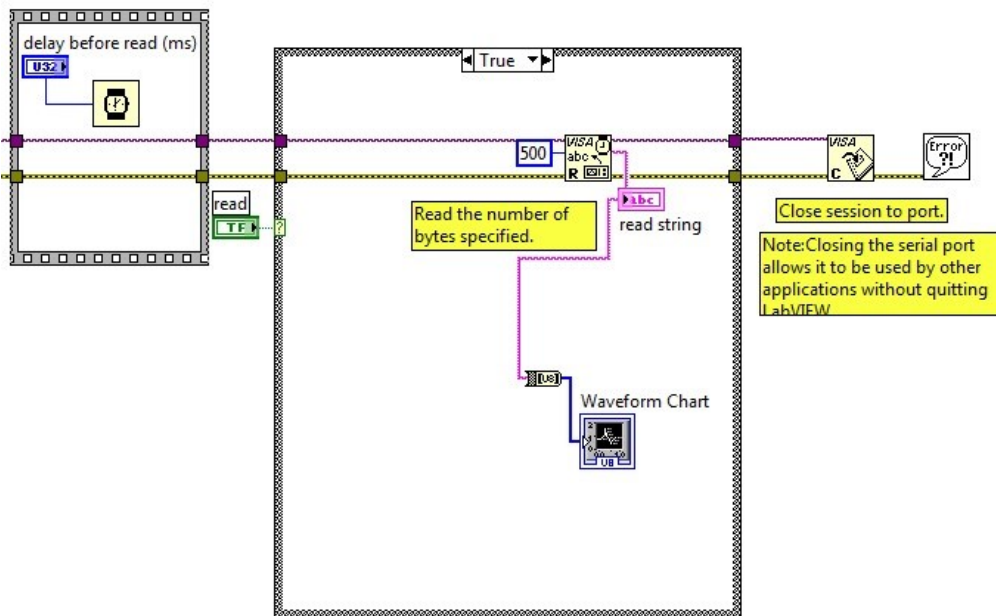


Ilustración 18 Lectura de los datos por comunicación serial

2.9.2 Prototipo de medición de ECG

A diferencia de los valores de SPO2 y Temperatura, la onda electrocardiográfica tiene componentes de alta frecuencia que ocasionan que su recolección sea un poco más complicada. Durante esta recolección diferentes factores (por ejemplo el ruido) pueden afectar la calidad de la información y el uso de velocidades de muestreo más elevadas y otras técnicas de acondicionamiento de señales es indispensable para asegurar que esta no se pierda y que la calidad no sea comprometida. Debido a esto se requería que se validase el paso de la onda a través del sistema de comunicación inalámbrico y que luego esta fuese reconstruida en un equipo colocado a cierta distancia. Cumplido esto se demostraría la efectividad de la comunicación inalámbrica y el funcionamiento del protocolo.

El prototipo decidió probarse en una protoboard y para ello fue necesario elaborar un pequeño circuito impreso, así el módulo front-end de ECG podría integrarse al circuito (Ver ilustración 19).

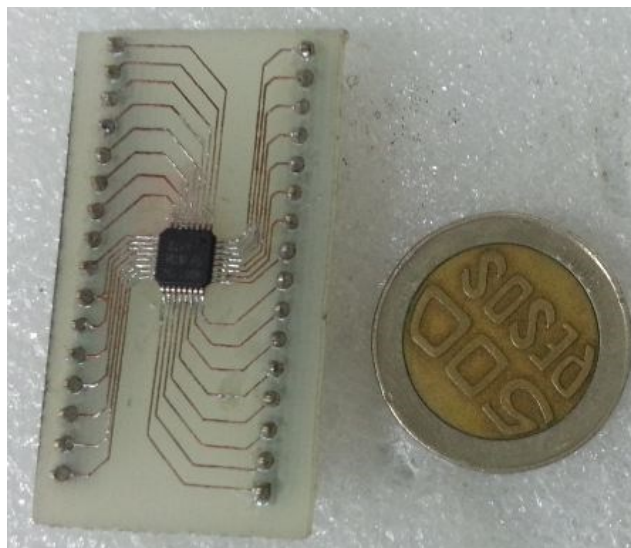


Ilustración 19 Circuito impreso ADS1192

El diseño en protoboard incluyó también un microcontrolador y un módulo de transmisión Bluetooth para hacer posible la recolección de los datos y su posterior envío a través de la red inalámbrica. (Ver ilustración 20)

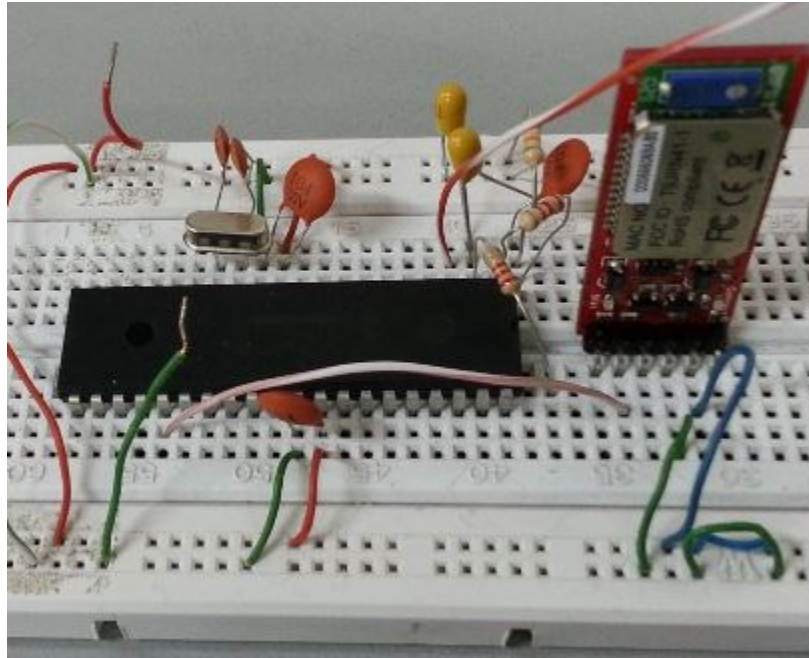


Ilustración 20 Circuito de transmisión Bluetooth

Tras el montaje del sistema se procedió a tomar mediciones de ECG desde un simulador de pacientes MPS450 de FLUKE (Ver ilustración 21).



Ilustración 21 Simulador de Pacientes Fluke MPS450

3 DISEÑO DE LOS SISTEMAS INSTRUMENTALES

3.1 DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE ECG

El diseño del sistema de adquisición de ECG se llevó a cabo en el software Altium Designer Release 10. Aprovechando el uso de un sistema para adquisición por Bluetooth desarrollado previamente en el laboratorio de Bioinstrumentación (Ver anexo 4), que incluye un microcontrolador, un dispositivo Bluetooth y una fuente regulada de 3.3V se procedió a diseñar un circuito impreso a ser colocado sobre el sistema previamente mencionado mediante 2 conectores genéricos (pitch 0.1mil) 5x2 y 4x2.

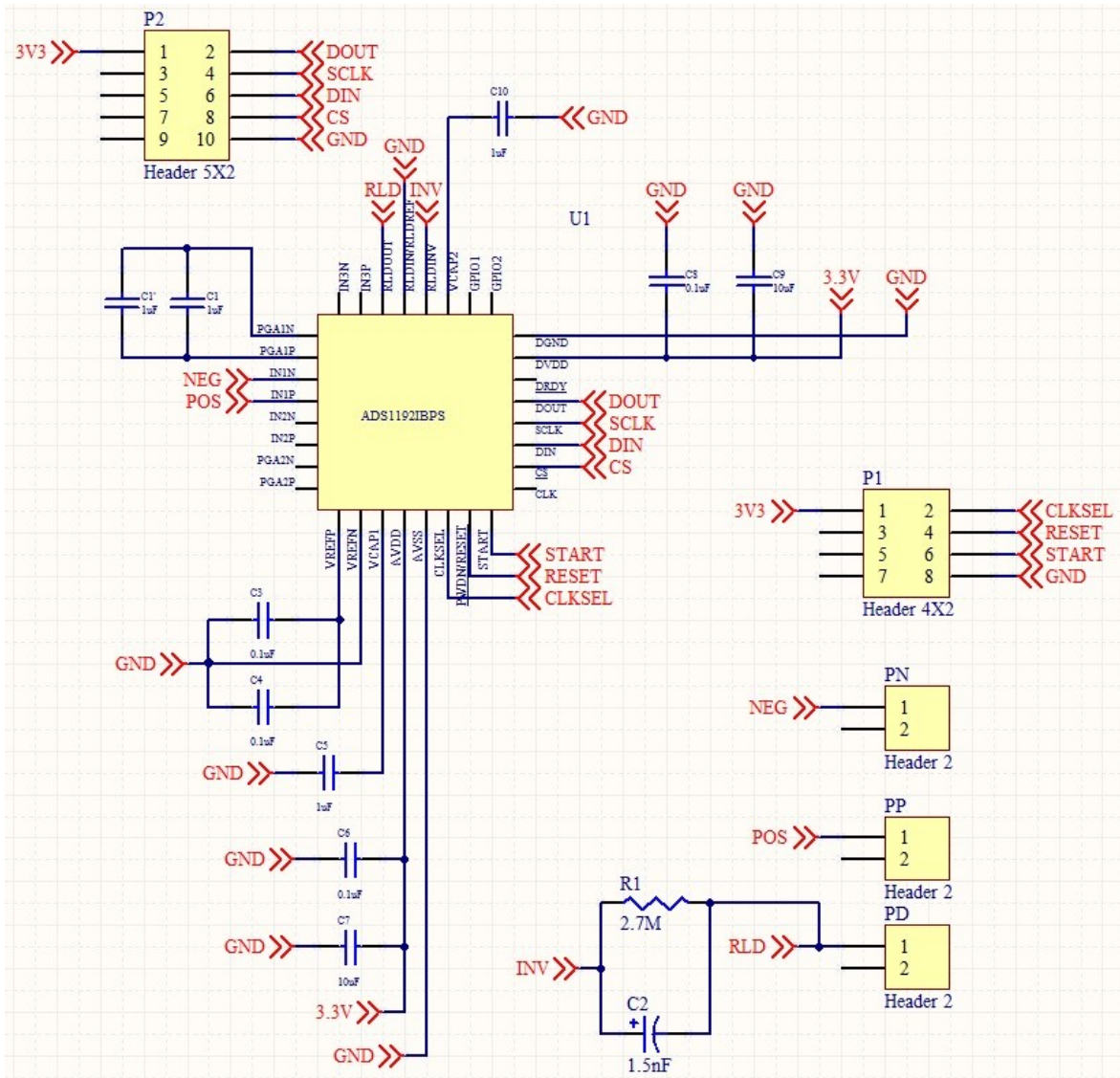


Ilustración 22 Esquemático del módulo de ECG

Además de los conectores genéricos, el sistema tiene 3 conectores especiales (PN, PD y PP) JACK 36619, de Plastics One comúnmente utilizados en sistemas de medición de ECG. Estos conectores corresponden al negativo, positivo y la referencia, que va al circuito de pierna (Ver ilustración 22).

Para el diseño del circuito del ADS1192 se utilizó el circuito recomendado (Ver ilustración 23) por la hoja de características Low-Power, 2-Channel, 16-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements (Texas Instruments, 2011).

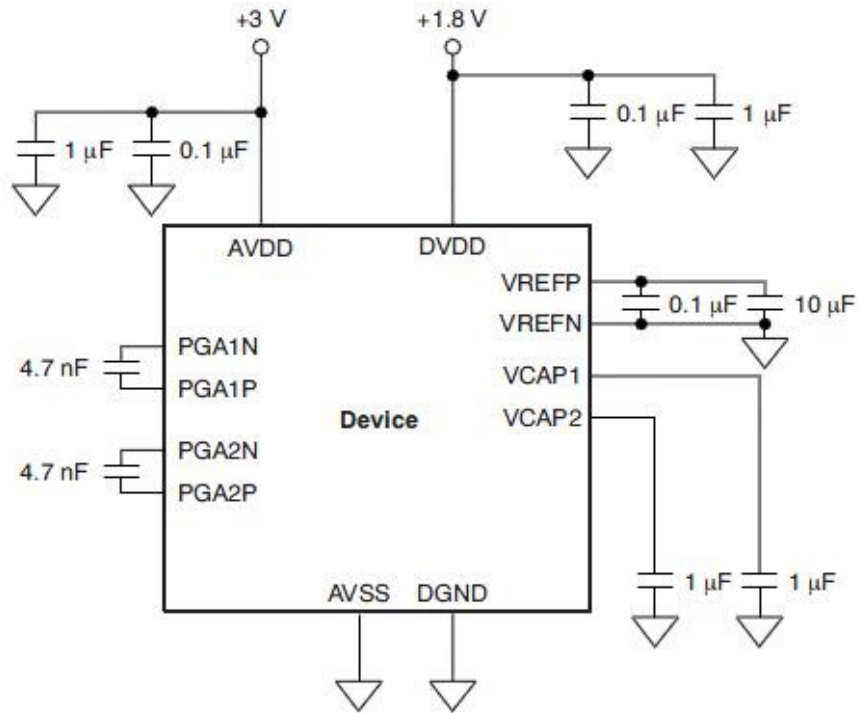


Ilustración 23 Circuito recomendado para el ADS1192

Tomada de (Texas Instruments, 2011)

A este circuito se le añadieron también 3 líneas digitales para programación del dispositivo de más de 4 líneas para el protocolo de comunicación serial con el microcontrolador.

Otro cambio necesario en este circuito recomendado fueron los capacitores a las entradas de los amplificadores de ganancia programable (PGA1N y PGA1P). El resistor interno dentro del integrado actúa junto a este capacitor como un filtro anti-aliasing. Al cambiar el capacitor de 4.7nF por uno de un valor superior se puede incrementar la atenuación a altas frecuencias, por lo que se consideró un capacitor de tantalio de 2uF para ajustarlo a una frecuencia de 40Hz, suficiente para el monitoreo de la señal electrocardiográfica.

3.1.1 Configuración del módulo ADS1192

Para configurar el dispositivo es necesario seguir una serie de operaciones básicas para las cuales se utilizaron las tres líneas digitales mencionadas anteriormente. Estas líneas van a los pines CLKSEL, RESET y START, pines 14, 15 y 16 respectivamente del integrado en la ilustración 23. Estas líneas digitales se usan, en su respectivo orden, para la activación del oscilador interno, reset del dispositivo e inicio de la conversión analógica/digital.

3.1.1.1 Protocolo de configuración del ADS1192

Para empezar con la configuración es necesario un pulso de RESET justo después de que las fuentes de alimentación se estabilicen. Esto se logra llevando a bajo la línea de RESET durante 4 ciclos de reloj.

- 1- Estabilización de las fuentes de alimentación
- 2- Pulso de RESET(Llevar a bajo por 4 ciclos de reloj)

Posteriormente se configura el uso del oscilador interno llevando a alto la línea CLKSEL, y se da otro pulso de RESET para arrancar el sistema nuevamente usando el oscilador seleccionado. En este momento se configura la comunicación serial SPI (Serial Peripheral Interface) desde el microcontrolador y se envía el comando para detener la lectura continua de datos (11h), ya que sólo de esta forma se pueden editar los registros.

- 3- Activar oscilador interno (CLKSEL se lleva a alto)
- 4- Otro pulso de reset (esperar por 1 segundo para estabilización)
- 5- Activar comunicación SPI desde el PIC

Dentro de los registros es posible modificar el uso de la referencia interna, la velocidad de muestreo, el estado del canal, su ganancia, la configuración del circuito de pierna derecha, etc. Se puede referir al datasheet del módulo front-end para ver una lista de los registros y la funcionalidad correspondiente de cada uno de sus bits.

Para escribir un registro es necesario enviar primero el registro escribir (WREG) junto con la dirección de registro, seguida por la cantidad de bits a modificar seguida por la información deseada.

- 6- Modificar registros necesarios

Por ejemplo para cambiar la velocidad de muestreo a 250 muestras por segundo (500 por defecto) se debe enviar primero un código con la dirección del registro, en este caso CONFIG1 tiene la dirección 01h, pero ya que necesitamos usar el registro WREG (escribir registro) este 01h se transforma en un 41h, debido a la estructura binaria 010xxxxx del registro WREG, donde la primera x es la dirección alta y las últimas 4 la baja. Posterior al envío de la dirección se envía el número de datos a cambiar - 1. Por defecto el registro CONFIG1 tiene la estructura binaria 0000 0010, cuyos primeros 3 bits corresponden a la velocidad pre-configurada (500 muestras por segundo), que de ser cambiada a 250 debe reconfigurar los primeros 3 bits a la estructura binaria 001. Siendo así deben de cambiarse 2 bits y por esto $2-1 = 1$, por lo que el siguiente comando a enviar ha de ser el 01h, luego se envía la información. El primer cambio será modificar el segundo bit por un 0, por lo que se enviará toda la cadena de ceros, y seguido de este se cambia el primer bit por un 1, por lo que la línea de comandos es entonces: 41h, 01h, 00h, 01h. Tras esto el

registro queda apropiadamente modificado y la velocidad de muestreo se modifica a 250 muestras por segundo. Este proceso debe repetirse para cada registro a modificar.

Cuando se hayan terminado de modificar los registros la línea digital START debe llevarse a alto para activar la conversión y tras esto se debe definir el modo de lectura de datos.

7- Llevar START a alto para activar la conversión

Si el modo es continuo solo debe introducirse un comando (RDATA) y la conversión se hará de manera automática. Si se prefiere solicitar los datos puede enviarse un comando (RDATA) vía serial cada vez que se necesite. Esto puede realizarse con el fin de tener mayor control sobre las velocidades de muestreo de la información por parte de un microcontrolador.

8- Activar lectura continua de datos o introducir un comando (12h) cada vez que se solicite información.

Para ver la estructura del código utilizado para este sistema puede referirse a los anexos.

3.1.2 Diseño del sistema integrado de adquisición de SPO2 y T

Para la adquisición de la saturación de oxígeno y la temperatura y ante la recomendación por parte del personal de APH del CES se decidió realizar un módulo integrado que favoreciera la ubicación de los sensores de SPO₂ y temperatura en la oreja para economizar recursos debido a que esto conllevaría al uso de un microcontrolador y un módulo Bluetooth menos además de hacer más sencilla la manipulación de los instrumentos por parte del personal de APH ya que al ser solo dos instrumentos y no tres como se pretendía inicialmente se hace más sencilla su manipulación.

El diseño de este sistema es relativamente más sencillo que el del módulo de ECG puesto que para la medición de la pulsioximetría no se necesitan configuraciones adicionales ni circuitos especiales, lo único que hace falta son 2 conectores (SAMTEC TMMH-103-05-F-DV (JP2-HOST) para el microcontrolador y SAMTEC TMMH-104-05-F-DV (JP1-PROBE) para la conexión con la punta de pulsioximetría, Ver ilustración 24). Un diagrama de conexiones para ambos conectores puede ser visto en la ilustración 25. Adicionalmente se necesita un código para la decodificación de la información el cual es proveído por la casa fabricante.

Para ver la estructura de ambos códigos puede referirse a los anexos 2 y 3.

3.1.3 Estructura y conexiones del módulo de SPO2

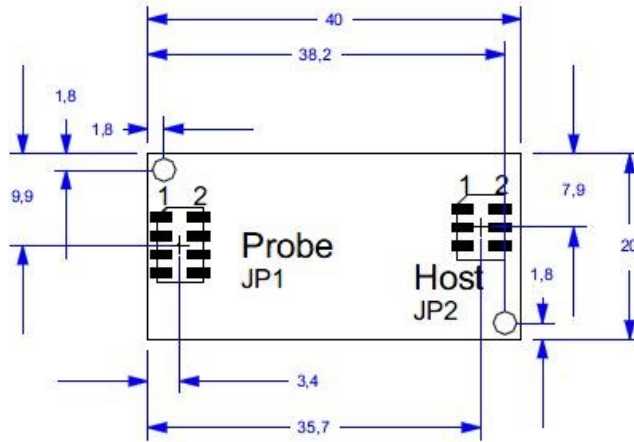


Ilustración 24 Dibujo mecánico del módulo EG00352

Tomado de (Medlab GMBH, 2012)

DSUB9 Female (Front View) EG00352 (Top View) Host

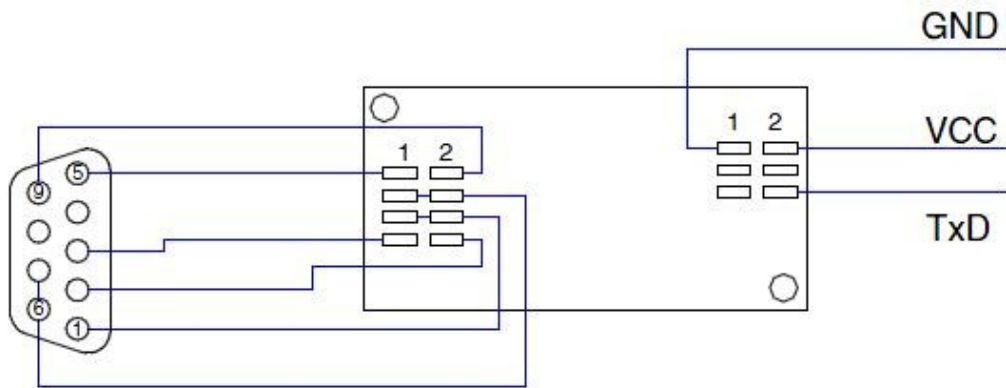


Ilustración 25 Diagrama de conexión EG00352 con tarjeta anfitrión y punta de medición

Tomada de (Medlab GMBH, 2012)

Enseguida se encuentra una lista de las conexiones correspondientes entre los conectores presentes en el módulo de SPO₂ y el microcontrolador y punta de medición.

Header for Probe connection JP1:

Probe: 1 Input Photodiode 1 (DSUB 9 pin 5)
 2 Input Photodiode 2 (DSUB 9 pin 9)
 3 GND (DSUB 9 pin 6 and pin 7)
 4 GND (DSUB 9 pin 6 and pin 7)
 5 Sensor Coding (DSUB 9 pin 1)
 6 Sensor Coding (DSUB 9 pin 1)
 7 Led Output 1 (DSUB 9 pin 3)
 8 Led Output 2 (DSUB 9 pin 2)

Header for Host connection JP2:

Host: 1 Ground
 2 VCC, 3.3 V DC
 3 N.C.
 4 N.C.
 5 N.C.
 6 TxD (CMOS level)

(Medlab GMBH, 2012)

3.2 PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN SERIAL

A continuación se enseñan los protocolos de transmisión seleccionables para la comunicación del microcontrolador con el módulo de SPO₂.

3.2.1 Protocolo 1

Bloque de 5 bytes a 60 repeticiones por segundo. Como los datos de saturación de oxígeno son de baja frecuencia la mayoría de la información enviada es redundante y de alta magnitud, por lo que aumenta el consumo aunque se hace fácil decodificar la información y detectar fallos en la conexión.

Formato:

4800 baudios, 1 bit de inicio, 8 bits, paridad even, 1 bit de parada

3.2.2 Protocolo 2

La información llega en bloques de 2 bytes, uno tras otro, siendo el primero el marcador, que indica que tipo de información es y el segundo la información. Esto se hace a 50 repeticiones por segundo y no hay información redundante.

Formato:

9600 baudios, 8 bits, 1 bit de parada, sin paridad

(Medlab GMBH, 2012)

3.3 CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO DE TEMPERATURA MD-0008

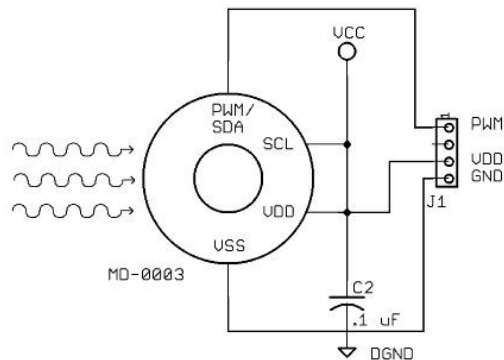


Ilustración 26 Configuración MD-0008 por PWM

Tomada de (Dexter Research Inc., 2011)

Para configurar el módulo de temperatura sólo se hace caso a la configuración para PWM otorgada por la hoja de datos del producto (Ver ilustración 26). La única instrucción consiste en llevar a alto el pin SCL. También se puede utilizar una resistencia en el caso de querer dejar disponible el uso de comunicación I2C (Ver ilustración 27).

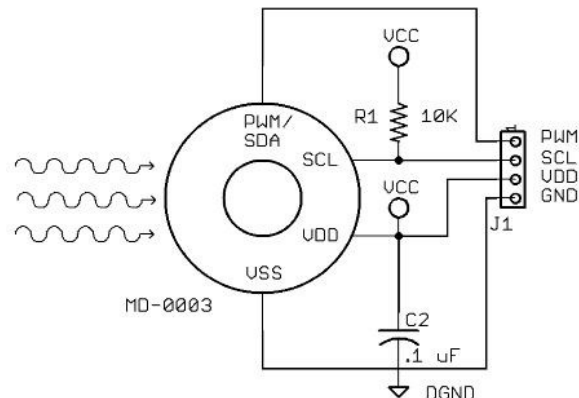


Ilustración 27 Configuración MD-0008 PWM con opción I2C

Tomada de (Dexter Research Inc., 2011)

3.4 ESQUEMÁTICO SISTEMA INTEGRADO SPO2/T

Para el diseño de esta tarjeta fue necesario entonces utilizar sólo seis conectores. Unos que se aparearan con los conectores SAMTEC del módulo de pulsioximetría, otro conector genérico para el MD-0008, un conector DB9 para la punta de SPO₂ y otros dos conectores 4x2 y 5x2 para las líneas de comunicación al microcontrolador y alimentación a todo el sistema (Ver ilustración 28 y 29)

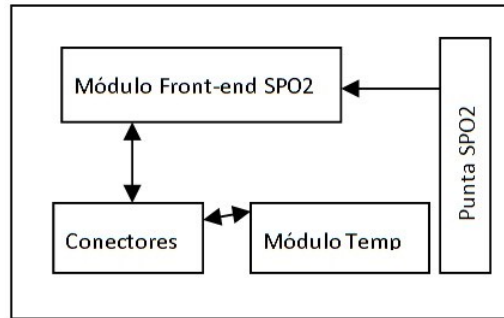


Ilustración 28 Diagrama de bloques módulo Integrado SPO2/T

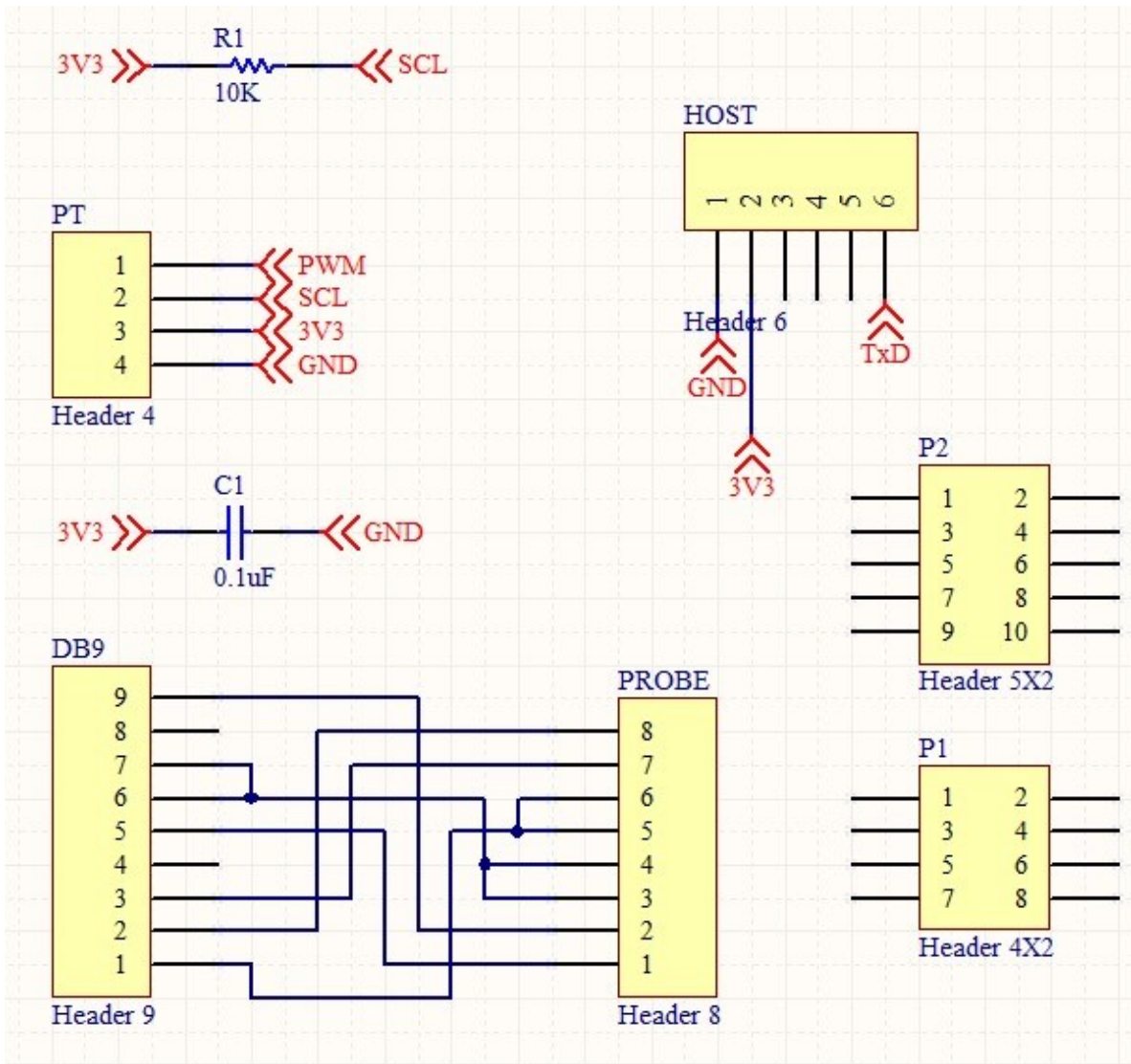


Ilustración 29 Esquemático del módulo de SPO2/T

4 RESULTADOS

En este apartado se presentan todos los resultados de los procesos realizados en este trabajo de grado mediante el uso de simulaciones y pruebas físicas descritas en la sección de metodología; estas contienen una información detallada de los procesos realizados para llegar al resultado y ofrecen una validación de los diseños y protocolos contenidos aquí.

4.1 CIRCUITOS IMPRESOS DE LOS MÓDULOS

El diseño del circuito impreso para el módulo de ECG se llevó a cabo con las consideraciones descritas en la sección de diseño de los sistemas instrumentales y se obtuvo el diseño que se muestra en la ilustración 30.

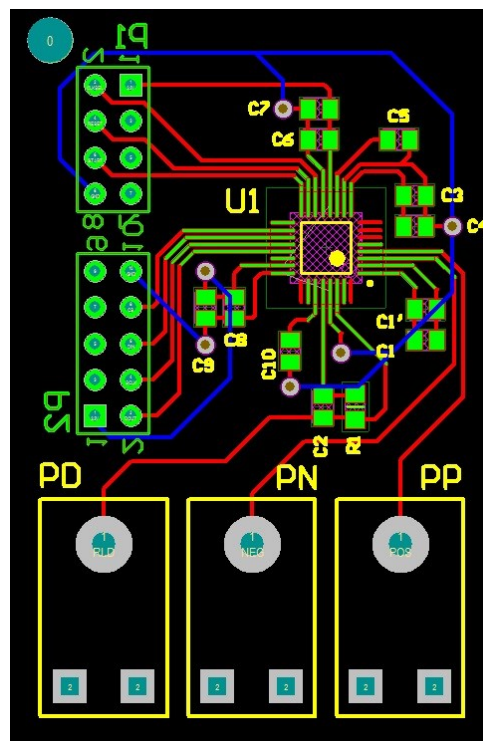


Ilustración 30 Diseño del módulo de ECG

En la ilustración 31 se muestra el circuito impreso de pulsioximetría y temperatura el cual también se diseñó teniendo en cuenta las consideraciones discutidas en la sección de diseño de los sistemas instrumentales.

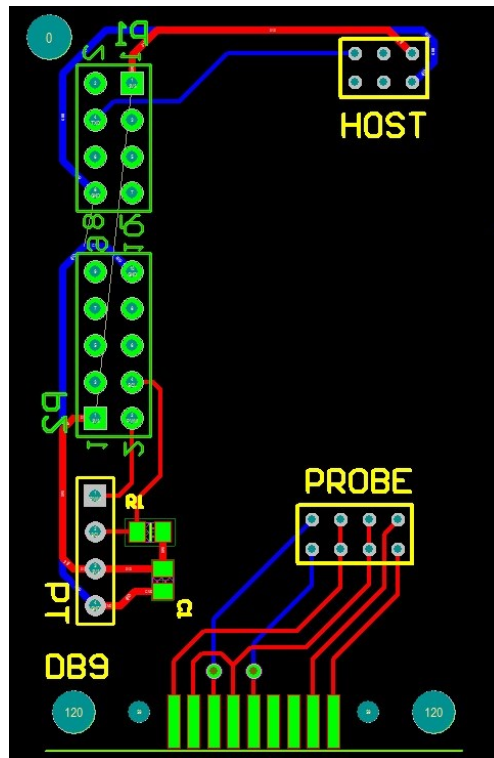


Ilustración 31 Diseño del módulo de SPO2/T

4.2 INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN

La interfaz cuenta con cuadros de diálogo donde se pueden ingresar los datos del paciente (Nombre, Sexo, edad, tipo y lugar del accidente y la fecha y hora del suceso), dos recuadros donde se muestran la temperatura y saturación de oxígeno del paciente y por último una gráfica donde se visualiza la onda electrocardiográfica (Ver ilustración 32).

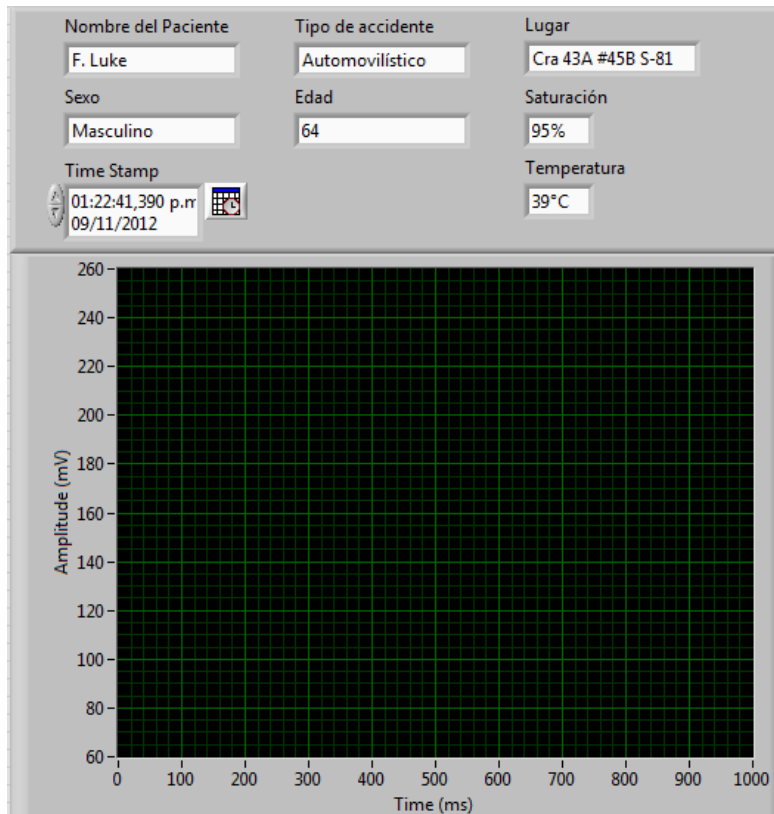


Ilustración 32 Interfaz de usuario en LabVIEW

4.3 VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL DE ECG TRANSMITIDA POR BLUETOOTH

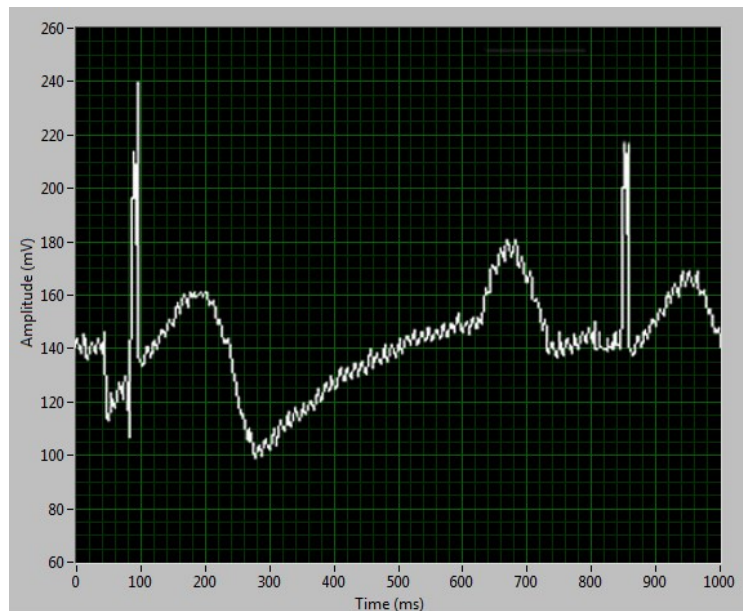


Ilustración 33 Señal de ECG transmitida

Aunque la señal (Ver Ilustración 33) presenta algo de ruido es posible evidenciar la transmisión de una onda electrocardiográfica a través del sistema diseñado. Los componentes de alta frecuencia presentan algo de distorsión debido al ruido pero tras considerar que el dispositivo fue probado en un protoboard se puede atribuir el prototipo como la razón de la causa de este. También podrían considerarse la tasa de muestreo y el circuito impreso del módulo front-end pero hacen falta pruebas más completas para descartar esto. No hay referencia para saber si el simulador de pacientes está calibrado, esta también podría ser una de las razones.

5 CONCLUSIONES

Se pudo comprobar que los módulos escogidos, además de cumplir todos los requerimientos de diseño, eran en efectos los indicados para el desarrollo de este trabajo de grado y proveían una respuesta fiel al momento de digitalizar la señal.

De acuerdo a los resultados de simulación obtenidos en el software Isis 7 Professional de Labcenter Electronics se pudo comprobar, que en efecto, los protocolos de comunicación utilizados estaban implementados correctamente. La comunicación inalámbrica por Bluetooth es en definitiva el protocolo más sencillo que podría aplicarse para este tipo de proyectos. Su personalidad “plug and play”, en la que pocos esfuerzos son requeridos para establecer una comunicación favorecen mucho el objetivo de hacer este dispositivo lo más sencillo posible para el usuario final.

La interfaz desarrollada en este trabajo de grado satisface los requerimientos exigidos por el personal de APH y es lo suficientemente amigable con el usuario para hacer un monitoreo del estado del paciente, además de permitir la entrada de información del evento.

Este trabajo de grado ofrece el diseño de un sistema de Bioinstrumentación, el cual permite la monitorización de los signos vitales de un paciente y su posterior envío a una unidad portátil, apoyándose en protocolos inalámbricos de comunicación

6 RECOMENDACIONES

Este es un trabajo que vale la pena desarrollar en un futuro debido a que los dispositivos no solo se pueden aplicar en ambulancias o en víctimas de accidentes automovilísticos sino también en la población geriátrica, ya que en un futuro sería posible modificarlos para que envíen los datos del paciente, ante la presencia de un evento relevante, a un computador u otro dispositivo personal para que posteriormente sean redirigidos a un especialista mediante el uso de la red GSM o Wi-Fi. Esto permite monitorear a estos pacientes desde su hogar, evitando que se ocupen recursos valiosos en un hospital como son el tiempo del personal teniendo que ir a revisar los signos vitales del paciente o como son también las camas que pueden ser usadas para tratar a otros pacientes.

Algo adicional debe hacerse respecto al ruido pero sin haber establecido una causa específica más pruebas desde la configuración del módulo front-end son necesarias antes de proceder con una solución.

Protocolos más robustos como el GSM podrían darle más alcance al trabajo pero requieren de mucho más tiempo para ser apropiadamente configurados y adaptados a las peticiones del personal de APH.

Las aplicaciones de este proyecto no sólo abarcan la implementación en ambulancias, el monitoreo de pacientes geriátricos y personas con enfermedades crónicas del corazón o personas que deban ser monitoreadas en su hogar pueden encontrar ventaja en este tipo de desarrollo.

7 BIBLIOGRAFÍA

- American Telemedicine Association. (s.f.). Telemedicine/Telehealth Terminology. *Telemedicine Technology Summit* .
- American Telemedicine Association. (2012). *Telemedicine/Telehealth Terminology*. Recuperado el 15 de 08 de 2012, de American Telemedicine Association: <http://www.americantelemed.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3333>
- Ayyaswamy, A. (2009). "*Design of a Wearable Wireless Electrocardiograph (Quick Doc)*". Recuperado el 08 de 10 de 2012, de EE 4BI6 Electrical Engineering. Paper 2 : <http://digitalcommons.mcmaster.ca/ee4bi6/2>
- Belgacem, N., & Bereksi-Reguig, F. (2011). Bluetooth Portable Device for ECG and Patient Motion Monitoring. *Nature and Technology* , 19-23.
- Bell, et al. (2010). *The Wireless ECG Device*. Recuperado el 15 de 09 de 2012, de Duke BME, Department of Biomedical Engineering, Pratt School of Engineering, Duke University: http://bme227.pratt.duke.edu/downloads/S09/WiDAP_Proposal.pdf
- BOBBIE, P. O., ARIF, C. Z., CHAUDHARI, H., & PUJARI, S. (2005). *Transmission, Electrocardiogram (EKG) Data Acquisition and Wireless*. Marietta.
- C.Rodriguez, Borromeo, S., Prieta, R. d., Hernández, J., & N.Malpica. (2005). Wireless ECG based on Bluetooth protocol: design and implementation.
- Casado, N., & González, S. (2010). *Técnicas en AP: Pulsioximetría*. Recuperado el 05 de 10 de 2012, de Fistera: <http://www.fistera.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>
- Dexter Research Inc. (2011). Temperature Sensor Module Product Information. En *8674 Rev C* (págs. 16,35,39). Michigan.
- Digi. (2012). *Zigbee*. Recuperado el 26 de 03 de 2012, de digi.com: <http://www.digi.com/technology/rf-articles/wireless-zigbee>
- Dugdale, D. (28 de 02 de 2012). *Electrocardiography* . Recuperado el 25 de 03 de 2012, de Medline Plus: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003868.htm>
- Electrocardiograph: Precordial Leads Explained*. (2010). Recuperado el 25 de 03 de 2012, de electrocardiograph.org: <http://www.electrocardiograph.org/>
- ETSI. (2011). *European Telecommunications Standards Institute* . Recuperado el 5 de 10 de 2012, de Etsi.org: <http://www.etsi.org/WebSite/Technologies/gsm.aspx>
- Guillen, J. M., Millet, D. J., & Cebrian, A. (2001). DESIGN OF A PROTOTYPE FOR DYNAMIC ELECTROCARDIOGRAPHY MONITORING USING GSM TECHNOLOGY: GSM-HOLTER. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Istanbul, Turkey.

ICUcare, L. (2010). *What is telemedicine?* Recuperado el 20 de 09 de 2012, de ICUcare LLC: <http://www.icucare.com/>

Kelly, G. (2006). Body Temperature Variability (Part 1): A Review of the History of Body Temperature and its Variability Due to Site Selection, Biological Rhythms, Fitness, and Aging. *Alternative Medicine Review* , 11 (4), 278-293.

Kelly, G. (2007). Body Temperature Variability (Part 2): Masking Influences of Body Temperature Variability and a Review of Body Temperature Variability in Disease. *Alternative Medicine Review* , 12 (1), 49-62.

Khan, H. M. (2002). *Wireless ECG Volume II*. Australia, Queensland.

Kyriacou, E., Pavlopoulos, S., Berler, A., Neophytou, M., Bourka, A., Georgoulas, A., y otros. (24 de 03 de 2003). *Biomedical Engineering Online*. Recuperado el 08 de 10 de 2012, de Biomedical Engineering Online.

Longo, et al. (2011). *Harrison's Principles of Internal Medicine* (18 ed., Vol. 1). Mc Graw Hill.

M., H. C. (1997). *Fisiología respiratoria. Conceptos básicos. Iniciación a la respiración mecánica*. Barcelona : Edika-Med .

Malmivuo, j. (1995). *Lead ECG System*. Recuperado el 25 de 03 de 2012, de bem.fi: <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>

Medlab GMBH. (2012). *Pulse Oximeter OEM Board EG00352 Technical Manual*. Karlsruhe.

Medlab. (25 de 10 de 2012). *Pulse Oximetry*. Recuperado el 2012 de 10 de 28, de Medlab-GMBH: http://www.medlab-gmbh.de/english/downloads/eg00352_26_poximeter.pdf

Ministerio de la Protección Social. (2005). *Guías Básicas de Atención Médica Prehospitalaria* (1 ed.). Bogota D.C., Colombia: Imprenta Nacional de Colombia.

Ministerio de la Protección Social. (2009). *Guías para Manejo de Urgencias* (3 ed., Vol. 1). (L. F. Serna Correa, Ed.) Bogota D.C., Colombia: Imprenta Nacional de Colombia.

Ospina, A. (20 de 02 de 2012). Problemas APH. (L. Cardeño, D. Lagos, Y. Montagut, & R. Torres, Entrevistadores)

Parekh, D. (2010). Designing Heart Rate, Blood Pressure and Body Temperature Sensors for Mobile On-Call System. *Electrical engineering Biomedical Capstones* , 1-37.

Profesores APH Universidad CES. (20 de 02 de 2012). Problemas APH. (L. Cardeño, D. Lagos, Y. Montagut, & R. Torres, Entrevistadores)

Resolución 1043. (03 de 04 de 2006). Manual único de estándares y verificación. *Anexo Técnico No.1 de la N° 1043 DE ABRIL 3 DE 2006* .

Robinson, et al. (2005). Accuracy of parents in measuring body temperature with a tympanic thermometer. *BMC Family Practice* , 6 (3).

Rodríguez H, C. E. (01 de 08 de 2007). *Atención Prehospitalaria de Urgencias*. Recuperado el 26 de 02 de 2012, de aibarra: <http://www.aibarra.org/Guias/1-18.htm>

Roving Networks. (15 de 10 de 2012). *RN-41/RN-41-N Class 1 Bluetooth Module*. Recuperado el 7 de 10 de 2012, de Roving Networks: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/rn-41-ds-v3.41r.pdf>

Sadek, S., Khalil, M., Merheb, S., Houssein, K., & Sayed, M. (2011). REAL-TIME ECG TRANSMISSION FROM MULTI-PATIENT TOWARD MULTI-PHYSICIAN USING WIRELESS COMMUNICATIONS TECHNOLOGIES. *Little Lion Scientific R & D* , 98-102.

Tay, F. E., Guo, D., Xu, L., Nyan, M. N., & Yap, K. (2009). MEMSWear-biomonitoring system for remote vital signs monitoring. *Journal of The Franklin Institute* (346), 531-542.

Texas Instruments . (2010). *ECG Implementation on the TMS320C5515 DSP Medical Development Kit (MDK)* . Dallas: .

Texas Instruments. (2011). *Low-Power, 2-Channel, 16-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements*. Dallas.

Vorvick, L. (28 de 02 de 2012). *Medición de la temperatura*. Recuperado el 25 de 03 de 2012, de Medline plus: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003400.htm>

ANEXOS

ANEXO 1: CÓDIGO EN C PARA LA PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO ADS1192

```
#INCLUDE <16F877A.H>

#FUSES XT,NOWDT,NOBROWNOUT,NOLVP

#USE delay(clock=4000000)

#USE rs232(baud=9600, parity=N, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7, bits=8)

#DEFINE SS PIN_A5

#DEFINE SCK PIN_C3

#DEFINE SDI PIN_C4

#DEFINE SDO PIN_C5

#DEFINE START PIN_B1

#DEFINE RESET PIN_B2

#DEFINE CLKSEL PIN_B4

#DEFINE DRDY PIN_B5

voidmain()

{

set_tris_b(0x20);

int data;

data=64;

setup_spi(SPI_MASTER | SPI_H_TO_L | SPI_CLK_DIV_16);

output_high(SS);

output_high(RESET);

delay_ms(30);

output_low(RESET);

delay_us(10);
```

```
output_high(RESET);
delay_us(40);
output_high(CLKSEL);
delay_us(40);
delay_ms(1000);
output_low(RESET);
delay_us(10);
output_high(RESET);
delay_us(40);
output_low(SS);
spi_write(0x11);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_low(SS);
spi_write(0x42);
spi_write(0x00);
spi_write(0xA0);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_low(SS);
spi_write(0x41);
spi_write(0x01);
spi_write(0x00);
spi_write(0x01);
output_high(SS);
delay_ms(10);
```

```
output_low(SS);
spi_write(0x45);
spi_write(0x00);
spi_write(0x80);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_low(SS);
spi_write(0x46);
spi_write(0x01);
spi_write(0x02);
spi_write(0x03);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_low(SS);
spi_write(0x49);
spi_write(0x00);
spi_write(0x02);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_low(SS);
spi_write(0x4A);
spi_write(0x00);
spi_write(0x02);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_low(SS);
```

```
spi_write(0x4B);
spi_write(0x01);
spi_write(0x04);
spi_write(0x00);
output_high(SS);
delay_ms(10);
output_high(START);
delay_ms(10);
while(1)
{
output_low(SS);
spi_write(0x12);
if (spi_data_is_in())
{
data = spi_read();
output_high(SS);
putc(data);
}
}
}
```

**ANEXO 2: CODIGO EN C PARA EL PROTOCOLO 1 DE TRANSMISIÓN SERIAL
PARA LA DECODIFICACION DE LA INFORMACIÓN ENTREGADA POR EL
EG00352**

```
voiddecode_data(void)
{
while (!(val = getccb()) & 0x80); /* waitforsync bit */
if (val& 0x40)
printf("!Puls!"); /* pulstrigger active */
y = getccb(); /* getplethysmogramsample */
val = getccb(); /* get pulse bar sample */
puls_hbit = (val& 0x80)?1:0; /* store bit 7 of pulse */
bar_graph = val& 0x0F; /* storebar_graphvalue */
printf("Puls %03u",0x80*puls_hbit + getccb());
/* print pulse */
printf("SpO2 %03u",getccb()); /* print spo2 */
}
```

(Medlab GMBH, 2012)

**ANEXO 3: CODIGO EN C PARA EL PROTOCOLO 2 DE TRANSMISION SERIAL
PARA DECODIFICACION DE LA INFORMACIÓN ENTREGADA POR EL EG00352
SUMINISTRADO POR MEDLAB**

```
/* getccb() returnsthenext serial valuefrom a queuethatgetsfilledduringthePC's serial
interrupt */

while (1)

{

if ((val=getccb()) == 0xF8)

{

while((val=getccb()) < 0xF0)

{

/* here "val" alwayscontains a new plethysmogransample */
/* processitacccordingtoyourneeds ..... */

}

}

switch(val) /* now val contains a markerthatmeansthatthenext byte is a specialvalue */

{

case 0xF9:

printf("%02u",getccb()); /* print SpO2 */

break;

case 0xFA:

printf("%03u",(unsignedchar)getccb()); /* print pulse */

break;

case 0xFB:

switch(getccb())

{

case 0: gotoxy(20,23);

printf(" OK ! "); /* printmessages */
```

```

break;

case 1: gotoxy(20,23);
printf(" No sensor connected ! ");
break;

case 2: gotoxy(20,23);
printf(" No finger in probe ! ");
break;

case 3: gotoxy(20,23);
printf(" Lowperfusion ! ");
break;
}
break;

case 0xFC:
val = getch();
printf("%02u",getch()); /* printsignalstrength */
break;
}
}

data byte data *rcvptr;

data byte Oxval;

data byte Oxgraph;

data byte Oxpuls;

data byte Oxinfo;

data byte Oxqual;

data bit Tbit;

data byte Serval;

```

```

voidserial_int() interrupt 4 using 2
{
if (TI) /* transmitterint ? */
{
TI = 0;
Tbit = TRUE;
return; /* nothingto do */
}
RI = 0; /* elsemust be receiver int */
Serval = SBUF; /* getvaluefrom serial buffer register */
if (Serval > 0xF5) /* isit a code ? */
{
switch (Serval) /* yes */
{
case 0xF8: rcvptr = &Oxgraph; /* next time getox curve */
return;
case 0xF9: rcvptr = &Oxval; /* next byte isgetoxvalue */
return;
case 0xFA: rcvptr = &Oxpuls; /* next byte ispulsvalue */
return;
case 0xFB: rcvptr = &Oxinfo; /* next byte isoxinfo */
return;
case 0xFC: rcvptr = &Oxqual; /* next byte isqualityinformation */
return;
default : return;
}
}

```



```
}  
else  
*rcvptr = Serval; /* byte is no code, so storeitwhere pointer points */  
}  
return;  
}
```

(Medlab GMBH, 2012)




ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA

ACTA DE EVALUACIÓN FINAL DE TRABAJO DE GRADO

Fecha: (dd/mm/aa)	16 / 11 / 2012								
Nombre del proyecto:	Sistema de bioinstrumentación para una ambulancia básica								
Director del proyecto:	Yeison Javier Montagut Ferizzola								
<table border="1"><tr><td>Nombre del estudiante</td><td>Programa académico</td></tr><tr><td>Lukas Cardeño Calle</td><td>Ingeniería Biomédica</td></tr><tr><td>Juan David Lagos Rodríguez</td><td>Ingeniería Biomédica</td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr></table>		Nombre del estudiante	Programa académico	Lukas Cardeño Calle	Ingeniería Biomédica	Juan David Lagos Rodríguez	Ingeniería Biomédica		
Nombre del estudiante	Programa académico								
Lukas Cardeño Calle	Ingeniería Biomédica								
Juan David Lagos Rodríguez	Ingeniería Biomédica								
Nombre del Jurado:									
Evaluación del proyecto: Espacio exclusivo para jurado									
<input type="checkbox"/> No aprobado <input checked="" type="checkbox"/> Aprobado sin mención									
<input type="checkbox"/> con Mención Pública <input type="checkbox"/> con Mención honorífica <input type="checkbox"/> Trabajo laureado									
Justificación del reconocimiento: (Artículo 28 del Acuerdo 11: "El director del Programa presentará el acta final de evaluación al Consejo Académico, donde consta la solicitud de mención especial debidamente justificada y el Consejo determinará si se otorga o no"). <u>La justificación debe tener mínimo 500 palabras.</u>									



DIRECTOR DEL PROGRAMA



DIRECTOR DEL TRABAJO DE GRADO

JURADO (Si lo hubo)