

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN INSTRUMENTO DE MONITOREO DE SEÑALES
FISIOLÓGICAS Y ALARMA PARA PILOTOS DE AERONAVES NO PRESURIZADAS

JUAN ALEXANDER MENDEZ VELOZA
DAVID ALFONSO RENTERIA RENTERIA

UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C

2007

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN INSTRUMENTO DE MONITOREO DE SEÑALES
FISIOLÓGICAS Y ALARMA PARA PILOTOS DE AERONAVES NO PRESURIZADAS

JUAN ALEXANDER MENDEZ VELOZA
DAVID ALFONSO RENTERIA RENTERIA

Trabajo de grado para optar al título de ingeniero electrónico

Tutores

ING. OSCAR BUSTAMANTE

ING. JULIAN CAMARGO

UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C

2007

Nota de aceptación:

Firma del presidente del Jurado

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Bogotá, 2 de Noviembre de 2007

AGRADECIMIENTOS

Queremos primordialmente dedicarle y agradecerles la consecución de este proyecto a nuestros padres LUZ MARINA VELOZA RAMOS, CATALINA RENTERIA LUNA, CARMEN TITA RENTERIA LUNA y a JUAN MANUEL MENDEZ RODRIGUEZ, quien nos relaciono con el área de aviónica de Antinarcóticos de la Policía Nacional Área de Aviación GUAYMARAL, también por su apoyo durante la carrera tanto anímico y económico, ya que sin la ayuda de ellos no habríamos podido realizar el sueño de ser profesionales.

También agradecer a los ingenieros OSCAR BUSTAMANTE MUÑOZ y JULIAN CAMARGO por su orientación y recomendaciones para la realización de este prototipo. Asimismo agradecerle al señor Teniente Coronel LUIS FERNANDO BURGOS GUZMAN Jefe Área de Aviación Policial por permitirnos ejecutar las diferentes pruebas para llegar al modelo final.

TABLA DE CONTENIDO

	PAG
INTRODUCCION	12
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
1.1 ANTECEDENTES	14
1.1.1 Instrumentos de Medición de Saturación de Oxígeno	16
1.2 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	17
1.2.1 Descripción	17
1.2.2 Formulación del problema	17
1.3 JUSTIFICACIÓN	18
1.4 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	19
1.4.1 Objetivo General	19
1.4.2 Objetivos Específicos	19
1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES	20
1.5.1 Alcances	20
1.5.2 Limitaciones	20
2 MARCO DE REFERENCIA	21
2.1 MARCO CONCEPTUAL	21
2.2 MARCO LEGAL O NORMATIVO	23
2.3 MARCO TEÓRICO	28
2.4 Oximetría	29
2.4.1 Funcionamiento del Oxímetro	30
2.4.2 Qué es el Oxímetro	30
2.4.3 Cómo Funciona el Oxímetro	30
2.4.4 Interpretación Clínica	33
2.4.5 Indicaciones	35
2.4.6 Limitaciones y Causas de Error	36

2.4.7	Ventajas respecto a la Gasometría	37
2.4.8	Desventajas con Respecto a la Gasometría	38
2.5	Oxígeno y Hemoglobina	38
2.6	Ley de BEER-LAMBERT	39
2.7	El Sistema Respiratorio y la Circulación Sanguínea	40
2.7.1	Circulación menor o pulmonar	41
2.7.2	Circulación mayor o sistémica	41
2.7.3	Composición y Funciones de la Sangre	42
2.8	Aceleraciones	43
2.8.1	Primera Ley	43
2.8.2	Segunda Ley	43
2.8.3	Tercera Ley	43
2.8.4	Física y Efectos Hemodinámicos de la Aceleración	44
2.8.5	Aceleración lineal	44
2.8.6	Aceleración radial	44
2.8.7	Aceleración angular	45
2.8.8	Factores que Intervienen en los Efectos de las Aceleraciones	45
2.8.8.1	Magnitud o Intensidad	45
2.8.8.2	Duración	45
2.8.8.3	La velocidad de comienzo	45
2.8.8.4	Dirección	46
2.8.9	Clasificación de las Aceleraciones	46
2.8.9.1	Aceleraciones Longitudinales Positivas (+Gz)	46
2.8.9.2	Aceleraciones Longitudinales Negativas (-Gz)	46
2.8.9.3	Aceleraciones Longitudinales Positivas (+Gz)	46
2.8.9.4	Aceleraciones Transversales Positivas (+Gx)	46
2.8.9.5	Aceleraciones Transversales Negativas (-Gz)	46
2.8.9.6	Aceleraciones Laterales Positivas y Negativas (\pm Gz)	47
2.8.10	Efectos de las Aceleraciones (+Gz)	48

2.8.10.1	Efectos Generales	48
2.8.10.2	Efectos Cardiocirculatorios	48
2.8.10.3	Efectos Neurológicos	48
2.8.10.4	Efectos Pulmonares	48
2.8.11	Efectos de las Aceleraciones (-Gz)	49
2.9	Ventilación alveolar y Control de la respiración	49
2.9.1	Mecánica respiratoria	49
2.9.2	Utilización del oxígeno	49
2.9.3	Expulsión de anhídrido carbónico	50
2.9.4	Control de la respiración	50
2.10	Hipoxia	50
2.10.1	Tipos de Hipoxia	51
2.10.1.1	Hipoxia hipoxica	52
2.10.1.2	Hipoxia anémica	52
2.10.1.3	Hipoxia por estancamiento	52
2.10.1.4	Hipoxia histotóxica	52
2.10.2	Tratamiento y Prevención de la Hipoxia	53
2.11	Tiempo Útil de Conciencia (TUC)	54
2.12	Síntomas de la deficiencia de Oxígeno y su tratamiento	55
2.13	Hiperventilación	57
2.13.1	Causas de Hiperventilación	58
2.14	Sensores Ópticos	58
2.14.1	Descripción	58
2.14.2	Como funcionan	58
3	METODOLOGIA	60
3.1	ENFOQUE DE LA INVESTIGACION	60
3.2	LINEA DE INVESTIGACION SUB-LINEA Y CAMPO TEMATICO	60
3.3	TECNICAS DE RECOLECCION DE INFORMACION	61
3.4	HIPOTESIS	61

3.5 VARIABLES	62
3.5.1 Variables Independientes	62
3.5.2 Variables Dependientes	62
4 DESARROLLO INGENIERIL	63
5 PRESENTACION Y ANALISIS DE RESULTADOS	84
CONCLUSIONES	88
BIBLIOGRAFIAS	89
ANEXOS	

LISTA DE TABLAS

	PAG
Tabla 1 Relación entre saturación de O ₂ y PaO ₂	33
Tabla 2 Actuación según porcentaje de saturación	34
Tabla 3 Tipos de hipoxia	51
Tabla 4 Síntomas y signos de hipoxia	56
Tabla 5 Tiempo útil de conciencia	57
Tabla 6 SCI Baud Rate Prescaling	79
Tabla 7 SCI Baud Rate Selection	79
Tabla 8 SCI Baud Rate Ejemplos de Selección	79
Tabla 9 Mapa de memoria	80
Tabla 10 Ejemplo del orden del altitude reporter.	82

LISTA DE FIGURAS

	PAG
Figura 1 Transductor	31
Figura 2 Curva de disociación de la oxihemoglobina	32
Figura 3 La circulación	40
Figura 4 Representación de las aceleraciones	47
Figura 5 Diagrama básico de un sensor	58
Figura 6 Diagrama de bloques	63
Figura 7 Dibujo de la tarjeta NONIM	65
Figura 8 SCI Baud Rate Register (SCBR)	78
Figura 9 Presentación del programa de descarga de datos	74
Figura 10 Configuración del puerto para Excel.	77
Figura 11 Circuito de la tarjeta de procesamiento	80
Figura 12 Plano de potencia	81
Figura 13 Prueba 1 descarga de datos	85
Figura 13 Prueba 2 descarga de datos	86
Figura 13 Prueba 3 descarga de datos	87

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A

ANEXO B

ANEXO C

ANEXO D

INTRODUCCION

Este proyecto tiene su origen en una necesidad que plantea medicina de aviación en cuanto a la supervisión médica de los pilotos en estado de vuelo.

A raíz que los instrumentos que se encuentran en la cabina sirven para indicar los diferentes parámetros de la aeronave como son el estado de los motores y combustible, estados externos, entre otros; cuando lo importante es el comportamiento fisiológico de los pilotos quienes son los encargados de verificar, corregir y trabajar sobre los diferentes sistemas de las aeronaves.

Por motivo a las alteraciones fisiológicas del ser humano cuando es sometido a los efectos de cambio de altura, aceleraciones y desaceleraciones, variación de la presión atmosférica y en general a todos los cambios en los diferentes ambientes aeronáuticos; es posible "según medicina de aviación", que se puedan presentar los accidentes aéreos debido a la falta de dispositivos encargados de supervisar el comportamiento fisiológico humano de los pilotos en sus diferentes tareas aéreas, conllevando a fallas humanas por reacciones tardías en los procedimientos operacionales.

Con la realización de este proyecto se busca monitorear, almacenar y advertir al piloto con alarmas visuales y sonoras de precaución sobre el desempeño de algunas actividades vitales de forma continua (midiendo señales eléctricas de variables fisiológicas), como lo es la saturación de oxígeno como parámetro fundamental en el funcionamiento humano, de esta manera se puede monitorear los problemas que puedan estar afectando al piloto en las operaciones de vuelo además que se pueda tener un registro estadístico del comportamiento fisiológico para aplicaciones de medicina de aviación.

El monitoreo fisiológico equilibrado y el control de la tripulación de las aeronaves son la clave en la seguridad de vuelo, este sistema brinda un soporte ideal para las diferentes operaciones de vuelo contribuyendo a medicina de aviación en monitoreo médico continuo al igual que se puede disminuir el índice de accidentalidad aérea por factor humano. Por otro lado se puede ingresar en el mercado de la Ingeniería Electrónica aplicada en la Bioingeniería y Aeronáutica.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 ANTECEDENTES

El deseo del ser humano de imitar a las aves en su vuelo, siendo una criatura terrestre, originó la necesidad de diseñar y proveer medidas y sistemas de apoyo para su adaptación y sobrevivencia en la atmósfera superior y en el espacio exterior; ello constituyó el nacimiento de la Medicina Aeroespacial.

Los especialistas en medicina de la aviación estudian las reacciones del ser humano en los viajes en avión. Asimismo seleccionan a los aspirantes a pilotos, mantienen a las tripulaciones en óptimas condiciones y cooperan con los ingenieros aeronáuticos en el desarrollo de aviones más seguros.

Los primeros estudios médicos aéreos nacen en el siglo XVIII, con las investigaciones fisiológicas de los primeros pilotos de aeróstatos, algunos de los cuales eran médicos. En 1784, un año después del primer vuelo en globo, un médico de Boston, John Jeffries, hace el primer análisis de la composición del aire en la altura. La presión barométrica del médico francés Paúl Bert, publicada en 1878, fue el primer tratado de la especialidad, y describía los efectos que se producen en el cuerpo humano debido a las variaciones en la presión atmosférica y en la composición del aire.

En 1894 el fisiólogo vienés Herman Von Schrötter diseñó una máscara de oxígeno con la que el meteorólogo Artur Berson consiguió un récord de altitud de 9.150 m. La llegada de los aviones hizo establecer las primeras normas para los pilotos militares en 1912. El traje presurizado fue diseñado por el piloto estadounidense Wiley Post en 1934, y el traje anti gravedad por el británico W. R. Franks en 1942.

El cirujano estadounidense John Stapp perfeccionó los sistemas de anclaje del piloto con los que el 10 de diciembre 1954 consiguió una deceleración de 200 m/s en 1 segundo.

Los especialistas en medicina del espacio también llamada bioastronáutica, estudian los factores humanos implicados en los vuelos extra-atmosféricos. La mayoría de los peligros (aceleraciones, deceleraciones, necesidad de atmósfera artificial, ruido, vibración) son similares a los de los vuelos atmosféricos y se pueden evitar de modo similar, pero existen dos problemas adicionales: la ingravidez y las radiaciones ionizantes.

Las primeras informaciones sobre el comportamiento humano durante los vuelos espaciales fueron recogidas en Alemania en la década de los años cuarenta bajo la dirección de Hubertus Strughold. Tanto en Estados Unidos como en la antigua URSS se comenzaron a realizar experimentos con animales desde 1948. En 1957 los rusos pusieron en órbita a un perro, y los estadounidenses a un mono en 1958; ambos experimentos sugirieron que existían pocos riesgos biológicos. Esta suposición se confirmó cuando comenzaron los vuelos espaciales tripulados por humanos, cuyo pionero fue Yuri Gagarin, el 12 de abril de 1961.

En 1985, se estudiaron en el Challenger estos efectos en ratas y monos. Tras el vuelo, se apreció además de la pérdida ósea y muscular esperada, una disminución en la producción de la hormona del crecimiento.

Estos hallazgos ahora se tienen en cuenta cuando se diseñan las actividades de las tripulaciones y sus atareadas jornadas, en las cuales se incluyen periodos de ejercicio para mantener el tono muscular. Los organigramas de las estaciones espaciales permanentes incluyen reemplazos periódicos de las tripulaciones para no someter a los astronautas a situaciones indefinidas de ingravidez.

En abril de 1998, una misión de la NASA, denominada Neurolab, estuvo destinada al estudio del comportamiento del sistema nervioso en condiciones de microgravedad. La misión estaba dedicada en especial al científico español Santiago Ramón y Cajal, premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1906. En el momento se han desarrollado dispositivos portátiles que únicamente monitorean la saturación de oxígeno y se pueden usar en vehículos, es decir, es un equipo opcional que monitorea más no da información al sistema de alarmas de las aeronaves; que es lo que se pretende desarrollar.

1.1.1 Instrumentos de Medición de Saturación de Oxígeno.

En la pontificia universidad javeriana se han realizado dos proyectos para monitoreo de signos vitales; el primero se titula “Sistema Prototipo De Control De Oxígeno Para Helicópteros Modelo Iraquois (UH1H)” este prototipo sensa la saturación de oxígeno de los usuarios mediante la utilización de pulso oxímetros que son simulados y envía los datos al microcontrolador el cual se encarga de activar una válvula de apertura para el oxígeno y mantener estable el nivel de los tripulantes.

El segundo “sistema prototipo de telemonitoreo para pacientes, usando tecnologías inalámbricas semimóviles de comunicación” el proyecto realizado toma signos vitales como son la saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca, se implementó un sistema de monitoreo remoto constituido por tres bloques principales, La idea principal es capturar los datos del equipo médico que se conecta al paciente que se encuentra bajo monitoreo y esta ubicado en su hogar (lugar remoto), transportar dichos datos mediante un sistema de comunicaciones y procesarlos, almacenarlos y organizarlos en un sistema central (Servidor Central).

El sistema central cuenta con una conexión hacia Internet que le permite al médico, la creación de historias clínicas, configuración de toma de horarios de muestras, configuración del tipo de suministro de oxígeno y la consulta por medio de tablas y gráficas de los datos de monitoreo de su paciente. Cada uno de los pacientes ubicados en diversos lugares remotos, cuenta con el monitoreo de las mediciones que efectúen los equipos médicos que los están censando, de acuerdo a un horario específico configurado por el médico. A estas horas específicas, se tomarán las mediciones que actualizarán la base de datos del servidor central, permitiendo así la consulta de dichas muestras por clientes Web autorizados (médico especialista encargado).

1.2 DESCRIPCION Y FORMULACION DEL PROBLEMA

1.2.1 Descripción. Debido a las diferentes operaciones aéreas que se realizan en topografías variadas, con cadenas montañosas bastante altas en nuestro país y en el mundo en general, asociado con el problema que la mayoría de estas aeronaves (helicópteros) no son presurizadas restringe el techo de operación por la insuficiencia de oxígeno, gas fundamental por ser la fuente primaria que usa el cuerpo humano para su funcionamiento.

1.2.2 Formulación del problema. ¿Cómo implementar un instrumento para monitorear y registrar el comportamiento fisiológico de los pilotos en operaciones de vuelo sin alterar sus condiciones de salud y espacio de trabajo?

1.3 JUSTIFICACIÓN

La razón primordial por la cual se requiere diseñar e implementar un sistema de monitoreo de las señales fisiológicas en los pilotos de aeronaves es por causa de la altura de operación (10.000 ft) que pueden ocasionar fallas humanas en los incidentes y accidentes aéreos.

El aporte de oxígeno es uno de los factores críticos durante el vuelo, pues en el cuerpo humano la única reserva de oxígeno es el almacenado en la sangre. El cerebro soporta cuatro minutos sin oxígeno antes de iniciarse la muerte neuronal masiva, los parámetros que se deben tener en cuenta son los relacionados con: el aporte de oxígeno en el cuerpo humano, las enfermedades y alteraciones por cambios de altitud, la hipoxia, la embolia gaseosa y el mareo en vuelo debido a cambio en variables fisiológicas directamente relacionadas con las operaciones aéreas.

Aunque los pilotos son seleccionados y entrenados para esta tarea el instrumento propuesto busca dar un nivel mas de seguridad y prevención proporcionando datos del piloto y alarmas de precaución a nivel de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca; de tal forma que se pueda obtener una mayor efectividad en las operaciones aéreas por parte del personal que trabaja en estas y también para las personas que utilizan este medio de transporte.

Por esto la creación de un dispositivo de monitorización y prevención al piloto seria de una gran ayuda para mantener al piloto informado sobre su estado fisiológico y así ayudar a prevenir que sufra los problemas de la altura como son el simple mareo en vuelo hasta la hipoxia por causa de la falta de oxígeno y se pueda prevenir un accidente aéreo por la falta de presurización de la nave y las vastas alturas de vuelo a las que se somete el funcionamiento del cuerpo del piloto y la tripulación.

1.4 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACION

1.4.1 Objetivo General

Diseñar e implementar un instrumento para la monitorización y alarma de las señales fisiológicas de los pilotos en aeronaves no presurizadas.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Especificar las señales fisiológicas del cuerpo que se usarán para el diseño del instrumento.
- Seleccionar los dispositivos coherentes para el diseño del instrumento.
- Desarrollar el software para la interpretación de las señales y la visualización.
- Desarrollar las pruebas y correcciones del dispositivo para garantizar su óptimo funcionamiento.

1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES

1.5.1 Alcances

El prototipo será capaz de medir el nivel de oxígeno y frecuencia cardíaca del piloto en operaciones de vuelo para los diferentes helicópteros que no tienen cabina de presurización y mantendrá informado al piloto sobre su estado de oxígeno corporal por medio de una pantalla LCD y le proporcionará una alarma visual y audible en caso de que su nivel de oxígeno varíe por debajo del límite asignado que es 85%.

El dispositivo almacenará los datos en la memoria del microcontrolador para después descargarlos al computador y así el médico pueda tener un registro de las evaluaciones a los pilotos.

1.5.2 Limitaciones

El instrumento no tendrá la capacidad de tomar funciones sobre el piloto o la aeronave ni activar ningún equipo o control sobre esta; únicamente será un dispositivo de alerta para el piloto y de utilización para medicina de aviación, para pruebas en los pilotos.

El instrumento podrá ser conectado en aeronaves que tengan una conexión para equipos adicionales con voltaje de 28VDC.

El instrumento está programado para visualizar la altura de la aeronave de acuerdo al código del equipo Altitude Reporter AK-350.

2. MARCO DE REFERENCIA

2.1 MARCO CONCEPTUAL

Instrumentación: Organización de dispositivos electrónicos que monitorean y miden variables y parámetros del proceso particular, convirtiendo estos datos en señales eléctricas analógicas que procesan, para ser almacenados o mostrados.

Presurización: es proveer una fuente adecuada de oxígeno a la cabina para la comodidad de la tripulación, esto resulta necesario por que los aviones y helicópteros vuelan frecuentemente a alturas donde no existe suficiente oxígeno que pueda soportar el ser humano.¹

Hipoxia: La hipoxia es un trastorno en el cual el cuerpo por completo (hipoxia generalizada), o una región del cuerpo (hipoxia de tejido), se ve privado del suministro adecuado de oxígeno. La hipoxia es generalmente asociada con alturas, donde se llama "Mal de montaña".

Los síntomas de la hipoxia generalizada dependen de la severidad y la velocidad de ataque. Estos incluyen dolores de cabeza, fatiga, náusea, inestabilidad, y a veces incluso ataques y coma. La hipoxia severa induce una decoloración azul de la piel (las células sanguíneas desoxigenadas pierden su color rojo y se tornan color azul o rojo oscuro).²

¹ FLIGHT SAFETY, Maintenance Training Manual King Air 300. Wichita, Kansas: Beechcraft Service Publication, 1993. P.13

² WIKIPEDIA , Hipoxia, disponible en internet, <http://es.wikipedia.org/wiki/Hipoxia> , visitada 29 Abr. 07, 9:00pm

Saturación de oxígeno: Es la cantidad de oxígeno transportada a través de la sangre.

Proceso: Es un conjunto de equipos o dispositivos, ya sean mecánicos, eléctricos, físicos, químicos, térmicos, o de cualquier otra índole, dispuestos sistemáticamente, de tal modo que puedan realizar las operaciones necesarias con el fin de lograr un determinado objetivo.

Presión atmosférica: Es la presión que ejerce la atmósfera sobre los cuerpos, y que varía de acuerdo a la altitud del lugar donde se mida. A nivel de mar se considera una presión atmosférica de 1 atmósfera (1 bar).

Fisiológico: El entrenamiento fisiológico constituye uno de los pilares básicos de la medicina aeronáutica siendo un medio para enseñar a las tripulaciones aéreas los problemas desde un punto de vista medioambiental pueden poner en serio riesgo su vida, en su interrelación con el medio inmediato que les rodea, y en base a los elementos de protección de que disponen para contrarrestarlos (equipos de soporte de vida personales y de la propia nave).

Monitorear: Al monitorear el ritmo cardíaco, la simple observación de que tanto más duro estamos entrenando, nos lleva a dar a nuestros latidos el uso correcto. Los atletas profesionales y los amateurs por igual han confiado por décadas en la información provista por su monitor de ritmo cardíaco por las siguientes razones:

1. Un monitor de ritmo cardíaco es como un cuenta vueltas, dando una precisa medida de la intensidad del ejercicio.
2. Entrenar a su propio ritmo ideal es posible con un monitor de ritmo cardíaco.
3. La medición directa del ritmo cardíaco durante el ejercicio es la manera más precisa de graduar la performance.

4. Los progresos pueden ser medidos y monitoreados, incrementando la motivación.
5. Maximizan los beneficios del ejercicio en un limitado período de tiempo.
6. Introducen una observación objetiva. ¿Está usted en el camino correcto? ¿está progresando?
7. Son una herramienta para regular la frecuencia y la intensidad del trabajo.
8. Por el feedback inmediato que provee, el monitoreo del ritmo cardíaco es nuestro socio ideal en los entrenamientos.

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

Como funciona; El color de la sangre varía dependiendo de lo saturada de oxígeno que se encuentre, debido a las propiedades ópticas del grupo hemo de la molécula de hemoglobina. Cuando la molécula de hemoglobina libera oxígeno pierde su color rosado, adquiriendo un tono más azulado y deja pasar menos la luz roja.

2.2 MARCO LEGAL O NORMATIVO

ISO 9919:2005 especifica los requisitos particulares para la seguridad básica y ejecución esencial del pulso oxímetro equipo destinado a ser utilizado en seres humanos. Esto incluye cualquier parte necesaria para el uso normal, por ejemplo el pulso oxímetro monitor, sonda del pulso oxímetro, sonda extensor de cable.

Estos requisitos se aplican también a equipos pulso oxímetro, incluido monitores de pulso oxímetro, sondas del pulso oxímetro y extensores de cable de la sonda, que han sido reprocesados.

El uso del equipo pulso oxímetro es incluido, pero no está limitado, la estimación de la saturación arterial de oxígeno y la hemoglobina y la frecuencia del pulso de los pacientes en instituciones de atención médica, así como en pacientes en atención en el hogar.

ISO 9919:2005 no es aplicable a equipos pulso oxímetros destinados a ser utilizados en aplicaciones de investigación de laboratorio ni a oxímetros que requieren una muestra de sangre del paciente.

ISO 9919:2005 no es aplicable a equipos pulso oxímetros exclusivamente destinados a la utilización del feto.

ISO 9919:2005 no es aplicable a remoto o esclavo (secundario) dispositivos que muestran SpO₂ valores que se encuentran fuera del entorno del paciente.³

La aproximación de la saturación arterial de la hemoglobina y la frecuencia del pulso usando el pulso oxímetro es una práctica común en muchas áreas de la

³ ISO 9919 disponible en internet, http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=33780, visitada 1 Oct. 07, 11:00am

medicina. Esta Norma Internacional se refiere a la seguridad básica y esencial a los requisitos de desempeño alcanzables dentro de los límites de la tecnología existente.

Anexo AA contiene una justificación de algunos de los requisitos. Se incluye a información más detallada sobre la comisión del razonamiento que condujo a la exigencia y la determinación de los peligros que el requisito direcciona.

Anexo BB es un estudio de la literatura pertinente para la determinación de la temperatura máxima de seguridad de la interfaz entre la sonda del pulso oxímetro y el tejido de un paciente.

Anexo CC analiza tanto las fórmulas utilizadas para evaluar la SpO₂ exactitud de las mediciones del equipo pulso oxímetro, y los nombres que se asignan a esas fórmulas.

Anexo DD presenta orientación sobre la sangre in-vitro cuando la calibración del equipo pulso oxímetro es necesaria.

Anexo EE presenta una guía para el estudio controlado de desaturación para la calibración del equipo pulso oxímetro.

Anexo FF es un tutorial de introducción a varios tipos de probadores utilizados en la pulso oximetría.

Anexo GG describe conceptos del tiempo de respuesta de equipo pulso oxímetro.⁴

⁴ ISO 9919 disponible en internet, http://webstore.iec.ch/preview/info_iso9919%7Bed2.0%7Den.pdf, visitada 1 Oct. 07, 11:00am.

Particularmente, la mayoría de pulso oxímetros comerciales utilizan una relación R conocida como la razón de las razones, razón de la modulación o curva simple de calibración que puede ser definida por:

$$R = \frac{\log\left(\frac{\max r}{\min r}\right)}{\log\left(\frac{\max ir}{\min ir}\right)} = \frac{\frac{ACr}{DCr}}{\frac{ACir}{DCir}}$$

Ecuación (1)

Donde la componente AC es la variación pico a pico de la señal en la frecuencia cardiaca y la componente DC es la medida de toda la intensidad de luz transmitida, tanto para el comportamiento de la luz roja (r) como para la luz infrarroja (ir).

Precisión.

La norma ISO 9919:2005 define precisión como se presenta en la ecuación (2) que se muestra a continuación:

$$SDR = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (SpO_{2i} - SpO_{2fit,i})^2}{n - 2}}$$

Ecuación (2)

Donde n es el número de pares de medidas utilizadas, SpO_{2i} es el i -enésimo valor de SpO_2 estimado por el oxímetro por ensayo y $SpO_{2fit,i}$ es el valor i -enésimo valor de SpO_2 ajustado por la curva polinomial (oxímetro por ensayo).

Exactitud.

La exactitud es representada por una combinación de dos componentes del error aleatorio y sistemático. La definición que ha sido utilizada a lo largo del tiempo por los fabricantes de oxímetros de pulso es el valor eficaz da la diferencia entre los valores estimados por los oxímetros de pulso (SpO_{2i}) y los valores de referencia (S_{Ri}), como se presenta en la ecuación (3):

$$A_{rms} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (SpO_{2i} - S_{Ri})^2}{n}}$$

Ecuación (3)

El entendimiento de que el valor A_{rms} no representa un patrón de desvío y es importante para prevenir errores en el cálculo de la exactitud de los oxímetros de pulso.⁵

⁵ ISO 9919 disponible en internet, www.cidetec.ipn.mx/congreso2007/articulos/62.doc, visitada 1 Oct. 07, 11:00am.

2.3 MARCO TEÓRICO

En años recientes, la vigilancia instrumental de los sistemas que componen a los aviones y helicópteros (monitorización) ha evolucionado ostensiblemente, como resultado de progresos técnicos y un mejor conocimiento tecnológico en las diferentes áreas de la ingeniería aeronáutica, igualmente el desarrollo vertiginoso que ha tenido la bioingeniería moderna, ha permitido el logro de muchos dispositivos que se utilizan para vigilar y monitorear las condiciones de los parámetros fisiológicos de los individuos de una forma seriada y continua en una situación aguda; observamos cómo éstas dos ramas de la ciencia han alcanzado diferentes adelantos pero de manera dispersa, es decir, cada una interesada en forma individual de los problemas particulares que los aquejan.

Por su parte medicina de aviación vigila y controla el estado de salud de los pilotos en tierra pero no tiene como realizar un monitoreo en vuelo en este momento; de idéntica manera los instrumentos de cabina supervisan y controlan de forma adecuada todos y cada uno de los parámetros de la aeronave como las turbinas o motores, la presurización del avión, las rutas de vuelo, las comunicaciones con las estaciones de tierra, entre otras, pero no tenemos como efectuar una vigilancia y control de los parámetros fisiológicos de la tripulación.

En un principio se debatió sobre cuales parámetros fisiológicos necesitan vigilancia seriada y continua en una situación crítica. La decisión debe basarse en consideraciones médicas, tecnológicas, económicas y limitaciones técnicas. Estas

últimas se refieren a la transformación de un fenómeno fisiológico en uno electromecánico (transducción), y al procesamiento de la información.

La tendencia en la transducción comprende métodos extra-corporales, es decir, que no violen la integridad del organismo. Las técnicas intracorporales crean un punto de entrada del medio externo no estéril, y ello conlleva a un riesgo de infección. El sentido práctico de este instrumento es enfocarse en técnicas extracorporales (método no invasivo) para poder obtener medidas de: pulso y saturación de oxígeno.

2.4 Oximetría

Los oxímetros de pulso monitorean de forma no invasiva la saturación de oxígeno (expresada como porcentaje o en decimales) de la hemoglobina arterial midiendo los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones del flujo de la sangre arterial. Su uso permite el monitoreo continuo e instantáneo de la oxigenación; la detección temprana de hipoxia antes de que ocurran otros signos como cianosis, taquicardia o bradicardia.

Los oxímetros de pulso se basan en el principio de la absorción diferencial de la luz para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial (SpO_2 ; este valor se denomina SaO_2 cuando se determina a partir de una muestra de sangre arterial).

La sonda del oxímetro de pulso se aplica a una región del cuerpo, por ejemplo, a un dedo de la mano o del pie, o a la oreja. La sonda transmite dos longitudes de onda de luz (por ej., 660 nm [roja] y 930 nm [infrarroja]) a través de la piel. Estas longitudes son absorbidas diferencialmente por la oxihemoglobina, que es roja y absorbe la luz infrarroja, y la desoxihemoglobina, que es azul y absorbe la luz roja. La razón entre la luz roja y la infrarroja se usa para derivar la saturación de

oxígeno. El fotodetector al otro lado del tejido transforma la luz transmitida en señales eléctricas proporcionales a la absorción.

2.4.1 Funcionamiento del Oxímetro

El oxímetro de pulso emite luz con dos diferentes longitudes de onda. Las características del espectro de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada (O₂Hb) y no oxigenada, desoxihemoglobina o reducida (RHb), presentan diferencias que son máximas en la región roja e infrarroja del espectro. A una longitud de onda de 660 nm. la luz roja visible se absorbe más por la RHb y, a 940 nm. La luz infrarroja se absorbe más por la O₂Hb. Estas dos luces de diferente longitud de onda, roja e infrarroja, se pasan a través del árbol arterial y el porcentaje de O₂Hb y RHb es determinado por el fotodetector.

2.4.2 Qué es el Oxímetro

Es la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos. Se realiza con un aparato llamado pulsioxímetro o saturómetro.

2.4.3 Cómo Funciona el Oxímetro

El dispositivo emite luz con dos longitudes de onda de 660 nm (roja) y 940 nm (infrarroja) que son características respectivamente de la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. La mayor parte de la luz es absorbida por el tejido conectivo, piel, hueso y sangre venosa en una cantidad constante, produciéndose

un pequeño incremento de esta absorción en la sangre arterial con cada latido, lo que significa que es necesaria la presencia de pulso arterial para que el aparato reconozca alguna señal.

Mediante la comparación de la luz que absorbe durante la onda pulsátil con respecto a la absorción basal, se calcula el porcentaje de oxihemoglobina. Sólo se mide la absorción neta durante una onda de pulso, lo que minimiza la influencia de tejidos, venas y capilares en el resultado.

El pulsioxímetro mide la saturación de oxígeno en los tejidos, tiene un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un fotodetector, generalmente en forma de pinza y que se suele colocar en el dedo, después se espera recibir la información en la pantalla: la saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca y curva de pulso.

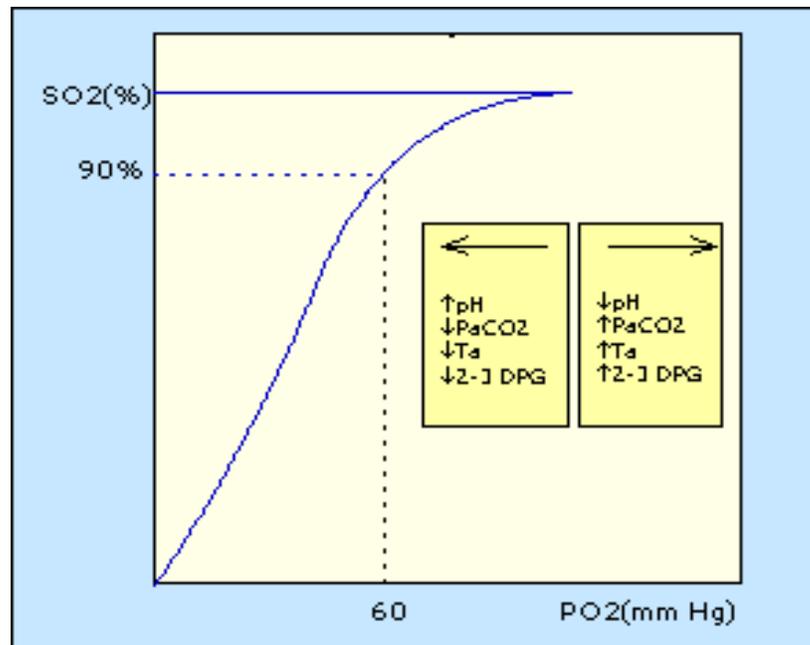
Figura 1. Transductor



Fuente: Técnicas en AP: Pulsioximetría
www.fisterra.com

La correlación entre la saturación de oxígeno y la PaO₂ viene determinada por la curva de disociación de la oxihemoglobina.

Figura 2. Curva de disociación de la oxihemoglobina.



Fuente: Técnicas en AP: Pulsioximetría
www.fisterra.com

Hay circunstancias en las que la curva se desvía hacia la derecha o hacia la izquierda. Se desplaza hacia la derecha cuando disminuye el pH, aumenta la PaCO₂, aumenta la temperatura, aumenta la concentración intraeritrocitaria de 2,3 difosfoglicerato y el ejercicio intenso (disminuye el pH y aumenta la temperatura); lo que significa que la afinidad de la hemoglobina para el oxígeno disminuye. La curva se desplaza hacia la izquierda en las circunstancias contrarias.

2.4.4 Interpretación Clínica

La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno en la sangre, pero no mide la presión de oxígeno (PaO₂), la presión de dióxido de carbono (PaCO₂) o el pH. Por tanto, no sustituye a la gasometría en la valoración completa de los enfermos respiratorios. Sin embargo supera a la gasometría en rapidez y en la monitorización de estos enfermos. Los aparatos disponibles en la actualidad son muy fiables para valores entre el 80 y el 100%, pero su fiabilidad disminuye por debajo de estas cifras.

TABLA1. RELACION ENTRE SATURACION DE O₂ Y PaO₂

RELACION ENTRE SATURACION DE O ₂ Y PaO ₂	
SATURACION DE O ₂	PaO ₂ EN mmHg
100 %	677
98.4%	100
95%	80
90%	59
80%	48
73%	40
60%	30
50%	26
40%	23
35%	21
30%	18

Fuente: Técnicas en AP: Pulsioximetría
www.fisterra.com

Existe un valor crítico: PaO₂ 60 mm de Hg que se corresponde con una saturación del 80%, por debajo de la cual, pequeñas disminuciones de la PaO₂ ocasionan desaturaciones importantes. Por el contrario, por encima del 85%, grandes

aumentos de la PaO₂ no suponen incrementos significativos de la saturación de oxígeno.

El punto crítico que debe dar la señal de alarma es el de saturaciones inferiores al 85% (inferiores al 80 ó 82% cuando existe patología pulmonar crónica previa) estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato.

TABLA 2. Actuación según % de Saturación

Actuación según % de Saturación	
% Saturación	Actuación
> 85 %	No actuación inmediata.
85-80 %	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.
< 80 %	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
< 70 %	Valorar intubación y ventilación mecánica.

Fuente: Técnicas en AP: Pulsioximetría
www.fisterra.com

2.4.5 Indicaciones

- **Las indicaciones clásicas** son las de situaciones que precisan monitorización constante de los gases sanguíneos y se circunscribía a las áreas de cuidados intensivos, medicina de urgencias y anestesia.
- **Indicaciones en Atención Primaria:**
 - Evaluación inicial rápida de los pacientes con patología respiratoria tanto en la consulta normal como urgente.
 - Monitorización continúa durante el traslado al hospital de los pacientes inestables por su situación respiratorio y/o hemodinámica.
 - En la atención domiciliaria de pacientes neumológicos.
 - Es útil, junto a los datos clínicos, para valorar la severidad de una crisis asmática y permitir la monitorización continua.

Se ha sugerido la pulsioximetría como la quinta constante vital, la frecuencia cardiaca, la frecuencia respiratoria y la temperatura.

2.4.6 Limitaciones y Causas de Error

Los aparatos actuales son muy fiables cuando el paciente presenta saturaciones superiores al 80%. Las situaciones que pueden dar lugar a lecturas erróneas son:

1. Anemia severa: la hemoglobina debe ser inferior a 5 mg/dl para causar lecturas falsas.
2. Interferencias con otros aparatos eléctricos.
3. El movimiento: los movimientos del transductor, que se suele colocar en un dedo de la mano, afecta a la fiabilidad (por ejemplo el temblor o vibración de las ambulancias), se soluciona colocándolo en el lóbulo de la oreja o en el dedo del pie o fijándolo con esparadrapo.
4. Contrastes intravenosos, pueden interferir si absorben luz de una longitud de onda similar a la de la hemoglobina.
5. Luz ambiental intensa: xenón, infrarrojos, fluorescentes.
6. Mala perfusión periférica por frío ambiental, disminución de temperatura corporal, hipotensión, vasoconstricción. Es la causa más frecuente de error ya que es imprescindible para que funcione el aparato que existe flujo pulsátil. Puede ser mejorada con calor, masajes, terapia local vasodilatadora, quitando la ropa ajustada, no colocar el manguito de la tensión en el mismo lado que el transductor.
7. La ictericia no interfiere.
8. El pulso venoso: fallo cardíaco derecho o insuficiencia tricuspídea. El aumento del pulso venoso puede alterar la lectura, se debe colocar el dispositivo por encima del corazón.

9. Fístula arteriovenosa. No hay diferencia salvo que la fístula produzca isquemia distal.

10. La hemoglobina fetal no interfiere.

11. Obstáculos a la absorción de la luz: laca de uñas (retirar con acetona), pigmentación de la piel (utilizar el 5º dedo o el lóbulo de la oreja).

12. Dishemoglobinemias: la carboxihemoglobina (intoxicación por monóxido de carbono) y la metahemoglobina absorben longitudes de onda similares a la oxihemoglobina. Para estas situaciones son necesarios otros dispositivos como CO-oxímetros.

2.4.7 Ventajas Respecto a la Gasometría:

- Proporciona una monitorización instantánea, continua y no invasiva.
- No requiere de un entrenamiento especial. Es fácil de usar.
- Es fiable en el rango de 80-100% de saturación que es el más interesante en la práctica clínica.
- Además informa sobre la frecuencia cardiaca y puede alertar sobre disminuciones en la perfusión de los tejidos.
- Es una técnica barata y existen aparatos portátiles muy manejables.
- La gasometría es una técnica cruenta, que produce dolor y nerviosismo durante la extracción, dando lugar a hiperventilación, lo que puede llevar a sobreestimación de la oxigenación.
- Asequible en Atención Primaria.⁶

⁶ Pulsioximetría disponible en internet,

<http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsio.asp> , visitada 5 Oct. 07, 9:00am.

2.4.8 Desventajas Respecto a la Gasometría:

- La pulsioximetría no informa sobre el pH ni PaCO₂.
- No detecta hiperoxemia.
- No detecta hipoventilación (importante en pacientes respirando aire con concentración elevada de O₂).
- Los enfermos críticos suelen tener mala perfusión.

2.5 Oxígeno Y Hemoglobina

El O₂ es un gas claro, sin olor, constituye el 21% de los gases del aire. Es esencial para producir la energía indispensable para el metabolismo. Mucho o poco O₂ puede ocasionar enfermedad o muerte, por lo que es necesario cuantificar la cantidad de O₂ en la sangre.

La hemoglobina es la parte activa en el transporte de O₂ del eritrocito. Está constituida por cuatro átomos de hierro (hem) y cuatro cadenas de polipéptidos (globina). Cada átomo de hierro reacciona con una molécula de O₂. Un gramo de hemoglobina transporta 1.34 m.L. de O₂. La sangre del adulto habitualmente contiene cuatro especies de hemoglobina: Oxihemoglobina (O₂Hb), desoxihemoglobina (RHb), carboxihemoglobina (COHb) y metahemoglobina (MetHb). Las últimas dos se encuentran en mínimas concentraciones, excepto en condiciones patológicas.

2.6 Ley de BEER-LAMBERT

El principio en el que se funda la determinación de la saturación de O₂, con el oxímetro de pulso, es la ley de Beer. Todas las técnicas de oximetría se basan en análisis espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitida y absorbida por la hemoglobina, combinado con el principio de la pletismografía.

Las sustancias químicas son capaces de absorber luz (o radiación electromagnética) de determinadas longitudes de onda. Cuando un haz de luz monocromática (de una sola longitud de onda) incide sobre una solución de una sustancia que se absorbe, la intensidad de la luz transmitida (la que atraviesa la solución) es menor que la incidente. Así pues, la transmitancia (T) de una solución se define como la fracción incidente de luz transmitida por la solución. Se expresa en porcentaje:

$$T = I/I_0$$

Ecuación (4)

I = Intensidad de luz después del paso a través de una muestra (transmitida).

I₀ = Intensidad de luz inicial (incidente).

La absorbancia es el logaritmo decimal del inverso de la transmitancia. La ecuación es la siguiente:

$$A = -\log_{10} T = -\log (I/I_0)$$

Ecuación (5)

La fracción de luz absorbida en una longitud de onda específica, se denomina absortividad o coeficiente de extinción. La absorbancia de una sustancia en solución depende del espesor de la muestra, de la concentración del compuesto absorbente y de la naturaleza química de éste.

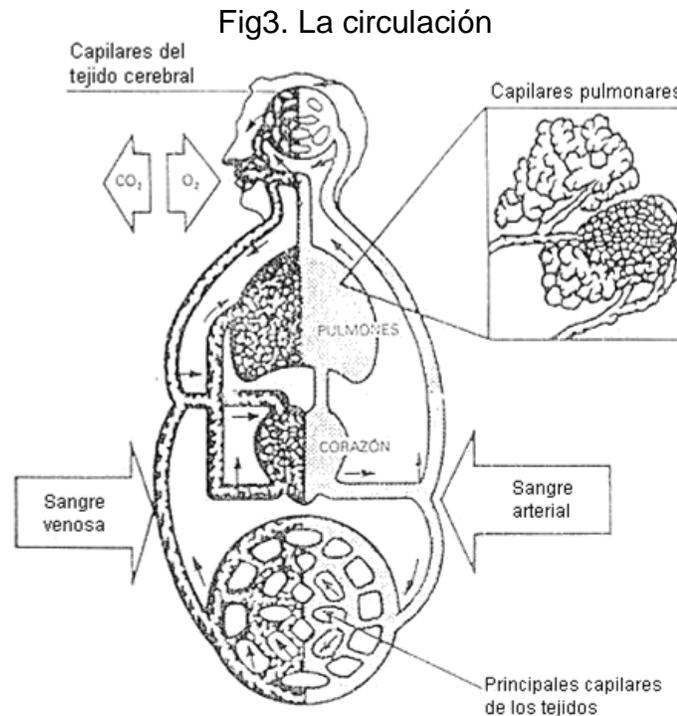
2.7 El sistema Respiratorio y la Circulación Sanguínea

Se entiende por respiración al proceso por el cual un organismo vivo intercambia gases con su medio ambiente.

El aparato respiratorio es fundamentalmente un intercambiador de oxígeno (O_2) y anhídrido carbónico (CO_2) entre la sangre y el medio externo, de forma que la captación de O_2 y el lavado de CO_2 estén en equilibrio con los requerimientos metabólicos del organismo.

El sistema circulatorio es el encargado de la distribución de la sanare, gracias a la función de bomba del músculo cardiaco y al sistema de conductos formado por el árbol vascular, compuesto por arterias, capilares y venas.

Circuitos de distribución de sangre por el organismo.



Fuente, Medicina Activaciones y limitaciones humanas Aeronáutica; pág. 33

2.7.1 Circulación menor o pulmonar. Compuesto por los vasos que salen del ventrículo derecho (arteria pulmonar), cargados con sangre. Rica en anhídrido carbónico (se llama sangre "venosa"). Se dirigen a los pulmones, dividiéndose en pequeñas arterias que se convierten en capilares, donde se produce el intercambio gaseoso con el contenido de los alveolos pulmonares. Una vez oxigenada esa sangre, retorna al corazón, concretamente a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares, cargadas con sangre; oxigenada (llamada arterial). Se trata de un circuito de baja presión.

2.7.2 Circulación mayor o sistémica. Compuesta por el árbol vascular que llevará los gases y nutrientes necesarios para todas y cada una de las células del organismo, y recogerá los productos de desecho del mismo.

Una vez que la sangre "purificada" en los pulmones entra en la aurícula izquierda, pasa a través de la válvula mitral al ventrículo izquierdo, desde donde sale impulsada a través de la arteria aorta para distribuirse por todo el cuerpo. Desde las células periféricas, la sangre es recogida a través del sistema venoso, confluyendo en las venas cavas (superior e inferior) y entrando en el corazón por la aurícula derecha. Esta sangre, cargada de anhídrido carbónico pasa a través de la válvula tricúspide al ventrículo derecho, desde donde, como se explica en el punto anterior, se impulsa al territorio pulmonar para su oxigenación.

La presión en el circuito sistémico es más elevada que en el pulmonar.

El impulso de la sangre desde el corazón se hace de una forma rítmica, con una frecuencia entre 60 y 100 veces por minuto, que constituye el pulso o ritmo cardíaco. Cuando la frecuencia es superior a 100 latidos por minuto (lpm) se habla de TAQUICARDIA, cuando es inferior a 60 lpm, de BRADICARDIA. Este impulso

consiste en la contracción o SÍSTOLE, y relajación o DIASTOLE, de las paredes musculares del corazón, que se hace de forma rítmica, gracias a la auto estimulación, aunque controlada por el sistema nervioso vegetativo, por el propio músculo cardíaco.

2.7.3 Composición y Funciones de la Sangre

La sangre es una suspensión de células sanguíneas en un líquido rico en proteínas denominado plasma sanguíneo.

La sangre circula por todo el organismo, participando en casi todas las actividades funcionales de este, entre ellas:

- a) Respiración. Transportando oxígeno y anhídrido carbónico.
- b) Nutrición. Transportando aminoácidos, glucosa, ácidos grasos y otros principios inmediatos.
- c) Excreción. Transportando productos de desecho del metabolismo celular, como urea, ácido úrico y creatinina.
- d) Regulación del equilibrio ácido-base. La hemoglobina y las proteínas plasmáticas actúan como tampones.
- e) Regulación de los líquidos corporales.
- f) Regulación del equilibrio hormonal.
- g) Reacciones de tipo inmune.

Los glóbulos rojos también llamados «hematíes» son células anucleadas, en forma de disco bicóncavo que se forman en la médula ósea. *En* un número aproximado de 4.500.000 por milímetro cúbico, aunque éste varía dependiendo del sexo, altitud del sitio de residencia, actividad, clima y enfermedad. Tienen como función principal la del transporte de oxígeno, gracias a la molécula de hemoglobina que contiene. En situaciones normales, tenemos 15 gr de hemoglobina por cada 100 c.c. de sangre y cada gramo de hemoglobina es capaz de vehicular 20 ml de oxígeno.

Alteraciones en el número de hematíes o en su estructura pueden ser origen de patología de gran interés en el medio aeronáutico, por la disminución de la capacidad de transporte de oxígeno que ello implica; es el caso de las anemias y de las hemoglobinopatías.

2.8 ACELERACIONES

El concepto de aceleración se fundamenta en las leyes de Newton:

2.8.1 1ª ley. Todo cuerpo en reposo permanecerá en reposo y todo cuerpo en movimiento se desplazará con movimiento uniforme en trayectoria rectilínea y velocidad constante.

2.8.2 2ª Ley. Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo, este sufre una aceleración, que es directamente proporcional a la fuerza e inversamente a la masa de dicho cuerpo en movimiento.

2.8.3 3ª Ley. Establece que a toda acción se opone una reacción igual y de sentido contrario.

2.8.4 Física y Efectos Hemodinámicos de la Aceleración.

El hombre y los seres animados e inanimados que le rodean se encuentran sometidos en la superficie de la tierra a una fuerza constante en dirección e intensidad, denominada fuerza gravito-inercial o fuerza (G) equivalente a $9,8 \text{ m/s}^2$.

La aceleración expresa el grado de desplazamiento de un objeto por unidad de tiempo.

La variación de la velocidad o de la dirección de forma aislada o en su conjunto va a determinar el tipo de aceleración, pudiendo clasificarse en lineales, radiales y angulares.

2.8.5 Aceleración lineal: hay variación del módulo de la velocidad por unidad de tiempo a lo largo de una trayectoria rectilínea, permaneciendo inalterada la dirección. En general, sus efectos no son importantes, con la excepción de los despegues con catapulta y durante el lanzamiento y reentrada de aeronaves espaciales.

2.8.6 Aceleración radial: se produce cuando, sin modificar el módulo del vector velocidad del desplazamiento, se varía la dirección del mismo y se produce por la fuerza centrípeta dirigida hacia el centro de la circunferencia sobre la que se produce el movimiento. En aviación se describe cuando se modifica la línea de vuelo y durante el entrenamiento en centrifuga humana.

2.8.7 Aceleración angular: Existe modificación del módulo del vector velocidad y de la dirección.

2.8.8 Factores que Intervienen en los Efectos de las Aceleraciones.

2.8.8.1 *magnitud o intensidad.* Cuanto mayor sea la fuerza de aceleración, mayor será su efecto sobre el organismo. Se expresa en múltiplos de la aceleración de la gravedad.

2.8.8.2 *Duración.* La exposición en el tiempo a las aceleraciones es factor determinante de su tolerancia. Se clasifican en aceleraciones de corta y de larga duración, las primeras generalmente bien toleradas y se relacionan principalmente con circunstancias especiales del vuelo, como son la eyección desde una aeronave o el catapultado durante el despegue desde un portaviones. Las de larga duración son peor toleradas. Se asocian a maniobras aéreas especiales (acrobacia o maniobras de combate) y exigen por parte del piloto la utilización de maniobras de contracción muscular y utilización de equipos anti-G, para que puedan ser toleradas sin sufrir consecuencias irreparables.

2.8.8.3 *La velocidad de comienzo.* O mejor dicho el tiempo que se tarda en alcanzar el pico de aceleración (*on set rate*), traduce la variación del número de G con respecto al tiempo, expresándose en G/segundo. El incremento gradual a las aceleraciones es mejor tolerado que el instantáneo debido a la adaptación del sistema cardiovascular.

2.8.8.4 *Dirección.* Las aceleraciones pueden actuar sobre el hombre en cada uno de los ejes del espacio y ello va a ser determinante de sus efectos. Se considera, no la dirección del vector sino la de la fuerza inercial resultante, causa de los efectos indeseables sobre tejidos y fluidos, del organismo. Para

clasificar las aceleraciones según la dirección, hemos de tener en cuenta cómo la dirección de la fuerza de inercia actúa sobre el organismo, tomando como referencia un sistema de coordenadas cuyo eje vertical (z) coincide con el longitudinal del cuerpo humano en posición erecta o sentada.

2.8.9 Clasificación de las Aceleraciones

2.8.9.1 Aceleraciones longitudinales positivas (+Gz). En éstas, la fuerza de inercia resultante de la aceleración actúa a lo largo del eje longitudinal, comprimiendo tejidos y desplazando fluidos en la dirección de la cabeza los pies.

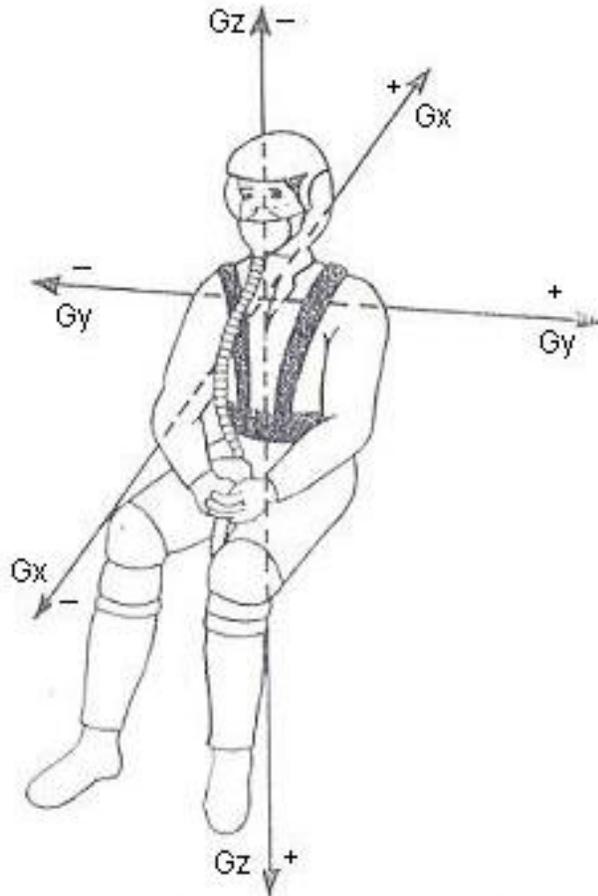
2.8.9.2 Aceleraciones longitudinales negativas (-Gz). En ellas, la fuerza de inercia actúa desde los pies a la cabeza.

2.8.9.3 Aceleraciones transversales positivas (+Gx). La fuerza de inercia actúa en sentido anteroposterior y perpendicular al eje longitudinal del cuerpo.

2.8.9.4 Aceleraciones transversales negativas (-Gx). La fuerza de inercia actúa en sentido posteroanterior.

2.8.9.5 Aceleraciones laterales positivas y negativas ($\pm G_y$). En la actualidad, tienen escasa importancia clínica en aviación, pues sólo a nivel experimental se han diseñado aeronaves capaces de desplazarse lateralmente. En cualquier caso, las fuerzas gravitoinerciales en el curso del vuelo nunca son puras, al variar el curso de la velocidad y dirección del avión.

fig. 4 Representación grafica de las aceleraciones según la dirección en que actúan sobre el organismo



Fuente, Medicina Activaciones y limitaciones humanas Aeronáutica; pág. 42

2.8.10 Efectos de las Aceleraciones (+Gz)

Son a las que con más frecuencia se exponen los pilotos de caza y ataque en el curso de las maniobras de vuelo. A medida que se diseñan nuevos aviones con mayor maniobrabilidad, la capacidad de los mismos de generar fuerzas +Gz es mayor, pudiendo sobrepasar ampliamente la máxima resistencia del hombre a pesar de las medidas de protección disponibles.

2.8.10.1 Efectos generales. Disminución de la movilidad como consecuencia del aumento del peso corporal (masa por fuerza de inercia).

2.8.10.2 Efectos cardiocirculatorios. Como consecuencia de la exposición a fuerzas +Gz, la sangre tanto venosa como arterial se desplaza en sentido craneocaudal, con descenso de la presión en las áreas anatómicas por encima del corazón y aumentando en las que están por debajo del mismo. Se estima que en el ojo situado unos 30 cm. por encima del corazón se produce un descenso de 22 mmHg. Por cada G de aumento, a su vez, se acompaña de un aumento de 22 mmHg por debajo del corazón.

2.8.10.3 Efectos neurológicos. Se derivan principalmente de las modificaciones de la circulación cerebral. Cuando las aceleraciones aumentan de forma progresiva, la pérdida de conciencia siempre va precedida de síntomas visuales, pero cuando ésta se instaura de forma rápida y mantenida, la pérdida de conciencia puede aparecer casi de forma inmediata. Existe un intervalo libre de aproximadamente 5 segundos que se corresponde con las reservas de oxígeno cerebrales.

2.8.10.4 Efectos pulmonares. Las fuerzas +Gz actúan desde el vértice pulmonar a las bases pulmonares; se produce un desplazamiento de las estructuras cardiopulmonares en ese sentido y la relación ventilación/perfusión pulmonar se altera. Las bases pulmonares se ven comprimidas en cierto modo por el peso correspondiente al número de G que se alcancen y se pueden producir pequeños colapsos pulmonares casi siempre irreversibles.

2.8.11 Efectos de las Aceleraciones (-Gz)

La exposición a este tipo de aceleraciones es mucho menos frecuente y su tolerancia mucho inferior a la de las aceleraciones +Gz. Las modificaciones observadas son fundamentalmente de carácter hemodinámico y la fuerza de inercia desplaza la masa sanguínea hacia la cabeza, cuello y parte superior del tórax, cayendo la presión en las extremidades inferiores.

Se produce dolor de cabeza intenso, a veces persistente, pudiendo aparecer congestión y edema parpebral, ello junto a la hiperperfusión de la arteria central de la retina conduce a lo que se denomina visión roja que a veces se acompaña de hemorragias conjuntivales.

2.9 Ventilación Alveolar y Control de la Respiración

2.9.1 Mecánica respiratoria. Durante la inspiración, la cavidad torácica aumenta su tamaño debido a dos mecanismos principales, la elevación de parrilla costal y el descenso del diafragma. Durante la espiración ocurre lo contrario, las costillas caen y el diafragma ocupa una posición relajada, permitiendo la salida del aire.

2.9.2 Utilización del oxígeno. El oxígeno del aire atmosférico, en una proporción del 21% va a difundir a través de la fina pared del alveolo a los capilares que lo rodean. El oxígeno inmediatamente es captado por los eritrocitos gracias a la molécula de hemoglobina, de especial afinidad por el mismo. Esta va a ser, además, la encargada de su transporte a todos y cada uno de los órganos y tejidos. La transferencia de oxígeno desde el alvéolo al capilar pulmonar se denomina respiración externa y la que tiene como consecuencia el traspaso de

oxígeno desde el eritrocito a la célula y su utilización a nivel celular es lo que se expresa como respiración interna o metabólica.

El 98 % del oxígeno se transporta ligado a la hemoglobina; sólo una pequeña fracción del (2%) va disuelto en el plasma, en las condiciones normales de presión y temperatura al nivel del mar.

2.9.3 Expulsión de anhídrido carbónico. El CO_2 es uno de los productos de desecho del metabolismo celular. Este gas, disuelto en los glóbulos rojos una parte y en forma de sales disueltas en el plasma otra porción, recorre en sentido contrario el proceso seguido por el oxígeno, hasta que por simple difusión es expulsado al exterior por medio del aparato respiratorio.

2.9.4 Control de la respiración. El volumen de aire manejado por el pulmón es controlado de forma automática e involuntaria por un complejo sistema organizado a nivel encefálico que recibe información de receptores periféricos (químicos y mecanorreceptores) y con un sistema efector que son los músculos respiratorios.

2.10 Hipoxia

Se describe la hipoxia como aquella situación que conduce a un déficit de oxígeno a nivel tisular. En el medio aeronáutico, la hipoxia relacionada con la disminución de la presión barométrica se denomina hipoxia hipobárica.

El oxígeno es un componente vital para el metabolismo celular. A nivel del mar, es decir a 760 mmHg de presión, según la ecuación del gas alveolar, tendríamos una presión alveolar de O_2 (PAO_2) de aproximadamente 100 mmHg, suficiente como para que a nivel tisular la presión de oxigenación sea de 30 mmHg, y se

realice la respiración metabólica. A 20.000 pies de altura, la PAO, es de 33 mmHg por lo que la caída de presión que se produce hasta el nivel celular es del todo insuficiente para una adecuada oxigenación.

Tabla 3. Tipos de hipoxia

Proceso respiratorio	Tipo de hipoxia
<ul style="list-style-type: none"> • Ventilación alveolar • Difusión gaseosa a nivel alveolo-capilar 	hipoxica
<ul style="list-style-type: none"> • Transporte de gases por la sangre 	Anémica Estancamiento
<ul style="list-style-type: none"> • Difusión gaseosa a nivel tisular 	
<ul style="list-style-type: none"> • Utilización de oxígeno a nivel celular 	histotóxica

Fuente, Medicina Activaciones y limitaciones humanas Aeronáutica; pág. 48

2.10.1 Tipos De Hipoxia

La cantidad y presión de oxígeno que llega a los tejidos esta determinada por la saturación arterial del mismo, la capacidad de transpone de la hemoglobina y por la utilización del mismo a nivel tisular.

2.10.1.1 Hipoxia hipòxica. Aparece como consecuencia de una inadecuada oxigenación de la sangre arterial por la disminución de la presión parcial de oxígeno.

Puede ocurrir, tanto por defecto de la ventilación como por alteración en la difusión del O₂ a través de la membrana alvéolo-capilar. La causa por excelencia en el medio aeronáutico es la disminución de la presión barométrica. Otras causas pueden ser enfermedades del aparato respiratorio, incluidas las que afectan a la membrana alveolo-capilar y dificultan la difusión del O₂ del alvéolo al capilar pulmonar.

2.10.1.2 Hipoxia anémica. Debida a la reducción de la capacidad de transporte de oxígeno por la sangre o por reducción del gasto cardiaco. Entre los procesos más frecuentes que conducen a la hipoxia anémica están las anemias, hemorragias y las alteraciones de la hemoglobina o intoxicaciones por diferentes sustancias (monóxido de carbono, por ejemplo).

2.10.1.3 Hipoxia por estancamiento. Es el resultado de un flujo disminuido a nivel tisular. La ventilación, el intercambio gaseoso y el transporte de O₂ son normales, pero existe un enlentecimiento en la circulación o bien parte de la sangre queda retenida en determinadas regiones del organismo no llegando la cantidad adecuada a otras. Ocurre en CASOS de vasoconstricción arterial, procesos isquémicos o exposición a altas aceleraciones.

2.10.1.4 Hipoxia histotóxica. Resulta de la incapacidad celular para utilizar el oxígeno aportado, generalmente por fenómenos tóxicos a nivel de los procesos oxidativos celulares. La causa mas frecuente es la intoxicación por cianuro.

La tabla 3 muestra los distintos tipos de hipoxia relacionándolos con la fase respiratoria en la que acontecen.

En el medio aeronáutico, las causas de hipoxia más frecuentes son:

- 1) Hipoxia hipobárica por fallo del sistema de presurización de la aeronave.
- 2) Hipoxia hipobárica en aeronaves no presurizadas cuando se asciende por encima de los 10.000 pies.
- 3) Hipoxia hipoxica por fallo en el equipo de aporte suplementario de oxígeno.
- 4) Secundario o intoxicación por gases desprendidos en el interior de la cabina.
- 5) Hipoxia por estancamiento del volumen sanguíneo en la región abdominal y extremidades inferiores al someterse el piloto a aceleraciones +Gz.

2.10.2 Tratamiento y Prevención de la Hipoxia

La única forma de tratar la hipoxia hipobárica es facilitar la adecuada cantidad de oxígeno que necesitan los órganos y tejidos dependiendo de la altitud a la que se exponga el piloto. Ello se consigue de dos formas:

- 1) Aportando oxígeno de forma suplementaria.
- 2) Presurizando la cabina de la aeronave.

El primer método consta de un sistema de aporte de O₂ compuesto por un receptáculo o almacenamiento del O₂ en forma sólida, líquida o gaseosa, un medio de conducción o un regulador que dosifica la cantidad y presión de oxígeno necesario y un sistema de administración o mascarilla.

El segundo método se fundamenta en la presurización de la cabina de la aeronave a una presión en la que no exista necesidad de administrar O₂ suplementario, casi todas las aeronaves comerciales presurizan a alturas superiores a los 6.000 pies.

La prevención de la hipoxia se realiza mediante la utilización de simuladores de altitud o cámaras hipobaricas donde de una forma controlada se enseña al piloto a identificar los posibles síntomas y signos de la hipoxia secundarios a la exposición a la altura o secundarios a una descompresión de la cabina. una vez experimentada la sintomatología, se podrán reconocer los síntomas y actuar en consecuencia poniendo en práctica los procedimientos aprendidos, es decir, revisando rápida y cuidadosamente el equipo de O₂ y descendiendo a niveles de seguridad, es decir, por debajo de los 10.000 pies de altura.

2.11 Tiempo Útil de Conciencia (TUC)

Se define como aquel período de tiempo en el cual el sujeto, desconectado de toda fuente de oxígeno suplementario, es capaz de tomar decisiones y reaccionar de una manera adecuada a las situaciones que se presenten. No indica, por tanto, el tiempo que se tarda en perder la conciencia tras la exposición a la hipoxia, sino el tiempo de que se dispone para actuar con efectividad. La tabla 5 señala los TUC a distintas altitudes.

Hay que señalar que el TUC se reduce a la mitad cuando el sujeto se expone a una descompresión rápida (menos de 3 segundos).

2.12 Síntomas de la Deficiencia de Oxígeno y su Tratamiento

La respuesta del organismo a la hipoxia depende de dos factores principales, de la altitud a la que el tripulante se ve expuesto y de la velocidad de exposición a la misma. Cuanto mayor sea la altura menor será la presión, parcial de O₂ de acuerdo con la ley de Dalton.

Cuanto más rápida sea la exposición, menos tiempo para que se pongan en marcha mecanismos de adaptación. El caso más típico es la pérdida de presurización de una cabina, simulado en cámara hipobárica. El contenido alveolar de O₂ disminuye hasta *un 10 %* de su valor a nivel del mar.

El organismo trata de compensar de alguna forma el déficit de O₂ secundario a la altitud; así, la sintomatología estará directamente relacionada con la altitud, distinguiéndose 4 fases dependiendo de la respuesta:

- 1) *fase indiferente*, hasta una altitud de 10.000 pies, no aparece sintomatología aunque la capacidad para realizar tareas nuevas se ve disminuida.
- 2) *Fase compensadora*. Entre los 10.000 y 15.000 pies, la capacidad psicomotriz fina se encuentra disminuida. Existe una menor capacidad de adaptación a la oscuridad y la cefalea es frecuente.
- 3) *Fase de manifestaciones clínicas*. Entre los 15.000 y 20.000 pies, la capacidad de razonamiento, juicio crítico, pérdida de memoria reciente, cálculo mental y actividad psicomotora se encuentra disminuida y acompañada de incoordinación muscular. La disminución de la agudez

visual diurna se hace notable por encima de los 20.000 pies, así como la reducción del campo visual.

- 4) fase *crítica*. Por encima de los 20.000 pies, todos los síntomas anteriormente descritos se incrementan, pueden aparecer convulsiones, pérdida de conciencia y si el sujeto continúa expuesto a la situación hipóxica, coma y muerte.

TABLA 4
SÍNTOMAS Y SIGNOS DE HIPOXIA

SÍNTOMAS	SIGNOS
<ul style="list-style-type: none">• Disnea• Visión túnel• Visión borrosa• Cefalea• Razonamiento disminuido• Euforia• Irritabilidad• Náusea• Mareo• Hormigueos	<ul style="list-style-type: none">• Hiperventilación• Cianosis• Incoordinación muscular• Vómito• Temblor• Convulsiones• Pérdida de conciencia

Fuente, Medicina Activaciones y limitaciones humanas Aeronáutica; pág. 51

2.13 Hiperventilación

Definición

Se define como aquella situación en la cual la frecuencia o profundidad de la respiración está anormalmente elevada. Ello conduce a una excesiva pérdida de dióxido de carbono, lo que origina dos tipos de fenómenos: hipocapnia (situación clínica secundaria a la disminución de CO₂) y alcalosis respiratoria (situación clínica secundaria a la disfunción del equilibrio acido-base del organismo).

TABLA 5
TIEMPO ÚTIL DE CONCIENCIA A DIFERENTES ALTITUDES
(SHEFFELD Y HEIMBACH)

Altitud	T.U.C	
Metros	Pies	
5486	18000	20 a 30 minutos
6706	22000	10 minutos
7620	25000	3 a 5 minutos
8534	28000	2 a 3 minutos
9144	30000	1 a 2 minutos
10168	35000	0.5 a 1 minutos
12192	40000	15 a 20 segundos
13106	43000	9 a 12 segundos
15240	50000	Menos de 10 segundos

Fuente, Medicina Activaciones y limitaciones humanas Aeronáutica; pág. 52

2.13.1 Causas de Hiperventilación

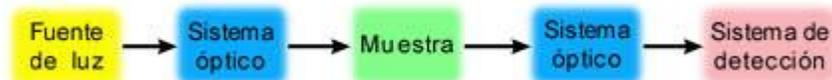
Habría muchas formas de clasificar las causas de hiperventilación desde un punto de vista ambiental, psicológico, farmacológico o factores estrictamente pato-lógicos.

2.14 Sensores Ópticos

2.14.1 Descripción

Un sensor óptico se basa en el aprovechamiento de la **interacción entre la luz y la materia** para determinar las propiedades de ésta. Una mejora de los dispositivos sensores, comprende la utilización de la fibra óptica como elemento de transmisión de la luz.

Fig.5. Diagrama básico de un sensor óptico.



fuelle http://www.ucm.es/info/otri/complutecno/fichas/tec_ebernabeu2.htm

Existen diferentes técnicas ópticas que pueden aplicarse a la medida de diferentes parámetros. Podemos **medir la atenuación-transmisión espectral** de la luz al atravesar un determinado medio, lo que nos permitirá encontrar los elementos discretos presentes en ese medio y su concentración.

También pueden realizarse **medidas de tipo interferométrico**, en las que la propiedad de la radiación que sufre cambios debido al efecto externo es la fase, con lo que empleando otro haz luminoso de fase conocida como referencia, es posible determinar la magnitud de ese efecto externo.

3. METODOLOGÍA

3.1 ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN

El objeto del estudio y los métodos a utilizar en este proyecto. Tales como el procesamiento de señales dentro de la elaboración del instrumento, la parte analítica se utilizara en la consecución del software que se va a diseñar para el desempeño eficaz del instrumento.

Debido a los métodos en el procedimiento que se van a emplear para el desarrollo de esta investigación, la podemos enmarcar dentro del enfoque: Empírico-analítico. Cuyo interés es el técnico, orientado a la interpretación y transformación del mundo material.

3.2 LÍNEA DE INVESTIGACIÓN SUB-LÍNEA Y CAMPO TEMÁTICO

El campo de investigación de este proyecto es el de análisis y procesamiento de señales ya que estaremos recogiendo y procesando las señales que nos entregara el dispositivo que esta recogiendo las señales del piloto.

La sub-línea es el procesamiento de señales digitales y/o analógicas por que se necesita adquirir información a partir de señales, almacenarla, manejarla, integrar datos de diferentes fuentes, visualizarla, etc. para ser aplicada en el instrumento.

La línea de Investigación es Tecnologías Actuales y Sociedad debido a que la sociedad requiere de conocimientos técnicos y científicos de vanguardia que ayuden a la solución de problemas o faciliten los procesos de mejoramiento de la calidad de vida de las personas que pertenecen a un grupo social determinado en este caso el grupo de la aeronáutica.

3.3 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

La información utilizada en la investigación de este proyecto ha sido recolectada por diferentes medios, tales como libros facilitados por la Policía Nacional de Colombia, Biblioteca Universidad de San Buenaventura y organizaciones encargadas de brindar información por medio de archivos digitales (en línea).

Se tomaran las características eléctricas de los diferentes elementos por medio de los manuales para definir las etapas y variables a tratar para así poder llegar a la culminación del prototipo.

3.4 HIPÓTESIS

La señal que se maneja y monitorea se recibirá de un fotodetector que ira conectado al oído o al dedo del piloto, esta señal será acondicionada (filtrada y amplificada) antes de ingresarla al microcontrolador donde por medio del software se comprobara el buen funcionamiento del piloto y se visualizara la señal que esta entregando el sensor y se activaran las alarmas según los niveles que se hayan limitado en el microcontrolador.

3.5 VARIABLES

3.5.1 Variables Independientes

Altura

Voltaje de alimentación

3.5.2 Variables Dependientes

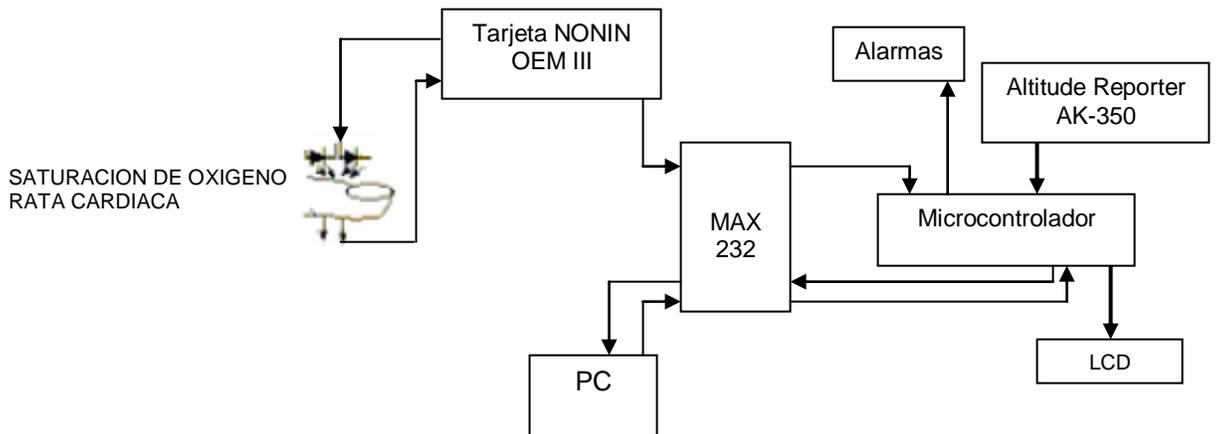
Saturación de oxígeno

Frecuencia de pulso

Recepción y visualización de datos.

4. DESARROLLO INGENIERIL

Fig. 6. Diagrama de bloques.



El instrumento recibe las señales de saturación de oxígeno y rata cardiaca a través del sensor óptico NONIN el cual envía los datos a la tarjeta OEMIII que es la encargada de digitalizar y procesar los datos de la lectura del sensor para transmitir los valores correspondientes en formato serial al microcontrolador a través del MAX232 estos datos son almacenados en la memoria del microcontrolador, para luego poder descargarlos a un PC a través del puerto serie del microcontrolador y para ser visualizados en el equipo mediante un LCD de 20x4 y también para la generación de alarmas visuales y auditivas.

SELECCIÓN DEL SENSOR

Una de las partes importantes dentro de la investigación implicó la adquisición de un transductor emisor-receptor óptico para la medición de pulsioximetría, después de una búsqueda se localizaron dos empresas importantes en la fabricación de sensores y aplicaciones de pulsioximetría que son la NONIN y NELLCOR.

Se escogió el sensor NONIN por algunas razones importantes:

El sensor NONIN trabaja con tecnología PureLight.

Sensores PureLight producen una alta intensidad en el espectro de la luz pura lo cual elimina variaciones en las lecturas de paciente a paciente y de sensor a sensor.

El LED rojo común puede dar lugar a un espectro secundario de emisión (contaminación); la contaminación afecta a la medición de hemoglobina oxigenada.

La empresa NONIN ofrece el sensor con la tarjeta de adquisición OEMIII que proporciona una fácil incorporación y flexibilidad de equipos de oximetría de pulso al ser uno de los módulos más pequeños y eficientes del mercado.

Fig. 7. Dibujo de la tarjeta NONIM.



SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR

MICROCONTROLADORES DE LA FAMILIA MICROCHIP

Bajo el nombre de esta subfamilia de microcontroladores, actualmente encontramos cuatro modelos: EL PIC 16F873/4/6 y 7.

Estos microcontroladores disponen de una memoria de programa FLASH de 4 a 8k x 14bits, de los microcontroladores indicados, el 16F873 y el 16FS76 son de 28 pines, mientras que 16F874 y el 16F877 tiene 40 pines, lo que les permite disponer de hasta 33 líneas de E/S, puerto de comunicación serial Tx y Rx,

EL MICROCONTROLADOR DE MOTOROLA MC68HC908GP32

Arquitectura de alto rendimiento M68HC08 optimizada para compiladores C, una memoria de programa Flash de 32KBytes, puerto de comunicación serial, Pullups seleccionables en los puertos A, C, y D. La selección puede ser de forma individual, por bit, un puerto externo dedicado a interrupciones IRQ.

Se selecciono el microcontrolador MC68HC908GP32 de freescale principalmente por la capacidad de memoria FLASH que es mayor que la de la familia Microchip, por la capacidad de activación de pullups individual para cada bit y el puerto dedicado a interrupciones IRQ el cual fue programado para la recepción de los datos dela tarjeta NONIN.

MAX232

El circuito integrado MAX232 cambia los niveles TTL a los del estándar RS-232 cuando se hace una transmisión, y cambia los niveles RS-232 a TTL cuando se tiene una recepción.

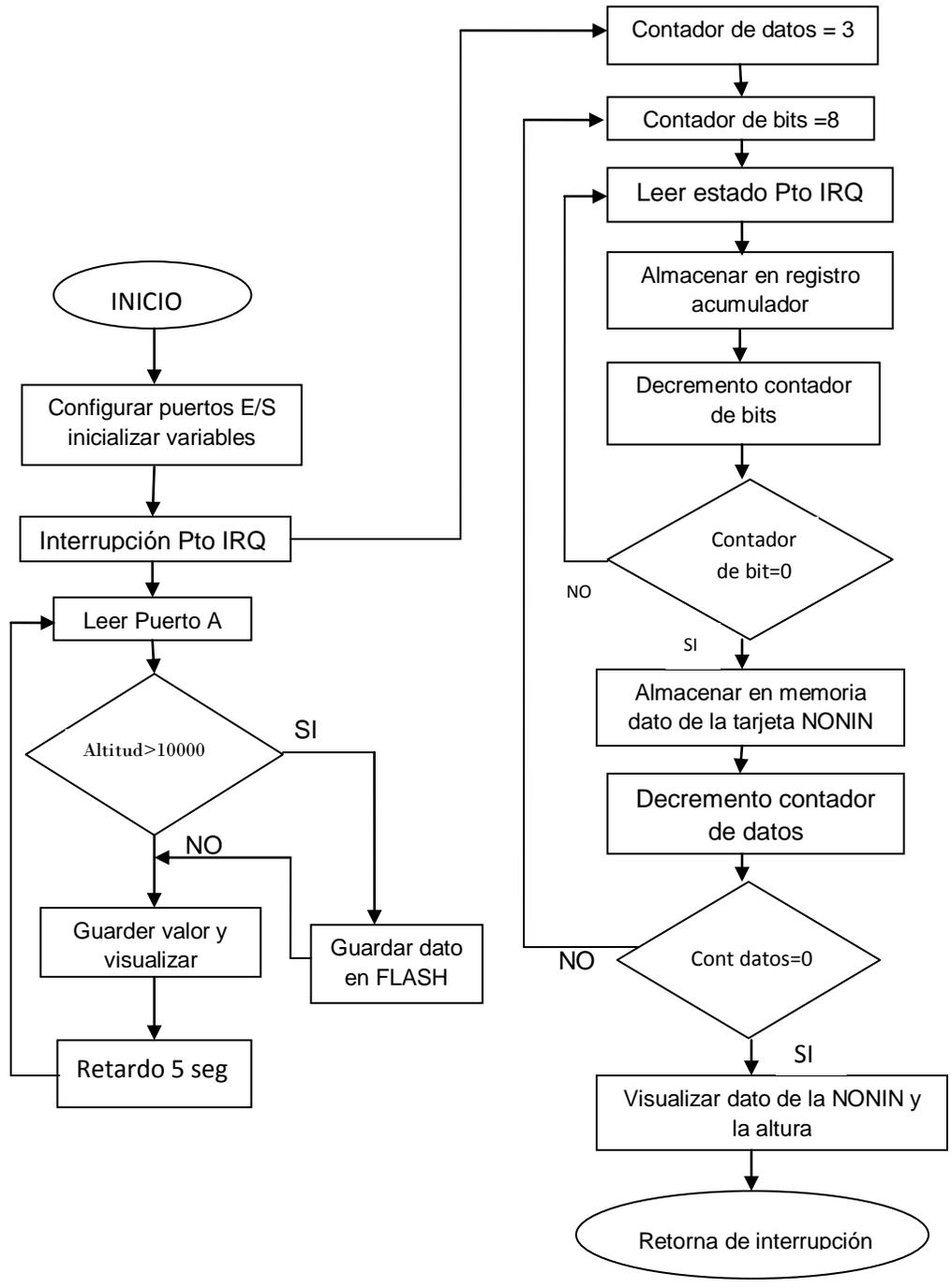
Se utiliza el MAX232 por que soluciona la conexión necesaria para lograr comunicación entre el puerto serie de una PC y cualquier otro circuito con funcionamiento en base a señales de nivel TTL/CMOS.

El circuito integrado posee dos conversores de nivel TTL a RS232 y otros dos que convierten de RS232 a TTL ya que solo se necesitan dos de recepción y uno solo de transmisión para la comunicación con el computador y el microcontrolador y la tarjeta NONIN y el microcontrolador.

Diagrama de flujo

El programa lee los datos de altitud por el puerto A cada 5 seg y por medio de la interrupción del puerto IRQ cada vez que detecta un cambio en el puerto inicia la interrupción para recibir los datos de saturación de oxígeno y rata cardiaca cada dato esta compuesto por 8 bits y el programa recibe los tres bytes enviados por la tarjeta de adquisición NONIN los guarda y sale de la interrupción hasta recibir otro cambio en el puerto.

DIAGRAMA DE FLUJO



El circuito de oscilación del circuito trabaja con un cristal de 4.9152 MHz para garantizar el buen funcionamiento del micro en la recepción y transmisión de los datos seriales.

El microcontrolador procesa y arma los datos que entrega la tarjeta NONIN ver ANEXO D y de acuerdo a los parámetros de saturación de oxígeno si es menor al 85% activa la señal de alarma luminosa un LED por el pin17 y la señal audible un buzzer de 15ms de duración por el pin 21.

Se reciben los datos del equipo de altitud por el puerto A ver ANEXO C de la tabla de datos de la altitud reporter.

Para una velocidad de 38400 con un cristal de 4.9152 MHz se configura el registro SCBR de velocidad del puerto serial por software enviamos la constante 1 al registro SCRB para configurar la velocidad serial.

```
MOV #1, SCBR
```

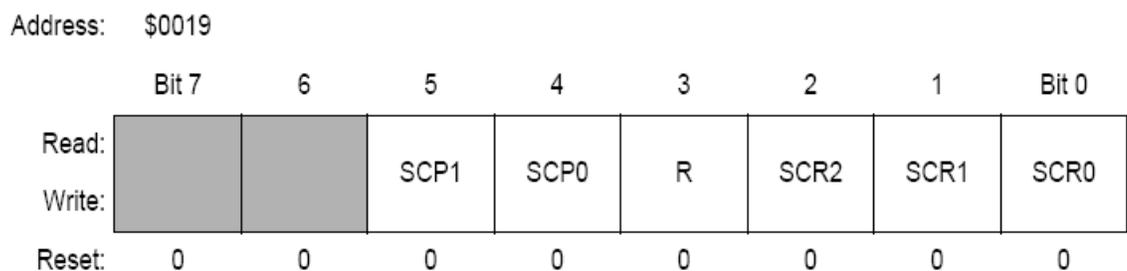


Fig. 8 **SCI** Baud Rate Register (SCBR)

La ecuación para calcular la velocidad es:

$$Baud\ Rate = \frac{f_{BUS}}{64 \times PD \times BD}$$

Ecuación (6)

Donde:

F_{BUS}= Frecuencia del bus

PD= divisor de prescaler

BD= divisor de frecuencia de baud

$$Baud\ Rate = \frac{4.9152\ MHz}{64 \times 1 \times 2} = 38400$$

Ecuación (7)

Tabla.6 SCI Baud Rate Prescaling

SCP1 y SCP2	Prescaler Divisor (PD)
00	1
01	3
10	4
11	13

Tabla.7 SCI Baud Rate Selection

SCR2, SCR1, y SCR0	Baud Rate Divisor (BD)
000	1
001	2
010	4
011	8
100	16
101	32
110	64
111	128

Tabla.8 SCI Baud Rate Ejemplos de Selección

SCP1 y SCP0	Prescaler Divisor (PD)	SCR2, SCR1, Y SCR0	Baud Rate Divisor (BD)	Baud Rate (fBUS = 4.9152 MHz)
00	1	000	1	76800
00	1	001	2	38400
01	3	010	4	6400
01	3	011	8	3200
10	4	100	16	1200
10	4	101	32	600
11	13	110	64	92
11	13	111	128	46

La memoria FLASH del microcontrolador va desde la dirección 8000 hasta la dirección FFFF y el programa guarda los datos recibidos desde la dirección 8000 hasta la dirección E000 Ver Anexo E.

El número de datos que se pueden guardar son:

8000 en hexa = 32768 Bytes

E000 en hexa = 57344 Bytes

57344 - 32768 = 24576 Bytes

La capacidad de datos guardados en el microcontrolador serán de

$$\# \text{ de Datos} = \frac{24576}{3} = 8192 \text{ datos}$$

Ecuación (8)

Cada dato está compuesto por tres Bytes por que son los bytes de tasa cardíaca, saturación de oxígeno y altitud.

En tiempo tiene una capacidad de

$$\text{tiempo de grabación} = \frac{8192}{3600 \text{ seg}} = 2,27 \text{ horas}$$

Ecuación (9)

Se guarda un dato por seg. después de los 10000ft de altura o cada vez que la saturación de oxígeno baje de 85%.

Por software.

```

    ORG    8000H
TABLA_DATOS:
    ORG    0E000H

```

El microcontrolador lee el dato de altura de acuerdo al código de la tabla ver ANEXO B busca la posición del dato leído y lee el valor que debe escribir, las posiciones que no existen se coloca el dato 0FFH.

La tabla empieza a partir de la posición 17.

Por software

```

Posición  17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24....
           ↓  ↓  ↓  ↓  ↓
           7, 5, 6, 3, 0FFH, 4, 0FFH, 0FFH, 0FFH, 0, 0FFH, 2, 0FFH, 1, 0FFH, 0FFH

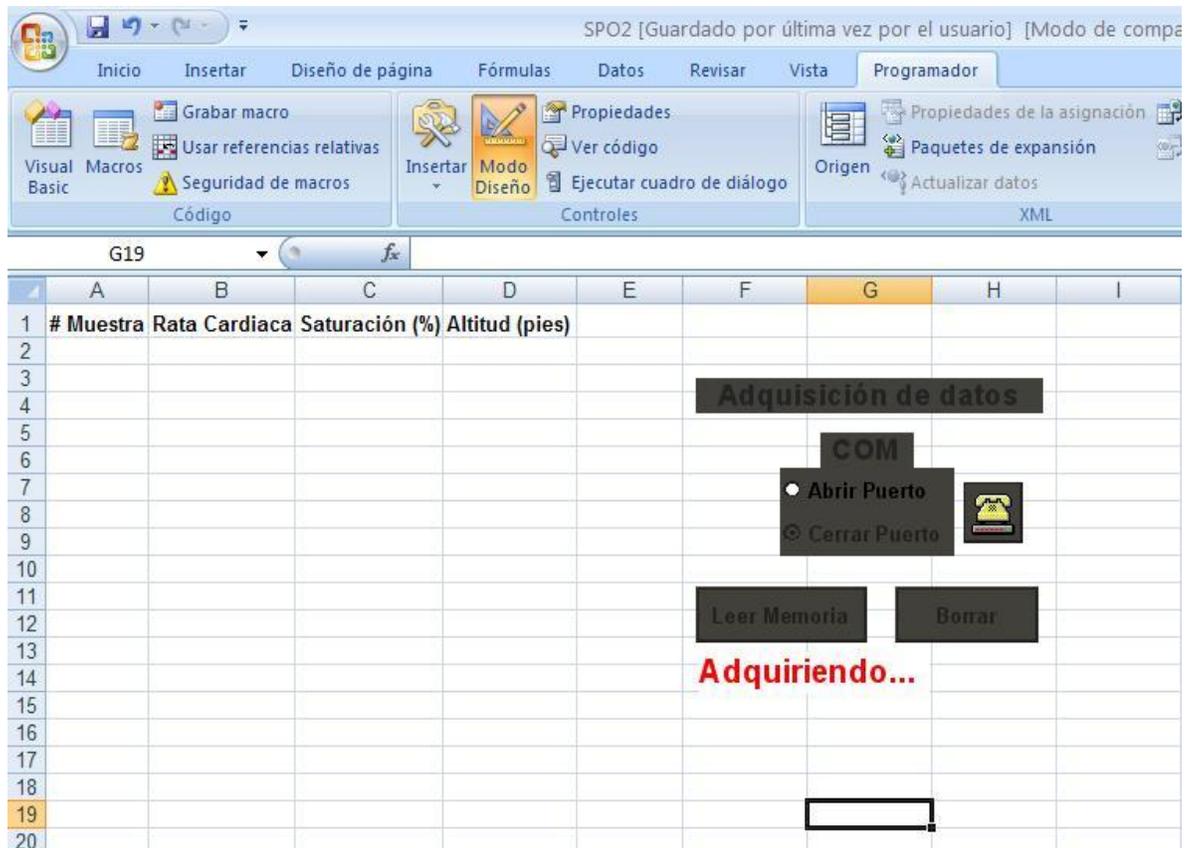
```

Tabla.10 Ejemplo del orden del altitude reporter.

0.7	0	0	0	0	1	0	0	0	1
0.5	0	0	0	0	1	0	0	1	0
0.6	0	0	0	0	1	0	0	1	1
0.3	0	0	0	0	1	0	1	0	0
No existe	0	0	0	0	1	0	1	0	1

Programa para descargar los datos de la memoria Flash del microcontrolador

Fig. 9. Presentación del programa para descargar datos de memoria.



Declarar variables que se usaran en el programa:

Dim cont As Integer

Dim i As Integer

CommandButton1_Click() es leer memoria, al hacer click en este botón desactiva los botones de opción de abrir y cerrar puerto y hace visible el label1 que es el mensaje de adquiriendo, se leen los últimos datos en basura por el MSComm1 por si se tienen últimos datos en el programa, luego se escribe la clave al micro que es "0000" y el micro responde luego se inicializa i=2 para que a partir de la columna 2 empiece a escribir los datos y se envía el comando "RD" para leer los datos que tiene la memoria del micro y se van escribiendo en la hoja de Excel hasta que se llegue al ultimo dato guardado en memoria.

```

Private Sub CommandButton1_Click()
Dim A As String
OptionButton1.Enabled = False
CommandButton2.Enabled = False
Label1.Visible = True
MSComm1.InputLen = 0
Basura = MSComm1.Input
MSComm1.Output = "0000"
Do
    Dummy = DoEvents( )
Loop Until MSComm1.InBufferCount >= 4
Basura = MSComm1.Input
MSComm1.InputLen = 1
i = 2
MSComm1.Output = "RD"
Do
    Do
        Dummy = DoEvents()
    Loop Until MSComm1.InBufferCount >= 3
    A = MSComm1.Input
    Rata = Asc(A)
    A = MSComm1.Input
    Satu = Asc(A)
    A = MSComm1.Input
    Alti = Asc(A)
    Worksheets("Hoja1").Cells(i, 1).Value = i - 1
    Worksheets("Hoja1").Cells(i, 2).Value = Rata
    Worksheets("Hoja1").Cells(i, 3).Value = Satu
    Worksheets("Hoja1").Cells(i, 4).Value = Alti & "00"
    i = i + 1
Loop Until MSComm1.InBufferCount = 0
OptionButton1.Enabled = True
CommandButton2.Enabled = True
Label1.Visible = False
End Sub

```

CommandButton2_Click() es borrar memoria al hacer click en este botón, se leen los últimos datos en basura por el MSComm1 por si se tienen últimos datos en el programa, luego se escribe la clave al micro que es "0000" y el micro responde luego se envía el comando "ER" para borrar la memoria del micro.

```
Private Sub CommandButton2_Click( )
cont = 1
Basura = MSComm1.Input
MSComm1.InputLen = 0
MSComm1.Output = "0000"
Do
    Dummy = DoEvents()
Loop Until MSComm1.InBufferCount >= 4
Basura = MSComm1.Input
MSComm1.InputLen = 3
i = 2
MSComm1.Output = "ER"
End Sub
```

Es la etiqueta con el mensaje **Adquiriendo**

```
Private Sub Label21_Click()
End Sub
```

Es la etiqueta con el mensaje COM

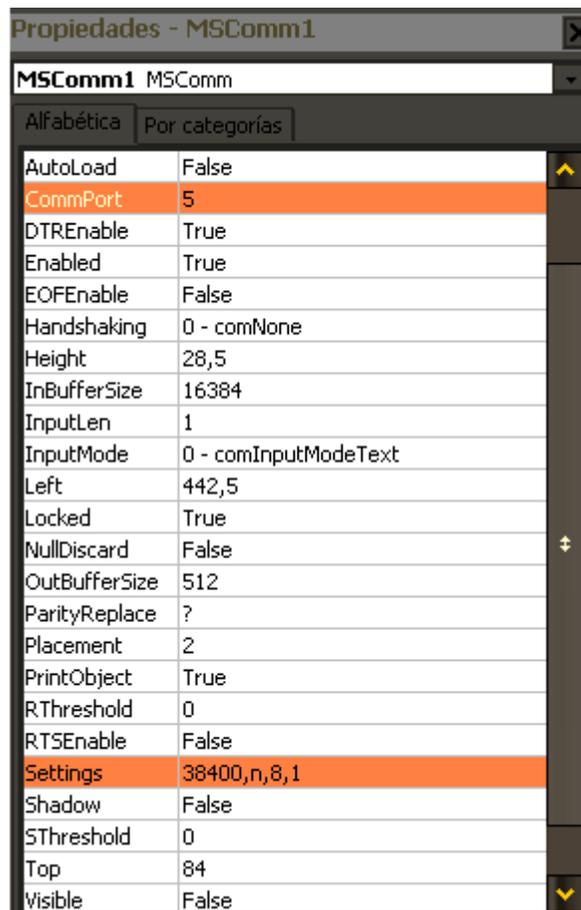
```
Private Sub Label2_Click()
End Sub
```

Es la etiqueta con el mensaje Adquisición de datos

```
Private Sub Label3_Click()
End Sub
```

En esta parte del programa se configure el Puerto la parte de settings 38400 que es la velocidad de comunicación, n sin paridad, 8 el numero de bits y 1 bit de parada; se configura el comport que es el puerto que esta configurado como serial.

Fig. 10. Configuración del puerto para Excel.



```
Private Sub MSComm1_OnComm()
```

```
End Sub
```

OptionButton1_Click() es cerrar puerto, este botón se activa con false y se desactiva al abrir el puerto y todos los demás también los mantiene desactivados.

```
Private Sub OptionButton1_Click()  
On Error Resume Next  
MSComm1.PortOpen = False  
CommandButton1.Enabled = False  
CommandButton2.Enabled = False  
OptionButton1.Enabled = False  
OptionButton2.Enabled = True  
TextBox1.Text = ""  
TextBox3.Text = ""  
Label5.Caption = ""  
End Sub
```

OptionButton2_Click() es abrir puerto este botón se activa con true si encuentra un error en el puerto salta a puerto abierto y envía mensaje que el "puerto esta siendo ocupado".

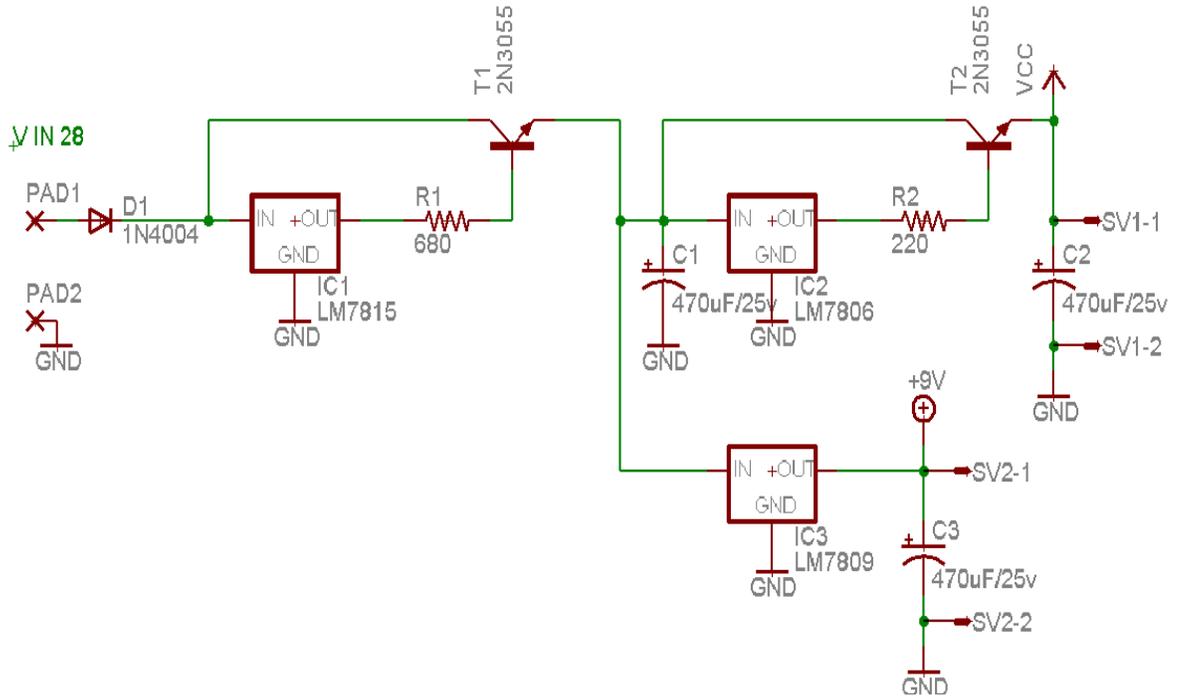
```
Private Sub OptionButton2_Click()  
On Error GoTo PuertoAbierto  
MSComm1.PortOpen = True  
CommandButton1.Enabled = True  
CommandButton2.Enabled = True  
OptionButton1.Enabled = True  
OptionButton2.Enabled = False  
  
Exit Sub
```

```
PuertoAbierto:  
MsgBox "El Puerto esta ocupado por otra aplicación"  
OptionButton1.Enabled = False  
OptionButton1.Value = True  
OptionButton2.Enabled = True  
End Sub
```

Esta parte de la programación es para asignar las casillas en Excel y los diferentes mensajes que aparecerán en las primeras casillas del programa.

```
Private Sub Worksheet_Activate()  
  OptionButton1.Value = True  
  OptionButton2.Value = False  
  Label1.Visible = False  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 1).Font.Bold = True  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 2).Font.Bold = True  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 3).Font.Bold = True  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 4).Font.Bold = True  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 1).Value = "# Muestra"  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 2).Value = "Rata Cardiaca"  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 3).Value = "Saturación (%)"  
  Worksheets("Hoja1").Cells(1, 4).Value = "Altitud (pies)"  
End Sub
```


Fig. 12. PLANO DE LA ETAPA DE POTENCIA



El dispositivo funciona con un voltaje de entrada entre 28VDC se recibe la señal con un diodo en directo para eliminar problemas por polarización inversa, se recibe el voltaje a través del LM7815 que se encarga de entregarnos un voltaje de 15VDC se polariza el transistor para que entregue una ganancia de corriente para la tarjeta NONIN que funciona con un voltaje de 9VDC que son entregados por el LM7809 y la tarjeta del microcontrolador la cual requiere de voltajes TTL es suministrado por el LM 7806.

Con las siguientes ecuaciones se puede calcular las diferentes resistencias y los transistores a adquirir para el plano potencia.

$$P = (V_{in} - V_{out}) * I_{out} = (28_v - 15_v) * 0.85_A$$

Ecuación (10)

$$P = 11.05_W \text{ en e transistor T1}$$

Ecuación (11)

$$\text{como la tarjeta OEM III consume } 0.029_W$$

Ecuación (12)

$$P \text{ en IC3} = 0.029_W$$

Ecuación (13)

el consumo en el transistor

Ecuación (14)

$$11.05_W - 0.029_W = 11.021_W$$

Ecuación (15)

tenemos que T2 en el transistor disipamos de 6 voltios DC

$$P = V * I \Rightarrow P = \frac{P}{V} = \frac{11.021_W}{6V} = 1.8368_A$$

Ecuación (16)

$$\text{En T1 tenemos que } P = V * I \Rightarrow I = \frac{P}{V}$$

Ecuación (17)

Con 15_v DC

$$I = \frac{11.05W}{15VDC} = 0.736_A$$

Ecuación (18)

$$\text{Mas } I \text{ en } T2 = 1.8368_A + 0.736_A = 2.578_A$$

Ecuación (19)

$$I_{C1} = \beta * I_{B1}$$

Ecuación (20)

$$I_{B1} = \frac{I_{C1}}{\beta} = \frac{2.5728_A}{120} = 0.02144_A$$

Ecuación (21)

$$R2 = \frac{V_{out} - V_{BE}}{I_{B1}} = \frac{6 - 0.7}{15.3mA} = 346\Omega$$

Ecuación (22)

$$P_{R1} = I_{B1}^2 * R1 =$$

Ecuación (23)

$$P_{R1} = 0.11253_W$$

Ecuación (24)

$$I_{B2} = \frac{I_{C2}}{\beta} = \frac{1.8368_A}{120} = 0.0153_A$$

Ecuación (25)

$$P_{R2} = I_B^2 * R2$$

Ecuación (26)

$$P_{R2} = 0.66804_W$$

Ecuación (27)

5. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

El dispositivo mide la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca mediante un sensor que contienen fuentes de luz roja, infrarroja. Debido a que a la sangre saturada con oxígeno absorbe diferentes cantidades de luz a cada longitud de onda (roja e infrarroja) en comparación con la sangre no saturada se procesa a través de la tarjeta NONIN y envía lo datos a través del micro controlador y de esta manera manipularlos para desarrollar e implementar las diferentes etapas para el monitoreo y control de las variables fisiológicas elegidas para el fin.

La entrega de los datos que se guardan en la memoria del micro son descargados por medio del programa de EXCEL con la aplicación de VISUAL BASIC los cuales son necesarios para que el medico pueda analizar el comportamiento del piloto y dar su opinión del estado físico en que se encuentra el piloto cuando esta en operaciones de vuelo.

Fig. 13. Prueba 1 descarga de datos

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	Nombre :	X1						
2	Edad :	28						
3	Peso :	78Kg						
4								
5								
6								
7								
8								
9								
10								
11								
12	# Muestra	Rata Cardiaca	Saturación (%)	Altitud (pies)				
13	1	75	85	10100				
14	2	76	88	10100				
15	3	75	87	10100				
16	4	77	90	10100				
17	5	76	90	10100				
18	6	75	90	10100				
19	7	77	91	10100				
20	8	80	89	10100				
21	9	75	92	10100				
22	10	75	92	10100				
23	11	75	92	10100				
24	12	75	90	10100				
25	13	76	92	10100				
26	14	75	92	10100				
27	15	76	93	10100				
28	16	76	92	10100				
29	17	78	92	10100				
30	18	77	92	10100				
31	19	75	92	10100				

Adquisición de datos

COM

• Abrir Puerto

Ⓢ Cerrar Puerto

Leer Memoria

Borrar

Fig. 14. Prueba 2 descarga de datos

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	Nombre :	X2						
2	Edad :	45						
3	Peso :	80Kg						
4								
5								
6								
7								
8								
9								
10								
11								
12	# Muestra	Rata Cardiaca	Saturación (%)	Altitud (pies)				
13	1	78	85	10100				
14	2	78	85	10100				
15	3	79	85	10100				
16	4	80	85	10100				
17	5	80	85	10100				
18	6	85	85	10100				
19	7	89	85	10100				
20	8	89	85	10100				
21	9	90	85	10100				
22	10	89	85	10100				
23	11	89	85	10100				
24	12	89	85	10100				
25	13	90	85	10100				
26	14	90	85	10100				
27	15	90	85	10100				
28	16	89	85	10100				
29	17	89	85	10100				
30	18	89	85	10100				
31	19	89	85	10100				

Adquisición de datos

COM

• Abrir Puerto

⊗ Cerrar Puerto

Leer Memoria

Borrar

Fig. 15. Prueba 3 descarga de datos

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	Nombre :	X3						
2	Edad :	35						
3	Peso :	80Kg						
4						Adquisición de datos		
5								
6							COM	
7							• Abrir Puerto	
8							⊗ Cerrar Puerto	
9								
10								
11								
12	# Muestra	Rata Cardiaca	Saturación (%)	Altitud (pies)		Leer Memoria	Borrar	
13	1	75	85	10100				
14	2	76	85	10100				
15	3	75	88	10100				
16	4	75	88	10100				
17	5	75	89	10100				
18	6	75	87	10100				
19	7	76	87	10100				
20	8	76	90	10100				
21	9	77	90	10100				
22	10	77	90	10100				
23	11	77	87	10100				
24	12	77	89	10100				
25	13	77	89	10100				
26	14	78	90	10100				
27	15	79	90	10100				
28	16	79	90	10100				
29	17	78	90	10100				
30	18	78	90	10100				
31	19	78	90	10100				

CONCLUSIONES

La monitorización de los signos vitales son de gran ayuda para los médicos para describir como se encuentra el piloto, con esta ayuda pueden detectar el descenso de los niveles de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca antes de que aparezcan los signos físicos.

Para la optimización de memoria del micro se desarrolla el software en lenguaje assembler que ocupa menos espacio del programa en la memoria y optimiza el funcionamiento del microcontrolador además que es un lenguaje universal.

La oximetría de pulso es un método rápido y seguro para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno, además que nos determina la frecuencia cardiaca.

La aplicación de VISUAL BASIC en EXCEL es de gran ayuda para poder hacer programas cortos y de fácil utilización para el ejecutante.

BIBLIOGRAFÍA

VELASCO DIAZ Carlos., RÍOS TEJADA Francisco., CANTÓN ROMERO Juan José., AZOFRA GARCIA Jose., 1999, Medicina Activaciones y limitaciones humanas, Aeronáutica Aeromadrid. Editorial Paraninfo.pag 31-53.

AVION SUPER-KING, Manual de entrenamiento. Wichita Kansas:Flight Safety,1993,250 p

CARVAJALINO, Camilo, Revista de electrónica y comunicaciones Cedit No 43, Bogotá: Publicaciones Cedit, 1999, 76p

Oximetría, visitada 29 de Abril de 2007, 10:30pm, disponible en internet http://www.med.uchile.cl/escuelas/fonoaudiologia/documentos/Otros_Metod_AHel_o.pdf

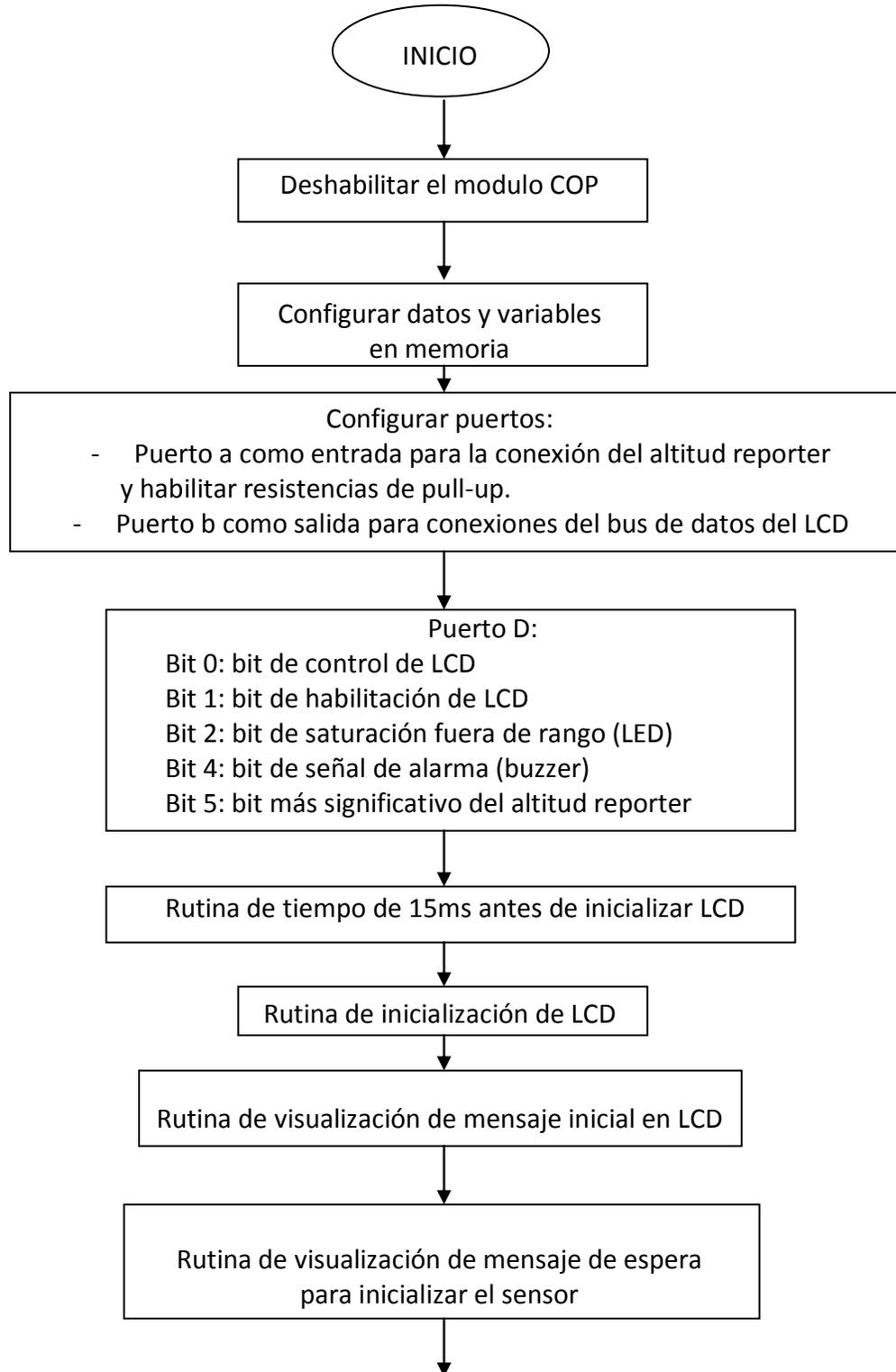
Oxímetros de pulso, visitada 29 de Abril de 2007, 9:00pm, disponible en internet <http://www.biogenesis.com.uy/oxinfgral.htm>

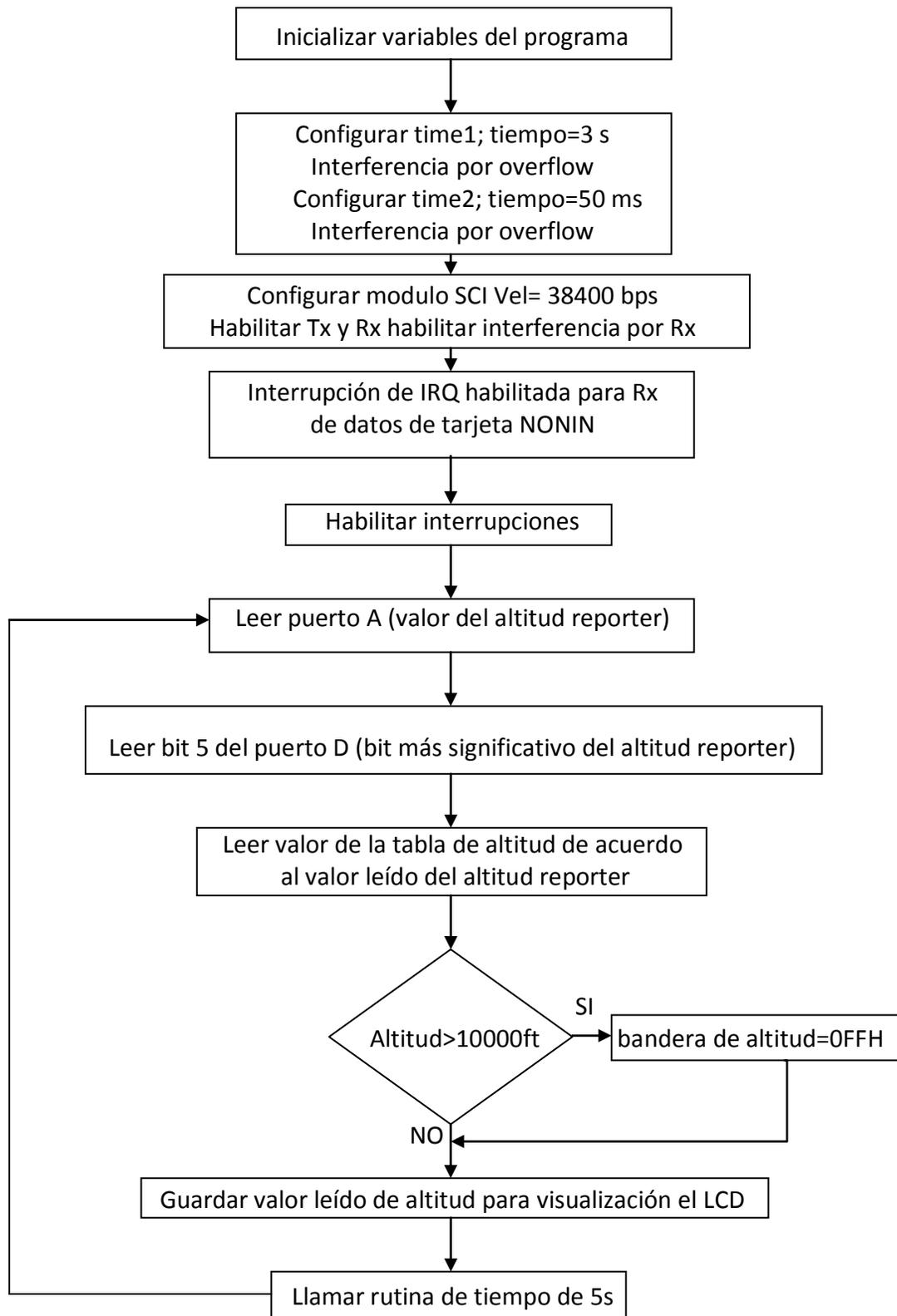
WIKIPEDIA, Hipoxia, visitada 29 Abr. 2007, 9:00pm disponible en internet, <http://es.wikipedia.org/wiki/Hipoxia> ,

Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación, visitada 29 de Abril de 2007, 9:00pm, disponible en internet <http://www.medigraphic.com/pdfs/h-gral/hg-2003/hg033h.pdf>

ANEXOS

ANEXO A





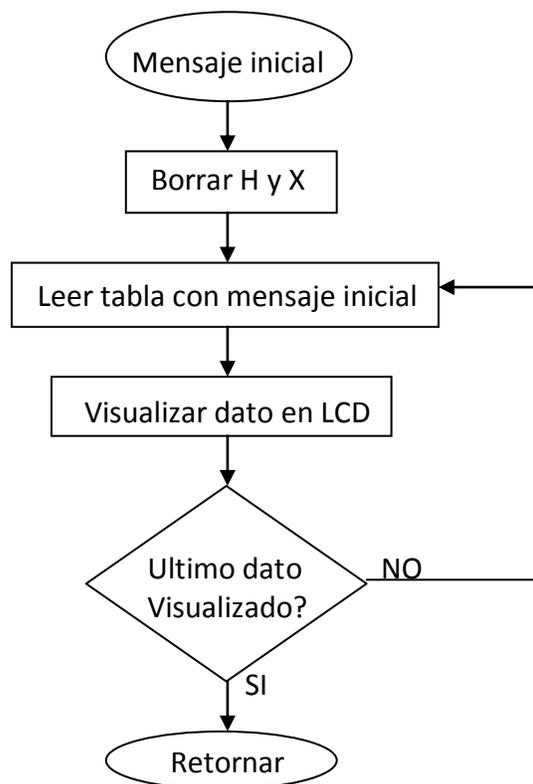
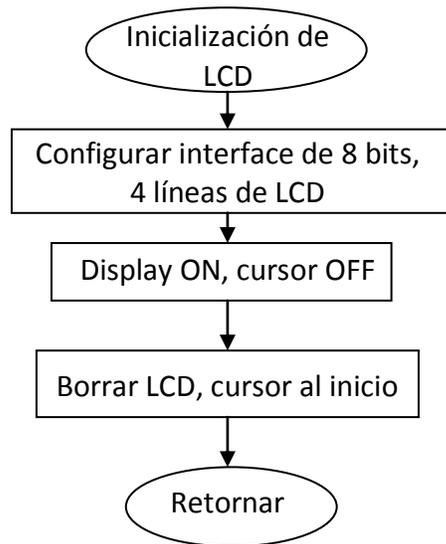


Tabla con mensaje inicial
 “medidor de saturación de oxígeno y rata cardiaca”

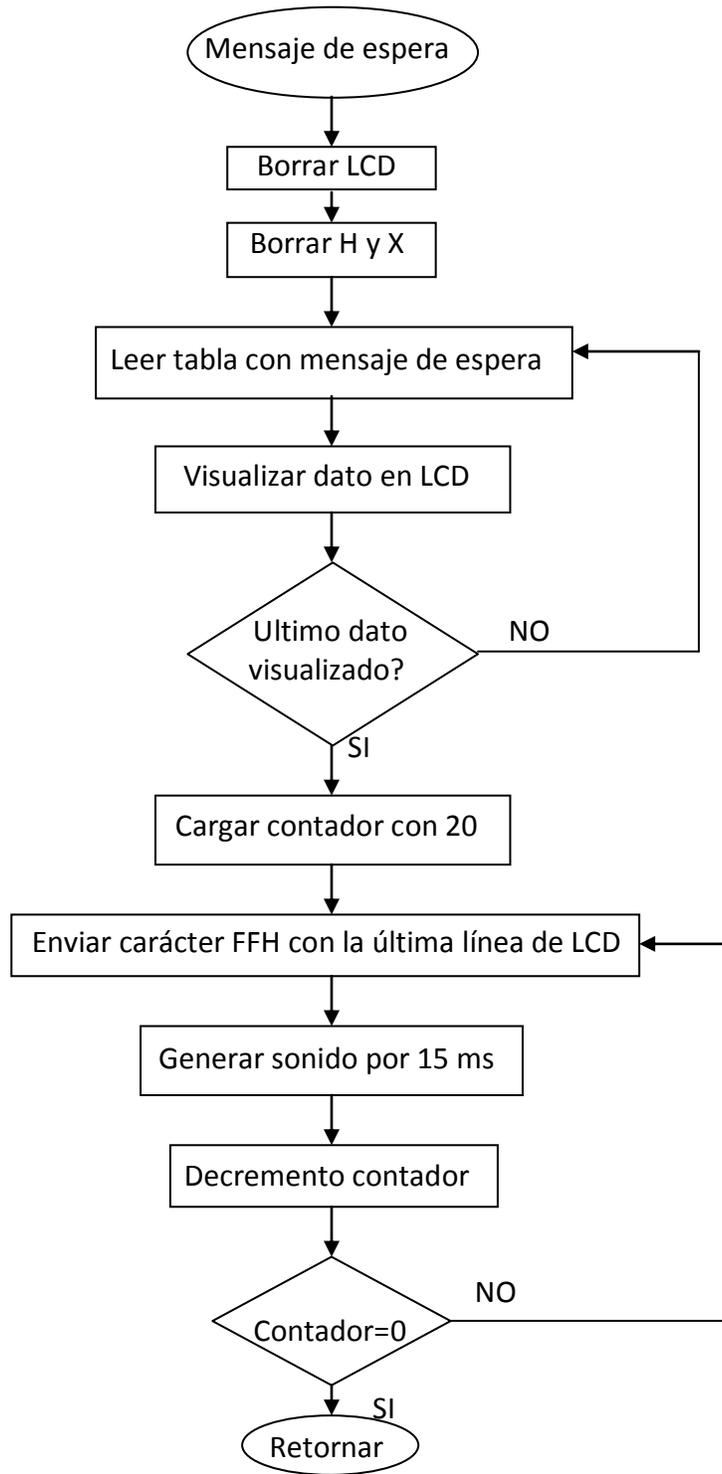
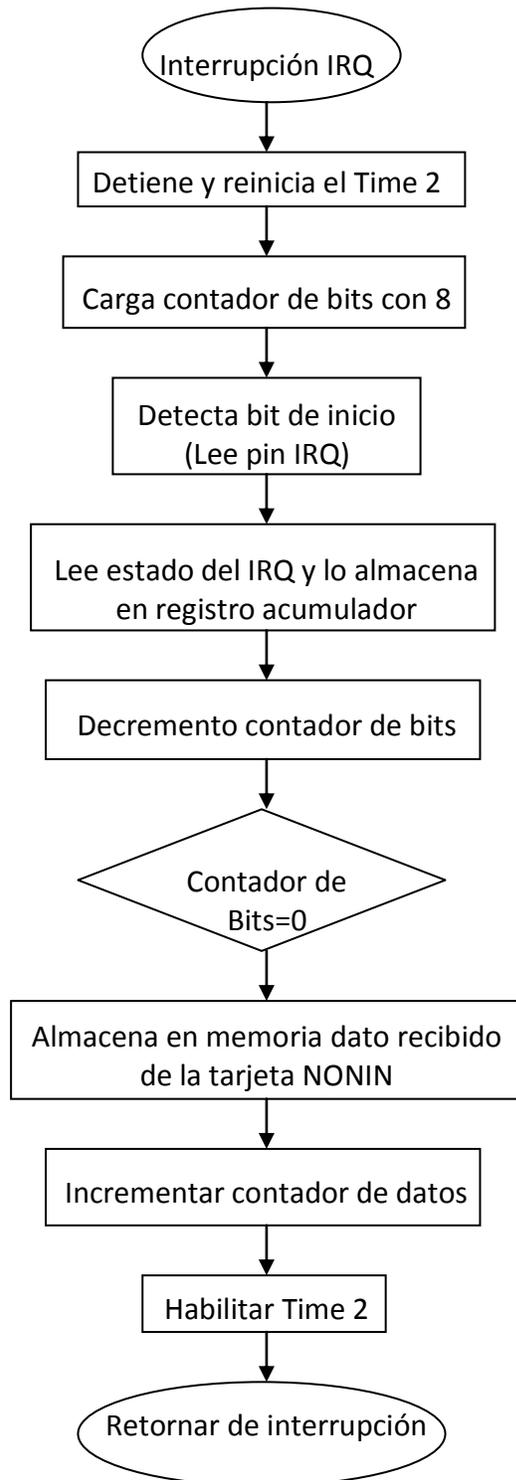
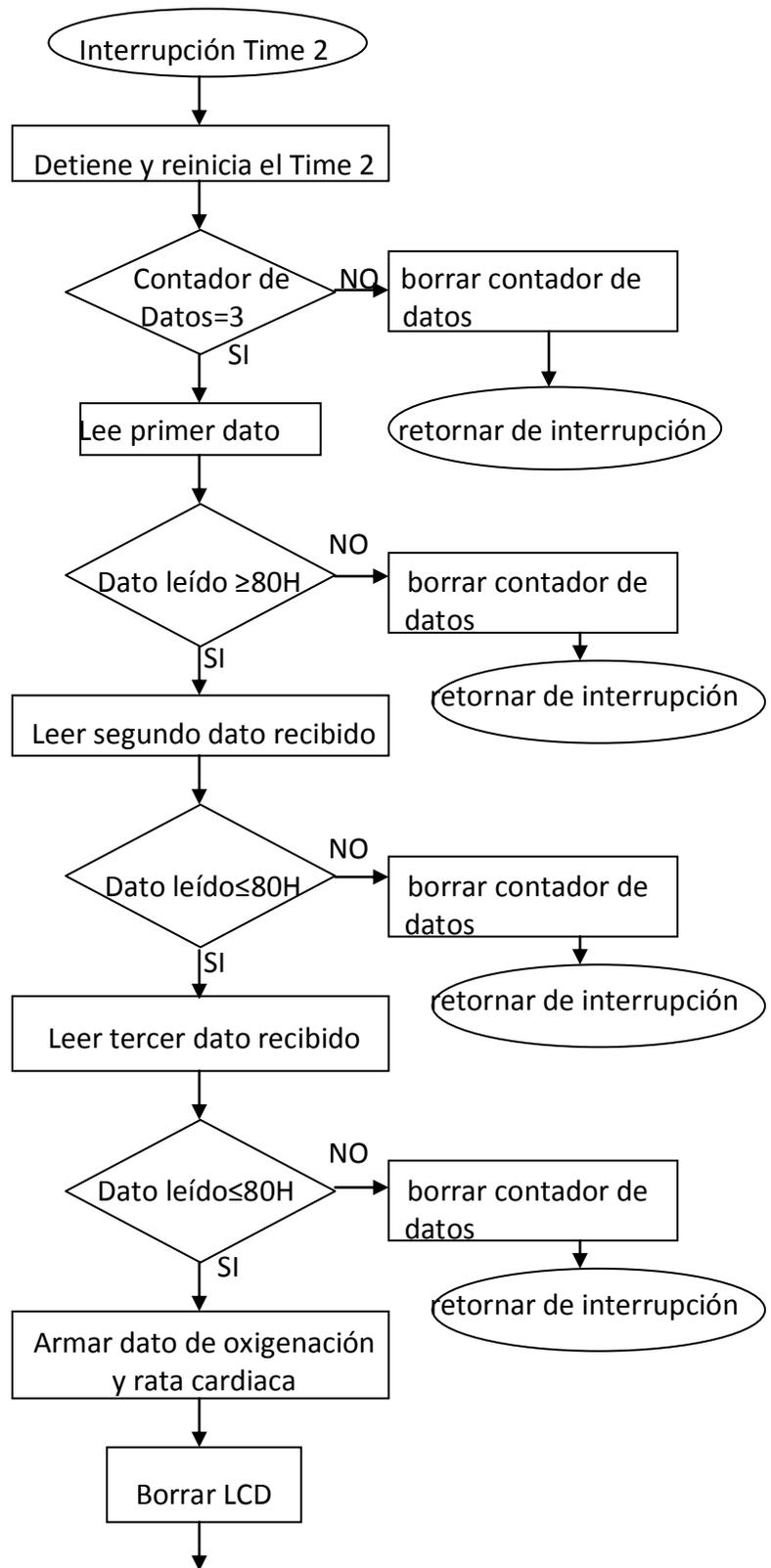
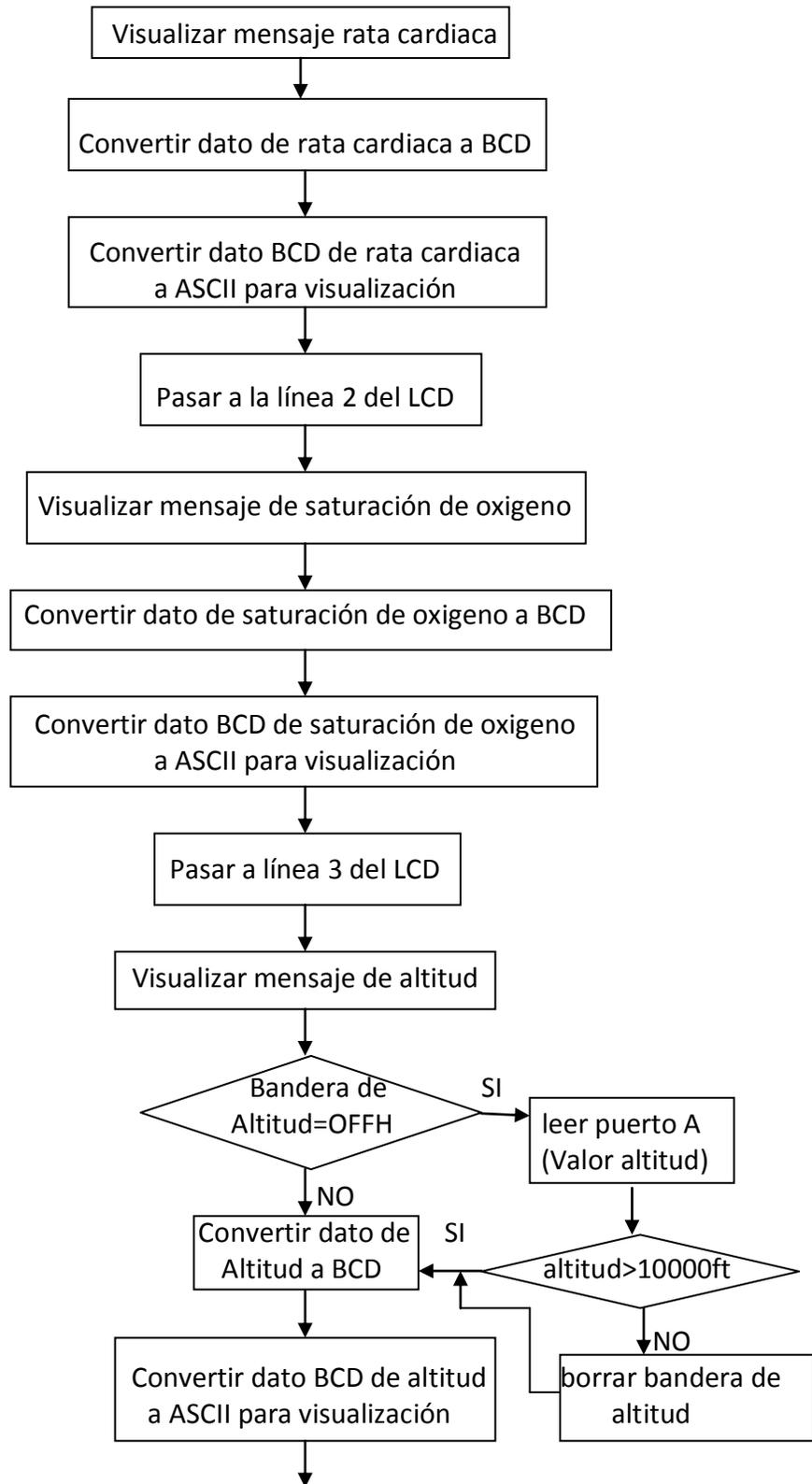
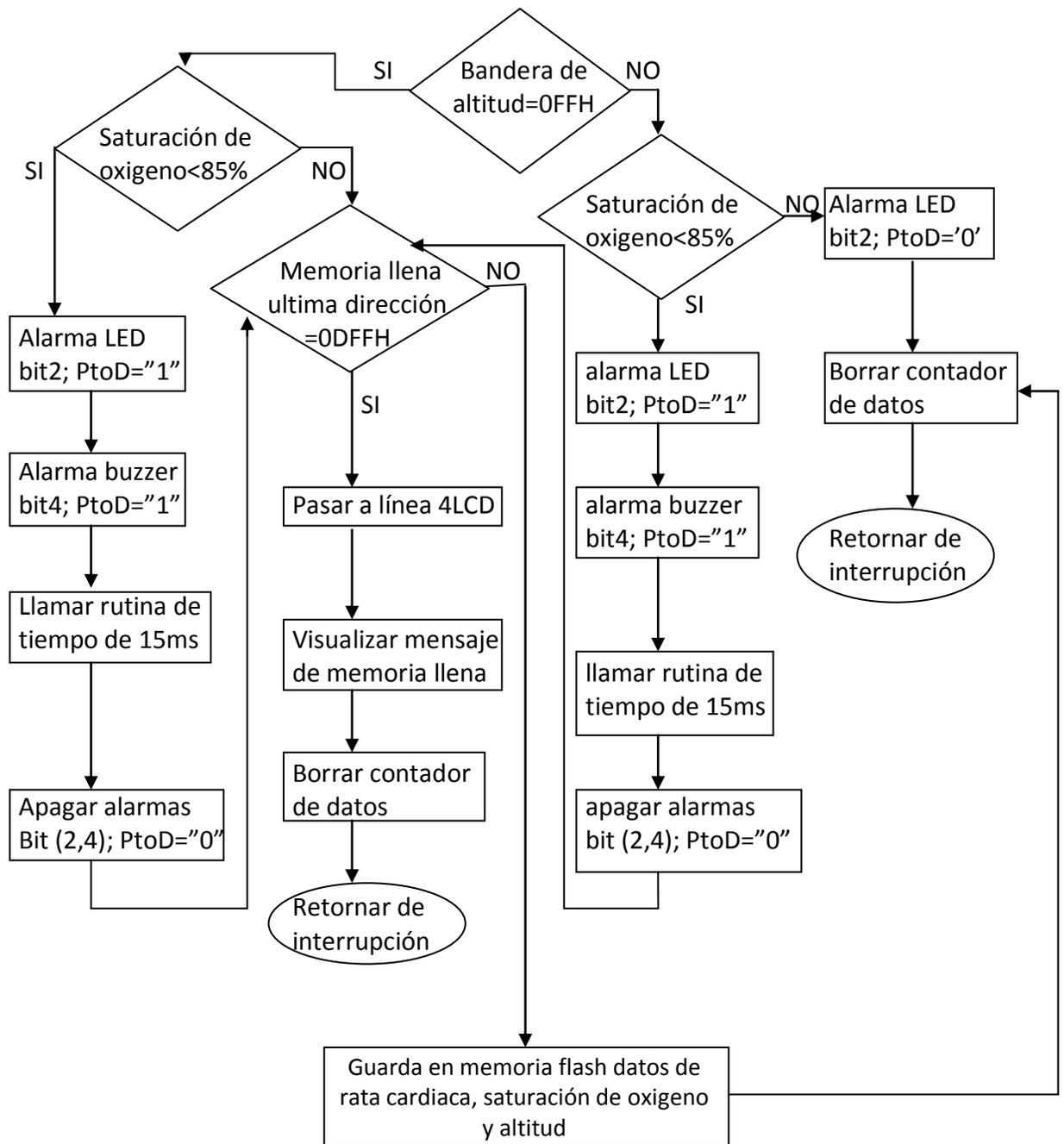


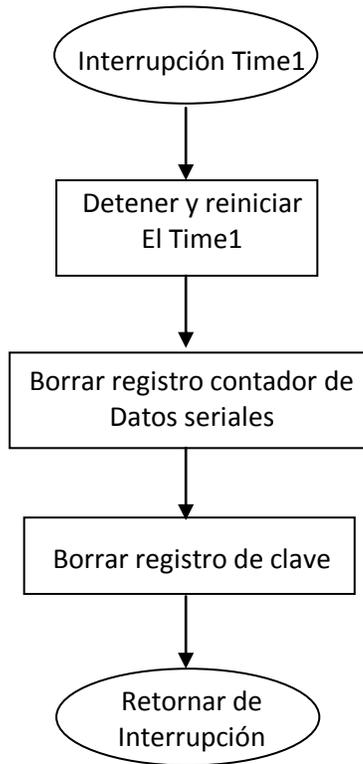
Tabla con mensaje de espera
 “espere mientras se verifica el estado del sensor”

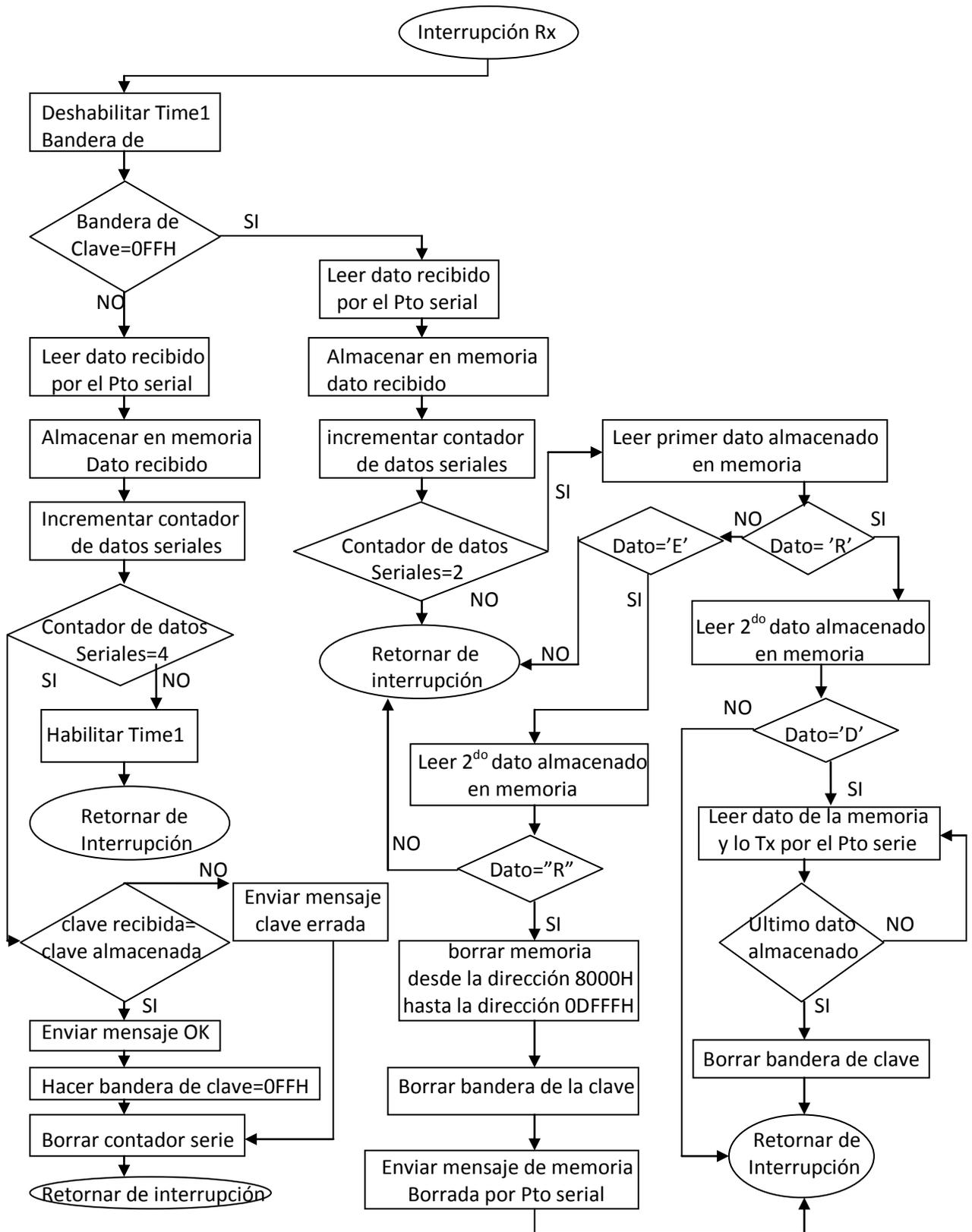












ANEXO B

PROGRAMACION DEL MICROCONTROLADOR

Dispositivo para medición y captura de parámetros biológicos (saturación de oxígeno y rata cardiaca) en pilotos de helicópteros de la policía nacional.

* Procesador = MC68HC908GP32

* XTAL = 4.9152 MHz

* Hardware:

* Puerto A: Conexión de bus de datos del altitud reporter

* Puerto B: Conexión del bus de datos de 8 bits del LCD (output)

* Puerto D: PTD0: Bit de control del LCD (output)

PTD1: Bit de habilitación del LCD (output)

PTD2: Bit de saturación fuera de rango (output)

PTD4: Bit de habilitación de señal auditiva de alarma (output)

PTD5: Bit más significativo del Altitud Reporter (input)

* Puerto E: PTE0/TX: Bit de transmisión de datos hacia el PC

PTE1/RX: Bit de recepción de datos desde el PC

* IRQ: Bit de recepción de datos desde el módulo de captura (input)

*Software:

```
$INCLUDE 'GP32REGS.INC'
```

```
COPD      EQU   0
```

```
; Bit registro SCC1
```

```
ENSCI     EQU   6
```

```
; Bits registro SCC2
```

```
RE        EQU   2
```

```
TE        EQU   3
```

```
SCRIE     EQU   5
```

```
; Bits registro SCS1
```

```
SCRF      EQU   5
```

```
TC        EQU   6
```

```
SCTE      EQU   7
```

```
; Bits registro T1SC y T2SC
```

```
TRST      EQU   4
```

```
TSTOP     EQU   5
```

```
TOF       EQU   7
```

```
; Bit registro INTSCR
```

```
ACK       EQU   2
```

```
; Bits PORTD
```

```
RS        EQU   0      ; Bit de control del LCD
```

```
E         EQU   1      ; Bit de habilitación del LCD
```

```
OUT_RNG   EQU   2      ; Bit de saturación fuera de rango (LED rojo)
```

```
SOUND     EQU   4      ; Bit de habilitación de señal auditiva de alarma
```

```
A1        EQU   5      ; Bit más significativo del Altitud Reporter
```

```
; Bits Byte 1 recibido de tarjeta de adquisición
```

```
ARTF      EQU   2      ; Bit de pulso fuera de rango actual
```

```
OOT       EQU   5      ; Bit de alarma de mala señal
```

```
SNSD      EQU   6      ; Bit de alarma de sensor desconectado
```

```
; Peso de bits de control de la memoria FLASH
```

```
PGM       EQU   1
```

```
F_ERASE   EQU   2
```

```
MASS      EQU   4
```

```
HVEN      EQU   8
```

```

CLEAR_DIS EQU %00000001 ;Borrar display
HOME EQU %00000010 ;Cursor al inicio
MODE_SET EQU %00000110 ;Incrementar y mover
DIS_NOCUR EQU %00001100 ;Display ON, cursor OFF
DIS_SICUR EQU %00001110 ;Display ON, cursor ON, cursor Estático
DIS_CUR_BLI EQU %00001111 ;Display ON, cursor ON, cursor Titilando
DL_N_F EQU %00111000 ;Interface de 8 bits, 4 lineas

```

* Declaración de variables en la RAM del Microcontrolador

```

REG1 EQU 40H
REG2 EQU 41H
REG3 EQU 42H
REG4 EQU 43H
REG1A EQU 44H
REG2A EQU 45H
REG3A EQU 46H
R_ALT EQU 47H
DIG_CEN EQU 48H
DIG_DEC EQU 49H
DIG_UNI EQU 4AH
B_ALT EQU 4BH
B_CLAVE EQU 4CH
REG_CLAVE EQU 4DH
DIFH EQU 4EH
DIFL EQU 4FH
CONT_BITS EQU 50H
CONT_DATOS EQU 51H
CONT_SERIE EQU 52H

CONT EQU 5FH
DIR_FLASH EQU 60H ;Dirección de grabado o borrado FLASH (2 posiciones)
DATO_FLASH EQU 62H ;Dato a grabar en FLASH o temporal (1 posición)
FLASH_CODE EQU 63H ;Lugar donde se copian las rutinas de grabación y
                    borrado (35 posiciones)

```

```

ORG 0A0H
TABLA_IRQ:

```

```

ORG 180H

```

TABLA_CLAVE:

* Inicio de la memoria Flash utilizada para almacenar los datos de la rata cardiaca, la saturación de oxígeno y la altitud.

```
        ORG    8000H          ; Dirección de inicio de la Flash que será programada
TABLA_DATOS:
        ORG    0E000H        ; Almacena última dirección de memoria grabada
                                (2 posiciones)
DIR_TABLA:
        DW    8000H
        ORG    0E080H        ;Clave para acceso de los datos almacenados
                                en la Flash
CLAVE: DB    '0000'
```

* Inicio del programa principal

```
INICIO:  ORG    0E100H
        RSP
        BSET   COPD,CONFIG1
        MOV    #0FFH,PTAPUE          ;Habilita las resistencias de Pull-Up
                                        internas del Puerto A
        CLR    PORTB
        MOV    #0FFH,DDRB           ;Puerto B como salida
        CLR    PORTD
        MOV    #00010111Q,DDRD      ;Bits 0,1,2 y 4 del Puerto D como salida
        JSR    TIEMPO_100           ;Tiempo de espera para estabilización de
                                        ;fuente D.C.
        JSR    INI_LCD              ;Rutina de inicialización del LCD
        JSR    MENS_INI             ;Visualización del mensaje inicial en el LCD
        JSR    MENS_ESPERA         ;Visualización de mensaje de espera para
                                        ;Verificar estado del sensor.
        MOV    #30H,DIG_CEN         ;Inicialización de variables utilizadas a lo
                                        ;largo del
        MOV    #30H,DIG_DEC         ;programa.
        MOV    #30H,DIG_UNI
        CLR    R_ALT
        CLR    B_ALT
        CLR    B_CLAVE
        CLR    REG_CLAVE
        CLR    DIFH
```

```

CLR   DIFL
CLR   CONT_DATOS
CLR   CONT_SERIE
MOV   #01110110Q,T1SC
LDHX  #57600T                ;Programa tiempo de 3 s. con cristal
                                   ;de 4.9152 MHz
                                   ;en TIM1

STHX  T1MODH
MOV   #01110000Q,T2SC
LDHX  #61440T                ;Programa tiempo de 50 ms. con cristal
                                   ;de 4.9152 MHz en TIM2
                                   ;Preescaler x 1, Divisor de baudios x 2
                                   ;(velocidad 38400 bps)

MOV   #1,SCBR                ;Habilita SCI
                                   ;Habilita Rx
                                   ;Habilita Tx
                                   ;Habilita interrupción por recepción
                                   ;Hace un reset al módulo IRQ

BSET  ENSCI,SCC1
BSET  RE,SCC2
BSET  TE,SCC2
BSET  SCRIE,SCC2
BSET  ACK,INTSCR
CLI

```

```

CICLO:  CLRH
        LDX  PORTA
        COMX
        LDA  TABLA_ALT,X
        BRSET A1,PORTD,RD_T
        LDA  TABLA_ALT1,X

```

```

RD_T:   CBEQA #0FFH,MAL
        STA  R_ALT
        CMP  #100T
        BLS  MENOR
        MOV  #0FFH,B_ALT

```

```

MENOR:  CLRH
        LDX  #100T
        DIV
        ADD  #30H
        STA  DIG_CEN
        PSHH
        PULA
        CLRH
        LDX  #10T
        DIV
        ADD  #30H
        STA  DIG_DEC
        PSHH

```

```

PULA
ADD #30H
STA DIG_UNI

MAL: JSR TIEMPO_5S
      JMP CICLO

```

```

TIEMPO_5S:                ; Tiempo de 4.9972 s (aprox. 5 s) a 4.9152 MHz.
                        MOV #200T,REG1A
LOOP3A:  MOV #206T,REG2A
LOOP2A:  MOV #28T,REG3A
        DBNZ REG3A,$
        DBNZ REG2A,LOOP2A
        DBNZ REG1A,LOOP3A
        RTS

```

*Rutina de inicialización del LCD, habilita las 4 líneas del LCD, incremento de caracteres, sin cursor.

* Parámetros:

Entrada: Ninguno

Salida: Ninguno

* Registros afectados:

ACUMULADOR
HX
REG1, REG2, REG3

```

INI_LCD:  LDA #DL_N_F      ;Habilita interface de 8 bits, 4 lineas
          JSR CONTROL     ;Palabra de control
          LDA #MODE_SET   ;Incrementar y mover
          JSR CONTROL     ;Palabra de control
          LDA #DIS_NOCUR  ;Display ON, cursor OFF
          JSR CONTROL     ;Palabra de control
BORRAR:   LDA #HOME      ;Cursor al inicio (linea 1 columna 1)
          JSR CONTROL     ;Palabra de control
          JSR TIEMPO_15
          LDA #CLEAR_DIS  ;Borrar todo el contenido del LCD
          JSR CONTROL     ;Palabra de control
          JSR TIEMPO_15
          RTS

```

```

CONTROL:  BCLR  RS,PORTD      ;RS=0 indica al LCD que es palabra
                                         ;de control
          JMP   ENVIAR
DATO:     BSET  RS,PORTD      ;RS=1 indica al LCD que es un dato
                                         ;en ASCII
ENVIAR:   STA   PORTB
          BSET  E,PORTD      ;Genera pulso de mas de 800ns
                                         ;para habilitar entrada
          NOP                    ;de datos o palabras de control al LCD, el pulso
          NOP                    ;inicia en alto (el estado anterior debe ser bajo)
          BCLR  E,PORTD      ;espera un instante y vuelve al estado bajo.
          JSR  TIEMPO_50U
          RTS

TIEMPO_15:                    ;Tiempo de 15.32 ms (aprox 15 ms) a 4.9152 MHz.
          MOV   #37T,REG1
LOOP1:    MOV   #100T,REG2
          DBNZ  REG2,$        ;T=[(5*REG1*REG2)+(9*REG1)+4]*4/Fosc
          DBNZ  REG1,LOOP1
          RTS

TIEMPO_50U:                    ;Tiempo de 52.08 us (aprox 50 us) a 4.9152 MHz.
          MOV   #12T,REG1
          DBNZ  REG1,$
          RTS

```

*Rutina de envió de mensaje inicial al LCD.

* Parámetros:

Entrada: Ninguno

Salida: Ninguno

* Registros afectados:

ACUMULADOR

HX

REG1, REG2, REG3, REG4

```

MENS_INI:
CICLOM:  MOV    #3,REG4           ;Repite el mensaje 5 veces
        JSR    MENS             ;Rutina de lectura y envió del mensaje
        JSR    TIEMPO_500      ;Tiempo de espera entre visualizaciones
        SR     BORRAR          ;Borra LCD
        JSR    TIEMPO_500
        DBNZ   REG4,CICLOM
        JSR    MENS             ;Finaliza con mensaje inicial estático
        RTS
MENS:    CLRH
        CLRX
LINEA:   LDA    MENSAJE1,X      ;Lee tabla con el mensaje a visualizar
        CBEQA  #0FFH,FIN_LIN   ;Determina si es el fin de la tabla
        JSR    DATO
        INCX
        JMP    LINEA           ;Repite hasta leer toda la tabla

IN_LIN:  RTS

TIEMPO_500:           ;Tiempo de 499.51 ms (aprox. 500 ms) a 4.9152 MHz.
        MOV    #200T,REG1
LOOP3:   MOV    #90T,REG2
LOOP2:   MOV    #5,REG3
        DBNZ   REG3,$
        DBNZ   REG2,LOOP2
        DBNZ   REG1,LOOP3
        RTS
MENSAJE1:           ;Tabla con mensaje inicial visualizado en el LCD
        DB    ' Medidor de '
        DB    ' y rata cardiaca '
        DB    'Saturación d oxígeno',0FFH

TIEMPO_100:         ;Tiempo de 100.91 ms (aprox 100 ms) a 4.9152 MHz.
        MOV    #200T,REG1
LOOP4:   MOV    #124T,REG2
        DBNZ   REG2,$           ;T=[(5*REG1*REG2)+(9*REG1)+4]*4/Fosc
        DBNZ   REG1,LOOP4
        RTS

TIEMPO_200:         ;Tiempo de 200.19 ms (aprox 200 ms) a 4.9152 MHz.
        MOV    #250T,REG1

```

```

LOOP5:    MOV    #195T,REG2
          DBNZ  REG2,$           ;T=[(5*REG1*REG2)+(9*REG1)+4]*4/Fosc
          DBNZ  REG1,LOOP5
          RTS

```

* Rutina de envío de mensaje de espera para inicialización de la unidad de AVL.

* Parámetros:

Entrada: Ninguno

Salida: Ninguno

* Registros afectados:

ACUMULADOR

HX

REG1, REG2, REG3, REG4

MENS_ESPERA:

```

          JSR    TIEMPO_200
          JSR    BORRAR
          CLRH
          CLRX
LINE2:    LDA    MENSAJE2,X       ;Lee tabla con el mensaje a visualizar
          JSR    DATO
          LDA    MENSAJE2,X
          INCX
          CMP    #0FFH
          BNE   LINE2           ;Determina si es el fin de la tabla
          MOV    #19T,REG4      ;Repite 20 veces el envio
          JSR    TIEMPO_200
CICLO_E:  LDA    #0FFH
          JSR    DATO
          BSET  SOUND,PORTD
          JSR    TIEMPO_15
          BCLR  SOUND,PORTD
          JSR    TIEMPO_100
          DBNZ  REG4,CICLO_E
          JSR    TIEMPO_200
          JSR    BORRAR
          JSR    MENS
          RTS

```

MENSAJE2: ;Tabla con mensaje inicial visualizado en el LCD

```

DB    ' Espere mientras se '
DB    ' del sensor '

```

DB ' verifica el estado ',0FFH

* Rutina de atención a interrupción del pin IRQ por llegada de datos de la tarjeta de digitalización y adquisición.

* Parámetros:

Entrada: Ninguno

Salida: Ninguno

* Registros afectados:

```

                ACUMULADOR
                HX
                CONT_BITS
                CONT_DATOS

INT_IRQ:       PSHH

                CLRA
                BSET TSTOP,T2SC      ;Detiene el TIMER 2
                BSET TRST,T2SC      ;Reinicia el TIMER 2
                MOV #8,CONT_BITS

                BIH RUIDO             ;Detecta bit de inicio, si es '1' es ruido      (3 ciclos)
                JSR TIEMPO_38         ;Retardo de tiempo de 38 ciclos          (5 ciclos)
                BIH RUIDO             ;Si cambia a uno es ruido y reinicia      (3 ciclos)
CICLO3: JSR TIEMPO_110              ;Retardo de tiempo de 110 ciclos      (5 ciclos)
                BIL CEROA            ;Verifica estado de bit en Rx        (3 ciclos)
                SEC                   ;Si bit recibido es '1' hace bit C=1    (1 ciclo)
                RORA                  ;Rota a la derecha para formar dato   (1 ciclo)
                JMP DECRE             ;Salta a verificar siguiente bit    (3 ciclos)
CEROA:         CLC                   ;Si bit recibido es '0' hace bit C=0  (1 ciclo)
                RORA                  ;Rota a la derecha para formar dato   (1 ciclo)
                NOP                    ;                                     (3 ciclos)
                NOP
                NOP
                NOP
DECRE:         DBNZ CONT_BITS,CICLO3 ;Decrementa hasta completar 8 bits    (5 ciclos)

                JSR TIEMPO_110        ;Retardo de tiempo de 110 ciclos
```

```

CLR H
LDX  CONT_DATOS
STA  TABLA_IRQ,X
INC  CONT_DATOS

```

```

RUIDO:      BCLR  TSTOP,T2SC      ;Habilita el TIMER 2 para inicio del
                                           ;tiempo programado
            BSET  ACK,INTSCR      ;Borra bandera de interrupción de módulo IRQ
            PULH
            RTI

```

```

TIEMPO_110:      ;Tiempo de 110 ciclos a 4.9152 MHz.
            MOV  #20T,REG1        ;4 ciclos
            DBNZ REG1,$          ;5 ciclos   5*REG1+10
            NOP                    ;2 ciclos
            NOP
            RTS                    ;4 ciclos

```

```

TIEMPO_38:      ;Tiempo de 38 ciclos a 4.9152 MHz.
            MOV  #6,REG1          ;4 ciclos
            DBNZ REG1,$          ;5 ciclos   5*REG1+8
            RTS                    ;4 ciclos

```

* Rutina de atención a interrupción por overflow del TIMER 2, si pasa el tiempo programado (50ms.) se verifica si hay datos válidos para analizar.

* Parámetros:

Entrada: Ninguno

Salida: Ninguno

* Registros afectados:

ACUMULADOR

HX

CONT_DATOS

INT_TIMER2:

```

PSHH
BSET  TSTOP,T2SC      ;Detiene el TIMER 2
BSET  TRST,T2SC      ;Reinicia el TIMER 2
BCLR  TOF,T2SC      ;Borra bandera de overflow del TIMER 2
LDA  CONT_DATOS
CBEQA #3T,VER_DATOS ;Verifica de datos recibidos es igual a 3 si no,
CLR  CONT_DATOS      ;no los tiene en cuenta.

```

PULH
RTI

VER_DATOS:

LDA TABLA_IRQ
CMP #80H ;Verifica si primer dato es mayor o igual a 80H
BLO CLR_DAT ;si no, no los tiene en cuenta.
LDA TABLA_IRQ+1
CMP #80H ;Verifica si segundo dato es menor a 80H si no,
BHS CLR_DAT ;no los tiene en cuenta.
LDA TABLA_IRQ+2
CMP #80H ;Verifica si tercer dato es menor a 80H si no,
BLO VIS_DATOS ;no los tiene en cuenta.

CLR_DAT:CLR CONT_DATOS
PULH
RTI

VIS_DATOS:

ARM_DAT:LSL TABLA_IRQ+1
CLC
BRCLR 0,TABLA_IRQ,ROTA
SEC

ROTA: ROR TABLA_IRQ+1

JSR BORRAR
JSR RATA
CLRH

LDA TABLA_IRQ+1
LDX #100T
DIV
CBEQA #0,CERO1

ADD #30H
JSR DATO ;Visualiza en el LCD el digito de las centenas de la rata

cardiaca

CERO1: PSHH

PULA
CLRH
LDX #10T
DIV

ADD #30H
JSR DATO ;Visualiza en el LCD el digito de las decenas de la rata

cardiaca

PSHH
PULA

ADD #30H
JSR DATO

;Visualiza en el LCD el digito de las unidades de la rata

cardiaca

```

LDA #0C0H ;Pasa a linea 2
JSR CONTROL
JSR SATUR
CLR H
LDA TABLA_IRQ+2
LDX #100T
DIV
CBEQA #0,CERO2
ADD #30H
JSR DATO ;Visualiza en el LCD el digito de las centenas de la
saturación
CERO2: PSHH
PULA
CLR H
LDX #10T
DIV
ADD #30H
JSR DATO ;Visualiza en el LCD el digito de las decenas de la
saturación
PSHH
PULA
ADD #30H
JSR DATO ;Visualiza en el LCD el digito de las unidades de la
saturación
LDA #'%'
JSR DATO
LDA #94H ;Pasa a linea 3
JSR CONTROL
JSR ALTI
LDA B_ALT
CBEQA #0,BIEN
CLR H
LDX PORTA
COMX
LDA TABLA_ALT,X
BRSET A1,PORTD,RD_T1
LDA TABLA_ALT1,X
RD_T1: CBEQA #0FFH,MEM
STA R_ALT
CMP #100T
BHI MAYOR
CLR B_ALT
MAYOR: CLR H
LDX #100T
DIV
ADD #30H

```

```

    STA  DIG_CEN
    PSHH
    PULA
    CLRH
    LDX  #10T
    DIV
    ADD  #30H
    STA  DIG_DEC
    PSHH
    PULA
    ADD  #30H
    STA  DIG_UNI
BIEN: LDA  DIG_CEN
      JSR  DATO           ;Visualiza en el LCD el digito de las centenas de la altitud
      LDA  DIG_DEC
      JSR  DATO           ;Visualiza en el LCD el digito de las decenas de la altitud
      LDA  DIG_UNI
      JSR  DATO           ;Visualiza en el LCD el digito de las unidades de la altitud
      JSR  PIES
      LDA  B_ALT
      CBEQA #0,BIEN1
MEM:  LDA  TABLA_IRQ+2
      CMP  #85T
      BHS  GR_MEM
      BSET OUT_RNG,PORTD
      BSET SOUND,PORTD
      JSR  TIEMPO_15
      BCLR SOUND,PORTD
GR_MEM: LDA  DIR_TABLA
      PSHA
      PULH
      LDX  DIR_TABLA+1
      CPHX #0DFFDH       ;Verifica que memoria no este llena
      BNE  ESCR
      LDA  #0D4H         ;Pasa a linea 4
      JSR  CONTROL
      JSR  LLENO
BIEN1: LDA  TABLA_IRQ+2
      CMP  #85T
      BLO  ALARMA
      BCLR OUT_RNG,PORTD
SAL1: CLR  CONT_DATOS
      PULH
      RTI
ALARMA: BSET OUT_RNG,PORTD
      BSET SOUND,PORTD

```

```

JSR TIEMPO_15
BCLR SOUND,PORTD
LDA B_ALT
CBEQA #0FFH,SAL1
ESCR: LDA TABLA_IRQ+1
CBEQA #255T,SAL1
LDA TABLA_IRQ+2
CBEQA #127T,SAL1
LDA R_ALT
CBEQA #255T,SAL1
LDA DIR_TABLA
PSHA
PULH ;Lee siguiente dirección libre en la Flash para
LDX DIR_TABLA+1 ;almacenar datos del módulo
PSHH
PSHX
STHX DIR_FLASH ;Indica la dirección a grabar
LDA TABLA_IRQ+1
STA DATO_FLASH ;Indica el dato a grabar
JSR ESCR_FLASH ;Graba el dato indicado
PULX
PULH
INCX
PSHH
PSHX
STHX DIR_FLASH ;Indica la dirección a grabar
LDA TABLA_IRQ+2
STA DATO_FLASH ;Indica el dato a grabar
JSR ESCR_FLASH ;Graba el dato indicado
PULX
PULH
INCX
STHX DIR_FLASH ;Indica la dirección a grabar
LDA R_ALT
STA DATO_FLASH ;Indica el dato a grabar
JSR ESCR_FLASH ;Graba el dato indicado
LDA DIR_TABLA
PSHA
PULH
LDX DIR_TABLA+1
AIX #3T
CPHX #0E000H
BEQ IGUAL
PSHX
PSHH
LDHX #DIR_TABLA ;Indica la dirección a borrar

```

```

        STHX  DIR_FLASH          ;(cualquier dirección en la pag. sirve)

JSR   BORRA_FLASH              ;Borra la página indicada (todos sus bytes
                                ;pasan a 0FFH)
        LDHX  #DIR_TABLA        ;Almacena en la flash última dirección libre para
        STHX  DIR_FLASH          ;almacenar datos del módulo
        PULX
        STX   DATO_FLASH
        JSR   ESCR_FLASH
        LDHX  #DIR_TABLA
        INCX
        STHX  DIR_FLASH
        PULX
        STX   DATO_FLASH
        JSR   ESCR_FLASH
IGUAL: CLR  CONT_DATOS
        PULH
        RTI

```

```

RATA: CLRH
      CLRX
LIN_RA: LDA  TABLA_RATA,X      ;Lee tabla con el mensaje a visualizar
      CBEQA #0FFH,FIN_RA      ;Determina si es el fin de la tabla
      JSR   DATO
      INCX
      JMP   LIN_RA              ;Repite hasta leer toda la tabla
FIN_RA: RTS
TABLA_RATA:
      DB   'RATA CARDIACA: ',0FFH

```

```

SATUR: CLRH
      CLRX
LIN_SAT:LDA  TABLA_SATUR,X     ;Lee tabla con el mensaje a visualizar
      CBEQA #0FFH,FIN_SAT     ;Determina si es el fin de la tabla
      JSR   DATO
      INCX
      JMP   LIN_SAT            ;Repite hasta leer toda la tabla
FIN_SAT:RTS
TABLA_SATUR:
      DB   'SATURACION: ',0FFH

```

```

ALTI: CLRH
      CLRX
LIN_ALT:LDA  TABLA_ALTI,X      ;Lee tabla con el mensaje a visualizar

```

```

        CBEQA #0FFH,FIN_ALT           ;Determina si es el fin de la tabla
        JSR  DATO
        INCX
        JMP  LIN_ALT                   ;Repite hasta leer toda la tabla
FIN_ALT:RTS
TABLA_ALTI:
        DB  'ALTITUD: ',0FFH

PIES: CLRH
        CLRX
LIN_PIE:LDA  TABLA_PIES,X             ;Lee tabla con el mensaje a visualizar
        CBEQA #0FFH,FIN_PIE          ;Determina si es el fin de la tabla
        JSR  DATO
        INCX
        JMP  LIN_PIE                   ;Repite hasta leer toda la tabla
FIN_PIE:RTS
TABLA_PIES:
        DB  '00 FT',0FFH

LLENO: CLRH
        CLRX
LIN_LLE:LDA  TABLA_LLENO,X           ;Lee tabla con el mensaje a visualizar
        CBEQA #0FFH,FIN_LLE          ;Determina si es el fin de la tabla
        JSR  DATO
        INCX
        JMP  LIN_LLE                   ;Repite hasta leer toda la tabla
FIN_LLE:RTS
TABLA_LLENO:
        DB  ' ¡¡MEMORIA LLENA!!',0FFH

```

* Rutina de interrupción por overflow del TIM1, es generada cuando el PC no transmite datos despues de 3 segundos, inicializa procesos del puerto serie, para permitir volver a comenzar secuencia de tiempo.

```

INT_TIMER1:
        BSET TSTOP,T1SC
        BSET TRST,T1SC
        BCLR TOF,T1SC
        CLR  CONT_SERIE
        CLR  B_CLAVE
        CLR  REG_CLAVE
        RTI

```

* Rutina de interrupción por recepción de datos por el puerto SCI para funciones de:

- Verificación de clave
- Cambio de clave
- Lectura y transferencia de datos de la Flash
- Borrado de la Flash

INT_RX: PSHH

```
BSET TSTOP,T1SC
BSET TRST,T1SC
LDA B_CLAVE ;Determina si el dato corresponde a clave
;o a función
CBEQA #0FFH,FUNCION ;(si es función salta)
LDA SCS1 ;Limpiar bandera RDRF leyendo el registro SCS1
LDA SCDR ;Leer dato Recibido.
CLR H
LDX CONT_SERIE
STA TABLA_CLAVE,X ;Almacena dato de la clave en la memoria
INC CONT_SERIE
LDA CONT_SERIE
CBEQA #4,CMP_CLAVE ;Cuenta 4 datos antes de verificar clave
BCLR TSTOP,T1SC
PULH
RTI
```

CMP_CLAVE:

```
CLR H
CLR CONT_SERIE
```

OTRO: LDX CONT_SERIE

```
LDA CLAVE,X
CMP TABLA_CLAVE,X ;Verifica cada uno de los 4 datos de la clave
BNE OTRA_CLAVE
INC CONT_SERIE
LDA CONT_SERIE
CMP #4
BNE OTRO
JSR ENV_OK ;Si clave es correcta genera mensaje OK
MOV #0FFH,B_CLAVE ;Hace que B_CLAVE indique entrada a función
CLR CONT_SERIE
```

```

PULH
RTI
OTRA_CLAVE:
LDA TABLA_LEER,X      ;Verifica la clave maestra
CMP TABLA_CLAVE,X
BNE ERROR
INC CONT_SERIE
LDA CONT_SERIE
CMP #4
BEQ LEER_CLAVE
LDX CONT_SERIE
JMP OTRA_CLAVE
ERROR: JSR ENV_ERROR  ;Envia mensaje de error
CLR CONT_SERIE
PULH
RTI
LEER_CLAVE:           ;Envia la clave almacenada al puerto serie para
                      ;ser visualizada en un PC
LDA SCS1              ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDHX #0
LOOPCL: LDA CLAVE,X
INCX
BRCLR SCTE,SCS1,$    ;Registro SCDR libre?
STA SCDR              ;Carga nuevo valor al SCDR
CPX #4                ;Determina si es el fin de la cadena de caracteres
BNE LOOPCL
BRCLR TC,SCS1,$      ;Terminó la Tx del último dato?
LDA SCS1              ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDA SCDR
CLR CONT_SERIE
PULH
RTI
TABLA_LEER:
DB 'JRCL'

FUNCION:
LDA REG_CLAVE        ;Determina si el dato corresponde a parte de la
                      ;función o a cambio de clave
CBEQA #0FFH,DIG_CLAVE

```

```

LDA   SCS1           ;Limpiar bandera RDRF leyendo el registro SCS1
LDA   SCDR           ;Leer dato Recibido.
CLRH
LDX   CONT_SERIE
STA   TABLA_CLAVE,X
INC   CONT_SERIE
LDA   CONT_SERIE
CBEQA #2,CMP_FUNC   ;Cuenta 2 datos antes de verificar función
PULH
RTI

CMP_FUNC:
CLR   CONT_SERIE
CLRH
CLRX
LDA   TABLA_CLAVE,X ;Verifica que función se va a ejecutar
CMP   #'W'
BNE   VER1
JMP   CAM_CLAVE     ;Salta a cambio de clave

VER1:  CMP   #'R'
BNE   VER2
JMP   LEER_MEM     ;Salta a lectura de memoria

VER2:  CMP   #'E'
BNE   VER3
JMP   BORRAR_MEM   ;Salta a borrar memoria

VER3:  PULH
RTI

CAM_CLAVE:
INCX
LDA   TABLA_CLAVE,X
CMP   #'R'         ;Verifica si los 2 caracteres corresponden
BNE   NO_WR        ;a cambio de clave, si no termina y espera
                           ;nueva función
MOV   #0FFH,REG_CLAVE ;Hace que REG_CLAVE indique habilitación
                           ;para cambio de clave

NO_WR: CLR   CONT_SERIE
PULH
RTI

```

DIG_CLAVE:

```
LDA  SCS1          ;Limpiar bandera RDRF leyendo el registro SCS1
LDA  SCDR          ;Leer dato Recibido.
CLR  H
LDX  CONT_SERIE
STA  TABLA_CLAVE,X ;Almacena en la memoria RAM los 4 datos de la
                    ;nueva clave

INC  CONT_SERIE
LDA  CONT_SERIE
CBEQA #4,ESCR_CLAVE ;Si completa los 4 datos va a grabar en la
                    ; Flash la clave

PULH
RTI
```

ESCR_CLAVE:

```
LDHX #CLAVE          ;Indica la dirección a borrar
STHX DIR_FLASH      ;(cualquier dirección en la pag. sirve)
JSR  BORRA_FLASH    ;Borra la página indicada (todos sus bytes
                    ;pasan a 0FFH)

CLR  CONT_SERIE
LDHX #CLAVE          ;Dirección donde se almacena la nueva clave
```

ESC_CIC:PSHX

```
PSHH
STHX DIR_FLASH      ;Almacenar dato de la nueva clave en la dirección
indicada
CLR  H
LDX  CONT_SERIE
LDA  TABLA_CLAVE,X
STA  DATO_FLASH     ;Indica el dato a grabar
JSR  ESCR_FLASH     ;Graba el dato indicado
PULH
PULX
INCX
INC  CONT_SERIE
LDA  CONT_SERIE
CMP  #4              ;Determina si finalizó escritura de datos de la
                    ;nueva clave

BNE  ESC_CIC
```

```

JSR   OK_CAM           ;Mensaje indicando clave cambiada
CLR   CONT_SERIE
CLR   B_CLAVE
CLR   REG_CLAVE
PULH
RTI

```

LEER_MEM:

```

INCX
LDA   TABLA_CLAVE,X
CMP   #'D'             ;Verifica si los 2 caracteres corresponden
BNE   NO_RD           ;a lectura de datos almacenados en la Flash
LDA   SCS1            ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDA   DIR_TABLA+1
STA   DIFL
LDA   DIR_TABLA
SUB   #80H
STA   DIFH
LDHX  #0

```

LOOPL: LDA TABLA_DATOS,X

```

AIX  #1
BRCLR SCTE,SCS1,$    ;Registro SCDR libre?
STA  SCDR            ;Carga nuevo valor al SCDR
CPX  DIFL
BNE  LOOPL
PSHH
PULA
CMP  DIFH
BNE  LOOPL

```

FIN_TX: CLR DIFH

```

CLR  DIFL
BRCLR TC,SCS1,$     ;Terminó la Tx del último dato?
LDA  SCS1           ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDA  SCDR
CLR  B_CLAVE

```

NO_RD: PULH

```

RTI

```

```

BORRAR_MEM:
    INCX
    LDA  TABLA_CLAVE,X
    CMP  #'R'                ;Verifica si los 2 caracteres corresponden
    BNE  NO_ER                ;a solicitud de borrado de la Flash
    SEI
    LDHX #0E080H              ;Empieza borrado desde ultimobloque de memoria
ERASE: AIX #-128T
    PSHX
    PSHH
    STHX DIR_FLASH           ;(cualquier dirección en la pag. sirve)
    JSR  BORRA_FLASH         ;Borra la página indicada (todos sus bytes pasan a
OFFH)
    PULH
    PULX
    CPHX #8000H
    BNE  ERASE                ;Verifica si es el primer bloque de memoria
    CLI
    CLR  B_CLAVE
    LDHX #DIR_TABLA          ;Almacena en la flash última dirección libre para
    STHX DIR_FLASH           ;guardar los datos del GPS
    MOV  #80H,DATO_FLASH
    JSR  ESCR_FLASH
    LDHX #DIR_TABLA
    INCX
    STHX DIR_FLASH
    CLR  DATO_FLASH
    JSR  ESCR_FLASH
    JSR  OK_BORRADO          ;Envía mensaje de borrado exitoso
NO_ER: PULH
    RTI

ENV_OK: LDA  SCS1            ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
    LDHX  #0
LOOPK: LDA  TABLAK,X
    INCX
    BRCLR SCTE,SCS1,$        ;Registro SCDR libre?

```

```

STA   SCDR           ;Carga nuevo valor al SCDR
CMP   #0AH          ;Determina si es el fin de la cadena de caracteres
BNE   LOOPK
BRCLR TC,SCS1,$     ;Terminó la Tx del último dato?
LDA   SCS1           ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDA   SCDR
RTS
TABLAK: DB   'OK',0DH,0AH

```

```

ENV_ERROR:
LDA   SCS1           ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDHX  #0
LOOPE: LDA  TABLAE,X
      INCX
BRCLR SCTE,SCS1,$   ;Registro SCDR libre?
STA   SCDR           ;Carga nuevo valor al SCDR
CMP   #0AH          ;Determina si es el fin de la cadena de caracteres
BNE   LOOPE
BRCLR TC,SCS1,$     ;Terminó la Tx del último dato?
LDA   SCS1           ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDA   SCDR
RTS
TABLAE: DB   'CLAVE INCORRECTA',0DH,0AH

```

```

OK_CAM: LDA  SCS1     ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
      LDHX  #0
LOOPC: LDA  TABLAC,X
      INCX
BRCLR SCTE,SCS1,$   ;Registro SCDR libre?
STA   SCDR           ;Carga nuevo valor al SCDR
CMP   #0AH          ;Determina si es el fin de la cadena de caracteres
BNE   LOOPC
BRCLR TC,SCS1,$     ;Terminó la Tx del último dato?
LDA   SCS1           ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
LDA   SCDR
RTS
TABLAC: DB   'CLAVE HA SIDO CAMBIADA',0DH,0AH

```

```

OK_BORRADO:
    LDA  SCS1                ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
    LDHX #0
LOOPB: LDA  TABLAB,X
    INCX
    BRCLR SCTE,SCS1,$        ;Registro SCDR libre?
    STA  SCDR                ;Carga nuevo valor al SCDR
    CMP  #0AH                ;Determina si es el fin de la cadena de caracteres
    BNE  LOOPB
    BRCLR TC,SCS1,$          ;Terminó la Tx del último dato?
    LDA  SCS1                ;Borra la bandera SCTE por lectura de SCS1
    LDA  SCDR
    RTS
TABLAB: DB  'MEMORIA BORRADA',0DH,0AH

```

* ESCR_FLASH:

Graba 1 byte en memoria FLASH (GP32)

* REQUIERE:

* Interrupciones deshabilitadas

* DIR_FLASH = Dirección donde grabar el byte (2 bytes)

* DATO_FLASH = Dato a grabar (1 byte)

* Descripción:

Carga en RAM el código de grabación y lo ejecuta (en: FLASH_CODE)

Requiere 35 bytes de RAM.

ESCR_FLASH:

SEI

LDHX #{FIN_COPIA - INICIO_COPIA} ;Número de bytes a copiar, H=0

STX CONT

CLR

ESCR_COPIA: ;Copia función de grabación a RAM

LDA INICIO_COPIA,X

STA FLASH_CODE,X

INCX

CPX CONT

BNE ESCR_COPIA

LDA #PGM ;A = Set PGM

```

EJEC_EN_RAM:
    LDHX  DIR_FLASH      ;Carga dirección del bloque a grabar/borrar
    JMP   FLASH_CODE     ;Ejecuta código en RAM, sale por RTS

INICIO_COPIA:           ;Comienzo del código de grabación que se ejecuta en RAM
                        ;Al entrar: HX = dirección a grabar y A = PGM
    STA   FLCR           ;Flash Control Register = PGM
    LDA   FLBPR         ;Lee block protect
    STA   ,X            ;Selecciona el bloque a grabar
                        ;==== PGM to HVEN setup time ====
                        ;Retardo TNVS (10 useg. aprox. 13 ciclos a 4.9152 MHz.)
    LDA   #{HVEN+PGM}   ;2 ciclos (luego hace uno el bit HVEN)
    LDX   #2            ;2 ciclos
    BSR   RETARDO       ;4+4 ciclos + 3*X= 14 ciclos
                        ;deja X=1 y A= DATO_FLASH
                        ;Program Hold Time
                        ;Retardo TPGS (5 useg. aprox. 7 ciclos)
    DBNZX $             ;9 + 3*X = 12 ciclos
                        ;Graba byte (A= DATO_FLASH)
    LDHX  DIR_FLASH     ;(H:X= dirección a grabar)
    STA   ,X
                        ;Byte Program Time (HI)
                        ;Retardo TPROG (30 useg. aprox 37 ciclos)
    LDX   #10T          ;2 ciclos
    LDA   #HVEN         ;2 ciclos (luego borra bit PGM)
    BSR   RETARDO       ;4+4 ciclos + 3*X= 38 ciclos
                        ;Retardo extra= 9 ciclos deja X=1
                        ;High-Voltage Hold Time
                        ;Retardo TNVH (5 useg. aprox 7 ciclos)
    CLRA                ;1 ciclo (luego borra bit HVEN)
                        ;10 ciclos + 3*X= 13 ciclos
RETARDO:                ;X= Retardo en ciclos = (X * 3)
    DBNZX RETARDO       ;3 ciclos
    STA   FLCR          ;A= nuevo valor FLCR
    LDX   #1            ;2 ciclos
    LDA   DATO_FLASH    ;3 ciclos
    RTS                 ;Retardo extra= 5+4 = 9 ciclos
                        ;Retardo TRCV (1 useg. aprox. 2 ciclos)
FIN_COPIA:              ;== Fin del código de grabación ==

```

* BORRA_FLASH:

Borra una página de memoria FLASH (GP32, una página= 128 bytes)

* REQUIERE:

* Interrupciones deshabilitadas

* DIR_FLASH= dirección de un byte dentro del bloque a borrar

* Usa "DATO_FLASH" de TEMPORAL (Retardo de borrado)

* Descripción:

Carga en RAM el código de borrado y lo ejecuta (en: FLASH_CODE)

Requiere 35 bytes de RAM

BORRA_FLASH:

SEI

LDHX #{FIN_BORR - INICIO_BORR} ;Número de bytes a copiar, H=0

STX CONT

CLR X

BORR_COPIA: ;Copia función de borrado a RAM

LDA INICIO_BORR,X

STA FLASH_CODE,X

INCR X

CPX CONT

BNE BORR_COPIA

MOV #38T,DATO_FLASH ;Programa retardo de borrado

LDA #F_ERASE ;A= Set ERASE

BRA EJEC_EN_RAM ;HX=DIR_FLASH, COP y JMP "FLASH_CODE"

INICIO_BORR: ;Comienzo del código de borrado (se ejecuta en RAM)

;Al entrar: HX = dirección en página a borrar y A = F_ERASE

STA FLCR ;Flash Control Register= ERASE

LDA FLBPR ;Lee block protect

STA ,X ;Selecciona el bloque a borrar

;Erase to HVEN setup time

;Retardo TNVS (10 useg. aprox. 13 ciclos)

LDA #4

DBNZX \$;2 + 3 x 4 = 14 ciclos

LDHX #FLCR

LDA #{HVEN+F_ERASE} ;Hace uno el bit HVEN

STA ,X

```

;Erase block time
;Retardo TERASE (1 mseg. aprox. 1229 ciclos)
RETARDO_BORR:
BSR RETARDO_10_ciclos ;4+10= 14 ciclos
BSR RETARDO_10_ciclos ;4+10= 14 ciclos
DBNZ DATO_FLASH,RETARDO_BORR ;+5 ciclos => 33x38 = 1254 ciclos
LDA #HVEN ;Borra bit ERASE
STA ,X

;High-Voltage Hold Time
;Retardo TNVH (5 useg. aprox. 7 ciclos)

LDA #2
DBNZA $ ;2 + 3 x 2= 8 ciclos, "DBNZA" deja A= 0
STA ,X ;Borra bit HVEN

;RETARDO TRCV (1 useg. aprox. 8 ciclos)
RETARDO_10_ciclos: ;RETARDO de 10 ciclos
NSA ;3 ciclos
NSA ;3 ciclos
RTS ;4 ciclos
FIN_BORR: ;== Fin del código de borrado ==

```

TABLA_ALT:

```

ORG TABLA_ALT+11H

DB 7,5,6,3,0FFH,4,0FFH,0FFH,0FFH,0,0FFH,2,0FFH,1,0FFH,0FFH
DB 27T,25T,26T,23T,0FFH,24T,0FFH,0FFH,18T,20T,19T,22T,0FFH,21T,0FFH,0FFH
DB 8,10T,9,12T,0FFH,11T,0FFH,0FFH,17T,15T,16T,13T,0FFH,14T,0FFH,0FFH
DB 67T,65T,66T,63T,0FFH,64T,0FFH,0FFH,58T,60T,59T,62T,0FFH,61T,0FFH,0FFH
DB 48T,50T,49T,52T,0FFH,51T,0FFH,0FFH,57T,55T,56T,53T,0FFH,54T,0FFH,0FFH
DB 28T,30T,29T,32T,0FFH,31T,0FFH,0FFH,37T,35T,36T,33T,0FFH,34T,0FFH,0FFH
DB 47T,45T,46T,43T,0FFH,44T,0FFH,0FFH,38T,40T,39T,42T,0FFH,41T,0FFH,0FFH
DB 147T,145T,146T,143T,0FFH,144T,0FFH,0FFH,138T,140T,139T,142T,0FFH,141T,
OFFH,0FFH
DB 128T,130T,129T,132T,0FFH,131T,0FFH,0FFH,137T,135T,136T,133T,0FFH,134T,
OFFH,0FFH
DB 108T,110T,109T,112T,0FFH,111T,0FFH,0FFH,117T,115T,116T,113T,0FFH,114T,
OFFH,0FFH
DB 127T,125T,126T,123T,0FFH,124T,0FFH,0FFH,118T,120T,119T,122T,0FFH,121T,
OFFH,0FFH

```

```

DB 68T,70T,69T,72T,0FFH,71T,0FFH,0FFH,77T,75T,76T,73T,0FFH,74T,0FFH,0FFH
DB 87T,85T,86T,83T,0FFH,84T,0FFH,0FFH,78T,80T,79T,82T,0FFH,81T,0FFH,0FFH

DB 107T,105T,106T,103T,0FFH,104T,0FFH,0FFH,98T,100T,99T,102T,0FFH,101T,
  0FFH,0FFH
DB 88T,90T,89T,92T,0FFH,91T,0FFH,0FFH,97T,95T,96T,93T,0FFH,94T,0FFH

```

TABLA_ALT1:

```

      ORG  TABLA_ALT1+81H

DB 148T,150T,149T,152T,0FFH,151T,0FFH,0FFH,157T,155T,156T,153T,0FFH,154T,
  0FFH,0FFH
DB 167T,165T,166T,163T,0FFH,164T,0FFH,0FFH,158T,160T,159T,162T,0FFH,161T,
  0FFH,0FFH

      ORG  TABLA_ALT1+0B1H
DB 168T,170T,169T,172T,0FFH,171T

```

```

ORG 0FF7EH          ;FLBPR (Flash Block Protect)
DB  {(INICIO & $7FFF)!128} ;Donde empieza el código a proteger

```

```

ORG 0FFE4H          ;Define vector de interrupcion por recepción de SCI
DW  INT_RX

```

```

ORG 0FFECH          ;Define vector de interrupcion por overflow del TIMER 2
DW  INT_TIMER2

```

```

ORG 0FFF2H          ;Define vector de interrupcion por overflow del TIMER 1
DW  INT_TIMER1

```

```

      ORG 0FFF6H
PASSWORD:DB 7,9,5,6

```

```

ORG 0FFFAH
DW  INT_IRQ
ORG 0FFFEH
DW  INICIO

```

ANEXO C

Tabla de código de transmisión del altímetro AK-350

ALTITUD EN MILES	A ₁	A ₂	A ₄	B ₁	B ₂	B ₄	C ₁	C ₂	C ₄
0.0	0	0	0	0	1	1	0	1	0
0.1	0	0	0	0	1	1	1	1	0
0.2	0	0	0	0	1	1	1	0	0
0.3	0	0	0	0	1	0	1	0	0
0.4	0	0	0	0	1	0	1	1	0
0.5	0	0	0	0	1	0	0	1	0
0.6	0	0	0	0	1	0	0	1	1
0.7	0	0	0	0	1	0	0	0	1
0.8	0	0	0	1	1	0	0	0	1
0.9	0	0	0	1	1	0	0	1	1
1.0	0	0	0	1	1	0	0	1	0
1.1	0	0	0	1	1	0	1	1	0
1.2	0	0	0	1	1	0	1	0	0
1.3	0	0	0	1	1	1	1	0	0
1.4	0	0	0	1	1	1	1	1	0
1.5	0	0	0	1	1	1	0	1	0
1.6	0	0	0	1	1	1	0	1	1
1.7	0	0	0	1	1	1	0	0	1
1.8	0	0	0	1	0	1	0	0	1
1.9	0	0	0	1	0	1	0	1	1
2.0	0	0	0	1	0	1	0	1	0
2.1	0	0	0	1	0	1	1	1	0
2.2	0	0	0	1	0	1	1	0	0
2.3	0	0	0	1	0	0	1	0	0
2.4	0	0	0	1	0	0	1	1	0
2.5	0	0	0	1	0	0	0	1	0
2.6	0	0	0	1	0	0	0	1	1
2.7	0	0	0	1	0	0	0	0	1
2.8	0	0	1	1	0	0	0	0	1
2.9	0	0	1	1	0	0	0	1	1
3.0	0	0	1	1	0	0	0	1	0
3.1	0	0	1	1	0	0	1	1	0

ALTITUD EN MILES	A ₁	A ₂	A ₄	B ₁	B ₂	B ₄	C ₁	C ₂	C ₄
3.2	0	0	1	1	0	0	1	0	0
3.3	0	0	1	1	0	1	1	0	0
3.4	0	0	1	1	0	1	1	1	0
3.5	0	0	1	1	0	1	0	1	0
3.6	0	0	1	1	0	1	0	1	1
3.7	0	0	1	1	0	1	0	0	1
3.8	0	0	1	1	1	1	0	0	1
3.9	0	0	1	1	1	1	0	1	1
4.0	0	0	1	1	1	1	0	1	0
4.1	0	0	1	1	1	1	1	1	0
4.2	0	0	1	1	1	1	1	0	0
4.3	0	0	1	1	1	0	1	0	0
4.4	0	0	1	1	1	0	1	1	0
4.5	0	0	1	1	1	0	0	1	0
4.6	0	0	1	1	1	0	0	1	1
4.7	0	0	1	1	1	0	0	0	1
4.8	0	0	1	1	1	0	0	0	1
4.9	0	0	1	0	1	0	0	1	1
5.0	0	0	1	0	1	0	0	1	0
5.1	0	0	1	0	1	0	1	1	0
5.2	0	0	1	0	1	0	1	0	0
5.3	0	0	1	0	1	1	1	0	0
5.4	0	0	1	0	1	1	1	1	0
5.5	0	0	1	0	1	1	0	1	0
5.6	0	0	1	0	1	1	0	1	1
5.7	0	0	1	0	1	1	0	0	1
5.8	0	0	1	0	0	1	0	0	1
5.9	0	0	1	0	0	1	0	1	1
6.0	0	0	1	0	0	1	0	1	0
6.1	0	0	1	0	0	1	1	1	0
6.2	0	0	1	0	0	1	1	0	0
6.3	0	0	1	0	0	0	1	0	0
6.4	0	0	1	0	0	0	1	1	0
6.5	0	0	1	0	0	0	0	1	0
6.6	0	0	1	0	0	0	0	1	1
6.7	0	0	1	0	0	0	0	0	1

ALTITUD EN MILES	A ₁	A ₂	A ₄	B ₁	B ₂	B ₄	C ₁	C ₂	C ₄
6.8	0	1	1	0	0	0	0	0	1
6.9	0	1	1	0	0	0	0	1	1
7.0	0	1	1	0	0	0	0	1	0
7.1	0	1	1	0	0	0	1	1	0
7.2	0	1	1	0	0	0	1	0	0
7.3	0	1	1	0	0	1	1	0	0
7.4	0	1	1	0	0	1	1	1	0
7.5	0	1	1	0	0	1	0	1	0
7.6	0	1	1	0	0	1	0	1	1
7.7	0	1	1	0	0	1	0	0	1
7.8	0	1	1	0	1	1	0	0	1
7.9	0	1	1	0	1	1	0	1	1
8.0	0	1	1	0	1	1	0	1	0
8.1	0	1	1	0	1	1	1	1	0
8.2	0	1	1	0	1	1	1	0	0
8.3	0	1	1	0	1	0	1	0	0
8.4	0	1	1	0	1	0	1	1	0
8.5	0	1	1	0	1	0	0	1	0
8.6	0	1	1	0	1	0	0	1	1
8.7	0	1	1	0	1	0	0	0	1
8.8	0	1	1	0	1	0	0	0	1
8.9	0	1	1	0	1	0	0	1	1
9.0	0	1	1	1	1	0	0	1	0
9.1	0	1	1	1	1	0	1	1	0
9.2	0	1	1	1	1	0	1	0	0
9.3	0	1	1	1	1	1	1	0	0
9.4	0	1	1	1	1	1	1	1	0
9.5	0	1	1	1	1	1	0	1	0
9.6	0	1	1	1	1	1	0	1	1
9.7	0	1	1	1	1	1	0	0	1
9.8	0	1	1	1	0	1	0	0	1
9.9	0	1	1	1	0	1	0	1	1
10.0	0	1	1	1	0	1	0	1	0
10.1	0	1	1	1	0	1	1	1	0
10.2	0	1	1	1	0	1	1	0	0
10.3	0	1	1	1	0	0	1	0	0

ALTITUD EN MILES	A ₁	A ₂	A ₄	B ₁	B ₂	B ₄	C ₁	C ₂	C ₄
10.4	0	1	1	1	0	0	1	1	0
10.5	0	1	1	1	0	0	0	1	0
10.6	0	1	1	1	0	0	0	1	1
10.7	0	1	1	1	0	0	0	0	1
10.8	0	1	0	1	0	0	0	0	1
10.9	0	1	0	1	0	0	0	1	1
11.0	0	1	0	1	0	0	0	1	0
11.1	0	1	0	1	0	0	1	1	0
11.2	0	1	0	1	0	0	1	0	0
11.3	0	1	0	1	0	1	1	0	0
11.4	0	1	0	1	0	1	1	1	0
11.5	0	1	0	1	0	1	0	1	0
11.6	0	1	0	1	0	1	0	1	1
11.7	0	1	0	1	0	1	0	0	1
11.8	0	1	0	1	1	1	0	0	1
11.9	0	1	0	1	1	1	0	1	1
12.0	0	1	0	1	1	1	0	1	0
12.1	0	1	0	1	1	1	1	1	0
12.2	0	1	0	1	1	1	1	0	0
12.3	0	1	0	1	1	0	1	0	0
12.4	0	1	0	1	1	0	1	1	0
12.5	0	1	0	1	1	0	0	1	0
12.6	0	1	0	1	1	0	0	1	1
12.7	0	1	0	1	1	0	0	0	1
12.8	0	1	0	1	1	0	0	0	1
12.9	0	1	0	1	1	0	0	1	1
13.0	0	1	0	1	1	0	0	1	0
13.1	0	1	0	1	1	0	1	1	0
13.2	0	1	0	1	1	0	1	0	0
13.3	0	1	0	1	1	1	1	0	0
13.4	0	1	0	1	1	1	1	1	0
13.5	0	1	0	1	1	1	0	1	0
13.6	0	1	0	1	1	1	0	1	1
13.7	0	1	0	1	1	1	0	0	1
13.8	0	1	0	1	0	1	0	0	1
13.9	0	1	0	1	0	1	0	1	1

ALTITUD EN MILES	A ₁	A ₂	A ₄	B ₁	B ₂	B ₄	C ₁	C ₂	C ₄
14.0	0	1	0	1	0	1	0	1	0
14.1	0	1	0	0	0	1	1	1	0
14.2	0	1	0	0	0	1	1	0	0
14.3	0	1	0	0	0	0	1	0	0
14.4	0	1	0	0	0	0	1	1	0
14.5	0	1	0	0	0	0	0	1	0
14.6	0	1	0	0	0	0	0	1	1
14.7	0	1	0	0	0	0	0	0	1
14.8	1	1	0	0	0	0	0	0	1
14.9	1	1	0	0	0	0	0	1	1
15.0	1	1	0	0	0	0	0	1	0
15.1	1	1	0	0	0	0	1	1	0
15.2	1	1	0	0	0	0	1	0	0
15.3	1	1	0	0	0	1	1	0	0
15.4	1	1	0	0	0	1	1	1	0
15.5	1	1	0	0	0	1	0	1	0
15.6	1	1	0	0	0	1	0	1	1
15.7	1	1	0	0	0	1	0	0	1
15.8	1	1	0	0	1	1	0	0	1
15.9	1	1	0	0	1	1	0	1	1
16.0	1	1	0	0	1	1	0	1	0
16.1	1	1	0	0	1	1	1	1	0
16.2	1	1	0	0	1	1	1	0	0
16.3	1	1	0	0	1	0	1	0	0
16.4	1	1	0	0	1	0	1	1	0
16.5	1	1	0	0	1	0	0	1	0
16.6	1	1	0	0	1	0	0	1	1
16.7	1	1	0	0	1	0	0	0	1
16.8	1	1	0	0	1	0	0	0	1
16.9	1	1	0	0	1	0	0	1	1
17.0	1	1	0	0	1	0	0	1	0
17.1	1	1	0	0	1	0	1	1	0
17.2	1	1	0	0	1	0	1	0	0

ANEXO D

**OEM III Module Specification and
Technical Information**

**NONIN®
Medical, Inc.
13700 1st Avenue
North
Plymouth, Minnesota 55441-5443
U
S
A**

**© 2007 NONIN®
Medical, Inc.**

Table of Contents

Nonin® OEM III Specifications	3
<i>Serial Output Formatting Options</i>	5
<i>Serial Data Format #1:</i>	5
<i>Serial Data Format #2:</i>	6
<i>Generic HR Format:</i>	7
<i>Generic SpO₂ Format:</i>	8
<i>Serial Data Format #7:</i>	9
Indications for Use	11
Contraindications	11
Warnings	11
Cautions	11
Equipment Response Time	13
Accessories	14
Testing Summary	15
<i>SpO₂ Accuracy Testing</i>	15
<i>Pulse Rate Motion Testing</i>	15
<i>Low Perfusion Testing</i>	15
Manufacturer's Declaration	16

Nonin® OEM III Specifications

1.	Displayed Oxygen Saturation Range (SpO₂)	0 to 100%	
2.	Displayed Pulse Rate Range	18 to 321 beats per minute (BPM)	
3.	Measurement Wavelengths and Output Power**		
	Red:	660 nanometers @ 0.8 mW maximum average	
	Infrared	910 nanometers @ 1.2 mW maximum average	
	(using NONIN PureLight® Sensor):		
4.	SpO₂ Accuracy (A_{rms}*)	70-100%	
		Adults/Pediatrics	Neonates
	No Motion		
	REUSABLE:		
	Finger Clip:	± 2 digits	± 3 digits
	Flex:	± 3 digits	± 3 digits
	Soft Sensor:	± 2 digits	N/A
	8000R:	± 3 digits	N/A
	8000Q:	± 4 digits	N/A
	DISPOSABLE:		
	6000 Series:	± 2 digits	± 3 digits
	7000 Series:	± 3 digits	± 4 digits
	Motion		
	REUSABLE:		
	Finger Clip:	± 2 digits	± 3 digits
	Flex:	± 3 digits	± 4 digits
	Soft Sensor:	± 3 digits	± 4 digits
	Low Perfusion		
	All Sensors:	± 2 digits	± 3 digits
5.	Pulse Rate Accuracy		
		Adults/Pediatrics	Neonates
	No Motion (18-300 BPM)		
	RESUABLE:		
	Finger Clip:	± 3 digits	± 3 digits
	Flex:	± 3 digits	± 3 digits
	Soft Sensor:	± 3 digits	± 3 digits
	8000R:	± 3 digits	± 3 digits
	8000Q:	± 3 digits	± 3 digits
	DISPOSABLE:		
	6000 Series:	± 3 digits	± 3 digits
	7000 Series:	± 3 digits	± 3 digits
	Motion (40-240 BPM)		
	REUSABLE:		
	Finger Clip:	± 5 digits	± 5 digits
	Flex:	± 5 digits	± 5 digits
	Soft Sensor:	± 5 digits	± 5 digits
	Low Perfusion (40-240 BPM)		
	All Sensors:	± 3 digits	± 3 digits

Notes:

Reusable Group:

Finger Clip Sensors: 8000AA-1, 8000AA-3, 8000AP-1, 8000AP-3

Flex Sensors: 8000J-1, 8000J-3, 8008J, 8001J

Soft Sensors: 8000SS, 8000SM, 8000SL

Disposable Group:

Flexi-Form® II (7000 Series) Sensors: 7000A, 7000P, 7000I, 7000N

6000 Series Sensors: 6000A, 6000P, 6000I, 6000N

* ±1 A_{rms} represents approximately 68% of measurements.

** This information is especially useful for clinicians performing photodynamic therapy.

Nonin® OEM III Specifications

5.	Temperature (Operating)	0°C to +50°C (32°F – 122°F)
		<ul style="list-style-type: none"> Specified operating temperature is for the module. Operating temperature of Sensor is not to exceed 40°C (104°F)
	Temperature (Storage/Transportation)	-20°C to +70°C (-4°F - +158°F)
6.	Humidity (Operating)	10 to 90% non-condensing
	Humidity (Storage/Transportation)	10 to 95% non-condensing
7.	Power Draw	29 mW typical operation @ 3.3VDC input voltage 45 mW typical operation @ 5.0VDC input voltage
8.	Voltage Input	+3.3VDC (3.2V to 3.5V), w/50mV max. ripple +5.0VDC ±0.25VDC, w/50mV max. ripple
9.	I/O Signals	0 to +3.3VDC (nominal) @ +3.3VDC input voltage 0 to +5.0VDC (nominal) @ +5.0VDC input voltage
10.	Dimensions	1.35" x 0.95" x 0.235" (34.3 x 24.1 x 6.2 mm)
11.	Weight	5.3g (0.19 oz.) (with shield)
12.	Ruggedness (Shock)	IEC 60068-2-27
	Ruggedness (Vibration)	Sinusoidal – IEC 60068-2-6 Random – IEC 60068-2-64
13.	Sensors	Designed to use NONIN®-branded PureLight® sensors only (see Accessories)
14.	Shielding	An RF shield is included (placed over the analog components)

Serial Output Formatting Options

The format for serial output data is determined by the amount of resistance present between the serial data format switch (J1, pin 9) and ground (J1, pin 15). If J1, pin 9 is left unconnected, then the default format is serial data format #2 (see “Serial Output Formatting Options”).

Serial Output Formatting Options

Serial Format #	J1, Pin 9 Status
#1	0Ω to 626Ω
#2	297KΩ to ∞Ω
#7	4.3KΩ, ± 5%

The serial transmission rate for all data formats shall be as follows:

Bits per Second	Data Bits	Parity	Stop Bits	Flow Control
9600	8	None	1	None

Serial Data Format #1:

Packet Description

Three bytes of data are transmitted 1 once per second.

Byte 1 - Status							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
1	SNSD	OOT	LPRF	MPRF	ARTF	HR8	HR7
*Note: Bit 7 is always set							

Byte 2 - Heart Rate							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
0	HR6	HR5	HR4	HR3	HR2	HR1	HR0
*Note: Bit 7 is always clear							

Byte 3 - SpO2							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
0	SP6	SP5	SP4	SP3	SP2	SP1	SP0
*Note: Bit 7 is always clear							

The following are all active high:

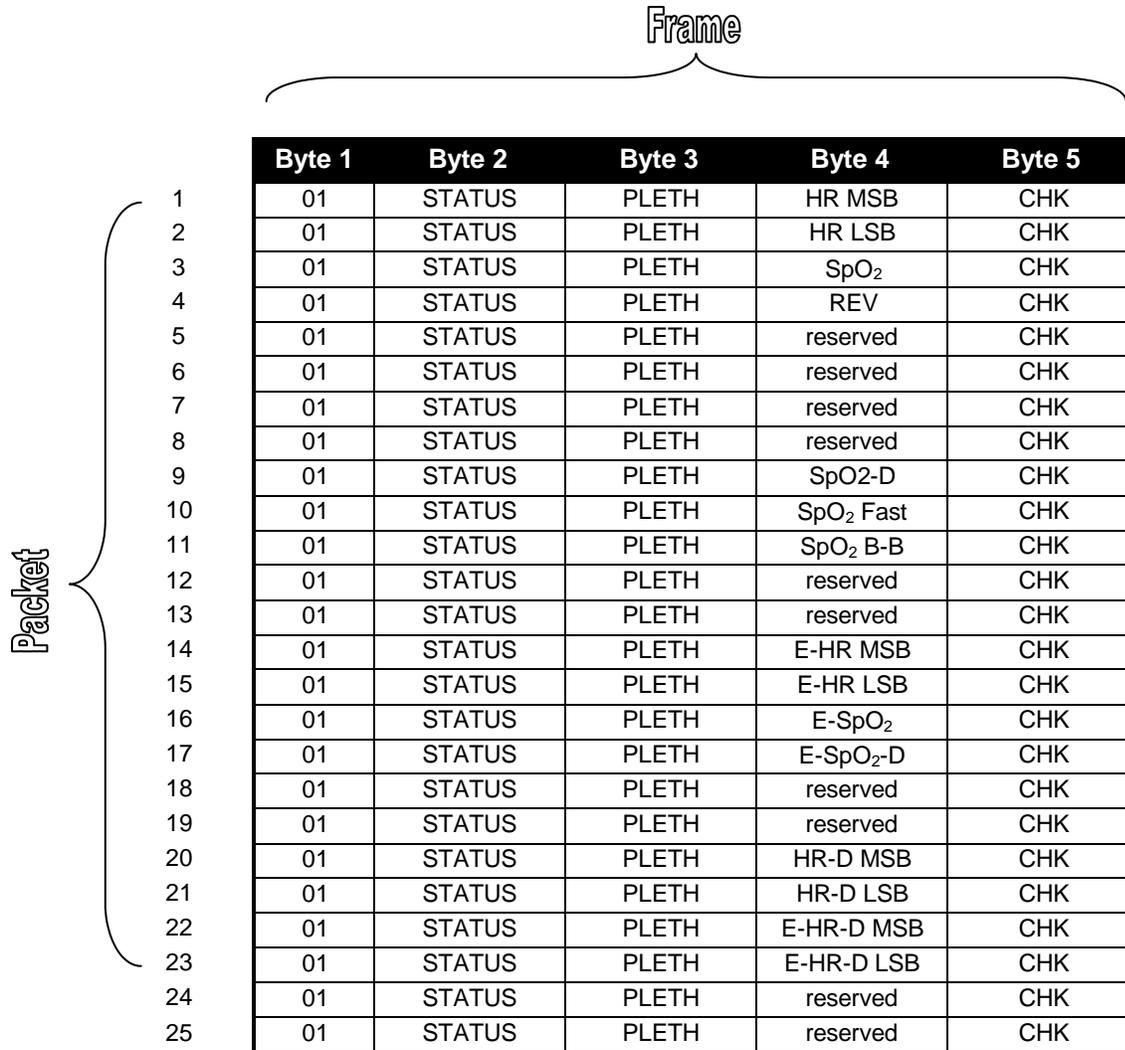
SNSD:	Sensor Disconnect	– Sensor is not connected to oximeter or sensor is inoperable.
OOT:	Out Of Track	– An absence of consecutive good pulse signals.
LPRF:	Low Perfusion	– Amplitude representation of low signal quality (holds for entire duration).
MPRF:	Marginal Perfusion	– Amplitude representation of medium signal quality (holds for entire duration).
ARTF:	Artifact	– A detected pulse beat didn't match the current pulse interval.
HR8 – HR0:	Heart Rate	– Standard 4-beat average values not including display holds.
SP6 – SP0:	SpO ₂	– Standard 4-beat average values not including display holds.

When SpO₂ and HR cannot be computed, the system will send a missing data indicator. For missing data, the HR equals 511 and the SpO₂ equals 127.

Serial Data Format #2:

Packet Description

A frame consists of 5 bytes; a packet consists of 25 frames. Three packets (75 frames) are transmitted each second.



	Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	Byte 5
1	01	STATUS	PLETH	HR MSB	CHK
2	01	STATUS	PLETH	HR LSB	CHK
3	01	STATUS	PLETH	SpO ₂	CHK
4	01	STATUS	PLETH	REV	CHK
5	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
6	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
7	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
8	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
9	01	STATUS	PLETH	SpO ₂ -D	CHK
10	01	STATUS	PLETH	SpO ₂ Fast	CHK
11	01	STATUS	PLETH	SpO ₂ B-B	CHK
12	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
13	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
14	01	STATUS	PLETH	E-HR MSB	CHK
15	01	STATUS	PLETH	E-HR LSB	CHK
16	01	STATUS	PLETH	E-SpO ₂	CHK
17	01	STATUS	PLETH	E-SpO ₂ -D	CHK
18	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
19	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
20	01	STATUS	PLETH	HR-D MSB	CHK
21	01	STATUS	PLETH	HR-D LSB	CHK
22	01	STATUS	PLETH	E-HR-D MSB	CHK
23	01	STATUS	PLETH	E-HR-D LSB	CHK
24	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
25	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK

Notes:

- Byte number 1 in each frame is set to a value of 1.
- Reserved bytes are undefined.

Byte 2 - Status							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
1	SNSD	ARTF	OOT	SNSA	YPRF		SYNC
					RPRF	GPRF	
*Note: Bit 7 is always set.							

The following are all active high:

SNSD:	Sensor Disconnect	– Sensor is not connected to oximeter or sensor is inoperable.
ARTF:	Artifact	– A detected pulse beat didn't match the current pulse interval
OOT:	Out Of Track	– An absence of consecutive good pulse signals
SNSA:	Sensor Alarm	– Sensor is providing unusable data for analysis
RPRF:	Red Perfusion	– Amplitude representation of low signal quality (occurs only during pulse)
YPRF:	Yellow Perfusion	– Amplitude representation of medium signal quality (occurs only during pulse)
GPRF:	Green Perfusion	– Amplitude representation of high signal quality (occurs only during pulse)
SYNC:	Frame Sync	(occurs 1 of 25)

Generic HR Format:

	7	6	5	4	3	2	1	0
HR MSB	X	X	X	X	X	X	HR8	HR7
	7	6	5	4	3	2	1	0
HR LSB	X	HR6	HR5	HR4	HR3	HR2	HR1	HR0

Generic SpO₂ Format:

	7	6	5	4	3	2	1	0
SpO₂	X	SP6	SP5	SP4	SP3	SP2	SP1	SP0

- HR: 4-beat average values in standard mode.
- SpO₂: 4-beat average values in standard mode.
- HR-D: 4-beat average displayed values in display mode
- SpO₂-D: 4-beat average displayed values in display mode
- SpO₂ Fast: Non-slew limited saturation with 4-beat averaging in standard mode.
- SpO₂: B-B: Un-averaged, non-slew limited, beat to beat value in standard mode.
- E-HR: 8-beat average values in standard mode.
- E-SpO₂: 8-beat average values in standard mode.
- E-HR-D: 8-beat average displayed values in display mode
- E-SpO₂-D: 8-beat average displayed values in display mode
- PLETH: 8-Bit Plethysmographic Pulse Amplitude
- SREV: Oximeter Firmware Revision Level
- CHK: Checksum = (Byte 1) + (Byte 2) + (Byte 3) + (Byte 4) modulo 256

When SpO₂ and HR cannot be computed, the system will send a missing data indicator. For missing data, the HR equals 511 and the SpO₂ equals 127.

Mode	In Track	Out of Track
Standard	SpO ₂ and pulse rate updated on every pulse beat	SpO ₂ and Heart Rate values are set to missing data values and out of track indicated.
Display	SpO ₂ and pulse rate updated every 1.5 seconds	Last in track values transmitted for ten seconds and out of track indicated. After ten seconds, values are set to missing data values.

Serial Data Format #7:

Packet Description

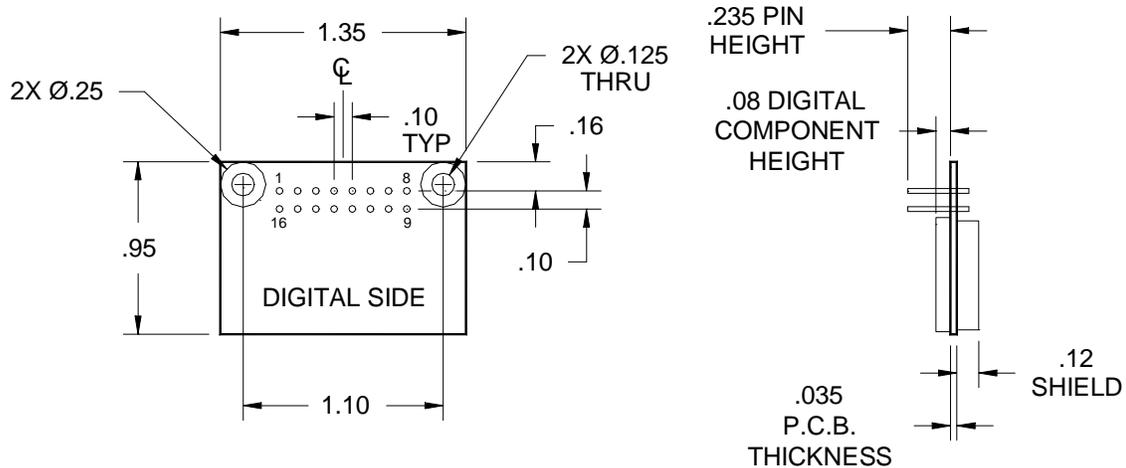
A frame consists of 5 bytes; a packet consists of 25 frames. Three packets (75 frames) are transmitted each second.

		Frame				
		Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	Byte 5
Packet	1	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR MSB	CHK
	2	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR LSB	CHK
	3	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO ₂	CHK
	4	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	REV	CHK
	5	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	6	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	7	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	8	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	9	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO ₂ -D	CHK
	10	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO ₂ Fast	CHK
	11	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO ₂ B-B	CHK
	12	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	13	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	14	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR MSB	CHK
	15	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR LSB	CHK
	16	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-SpO ₂	CHK
	17	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-SpO ₂ -D	CHK
	18	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	19	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	20	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR-D MSB	CHK
	21	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR-D LSB	CHK
	22	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR-D MSB	CHK
	23	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR-D LSB	CHK
	24	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
	25	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK

Notes:

- Refer to DF#2 for definitions on Status Byte, Byte 4 and Checksum
- PLETH(MSB) and PLETH(LSB) make up a 16-bit pleth (ex. PLETH(MSB)*256 + PLETH(LSB))

(DIMENSIONS IN INCHES)



OUTPUTS:

J1-11 = Serial Output

INPUTS:

J1-16 = +3.3VDC (3.2V to 3.5V), 50mV max. ripple
+5.0VDC ±0.25VDC, 50mV max ripple

J1-15 = Ground

J1-13 = Reset (optional)¹

J1-09 = Serial Data Format Switch²

J1-10 = Serial Input (future use)¹

SENSOR CONNECTION:

J1	9 Pin D-Sub	UNI EXT Cable Color	Patient Extension Description
J1-01	7	Cable Shield	Cable shield
J1-02	5	Coax Signal	Photo diode signal
J1-04	9	Coax Shield	Photo diode bias
J1-05	6	Green	Sensor type #1 line
J1-06	2	Red	LED drive line
J1-07	3	Black	LED drive line
J1-12	1	Yellow	Sensor type #2/1 wire

PIN ASSIGNMENTS:

- J1-01 = Cable shield
- J1-02 = Photo diode signal
- J1-03 = Signal shield
- J1-04 = Photo diode bias
- J1-05 = Sensor type #1 line
- J1-06 = LED drive line
- J1-07 = LED drive line
- J1-08 = Reserved³
- J1-09 = Serial Data Format Switch
- J1-10 = Serial Input (future use)¹
- J1-11 = Serial Output
- J1-12 = Sensor type #2/1 wire
- J1-13 = Reset (Optional)¹
- J1-14 = Photo Plethysmogram Digital Output^{1,4}
- J1-15 = Ground
- J1-16 = +3.3VDC (3.2V to 3.5V), 50mV max. ripple
+5.0VDC ±0.25VDC, 50mV max ripple

Notes:

1. Pins may be left un-terminated
2. Pin 9 may be left un-terminated for Data Format #2
3. Pins marked "Reserved" should be left un-terminated
4. Additional details can be found in technical note T-0604.

Indications for Use

The OEM III module is intended to provide medical device manufacturers with a small, low-power device that can be easily integrated into a host device. The module measures functional oxygen saturation of arterial hemoglobin (%SpO₂) and pulse rate (BPM) for adult, pediatric, infant and neonatal patients. When integrated with a medical device manufacturer's host system, the OEM III module may be used in any environment where pulse oximetry measurements are made.

Contraindications

- Do not use this device in an MR environment.
- Explosive Hazard: Do not use this device in an explosive atmosphere or in the presence of flammable anesthetics or gases
- This module does not meet defibrillation-proof requirement per IEC 60601-1: 1990, clause 17.h.

Warnings

- Use only with NONIN®-branded PureLight® pulse oximeter sensors. These sensors are manufactured to meet the accuracy specifications for NONIN® pulse oximeters. Using other manufacturers' sensors can result in inaccurate pulse oximeter performance.
- Loss of monitoring can result if any objects hinder the pulse measurement. Ensure that no blood flow restrictors (e.g., blood pressure cuff) hinder pulse measurements.
- As with all medical equipment, carefully route cables and connections to reduce the possibility of entanglement or strangulation.
- Operation of this module below the minimum amplitude of 0.3% modulation may cause inaccurate results.
- The use of accessories, sensors, and cables other than those specified by NONIN® (may result in increased emission and/or decreased immunity of this device.
- Do not use a damaged sensor.



Cautions

- The accuracy of the SpO₂ measurement may be affected if the total sensor cable length (including extension cables) is greater than 3 meters.
- Follow local, state, or national governing ordinances and recycling instructions regarding disposal or recycling of the device and device components.
- In compliance with the European Directive on Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE) 2002/96/EC, do not dispose of this product as unsorted municipal waste. This device contains WEEE materials; please contact your distributor regarding take-back or recycling of the device.
- This pulse oximeter module is designed to determine the percentage of arterial oxygen saturation of functional hemoglobin. Significant levels of dysfunctional hemoglobin, such as methemoglobin, might affect the accuracy of the measurement. Factors that may degrade pulse oximeter performance or affect the accuracy of the measurement include the following: excessive ambient light, excessive motion, electrosurgical interference, blood flow restrictors (arterial catheters, blood pressure cuffs, infusing lines, etc.), moisture in the sensor, improperly applied sensor, incorrect sensor type, poor pulse quality, venous pulsations, anemia or low hemoglobin concentrations, cardiogreen or other intravascular dyes, carboxyhemoglobin, methemoglobin, dysfunctional hemoglobin, artificial nails or fingernail polish, or a sensor not at heart level.
- This device has motion tolerant software that minimizes the likelihood of motion artifact being misinterpreted as good pulse quality. In some circumstances, however, this device may still interpret motion as good pulse quality. This covers all available outputs (i.e. SpO₂, HR, PLETH, PPG).
- Inspect the sensor application site at least every 6 to 8 hours to ensure correct sensor alignment and skin integrity. Patient sensitivity may vary due to medical status or skin condition. Discontinue use of adhesive tape strips if the patient exhibits an allergic reaction to the adhesive material.



Cautions

- This equipment complies with IEC EN 60601-1-2:2001 for electromagnetic compatibility for medical electrical equipment and/or systems. This standard is designed to provide reasonable protection against harmful interference in a typical medical installation. However, because of the proliferation of radio-frequency transmitting equipment and other sources of electrical noise in healthcare and other environments, it is possible that high levels of such interference due to close proximity or strength of a source might disrupt the performance of this device. Medical electrical equipment needs special precautions regarding EMC, and all equipment must be installed and put into service according to the EMC information specified in this manual.
- Portable and mobile RF communications equipment may affect medical electrical equipment.
- Oximeter readings may be affected by the use of an electrosurgical unit (ESU)
- The oximeter sensor may not work on cold extremities due to reduced circulation. Warm or rub the finger to increase circulation, or reposition the sensor.
- A functional tester cannot be used to assess the accuracy of a pulse oximeter monitor or sensor.

For more information about required safety and regulatory requirements for pulse oximeters, refer to ISO 9919: 2005 and IEC 60601-1:1990. Additional safety information can be found in the labeling provided with each NONIN® sensor.

Equipment Response Time

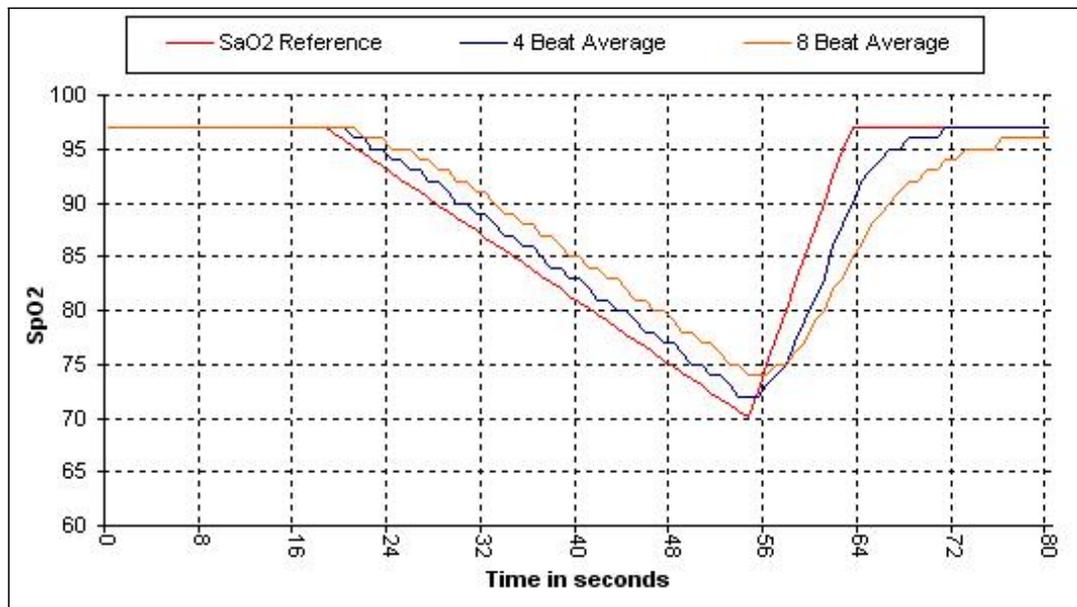
SpO ₂ Values	Average	Latency
Standard/Fast Averaged SpO ₂	4 beat exponential	2 beats
Extended Averaged SpO ₂	8 beat exponential	2 beats

Pulse Rate Values	Average	Latency
Standard/Fast Averaged Pulse Rate	4 beat exponential	2 beats
Extended Averaged Pulse Rate	8 beat exponential	2 beats

Example – SpO₂ Exponential Averaging

SpO₂ decreases 0.75% per second (7.5% over 10 seconds)

Pulse Rate – 75 BPM



Specific to this example:

- The response of the 4-beat average is 1.5 seconds.
- The response of the 8-beat average is 3 seconds.

Accessories

The following NONIN® accessories may be used with the OEM III module. See the respective sensor instructions for detailed information regarding specified sensor use (patient population, body/tissue, and application).

Model Number	Description
8000AA	Adult Articulated Internal Spring Finger Clip, 3 feet / 1 meter cable
8000AP	Pediatric External Spring Finger Clip, 3 feet / 1 meter cable
8000J	Adult Flex, 3 feet / 1 meter cable
8001J	Neonatal Flex, 3 feet / 1 meter cable
8008J	Infant Flex, 3 feet / 1 meter cable
8000Q	Ear Clip, 3 feet / 1 meter cable
8000R	Reflectance, 3 feet / 1 meter cable
8000SS	Sensor, Reusable, Soft, Small, 1 Meter
8000SM	Sensor, Reusable, Soft, Medium, 1 Meter
8000SL	Sensor, Reusable, Soft, Large, 1 Meter
7000A	Flexi-Form® II Adult, 3 feet / 11 meter, 10-pack
7000P	Flexi-Form® II Pediatric, 3 feet / 1 meter cable, 10-pack
7000I	Flexi-Form® II Infant, 3 feet / 11 meter, 10-pack
7000N	Flexi-Form® II Adult, 3 feet / 11 meter, 10-pack
6000A	Sensor, Disposable, Adult, 45cm Cable
6000P	Sensor, Disposable, Pediatric, 45cm Cable
6000I	Sensor, Disposable, Infant, 90cm Cable
6000N	Sensor, Disposable, Neonate, 90cm Cable
UNI-RA-0	7.5" 90-degree Patient Cable
UNI EXT-X	Patient Extension Cable (1 or 3 meter with 3.3V input, 1,3,6 or 9 meter with +5V input)

Testing Summary

SpO₂ accuracy, motion and low perfusion testing was conducted by NONIN[®] Medical, Incorporated as described below.

SpO₂ Accuracy Testing

SpO₂ accuracy testing is conducted during induced hypoxia studies on healthy, non-smoking, light-to-dark-skinned subjects during motion and no-motion conditions in an independent research laboratory. The measured arterial hemoglobin saturation value (SpO₂) of the sensors is compared to arterial hemoglobin oxygen (SaO₂) value, determined from blood samples with a laboratory co-oximeter. The accuracy of the sensors in comparison to the co-oximeter samples measured over the SpO₂ range of 70 – 100%. Accuracy data is calculated using the root-mean-squared (A_{rms} value) for all subjects, per ISO 9919:2005, Standard Specification for Pulse Oximeters for Accuracy.

Pulse Rate Motion Testing

This test measures pulse rate accuracy with motion artifact simulation introduced by a pulse oximeter tester. This test determines whether the oximeter meets the criteria of ISO 9919:2005 for pulse rate during simulated movement, tremor, and spike motions.

Low Perfusion Testing

This test uses an SpO₂ Simulator to provide a simulated pulse rate, with adjustable amplitude settings at various SpO₂ levels.. The module must maintain accuracy in accordance with ISO 9919:2005 for pulse rate and SpO₂ at the lowest obtainable pulse amplitude (0.3% modulation).

Manufacturer's Declaration

See the following tables for specific information regarding this module's compliance to IEC 60601-1-2:2001.

Table 1: Electromagnetic Emissions

Emissions Test	Compliance	Electromagnetic Environment— Guidance
<i>This module is intended for use in the electromagnetic environment specified below. The customer and/or user of this device should ensure that it is used in such an environment.</i>		
RF Emissions CISPR 11	Group 1	This module uses RF energy only for its internal function. Therefore, its RF emissions are very low and are not likely to cause any interference in nearby electronic equipment.
RF Emissions CISPR 11	Class B	This module is suitable for use in all establishments, including domestic and those directly connected to the public low-voltage power supply network that supplies buildings used for domestic purposes.
Harmonic Emissions IEC 61000-3-2	N/A	
Voltage Fluctuations/ Flicker Emissions IEC 61000-3-3	N/A	

Table 2: Electromagnetic Immunity

Immunity Test	IEC 60601 Test Level	Compliance Level	Electromagnetic Environment—Guidance
<i>This module is intended for use in the electromagnetic environment specified below. The customer and/or user of this device should ensure that it is used in such an environment.</i>			
Electrostatic Discharge (ESD) IEC 61000-4-2	±6 kV contact ±8 kV air	±6 kV contact ±8 kV air	Floors should be wood, concrete, or ceramic tile. If floors are covered with synthetic material, the relative humidity should be at least 30%.
Electrical Fast Transient/Burst IEC 61000-4-4	N/A	N/A	Mains power quality should be that of a typical commercial or hospital environment.
Surge IEC 61000-4-5	N/A	N/A	Mains power quality should be that of a typical commercial or hospital environment.
Voltage dips, short interruptions, and voltage variations on power supply input lines IEC 61000-4-11	N/A	N/A	Mains power quality should be that of a typical commercial or hospital environment. If the user of the module requires continued operation during power mains interruptions, it is recommended that the device be powered from an uninterruptible power supply or battery pack.
Power Frequency (50/60 Hz) Magnetic Field IEC 61000-4-8	3 A/m	3 A/m	Power frequency magnetic fields should be at levels characteristic of a typical location in a typical commercial or hospital environment.
Note: U_T is the AC mains voltage before application of the test level.			

Table 3: Guidance and Manufacturer’s Declaration—Electromagnetic Immunity

Immunity Test	IEC 60601 Test Level	Compliance Level	Electromagnetic Environment—Guidance
<p><i>This module is intended for use in the electromagnetic environment specified below. The customer and/or user of this module should ensure that it is used in such an environment.</i></p>			
<p>Portable and mobile RF communications equipment should be used no closer to any part of the module, including cables, than the recommended separation distance calculated from the equation applicable to the frequency of the transmitter.</p>			
<p>Conducted RF IEC 61000-4-6</p> <p>Radiated RF IEC 61000-4-3</p>	<p>3 Vrms 150 kHz to 80 MHz</p> <p>3 V/m 80 MHz to 2.5 GHz</p>	<p>3 V</p> <p>3 V/m</p>	<p>Recommended Separation Distance</p> <p>$d = 1.17 \sqrt{P}$</p> <p>$d = 1.17 \sqrt{P}$ 80 MHz to 800MHz</p> <p>$d = 2.33 \sqrt{P}$ 800MHz to 2.5 GHz</p> <p>where P is the maximum output power rating of the transmitter in watts (W) according to the transmitter manufacturer and d is the recommended separation distance in meters (m).</p> <p>Field strengths from fixed RF transmitters, as determined by an electromagnetic site survey,^a should be less than the compliance level in each frequency range.^b</p> <p>Interference may occur in the vicinity of equipment marked with the following symbol:</p>
<p>Notes:</p> <ul style="list-style-type: none"> At 80 MHz and 800MHz, the separation distance for the higher frequency range applies. These guidelines may not apply in all situations. Electromagnetic propagation is affected by absorption and reflection from structures, objects, and people. 			

- a) Field strengths from fixed transmitters, such as base stations for radio (cellular/cordless) telephones and land mobile radios, amateur radio, AM and FM radio broadcast and TV broadcast cannot be predicted theoretically with accuracy. To assess the electromagnetic environment due to fixed RF transmitters, an electromagnetic site survey should be considered. If the measured field strength in the location in which the device is used exceeds the applicable RF compliance level above, the device should be observed to verify normal operation. If abnormal performance is observed, additional measures may be necessary, such as reorienting or relocating the module.
- b) Over the frequency range 150 kHz to 80 MHz, field strengths should be less than [3] V/m

ANEXO E

\$0000	I/O Registers 64 Bytes
↓	
\$003F	RAM 512 Bytes
↓	
\$023F	Unimplemented 32,192 Bytes
↓	
\$0240	FLASH Memory 32,256 Bytes
↓	
\$7FFF	SIM Break Status Register (SBSR)
\$8000	
↓	SIM Reset Status Register (SRSR)
\$FDFF	Reserved (SUBAR)
\$FE00	SIM Break Flag Control Register (SBFCR)
\$FE01	Interrupt Status Register 1 (INT1)
\$FE02	Interrupt Status Register 2 (INT2)
\$FE03	Interrupt Status Register 3 (INT3)
\$FE04	Reserved
\$FE05	FLASH Control Register (FLCR)
\$FE06	Break Address Register High (BRKH)
\$FE07	Break Address Register Low (BRKL)
\$FE08	Break Status and Control Register (BRKSCR)
\$FE09	LVI Status Register (LVISR)
\$FE0A	Unimplemented 3 Bytes
↓	
\$FE0B	
\$FE0C	
\$FE0D	
\$FE0E	
\$FE0F	