

PETITORIO

Industria y Comercio
SUPERINTENDENCIA



02 049655 0

SUPERINDUSTRIA Y CIENCIA
Radicación : 02049655 03393330 Folios: 12
Fecha (C.D.): 2002-06-11 17:39:08
Trámite : C33 PATENTES B 1 REGISTRO/ 411 PRESENTI
Dependencia: 2020 DIVISION DE NUEVAS CREACIONES

FORMULARIO ÚNICO DE SOLICITUD DE PATENTE 2000-3

1 SOLICITO DE: ☐ Patente de Invención ☒ Patente de Modelo de Utilidad			
2 SOLICITANTE (77)	Nombre: Billy Manotas Char Dirección: Cra. 13 # 5-105 Teléfono: 3579927 Fax: E-mail: billymanotaschar@yahoo.es Domicilio: Sabanailla-Atlántico	IDENTIFICACIÓN C.C. ☐ NT ☐ C.E. ☐ Otro ☐ Número: 80.504.474	
3 REPRESENTANTE O APODERADO (74)	Nombre: Dirección: Teléfono: Fax: E-mail:	IDENTIFICACIÓN C.C. ☐ NT ☐ C.E. ☐ Otro ☐ Número: TP:	
4 INVENTOR (ES) (72)	Nombre: Billy Manotas Char Dirección: Cra. 13 # 5-105 Teléfono: 3579927 Fax: E-mail: billymanotaschar@yahoo.es Domicilio: Sabanailla-Atlántico	IDENTIFICACIÓN C.C. ☒ Otro ☐ C.E. ☐ Número: 80.504.474	
5 Título (54) Sistema de Bio-estructura para...			
6 Clasificación Internacional (51)			
7 Prioridad SI ☐ NO ☐	(33) País de Origen _____ _____ _____	(32) Fecha _____ _____ _____	(31) Número de Solicitud _____ _____ _____
8 Para publicar a partir de la fecha de la presente solicitud a los: 6 meses ☒ 12 meses ☐ 18 meses ☐ Otro ☐			
9 Comprobante de pago No. 200155 Fecha Jun 11/2002			

Instrucciones para el diligenciamiento del presente formulario, ver reverso de esta página.

CÓMO DILIGENCIAR EL FORMULARIO

- Si faltara espacio en algún recuadro de este impreso, utilice hojas complementarias.
 - Los espacios sombreados corresponden a los requisitos mínimos que deben cumplirse para obtener fecha de presentación de la solicitud.
 - Si alguna casilla del formulario no fuera cubierta, se cruzará una línea oblicua.
1. **Solicitud de:** Únicamente se acepta una opción por cada solicitud. Debe marcarse en la casilla correspondiente si se trata de una solicitud de registro de Patente de Invención o Patente de Modelo de Utilidad.
 2. **Solicitante:** Es la persona natural o jurídica que está solicitando el registro. Debe indicarse: nombre, dirección, teléfono, fax o E-mail.
Identificación: Corresponde a la indicación del documento de identidad del solicitante, discriminando en la casilla correspondiente, si se trata de C.C. (cédula de ciudadanía), NIT (Número de Identificación Tributaria), C.E. (Cédula de Extranjería); u Otro (en caso de que la identificación del solicitante corresponda a un documento diferente a los anteriormente mencionados.)
Domicilio: Indicar el país o estado, departamento y ciudad.
 3. **Representante o apoderado:** En este espacio debe indicar el nombre del representante legal cuando se trate de una persona jurídica si no se está actuando a través de apoderado y deberá acreditarse tal calidad.
Si se actúa a través de apoderado, debe indicarse el nombre del abogado que adelantará la actuación administrativa y anexar poder. Si la solicitud la adelanta una persona natural sin apoderado, no debe diligenciarse esta casilla.
 4. **Inventor:** Nombre y Apellido. (Debe ser una persona natural).
 5. **Título de la invención:** Es el nombre de la invención. Debe definir en forma breve y precisa el objetivo de la invención de tal manera que permita ubicar al lector en el campo tecnológico a que pertenece la invención. El título debe estar acorde con la descripción y reivindicaciones, no debe referirse a marcas ni nombres comerciales.
 6. **Clasificación Internacional:** Este espacio se deja en blanco para ser llenado por la entidad.
 7. **Prioridad:** Si el solicitante ha presentado inicialmente una solicitud en otro país para este mismo objeto, puede reclamar o reivindicar prioridad de esta solicitud, siempre y cuando la presentación se haga dentro del año siguiente a la primera presentación.
 8. Indicar el tiempo en el que se desea que se publique la solicitud.
 9. **Comprobante de pago:** Referenciar el número y fecha del recibo de pago de la tasa establecida. Este comprobante deberá anexarse.
 10. **Anexos:** Deben marcarse con una X las casillas correspondientes a los documentos que acompañarán la solicitud. Para el diligenciamiento ver revés de la siguiente hoja.
 11. **Firma:** Si se actúa a través de abogado la firma deberá ser la del apoderado; si actúa directamente una persona jurídica la firma deberá ser la de su representante legal y si actúa directamente una persona natural ésta deberá firmar la solicitud.

IMPORTANTE:

Si no es especialista en la materia, le recomendamos:

Consultar la normatividad relacionada con este trámite en www.sic.gov.co o en la Biblioteca de la SIC, carrera 13 No. 27-00 piso 5 de lunes a viernes de 8:30 a.m. a 5:00 p.m. jornada continua.

Leer detenidamente los folletos y los instructivos para el diligenciamiento de los formularios.

Una vez radicada la solicitud, informarse permanentemente sobre el estado de su trámite y, si es del caso, contestar dentro del término los requerimientos notificados según las disposiciones legales vigentes.

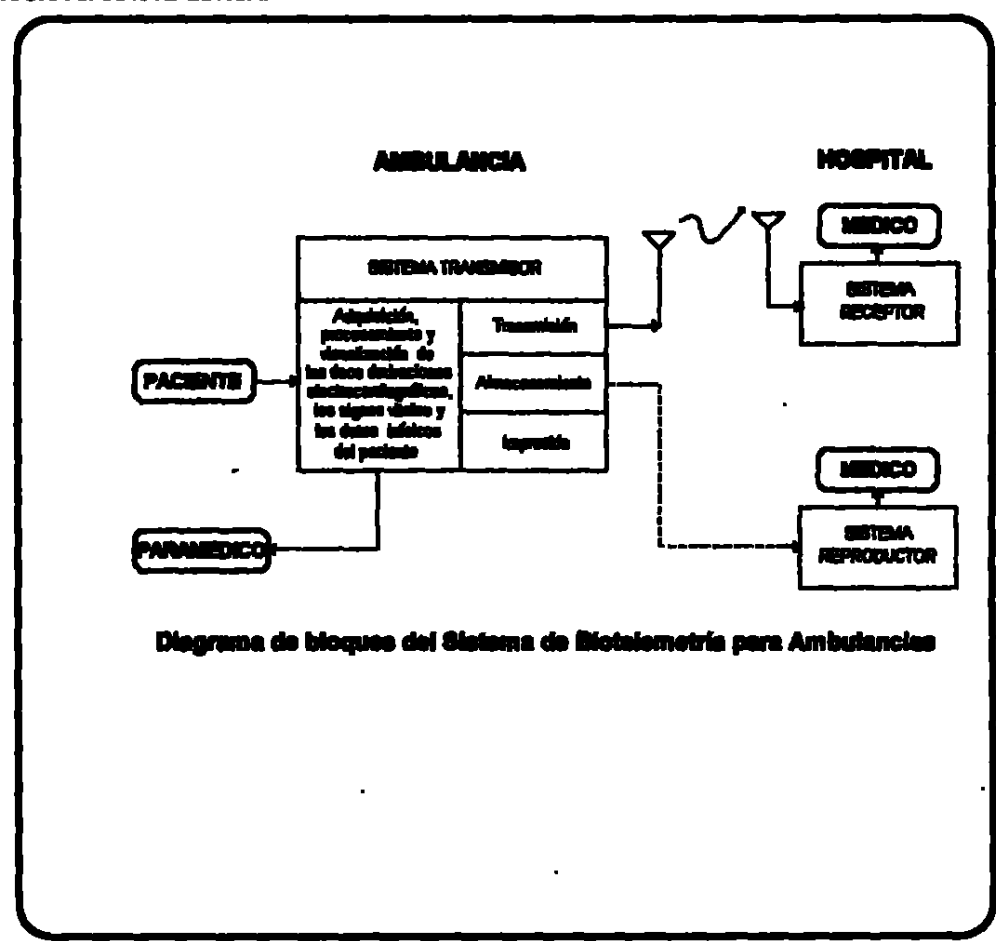
10

ANEXOS

- ☒ Comprobante de pago de la tasa de presentación de la solicitud.
- ☒ Comprobante de pago de la tasa por concepto de excedente de palabras en la publicación.
- ☐ Comprobante de pago por reivindicación de prioridad.
- ☐ Certificado de existencia y representación legal cuando el solicitante sea persona jurídica.
- ☐ Poderes, si fuere el caso.
- ☐ Copia certificada de la primera solicitud, si se reivindica prioridad.
- ☐ Traducción simple de la primera solicitud, si se reivindica prioridad.
- ☐ Documento de cesión del inventor al solicitante o a su causante.
- ☒ Descripción de la invención.
- ☒ Una o más reivindicaciones.
- ☐ Dibujos y/o planos necesarios
- ☐ De ser el caso, copia del contrato de acceso.
- ☐ De ser el caso, documento que acredite la licencia o autorización de uso de conocimientos tradicionales de las comunidades indígenas.
- ☐ De ser el caso, certificado de depósito del material biológico
- ☐ Arte final 12x12.

11

FIGURA CARACTERÍSTICA:



12

NOMBRE: Billy Mantas Char

FIRMA: [Firma manuscrita]

C.C. 80.504.474 T.P.

Instrucciones para la presentación de los anexos, ver reverso de esta página.

CÓMO PRESENTAR LOS ANEXOS

10. **Dibujos, planos y figuras.** Los dibujos, planos, figuras y representaciones gráficas tienen como finalidad contribuir a una mejor comprensión y divulgación de la invención, por lo tanto deberán tener ciertas características:

- a) Deben tener una relación directa con la descripción.
- b) Deben permitir visualizar las formas de ejecución descritas.
- c) La relación entre la descripción y los dibujos se debe hacer por medio de signos de referencia que se encuentren en ambos elementos y guarden una correspondencia.
- d) Si dentro de la descripción han sido mencionadas algunas figuras necesariamente deben ser incluidas.
- e) No deben incluirse figuras o dibujos que no se encuentran descritos.
- f) No deben ser realizados a mano alzada.
- g) No deben aparecer símbolos o números no mencionados en la descripción.
- h) No deben incluir textos o letreros.

Los diagramas esquemáticos y de flujo así como las fórmulas químicas o matemáticas que no sean mecanografiadas o impresas dentro del texto de la descripción, se considerarán dibujos.

Las gráficas, figuras y dibujos de que trata la Decisión 486, deberán ser elaboradas siguiendo las reglas del dibujo técnico con tinta negra indeleble, numeradas individual y consecutivamente, y presentadas exclusivamente en papel tamaño oficio por una sola cara, sin la inclusión de marcos en su contorno.

Unidad de invención. Cuando un grupo de invenciones es reivindicado en una misma solicitud, el requisito de unidad de invención de conformidad con el artículo 25 de la Decisión 486, se cumplirá sólo si existe entre estas invenciones una relación técnica especial que contribuya a enlazar como un todo el objeto de la invención, con características que sólo puedan ser obtenidas en su conjunto.

Descripción. Para que la descripción divulgue la invención de manera clara y completa para su comprensión deben utilizarse términos técnicos reconocidos en el ámbito técnico correspondiente, si son términos técnicos poco conocidos se deben definir correctamente.

En la descripción no será adecuado el uso de nombres propios o marcas registradas o similares para designar productos.

Solicitudes biotecnológicas. En relación con las solicitudes de patentes en áreas biotecnológicas que se refieren a secuencias de nucleótidos o aminoácidos, la solicitud debe contener una lista de éstas, la cual debe presentarse de manera separada a la descripción y llevar el título "LISTADO DE SECUENCIAS". A cada secuencia divulgada se le asignará un número de identificación descrito como "SEQ ID NO." (Estándares de presentación de listados de secuencias de aminoácidos. Circular PCT 633/PCIP12314, Noviembre 12 de 1997 OMPI). El número de secuencias deberá indicarse en el listado.

En la descripción y en las reivindicaciones, las secuencias se indicarán por su número de identificación.

Las secuencias corresponderán a una secuencia de nucleótidos, una secuencia de aminoácidos o una secuencia de nucleótidos junto con su correspondiente secuencia de aminoácidos según sea el objeto de la invención.

Capítulo Reivindicatorio. Las reivindicaciones deben ir numeradas consecutivamente en números arábigos. Para mayor claridad, las reivindicaciones deben constar de dos partes: Un preámbulo y una parte característica. El preámbulo define el objeto de la invención y sus características técnicas, indicando aquello que forma parte del estado de la técnica. La segunda parte, se refiere a las características técnicas del producto o procedimiento que se desea proteger y debe ir precedida de la expresión "caracterizada por" u otra similar.

Una reivindicación independiente debe contener todas las características esenciales de la invención. Toda reivindicación independiente puede ir seguida de una o más reivindicaciones dependientes que hagan referencia a los modos concretos de realización de la invención.

Una reivindicación dependiente contiene todos los elementos de la reivindicación de la que depende y debe hacer referencia a dicha reivindicación y precisar a continuación las características técnicas adicionales que se quieren proteger.

Aun cuando las reivindicaciones deben ser congruentes con la descripción, no es adecuado hacer referencias a la descripción y a los dibujos, si los hubiere, a menos que sea absolutamente necesario. No obstante, con el fin de dar claridad a las reivindicaciones las referencias de los dibujos deberán ir entre paréntesis.

Con el fin de definir la materia que se desea proteger mediante la patente, las reivindicaciones deben ser claras y concisas, no deben definir la invención mediante los resultados que se quieren obtener, y no deberán contener expresiones ajenas al propósito de fijar las limitaciones del privilegio que se desea obtener, ni opiniones personales de tipo comparativo tales como "más ventajoso que" o "más económico que".

Cuando la invención sea un producto químico debe definirse por su fórmula química.

11. **Figura Característica:** Para efecto de la publicación, los dibujos que sean necesarios deberán presentarse en dos ejemplares de tamaño de 12x12 cm., cumpliendo con las condiciones para ser reproducidos por medio de scanner o ser digitalizados para su correspondiente publicación.

NIT : 800176089-2

SUPERINTENDENCIA Y CREDITO
Radicacion : 00049455 00000000 Folios: 121
Fecha (REC): 2002-06-11 17:38:08
Tramite : 033 PATENTES D 1 REGISTRADO 411 PRESENTA
Dependencia: 2020 DIVISION DE NUEVAS CREATIVIDADES

RECIBO OFICIAL DE CAJA : 02 - 37.725
FECHA : JUNIO 11 DE 2002

CONSIGNACION

DEPOSITANTE	TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	Vr. PAGO
BILLY MANOTAB	CONSIGNACION	BANCO POPULAR	050-00110-6	2551155	11/06/2002	223,000.00

C O N C E P T O

CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	TOTAL CONCEPTO
1	50005-01-01	SOLICITUDES	
		5	TRANITES DE SOL. DE MODELO DE UTI
			TOTAL : 6
			223,000.00

SOM: DOSCIENTOS VEINTTRES MIL PESOS

RESPONSABLE : _____

RECIBO DE CAJA APLICADO AL EXPEDIENTE No. _____

NIT : 800176089-2

SUPERINDUSTRIA Y CIENCIA

Radicacion : 02049435 03555533

Folios: 12

Fecha (CIB): 2532-05-11 17:38:08

Trasite : 693 PATENTES D 1 REGISTRO/ 411 PRESENTI

Dependencia: 2820 DIVISION DE NUEVAS CREACIONES

RECIBO OFICIAL DE CAJA : 02 - 37.724
FECHA : JUNIO 11 DE 2002

***** CONSIGNACION *****

DEPOSITANTE	TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PGO	Vr. PAGO
BILLY MONTAS	CONSIGNACION	BANCO POPULAR	050-00110-6	2551157	11/06/2002	30,000.00

***** C O N C E P T O *****

CANT. RENTISTICO	CONCEPTO	TOTAL CONCEPTO
50 50005-01-01 SOLICITUDES	9 POR PALABRA ADICIONAL (A PARTIR D	30,000.00
	TOTAL :	30,000.00

SON: TREINTA MIL PESOS

RESPONSABLE : 

RECIBO DE CAJA APLICADO AL EXPEDIENTE No. _____

SISTEMA DE BIOTELEMETRÍA PARA AMBULANCIAS

1. INTRODUCCIÓN

1.1. RESUMEN

El Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias es una nueva herramienta útil a los organismos de la medicina para supervisión remota de pacientes trasladados en ambulancias. El objetivo de este sistema es integrar al cuerpo médico del hospital con el personal presente en la ambulancia. Todo esto en pos de aumentar las esperanzas de supervivencia del paciente y las posibilidades de recuperación en el centro hospitalario, dadas la oportuna atención y preparación.

Reúne las siguientes señales de diagnóstico médico: Las derivaciones electrocardiográficas D1, D2, D3, aVL, aVF, aVR, V1, V2, V3, V4, V5 y V6, la frecuencia cardíaca, las presiones arteriales sistólica, diastólica y media, el pulso arterial, la temperatura y los datos básicos del paciente, nombre, edad, sexo, contextura y estado actual. La implementación se realiza en un computador (PC) especialmente preparado para las condiciones presentes en ambulancias. La plataforma de aplicación se desarrolló sobre el software LabVIEW. El sistema de comunicaciones utiliza el protocolo TCP/IP y el canal de transmisión celular.

El sistema permite al usuario determinar las señales a visualizar, manipular su amplitud, decidir transmitir y escoger al receptor. Realiza el almacenamiento de las señales. Proporciona un módulo de recepción de las señales transmitidas con las mismas características del sistema transmisor y un módulo de reproducción de las señales almacenadas que permite adicionalmente escoger los segmentos de señal a reproducir, la velocidad de reproducción y el congelamiento de imágenes. Los sistemas transmisor, receptor y reproductor proporcionan además la herramienta de impresión en papel calibrado. Por ser un sistema abierto permite ser expandido para la monitorización de otras señales médicas como oximetría de pulso, frecuencia respiratoria, etc., además de la transmisión de voz y video simultáneamente con la información de diagnóstico. Permite la comunicación de varios transmisores a varios receptores gracias a que está basado en el protocolo TCP/IP y en PC, por medio de la interconexión a redes virtuales (INTERNET) o reales. Puede ser utilizado igualmente en aplicaciones fijas o móviles, en los hogares, la industria, el comercio, las instituciones educativas o los centros hospitalarios, aunque el énfasis del sistema se hace para aplicación en ambulancias por ser ésta la situación que maneja los casos más críticos y por hallarse en ella un completo vacío para solucionar el problema.

1.1. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

Los sistemas de monitorización de pacientes en ambulancias, son comúnmente equipos portátiles de propósito general, los cuales no proporcionan comunicación con receptores remotos. Como generalmente no se encuentra un médico en la ambulancia este tipo de equipos no son utilizados. Las pocas investigaciones que han surgido a nivel mundial en

concordancia con el sistema que se presenta en este documento son rígidas en cuanto a las señales a transmitir, limitadas en cuanto a comunicaciones ya que están basadas en protocolos cerrados que no permiten el ingreso a varios receptores a la vez o de varios transmisores a un receptor. El sistema que aquí se presenta brinda estas características debido a que su sistema de comunicaciones está basado en el protocolo TCP/IP. Adicionalmente proporciona corrección de errores en los datos transmitidos. Por ser el sistema celular el sistema de comunicaciones móviles más difundido en la actualidad, la cobertura del Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias es prácticamente total. El sistema permite ser conectado a canales de transmisión de datos o de transmisión de voz. Por estar basado en computador (PC) y ser este el sistema de manejo de información más popular que existe es fácil estar en cualquier lugar y generar una interfaz muy amigable para la gente. Debido a que el protocolo TCP / IP es el utilizado en la red mundial INTERNET la información puede acceder a ésta y desde allí a receptores en cualquier parte del mundo. Por las condiciones del estado de la técnica al respecto el sistema es expandible a monitorizar muchos otros parámetros médicos, como oximetría de pulso, frecuencia respiratoria, encefalograma, etc. Adicionalmente la transmisión de voz y video. Otra ventaja fundamental es el almacenamiento de las señales del paciente durante la monitorización en el sistema transmisor. La información puede ser almacenada también en una página WEB para análisis posteriores. El sistema puede instalarse igualmente en redes virtuales por medio de un PBX y un Servidor de Acceso Remoto o INTERNET o en redes reales LAN, WAN, etc. Es perfectamente utilizable en aplicaciones móviles o fijas, para interconectar la información de pacientes en un hospital o en varios. Para monitorizar pacientes en varias ambulancias, para supervisar pacientes desde sus hogares, etc. Básicamente el Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias es un sistema al alcance de todas las personas y por medio de él de todas las personas con situaciones de emergencias médicas a los organismos especializados de la medicina en forma inmediata.

2 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA DE BIOTELEMETRÍA PARA AMBULANCIAS

El Sistema de Biotelemedría para Ambulancias consta de tres partes básicas: la unidad de transmisión ubicada en la ambulancia, dividida en dos subsistemas: uno para la toma y análisis de datos y otro para la transmisión, la unidad de recepción, localizada comúnmente en un hospital, y la unidad de reproducción de las señales almacenadas.

La unidad de transmisión se encarga de la conformación de las derivaciones electrocardiográficas, su digitalización, visualización, almacenamiento y eventual transmisión al centro hospitalario. Así mismo lo hace con la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el pulso, la temperatura y los datos básicos del paciente. Además dispone de la función de impresión de las señales calibradas en papel milimetrado.

La unidad de recepción se encarga de recibir los datos transmitidos por el módulo transmisor y realizarles la adecuación necesaria para su visualización. Esta unidad también cuenta con la función de impresión.

Finalmente, la unidad de reproducción se encarga de reproducir las señales almacenadas durante la monitorización del paciente, proporcionando al médico herramientas para el análisis de éstas (reproducción lenta, selectiva e interactiva). Así mismo dispone de la función de impresión para cuando el médico requiera un soporte escrito del diagnóstico. En la figura 2.1 se muestra la interacción armoniosa entre los diferentes módulos en que se ha dividido el sistema.

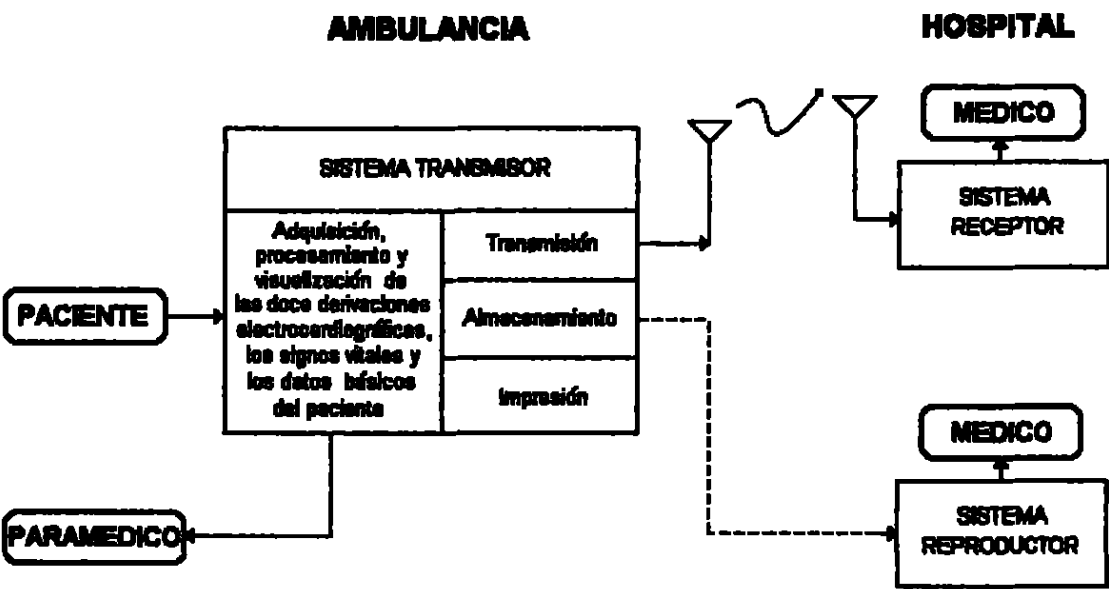


Figura 2.1. Interacción entre las partes que conforman el Sistema de Biotelemedría para Ambulancias

En la gráfica se puede apreciar que el sistema transmisor entrega datos tanto al paramédico¹ como a los sistemas receptor y reproductor. Estos últimos reciben los datos y los procesan de modo tal que puedan ser analizados por el personal médico. A continuación se describe cada sistema y el flujo de datos interno entre sus partes, iniciando por el sistema transmisor.

2.1. SISTEMA TRANSMISOR

El sistema transmisor realiza las siguientes funciones: adquisición de las señales fisiológicas, conformación de las derivaciones electrocardiográficas, control del módulo de presión arterial, adquisición y determinación de los valores de presión arterial y pulso, adquisición de la temperatura, visualización de las señales adquiridas, determinación y visualización de la frecuencia cardíaca, almacenamiento, y transmisión (si el usuario lo desea) de todas las señales hacia el hospital.

La primera función es la adquisición de las señales fisiológicas correspondientes al comportamiento eléctrico del corazón. Éstas se obtienen por medio de electrodos para electrocardiografía. Los electrodos son sensores que transforman los biopotenciales generados por el cuerpo del paciente en tensiones eléctricas para que de esta manera sea posible manipularlas por un circuito electrónico.

La siguiente función es la conformación de las derivaciones electrocardiográficas llevada a cabo por la *tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas* del sistema. Para su obtención se realiza un procesamiento matemático de las señales fisiológicas obtenidas por medio de los electrodos. La tarjeta está principalmente constituida por amplificadores de aislamiento, amplificadores de instrumentación y filtros. Las derivaciones electrocardiográficas son vectores sobre el cuerpo del paciente que representan el comportamiento eléctrico del corazón. Existen 12 derivaciones electrocardiográficas. El sistema las proporciona todas, sin embargo algunas no se obtienen directamente de esta tarjeta sino que se hace por software a partir de las que obtienen directamente.

Una vez se han conformado las derivaciones electrocardiográficas se entregan a la *tarjeta de adquisición de datos*. Ésta toma las señales análogas, las muestrea a 180 Hz (frecuencia de muestreo escogida) y realiza la conversión a señales digitales con una resolución de 12 bits por muestra.

Una vez digitalizadas las señales ingresan al software *Transmisor_v1*.

Paralelamente al ejercicio de la tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas la *tarjeta de signos vitales* realiza su función. Primero es importante mencionar que el Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias adquiere los datos correspondientes a signos vitales cada 6 minutos aunque si el médico lo desea puede solicitar esta información en cualquier momento.

Para la obtención de la presión arterial y el pulso se utiliza un brazalete inflable, el cual se coloca en el brazo del paciente, conectado a un sensor de presión, la señal del sensor es procesada por el módulo de signos vitales para la determinación de los valores de presión

1. ¹ Con paramédico se hace referencia a quien asiste al paciente durante la monitorización.

arterial sistólica, diastólica y media y el pulso cardíaco. Esto se consigue por medio de la aplicación del método oscilométrico.

Inicialmente el módulo espera la solicitud proveniente del software e inmediatamente inicia el ciclo de lectura. Envía la orden a un microcompresor de realizar la insuflación del brazalete. Al alcanzar un nivel de presión un poco mayor a la presión sistólica detiene el microcompresor e inicia la desinsuflación de brazalete. Esto lo hace por medio de una electroválvula On-Off controlada para desalojar del brazalete pequeñas porciones de aire cada vez que se detecta la altura de un pulso. El módulo continúa con este procedimiento pulso por pulso recopilando los valores de altura, presión y número de muestra correspondientes. Por medio de estos datos determina finalmente los valores de presión sistólica, diastólica y media y el pulso cardíaco. A continuación se presenta el diagrama de bloques del módulo (figura 2.2).

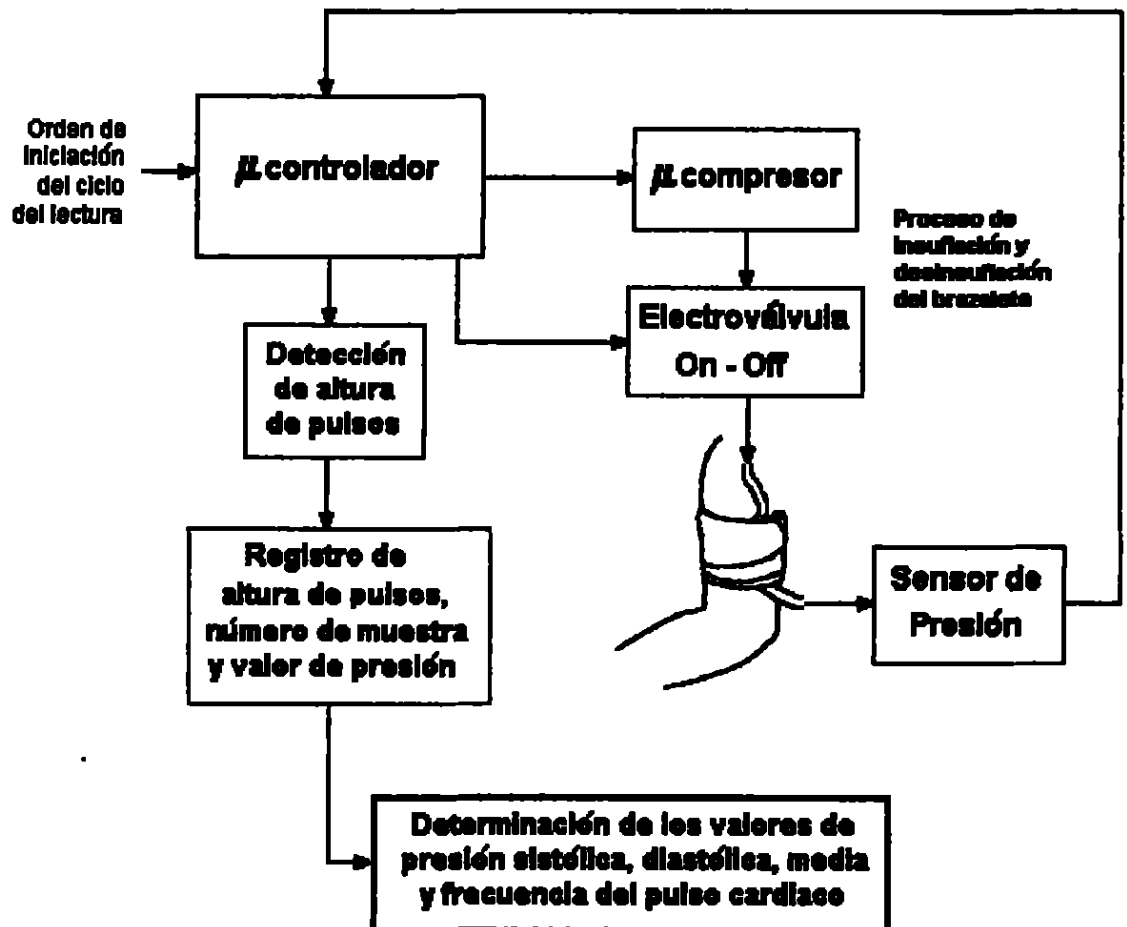


Figura 2.2. Diagrama de bloques del módulo de signos vitales

La temperatura se obtiene directamente del sensor y no requiere ningún procesamiento posterior por parte de la tarjeta.

La tarjeta de Signos vitales está basada en microcontrolador y posee comunicación con el sistema de procesamiento central (computador de transmisión) por un puerto serial RS-232. Maneja un protocolo de comunicaciones autónomo para la iniciación de cada ciclo de lectura y para la identificación de cada una de las señales correspondientes a los signos vitales.

Una vez que las señales electrocardiográficas y los signos vitales ingresan al software *Transmisor_v1*, este se encarga de visualizar las señales adquiridas. Determina las derivaciones D3, aVR, aVL y aVF a partir de D1 y D2. Visualiza las derivaciones electrocardiográficas en grupos de tres según elección del usuario. Calcula y visualiza la frecuencia cardíaca a partir de las derivaciones electrocardiográficas V1 y V6. Brinda una herramienta para la digitación del nombre, la contextura, la edad, el sexo y el estado actual del paciente y se encarga del almacenamiento y la eventual transmisión de los datos recopilados. Así como de la impresión en papel calibrado.

En este punto es conveniente explorar el proceso de comunicaciones. El sistema desarrollado debe establecer una conexión con el receptor. Para esto debe negociar con un Servidor de Acceso Remoto (RAS) y así Ingresar a la misma red en que se encuentra el receptor. En esta etapa de negociación, la aplicación desarrollada utiliza el software especializado de *Windows® Acceso Telefónico a Redes*.

Luego de conseguir una conexión con el servidor y encontrarse en la misma red del receptor, el transmisor inicia la negociación para conectarse con el receptor propiamente dicho. Este proceso es enteramente llevado a cabo por el transmisor, por lo cual se puede saber qué ocurre durante él. En caso de no llegar a establecerse una conexión, el sistema reporta el error al usuario y le da sugerencias para corregirlo. En caso de que se pueda establecer la conexión se inicia el flujo de datos utilizando el protocolo TCP/IP, iniciando por la transmisión de los datos básicos del paciente (nombre, edad, sexo, contextura y estado actual) y siguiendo con los datos correspondientes a las señales, recopilados durante la ejecución normal del software.

Antes de la transmisión los datos son empaquetados en una forma ordenada que permite al receptor ubicar cada carácter de acuerdo a su significado específico y recuperarse ante errores de pérdida de sincronización. Para esto cada trama de datos posee caracteres de inicio y fin.

Debido a las limitaciones de ancho de banda del canal celular se hace necesaria la implementación de mecanismos para disminuir la cantidad de datos transmitidos, conservando la misma cantidad de información efectiva. Se tomaron dos vías para esto: reducir la cantidad de bits utilizados para codificar las muestras y comprimir los datos transmitidos. La primera tiene que ver con el proceso de conversión analógica digital, reduciendo los doce bits entregados por la *tarjeta de adquisición de datos* a sólo ocho. Por la naturaleza de las señales electrocardiográficas el efecto de esta disminución en la resolución de las señales es imperceptible. El segundo proceso es la compresión (2:1) de las señales electrocardiográficas basada en el *algoritmo de punto de inflexión* o *Turning Point* el cual se explicará más adelante.

La siguiente función que realiza el sistema es el almacenamiento de los datos recopilados durante la monitorización. Esta información puede ser utilizada para fines de estudio, historial médico y como prueba legal. Para el almacenamiento el sistema crea archivos en donde guarda ordenadamente los siguientes datos: nombre, edad, sexo, contextura y estado

actual del paciente, las hora de arranque y parada de la adquisición de datos, la frecuencia cardiaca, la presión arterial, el pulso y las derivaciones electrocardiográficas codificadas y comprimidas.

La compresión y codificación son llevadas a cabo en el transmisor haya o no transmisión, puesto que permiten reducir el tamaño de los archivos de almacenamiento generados durante la monitorización.

Además de todas las funciones mencionadas anteriormente la unidad de transmisión cuenta con la función de Impresión de las señales calibradas en papel milimetrado.

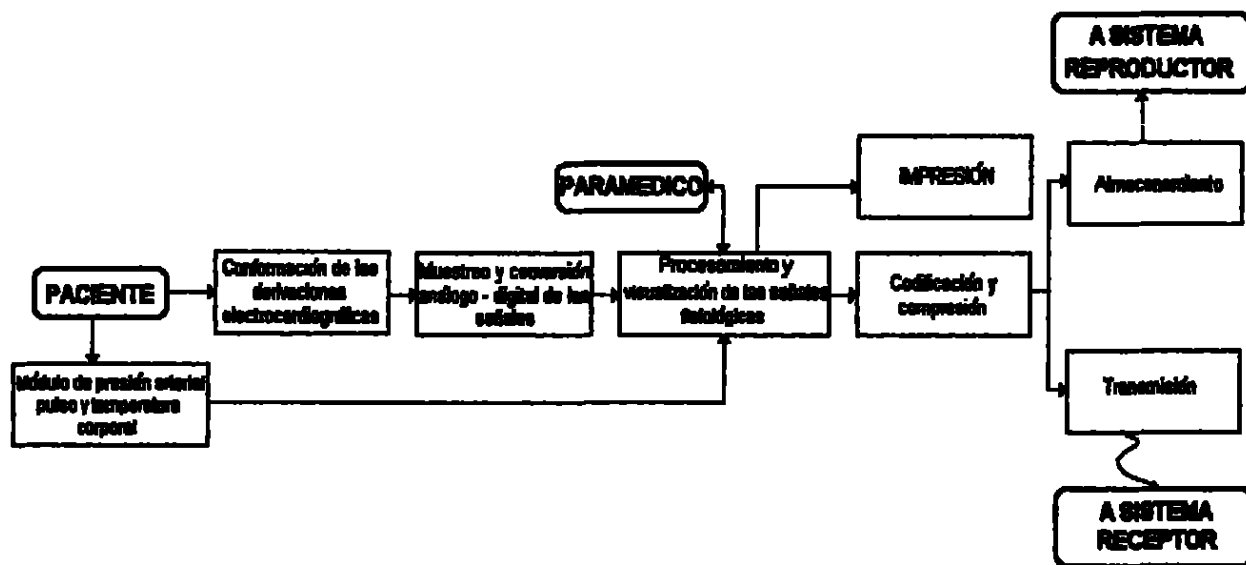


Figura 2.3. Diagrama en bloques del sistema transmisor

Las operaciones de visualización, análisis, codificación, compresión, transmisión, almacenamiento e impresión se llevan a cabo a través del software *Transmisor_.vi* escrito en el lenguaje *LabVIEW 5.1* de National Instruments.

2.2. SISTEMA RECEPTOR

El sistema receptor tiene la función de recibir los datos enviados desde el sistema transmisor, reversar todos los procesos llevados a cabo para aumentar la capacidad de transmisión del sistema y visualizar los datos del paciente, las señales electrocardiográficas, la frecuencia cardiaca, la presión arterial, el pulso y la temperatura. Así mismo debe contestar a intentos de establecimiento de conexión y supervisar el intercambio de datos para detectar condiciones no deseadas como desconexiones o caídas de transmisión. Un diagrama general de las tareas llevadas a cabo por el sistema de recepción se muestra en la figura 2.4.

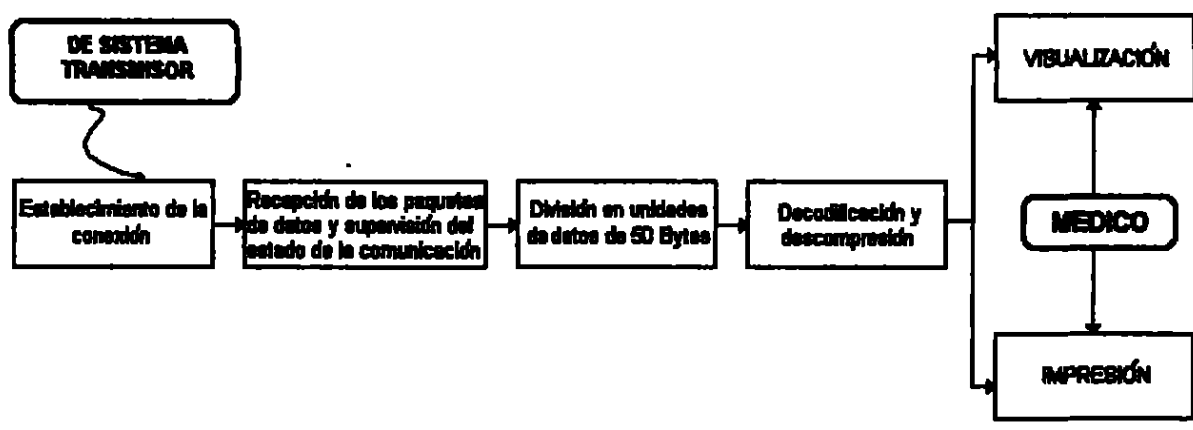


Figura 2.4. Diagrama en bloques del sistema receptor

La primera tarea, y tal vez la más crítica, es el establecimiento de la comunicación. Este procedimiento debe llevarse a cabo en dos partes: primero el transmisor solicita acceso a la red en donde están conectados todos los receptores válidos. En caso de lograr la conexión solicita al receptor de su elección el establecimiento de conexión. Para esto utiliza la dirección IP del receptor y el número del puerto donde escuchan todos los receptores: el *TSAP 7000*. Una vez el receptor escucha que alguien solicita conexión al *TSAP 7000* verifica por medio de tablas de identificación si la aplicación solicitante es un transmisor habilitado. Si el transmisor está habilitado entonces se inicia la comunicación, en caso contrario se rechaza la conexión.

Cuando se logra establecer una conexión, el receptor espera el inicio del flujo de datos, conocedor de que la primera trama que arribe debe contener los datos del paciente: nombre, edad, sexo, contextura y estado actual. Ya que la trama inicial tiene caracteres de inicio y fin diferentes a los de una trama ordinaria, el receptor la reconoce como tal y trata la información como los datos iniciales del paciente. De no recibir la trama inicial en 10 segundos el receptor cierra la conexión automáticamente. Suponiendo que la trama llega a tiempo, se inicia la recepción de las tramas de información. El receptor espera tramas de 550 caracteres que cuando llegan son divididas en unidades de información de 50 caracteres.

Estas unidades de información están conformadas por un primer carácter de inicio, los 44 siguientes para las tres derivaciones escogidas por el médico y otra derivación adicional, el 46 para identificar las cuatro derivaciones transmitidas, el 47 para el valor de frecuencia cardíaca, el 48 para identificar el parámetro de turno entre presión sistólica, diastólica, media, pulso y temperatura, el 49 para el valor del mismo y el 50 para el carácter de fin. Los caracteres de frecuencia cardíaca, presión arterial, pulso y temperatura son decodificados y visualizados, mientras que los correspondientes a las derivaciones electrocardiográficas son decodificados, descomprimidos y visualizados.

El receptor puede en cualquier momento solicitar el fin de la comunicación. Si así lo hace se cierra la conexión establecida, el transmisor detecta la situación y también cierra la conexión. El sistema receptor reinicia entonces la espera de otra solicitud de conexión.

Durante todo el proceso de recepción, los datos recibidos son almacenados en un buffer llamado *buffer de impresión* con capacidad para almacenar 7 segundos de señal. Las muestras mayores a 7 segundos son descartadas y en su reemplazo se guardan las muestras recién recibidas. Tan pronto como el médico da la orden de impresión, el sistema receptor solicita al transmisor el envío de las cuatro derivaciones complementarias a las que venía transmitiendo. Con éstas y las cuatro anteriores determina D3, aVL, aVF y aVR y completa el buffer de impresión, el cual es enviado a la impresora configurada para que finalmente aparezca impreso el conjunto completo de las señales sobre papel milimetrado.

La operación del receptor puede ser finalizada por el botón *Salir* que cierra la aplicación luego de cerrar la conexión establecida. En la *Figura 2.4* se puede apreciar como las tareas de visualización y administración del buffer de impresión se realizan en forma simultánea. Esto ayuda a reducir el tiempo que le toma al sistema volver a solicitar otros 550 caracteres de datos, haciendo que la aplicación muestre los datos conforme van llegando.

2.3. SISTEMA REPRODUCTOR

Su función principal consiste en dar herramientas al cuerpo médico para analizar, en un momento posterior a la monitorización, las señales del paciente. Estas herramientas son, básicamente, la reproducción interactiva y selectiva de los segmentos de señal que el médico quiera apreciar. Interactiva porque el usuario determina la velocidad de reproducción y selectiva porque el usuario determina qué segmentos quiere ver de la señal y cuántas veces lo hará. Todo esto entregando un reporte del tiempo en que se produjeron los eventos que se están reproduciendo.

Durante la monitorización, el sistema transmisor va almacenando las señales adquiridas en archivos en el disco duro que son organizados en el directorio *C:\Historias del sistema transmisor*. El sistema brinda la posibilidad de enviar a disquetes estos archivos para ser llevados al hospital.

Cuando el médico quiere realizar un análisis de lo acontecido busca los archivos almacenados en disquetes y le pide al sistema que los descargue al disco duro donde se encuentra el sistema reproductor. Esto se realiza durante la primera etapa de ejecución. Una vez el sistema es informado de los archivos que va a reproducir se inicia la creación de archivos temporales, en donde se almacenan sólo las muestras de las señales, y se eliminan marcadores de parada y arranque de la adquisición, el nombre del paciente y otros datos similares.

Una vez se detectan paradas y arranques y el lugar de los archivos en los cuales ocurren estos eventos el sistema inicia su operación. Toma los primeros caracteres y va haciendo un barrido de todo el archivo en orden hasta el final. Cuando se detecta una parada se informa al usuario que durante este segmento de tiempo no se recogió información.

Este orden se altera cuando el usuario pide reproducir cierta parte especial del archivo. En ese caso, se calculan cuántos caracteres a partir del inicio se deben dejar de reproducir. El cálculo se almacena en vectores de posicionamiento que apuntan al inicio de la lectura. El sistema entonces empieza a leer a partir de allí, hasta el final en orden, todos los caracteres del archivo, monitoreando cualquier cambio sobre el lugar de inicio que determine el médico.

Luego de determinar qué caracteres son los que corresponden al segmento, el sistema los lee del archivo, decodifica, descomprime y visualiza. Cuando termina, continúa con el siguiente segmento que solicite el usuario. Este proceso es realizado con la velocidad que decida el médico. La máxima velocidad de reproducción es 4 veces superior a la velocidad normal y la mínima es 4 veces inferior a la velocidad normal. Cuando se termina la reproducción el usuario tiene la opción de reiniciarla a partir de cualquier instante o de cancelar e iniciar la reproducción de un nuevo conjunto de archivos.

Cuando el usuario decide terminar de reproducir un conjunto de archivos, el sistema borra automáticamente todos los archivos temporales creados con el objeto de economizar recursos en el computador de ejecución.

El sistema reproductor cuenta también con la función de Impresión. Por medio de esta función se obtienen 7 segundos de las señales calibradas sobre papel milimetrado.

En la figura 2.5 se muestra el diagrama en bloques del sistema reproductor. En él se puede apreciar que la creación de los archivos temporales y el reconocimiento de las paradas y arranques se realizan en forma simultánea al igual que la visualización y la administración del buffer de impresión.

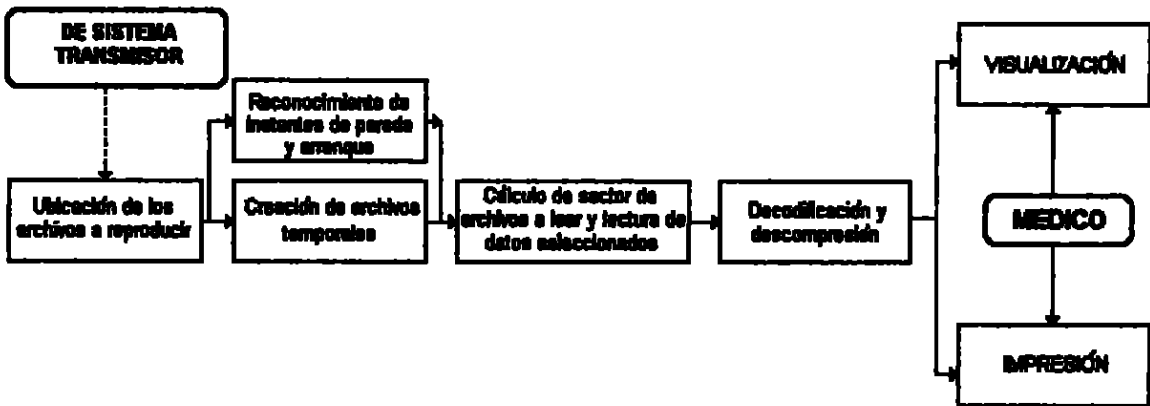


Figura 2.5. Diagrama en bloques del sistema reproductor

Para una correcta operación de los programas desarrollados se requiere de la existencia de archivos y carpetas ubicados en lugares específicos de los discos duros de los equipos de transmisión, recepción y reproducción de tal manera que puedan ser fácilmente utilizados. Así mismo el sistema de comunicaciones requiere conocer las direcciones IP de los receptores y la identificación de los transmisores.

Dado que para los usuarios finales estos requerimientos deben ser transparentes se ha diseñado un software instalador que facilita el proceso de puesta en marcha de los sistemas desarrollados.

2.4. INSTALADORES

Este software se encarga de crear las carpetas y archivos necesarios para la correcta ejecución de los programas y facilita al administrador del sistema la configuración de nuevos receptores o transmisores. Además de estas tareas, el software se encarga de copiar todos los SubVI's desarrollados al disco duro de los equipos en la ubicación que éste determina.

3. DESCRIPCIÓN DETALLADA DEL SISTEMA DE BIOTELEMETRÍA PARA AMBULANCIAS

Continuando con la estructura en que se dividió el capítulo anterior, esta sección se encuentra organizada en 3 grandes bloques: *Transmisor*, *Receptor* y *Reproductor*. En cada uno de los cuales se hace un análisis detallado de los diseños y desarrollos correspondientes tanto a Hardware como a Software.

3.1. SISTEMA TRANSMISOR

A continuación se explican detalladamente los criterios de diseño y desarrollos que conforman el sistema transmisor iniciando por los componentes de Hardware.

3.1.1. HARDWARE DEL SISTEMA TRANSMISOR

Antes de comenzar a analizar el Hardware del sistema se recomienda al lector revisar la bibliografía para aclarar los conceptos básicos sobre *ELECTROCARDIOGRAFÍA Y SIGNOS VITALES* para que tenga una mejor comprensión acerca de los temas que se desarrollarán.

3.1.1.1. UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS

En la *Figura 3.1* se observa, sobre el cuerpo del paciente, la ubicación de cada uno de los electrodos que utiliza el sistema. La actividad eléctrica del corazón es capturada por estos transductores en sus posiciones estratégicas de tal forma que generan las 12 derivaciones electrocardiográficas.



Figura3.1. Posición de los electrodos

Fuente: http://endeavor.med.nyu.edu/courses/physiology/courseware/eko_pt1/EKGguideds.html
(Modificación Propla)

En la *Figura 3.1* existe una peculiaridad: los electrodos E1, E2, E3 y Er están ubicados sobre el tórax y no en las extremidades como comúnmente sucede. Esto debido a que el ambiente vibratorio de las ambulancias generaría grandes movimientos relativos entre los electrodos ubicados en las extremidades lo que daría como resultado ruido en las derivaciones electrocardiográficas. Sin embargo, esto afecta muy poco las derivaciones cuando los electrodos se encuentran ubicados en el tórax, debido a que los desplazamientos relativos entre ellos son prácticamente nulos.

Existe una relación vectorial entre los puntos electrocardiográficos y las derivaciones electrocardiográficas. En la *Tabla 3.1* se presenta un resumen de estas relaciones.

DERIVACIÓN ELECTROCARDIOGRÁFICA	DESCRIPCIÓN SEGÚN LA UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS
DI	$E2 - E1$
DII	$E3 - E1$
DIII	$E3 - E2$
aVR	$E1 - 0,5 (E2 + E3)$
aVL	$E2 - 0,5 (E1 + E3)$
aVF	$E3 - 0,5 (E1 + E2)$
Vn	$vn - (E1 + E2 + E3)/3$

Tabla3.1. Relación entre la ubicación de los electrodos y las derivaciones electrocardiográficas.

El trabajo de la tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas es precisamente la implementación de estas relaciones que resultan en la conformación de las derivaciones electrocardiográficas.

Al comparar la *Tabla 3.1* con la *Figura 3.1* se observa que el punto electrocardiográfico *Er* no se encuentra relacionado con las derivaciones electrocardiográficas. La razón de este punto particular es la siguiente:

Debido a que las señales captadas por los electrodos son tan pequeñas (del orden de 1mV) se requiere contar con un punto flotante sobre el cuerpo del paciente que sirva de referencia a los demás puntos electrocardiográficos. De esta manera las señales no deseadas, generadas tanto por el cuerpo del paciente como por el ambiente en el que se encuentra, serán comunes para todos los puntos electrocardiográficos, inclusive para la referencia. Así por medio de dispositivos con buen rechazo en modo común será eliminado la mayoría del ruido.

3.1.1.2. TARJETA DE PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

Esta tarjeta es la encargada de la conformación de las derivaciones electrocardiográficas a partir de las señales provenientes de los electrodos.

Los procesos de adaptación y tratamiento que la tarjeta realiza a cada uno de los puntos electrocardiográficos (*E1, E2, E3, Er, v1, v2, v3, v4, v5 y v6*) se observan en la *Figura 3.2*.

La *tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas* en forma general se divide en 4 grandes etapas: Aislamiento, Instrumentación, Filtrado (Filtro Notch de 60 Hz y Filtro Paso Bajos de 90 Hz) y Amplificación. Para entender mejor el circuito se puede interpretar la *Figura 3.2* como una matriz en donde sus columnas son las etapas antes mencionadas y sus filas las derivaciones electrocardiográficas. Cabe aclarar que las derivaciones *DIII, aVR, aVL y aVF* no se obtienen directamente de la *tarjeta de procesamiento de las señales*

electrocardiográficas. Estas derivaciones se obtienen haciendo sencillas operaciones algebraicas entre DI y DII en el computador (ver *Tabla 3.1*). Respecto a la conformación de las derivaciones precordiales hay varias cosas que anotar debido a que hacen uso de algunos elementos adicionales. Los puntos electrocardiográficos v1, v2, v3, v4, v5 y v6 son multiplexados posteriormente a la etapa de aislamiento. A la señal resultante se resta el promedio de las señales E1, E2 y E3 (Ver *tabla 3.1*). Posteriormente la señal es amplificada para por último ser demultiplexada en las seis derivaciones precordiales. En este proceso se observa que se ha omitido la etapa de filtrado, esto se debe a que la señal resultante de la multiplexación tiene un comportamiento en frecuencia muy diferente a las señales individuales por tanto este proceso se hace por software.

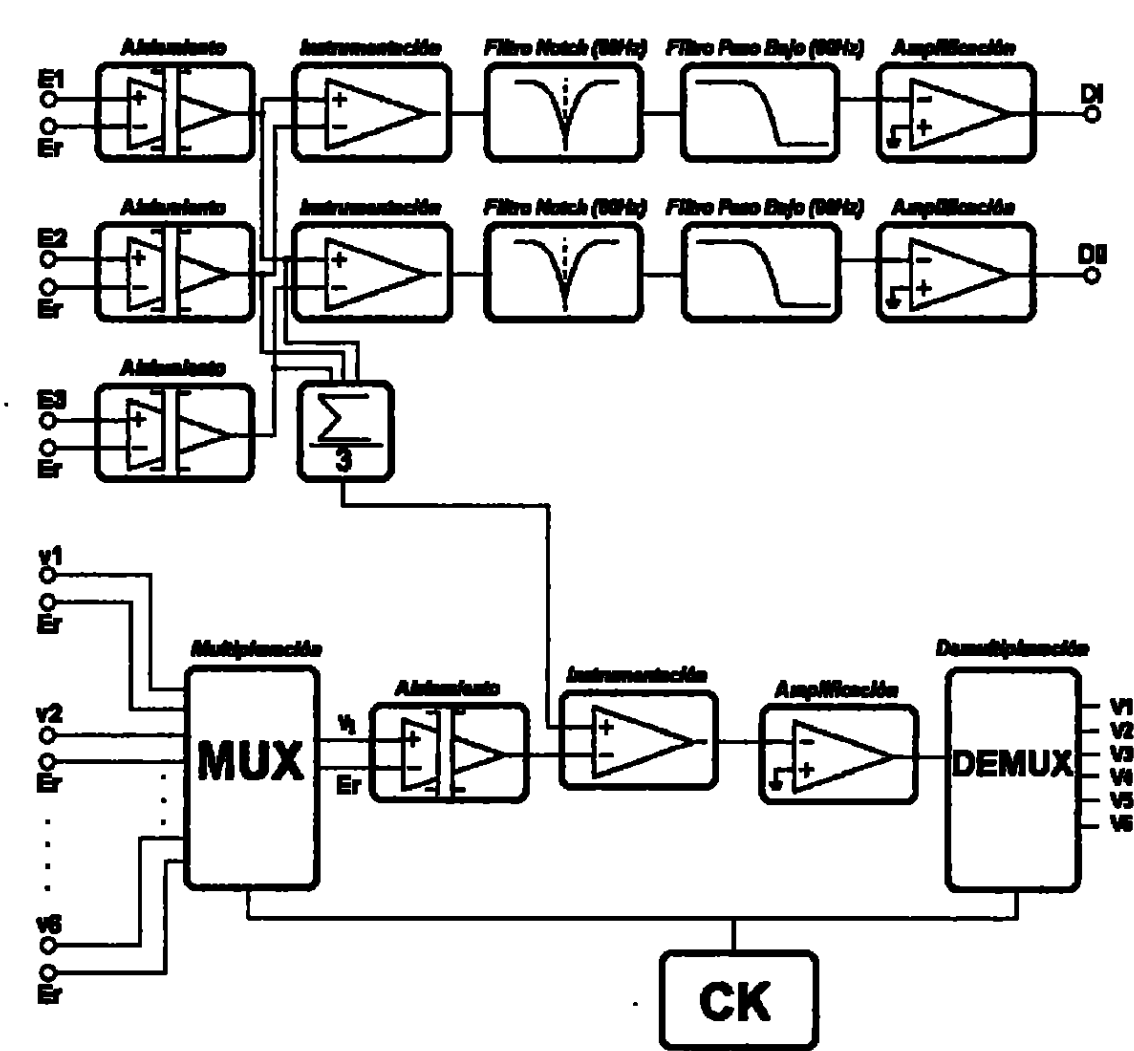


Figura 3.2. Diagrama de Bloques de la Tarjeta de Procesamiento de las Señales Electrocardiográficas

Algo muy importante que destacar en el diseño es la configuración de ganancia en cascada de la *tarjeta de procesamiento de señales electrocardiográficas*. La justificación de la ganancia total de la tarjeta se halla en el requerimiento de la siguiente etapa, que realiza la digitalización y adecuación de las señales para su ingreso al computador de monitorización. Estas funciones son llevadas a cabo por la tarjeta de adquisición de datos la cual presenta como requisito a la entrada señales entre +/- 5V. Se determinó por tanto una ganancia total

en la tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas de 3000V/V ya que el valor máximo de las señales obtenidas en el cuerpo del paciente es de 1.5mV. El primer porcentaje de ganancia de la tarjeta se genera en la etapa de *Aislamiento*; el valor de esta razón es del 55%, el más alto en todo el diseño debido a los niveles muy bajos de las señales electrocardiográficas y a su alto rechazo en modo común. La segunda etapa amplificadora es la de *Instrumentación* con un 29% de amplificación, esta etapa también proporciona un alto rechazo en modo común. Finalmente la etapa de amplificación proporciona el 16% restante de la ganancia total. La intención de esta distribución de ganancia es ayudar a la etapa de filtrado en el control del ruido común generado por el ambiente (alta frecuencia), la línea de alimentación (60 Hz), el movimiento de la ambulancia y señales no deseadas generadas por el cuerpo del paciente.

3.1.1.2.1. ETAPA DE AISLAMIENTO

Esta etapa debe cumplir con tres requisitos:

- 1. Aislar eléctricamente al paciente de cualquier corriente de retorno generada por el circuito de la *tarjeta de procesamiento de señales electrocardiográficas*.
- 2. Suficiente amplificación para incrementar los valores de potencial de las señales electrocardiográficas a rangos adecuados para ser procesados por dispositivos electrónicos.
- 3. Entrada diferencial con buen rechazo en modo común para eliminar en gran parte el ruido que afecta las señales.

El dispositivo AD 215 AY, fabricado por *Analog Devices*, es el amplificador de aislamiento utilizado por el sistema. En la *Figura 3.3* se observa la configuración del elemento AD 215 AY, su entrada diferencial, aislamiento y amplificación.

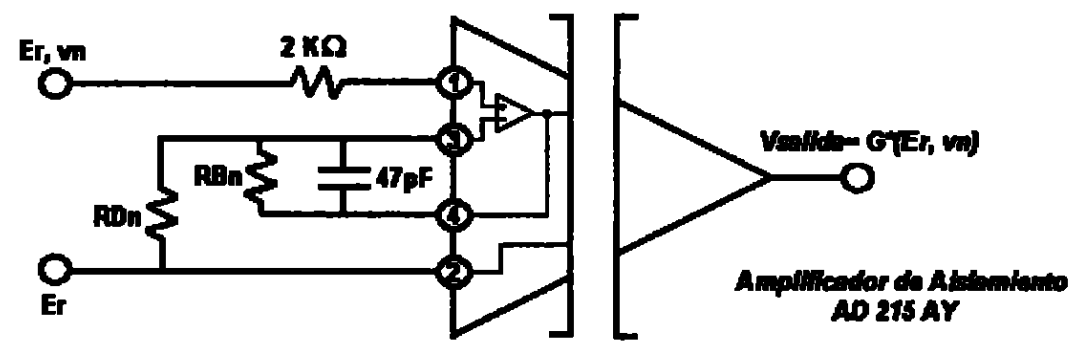


Figura 3.3. Configuración del amplificador de aislamiento AD 215 AY

La ganancia G de la etapa de *aislamiento* de la *tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas* es de 84 V/V.

Los valores de las resistencias *RBn* y *RDn* son 1 KΩ y 12 Ω respectivamente. Estos se determinan por medio de la *Ecuación 3.1*.

$$V_{\text{SALIDA}} = (1 + RBn / RDn) * (En, vn)$$

Ecuaelón 3.1. Ganancia del amplificador de Alaslamiento AD215

Fuente: www.analog.com/pdf/ad215.pdf

Donde:

$$G = (1 + RBn / RDn)$$

En la *Figura 3.3* se aprecian dos valores fijos e independientes de la ganancia configurada, $Ran = 2 \text{ k}\Omega$ y $Can = 47 \text{ pF}$. Estos valores son determinados por el fabricante del dispositivo y se utilizan para acoplamiento de la señal de entrada y estabilidad en la ganancia.

Finalmente, en la *Figura 3.3* se observa la distribución de pines del integrado AD 215 AY.

3.1.1.2.2. ETAPA DE INSTRUMENTACIÓN

Esta etapa es la encargada de hacer la suma algebraica de las señales electrocardiográficas para generar las respectivas derivaciones. Para este fin se utilizó el Amplificador de Instrumentación INA 128 fabricado por Burr-Brown.

Para la obtención de $D1$ se realiza la diferencia entre señales electrocardiográficas $E1$ y $E2$, para $D2$ se realiza la diferencia entre $E3$ y $E1$ ($D1 = E2 - E1$, $D2 = E3 - E1$). La *Figura 3.4* muestra el diseño para la conformación de estas dos derivaciones en particular. En la ilustración se observa que $E1$ (entrada positiva) está presente en la obtención de las dos derivaciones electrocardiográficas. En la entrada negativa se encuentran las dos opciones $E2$ para el caso de la derivación $D1$ y $E3$ para el caso de $D2$.

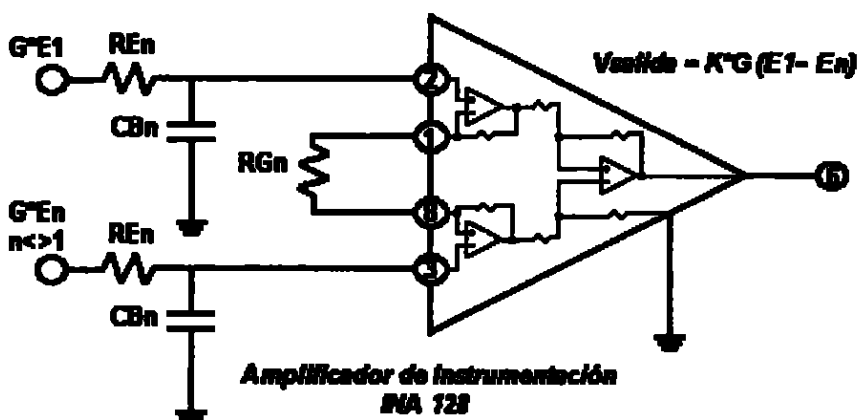


Figura 3.4. Diseño de la etapa de instrumentación para las derivaciones $D1$ y $D2$

Como se explicó en el capítulo anterior, las derivaciones $D3$, aVL , aVF y aVR se obtienen a partir de $D1$ y $D2$. Esto se logra por medio de desarrollos de Software que se explican más adelante.

Para determinar las derivaciones precordiales $V1$, $V2$, $V3$, $V4$, $V5$ y $V6$ se debe realizar la sumatoria de puntos electrocardiográficos $E1$, $E2$ y $E3$ y dividirla entre 3. Del resultado de esta operación se sustrae el punto electrocardiográfico respectivo ($v1$, $v2$, $v3$, $v4$, $v5$ y $v6$)

para generar las derivaciones precordiales. En la *Figura 3.5* se observa el diseño de la etapa de instrumentación para estas derivaciones.

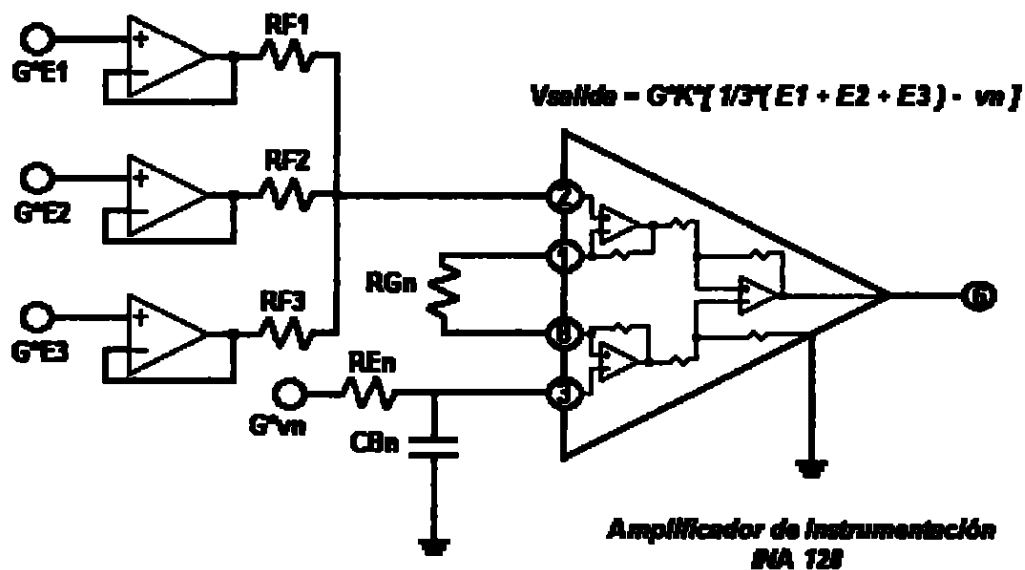


Figura 3.5. Diseño de la etapa de instrumentación para las derivaciones V1, V2, V3, V4, V5 y V6

En las ilustraciones anteriores se observa que antes que las señales electrocardiográficas, amplificadas y aisladas eléctricamente, entren al amplificador de instrumentación pasan a través de un filtro pasivo RC. Este es un filtro pasa alto y su principal objetivo es rechazar las señales de muy baja frecuencia generada, en general, por la respiración del paciente y las componentes DC del circuito.

$$f_{corte} = 1/(2\pi RC)$$

Ecuación 3.2. Frecuencia de corte de un filtro RC pasa alto

A partir de la *Ecuación 3.2* se pueden obtener los valores de la resistencia y el capacitor. El valor de la *frecuencia de corte* está determinado por las frecuencias que puede generar la respiración del paciente y las componentes en frecuencia de las señales electrocardiográficas. Al analizar las dos condiciones se determinó un valor de *frecuencia de corte* de aproximadamente 2 Hz. A partir de este valor, los valores de la resistencia *REN* y *CBn* fueron 1MΩ y 100 pF respectivamente.

En el caso particular de las derivaciones precordiales, para hacer la sumatoria de las señales electrocardiográficas *E1*, *E2* y *E3*, después de haber sido filtradas por el circuito RC, cada una debe pasar por un *buffer* para eliminar los retornos de corriente que se generan por acoplamiento de impedancias.

Se determinó que los valores de las resistencias del sumador deben ser iguales entre sí, es decir: *RF1* = *RF2* = *RF3*. La razón de esta igualdad es para dividir la suma de las tres señales electrocardiográficas entre 3, de esta forma se cumple la relación entre las derivaciones precordiales y los puntos electrocardiográficos (*Vn* = *vn* - 1/3 [*E1* + *E2* + *E3*]).

La ganancia de la etapa de *Instrumentación* (*K*) se determina a partir de la *Ecuación 3.3*.

$K = [1 + 50k\Omega / RGn]$

Ecuación 3.3. Ganancia del amplificador de Instrumentación /NA 128
Fuente: <http://focus.ti.com/docs/prod/productfolder.htm?genericPartNumber=INA128>

Para el caso de la etapa de Instrumentación se asignó una ganancia de aproximadamente 11 V/V (Este valor se fundamenta en el diseño de amplificación en cascada de la *tarjeta de procesamiento de señales electrocardiográficas*. Hasta este punto las señales fisiológicas se han incrementado 924 veces su valor inicial, con un 84% del total de ganancia del diseño). El valor de *RGn* es 5.6 kΩ el cual se determina a partir de la *Ecuación 3.3*.

3.1.1.2.3. FILTRO NOTCH (60 Hz)

El ruido de línea (60 Hz) es el producido por las líneas de transporte y distribución de la energía eléctrica y más aún por la inducción directa de la señal de alimentación de los circuitos. Inclusive si estos son alimentados por fuentes DC, Si ellas son alimentadas por esta forma de energía, transmiten su influencia a los circuitos.

Para el caso de las señales fisiológicas es crítico el ruido de línea ya que sus valores de voltaje de entrada son muy bajos comparados con la amplitud del ruido. Por esta razón, es necesario implementar un filtro que elimine su influencia.

Para cumplir el objetivo de eliminar el ruido de línea, se diseñó un filtro de cuarto orden, rechaza banda o *Notch* de 60 Hz (*Figura 3.6*).

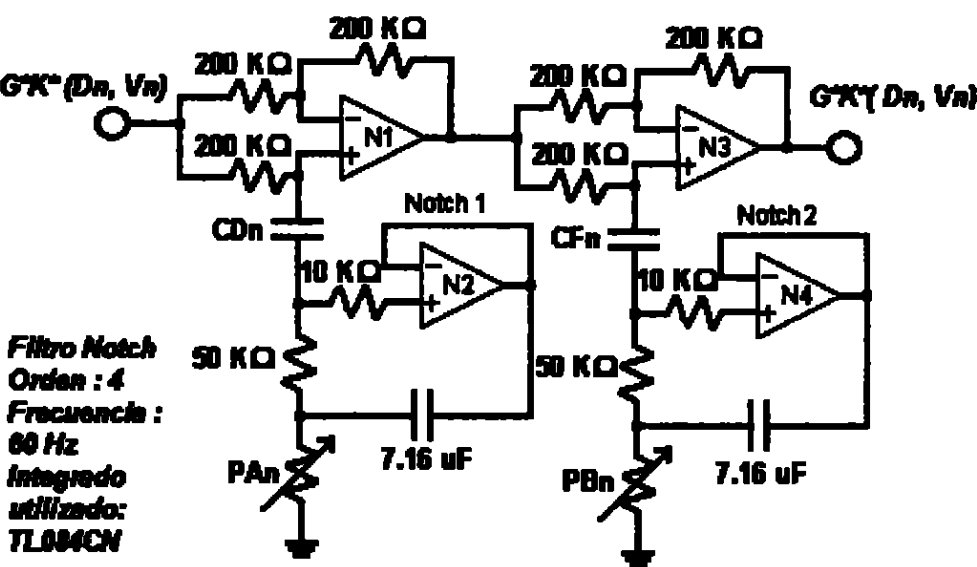


Figura 3.6. Filtro *Notch* de Cuarto orden, frecuencia 60 Hz

El filtro está conformado por dos filtros rechaza banda a 60 Hz de segundo orden conectados en serie. Los valores de los elementos pasivos del circuito se determinan por medio de la *Ecuación 3.4* que relaciona la frecuencia de rechazo con los valores de la resistencia variable *Pxn* y el capacitor *CDn*.

$$f_{RECHAZO} = \left[\frac{1}{2\pi * \sqrt{(7.16 * 10^{-6}) * CDn * (PAn)^2}} \right]$$

Ecuación 3.4. Relación entre los elementos pasivos del circuito y la frecuencia de rechazo
Fuente: Electrónica práctica Tomo 3. Equipo editorial de McGraw-Hill. Bogotá, Colombia; Mayo de 1990 McGraw-Hill. Pagina 90.

A una frecuencia de rechazo de 60 Hz los valores del capacitor y la resistencia variable son 0.895 nF y 33 kΩ respectivamente.

Es oportuno mencionar que ninguna de las derivaciones electrocardiográficas tiene requerimientos especiales en esta etapa de filtrado, por tal motivo los circuitos de la etapa *Filtro Notch de 60 Hz* son idénticos para cada derivación.

3.1.1.2.4. FILTRO PASA BAJO (90 Hz)

Las señales electrocardiográficas están compuestas por diversas componentes de frecuencia en el rango de 0 a 160 Hz. Las principales componentes, por medio de las cuales se encuentra caracterizada prácticamente en su totalidad la onda electrocardiográfica, se hallan entre 2 y 90 Hz.

En general, el ambiente en el cual se encuentre el *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* contendrá señales que resultan indeseadas para la aplicación. Señales debidas a radio, televisión, telefonía móvil, y otros sistemas de telecomunicaciones aportarán señales corruptas de muy alta frecuencia. Adicionalmente, el ruido debido a vehículos, el ambiente vibratorio de las ambulancias, el movimiento del paciente, etc., producen ruido de alta frecuencia. Debido a esto se hace necesaria la implementación de un filtro pasa bajo de 90 Hz, el cual proporcione una señal electrocardiográfica limpia sin alterar su información.

Pero el sólo hecho de diseñar un filtro de 90 Hz no cumple con las condiciones de selección del diseño, este filtro debe ser de un orden alto debido a que algunas señales producidas por el cuerpo humano se encuentran muy cerca de los 90 Hz. En la *Figura 3.7* se ilustra el diseño del filtro pasa bajo de octavo orden que se elaboró para el sistema.

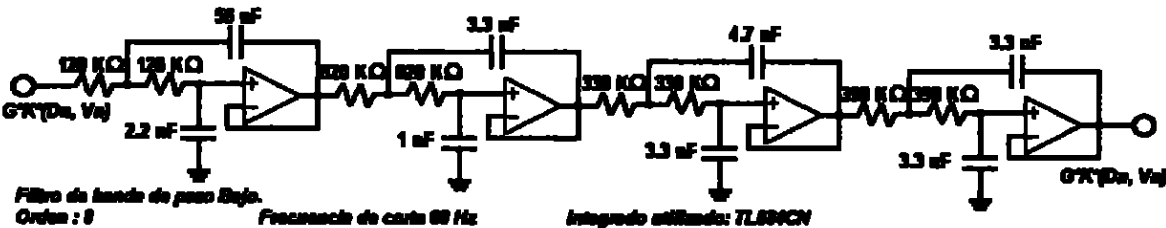


Figura 3.7. Diseño del Filtro Pasa Bajo de orden 8 con frecuencia de corte de 90 Hz

La topología de este filtro se compone de cuatro filtros de segundo orden, cada uno basado en la estructura VCVS (fuente de voltaje controlada por voltaje). La función de transferencia de este filtro es igual a la multiplicación de las funciones de los cuatro filtros independientes. Dado que el filtro resultante es de octavo orden, presenta un factor de calidad alto. Esta característica hace que no distorsione los componentes armónicos de la señal electrocardiográfica por debajo de 90Hz y rechace aquellos que se encuentran por encima

de los 120Hz. Se utilizan cuatro etapas iguales para filtrar cada una de las derivaciones electrocardiográficas.

Por último, los dos anteriores filtros descritos son de topología *Butterworth*, es decir que su banda de paso no varía su atenuación con las frecuencias de paso (esta atenuación es del orden de los 0 dB).

Para el montaje del filtro de 60 Hz de cuarto orden y el filtro de 90 Hz de octavo orden se utilizó el integrado *TL084CN* de la Compañía *Burr-Brown*. Este dispositivo consta de 4 amplificadores operacionales que son utilizados en cada uno de los diseños de los filtros.

3.1.1.2.5. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

Esta última etapa se encarga de acondicionar las señales para su ingreso a la tarjeta de adquisición de datos. Sus dos principales funciones son:

1. Invertir la polaridad de las derivaciones electrocardiográficas. De esta forma las derivaciones cumplen estrictamente su relación matemática con los puntos electrocardiográficos.
2. Amplificar la señal 3.6 V/V. Este valor corresponde al 16% de la amplificación total de la tarjeta y por medio de él las señales alcanzan una amplitud máxima de 4.5 V.

En este punto, los niveles de voltaje de las derivaciones electrocardiográficas no superan el límite de 5 V que presenta la tarjeta de adquisición de datos. En la *Figura 3.8* se ilustra el diagrama esquemático del circuito implementado en esta etapa.

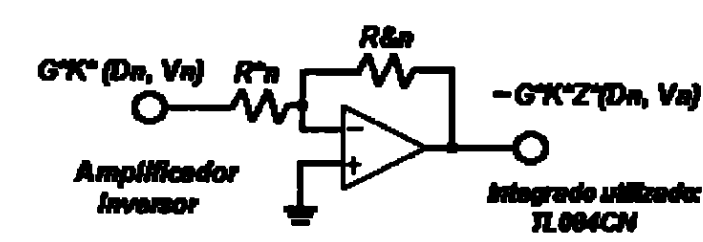


Figura 3.8. Diseño de la etapa de Amplificación

Los valores de las resistencias de este bloque de amplificación se obtienen a partir de la *Ecuaación 3.5* donde Z es la ganancia de la etapa. Los valores de las resistencias *R&n* y *R*n* son 88.1 kΩ y 18.7 kΩ respectivamente.

$$Z = -\left[\frac{R \& n}{R * n}\right]$$

Ecuaetón 3.5. Relación entre la ganancia del circuito amplificador y sus elementos pasivos.
 Fuente: *Electrónica, TEORIA DE CIRCUITOS.* ROBERT BOYLESTAD, LOUIS NASHELSKY. México, Quinta edición. *Prentice Hall.* Página 610.

3.1.1.2.6. ETAPA DE MULTIPLEXACIÓN PARA LAS DERIVACIONES PRECORDIALES

Debido a que el procesamiento para la conformación de las derivaciones precordiales es el mismo para todas se decidió utilizar una etapa de multiplexación que simplifique en gran medida la Tarjeta de Procesamiento de las Señales Electrocardiográficas. Para la conformación de las derivaciones precordiales las señales provenientes de los puntos v1, v2, v3, v4, v5 y v6 son multiplexadas en una única señal diferencial. Para tal fin se utiliza el multiplexor para señales analógicas de Analog Devices ADG507A. Este multiplexor proporciona tiempos de suicheo muy rápidos, menores a 200ns, lo que garantiza la recuperación total de las señales. Adicionalmente su característica "abrir antes de hacer suicheo" asegura la independencia entre las señales tanto a la entrada como a la salida.

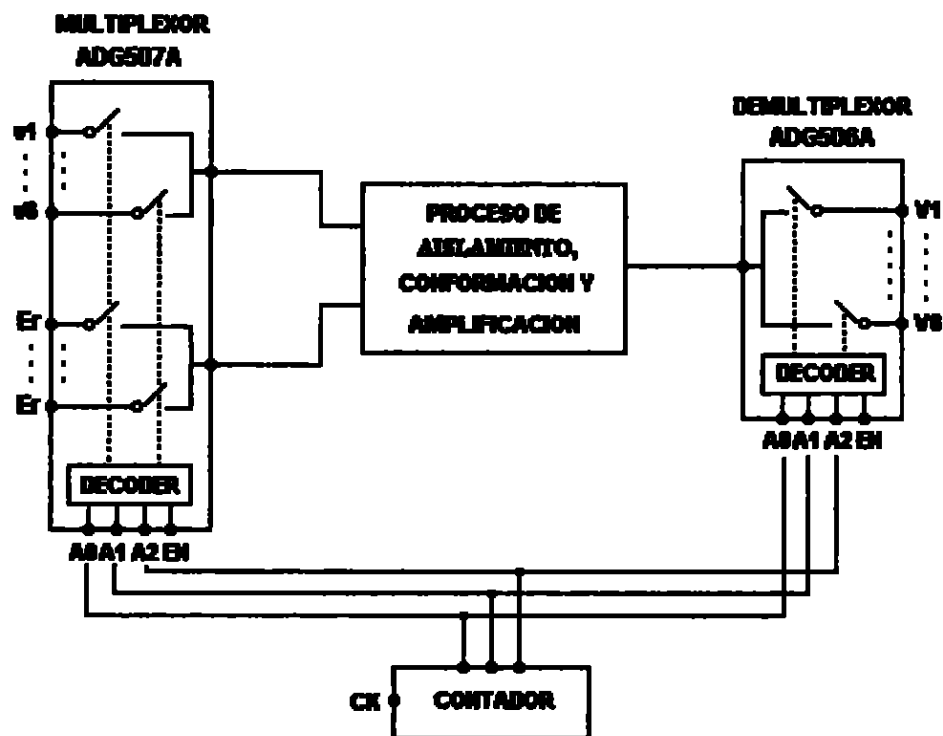


Figura 3.9. Diseño de la etapa de multiplexación de las derivaciones precordiales

En la figura 3.9 se muestra el diseño para la conformación de las derivaciones precordiales. Las señales provenientes de los electrodos v_1 , v_2 , v_3 , v_4 , v_5 y v_6 son introducidas en forma diferencial (referenciadas a E_r) al multiplexor ADG507A. Este dispositivo realiza el suicheo de las señales a una frecuencia de 2160 Hz que corresponden a $90 \text{ Hz} \times 4 \times 6$, donde 90 Hz es la máxima frecuencia de las señales electrocardiográficas, 4 es el doble del criterio de Nyquist que se aplica en la etapa siguiente de muestreo y digitalización de las señales y 6 es el número de señales a multiplexar. El período correspondiente a este valor de frecuencia es 463 ns , es decir 2315 veces mayor que el máximo tiempo que tarda el multiplexor en hacer la conmutación de una señal a otra.

Posteriormente al procesamiento de aislamiento, conformación y amplificación de la señal multiplexada, ésta ingresa al demultiplexor ADG508A. Este entrega en 6 de sus salidas las derivaciones precordiales referidas a la tierra del circuito.

Como se mencionó en el capítulo anterior, Descripción General del Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias, seguidamente a la conformación de las derivaciones electrocardiográficas, éstas son digitalizadas y adecuadas para su procesamiento en el computador. Esto es realizado por la Tarjeta de Adquisición de Datos 5508LC-3 de la compañía ADAC (*American Data Acquisition Corporation*). En el Anexo 2 ADQUISICIÓN DE DATOS CON LA TARJETA 5508LC-3 se encuentra un resumen completo de esta tarjeta y su configuración.

3.1.1.3. MÓDULO DE SIGNOS VITALES

Las variables de presión arterial, pulso y temperatura son signos vitales que en complemento con las doce derivaciones electrocardiográficas conforman la información básica de diagnóstico para pacientes de urgencias y cuidados Intensivos. Adicionalmente sirven como recurso para la evaluación del estado general de pacientes fuera de riesgo.

El módulo de signos vitales tiene la función de proporcionar los valores de presión arterial, pulso y temperatura corporal del paciente. El método para la determinación de las presiones arteriales y el pulso implementado en este sistema es el método oscilométrico. El proceso de lectura de signos vitales se realiza cíclicamente cada 6 minutos aunque si el médico lo requiere puede solicitar por medio del panel frontal de los sistemas transmisor o receptor la lectura de estos datos en cualquier momento.

3.1.1.3.1. TARJETA DE SIGNOS VITALES

El módulo está compuesto por la *tarjeta de signos vitales* y el *software de signos vitales*. La tarjeta realiza la adquisición y procesamiento de las señales de presión arterial y temperatura y el control de insuflación y desinsuflación del brazalete. El procedimiento es el siguiente: La presión en el brazalete y la señal oscilométrica, las cuales conforman las señales de presión arterial, son adquiridas por medio del sensor de presión MPX5050² de Motorola. La señal proveniente del sensor corresponde a la presión en el brazalete, la cual a su vez ingresa a un filtro pasa altos de segundo orden que suprime completamente la onda de presión y deja pasar la señal oscilométrica. La onda de presión tiene componentes a frecuencias menores que 0,04 Hz mientras que la señal oscilométrica se encuentra aproximadamente en 1 Hz. Esta es el resultado de las perturbaciones producidas por la sístole del ciclo cardíaco cuando la presión del brazalete se encuentra entre las presiones sistólica y diastólica. La función de transferencia del filtro se presenta en la figura 3.10.

2. ² El sensor MPX5050 de Motorola posee una función de transferencia lineal de 0 a 375 mmHg correspondiente al rango de 0,2 a 4,7 Vdc.

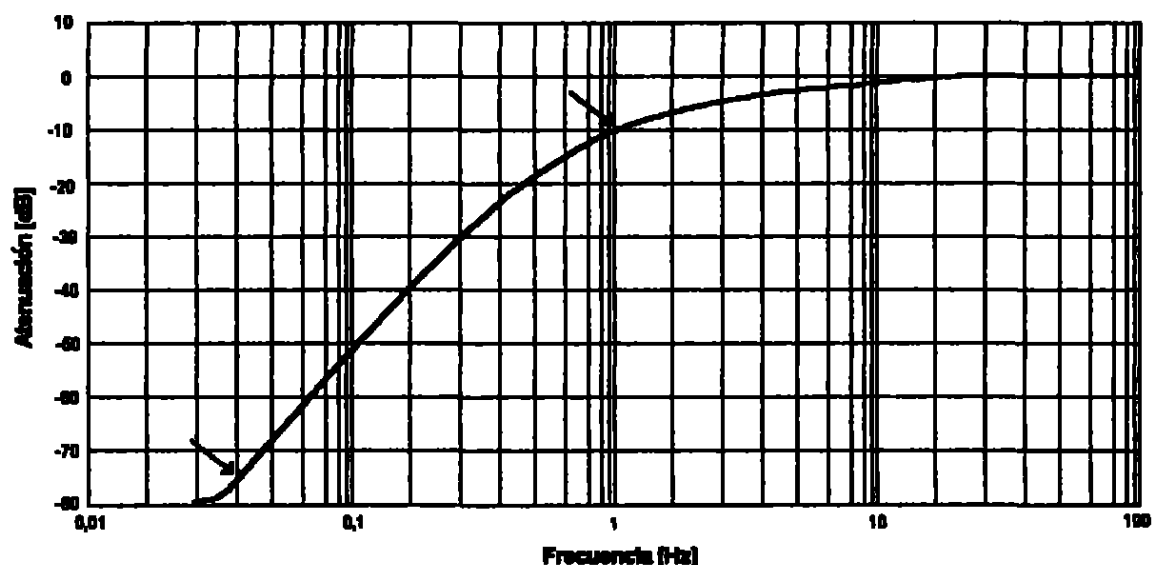


Figura 3.10. Respuesta en frecuencia del filtro para la señal oscilométrica

Para la mayoría de las personas el límite superior de la señal oscilométrica está entre 1 y 3 mmHg lo que corresponde en el sensor MPX5050 a salidas de 12 mV a 36 mV. Debido a que el filtro utilizado produce una atenuación de 10dB a 1Hz esto corresponde a señales de 3,8 mV a 11,4 mV. Seguidamente la señal es amplificada 150 veces para obtener valores entre 0,57 y 1,71 V. Por último se adiciona un voltaje de offset de 0,75 Vdc para obtener finalmente una señal oscilométrica que en el mayor de los casos oscila entre 0 V y 2,75 V y su valor promedio es 0,75 Vdc. La intención de este voltaje de offset es que las componentes no deseadas de la señal estén por debajo de 1 V mientras que los valores importantes de la señal queden por encima de 1 V, la razón de esto se comprende en la siguiente etapa del proceso.

Seguidamente la señal se eleva al cuadrado para atenuar el ruido que se presenta en el rango de 0,5 a 0,8 V (al cuadrado estos valores corresponden a 0,25 y 0,64 V), y amplificar las señales de interés que se encuentran entre 1,5 y 2,5 V (estos valores pasan a ser 2,25 y 6,25 V). La razón por la cual se realiza esta operación sobre la señal oscilométrica es facilitar la detección de altura de pulsos por medio de las cuales se determinan los valores de la presión arterial. La implementación de este proceso se realiza por medio del multiplicador análogo de 4 cuadrantes MC1595 de Motorola. En la figura 3.11 se presenta el procesamiento de la onda de presión del cual se deriva la señal oscilométrica.

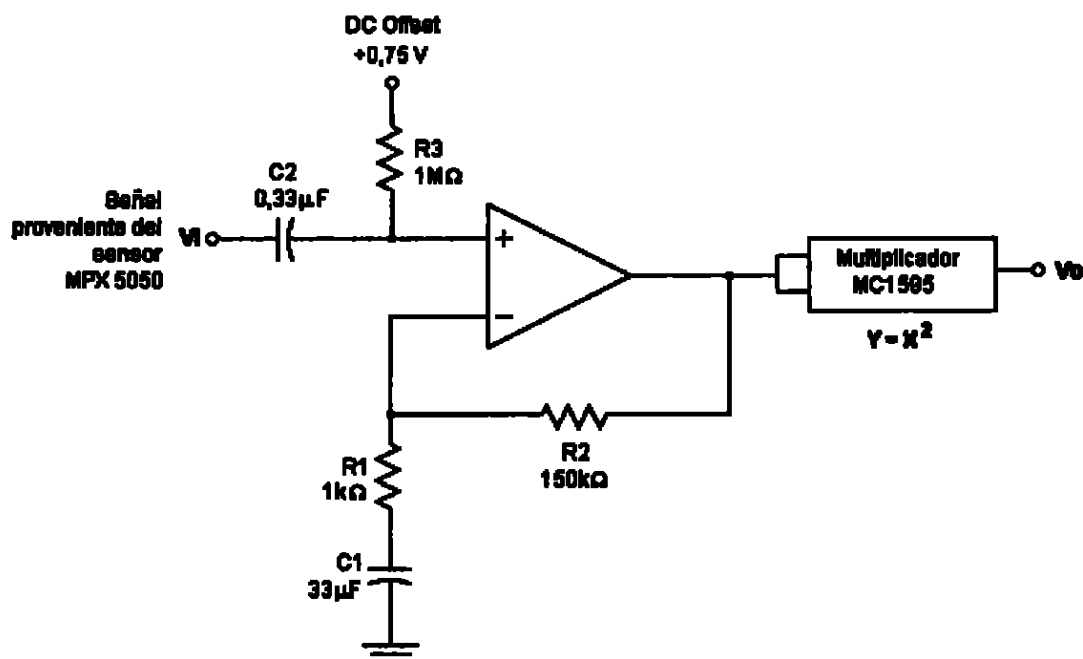


Figura 3.11. Procesamiento correspondiente a la señal oscilométrica

El procedimiento para el control de insuflación y desinsuflación del brazalete es el siguiente: Al recibir la orden de iniciación de un ciclo de lectura junto con el valor de frecuencia cardiaca, el microcontrolador energiza el microcompresor con un voltaje entre 4,5 y 7 V para empezar la insuflación del brazalete. Este valor variable de alimentación del microcompresor cambia la pendiente de insuflación de tal manera que para diferentes valores de frecuencia cardiaca se obtengan números de pulsos aproximadamente iguales en el rango entre las presiones sistólica y diastólica. El criterio de diseño en este punto es el siguiente: para una diferencia promedio de 40 mmHg entre las presiones sistólica y diastólica se presentarán 4 pulsos durante la insuflación, es decir para el caso en el cual el paciente presente una frecuencia cardiaca de 80 ppm la tasa de insuflación del brazalete corresponde a 13,3 mmHg/s, si el paciente presenta una frecuencia cardiaca de 120 ppm la tasa de insuflación correspondiente es 20 mmHg/s. Durante el proceso de insuflación el sistema inspecciona la señal oscilométrica hasta detectar por nivel cuando se sobrepasa la presión sistólica en el brazalete y 10 mmHg arriba detiene el microcompresor. Para esto se tomo el valor de comparación $V_{set} = 2,5$ V debido a que los pulsos generados por acción del ciclo cardíaco cuando la arteria se encuentra totalmente ocluida producen perturbaciones en la señal de aproximadamente 1,6 V, mientras que la altura del pulso que corresponde a la presión sistólica es cercana a 3,3 V. Estas condiciones tan favorables para determinar el momento de detención de insuflación son producidas en la señal oscilométrica gracias a la incorporación de la operación cuadrática.

Para la desinsuflación del brazalete se utiliza una electroválvula on-off que se activa después de la detección del valor máximo de cada pulso y por medio de la cual se evacúan 3,3 mmHg por pulso. El lazo de realimentación de control de la válvula se cierra por medio del sensor de presión. Durante la medición de la altura de cada pulso la válvula está cerrada lo que hace que la medición no sea influenciada por la tasa de desinsuflación, la circunferencia del brazo del paciente ni la frecuencia cardiaca. Después de la detección de la presión diastólica el sistema abre la electroválvula para evacuar completamente el aire del brazalete.

En la figura 3.12 se presenta la onda de insuflación y desinsuflación del brazalete para el caso en que el paciente presente una frecuencia cardíaca de 80 ppm y presiones arteriales entre 150 y 80 mmHg.

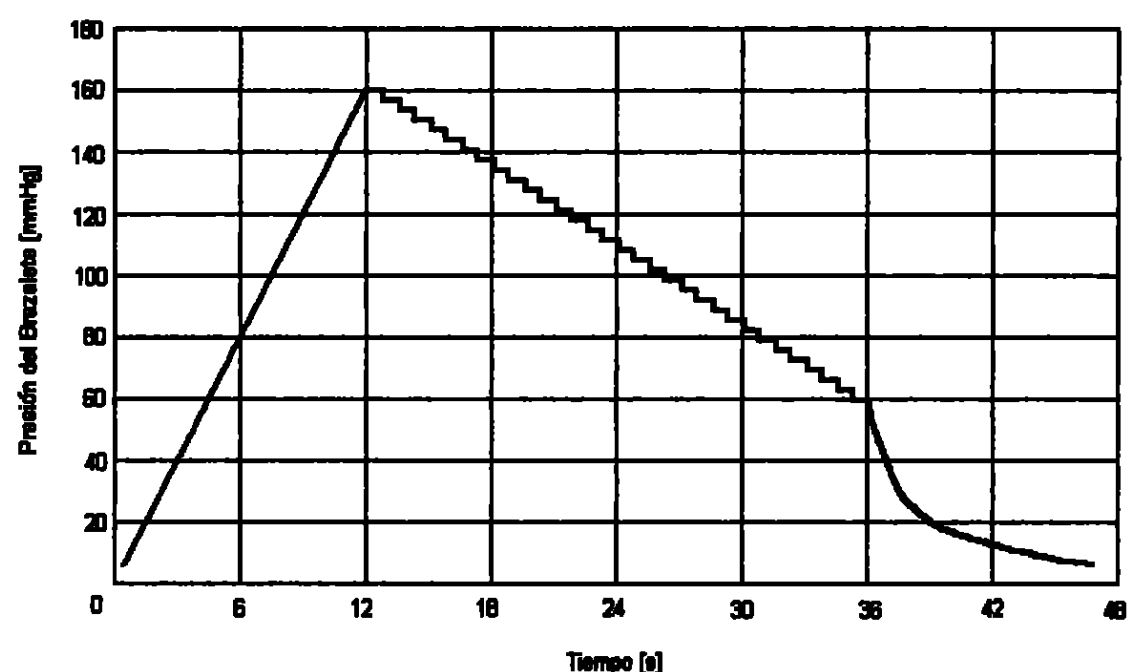


Figura 3.12. Señal de insuflación y desinsuflación del brazalete

Para la descripción del procedimiento de detección de altura de pulsos habría que especificar que generalmente después de cada uno de éstos se presentan pulsos prematuros, los cuales aparecen en la primera mitad del período cardíaco (T_c) y pueden confundir al sistema de detección, por lo que el primer 50% de este período es ignorado. Durante el tiempo en que se ignora la señal se ejecuta la acción de la electroválvula (proceso de desinsuflación del brazalete). En la figura 3.13 se presenta la ampliación de un tramo de señal oscilométrica donde se hace explícito este criterio de diseño.

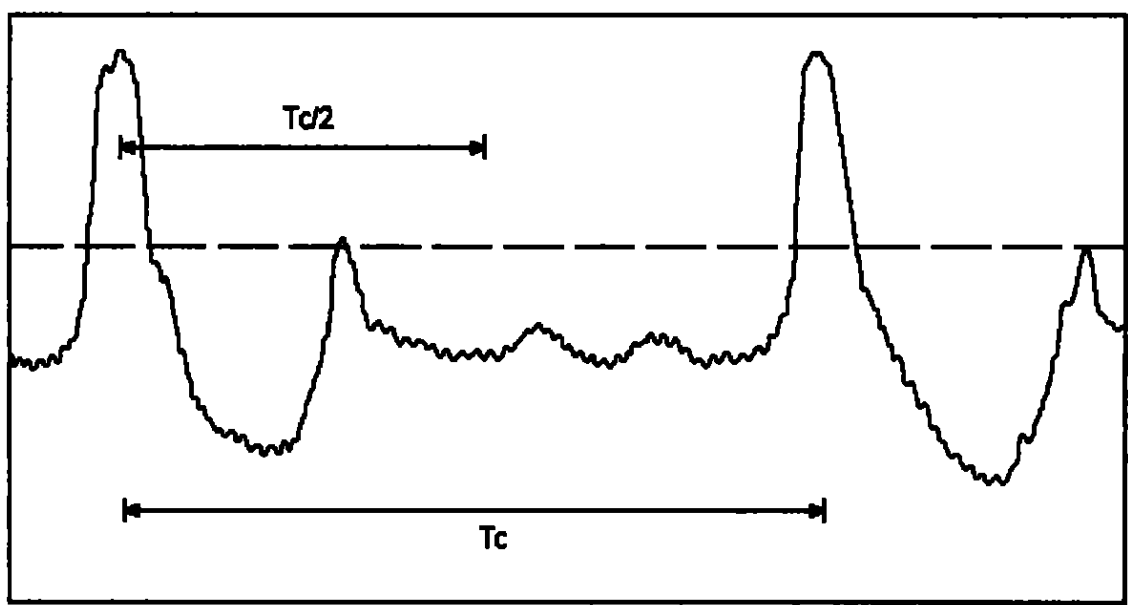


Figura 3.13. Ampliación de un tramo de señal oscilométrica donde se presentan pulsos prematuros

Para la determinación de la altura de pulsos se realiza el siguiente procedimiento: Debido a que la altura de los pulsos más pequeños, correspondientes a las perturbaciones producidas por el ciclo cardíaco cuando la presión en el brazalete es menor que la presión diastólica, es mayor a 1,3 V y el ruido presente en la línea de base es menor a 0,7 V el nivel de comparación por debajo del cual la señal es ignorada se tomó en 1 V. De esta manera la señal es inspeccionada muestra por muestra hasta encontrar un valor por encima de 1 V, todos los valores siguientes incluyendo a éste son almacenados hasta que 3 muestras seguidas sean menores que 1V, en ese momento se toma el mayor valor junto con el correspondiente a la presión en el brazalete y se almacenan en el registro *altura de pulsos*. Los siguientes milisegundos equivalentes al 50% del período cardíaco se ignoran para descartar pulsos prematuros. Durante este lapso de tiempo se desaloja una porción de aire del brazalete por medio del accionamiento de la electroválvula. Luego se continúa con la búsqueda de otro pulso para ejecutar nuevamente el procedimiento mencionado anteriormente. Cuando el sistema encuentra 4 alturas de pulso que difieren entre si menos de 0,3 V abandona el procedimiento y avisa al control de desinsuflación la condición de la señal. En este punto el sistema abre la electroválvula y libera totalmente el aire del brazalete. Para determinar el tiempo que se descarta durante el proceso de detección de altura de pulsos el sistema utiliza el valor de frecuencia cardíaca entregado por el software. Además de los valores de altura de pulso y presión en el brazalete, el sistema almacena el número de muestra correspondiente, el cual equivale a un tiempo (determinado por la tasa de muestreo) útil para la determinación de la frecuencia del pulso cardíaco. Por medio de la información almacenada en el registro *altura de pulsos* el sistema determina los valores de las presiones arteriales sistólica, diastólica y media y del pulso cardíaco. En la figura 3.14 se presenta una señal oscilométrica normal con los pulsos correspondientes a las presiones sistólica, diastólica y media indicados.

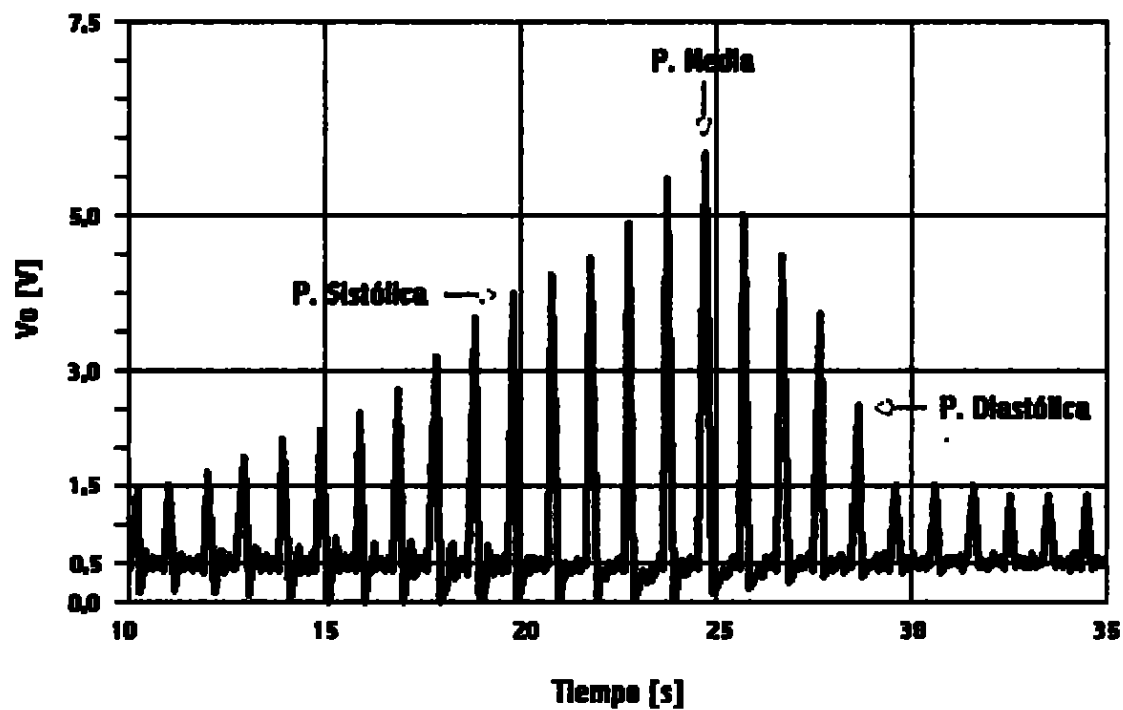


Figura 3.14. Señal Oscilométrica normal donde se indican los pulsos correspondientes a las presiones sistólica, diastólica y media

El algoritmo de determinación de los valores de presión arterial y pulso opera de la siguiente manera:

El sistema revisa los valores de altura de pulsos almacenados en el registro *altura de pulsos*. El valor máximo corresponde a la presión media. Al hallarlo utiliza el valor de presión correspondiente para llenar la casilla *Presión Arterial Media*. Después analiza los valores de altura de pulsos siguientes hasta hallar tres valores consecutivos que difieran menos de 0,3 V entre sí. El valor anterior a estos tres corresponde a la presión diastólica. El sistema llena la casilla *Presión Arterial Diastólica* con el valor de presión correspondiente. La sistólica como puede apreciarse en la gráfica no es tan evidente con estas últimas mencionadas. Por tanto el sistema utiliza la siguiente ecuación para su determinación (ecuación 3.6):

$$M = D + \frac{S - D}{3}$$

Ecuación 3.6. Relación entre las presiones Sistólica, Diastólica y Media

El valor determinado por esta ecuación se compara con los valores de presión en la tabla del registro y el más aproximado se utiliza para llenar la casilla *Presión Arterial Sistólica*.

Para la determinación de la frecuencia del pulso cardíaco se realiza la sustracción del número de muestra correspondiente a cada pico de la señal con el anterior y se calcula el valor promedio de estas diferencias. Entonces la tasa de muestreo dividido el número de muestras entre pulsos corresponde a la frecuencia del pulso cardíaco en pulsos por segundo este valor ingresa a la casilla *Frecuencia del Pulso Cardíaco*.

La temperatura se toma directamente del sensor de temperatura (termistor) e ingresa al microcontrolador el cual únicamente se encarga de su conversión análoga digital.

Al finalizar un ciclo de lectura la tarjeta de signos vitales envía los valores al sistema central por medio de un puerto serial RS-232 cada dato antecedido por un byte Identificador del parámetro. Cada 30 segundos los reenvía para garantizar una buena transmisión de la información.

A continuación se describirá el software del sistema transmisor.

3.1.2. SOFTWARE DEL SISTEMA TRANSMISOR

El software del sistema transmisor realiza cinco tareas fundamentales: Visualiza las derivaciones electrocardiográficas. Controla la adquisición de la presión sanguínea, el pulso y la temperatura y visualiza los valores de estas variables. Calcula y visualiza la frecuencia cardíaca y la presión arterial media. Almacena toda la información. Transmite la información hacia el hospital.

Este programa ha sido diseñado en *LabVIEW 5.1* al igual que los otros dos programas del sistema por su interfaz de usuario amigable y por sus características de procesamiento en paralelo. Esta última característica es aprovechada al máximo en el programa del transmisor ya que de las cinco tareas realizadas dos son realizadas simultáneamente (el almacenamiento y la transmisión) pues no hay dependencia de resultados entre ellas. A continuación se hace una descripción del panel frontal para luego profundizar en el funcionamiento del programa.

3.1.2.1. DESCRIPCIÓN DEL PÁNEL FRONTAL DEL SISTEMA TRANSMISOR

El panel del sistema transmisor ha sido diseñado pensando en sus usuarios directos. Los médicos se encuentran totalmente familiarizados con los equipos comerciales de electrocardiografía y signos vitales. Algunos monitores modernos integran estas variables en un solo equipo, por tanto se consideró primordial ofrecer a los usuarios del sistema una interfaz prácticamente idéntica a la que siempre han manejado, conformada por visores para las ondas electrocardiográficas, indicadores para los valores de presión arterial, pulso, temperatura y frecuencia cardíaca, botones para encender el equipo, imprimir en papel, transmitir, cambiar de paciente y salir de la aplicación y espacios para texto para el nombre, la edad, el sexo, la contextura y el estado actual del paciente. En la *Figura 3.15* se muestra el panel frontal del sistema transmisor.

A continuación se describe detalladamente la función de cada uno de los indicadores y controles del panel:

- **Derivación:** Por medio de estos controles, ubicados en la parte superior izquierda de los visores de las señales electrocardiográficas, se eligen las tres derivaciones que se desean monitorizar.
- **Zoom x 2:** Por medio de estos controles, ubicados en la parte inferior izquierda de los visores de las señales electrocardiográficas, se amplifica las derivaciones al doble de su tamaño original.
- **Frecuencia:** En este indicador se muestra el valor actual de la frecuencia cardíaca medida por el programa.
- **Sistólica, Diastólica y Media:** Indican los valores de las presiones arteriales correspondientes.
- **Temperatura:** En este campo se indica el valor de la temperatura corporal del paciente.
- **Alarmas:** Con este botón se accede a un caja de diálogo para la configuración de los valores máximos y mínimos que determinan los rangos de normalidad de los

parámetros de frecuencia cardíaca y signos vitales medidos. Fuera de estos rangos el sistema alerta al usuario por medio de alarmas.

- **Solicitud de Signos Vitales:** Por medio de este control se inicia un ciclo de lectura de Signos Vitales (presión arterial, pulso y temperatura).
- **Datos del Paciente:** El primer campo es para el nombre del paciente. Los siguientes son para el sexo, la contextura y la edad. Seguidamente hay un campo para la digitación del estado actual del paciente.
- **Enviar:** Por medio de este control se envía al receptor la información sobre estado actual del paciente.
- **Receptor:** En este control se listan todos los receptores habilitados. El usuario debe escoger de la lista el receptor con el cual quiere comunicarse.
- **Conectar/ Desconectar/ Cancelar:** Con este botón se ordena al sistema que establezca la conexión con el receptor. Una vez se establece la conexión este mismo botón sirve para cerrarla, en ese caso se llama Desconectar. Además se utiliza para cancelar un proceso de conexión. En ese caso se llama Cancelar. Este botón se encuentra enmarcado por un recuadro que se ilumina intermitentemente mientras exista una comunicación establecida.
- **Estado de la comunicación:** En este indicador se puede apreciar el estado actual de la comunicación. En él se reportan errores y, de ser posible, se dan sugerencias al usuario para corregirlos.
- **Nuevo ECG:** Con este control se indica la reinicialización del programa porque se va a conectar un nuevo paciente al sistema. Esto evita tener que salir de la aplicación y volver a entrar cuando se quiere cambiar de paciente.
- **Imprimir:** Con este control el usuario ordena la impresión de las presiones arteriales, la temperatura y la frecuencia cardíaca registrada por el paciente justo en el momento en que se presionó el control. Así mismo se imprimen 7 segundos de las 12 derivaciones electrocardiográficas finalizando en el momento de la orden.
- **Iniciar:** Este botón es para encender el sistema. Cuando se presiona, el usuario ordena al sistema que empiece a adquirir datos y a visualizar las señales fisiológicas registradas.
- **Salir:** Con este botón se ordena al sistema terminar la sesión.



Figura 3.15. Pánel frontal del sistema transmisor

DESCRIPCIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL PROGRAMA DEL SISTEMA TRANSMISOR

El programa fue diseñado siguiendo la filosofía de *LabVIEW* de dividir la función total del programa en pequeñas tareas realizadas por subrutinas o SubVI's. Todos los SubVI's de la aplicación *transmisor* operan dentro del programa *Transmisor.vi*, cuyo pánel frontal es el de la *Figura 3.15*. A continuación se realiza la descripción del programa *transmisor* basada en el diagrama de flujo de la *Figura 3.16*.

duro. Se borran las historias con más de un mes de creadas que se encuentren en la carpeta C:\Historias.

Cuando el computador se utiliza en diversas aplicaciones, en la pantalla principal de Windows® aparece un icono nombrado BIOTELEMETRÍA. A partir del cual se introduce al usuario en la aplicación de la manera descrita anteriormente.



Figura 3.17. Pantalla de bienvenida del software del sistema transmisor

Inmediatamente después se realiza el proceso de inicialización de variables. Durante este a cada variable se le asigna un valor inicial que garantice el correcto funcionamiento del programa y que borre rastros de ejecuciones pasadas.

Seguidamente, se lleva a cabo el proceso de reconocimiento de los receptores con los cuales el sistema puede establecer comunicación, los cuales fueron configurados por el administrador del sistema durante la instalación. El programa busca en los archivos generados durante la instalación y reconoce que receptores fueron configurados (dirección IP y nombre) para establecer la comunicación. A continuación los nombres de los receptores habilitados son listados en el control Receptores, mientras que las direcciones IP de estos son almacenadas en una tabla, de donde el resto del programa puede consultar estos datos.

Posteriormente el sistema pregunta por los datos del paciente: Nombre, edad, sexo, contextura y estado actual. Una vez se ingresan estos datos, el sistema crea los archivos en los cuales se almacenan las señales. Se crean nueve archivos: General.dat (donde se almacenan la frecuencia cardíaca, las presiones sistólica y diastólica, el pulso y la temperatura), D1.dat, D2.dat, V1.dat, V2.dat, V3.dat, V4.dat, V5.dat y V6.dat para las derivaciones electrocardiográficas correspondientes. Adicionalmente a las señales se realiza el almacenamiento de los datos del paciente, la fecha y la hora. Todos los archivos se almacenan en una carpeta en el directorio C:\Historias. Para más detalles sobre la etapa de creación de archivos y su estructura consultar el Anexo 3 CREACIÓN Y ESTRUCTURA DE LOS ARCHIVOS DE ALMACENAMIENTO.

Seguidamente el sistema entra en una etapa de espera que culmina cuando el usuario presiona Iniciar. Durante este tiempo se deben colocar los electrodos, el brazalete y el termómetro al paciente.

Una vez se recibe la orden Iniciar el sistema supervisa si el usuario desea conectarse con un receptor remoto.

Por regla general, la primera vez que se ejecuta el programa se realiza el proceso de inicialización de la *tarjeta de adquisición de datos*. Esta parte de inicialización del ciclo de lectura se diseñó por medio de herramientas especializadas de LabVIEW, ver anexo A2. Adquisición de Datos con la Tarjeta 5508LC-3. Luego de configurar el ciclo de lectura se inicia la adquisición propiamente dicha. En cada ciclo de lectura se reciben 16 muestras por derivación. Esto equivale a 88.8 milisegundos de señal. En este tiempo se deben realizar todos los procesos de visualización, cálculo de parámetros, almacenamiento de señales y transmisión, ya que ese es el tiempo que tarda el hardware de la tarjeta de adquisición en tomar otras 16 muestras por canal.

El usuario del sistema escoge las tres derivaciones que serán visualizadas en los visores disponibles sobre el panel, utilizando los controles Derivaciones. Los tres paquetes de 16 muestras son escritos en sus respectivos visores, se calcula la frecuencia a partir de las muestras adquiridas de V1 y V6. Estas derivaciones son las que presentan los niveles de voltaje más altos, por lo cual resulta más sencillo y confiable hallar los puntos de inflexión y medir el tiempo que transcurre entre estos dos picos de señal. Más información sobre el algoritmo del cálculo de frecuencia se encuentra en el anexo 4. Cálculo de la frecuencia cardíaca.

Luego de calcular la frecuencia se visualiza su valor en el panel, se leen los valores de presión sistólica y diastólica, el pulso y la temperatura adquiridos de la tarjeta de signos vitales a través de un puerto serial RS232. Para establecer, mantener y finalizar la comunicación con la tarjeta se utilizan las herramientas especializadas de LabVIEW para lectura y escritura del puerto serial.

Estos procesos son hechos en forma paralela a la compresión y codificación de las señales. El proceso de compresión de las señales se encuentra descrito en el anexo 5. Compresión y Descompresión de Señales Electrocardiográficas. Una vez las señales son comprimidas se reduce el número de muestras por señal a 10 (de 16 que originalmente se leen en la tarjeta) más un carácter llamado Guía de descompresión que servirá para descomprimir las señales en el receptor o en el reproductor. En resumen cada uno de los grupos de datos de cada derivación es reducido de 16 muestras a 11, lo cual disminuye los requerimientos de ancho de banda para la transmisión y capacidad de los dispositivos de almacenamiento.

El otro proceso que reduce la cantidad de Información que es transmitida y almacenada se refiere a la codificación puesto que cada muestra es codificada con caracteres de ocho bits, ahorrando 4 bits sobre los que originalmente entrega la tarjeta de adquisición de datos. Se

realiza una descripción más detallada sobre el tema de codificación en el anexo 6. Cuantización y Codificación de Muestras.

Luego de la codificación se inicia el proceso de almacenamiento de las señales electrocardiográficas. Para esto a las señales comprimidas se anexa el encabezado y luego se guardan en el archivo respectivo (D1.dat, D2.dat, V1.dat, V2.dat, V3.dat, V4.dat, V5.dat y V6.dat). Los caracteres correspondientes a la frecuencia, presiones arteriales, pulso y temperatura son primero empaquetados juntos, luego se les anexa el encabezado y se guardan en el archivo General.dat.

Paralelamente al proceso de almacenamiento se lleva a cabo la administración de un buffer de impresión, en el que se guardan las muestras de las señales fisiológicas adquiridas. Este buffer tiene una capacidad para almacenar 7 segundos de las señales electrocardiográficas (D1, D2, V1, V2, V3, V4, V5 y V6), la frecuencia, las presiones arteriales, el pulso y la temperatura. En cada ciclo se descartan las muestras antiguas y se anexan las nuevas. En caso de recibir la orden del usuario el sistema realiza la descompresión rápida del buffer y procede con la impresión. Imprime las doce derivaciones electrocardiográficas, los signos vitales, el nombre, la edad, el sexo, la contextura y el estado actual del paciente, todo esto en una hoja de papel milimetrado.

En forma simultánea a la administración del buffer de Impresión y al almacenamiento de los datos el sistema realiza la transmisión en caso de que el usuario así lo haya solicitado. Por el momento se ha supuesto que no hay conexiones activas. Más adelante en esta misma sección se explicará el proceso de comunicación desde su establecimiento hasta la transmisión de la última trama.

Luego de terminar la ejecución simultánea de las tareas de almacenamiento, administración del buffer de Impresión y transmisión se inspeccionan las condiciones en que continuará el programa. Si el usuario ha presionado Salir se almacena la hora de fin, se cierran los archivos de almacenamiento y se corta cualquier comunicación. Luego se le pregunta al usuario si quiere utilizar la función automática de descarga de archivos a disquetes para su transporte hacia el hospital.

En caso de que el usuario no haya presionado Salir, se pregunta si ha presionado Nuevo ECG. Este botón sirve para cancelar la sesión actual e iniciar una nueva a partir de la inicialización de variables. Al presionar Nuevo ECG se cierran los archivos de almacenamiento, se cierran las conexiones establecidas, se marca la hora de fin y se pregunta al usuario si desea transferir los archivos recopilados a disquetes. Al terminar este proceso se reinicia la operación a partir de la solicitud de los datos básicos del paciente, luego de la fase de Inicialización de variables.

Si no se ha presionado ni Salir ni Nuevo ECG entonces se pregunta si se ha presionado Conectar (o Desconectar). En caso de estar transmitiendo, entonces el significado de esta acción es desconectar, por lo cual se cierra la conexión establecida y se coloca la variable Parada en verdadero. Si no hay una conexión establecida entonces el significado de la acción es conectar, por lo cual sólo se coloca la variable Parada en verdadero.

Luego de mirar el estado de los controles, el software consulta el estado de la variable Parada. Esta variable es la encargada de reiniciar los ciclos de adquisición de datos. Ya que es necesario que todos los procesos se culminen en 88.8 milisegundos se requiere de una herramienta que permita cancelar el siguiente ciclo de lectura si el procesamiento del actual puede demorarse más. Por ejemplo, luego de una impresión se reinicia el ciclo de adquisición, no se continúa con los datos del momento de dar la orden, al igual que luego de establecer una conexión o cerrarla. En estos tres casos el sistema no regresa a leer otras 16 muestras por derivación, sino que cierra el ciclo actual y reinicia otro. Esto evita retrasos en la visualización de la señal, puesto que con cada reinicio se borra el buffer de adquisición.

En caso que se requiera el establecimiento de la conexión (es decir, que se haya presionado Conectar y Transmitiendo sea falso) antes de reiniciar la adquisición se debe intentar la conexión con el receptor escogido por el control Receptor. Primero se establece la conexión física a la red utilizando el programa de acceso telefónico a redes de Windows® y la conexión configurada durante el proceso de instalación del software transmisor. El sistema inicia automáticamente toda la gestión para conectarse a la red, proceso entre el MODEM configurado y el servidor de acceso remoto. Se tiene un minuto antes de establecer la conexión. Si antes de agotarse el minuto la conexión es rechazada por el servidor o no se puede establecer por líneas ocupadas, contraseña equivocada, o algún otro evento parecido entonces el usuario puede cancelar la espera presionando el botón Cancelar.

En caso de que la conexión con el servidor sea establecida, el software intenta comunicarse con el receptor. Esta operación se realiza directamente preguntando a la aplicación que se encuentra escuchando la TSAP 7000 en el receptor si quiere establecer una conexión con el transmisor. Si el transmisor está habilitado en el receptor para ser aceptado, entonces se puede establecer la comunicación. Esta segunda etapa de la conexión es gestionada y supervisada directamente por el software diseñado para la aplicación, por lo cual los errores durante este proceso son informados en el indicador Estado de la comunicación.

Si se establece la conexión, lo primero que se realiza es la toma de los datos básicos del paciente (nombre, edad, sexo, contextura y estado actual), se organizan en una trama de 100 caracteres y se envían a través de la red utilizando el protocolo TCP/IP. Inmediatamente se configura un nuevo ciclo de adquisición de datos y se inicia la lectura de la tarjeta de adquisición de datos.

Todas las paradas por comunicaciones o Impresión son registradas por el programa en los archivos de almacenamiento de datos para su reconocimiento en el sistema reproductor. Una vez se registra la parada se procede a comenzar con el ciclo de adquisición, con la diferencia de que esta vez los datos adquiridos serán transmitidos al receptor utilizando el protocolo TCP/IP.

Cada vez que el sistema lee datos de la tarjeta de adquisición arma estructuras llamadas unidades de información. Estas unidades contienen 44 caracteres que corresponden a las cuatro derivaciones electrocardiográficas, un carácter de frecuencia, uno de presión sistólica,

otro de presión diastólica, uno de pulso, uno de temperatura, un carácter de encabezado y otro de fin. La estructura de la trama de comunicación se detalla mejor en el anexo 7. Estructuras de las Tramas de Transmisión. Como resulta ineficiente transmitir tramas de 50 caracteres utilizando el protocolo TCP/IP ya que así se desperdiciaría aproximadamente el 50% del ancho de banda en la transmisión de encabezados propios del protocolo, se almacenan entonces 11 unidades de datos de 50 caracteres para transmitirlos juntas.

En caso de detectar algún error durante el proceso de transmisión se reconoce el error y se reporta al usuario mediante un mensaje corto en español y de ser posible se le da alguna sugerencia para corregir la situación o evitarla en el futuro. Cada vez que ocurre un error se cierra la conexión y se debe volver a establecer nuevamente. En este caso ya no es necesario reestablecer la conexión con el servidor de acceso remoto, sólo con el receptor, puesto que es muy posible que la primera permanezca activa. En todo caso el sistema transmisor reconoce si debe volver a conectarse con el servidor de acceso remoto o no. En caso afirmativo ejecutará nuevamente la aplicación de *Acceso Telefónico a Redes* para que ésta gestione la conexión con el servidor y luego se conecta con el receptor.

A continuación se presenta la *Tabla 3.2* en donde se listan los SubVI's desarrollados para el sistema transmisor, su nombre, función e icono representativo.

NOMBRE	ICONO	FUNCIÓN
PresentaciónTX_.vi		Este SubVI realiza dos funciones: la primera es mostrar la pantalla de bienvenida al software y mantenerla durante tres segundos y la segunda es borrar las carpetas con historias de recorridos con antigüedad superior a 1 mes. Esto ayuda a que el disco duro no se llene de historias y obliga al usuario a utilizar la función automática de transferencia de archivos del disco duro a la unidad A:\.
Datos_.vi		Este SubVI se encarga de solicitar al paramédico los datos básicos del paciente que se encuentra conectado al sistema de transmisión. Estos datos son el nombre, la edad, el sexo y la contextura.
Tarjeta_.vi		Con este SubVI se realiza la configuración de los ciclos de lectura. Tarjeta_.vi se encarga de informar a LabVIEW la identificación de la tarjeta de adquisición, el número de muestras que se leerán en cada acceso y la frecuencia de muestreo.
Lectura de frecuencia_.vi		Este SubVI se encarga de realizar el cálculo de la frecuencia cardíaca a partir de las muestras recopiladas de V1 y V6. El SubVI realiza el cálculo sobre las dos derivaciones y entrega como frecuencia el resultado que el juzgue más exacto. Para mayor información consulte el <u>anexo 4. Cálculo</u>

		de la frecuencia cardiaca.
D1Compresor_.vi		Este SubVI se encarga de tomar las 16 muestras adquiridas por la tarjeta de adquisición de datos correspondientes a D1, comprimir las y codificarlas, de forma tal que cada muestra sea convertida en un carácter y que de 16 pase a ser 11 el número de éstas.
D2Compresor_.vi		Este SubVI se encarga de tomar las muestras adquiridas por la tarjeta de adquisición de datos correspondientes a D2, comprimir las y codificarlas.
V1Compresor_.vi		Este SubVI se encarga de tomar las muestras adquiridas por la tarjeta de adquisición de datos correspondientes a V1, comprimir las y codificarlas.
• • •	• • •	• • •
V6Compresor_.vi		Este SubVI se encarga de tomar las muestras adquiridas por la tarjeta de adquisición de datos correspondientes a V6, comprimir las y codificarlas.
Freqcoder_.vi		Con este SubVI se convierte el valor calculado de la frecuencia cardiaca en un carácter para ser almacenado en el archivo General.dat y transmitido al receptor conectado. El SubVI tiene capacidad para convertir frecuencias en el rango de 0ppm a 300ppm, más de 50ppm por encima del límite mortal para los seres humanos.
PresCoder_.vi		Con este SubVI se realiza la conversión de los valores leídos de signos vitales a caracteres para facilitar su almacenamiento y transmisión. El SubVI puede convertir presiones que se encuentren en el rango de 0 mmHg a 400 mmHg, rango que abarca el límite mortal para los seres humanos.
RedIDTX_.vi		Esta subrutina se encarga de revisar los receptores válidos para establecer una conexión y de permitir al usuario direccionarlos a través de nombres y no de direcciones de red.
GetConnection_.vi		Este SubVI se encarga de ejecutar el software para establecer la conexión con el servidor de acceso remoto. Este software es el acceso telefónico a redes configurado durante la fase de instalación del sistema transmisor. En caso de no establecer conexión en un minuto o que el usuario presione Cancelar se cancela el intento de conexión. De darse la conexión con el servidor se ordena la

		conexión con el receptor escogido. El resultado de esta operación se entrega a Errores_.vi para que éste determine la continuación del programa.
Errores_.vi		Este SubVI se encarga de monitorear el proceso de establecimiento de la conexión entre el transmisor y el receptor, una vez el primero es aceptado dentro de la misma red del receptor por el servidor de acceso remoto. Eventos como "receptor no responde", "tiempo de espera agotado", "conexión establecida", "receptor ocupado", entre otros, son reportados al usuario.
1raTrama_.vi		Este SubVI realiza la función de enviar la primera trama de datos una vez se establece la conexión. Esta primera trama consiste en 44 caracteres del nombre, uno de edad, uno sexo, uno de contextura, dos encabezados y un indicador de fin.
Escritor_.vi		Este SubVI se encarga de tomar cada unidad de Información de 50 caracteres y almacenarla en el buffer de transmisión. Cuando este buffer alcanza un tamaño de 11 unidades o 550 bytes, el SubVI realiza la transmisión de todo el buffer hacia el receptor con el cual exista una conexión activa.
EstadoTX_.vi		Este SubVI se encarga de monitorear el proceso de la transmisión de datos. Una vez Escritor_.vi envía datos, EstadoTX_.vi espera por el resultado de la operación. Cuando lo tiene, lo decodifica por medio de una tabla y lo reporta al usuario a través de un mensaje corto en el indicador Estado de la comunicación.
Fichero_.vi		Este SubVI realiza la función de crear los archivos que contendrán los datos almacenados durante el trayecto y el directorio que recopila estos archivos. Se encarga de dar un nombre único al directorio y de almacenarlo en la carpeta C:\Historias.
Copydisk_.vi		Este SubVI realiza la función de copiar los archivos generados durante el recorrido desde el directorio C:\Historias hacia la unidad de disquete. La subrutina se encarga de dividir los archivos de forma tal que se puedan segmentar hasta en un máximo de 5 disquetes, con lo cual se pueden almacenar hasta 3 horas de señal.
Buffer_.vi		Este SubVI se encarga de la administración del buffer de impresión: borra las muestras con más de 7 segundos en el buffer y anexa las que se acaban de tomar. En caso de detectar que el usuario ha

		tomar. En caso de detectar que el usuario ha presionado Imprimir, realiza la descompresión rápida del buffer y procede a ordenar la impresión.
--	--	--

TABLA 3.2. Lista de SubVI's pertenecientes a Transmisor_.vi.

3.2 SISTEMA RECEPTOR

Por medio del sistema receptor el médico en el hospital visualiza la información del paciente transportado en la ambulancia, a partir de la cual realiza el diagnóstico que proporciona al paramédico para que ejecute sus instrucciones inmediatamente brindando así una atención adecuada y oportuna. Adicionalmente el personal del hospital puede preparar con anticipación la sala y herramientas médicas necesarias para una atención oportuna y eficiente del paciente a su llegada.

3.2.2 SOFTWARE DEL SISTEMA RECEPTOR

En la ambulancia la información transmitida es modulada (MODEM) y viaja a través de un canal celular que se encuentra conectado a un canal telefónico fijo del hospital. Por medio de éste el servidor de acceso remoto enlaza el transmisor con el receptor para que así el receptor obtenga la información del paciente. La función de recepción propiamente dicha es administrada por un programa especialmente diseñado en *LabVIEW 5.1*. A continuación se describe el panel frontal del programa Receptor_.vi.

3.2.2.1 DESCRIPCIÓN DEL PÁNEL FRONTAL DEL SISTEMA RECEPTOR

Para que el usuario pueda interactuar en una forma simple y agradable con la aplicación desarrollada, el panel frontal del programa Receptor_.vi fue diseñado con el menor número de Indicadores y controles posible. Estos a su vez están organizados especialmente por funciones y tipo de información permitiendo que el usuario pueda en forma rápida acceder a la información que desea conocer. En la *Figura 3.18*, se muestra el panel frontal de Receptor_.vi.

En la parte superior izquierda se hace la presentación del panel. Seguidamente se encuentran una serie de visores, controles e indicadores cada uno con una función específica. A continuación se describen estos y su función:



Figura 3.218. Pánel frontal del software Receptor_v1.

- **Derivación:** Por medio de estos controles se eligen las tres derivaciones que se monitorizarán en los visores de señales del pánel frontal. Estos visores tienen la capacidad para mostrar 6 segundos de señal.
- **Zoom x 2:** Por medio de estos controles, ubicados en la parte inferior izquierda de los visores de las señales electrocardiográficas, se amplifica las derivaciones al doble de su tamaño original.
- **Frecuencia:** En este indicador se muestra la frecuencia cardiaca medida por el sistema transmisor.
- **Sistólica, Media y Diastólica:** en estos indicadores se muestran las presiones sistólica, media y diastólica respectivamente.
- **Temperatura:** En este campo se indica el valor de la temperatura corporal del paciente.
- **Alarmas:** Con este botón se accede a un caja de diálogo para la configuración de los valores máximos y mínimos que determinan los rangos de normalidad de los parámetros de frecuencia cardiaca y signos vitales medidos. Fuera de estos rangos el sistema alerta al usuario por medio de alarmas.
- **Solicitud de Signos Vitales:** Por medio de este control se inicia un ciclo de lectura de Signos Vitales (presión arterial, pulso y temperatura).

- **Datos del Paciente:** El primer campo es para el nombre del paciente. Los siguientes son para el sexo, la contextura y la edad. Seguidamente hay un campo para la digitación del estado actual del paciente.
- **Desconectar:** Con este botón se ordena la finalización de un ciclo de comunicaciones.
- **Estado de la comunicación:** En este indicador el software informa por medio de mensajes cortos en español el estado actual del enlace de comunicaciones. En caso de que ocurra algún evento anormal, se reporta al usuario y de ser posible se hacen sugerencias para evitar o corregir el error.
- **Imprimir:** Con este control se ordena al programa imprimir los últimos 7 segundos de todos los datos del paciente inclusive las 12 derivaciones.
- **Iniciar:** Con este botón se ordena iniciar la espera de solicitudes para conexión a un sistema transmisor que solicite el servicio.
- **Salir:** Con este control se ordena salir de la aplicación.

Los paneles frontales del Sistema de Biotelemetría para Ambulancias pueden ser controlados por medio del mouse del computador o mediante el método de teclas abreviadas.

3.2.2.2 FUNCIONAMIENTO DEL PROGRAMA

El programa Receptor_.vi se ejecuta automáticamente al hacer doble clic sobre el icono de la aplicación. Lo primero que se presenta es la pantalla de bienvenida (ver *Figura 3.19*) durante alrededor de 3 segundos, luego de los cuales se inicializan las variables del programa. Esta etapa es importante puesto que coloca a todos los controles, indicadores y variables en un estado conocido y adecuado.

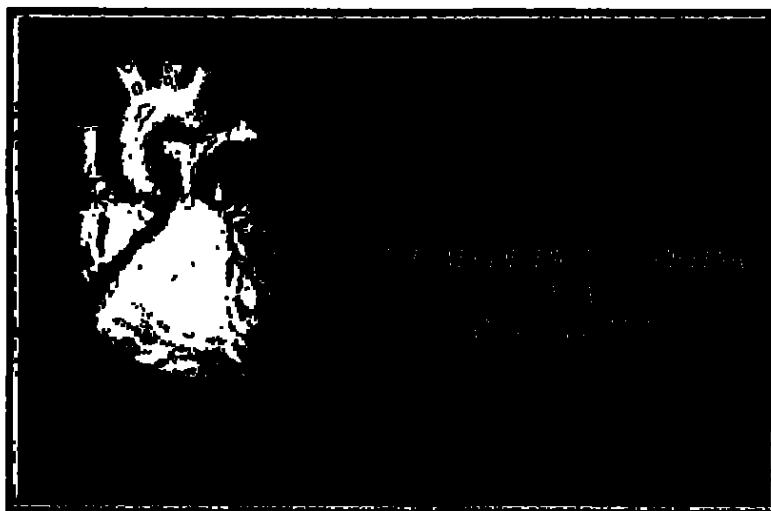


Figura 3.19. Pantalla de bienvenida del software Receptor_.vi

Luego de la pantalla de bienvenida el panel frontal queda en un estado de inactividad, simulando estar apagado. El usuario debe entonces presionar iniciar para que el programa emplee su ejecución. Una vez se hace esto se comienza un ciclo de escucha en el puerto TSAP 7000 por un segundo. Si durante este tiempo ninguna ambulancia solicita servicio se suspende el ciclo de escucha y se enciende y apaga el Indicador Iniciar para indicar al usuario que se está esperando por una conexión. Inmediatamente después se vuelve a escuchar el TSAP 7000.

En caso de que algún transmisor solicite conexión al puerto, se inicia el ciclo de establecimiento de la conexión. Este es totalmente transparente para el usuario, una subrutina llamada ErrorRX_vf se encarga de supervisar el proceso y obtener el resultado. Una vez termina el ciclo de establecimiento ErrorRX_vf reporta al usuario el resultado: conexión aceptada o rechazada. En el segundo caso se regresa a escuchar el TSAP 7000, en el primer caso se inicia la espera de la primera trama de datos, la cual debe contener el nombre del paciente, su edad, sexo, contextura y estado actual.

Una vez se recibe esta trama, se divide según su significado, se decodifican los datos y se visualizan. Luego de esto se inicia la espera de los datos de signos vitales, frecuencia y las cuatro derivaciones electrocardiográficas. Se diseñó un SubVI llamado Lector_vf que espera por 550 caracteres. 550 caracteres que son 11 unidades de información o tramas básicas, cada una estructurada así: el primer carácter de inicio, los 44 siguientes para las tres derivaciones escogidas por el médico y otra adicional, el 46 para identificar las cuatro derivaciones transmitidas, el 47 para el valor de frecuencia cardíaca, el 48 para identificar el parámetro de turno entre presión sistólica, presión diastólica, pulso y temperatura, el 49 para el valor del mismo y el 50 para el carácter de fin.

Cuando se reciben los 550 caracteres se almacenan en un buffer, de donde son tomados en grupos de cincuenta y procesados. Los cincuenta caracteres son divididos según su función. Los correspondientes a las derivaciones electrocardiográficas son decodificados, descomprimidos y visualizados. En caso de detectarse algún error durante este proceso, estos se van contabilizando al igual que todas las unidades de datos recibidas. Si en algún momento el porcentaje de unidades de datos erróneas supera el 5% se envía una trama al transmisor informando el problema y este a su vez debe enviar una trama de prueba para determinar si el problema es del canal o si se trata de algún tipo de desincronización en los procesos de conformación y envío de las tramas. Esta trama de prueba es de un tamaño mucho mayor que las convencionales (5000 caracteres) y debe estar preestablecida de acuerdo a su propósito. En caso de tratarse de un problema en el transmisor se reinician todos los procesos, variables, buffer, etc., y se reinicia la transmisión. En caso de ser problema del canal se sugiere al usuario la desconexión de la comunicación la cual es reestablecida automáticamente por el sistema.

Del mismo modo los caracteres correspondientes a la frecuencia y los signos vitales son decodificados y visualizados. Al terminar con una unidad de información se procede con la siguiente y así hasta que el buffer de recepción se encuentre vacío. Una vez se termina con

todas las unidades de datos completas que estén en el buffer, todos los caracteres que se encuentren en el buffer de recepción son pasados al buffer de impresión. Este es cíclico y tiene la capacidad de almacenar 7 segundos de señal (esto equivale a 3850 caracteres o 77 unidades de datos). Cuando este buffer se encuentra lleno se borran los 550 caracteres más viejos y se graba la nueva trama recibida. En caso de recibir una orden de impresión el sistema tarda unos segundos e imprime las doce derivaciones. Esto lo hace de la siguiente manera, el SubVI ImpresorRX.vi envía una trama al transmisor solicitando la transmisión de 7 segundos de las cuatro derivaciones complementarias a las que ya se tienen en el receptor. Si no se han completado los siete segundos de las primeras cuatro derivaciones en el receptor el transmisor espera a completarias antes de enviar los siete segundos de las otras cuatro derivaciones. Esto lo hace bajo la estructura convencional de transmisión y durante el proceso se visualizan en el receptor identificando el cambio en los controles Derivación. Al finalizar la recepción de las derivaciones complementarias ImpresorRX.vi toma el buffer de 7700 caracteres (3850x2) y lo procesa como unidades de datos de 50 caracteres: decodifica y descomprime. Cuando ha terminado con el buffer da la orden de impresión y se regresa al programa principal. Al tiempo con esto el transmisor procede nuevamente con la transmisión de las derivaciones que el médico había escogido.

Una vez se actualiza el contenido del buffer de impresión, se prueba el estado de las variables Salir y Desconectar teniendo más prioridad la primera. En caso de que Salir sea verdadero se termina el programa de usuario y se cierra la aplicación. De no ser cierta esta variable se mira el estado del control Desconectar. Si Desconectar es verdadero entonces se cierra la conexión y se vuelve a esperar por otro transmisor que solicite servicio al TSAP 7000. Si el usuario no ha dado la orden de desconexión entonces se regresa a esperar por otra trama de 550 caracteres. Durante este proceso todos los ciclos de lectura de datos son supervisados por un SubVI llamado ErrorRX.vi que se encarga de monitorear el estado de la comunicación y reportar al usuario los diferentes eventos en el indicador Estado de la Comunicación.

En este punto es bueno explicar el por qué se reciben tramas de 550 caracteres y se procesan unidades de 50. Esto se debe a que cada 1/180 segundos se adquiere una nueva muestra en los cuatro canales de la tarjeta de adquisición de datos. Por ende cada 0.0888s se tienen 44 caracteres listos para ser transmitidos, un carácter de identificación de las derivaciones, uno de frecuencia, dos de signos vitales, y dos de encabezado y fin. Transmitir 50 caracteres es ineficiente en una red que utiliza protocolo TCP/IP puesto que todos los encabezados que deben poner los protocolos de capa 3 y 4 suman alrededor de 40 caracteres. Esto significa que la carga útil de cada transmisión sería algo más del cincuenta por ciento (esto sin tener en cuenta los encabezados que debe poner el protocolo de capa 2). Por esto para aumentar el porcentaje de utilización de la red se debe aumentar el tamaño de la trama. Dada la aplicación, no se puede aumentar este tamaño a un valor muy alto ya que se debe tener conocimiento de condiciones graves casi en el mismo instante en que se presentan.

Por lo anterior se escogió que los datos se debían refrescar cada 0,444s, teniendo con este valor un porcentaje de utilización de los recursos de red de cerca del 85% y una frecuencia

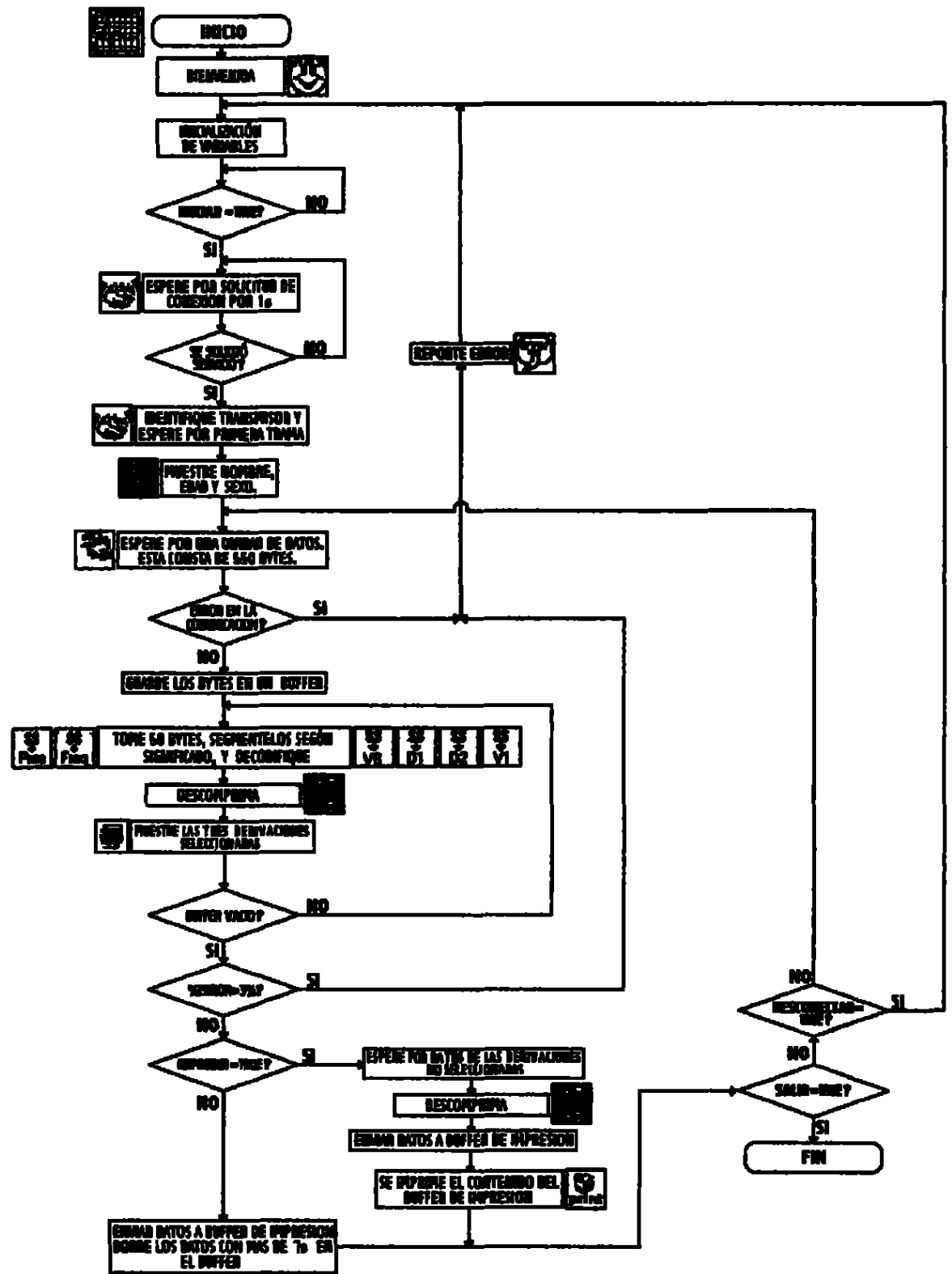
de actualización del estado del paciente razonablemente buena, teniendo en cuenta la lentitud natural del ser humano para interpretar datos.

Todo el proceso se explica gráficamente en el diagrama de flujo mostrado en la *Figura 3.20*. En el se muestran los procesos y su ubicación temporal en la ejecución del programa. Así mismo se presentan los iconos de los SubVI's que se encargan de ejecutar las tareas. Utilizando como apoyo la *Tabla 3.3* se puede tener una idea exacta del programa escrito para la aplicación.

NOMBRE	ICONO	FUNCIÓN
PresentaciónRX_.vi		Este SubVI muestra la pantalla de bienvenida al software.
WaitConn_.vi		Este SubVI espera por un transmisor que solicite conexión por medio del TSAP 7000. Al establecerse la conexión identifica al transmisor solicitante.
HostsID's_.vi		Este SubVI se encarga de decir al comienzo de cada sesión los transmisores que están habilitados para ser recibidos. Cuando un transmisor solicita servicio al TSAP 7000 debe indicar quién es, si este transmisor no se encuentra habilitado la conexión es rechazada.
Lector_.vi		Este SubVI se encarga de esperar en el puerto 7000 por 550 caracteres. Entrega el resultado de la operación a ErrorRX.vi para que este lo interprete y lo reporte al usuario de un modo que este lo pueda entender.
ErrorRX_.vi		Este SubVI se encarga de monitorear todos los procesos de escucha del TSAP 7000 y de recepción de datos. Informa sobre el estado de las comunicaciones al usuario y cierra la comunicación en caso de detectar un error.
DecEdadRX_.vi		Este SubVI recibe la trama inicial y toma el carácter correspondiente a la edad del paciente, lo decodifica y lo muestra en el visor de la edad.
D1decoderRX.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del buffer de recepción correspondientes a D1 a datos numéricos.
D1descompresor_.vi		Este SubVI toma los 11 valores numéricos entregados por D1decoderRX_.vi y realiza la función de descomprimirlos en 16 datos y mostrarlos en el visor para las derivaciones electrocardiográficas. Este SubVI realiza su función gracias al carácter Guía de Descompresión que le informa cómo debe

		hacer para descomprimir el vector.
D2decoderRX.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del buffer de recepción correspondientes a D2 a datos numéricos.
D2descompresor_.vi		Este SubVI toma los 11 valores numéricos entregados por D2dcoderRX_.vi y realiza la función de descomprimirlos en 16 datos y mostrarlos en el visor para las derivaciones electrocardiográficas.
V1decoderRX.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del buffer de recepción correspondientes a V1 a datos numéricos.
V1descompresor_.vi		Este SubVI toma los 11 valores numéricos entregados por V1dcoderRX_.vi y realiza la función de descomprimirlos en 16 datos y mostrarlos en el visor para las derivaciones electrocardiográficas.
•	•	•
•	•	•
•	•	•
V6decoderRX.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del buffer de recepción correspondientes a V6 a datos numéricos.
V6descompresor_.vi		Este SubVI toma los 11 valores numéricos entregados por V6dcoderRX_.vi y realiza la función de descomprimirlos en 16 datos y mostrarlos en el visor para las derivaciones electrocardiográficas.
FreqDecoderRX_.vi		Este SubVI se encarga de tomar el carácter de frecuencia de cada una de las unidades de datos, decodificarlo y mostrar el valor de la frecuencia en el visor correspondiente.
PresDecoderRX_.vi		Este SubVI se encarga de tomar de la unidad de datos los caracteres correspondientes a la presión, los decodifica, computa la presión media y los visualiza.
ImprimirRX_.vi		Este SubVI se encarga de administrar el buffer de impresión: copia los datos recibidos más recientes y borra los que tengan más de 15 segundos en el buffer. En caso de que el usuario ordene la impresión este SubVI decodifica y descomprime todo el buffer de impresión. Al terminar da la orden de imprimir.

TABLA 3.3. Lista de SubVI's pertenecientes a Receptor_.vi.



3.3. REPRODUCTOR

Las señales electrocardiográficas, la frecuencia cardiaca, la presión arterial y la temperatura adquiridas durante el recorrido en la ambulancia son guardadas con el objetivo de que exista un respaldo de la información. Esto debido a que es útil para análisis posteriores, historia clínica general, material académico o como prueba legal. La función de reproducción es

llevada a cabo por un software especialmente diseñado para la aplicación y complementario a la función GRABAR del transmisor. El software, desarrollado en el lenguaje gráfico *LabVIEW 5.1*, es descrito a continuación.

3.3.2. SOFTWARE

Las características básicas del módulo de reproducción del Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias son:

- Extrema sencillez en la interfaz de usuario.
- Reproducción Interactiva: Esta característica se refiere a que el usuario disponga de medios para regular la reproducción de los archivos, al punto de poder escoger qué momentos quiere reproducir, cuántas veces quiere ver un segmento determinado, detener la reproducción para análisis detallado de una porción de las señales y regular la velocidad de reproducción.

El panel frontal del programa Reproductor_.vi se muestra en la *Figura 3.21*. En éste se encuentran las herramientas que permiten al usuario controlar la aplicación y tener acceso a la información grabada durante la monitorización. A continuación se describe la función de cada indicador y control en el panel frontal.

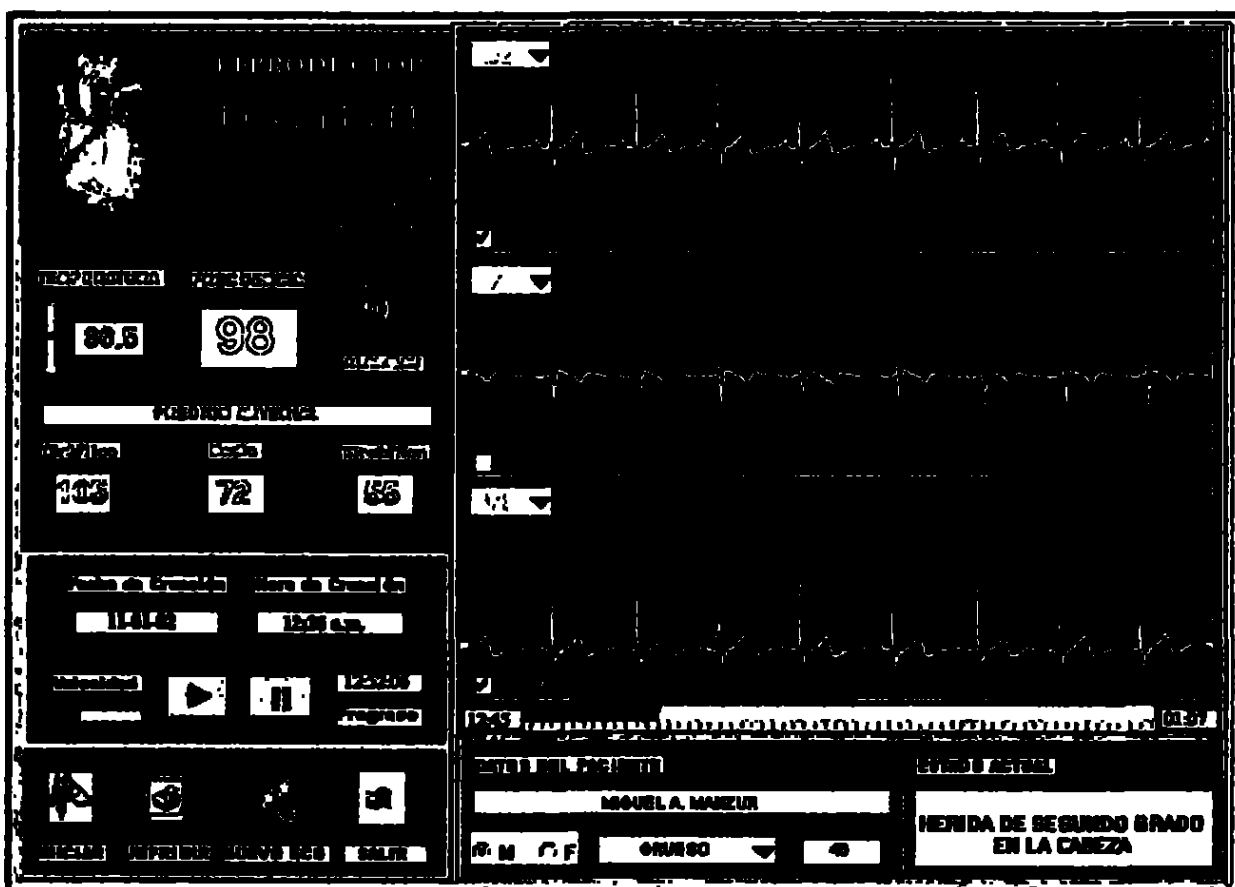


Figura 3.21. Panel frontal del software Reprodutor_.vi.

3.3.2.1. DESCRIPCIÓN DEL PÁNEL FRONTAL DEL SISTEMA REPRODUCTOR

En la parte superior izquierda del panel se hace la presentación del sistema reproductor. Inmediatamente después viene la sección de controles e indicadores cada uno con una función específica. A continuación se describe cada uno de estos:

- **Derivación:** Por medio de estos controles se eligen las tres derivaciones que se monitorizarán en los visores de señales del panel frontal. Estos visores tienen capacidad para mostrar 6 segundos de señal. El momento marcado por Progreso corresponde al extremo derecho de los visores.
- **Zoom x 2:** Por medio de estos controles, ubicados en la parte inferior izquierda de los visores de las señales electrocardiográficas, se amplifican las derivaciones al doble de su tamaño original.
- **Frecuencia:** En este indicador se muestra la frecuencia que registró el paciente en el momento marcado por Progreso durante el viaje en la ambulancia.
- **Sistólica, Media y Diastólica:** En estos indicadores se muestran las presiones sistólica, media y diastólica respectivamente, registradas por el sistema en el instante marcado por Progreso.
- **Temperatura:** En este campo se indica el valor de la temperatura corporal del paciente.

- **Alarmas:** Con este botón se accede a un caja de diálogo para la configuración de los valores máximos y mínimos que determinan los rangos de normalidad de los parámetros de frecuencia cardíaca y signos vitales medidos. Fuera de estos rangos el sistema alerta al usuario por medio de alarmas.
- **Datos del Paciente:** El primer campo es para el nombre del paciente. Los siguientes son para el sexo, la contextura y la edad. Seguidamente hay un campo para la digitación del estado actual del paciente.
- **Fecha de creación y Hora de creación:** En estos indicadores se muestra la fecha y hora de creación de los archivos que se van a reproducir. Indican el día y la hora en que fue conectado el paciente al Sistema en la ambulancia.
- **Reproducción (*Play*):** con este botón se ordena al programa comenzar la ejecución justo en el momento marcado por Progreso.
- **Detener (*Pause*):** con este botón se ordena al programa congelar la imagen presente durante la reproducción.
- **Progreso:** Es tanto indicador como control. En el indicador se muestra el momento que se está reproduciendo de los archivos. Este momento se marca con la hora de adquisición, es decir con este indicador se informa a qué hora real se adquirieron los datos que se están reproduciendo en cada momento. El control es la barra inferior (debajo de los visores de las derivaciones), con ella el usuario puede desplazarse justo al momento que quiere reproducir, o puede adelantarse durante largos períodos de normalidad que no le interese analizar.
- **Velocidad:** Este control sirve para regular la velocidad con la cual los archivos son reproducidos. Existen tres opciones. Con velocidad normal los archivos son reproducidos tal y como estos fueron adquiridos, la reproducción durará el mismo tiempo que duró el viaje en la ambulancia salvo que el usuario adelante o retrase el control Progreso. Con velocidad lenta la reproducción de los archivos tardaría cuatro veces más de lo que tardó la adquisición real en la ambulancia. Esta velocidad se puede utilizar para analizar segmentos de señal críticos. La última velocidad es velocidad rápida, con la cual la reproducción demoraría 4 veces menos de lo que duró la adquisición real.
- **Iniciar:** Con este botón se ordena al sistema iniciar la reproducción de un grupo de archivos.
- **Nuevo ECG:** Con este control se finaliza la reproducción de un conjunto de archivos y se inicia una nueva sesión.

- **Imprimir:** Con este control el usuario ordena la impresión de los 7 segundos anteriores al instante marcado por Progreso de los Signos Vitales y las 12 derivaciones electrocardiográficas junto con los datos del paciente.
- **Salir:** Con este control se ordena salir de la aplicación y regresar al escritorio de Windows®.

Se puede acceder a los controles mediante el método de teclas abreviadas, el cual puede ser útil para manejar la aplicación en computadores que carezcan de mouse.

3.3.2.2. FUNCIONAMIENTO DEL PROGRAMA

El programa de reproducción fue escrito siguiendo la filosofía de LabVIEW: construir aplicaciones pequeñas (SubVI's) que al juntarse formarán la aplicación completa. En el caso de la función reproducción se desarrollaron varias subrutinas (SubVI's) articuladas dentro del programa mayor llamado Reproductor_vl. Este instrumento virtual (VI) se configuró de modo tal que cuando el usuario haga doble clic sobre su icono de acceso directo inicie su ejecución en forma automática.

Una vez se inicia la ejecución de Reproductor_vl el sistema muestra una pantalla de bienvenida al usuario. Esta pantalla se presenta en la *Figura 3.22* y su único fin es introducir al usuario en el sistema propiamente dicho. La pantalla de bienvenida se visualiza durante tres segundos. Una vez la pantalla se cierra se inician todas las variables del sistema, tanto locales como globales, y se prepara al sistema para reproducir un nuevo conjunto de archivos.



Figura 3.22. Pantalla de bienvenida del sistema reproductor

Luego de iniciar todas las variables el pánel queda tal como se ve en la *Figura 3.21* pero con todos los visores, controles e indicadores vacíos. Inmediatamente el sistema trata de encontrar la ubicación de los archivos que se reproducirán. En este punto cabe recordar que el sistema reproductor est  perfectamente diseñado para reproducir los archivos grabados por el software transmisor instalado en la ambulancia. Este software guarda nueve archivos

(GENERAL.dat, D1.dat, D2.dat, V1.dat, V2.dat, V3.dat, V4.dat, V5.dat y V6.dat) todos dentro de una carpeta cuyo nombre se compone de la fecha y hora de creación de estos en la ambulancia. Al finalizar la monitorización en la ambulancia se presenta al usuario la opción de guardar la carpeta con los archivos en disquetes.

El sistema reproductor tiene entonces la opción de reconstruir la carpeta dividida en varios disquetes. Lo primero que pregunta el software es si el archivo que usted quiere reproducir se encuentra en el disco duro o en disquetes. La caja de diálogo se muestra en la *Figura 3.24*. Tal como se indica, se debe presionar "ACEPTAR" si los archivos que quiere reproducir ya están almacenados en el disco duro o "DESCARGAR" si aún estos se encuentran en disquetes. Si los archivos fueron grabados en disquetes de alguna forma (por ejemplo utilizando el *Explorador de Windows*®) entonces descargue los archivos de esta misma forma antes de ejecutar el sistema reproductor, ya que este último sólo puede reconstruir directamente los archivos divididos por *Transmisor_v1*.

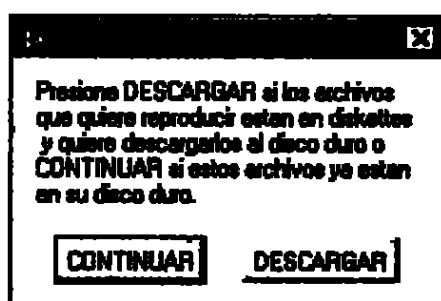


Figura 3.24. Caja de diálogo para la ubicación de los archivos a reproducir

Si se presiona "DESCARGAR" el sistema empieza a pedir los disquetes donde están almacenados los archivos. El proceso es similar al que realizan algunos programas de compresión de datos como *WinZIP*®: primero se pide el último disquete de la serie, luego el primero, el segundo, el tercero, etc. hasta terminar con la descarga. Los archivos son descargados en una carpeta (creada durante la instalación del software) en el computador donde se ejecuta el sistema reproductor. Esta carpeta se llama *C:\Historias*.

Una vez se han descargado los archivos al disco duro se procede de forma similar a como se hubiera procedido si se hubiera presionado "ACEPTAR" en la anterior caja de diálogo. Inmediatamente aparece la caja de diálogo mostrada en la figura 3.25, en donde se pregunta por el nombre y ubicación del archivo a reproducir. En ésta se encuentra un anillo en donde se muestran todos los archivos almacenados en la carpeta *C:\Historias*.

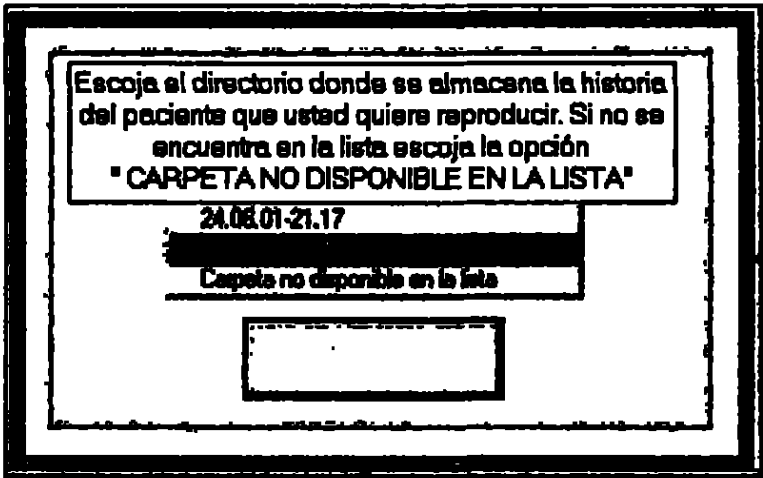


Figura 3.25. Caja de diálogo para seleccionar los archivos a reproducir

En caso de no encontrar el nombre de la carpeta que se desea reproducir, se selecciona "Carpeta no disponible en la lista" e inmediatamente el sistema abre una caja de dialogo donde se puede navegar a través de todos los discos y carpetas del sistema y seleccionar la carpeta que se quiere reproducir. Esta caja de diálogo se muestra en la *Figura 3.26*.

En este punto ya el sistema está completamente informado de la ubicación y del nombre del conjunto de archivos a reproducir. Antes de proseguir es conveniente hablar un poco sobre la ubicación de los archivos: el sistema tiene una carpeta predeterminada donde él presupone que se encuentran todos las carpetas a reproducir, C:\Historias. Aunque éste permite seleccionar carpetas que se encuentren en cualquier lugar del PC se recomienda descargar primero los archivos a C:\Historias y luego iniciar la reproducción. Esto porque es más rápida la ejecución del programa y además permite llevar un control de la ubicación de las historias en el computador.

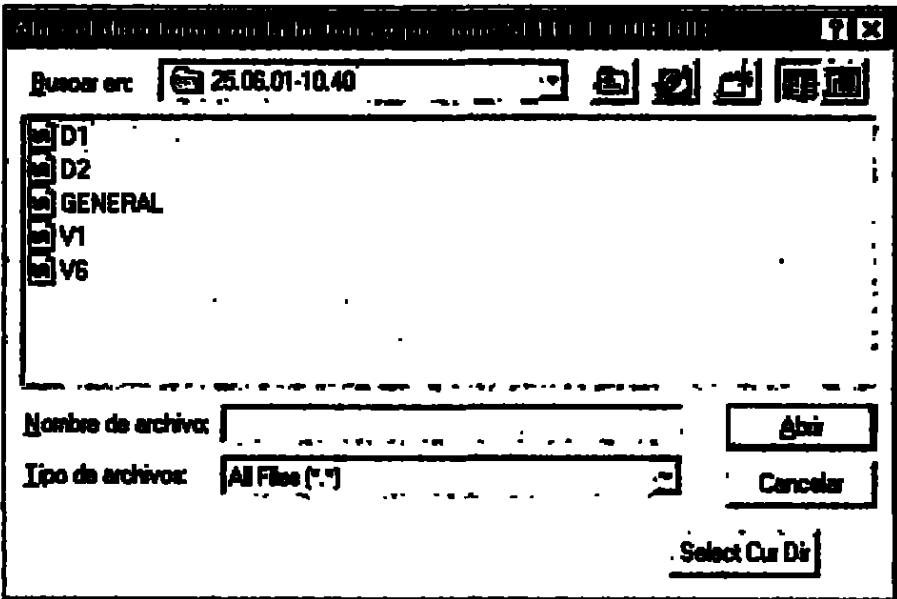


Figura 3.26. Caja de diálogo para navegar en el PC en busca de los archivos a reproducir. Esta caja de diálogo sólo aparece si los archivos no se encuentran en la carpeta C:\Historias

Una vez el sistema conoce la ubicación y el nombre del conjunto de archivos empieza la preparación para iniciar la reproducción propiamente dicha. Para comprender el funcionamiento del reproductor se debe conocer la estructura de los archivos generados

durante el viaje en la ambulancia, la cual es descrita en el apartado correspondiente en el transmisor. Recordando, los archivos tienen marcadores de inicio y fin de paradas por intentos de comunicación, así como encabezados generales donde se almacena el nombre y otros datos del paciente y de la sesión. Lo primero que se hace es rescatar el nombre del paciente, su edad, sexo, contextura y estado actual del archivo GENERAL.dat. Del mismo modo se lee la hora y fecha de creación de archivos. Todos estos datos son visualizados en los indicadores correspondientes en el pánel frontal mostrado en la *Figura 3.21*.

Luego se procede a realizar un barrido sobre cada uno de los caracteres que componen los nueve archivos. En este barrido carácter por carácter se detecta las horas de inicio y fin, las de paradas y arranques y los índices donde est n los datos propiamente dichos. Estos últimos son almacenados en nueve archivos temporales creados especialmente para la reproducción. En esta etapa se generan vectores con la información sobre las paradas y arranques, que permitirán simular los períodos en que no se adquirieron datos. Así mismo se crean nueve vectores (uno para cada archivo) que, junto con la barra de PROGRESO, direccionan la posición de los archivos de datos que debe leerse.

Una vez se crean los vectores para direccionamiento y los archivos temporales el sistema espera la orden para iniciar la reproducción. La barra de PROGRESO se coloca en el inicio, marcado por la hora en que empezó la adquisición de datos en la ambulancia, y permanece est tica en ese punto hasta que no se presione REPRODUCIR (*Play*). Cuando el usuario presiona *Play* el sistema lee de los archivos temporales los datos, los decodifica de texto plano a valores numéricos, los descomprime (en el caso de las derivaciones) y los visualiza. PROGRESO avanza en 0.08889 segundos y se mira si el valor nuevo de PROGRESO cae dentro de un período de inactividad.

Si cae dentro de un período de inactividad entonces los visores de presión y frecuencia son llenados con -1 y en los visores de las derivaciones se dibuja una línea con un valor constante de mayor valor que una onda electrocardiográfica ordinaria. Por todas estas características el analista sabr  que se encuentra reproduciendo un período de inactividad. Éste decide si seguir observando o adelantar hasta encontrar un período de tiempo donde se halla registrado señal. Alternativamente puede aumentar la velocidad de reproducción para pasar por ese período de inactividad rápidamente.

Si el instante de tiempo marcado por PROGRESO no cae dentro de un período de inactividad entonces se actualizan los vectores que direccionan los datos a ser leídos de los archivos, se leen los datos, se decodifican y descomprimen y se visualizan. Nuevamente a PROGRESO se le suman 0.08889 segundos para apuntar a los datos siguientes y así sucesivamente. Si repentinamente el usuario decide intervenir y adelantar PROGRESO a un instante de tiempo posterior al marcado o retrasarlo a un instante anterior, entonces el sistema lee el nuevo valor, revisa si est  en un período de inactividad y procede de manera similar a como procede en el caso de reproducción normal.

En caso de que se presione IMPRIMIR se observa el valor de PROGRESO, se calculan los vectores de direccionamiento y se leen las 77 unidades de datos anteriores a la direccionada

por los vectores. Se decodifican, descomprimen y se imprimen. Con esto se obtienen 7 segundos de las señales.

En cualquier momento se puede congelar la imagen de reproducción presionando **DETENER (Pause)** para analizar un segmento especial de señal. También se puede alterar la velocidad de reproducción (lenta, normal o rápida) dependiendo de la necesidad del usuario.

Para abandonar la aplicación se presiona **SALIR**. Para iniciar otro ciclo de reproducción se presiona **NUEVO ECG**. En ese caso se repite todo el proceso descrito con excepción de la bienvenida que sólo se ejecuta cuando se abre la aplicación.

En la *Figura 3.27* se muestra el diagrama de flujo del software **REPRODUCTOR_.vi**. En éste se presentan los iconos de los SubVI's correspondientes a cada proceso.

En la tabla 3.3.1 se listan todas las subrutinas escritas para esta aplicación, su función e icono.

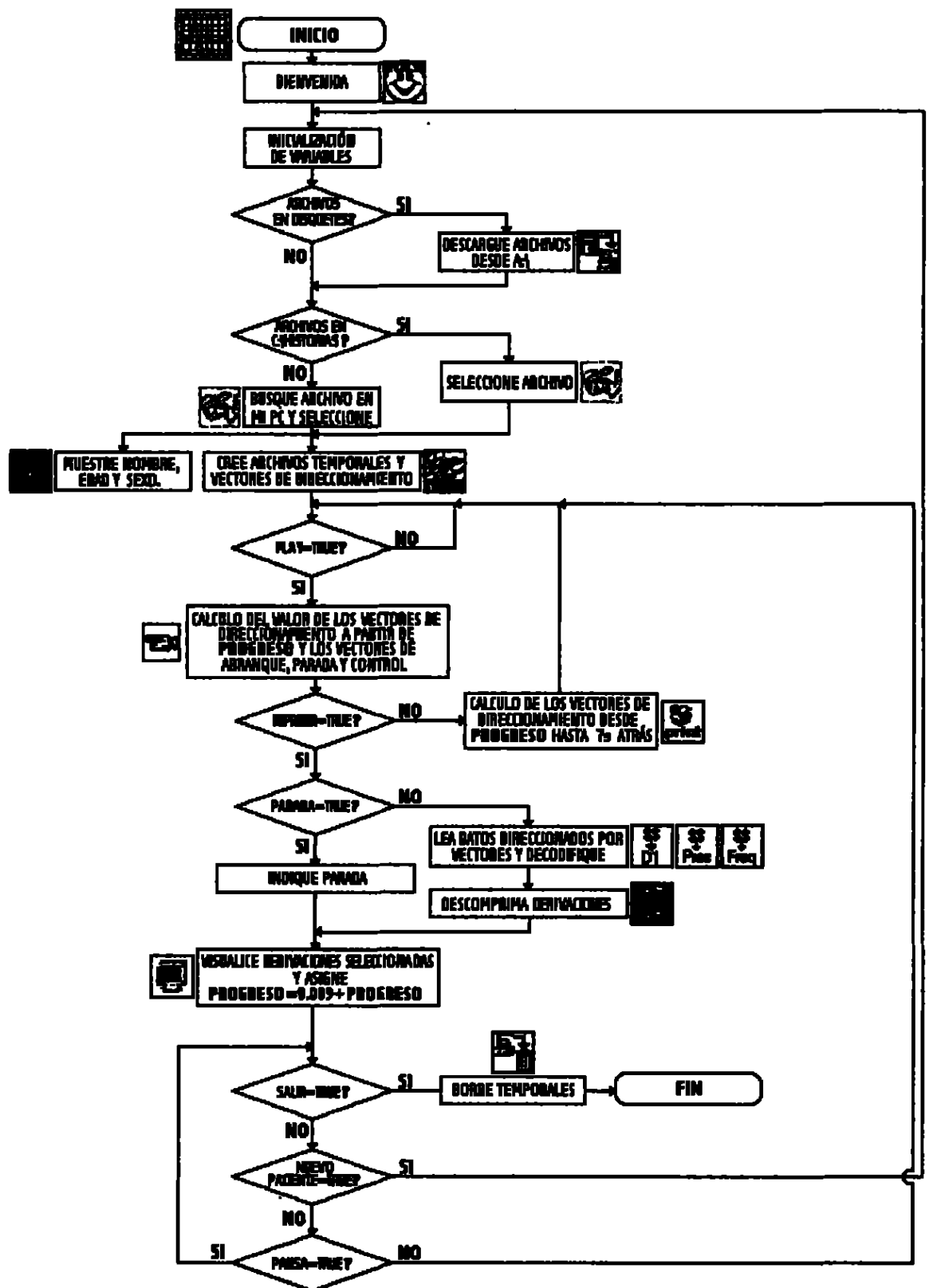


Figura 3.27. Diagrama de flujo del software Reproductor_v1. En el diagrama se muestran los iconos de los SubVf's que realizan cada proceso

NOMBRE	ICONO	FUNCIÓN
PresentaciónREP_.vi		Este SubVI muestra la pantalla de bienvenida.
AaCREP_.vi		Este SubVI realiza la función de descargar los archivos de la unidad A:\ al directorio C:\Historias. Este directorio es donde la aplicación busca los archivos a reproducir.
Fichero_.vi		Este SubVI encuentra el archivo que se desea reproducir. Una vez se escogen los archivos, éste toma los caracteres correspondientes al encabezado inicial y ordena la creación de los archivos temporales.
GCdecoderREP_.vi		La función de este SubVI consiste en decodificar el carácter <i>Guía de Descompresión</i> presente en todas las tramas de datos. Por medio de este carácter los SubVI's de descompresión conocen el proceso de compresión de cada trama y así lo reversan.
D1decoderREP_.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del archivo D1.dat a datos numéricos.
D1descompresor_REP_.vi		Este SubVI realiza la función de descomprimir el vector correspondiente a la derivación D1. Realiza su función por medio del carácter <i>Guía de Descompresión</i> el cual le informa cómo debe hacer para descomprimir el vector. Los 11 datos numéricos procedentes de D1decoderREP_.vi son llevados a su forma original de 16 muestras para ser visualizadas en el visor de las derivaciones electrocardiográficas donde halla sido seleccionado D1.
D2decoderREP_.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del archivo D2.dat a datos numéricos.
D2descompresorREP_.vi		Este SubVI realiza la función de descomprimir el vector correspondiente a la derivación D2. Realiza su función por medio del carácter <i>Guía de Descompresión</i> el cual le informa cómo debe hacer para descomprimir el vector. Los 11 datos numéricos procedentes de D2decoderREP_.vi son llevados a su forma original de 16 muestras para ser visualizadas en el visor de las derivaciones electrocardiográficas donde halla sido seleccionado D2.

V1decoderREP_.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del archivo V1.dat a datos numéricos.
V1descompresorREP_.vi		Este SubVI realiza la función de descomprimir el vector correspondiente a la derivación V1. Realiza su función por medio del carácter <i>Gula de Descompresión</i> el cual le informa cómo debe hacer para descomprimir el vector. Los 11 datos numéricos procedentes de V1decoderREP_.vi son llevados a su forma original de 16 muestras para ser visualizadas en el visor de las derivaciones electrocardiográficas donde halla sido seleccionado V1.
• • •	• • •	• • •
V8decoderREP_.vi		Este SubVI realiza la función de convertir los 11 caracteres leídos del archivo V8.dat a datos numéricos.
V8descompresorREP_.vi		Este SubVI realiza la función de descomprimir el vector correspondiente a la derivación V8. Realiza su función por medio del carácter <i>Gula de Descompresión</i> el cual le informa cómo debe hacer para descomprimir el vector. Los 11 datos numéricos
		procedentes de V8decoderREP_.vi son llevados a su forma original de 16 muestras para ser visualizadas en el visor de las derivaciones electrocardiográficas donde halla sido seleccionado V8.
DecEDADREP_.vi		Este SubVI realiza la función de convertir el carácter correspondiente a la edad en un valor numérico.
DPRESdecoderREP_.vi		Este SubVI convierte el carácter correspondiente a la presión en un valor numérico.
FREQdecoderREP_.vi		Decodificador de frecuencia. Convierte el carácter correspondiente a la frecuencia en un valor numérico para visualizarlo.
PrintREP_.vi		Este SubVI realiza el cálculo del segmento de los archivos que se van a imprimir a partir de la posición actual de los vectores de direccionamiento y sabiendo que se imprimirán los 7 segundos anteriores. Luego realiza la lectura de los datos, su descompresión y finalmente la impresión.

ProyD1REP_.vi		La función de este SubVI es calcular la posición del vector de direccionamiento que gobierna la reproducción de D1.dat.
ProyD2REP_.vi		La función de este SubVI es calcular la posición del vector de direccionamiento que gobierna la reproducción de D2.dat.
ProyGenREP_.vi		La función de este SubVI es calcular la posición del vector de direccionamiento que gobierna la reproducción de General.dat.
ProyV1REP_.vi		La función de este SubVI es calcular la posición del vector de direccionamiento que gobierna la reproducción de V1.dat.
• • •	• • •	• • •
ProyV6REP_.vi		La función de este SubVI es calcular la posición del vector de direccionamiento que gobierna la reproducción de V6.dat.
TemporalesD1REP_.vi		Este SubVI toma el archivo D1.dat guardado en la ambulancia, saca todas las tramas válidas de datos y crea un archivo temporal con estos datos. La lectura se realiza por medio de este archivo. Al finalizar la reproducción el temporal es borrado por BorradorREP_.vi
TemporalesD2REP_.vi		Este SubVI toma el archivo D2.dat guardado en la ambulancia, saca todas las tramas válidas de datos y crea un archivo temporal con estos datos. La lectura se realiza por medio de este archivo. Al finalizar la reproducción el temporal es borrado por BorradorREP_.vi
TemporalesGenREP_.vi		Este SubVI toma el archivo GENERAL.dat guardado en la ambulancia, saca todas las tramas válidas de datos y crea un archivo temporal con estos datos. La lectura se realiza por medio de este archivo. Al finalizar la reproducción el temporal es borrado por BorradorREP_.vi

TemporalesV1REP_.vi		Este SubVI toma el archivo v1.dat guardado en la ambulancia, saca todas las tramas válidas de datos y crea un archivo temporal con estos datos. La lectura se realiza por medio de este archivo. Al finalizar la reproducción el temporal es borrado por BorradorREP_.vi
• • •	• • •	• • •
TemporalesV6REP_.vi		Este SubVI toma el archivo V6.dat guardado en la ambulancia, saca todas las tramas válidas de datos y crea un archivo temporal con estos datos. La lectura se realiza por medio de este archivo. Al finalizar la reproducción el temporal es borrado por BorradorREP_.vi
BorradorREP_.vi		Este SubVI realiza la función de borrar los archivos temporales creados durante la ejecución de Reprodutor_.vi. Estos archivos son creados para facilitar el cálculo de la posición de los vectores de direccionamiento. Una vez termina la reproducción se procede a borrarlos.

TABLA 3.4. Lista de SubVI's pertenecientes a Reprodutor_.vi.

3.4. INSTALADORES

Como se mencionó en la descripción general todo el software del Sistema de Biotelemedicina requiere de programas, archivos, carpetas o cierta información preinstalada en una ubicación fija del disco duro del computador desde donde se ejecuta la aplicación. Por ejemplo el sistema transmisor borra una historia después de 30 días de creada para evitar que el disco duro se sature de archivos viejos. Esta función para su operación normal requiere de un archivo en el cual se almacenan la ubicación y fecha de creación de todas las historias. Sin este archivo la función no operaría y arrojaría un error al ejecutarse, además de que el disco duro se saturaría de información obsoleta.

La creación del archivo descrito en el párrafo anterior, así como de todas las condiciones para la puesta en marcha del sistema son función del software instalador. Este software además facilita la administración del sistema ya que proporciona los recursos para la configuración de nuevos transmisores y receptores. A continuación se describe el software desarrollado para instalar los programas del Sistema de Biotelemedicina.

3.4.2 SOFTWARE INSTALADOR

El administrador del Sistema de Biotelemedicina recibe los instaladores de los programas en algún medio portátil de almacenamiento de Información (por ejemplo un CD), en éste se encuentran todos los SubVI's desarrollados para las tres aplicaciones agrupados en carpetas según el sistema al que pertenezcan: transmisor, receptor y reproductor. Además de estas carpetas se encuentra una cuarta donde se haya un VI con nombre Setup.vi. Al ejecutario aparece el siguiente panel frontal:



Figura 3.28. Panel frontal del software Instalador_.vi.

Por medio de este panel frontal se escoge cuál de los tres sistemas se quiere instalar. Durante el proceso el usuario es orientado por el programa sobre los pasos que debe seguir. Una vez escoge qué software's quiere instalar y presiona Next el sistema procede con la instalación.

3.4.2.1. INSTALACIÓN DEL TRANSMISOR

La primera pantalla de instalación del transmisor, informa sobre la necesidad de crear un acceso telefónico a redes y darle el nombre ConexiónEcgM&M con todas las características necesarias de una conexión telefónica a redes (módem usado para la conexión, número telefónico al cual marcar, clave de acceso, etc.). Sin este acceso directo no se puede establecer ninguna conexión entre el transmisor y el receptor.

Luego de informar sobre la necesidad de crear el acceso telefónico a redes, el sistema entrega al administrador del sistema (usuario) un número con el que identificará al transmisor. Este número aleatorio oscila entre 15000 y 65536. Cuando el transmisor intenta establecer una comunicación con el receptor accede directamente a la TSAP con número igual a su número de identificación. En caso de que ésta esté ocupada con otra comunicación es imposible establecer el nuevo enlace. Una vez se establece la

comunicación el receptor sabe con quién se encuentra conectado por el número del puerto al que éste pidió acceso.

Lo anterior explica por qué el rango de valores escogido. Las TSAP's válidas tienen un valor máximo de 65536 y las primeras están ocupadas por procesos estándares. Ahora bien, con 50536 opciones válidas es muy difícil que hayan dos transmisores con el mismo número y que este número de TSAP esté siendo utilizado por otra comunicación.

El administrador del sistema debe tomar este número e Informar a todos los receptores válidos sobre el nuevo transmisor para que éste pueda comunicarse con ellos.

Así mismo el transmisor debe ser Informado sobre qué receptores están disponibles para establecer comunicación. Cuando el administrador presiona Next aparece la ventana para configurar los receptores existentes en la red. Esta ventana se muestra en la siguiente figura. En ella el administrador debe ingresar la dirección IP del receptor y un apodo para conocer la máquina. El apodo tiene la función de facilitar el uso del sistema al usuario final. Todos estos datos son almacenados en un archivo llamado ConfiguraciónTX.dat de donde el transmisor, siempre que se ejecute, tomará los receptores válidos con los cuales podrá establecer comunicación.

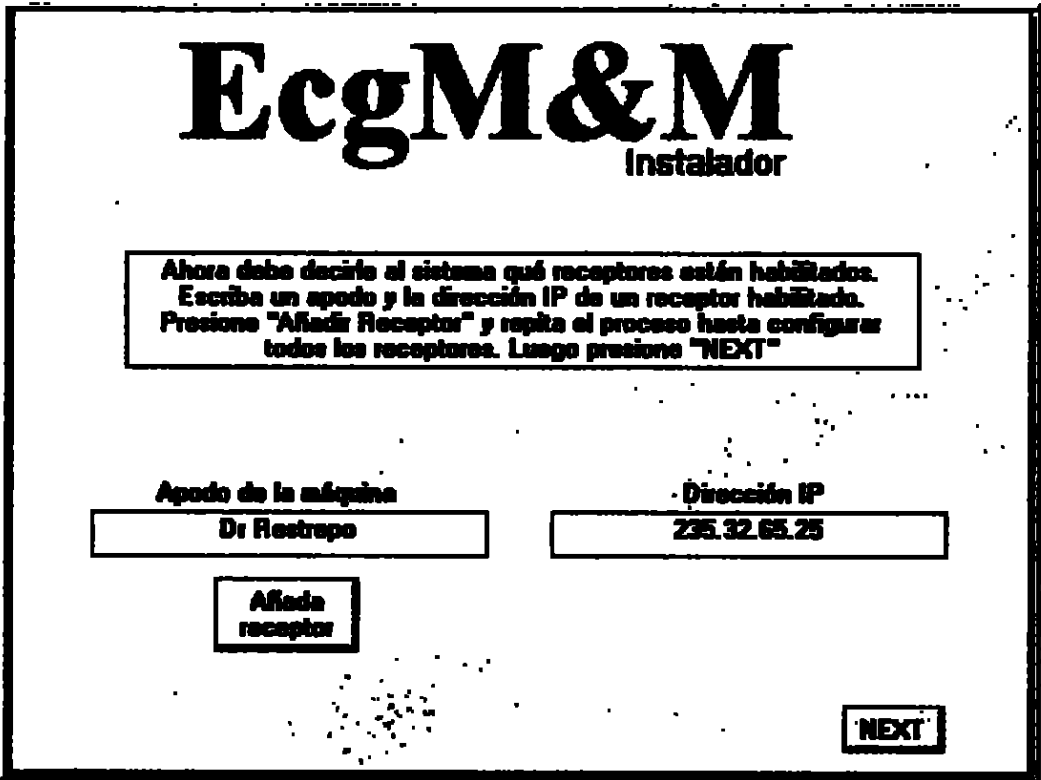


Figura 3.29. Ventana para configurar los receptores válidos para establecer una comunicación.

Al final luego de añadir todos los receptores válidos y presionar Next el software inicia la copia de todos los SubVI's diseñados para el transmisor desde el CD ROM (o la carpeta desde donde se haya ejecutado el instalador) hacia la carpeta C:\EcgM&M\Transmisor. Además durante este proceso se crea la carpeta C:\Historias para almacenar las historias de los pacientes monitorizados por el sistema y el archivo Relación.dat en donde se escriben los nombres y fechas de creación de las carpetas de historias. El instalador se encarga además de copiar un acceso directo al software del sistema transmisor en el escritorio y en el menú inicio. En la siguiente tabla se resumen los archivos y carpetas creados durante el proceso de instalación.

NOMBRE	UBICACIÓN	FUNCIÓN
Historias	C:\	Almacena todas las carpetas con historias de pacientes conectados al Sistema de Biotelemedicina.
EcgM&M	C:\	Contiene las carpetas con los archivos de cada una de las tres aplicaciones.
Transmisor	C:\EcgM&M\	Almacena todos los archivos de configuración y de programa (SubV's y V's) para la ejecución del transmisor.
ConfiguraciónTX.dat	C:\EcgM&M\	Archivo con el número de identificación del transmisor, los apodos de los receptores configurados y sus direcciones IP.
Transmisor.lnk	C:\Windows\Escritorio y C:\Windows\Menu Inicio\Programas\Inicio	Accede directamente a la aplicación a través de un acceso directo en el escritorio e ingresa a la aplicación una vez se inicia el sistema operativo del computador.
Relación.dat	C:\EcgM&M\	En este archivo se escriben los nombres y fechas de creación de las historias de los pacientes. Esto con el objetivo de borrar periódicamente las historias con más de un mes de creadas.

TABLA 3.5. Lista de archivos y carpetas creados durante el proceso de instalación del transmisor.

3.4.2.2. INSTALACIÓN DEL RECEPTOR

La instalación del sistema receptor se inicia con una pantalla de bienvenida al usuario. Luego se pregunta al administrador del sistema sobre todos los números de identificación de los transmisores con los cuales el receptor puede establecer comunicación. Este número de identificación es el número que le entregó el instalador mientras instalaba el sistema transmisor, el cual aparece en la pantalla de bienvenida al sistema transmisor.

Una vez se configuran todos los transmisores deseados (número de identificación más apodo) y el administrador presiona Next se inicia la copia de archivos desde el CDROM (o carpeta origen donde se ejecutó el instalador) hacia la carpeta C:\EcgM&M\Receptor. A continuación se muestra una tabla con los archivos creados durante el proceso de instalación, su ubicación y función.

NOMBRE	UBICACIÓN	FUNCIÓN
EcgM&M	C:\	Contiene las carpetas con los archivos de cada una de las tres aplicaciones.

Receptor	C:\Ecgm&M	Almacena todos los archivos de configuración y de programa (SubVI's y VI's) para la ejecución del receptor.
Receptor.lnk	C:\Windows\Escritorio\	Accede en forma rápida desde el escritorio de Windows a la aplicación
ConfiguraciónRX.dat	C:\Ecgm&M	Archivo con los números de identificación y los apodos de los transmisores válidos para establecer una comunicación.

TABLA 3.6. Lista de archivos y carpetas creados durante el proceso de instalación del receptor.

3.4.2.3. INSTALACIÓN DEL REPRODUCTOR

La instalación del sistema reproductor se inicia con una pantalla de bienvenida al usuario. Inmediatamente después el sistema crea la carpeta C:\Historias. Siempre que el programa es ejecutado hace un listado de todas las historias válidas que se encuentran en esta carpeta y las muestra al usuario para que escoja cuál desea reproducir. En caso de que el usuario no desee reproducir ninguna de las historias de esta carpeta puede explorar el resto del disco duro o su PC buscando la ubicación de la historia que el desea reproducir. Además en la carpeta C:\Historias se almacenan las historias que son transferidas desde el transmisor a través de disquetes al sistema reproductor para su estudio.

Una vez crea la carpeta Historias el software crea la carpeta C:\Ecgm&MReproductor e inicia la copia de archivos desde el CDROM (o carpeta origen donde se ejecutó el instalador) hacia la carpeta que acabó de crear. A continuación se muestra una tabla con los archivos creados durante el proceso de instalación, su ubicación y función.

NOMBRE	UBICACIÓN	FUNCIÓN
Ecgm&M	C:\	Contiene las carpetas con los archivos de cada una de las tres aplicaciones.
Reproductor	C:\Ecgm&M	Almacena todos los archivos de programa (SubVI's y VI's) para la ejecución del reproductor.
Reproductor.lnk	C:\Windows\Escritorio\	Accede directamente a la aplicación desde el escritorio de Windows.
Historias	C:\	Carpeta para guardar las historias transferidas desde el sistema transmisor hacia el reproductor para su estudio.

TABLA 3.7. Lista de archivos y carpetas creados durante el proceso de instalación del reproductor.

4. BIBLIOGRAFÍA

- **ARANGO JUAN JOSÉ**; Manual de electrocardiografía. Tercera edición. Hernán Velez A. 1994.
- **BOYLESTAD, ROBERT; MASHELSKY LOUIS**; Electrónica, Teoría de Circuitos. Quinta edición. Prentice Hall, 1992.
- **DVORAK, JOHN C; ANIS, NICK**; Telecomunicaciones para PC: modems, software, BBS, correo electrónico e interconexión. Primera edición. Mc Graw Hill. 1992.
- **EQUIPO EDITORIAL DE MCGRAW-HILL**; Electrónica práctica. Tomo 3. Primera edición. Mc Graw Hill, 1990.
- **GROMWELL L. F. J WEIBELL E. A. PFEIFFER. L.B. USSELMAN**; Instrumentación y medidas biomédicas. Marcombo Boixareu Editores. 1998.
- **MATIZ, HERNANDO; GUTIÉRREZ DE PIÑERES, OSCAR**; Electrocardiografía básica: del trazado al paciente. Primera edición. Volumen 1. KIMPRES. 1999.
- **OCÓN PUJADAS, JOAN; MARCIA, JOSÉ MARÍA; HERRERA PAREZ DEL VILLAR, JULIO**. Monitorización ambulatoria de la presión arterial: Técnicas y aplicaciones. Mosby. 1996.
- **PALLAS ARENY, RAMÓN**; Adquisición y distribución de señales. Primera edición. Marcombo. 1993.
- **RAPPAPORT, THEODONE**; Wireless communication: Principles and Practice. Upper Sadle river. Prentice Hall. 1996.
- **ROWLANDS, DEREK J.** Interpretazione dell'elettrocardiogramma. Prima parte: L'ECG Normale. Seconda parte: Alterazioni morfologiche. ICI Pharma. 1995.
- **TANENBAUM ANDREW**; Redes de Computadoras. Tercera edición. 1997.

Principales paginas WEB Consultadas:

- <http://www.saludlatina.com/historia/medicinaprimitiva.htm>
- <http://www.saludlatina.com/historia/medicinaantigua.htm>
- http://omega.ilce.edu.mx:3000/sites/ciencia/volumen3/ciencia3/154/htm/sec_16.htm
- <http://www.radiology.utnck.edu/Facilities/Telemed/history.html>
- <http://appliedsci.usa.alaska.edu/stat/fareast.htm>
- <http://www.sectorsalud.com/web/scr/servicio.html#top>
- <http://www.upb.edu.co/git/Anexos.htm#A-2>
- <http://tm.tm.conae.gov.ar/>
- <http://www.telemed.virginia.edu/>
- <http://www.telemed.med.ecu.edu/intro.htm>
- <http://wgpi.tsc.uvigo.es/gpl/proyectos/gem/prouk.htm>
- <http://www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm>
- <http://www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm>
- <http://proton.ucting.udg.mx/expodec/sep98/memoria/e17/e17.html>
- <http://www.attp.ummc.umaryland.edu/amie98/amie98.htm>
- <http://www.methodisthealth.com/spanish/cardio/electric.htm>
- <http://www.gdl.uag.mx/8/cirugia/ekg.htm>
- <http://www.pulsemetric.com/PulseDynamic/history.htm>
- <http://www.pulsemetric.com/PulseDynamic/history.htm>
- http://lct-eocrates.berkeley.edu/~jmp/korotkoff_sounds.htm
- http://lct-eocrates.berkeley.edu/~jmp/korotkoff_sounds.htm
- <http://www.drbloodpressure.com/05-mesurer3.shtml#>
- <http://coqui.metro.inter.edu/honor/racosta/historia.htm>
- <http://www.geocities.com/CapeCanaveral/Lab/4456/apuntes.htm>

- <http://proton.ucting.udg.mx/~marianop/celular.htm>
- <http://www.mercado.com.ar/mercado/glosario/T.asp>
- <http://perso.wanadoo.es/icsalud/circu.htm>
- http://www.dst.usb.ve/ayuda/glosario/terms_d.html#difusion
- http://ciberhabitat.com/hospital/1/terapia_intensiva_equipo.htm
- <http://www.cin.es/ayudas/internet.htm>
- <http://www.medterms.com/script/main/Art.asp?li=MT&ArticleKey=4573>
- http://lst-socrates.berkeley.edu/~jmp/korotkoff_sounds.htm
- http://eneta.us.es/docu_eneta/varioc/redes/componentes.asp
- <http://www.caduceus.com.pe/en-linea/no-01/telemedicina.html>
- <http://www.nalejendria.com/00/colab/satelite.htm>
- http://www.airtel.net/hosting/0002a/monthegreat/sistema_cadiocirculatorio.htm
- <http://www.bach-simpeon.com/prod05.htm>
- <http://www.semiconductors.philips.com/pip/TDA8575T>
- <http://focus.ti.com/docs/prod/productfolder.jhtml?genericPartNumber=ISO175>
- <http://products.analog.com/products/info.asp?product=AD215>
- <http://products.analog.com/products/info.asp?product=AD620>
- <http://focus.ti.com/docs/prod/productfolder.jhtml?genericPartNumber=INA128>
- <http://vsholding.com/ANF.htm>
- <http://wwwsearch.ti.com/search97/cgi/s97.cgi?Action=FilterSearch&Filter=T1.filter.htm&Site=burr-brown&Scope=semiconductors&keywds=ua42>
- <http://www.national.com/pf/LM/LMF100.html>
- <http://www.national.com/pf/LM/LMF80.html>
- <http://focus.ti.com/docs/prod/productfolder.jhtml?genericPartNumber=TL084>

Anexo 1

A1. ADQUISICIÓN DE DATOS CON LA TARJETA 5508LC-3

En el presente anexo se describe la estructura, funcionamiento y configuración de la tarjeta de adquisición 5508LC-3, diseñada por ADAC (*American Data Acquisition Corporation*). Esta tarjeta es la encargada de la conversión de las señales análogas a digitales. Así mismo, se encarga de colocar los datos en el bus del computador para que sean leídos por LabView.

A1.1. DESCRIPCIÓN DE LA TARJETA 5508LC-3

La tarjeta de adquisición de datos 5508LC-3 consta básicamente de un multiplexor, un conversor análogo digital, un reloj para controlar la conversión y un temporizador. Tiene capacidad para muestrear 8 canales, cada uno recibiendo una señal análoga. El rango de amplitud de las señales de entrada es $\pm 10\text{ V}$ y la resolución de las muestras es de 12 bits. El reloj del sistema oscila a 500kHz.

La tarjeta es conectada directamente a la *Mother Board* del computador, de la cual recibe la alimentación y el control de la adquisición. Al iniciar la operación, la tarjeta espera una palabra de control, en donde recibe los canales que debe muestrear. El multiplexor entonces selecciona el primer canal de la lista, el ADC lee la entrada análoga y la convierte a digital. Al terminar la conversión envía la orden al multiplexor para que seleccione el siguiente canal de la lista, y así sucesivamente.

Cuando termina de convertir todos los canales escogidos por el usuario, la tarjeta de adquisición coloca en el bus del procesador los datos y una palabra de estado. La rapidez de la conversión depende del modo seleccionado por el usuario. Estos modos se explican a continuación:

- **Reloj por software:** en este caso el usuario debe especificar la frecuencia de muestreo. La tarjeta toma datos lo más rápido posible y luego realiza un diezmado de todo el vector, simulando adquisición a la tasa especificada por el usuario.
- **Reloj por hardware:** en este caso el usuario debe configurar el temporizador de la tarjeta para que éste genere un pulso por cada muestra. El valor debe ser adecuado para que la interrupción que éste genera funcione como reloj del sistema de muestreo.

Del mismo modo, existen tres formas en las cuales la tarjeta puede entregar los datos al procesador del computador:

- **Por encuestado:** en este modo la aplicación debe encuestar cada cierto tiempo, definido por el usuario, el registro de estado de la tarjeta de adquisición de datos hasta que

encuentre el bit que indica la terminación de un ciclo activado. Momento en el cual se lee el registro de la tarjeta donde se almacenan las conversiones.

- Por interrupción: en este modo cada vez que la tarjeta tiene listo un dato para entregar a la aplicación, envía una señal de Interrupción que el usuario debe atender. Debe suspender los demás procesos y acudir a leer el buffer de la tarjeta de adquisición.
- Por DMA: la tarjeta transfiere los datos automáticamente a la memoria, de donde son leídos por el usuario cuando este lo desee.

Para el Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias la tarjeta fue configurada para trabajar con reloj por intercambio de datos y entrega de datos por interrupciones.

A1.2. CONFIGURACIÓN DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Para hacer que el procesador lea los datos de la tarjeta de adquisición se deben seguir tres pasos: configurar la tarjeta físicamente, instalarla en el sistema operativo y hacer un programa que permita adquirir los datos. Exploraremos cada uno de estos pasos a continuación.

A1.2.1. CONFIGURACIÓN DE LA TARJETA

La tarjeta posee un conjunto de *jumpers* e interruptores para su configuración. En la Figura A1.2.1 se muestra una vista de la tarjeta.

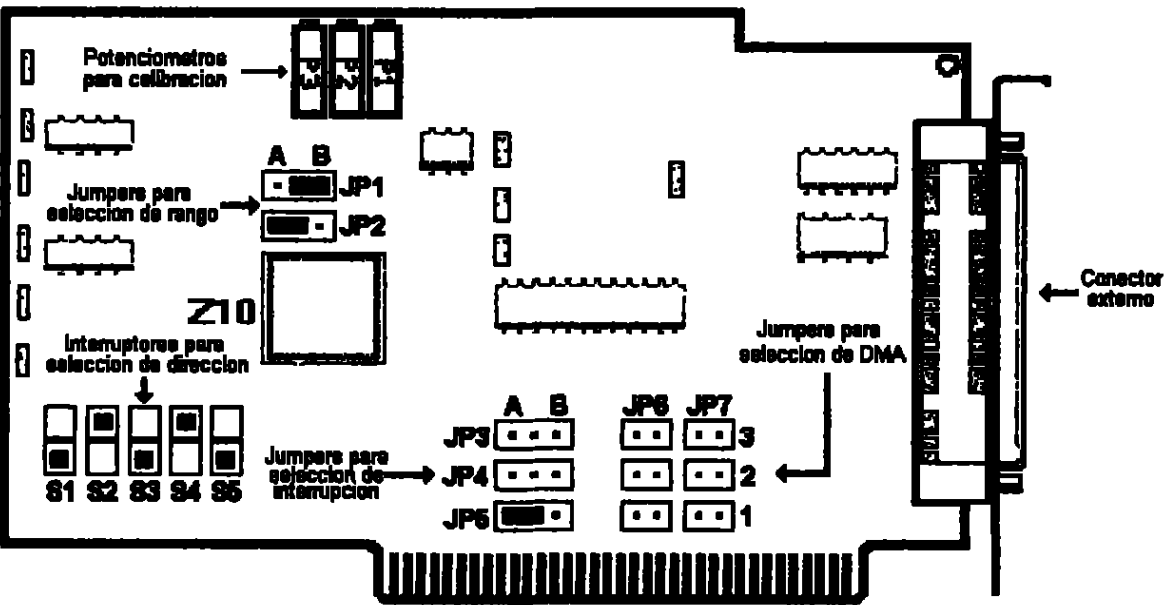


Figura A 1.1. Estructura general de la tarjeta ADAC 6508LC-3

Los *jumpers* JP3, JP4 y JP5 sirven para seleccionar el número de interrupción asignado a la tarjeta. Los *jumpers* JP6 y JP7 sirven para configurar la DMA asignada a la tarjeta y en la parte inferior izquierda están los interruptores para configurar la dirección asignada. En la Tabla A1.2.1

se muestra cómo se deben colocar los jumpers JP3, JP4 y JP5 para seleccionar una interrupción dada. En la *Figura A1.2.1* se ha seleccionado la interrupción 5.

INTERRUPCIÓN	JP3	JP4	JP5
Ninguna	NC	NC	NC
2	NC	NC	B
3	NC	B	NC
4	B	NC	NC
5	NC	NC	A
6	NC	A	NC
7	A	NC	NC

Tabla A1.1. Conexiones de los jumpers para selección de interrupción. NC= No Conectado.

En la *Tabla A1.2.2* se muestra cómo se deben configurar los jumpers JP6 y JP7 para seleccionar un determinado acceso directo a memoria o DMA. En el ejemplo de la *Figura A1.2.1* se ha deshabilitado el acceso directo a memoria.

DMA	JP6			JP7		
	1	2	3	1	2	3
Ninguna	NC	NC	NC	NC	NC	NC
1	x	NC	NC	X	NC	NC
2	NC	x	NC	NC	x	NC
3	NC	NC	X	NC	NC	X

Tabla A1.2. Conexiones de los jumpers para selección de DMA. NC= No Conectado. X=Conectado.

Finalmente se debe configurar la dirección de la tarjeta. Para esto se debe convertir el valor asignado por Windows a formato binario (Windows lo entrega en formato hexadecimal). Cada interruptor de la *Figura A1.2.1* representa un bit en la cadena que conforma la dirección. El significado de cada interruptor en la cadena de bits se muestra en la *Figura A1.2.2*. Para configurar los interruptores se debe tener en cuenta que abiertos (hacia abajo) representan un cero binario y cerrados (hacia arriba) representan un 1 binario.

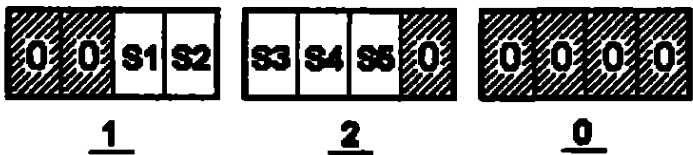


Figura A1.2. Significado de los interruptores dentro de la dirección asignada para lectura de datos

En la *Figura A1.2.2* se ha configurado la dirección igual a 120H.

Para el sistema objeto de este documento se escogieron los siguientes valores: dirección de entrada salida 120H, interrupción 5 y DMA ninguna. Esto porque estos valores generalmente no entran en conflicto con otros dispositivos instalados en los computadores convencionales.

Ahora instale la tarjeta en la *Mother Board* del PC e inicie la instalación del software manejador.

A1.2.2. INSTALACIÓN DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Una vez la *tarjeta de adquisición de datos* es instalada en un puerto ISA de la *Mother Board*, el usuario debe hacer que el sistema la reconozca. Desafortunadamente, LabView no reconoce la tarjeta 5508LC-3 directamente, puesto que pertenece a otro fabricante. LabView está diseñado para trabajar con tarjeta construidas por *National Instruments* como la tarjeta LabPC+. Entonces se debe obligar al sistema a reconocer la tarjeta 5508LC-3 como una tarjeta LabPC+.

Para el Sistema de *Biotelemedicina* no se adquirió directamente una tarjeta LabPC+ debido a que su costo es mayor que el de la 5508LC-3 de ADAC y porque sus características son mucho mayores que las que requiere el sistema desarrollado.

El primer paso entonces es hacer que el computador reconozca la tarjeta de adquisición como una LabPC+. A continuación se explica el proceso de instalación de la tarjeta en un computador con sistema operativo Windows®.

Durante la instalación de LabView, el Instalador pregunta si se desea instalar la aplicación *National Instruments DAQ*. Respuesta: Sí. Esta aplicación permite instalar tarjetas diseñadas por *National Instruments*. Luego de esto se apaga el computador y se instala la tarjeta de adquisición 5508LC-3 en un puerto ISA de la *Mother Board*.

Nuevamente se enciende el computador. Al entrar al sistema operativo, en el Panel de Control y se selecciona "Agregar Nuevo Hardware". Esto sólo en caso de que el sistema operativo no reconozca automáticamente la existencia de una nueva tarjeta conectada al computador.

Una vez abra el asistente para instalación de nuevo *hardware*, se escoge la opción para seleccionar el nuevo *hardware* de una lista. De esta lista se elige la opción para instalar un dispositivo de adquisición de datos de *National Instruments*, tal como se muestra en la *Figura A1.2.3*. Luego de esto se presiona el botón "Siguiente". Windows empezará a buscar todos los instaladores que encuentre en su disco duro que correspondan a dispositivos para adquisición de datos diseñados por *National Instruments*. Estos instaladores fueron descargados al computador durante la instalación de *National Instruments DAQ*.

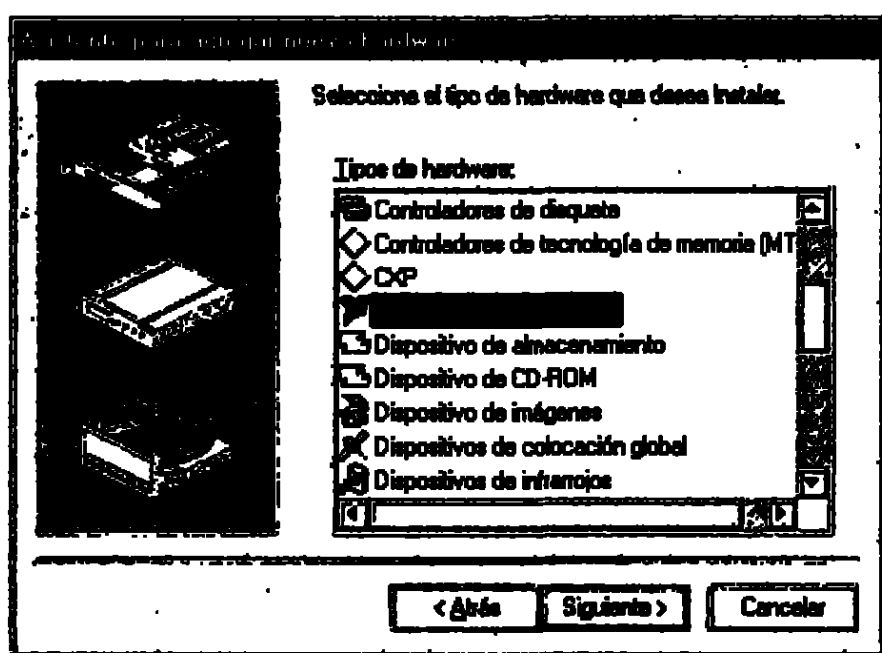


Figura A1.3. Caja de diálogo para seleccionar el tipo de dispositivo a instalar

Al terminar la creación de la base de datos, Windows muestra una lista de todos los dispositivos cuyos controladores se encuentran en el disco duro. Esta lista se muestra a continuación. De no aparecer la opción LabPC+ en la lista, debe introducirse en la unidad de CD-ROM el disco de instalación de LabView, se escoge la opción "Utilizar Disco..." y se seleccionan los instaladores de la tarjeta LabPC+. Se presiona "Siguiente" cuando se hayan localizado los instaladores de la tarjeta.

Inmediatamente Windows empieza a instalar los archivos de la tarjeta. Al terminar muestra una lista con los recursos del sistema asignados al dispositivo: la dirección de entrada y salida, la interrupción y el número de DMA. Es muy posible que estos números sean diferentes a los de la configuración manual de la tarjeta.

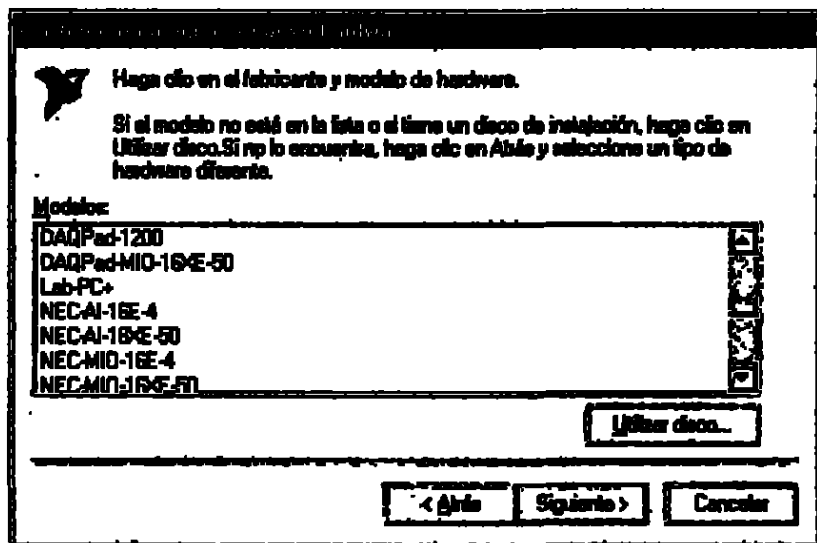


Figura A1.4. Caja de diálogo para seleccionar el dispositivo National Instruments a instalar

En caso de que se presente alguna discrepancia entre los recursos asignados por Windows y los que se configuraron manualmente, se debe seleccionar "Sistema" en el Panel de Control. En la ficha "Administrador de Dispositivos" se escoge la tarjeta LabPC+ y en seguida se selecciona la ficha "Recursos", en la cual se ajustan los valores según la configuración manual (ver figura A.2.2.5).

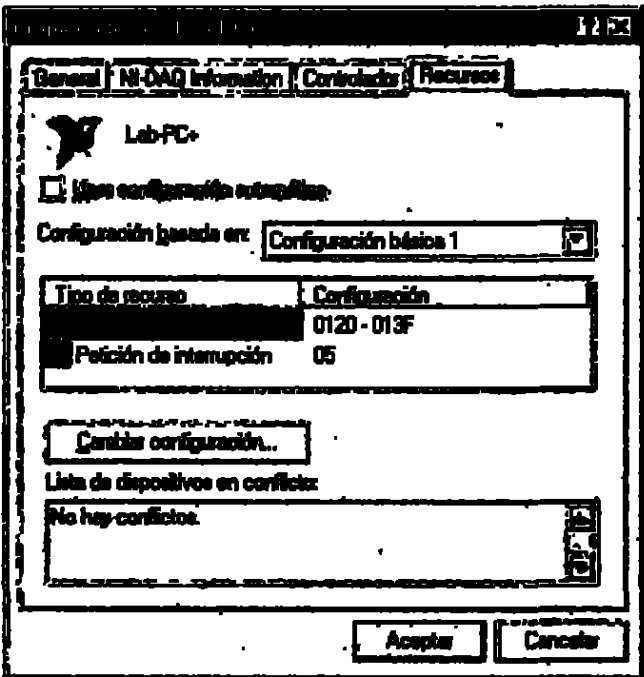


Figura A1.6. Caja de diálogo para seleccionar los recursos de dispositivo. Estos deben ser iguales a los configurados físicamente

Por medio del botón "Cambiar Configuración" se ordena la ejecución del proceso. En caso de que la configuración física entre en conflicto con algún otro dispositivo instalado, se debe apagar el computador, retirar la tarjeta y reconfigurarla de modo tal que no entre en conflicto con ningún dispositivo. Se ingresa nuevamente al panel de control y se reajustan los recursos asignados.

Para probar que la tarjeta está bien configurada se ingresa al software National Instruments DAQ, en donde ya debe estar listada la tarjeta. En este software se pueden mirar nuevamente los recursos asignados al sistema. Todos los valores mostrados deben ser iguales a los asignados por Windows y a los configurados por hardware durante la instalación de la tarjeta. También se puede probar el funcionamiento de la tarjeta utilizando el botón "Run Test Panel".

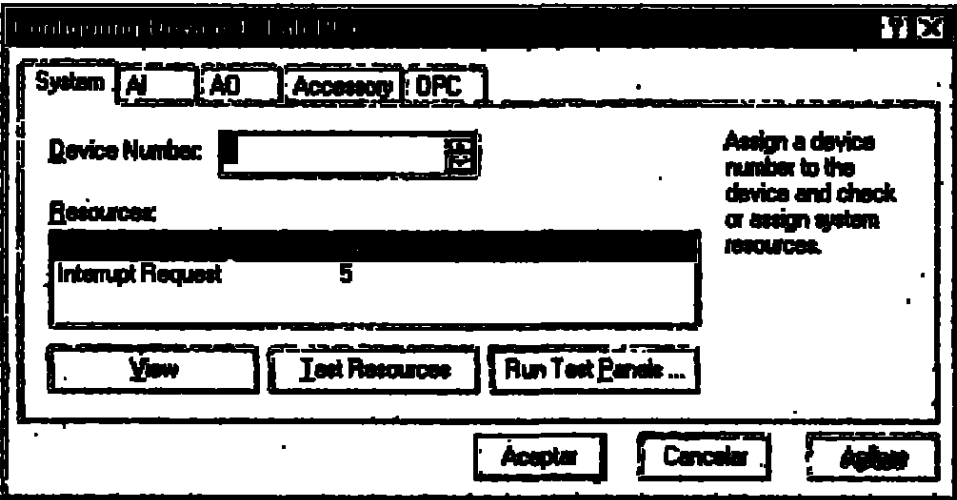


Figura A1.6. Herramienta de National Instruments DAQ para probar el funcionamiento de la tarjeta

En este punto se puede iniciar la adquisición de datos utilizando un software especializado, para la aplicación presente LabView. Antes de esto debe verse qué número de identificación ha asignado el software de configuración a la tarjeta. Este corresponde al mostrado en el control "Device

Number" de la caja de diálogo de la *Figura A1.2.6* (en este caso el número de identificación de la tarjeta configurada es 1).

A1.2.3. PROGRAMA DE USUARIO PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS

Una vez se ha configurado la tarjeta y está siendo reconocida por el software *National Instruments DAQ* se puede empezar a escribir el programa de usuario para iniciar la lectura de señales externas. En la figura se muestra un pequeño programa en LabView que sirve para este fin.

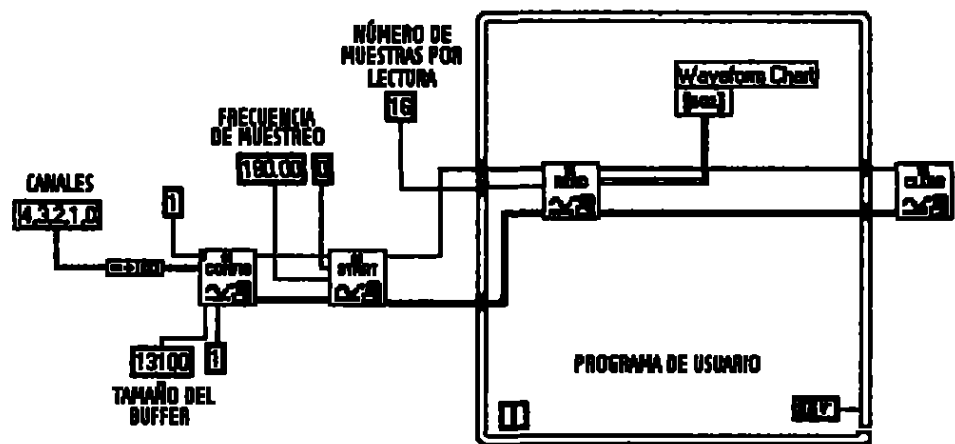


Figura A1.7. Programa de usuario escrito en LabView 5.1 para leer datos de la tarjeta

En este programa LabView ve en todo momento a la tarjeta 5508LC-3 como una tarjeta LabPC+ diseñada por *National Instruments*. En la *Figura A1.2.7* se observan cuatro bloques principales que se describirán a continuación iniciando de izquierda a derecha (en este mismo orden se ejecutan):

- **Al Config.vi:** Este bloque se encarga de configurar el ciclo de adquisición de datos. En él se indica el tamaño del buffer que se reservará para la adquisición. La función de este buffer es importante: la tarjeta escribe los datos allí cada vez que tiene un nuevo conjunto de datos que entregar y la aplicación los lee de allí. La aplicación debe ser lo suficientemente rápida para evitar que el buffer se llene. También con este bloque se indica la tarjeta que realizará la adquisición por medio del número "Device Number" asignado por *National Instruments DAQ*. En este caso el número de la tarjeta es 1.

Además se debe escribir la lista de canales que serán muestreados. Para el caso de la figura se leerán los canales 0, 1, 2, 3 y 4 de la tarjeta de adquisición de datos.

- **Al Start.vi:** con este instrumento se ordena el arranque del ciclo de adquisición. Aquí se indica la frecuencia de muestreo y las condiciones de la adquisición. Hay varias formas: adquirir indefinidamente, adquirir hasta que el buffer se haya llenado o adquirir un número específico de muestras. En este caso se escogió 0 para indicar adquisición continua o indefinida.
- **Al Read.vi:** con este instrumento se ordena la lectura propiamente dicha. Cada vez que se ejecuta este instrumento virtual, el software toma un número de muestras del buffer

de adquisición y los entrega a la aplicación. El número de muestras que se leen es configurado por el usuario. Para el caso mostrado en la figura se leen 16 datos por canal en cada ejecución del bloque. Para programas de adquisición y procesamiento continuo este Subvi se debe ejecutar constantemente, por lo cual se debe colocar dentro de una estructura "Mientras que...".

Este Subvi entrega los datos a la aplicación en una tabla. La tabla tiene tantas filas como muestras se leen en cada ciclo y tantas columnas como canales se leen al tiempo. Es decir, para el ejemplo de la figura, los datos serán entregados en una tabla de 16 filas por cuatro columnas. Para procesar los canales independientemente, se debe desglosar la tabla en sus columnas.

- *Al Clear.vt:* con este Subvi se cancela el ciclo de adquisición y se borra el buffer.

Anexo 2

A2. CREACIÓN Y ESTRUCTURA DE LOS ARCHIVOS DE ALMACENAMIENTO

En el presente anexo se describirá la forma como son creados y almacenados los archivos generados durante el viaje en la ambulancia. Primero se explora la creación de los archivos y su ubicación en el disco duro.

A2.1. CREACIÓN DE LOS ARCHIVOS

Una vez el usuario ingresa los datos del paciente a la aplicación Transmisor_v1, el sistema crea un conjunto de archivos para almacenar las señales electrocardiográficas, la frecuencia cardiaca, los signos vitales y los datos básicos del paciente. Estos nueve archivos son nombrados tal como se muestra en la *Tabla A2.1.1.*

Nombre del archivo	Contenido
D1.dat	Almacena las muestras correspondientes a la derivación D1.
D2.dat	Almacena las muestras correspondientes a la derivación D2.
General.dat	Almacena las muestras correspondientes a la frecuencia cardiaca, las presiones sistólica y diastólica, el pulso, la temperatura y la información básica del paciente.
V1.dat	Almacena las muestras correspondientes a la derivación V1.
• • •	• • •
V6.dat	Almacena las muestras correspondientes a la derivación V6.

Tabla A2.1. Archivos generados durante el recorrido de la ambulancia y su contenido.

Los archivos son creados como extensión .dat debido a que este formato es especial para almacenar datos, agilizando su lectura y escritura. Estos archivos son creados y almacenados en el disco duro y se crean por cada paciente que es conectado al sistema.

También para que cada archivo esté vinculado con su respectivo paciente, se crea una carpeta donde se almacenan los nueve archivos. El nombre de esta carpeta se forma con la fecha y la hora en que se conecta el paciente al sistema. Dentro de ella se almacenan los archivos. Está a su vez

se almacena en la carpeta C:\Historias, la cual es creada durante la instalación del sistema para evitar que los archivos sean almacenados en cualquier parte del disco duro.

A2.2. ESTRUCTURA DE LOS ARCHIVOS

El contenido de los archivos generados durante el recorrido de la ambulancia tiene una estructura especial para facilitar la operación de la aplicación Reproductor_.vi. Esta estructura se explica a continuación, empezando con la del archivo General.dat que presenta una estructura diferente a la de los demás archivos.

A2.2.1. ESTRUCTURA DEL ARCHIVO General.dat

El archivo General.dat se crea en el transmisor con el objetivo de guardar la información de la frecuencia cardíaca, las presiones sistólica y diastólica, el pulso, la temperatura y la información básica del paciente. Para posibilitar el control de la reproducción, en el transmisor se guarda, además de esta información, un encabezado para cada trama de datos, un encabezado general con la información básica del paciente (nombre, edad, sexo y contextura), y la información sobre horas de paradas y reinicios del ciclo de adquisición de datos. Si no se detectaran estas paradas y arranques del sistema sería imposible una reproducción fiel de lo ocurrido durante el viaje en la ambulancia. En la figura A.3.2.1. se presenta la estructura del archivo General.dat.

Cuando se inicia la adquisición de datos en la ambulancia, el transmisor guarda el nombre del paciente, el sexo, la edad y la contextura. El primero se guarda con 44 caracteres, el sexo con uno (M para masculino o F para femenino), la edad con un carácter y la contextura con uno. Nombres con menos de 44 caracteres se rellenan con espacios hasta completar el largo necesario y nombres con más de 44 caracteres se truncan. Luego se almacenan la hora y fecha en que se crearon todos los archivos. Esto se hace con 16 caracteres. Después se almacena la hora en que se inició el ciclo de adquisición de datos por primera vez. Esto se almacena con 40 caracteres.

La diferencia entre la forma cómo se almacena la fecha y hora de creación de archivos (16 caracteres) y la hora de arranque (40 caracteres) se debe a que el segundo dato requiere almacenarse con una altísima precisión, pues de esto depende el buen funcionamiento del reproductor. La fecha y hora de creación de archivos no requieren de alta precisión debido a que sólo se utilizan como información para el usuario.

Luego de grabar el encabezado de información básica del paciente se emplezan a guardar los datos propiamente dichos. En cada ciclo de adquisición de datos (de 88.89 milisegundos a una frecuencia de muestreo de 180Hz) se guarda uno de los siguientes parámetros: la frecuencia, las presiones sistólica y diastólica, el pulso y la temperatura. Este dato se codifica por medio de dos caracteres, uno para la identificación del parámetro y el otro para el valor del mismo. Estos dos caracteres son precedidos por el carácter {, el cual indica el inicio de un dato y evita que el reproductor se pierda cuando el usuario lo obliga a ir a un punto donde no inicia un dato; en este caso el reproductor busca el siguiente carácter { y reinicia la reproducción en ese punto.

La razón por la cual se guarda cada 6 unidades de información cada parámetro de los anteriormente mencionados es por ahorrar capacidad de almacenamiento. Esto es posible debido a que los datos más cambiantes, correspondientes a la frecuencia cardíaca, son promediados para ser presentados al usuario cada 5 segundos, esto para facilitar las condiciones de diagnóstico médico.

Mezclada entre los datos se encuentra información sobre paradas y arranques del ciclo de adquisición de datos. Cada vez que el usuario en la ambulancia quiere establecer comunicación se detiene el ciclo de adquisición de datos. El transmisor marca este acontecimiento con un carácter + y guarda la hora de parada. Al momento de reiniciar el ciclo de adquisición guarda la hora de reinicio y seguidamente sigue guardando los datos que empieza a recolectar. Cuando definitivamente el usuario presiona SALIR en el transmisor, el sistema guarda la hora de parada final precedida por un carácter +. Todos los instantes de parada y reinicio son almacenados con 40 caracteres para obtener así la resolución que el reproductor requiere para identificar los instantes precisos de inicio, fin, parada y arranque. A continuación se muestra un ejemplo en el que se registró una parada por intento de comunicación.

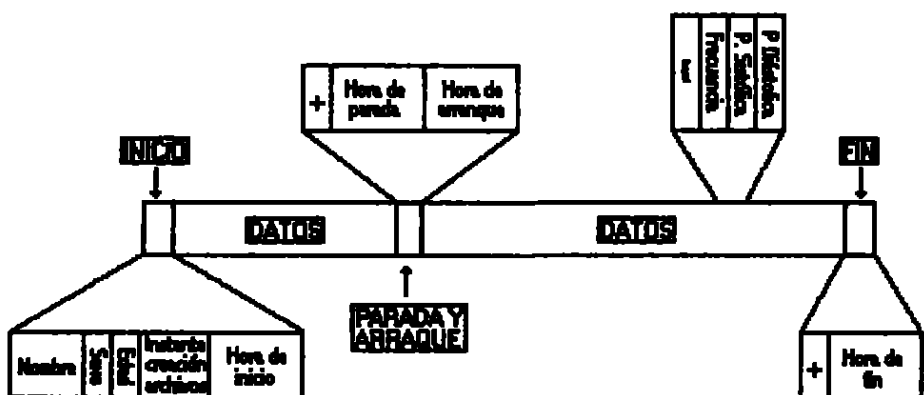


Figura A2.2. Estructura del archivo de datos General.dat cuando se realiza una interrupción en la adquisición de datos por intento de comunicación

A2.2.2. ESTRUCTURA DE LOS ARCHIVOS D1.DAT, D2.DAT, V1.DAT, V2.DAT, V3.DAT, V4.DAT, V5.DAT, Y V6.DAT

La estructura de estos ocho archivos es igual, las diferencias entre ellos radican en el tipo de información que almacenan. En D1.dat se almacenan los valores que toma la derivación electrocardiográfica D1 a lo largo del tiempo. En D2.dat se almacenan los valores que toma la derivación D2. De la misma manera en V1.dat a V6.dat. En estos archivos también se almacena, al igual que en General.dat, el encabezado general (nombre, sexo, edad, contextura, hora y fecha de creación de archivos y hora de inicio de adquisición de datos) y la información sobre paradas y arranques.

Aunque esta información es igual para los nueve archivos, se almacena en cada uno de ellos para evitar que un error en General.dat dañe toda la reproducción. Cada archivo se reproduce en forma independiente a los demás, evitando así que un error en el direccionamiento de los datos se propague a todos los procesos de reproducción.

La unidad de datos de estos ocho archivos se compone de 11 caracteres más un encabezado. Entre los doce caracteres se encuentran 10 de datos propiamente dichos y uno más que sirve para descomprimir los datos (Gula de descompresión). En la siguiente figura se muestra un ejemplo de la estructura de uno de los archivos suponiendo que se realizó una parada por intento de comunicaciones.

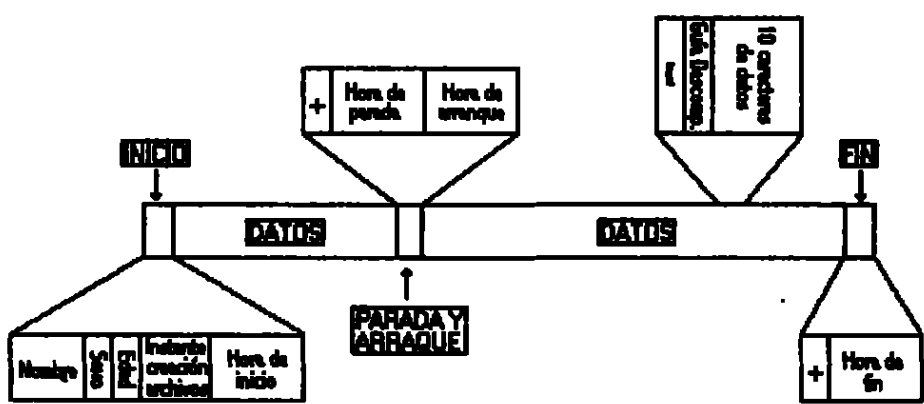


Figura A2.3. Estructura de los archivos de datos D1.dat, D2.dat, V1.dat, V2.dat, V3.dat, V4.dat, V5.dat y V6.dat cuando se realiza una interrupción en el ciclo de adquisición de datos por intento de comunicación

Anexo 3

A3. CÁLCULO DE FRECUENCIA CARDIACA

Para el desarrollo del *programa de medición de frecuencia cardíaca* se estudiaron más de cien casos anormales de pacientes que presentan cuadros de urgencias. El análisis de estas señales arrojaron como resultados que las derivaciones que proporcionan las mejores condiciones para ser analizadas con el propósito de determinar el valor de frecuencia cardíaca son V1 y V6. Por esta razón se seleccionaron para crear un nuevo programa de medición de este parámetro. Todos los valores establecidos en el programa que se expone a continuación están condicionados a este estudio.

La estructura principal del programa está conformada por los tres bloques o *subVls* *FrecuenciaV1*, *FrecuenciaV6* y *Frecuencia total*. La medición de la frecuencia a partir de las derivaciones precordiales V1 y V6 se fundamenta en el *algoritmo básico para el cálculo de la frecuencia* expuesto a continuación, el cual a través de funciones exponenciales y de la comparación con un umbral determina el valor pico de un período de la señal electrocardiográfica para luego determinar a cuántas muestras se encuentra del anterior valor pico.

En la *Figura A3.1* se observa el diagrama de bloque de los elementos que componen este programa.

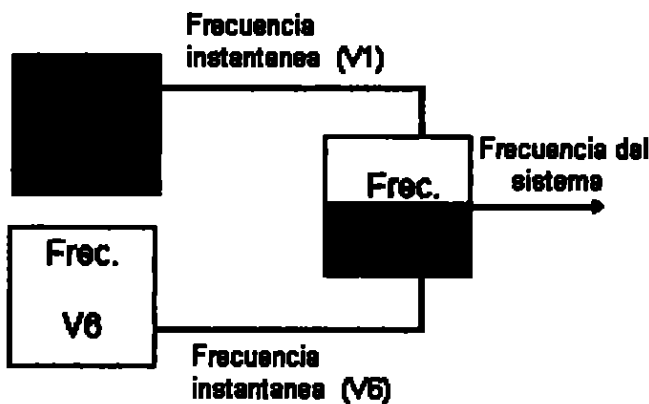


Figura A3.1. Diagrama de bloques del programa de cálculo de frecuencia cardíaca

A3.1. ALGORITMO BÁSICO PARA LA MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA

El algoritmo de medición de frecuencia cardíaca diseñado en el presente sistema se basa en la detección de la altura del *complejo QRS* de la señal electrocardiográfica del paciente. En la *Figura A3.2* se observa una señal electrocardiográfica general. De todas las ondas que la componen, el *complejo QRS* es el más sobresaliente en su forma y magnitud.

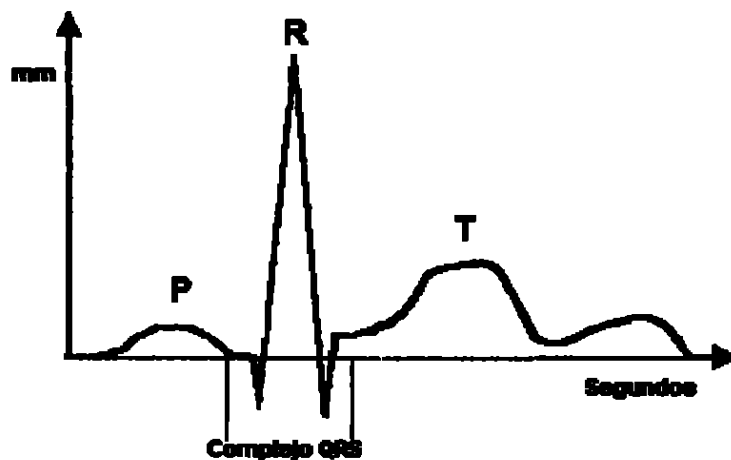


Figura A3.2. Forma de Onda general de una derivación electrocardiográfica

Aprovechando esta característica en la estructura de la señal, se creó un algoritmo que discrimina todos los picos de la derivación electrocardiográfica excepto el complejo QRS y halla el tiempo que hay entre dos picos *R* consecutivos. Esto se consigue a través de la aplicación de la señal a un filtro pasabanda y una función exponencial. El filtro atenúa los componentes de señal menores a 25 Hz y mayores a 45 Hz de tal manera que las ondas P y T disminuyen de amplitud al igual que algunas componentes de "alta" frecuencia, mientras que el complejo QRS permanece igual. Posteriormente la señal exponencial se encarga de atenuar los valores menores a 1 V y amplificar los valores mayores. Con esto se consigue apartar los valores máximos (picos R) de los valores indeseados y de la línea de base.

En la Figura A3.3 se presenta un diagrama de bloque de los procesos que se realizan para determinar el valor correspondiente del pico de la señal electrocardiográfica.

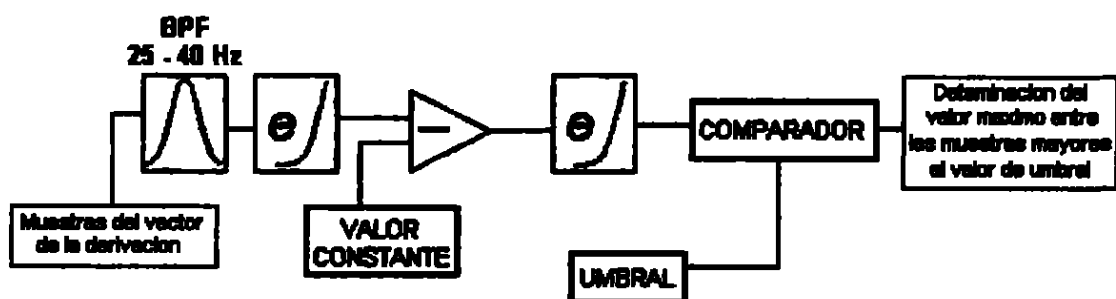


Figura A3.3. Diagrama de bloques de los procesos para determinar el valor máximo entre las muestras que cumplen con los requisitos del nivel de umbral

Al resultado de la primera exponencial se resta un valor constante (equivalente a 2 V) para luego pasar nuevamente la señal por otra función exponencial, de esta manera se distancian mucho más los picos R de los valores indeseados y así se consigue una señal muy sencilla de analizar. A continuación es fácil decidir un valor de comparación (umbral) que permita considerar únicamente la parte alta de los complejos QRS para hallar los picos R.

Luego de haber determinado el valor máximo (pico R), se determina la posición del punto dentro del vector entrante, para finalmente calcular el tiempo que ha transcurrido entre el valor actual y el último valor que se halló. Este cálculo se hace a través del contador de tramas entre picos y la frecuencia de muestreo que relaciona el tiempo con el número de muestras. Por medio de esta diferencia temporal se determina el valor de frecuencia cardíaca instantánea.

En la *Figura A3.4* se ilustra el diagrama de flujo del algoritmo básico del programa de medición de la frecuencia cardíaca.

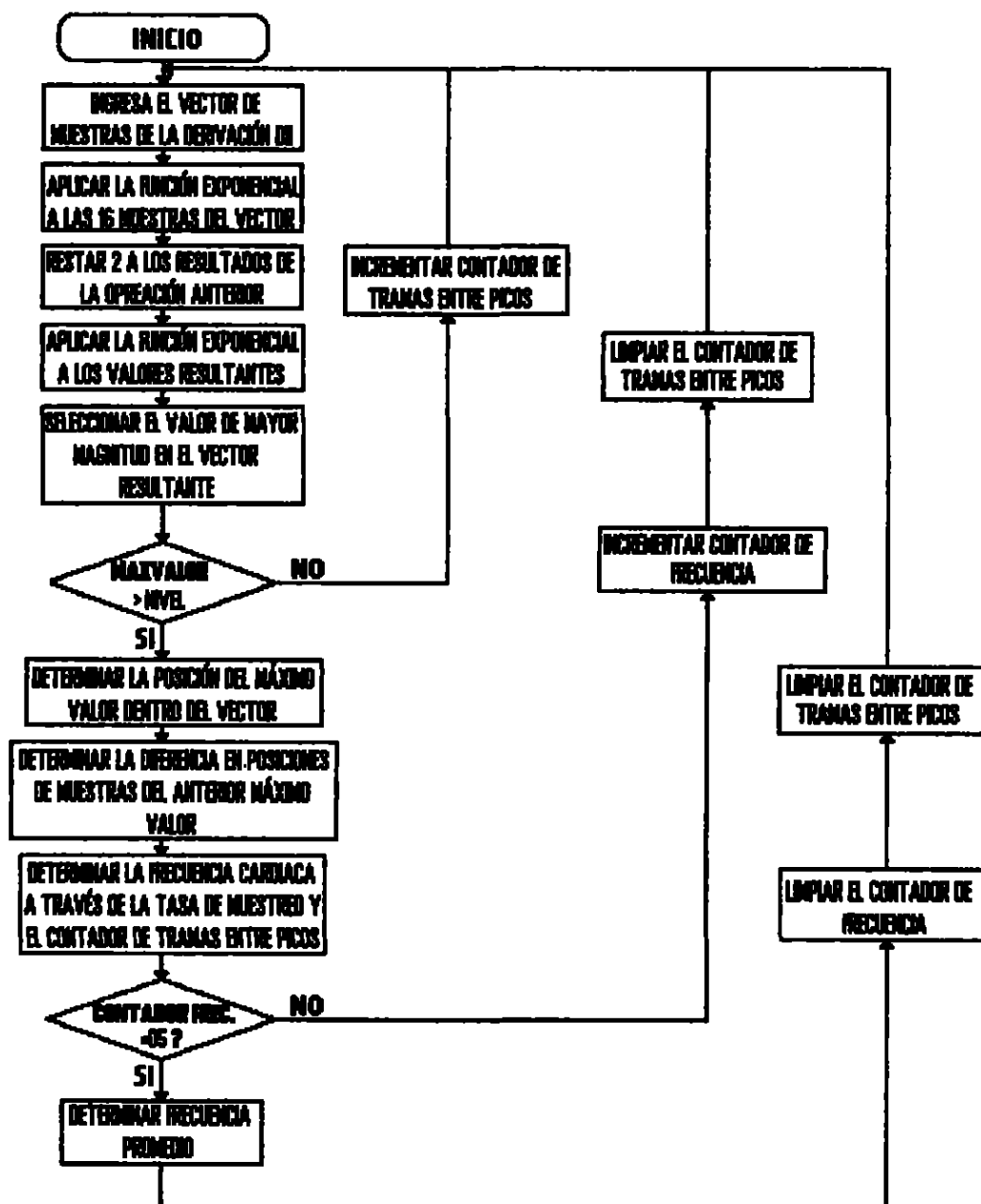


Figura A3.4. Diagrama de flujo del algoritmo básico del programa de lectura de frecuencia cardíaca

A3.2. MEDIDA DE LA FRECUENCIA CARDIACA A TRAVÉS DE LA DERIVACIÓN V6

El algoritmo de medición de frecuencia para V8 está basado en el procedimiento expuesto anteriormente. En este programa se incorporó un umbral dinámico que depende de la amplitud de los picos más altos de la señal que está ingresando al sistema. Por ejemplo si un paciente, en su trazado de señal, posee un pico de amplitud de 25mm y por motivos de salud disminuye vertiginosamente a 8mm, entonces el umbral se reubica y discrimina las ondas de menor amplitud. En la *Figura A3.5* se observan los pasos que realiza el algoritmo de frecuencia para la derivación precordial V8 cuando ocurre un cambio repentino de la señal.

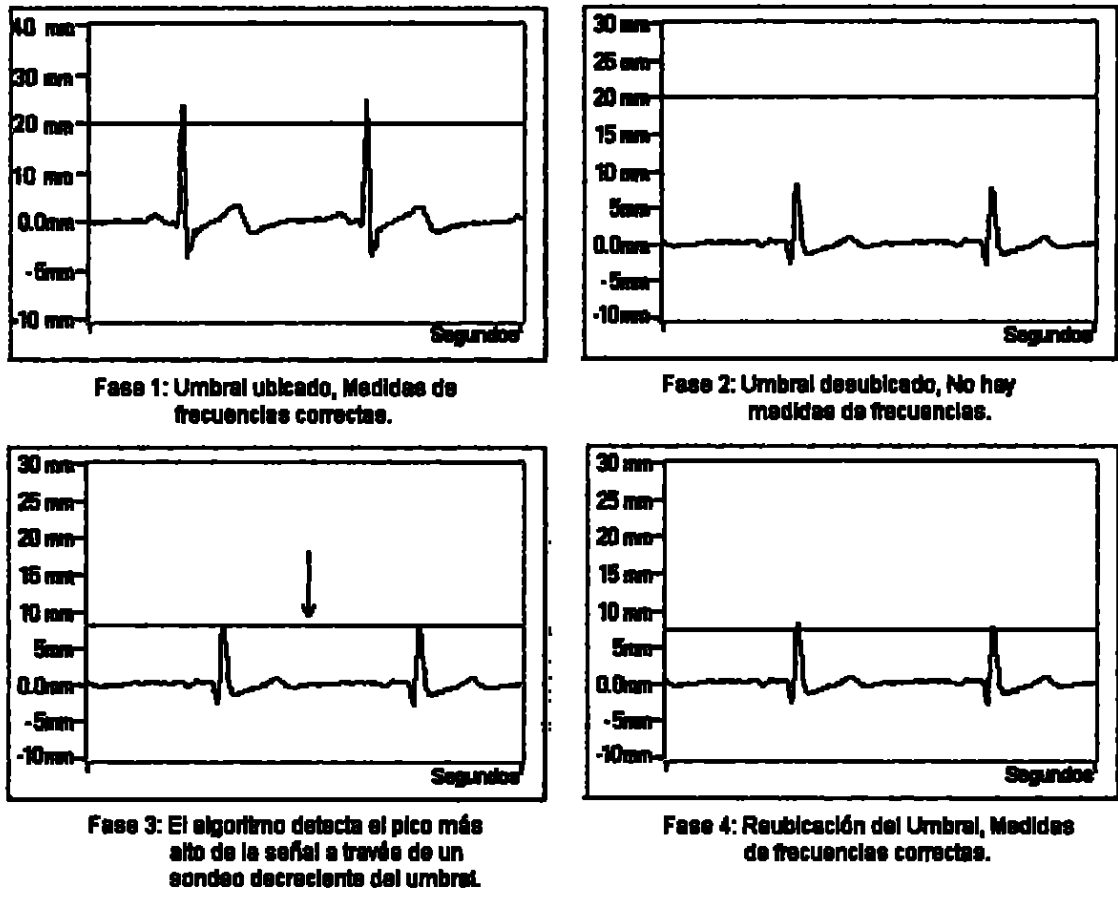


Figura A3.5. Fases que ejecuta el programa para determinar la frecuencia cardiaca cuando hay un cambio abrupto de magnitud de la onda

Otro caso típico sucede cuando la derivación electrocardiográfica en su estructura tiene ondas de gran amplitud, muy cercanas entre sí. En este caso, el algoritmo detecta continuas frecuencias cardiacas erróneas (superiores a 250 latidos por minutos) porque se encuentra muy bajo el umbral, entonces el programa hace un análisis de forma ascendente hasta encontrar el punto más alto; solamente hasta que llegue al valor de mayor magnitud, el umbral disminuye 3mm por efectos de tolerancia entre los picos mas altos de la señal electrocardiográfica. En la *Figura A3.6* se ilustran las fases que realiza el programa para determinar la frecuencias en la anterior condición.

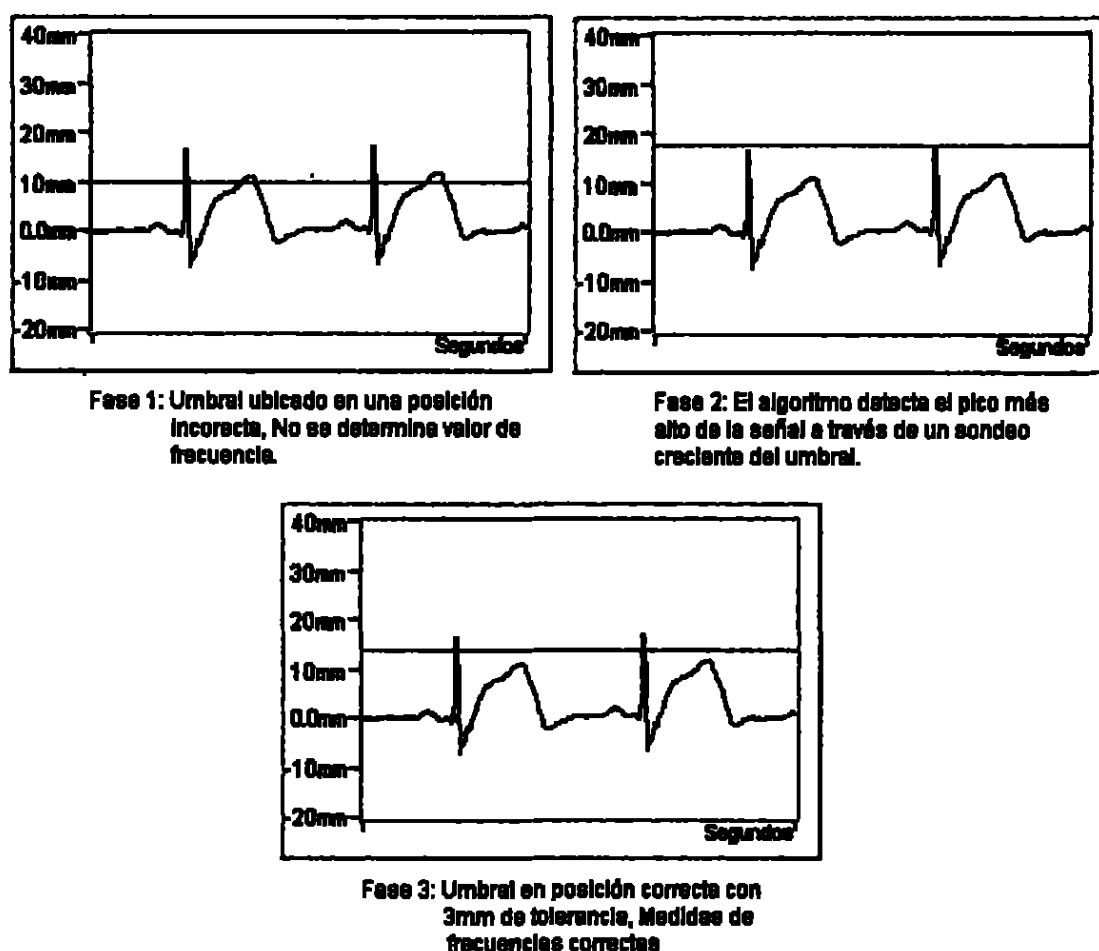


Figura A3.6. Fases que ejecuta el programa para determinar la frecuencia cardíaca cuando hay picos de ondas muy cercanos entre sí

Para evitar inestabilidad en la medición de la frecuencia a través de este método, los valores del umbral están limitados entre 40mm y 4,5mm. Cuando en valor del umbral alcance alguno de estos valores, inicializa su sondeo desde el extremo opuesto del intervalo. En otras palabras, cuando el umbral alcanza 4,5mm, inmediatamente inicializa su búsqueda en 40mm. Se diseñó de esta forma para evitar retardos en el procesamiento.

A3.3. MEDIDA DE LA FRECUENCIA CARDIACA A TRAVÉS DE LA DERIVACIÓN V1

La estructura de la señal de la derivación precordial V1 es muy distinta a la señal generada por V6. La principal característica de la señal en estudio es que su onda de mayor magnitud tiene polaridad negativa. En otras palabras, el *complejo QRS* tienen todas sus componentes en el eje vertical negativo del plano cartesiano. Sin embargo, en ciertos casos las señales electrocardiográficas de V1 tienen su *complejo QRS* en el lado opuesto al que habitualmente se encuentran. Estos resultados se dan más que todo en situaciones anormales del pacientes.

El algoritmo para determinar la frecuencia cardíaca a partir de la derivación V1 es muy similar al expuesto anteriormente para V6. Las diferencias radican en los límites de trabajo del umbral y en una conmutación del umbral cuando el *complejo QRS* se encuentra en el eje positivo vertical del plano bidimensional.

En la **Figura A3.7** se observan los pasos básicos para determinar el máximo valor de las muestras del vector **V1** que cumple con los requisitos de umbral definidos.

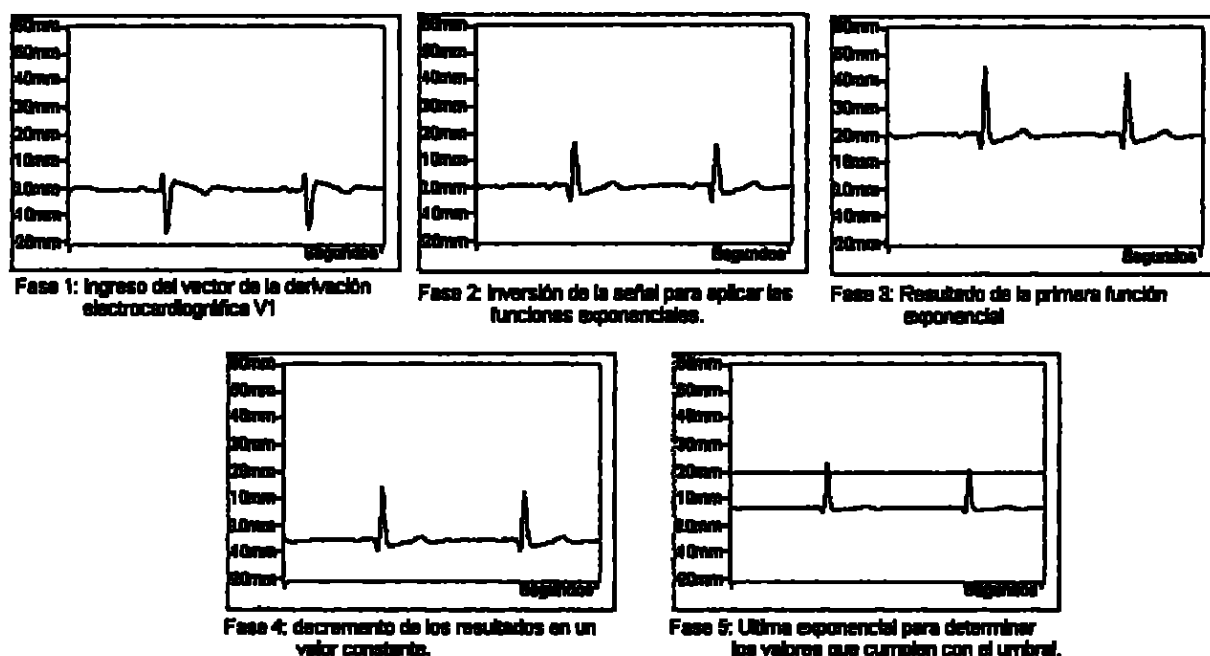


Figura A3.7. Fases que ejecuta el programa para determinar los picos de la derivación **V1**

Cuando hay un cambio abrupto de nivel en la derivación electrocardiográfica, el umbral hace un sondeo ascendente para determinar el máximo valor, en este caso el más negativo, que posee la onda precordial. Cuando llega a su mínimo nivel, o menos negativo, el umbral "salta" hacia el eje positivo vertical para determinar si ocurre un caso particular de derivación **V1** con componentes de gran magnitud positivas. El rango de trabajo donde se puede mover el umbral está limitado entre -35mm y -5mm . en el caso particular del umbral positivo, es un único valor de 55mm .

A3.4. FRECUENCIA TOTAL (PROGRAMA COMPARADOR DE FRECUENCIA)

La falencia principal de los sistemas de medición de frecuencia es la poca robustez que presentan debido a que toda la medición depende de una única derivación electrocardiográfica. Si la medición de frecuencia en esta señal falla, el sistema no reconoce un valor de este parámetro errado. La gran ventaja, en materia de robustez, de este nuevo diseño es la alternativa de comparar dos valores de frecuencia arrojados por dos distintas derivaciones **V1** y **V6**. Este programa consiste en comparar los valores determinados por cada una de las derivaciones, y el valor que más se aproxime al anterior valor de frecuencia es el que arroja el sistema. Por ejemplo, si la frecuencia determinada por **V1** es 80 ppm , la frecuencia determinada por **V6** es 90 ppm y la anterior medida de frecuencia es 100 ppm , se selecciona el valor correspondiente a **V6** (90 ppm).

Puede ocurrir el caso donde una derivación no determine oportunamente el valor de la frecuencia. La consecuencia más significativa de esta situación es un retardo de procesamiento y entrega del parámetro; para eliminar esta condición, el programa de cálculo de frecuencia asigna un número límite de valores y si alguna de las dos derivaciones lo supera sin que la otra arroje un resultado, por defecto el valor de frecuencia será asignado a la derivación más oportuna.

Finalmente el programa toma los valores seleccionados de frecuencia cardíaca instantánea en bloques de seis y los promedia. Esto debido a que el usuario final requiere cierto nivel de estabilidad en los parámetros de diagnóstico para el desarrollo de sus análisis. Este valor de frecuencia es asignado a una variable de salida para su monitorización en el panel transmisor (receptor y reproductor). Con estos procesos y análisis se garantiza un valor promedio de frecuencia correcto, con gran robustez, acorde a las condiciones del ambiente.

Expediente No		02049655	No de Follo
Item		No de unidades	
1	CD		
2	DVD		
3	REVISTA		
4	LIBRO		
5	PERIODICO		
6	DISQUETES	1	✓
7	SOBRE DE MANILA		
8	SOBRE BLANCO TAMAÑO CARTA		
9	SOBRE BLANCO TAMAÑO OFICIO		
10	OTROS:		

Observaciones:

sobre 9' contiene un disquete

Anexo 4

A4. COMPRESIÓN Y DESCOMPRESIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

En cada trama de información se transmiten cuatro derivaciones electrocardiográficas además de información sobre presión sanguínea, temperatura y frecuencia cardíaca. Esto representa un gran volumen de información neta teniendo en cuenta el limitado ancho de banda de los canales celulares. Por esta razón se decidió implementar un algoritmo de compresión que reduzca el número de bits efectivos que fluyen por el canal a un nivel cercano a los 3000bps alcanzados típicamente en redes diseñadas para transmisión de voz y datos. Para ilustrar un poco más esto se presentan los siguientes resultados.

Se puede demostrar que la capacidad mínima del canal de transmisión para esta aplicación está dada por la siguiente ecuación:

$$C_{\min} = f \times B \times N$$

Ecuación A4.1. Ecuación para calcular la capacidad mínima del canal requerida por la aplicación

donde f es la frecuencia de muestreo, B el número de bits utilizados en la codificación de cada muestra y N el número de señales transmitidas simultáneamente. Reemplazando en la ecuación A4.1 las variables por los valores correspondientes tenemos que la capacidad mínima del canal debe ser:

$$C_{\min} = 180 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}} \times 8 \frac{\text{bits}}{\text{muestra}} \times 4 \text{ derivaciones}$$

$$C_{\min} = 5760 \text{bps}$$

Cabe anotar que en estos cálculos no se tuvo en cuenta la transmisión de información adicional en la trama como el valor de la frecuencia, los caracteres de control, los encabezados de los protocolos de transmisión como TCP e IP, etc.

Por todo esto se desarrolló un algoritmo de compresión basado en cambios de pendiente.

El algoritmo base para los desarrollos que aquí se presentan se conoce como punto de quiebra o "Turnig Point" y con él se pueden alcanzar razones de compresión de aproximadamente 2:1. La regla para saber qué muestras serán salvadas y cuales no es la siguiente: "Sea X_0 la última muestra guardada, X_1 la muestra tomada inmediatamente después a ésta y X_2 la siguiente a X_1 . Si al calcular la pendiente de la recta L_1 que une los puntos X_0 y X_1 se detecta un cambio

de signo con respecto a la pendiente calculada de la recta L_2 que une a X_1 y X_2 entonces se guarda el punto X_1 . Si no se detecta cambio de signo o alguna de las pendientes es 0 se guarda el punto X_2 . La muestra almacenada, sea X_1 o X_2 , será X_0 para la próxima iteración.

Como ejemplo observe la señal de la *Figura A4.1*. En ésta X_0 ya fue guardada anteriormente. Se trazan las líneas L_1 y L_2 y se observa si sus pendientes tienen igual o diferente signo. Si tienen diferente se salva X_1 y si tienen igual o alguna de las dos pendientes es igual a 0 se salva X_2 . En el caso de la *Figura A4.1* se salvaría X_1 y ésta se volvería X_0 para procesar las dos muestras siguientes a ella.

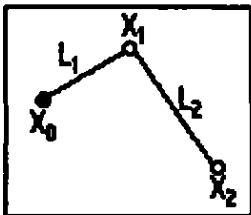


Figura A4.1. Asignación de las variables en la ejecución del algoritmo

Es claro que se deben ir tomando segmentos de la señal compuestos por tres muestras. Esto no es grave en una aplicación en tiempo real puesto que, dependiendo de la frecuencia de muestreo, el retardo será significativamente menor al introducido por otros algoritmos. En la *Figura A4.2* se muestra una señal compuesta por 16 muestras (igual a las que maneja el sistema) y en la *Figura A4.3* se muestra la misma señal comprimida.

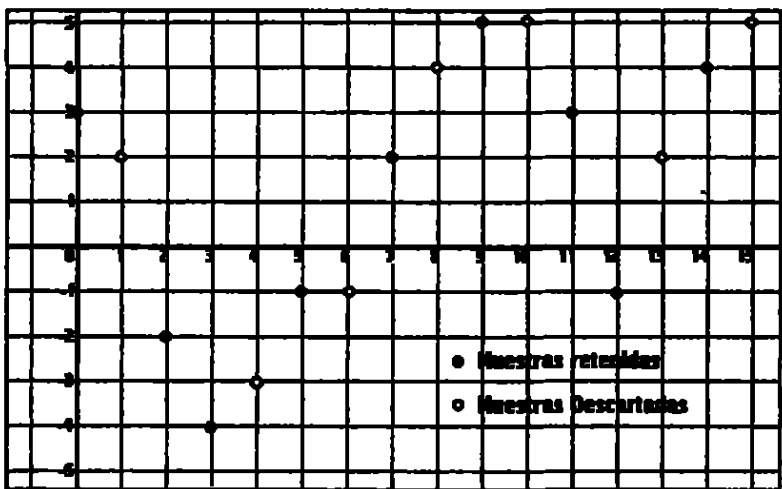


Figura A4.2. Señal para ilustrar la lógica del algoritmo implementado

En la primera iteración se toma la muestra 0 para a partir de ella empezar a ejecutar el algoritmo para las muestras 1 y 2. Como no hay cambio de signo en las pendientes se toma la muestra 2. Luego la muestra 2 se convierte en X_0 para el siguiente paso, la muestra 3 en X_1 y la muestra 4 en X_2 . Como hay un cambio en el signo de las pendientes se guarda la muestra 3, es decir X_1 . La muestra 3 se convierte en X_0 para la siguiente iteración, la muestra 4 en X_1 y la muestra 5 en X_2 . Esta vez no hay cambio en el signo de las pendientes, por lo cual se toma X_2 o la muestra 5, la cual se convierte en X_0 para la siguiente iteración y así sucesivamente.

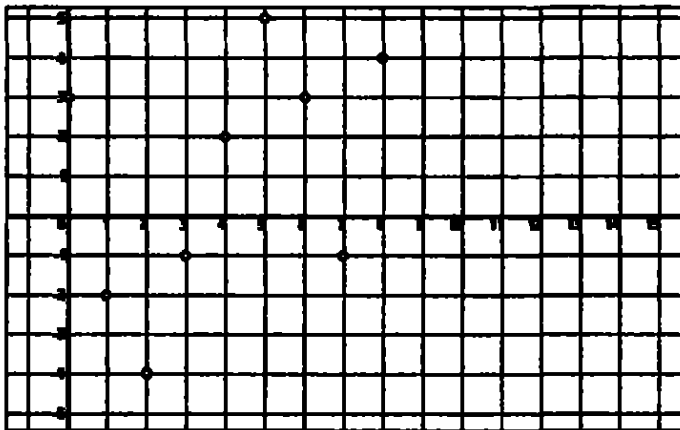


Figura A4.3. Aspecto de la señal de la Figura A4.2 una vez se ha comprimido

En la Figura A4.3 se puede apreciar que la señal comprimida consta sólo de 9 muestras, alcanzando una razón de compresión de aproximadamente 1,8:1. Con respecto a este algoritmo cabe destacar que aunque sólo requiere para ejecutarse de 3 muestras consecutivas, está pensado para comprimir grandes cadenas de datos con pequeña razón de cambio. Es en este tipo de cadenas que la razón de compresión se hace más próxima a 2. Otra cosa que debe aclararse es que con señales con altas tasas de cambio la razón de compresión se aproxima a 1.

Con base en lo anterior se diseñó el algoritmo de compresión implementado en el presente sistema. Para lo cual se utilizaron las siguientes reglas:

- a. El algoritmo se aplica a segmentos de señal iguales a 16 muestras. El resultado de la compresión de 16 muestras será completamente independiente de la compresión de las 16 muestras anteriores y no influirá en la compresión de las 16 muestras posteriores.
- b. Siempre se retendrá la muestra 0 de cada grupo de 16 muestras.
- c. La razón de compresión debe ser fija para manejar tamaños de trama fijos en la transmisión. Por ser la señal electrocardiográfica lenta por naturaleza, se observó que nunca presenta más de 4 cambios de signo en las pendientes de 3 muestras consecutivas en un tiempo tan corto como 89ms (la equivalencia en tiempo de 16 muestras tomadas a razón de 180Hz) Se puede demostrar que una señal con cuatro cambios de signo en las pendientes se comprime con una razón 16:10, por lo cual se puede colocar como máximo tamaño de trama 10. Todas las señales que se compriman a menos de 10 muestras serán rellenas con caracteres especiales hasta alcanzar longitud 10.
- d. Al observar el ejemplo de la Figura A4.2 se observa que la muestra 15 no fue considerada en la ejecución del algoritmo y que esta se perdió. A la muestra 15 se le conocerá entonces como "Residuo de compresión" cuando no sea tenida en cuenta porque no se puede completar la última trama. Es obvio que al no tener en cuenta esta muestra, se introducirá distorsión al descomprimir la señal puesto que se tendrá que interpolar la muestra 15 a partir de las anteriores. Por lo anterior se implementa una función llamada "Reemplazo de Basura" con la cual los vectores de longitud inferior a 10 no se rellenan

con basura sino que se les anexará el residuo de compresión para disminuir la distorsión de la señal.

- e. Al mirar la *Figura A4.3* es claro que la posición temporal real de cada muestra se pierde, y es imposible saber después de comprimir que lugar en el tiempo ocupaba cada muestra. Por esto el resultado de la compresión de cada segmento de señal estará acompañado de un carácter que permita descomprimir la señal. A este carácter se le llamará Guía de Descompresión.

Para explicar la construcción del carácter Guía de Descompresión se realiza el siguiente ejemplo. En la señal comprimida de la *Figura A4.4* se observa la creación de una palabra binaria: se inserta un 1 cuando se almacena X_2 y un 0 cuando se almacena X_1 . En este caso no existe residuo de compresión.

Al terminar la compresión se tiene un conjunto de 9 valores booleanos donde el bit más significativo es el bit resultado de comprimir la última tema y el menos significativo es el resultado de comprimir la tema 0-1-2.

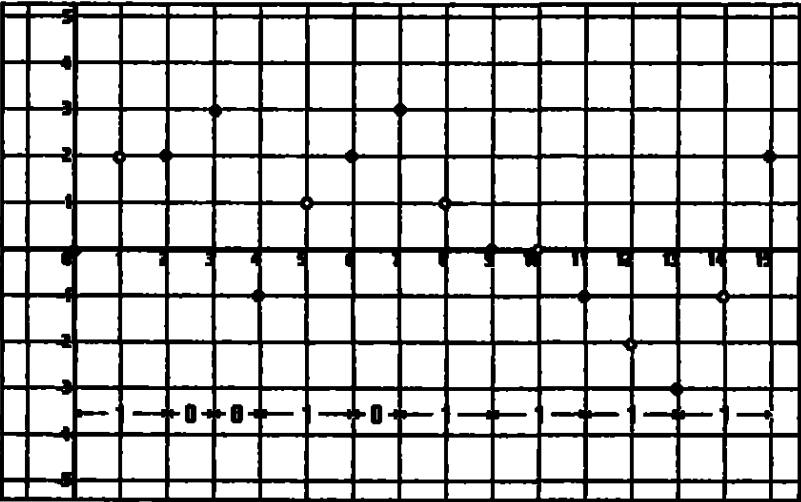


Figura A4.4. Conformación del carácter Guía de Descompresión

Con esto se tiene por resultado que todos los vectores de señal con 16 muestras se comprimen con una razón 16:11, 10 caracteres de datos más un carácter que ayudará en la descompresión (se utilizará un carácter ASCII aunque la guía de descompresión se componga de 9 bits y los caracteres ASCII de ocho. Esto se explica en líneas posteriores). El algoritmo de descompresión sólo revisa el carácter Guía de descompresión y actúa según las siguientes dos reglas:

- a. En las posiciones donde encuentre un 1, el algoritmo insertará entre las dos muestras una que sea el promedio aritmético de las dos.
- b. En las posiciones donde encuentre un 0 no realizará ninguna operación.

Para ilustrar el funcionamiento del algoritmo de descompresión observe el ejemplo mostrado en la *Figura A4.5*.

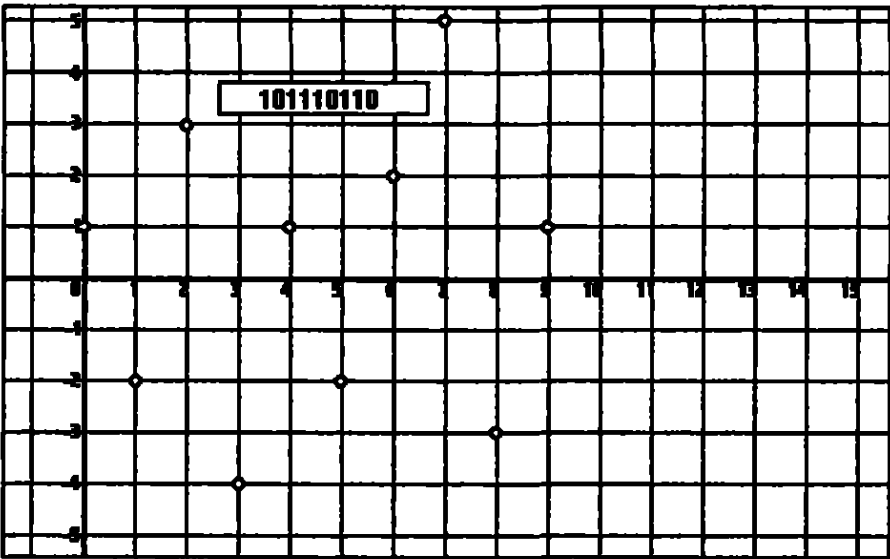


Figura A4.5. Señal comprimida con el algoritmo explicado anteriormente

Como se ve en la figura la palabra que ayuda en la descompresión es 101110110. Empezando con el bit menos significativo: como es 0 entonces la muestra 0 y la 1 estaban juntas en el vector original. Probamos el segundo bit, como este es 1 entre las muestras 1 y 2 había una que se perdió. Para disminuir la distorsión la muestra será interpolada a partir de sus adyacentes (1 y 2) tomando el promedio aritmético de éstas. Luego se prueba el tercer bit, como éste es igual a 1 entre las muestras 2 y 3 se interpola una. El bit 4 es 0 por lo cual entre las muestras 3 y 4 no se inserta nada. Así hasta lograr descomprimir el vector totalmente. El resultado puede verse en la Figura A4.6.

Durante pruebas realizadas el algoritmo prácticamente no introduce distorsión para una señal electrocardiográfica muestreada a 180Hz.

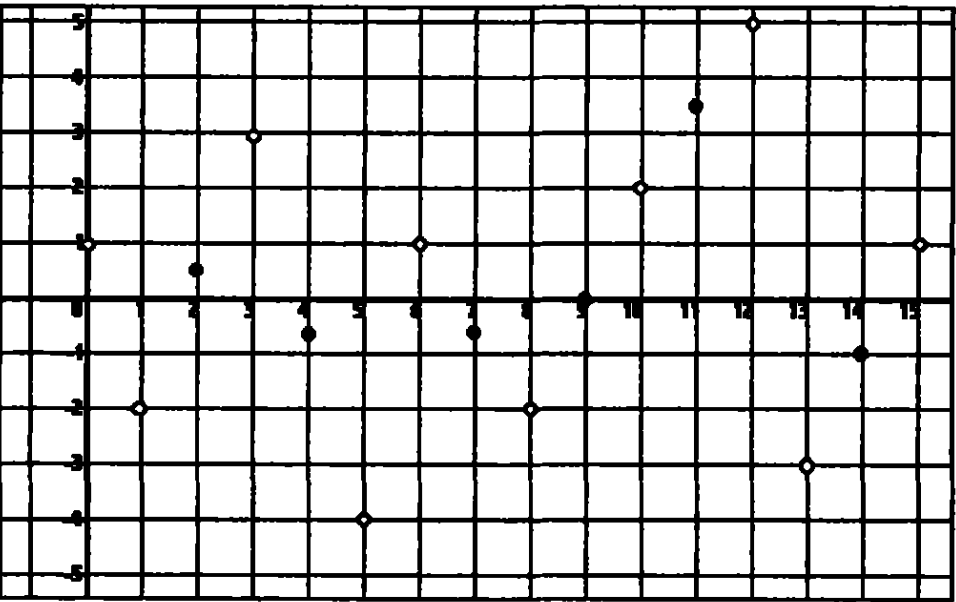


Figura A4.6. Resultado de descomprimir la señal de la Figura A4.5

Ahora se explica cómo codificar los nueve bits de la guía de descompresión con un carácter ASCII para su transmisión.

La cadena de 9 bits debe convertirse de alguna forma a un caracter para transmitirlo junto con los datos. Como el código ASCII es sólo para convertir cadenas de 8 bits a caracteres podría parecer que es imposible la conversión de la cadena obtenida de 9 bits a un caracter para la transmisión, sólo que como se mencionó anteriormente hay casos poco probables o imposibles de presentarse dada la naturaleza de la señal electrocardiográfica y casos matemáticamente imposibles dada la lógica del algoritmo:

- a. Como ya se mencionó nunca se presentan palabras con 5 o más ceros en su estructura. Esto porque tampoco nunca se presentan 5 o más cambios de signos de pendientes en un conjunto de 16 muestras.
- b. Palabras con nueve 1's en su estructura no existen porque implicarían que se comprimió una señal de 16 muestras.
- c. Palabras con un 0 en su estructura no existen porque se descomprimirían en vectores de más de 16 muestras, lo cual es imposible porque todos los vectores comprimidos son de 16 muestras.
- d. Palabras con siete 1's en su estructura no terminan en 1 porque se implementó la función de reemplazo de basura.
- e. Palabras con dos ceros en su estructura se comprimen con una razón 16:9 y con residuo por lo cual no pueden terminar en 1.

Secando todos los casos anteriores, tenemos que en realidad sólo hay alrededor de 237 casos válidos. Como existen 255 caracteres ASCII si es posible codificar el caracter Guía de Descompresión con caracteres ASCII a pesar de que este se componga de 9 bits.

Una vez se tiene el carácter Guía de Descompresión codificado a 8 bits se anexa con el resultado de la compresión y se transmite, formando palabras con una longitud constante de 11 caracteres por derivación. Las muestras comprimidas son almacenadas y de ser necesario transmitidas. Los algoritmos de compresión y descompresión implementados en la aplicación se encuentran almacenados en los archivos XCompresor_.vi y XDescompresor_.vi respectivamente, donde X es el nombre de la derivación. Existe un archivo de estos por cada derivación para agilizar la ejecución del programa de usuario.

A5. CUANTIZACIÓN Y CODIFICACIÓN DE MUESTRAS

En el presente anexo se describen detalladamente los procesos de cuantización y codificación de las muestras tomadas, tanto de las derivaciones electrocardiográficas como de la frecuencia y presión arterial. Estos dos procesos ayudan a disminuir la cantidad de recursos necesarios para el correcto funcionamiento de la aplicación. Entre estos recursos tenemos el ancho de banda del canal celular y el espacio del disco donde se almacenan los archivos con los datos de las derivaciones.

A5.1. CUANTIZACIÓN Y CODIFICACIÓN DE LAS DERIVACIONES

Cada vez que se solicitan datos a la tarjeta de adquisición, ésta entrega un vector de 16 muestras por cada derivación. Estas muestras son comprimidas y luego codificadas con caracteres de 8 bits para ser almacenadas y transmitidas. A continuación se explican los criterios utilizados para establecer los estados de cuantización.

A5.1.1. CUANTIZACIÓN

Las señales análogas son leídas por la tarjeta de adquisición de datos y convertidas a señales digitales por un conversor análogo digital con una resolución de 12 bits. Ya que para esta aplicación la tarjeta de adquisición ha sido configurada para operar en el rango de $\pm 5V$, ella realiza automáticamente un proceso de cuantización uniforme con alturas de escalón dadas por:

$$\Delta = \frac{\Delta V}{2^n}$$

Ecuación A5.1. Relación para calcular el escalón de cuantización.

donde Δ es el alto del escalón de cuantización, ΔV el rango de conversión y n el número de bits utilizados para la conversión. Reemplazando tenemos que el alto del escalón de cuantización para esta aplicación es igual a 2.44mV. Es decir, una vez los datos son leídos por *LabVIEW*, ya estos están cuantizados.

Sin embargo, *LabVIEW* no entiende datos de 12 bits, por lo cual convierte los datos leídos al formato *SGL (Single Precision Format)*, que se compone de cadenas de 32 bits. Para esto toma los 12 bits leídos de la tarjeta y los rellena con 20 ceros adelante. Es inaceptable ocupar más de la mitad de los recursos en almacenar o transmitir bits que no llevan ningún tipo de información, por lo cual se debió implementar un método para reducir el número de bits desperdiciados.

El método consistió en volver a cuantizar la señal leída de la tarjeta. Con esta cuantización se busca disminuir el número de bits utilizados para codificar sin perder exactitud en la visualización de las señales. Se notó, asimismo, que las señales electrocardiográficas oscilan en un rango menor a $\pm 5V$ y que guardan la mayor información en un rango muy pequeño. Esto sugirió la posibilidad de intentar cuantización no uniforme: asignar más estados al rango de la señal que almacena más información y el resto de estados dividirlos entre las regiones de la señal que menos información aportan.

En las *tablas A5.1* se presenta la dinámica del estudio realizado para priorizar los rangos de cuantización de las derivaciones. Para ilustrar el proceso se muestran las tablas correspondientes a las derivaciones D1, D2, V1 y V6.

DERIVACIÓN D1		
VOLTAJE	MÁXIMO POSITIVO	MÁXIMO NEGATIVO
[0-0.5)	38	108
[0.5-1.0)	83	22
[1.0-1.5)	24	5
[1.5-2.0)	10	3
[2.0-2.5)	1	
[2.5-3.0)	2	

Tabla A5.1a. Distribución de la información en la derivación D1.

DERIVACIÓN D2		
Máximo Voltaje (mV)	POSITIVO	NEGATIVO
[0-0.5)	37	102
[0.5-1.0)	59	25
[1.0-1.5)	21	7
[1.5-2.0)	14	1
[2.0-2.5)	4	1
[2.5-3.0)	1	

Tabla A5.1b. Distribución de la información en la derivación D2.

DERIVACIÓN V1		
Máximo Voltaje (mV)	POSITIVO	NEGATIVO
[0-0.5)	80	24

[0.5-1.0)	43	38
[1.0-1.5)	11	35
[1.5-2.0)	1	19
[2.0-2.5)		13
[2.5-3.0)		5
[3.0-3.5)		1

Tabla A5.1c. Distribución de la información en la derivación V1.

DERIVACIÓN V6		
Máximo Voltaje (mV)	POSITIVO	NEGATIVO
[0-0.5)	14	100
[0.5-1.0)	48	30
[1.0-1.5)	37	3
[1.5-2.0)	22	1
[2.0-2.5)	7	
[2.5-3.0)	4	
[3.0-3.5)	2	
[3.5-4.0)	1	

Tabla A5.1d. Distribución de la información en la derivación V6.

En la *tabla A5.1a* se observa que 38 casos registraron su máximo valor positivo en el rango de 0 a 0.5mV y que 108 casos, de 138, registraron su mayor valor negativo en el rango de -0.5 a 0mV. Esto da para pensar que el rango de -0.5 a 0mV debe ser codificado con un mayor número de estados que, por ejemplo, el intervalo -3.0 a -2.0 en donde no se registró ningún caso. El mismo análisis puede ser hecho para todas las derivaciones. Por ejemplo en el caso de V6, es un desperdicio asignar estados al rango de -3.0 a -2.5mV, sin embargo sí se deben asignar estados al rango de 2.5 a 3.0mV pues cuatro casos patológicos de 138 analizados registraron información en este rango.

Una vez se definió que se realizaría una cuantización no uniforme asignando más estados a los rangos con mayor información se procedió entonces a definir con cuantos estados de cuantización se contaba. A pesar de utilizar 8 bits (para realizar la correspondencia directamente entre cadenas de 8 bits y caracteres utilizando el código ASCII) se contaba con menos de 256 estados posibles. Esto porque se utilizaron algunos caracteres para regular el tráfico de las comunicaciones, otros como caracteres especiales para regular el almacenamiento de los datos en los archivos, etc. Así mismo se reservaron algunos caracteres para aplicaciones futuras. Todo esto dejó en total 237 estados válidos para ser repartidos entre los diferentes niveles en que se dividieron cada uno de los rangos en que oscilaban las derivaciones. Esta asignación se explica en la siguiente sección.

A5.1.2. CODIFICACIÓN

Para el proceso de codificación se repartieron los 237 caracteres asignados a cada derivación entre los rangos en donde oscila la señal electrocardiográfica. Esta división y la asignación de estados se hizo con base en priorización de rangos mencionada anteriormente. En las Tablas A5.2 se presentan las asignaciones correspondientes a D1, D2, V1 y V6.

DERIVACIÓN D1		
RANGO	NUMERO DE ESTADOS	ALTO DEL ESCALON
[3.5, ∞)	1	∞
[3.0, 3.5)	5	0.1000
[2.0, 3.0)	20	0.0500
[1.5, 2.0)	15	0.0330
[0.5, 1.5)	30	0.0170
[0.0, 0.5)	40	0.0125
(-0.5, 0.0]	45	0.0111
(-1.0, -0.5]	20	0.0250
(-1.5, -1.0]	15	0.0333
(-2.0, -1.5]	10	0.0500
(-2.5, -2.0]	5	0.1
(-∞, -2.5]	1	-∞

Tabla A5.2a. Distribución de los niveles para codificar la derivación D1.

DERIVACIÓN D2		
RANGO	NUMERO DE ESTADOS	ALTO DEL ESCALON
[3.5, ∞)	1	∞
[3.0, 3.5)	5	0.1000
[2.0, 3.0)	20	0.0500
[1.5, 2.0)	15	0.0330
[1.0, 1.5)	25	0.0200
[0.5, 1.0)	30	0.0166
[0.0, 0.5]	40	0.0125
(-0.5, 0.0]	40	0.0125
(-1.0, -0.5]	20	0.0250
(-1.5, -1.0]	15	0.0333
(-2.5, -1.5]	20	0.0500
(-3.0, -2.5]	5	0.1
(-∞, -3.0]	1	-∞

Tabla A5.2b. Distribución de los niveles para codificar la derivación D2.

DERIVACIÓN V1		
RANGO	NUMERO DE ESTADOS	ALTO DEL ESCALON
[2.5, ∞)	1	∞
[2.0, 2.5)	5	0.1000
[1.5, 2.0)	10	0.0500
[1.0, 1.5)	15	0.0330
[0.0, 1.0)	30	0.0166
[-0.5, 0.0)	30	0.0166
[-1.5, -0.5]	50	0.0200
[-2.0, -1.5]	20	0.0250
[-3.0, -2.0]	30	0.0333
[-3.5, -3.0]	10	0.0500
[-4.0, -3.5]	5	0.0100
(- ∞, -4.0]	1	- ∞

Tabla A5.2c. Distribución de los niveles para codificar la derivación V1.

DERIVACIÓN V6		
RANGO	NUMERO DE ESTADOS	ALTO DEL ESCALON
[4.5, ∞)	1	∞
[4.0, 4.5)	5	0.1000
[3.0, 4.0)	20	0.0500
[2.0, 3.0)	30	0.0330
[1.5, 2.0)	20	0.0250
[0.5, 1.5)	50	0.0200
[0.0, 0.5)	30	0.0166
[-0.5, -0.0)	30	0.0166
[-1.0, -0.5)	25	0.0250
[-2.0, -1.0)	20	0.0500
[-2.5, -2.0)	5	0.0100
(- ∞, -2.5)	1	- ∞

Tabla A5.2d. Distribución de los niveles para codificar la derivación V6.

Como puede verse se realiza una cuantización no uniforme ya que se asignan diferente número de estados a cada rango. De los 237 caracteres utilizados se toman 235 para codificar el rango dinámico de la señal y se reservan 2 para atender casos extremos que no se hayan presentado en los 138 electrocardiogramas estudiados. Entre los caracteres no utilizados para la codificación se encuentran el marcador de inicio de trama (I), el marcador de fin de trama (alimentador de carro o

caracter ASCII 10), el indicador de parada (caracter de suma o +), el indicador de trama de inicio (©), el caracter de relleno de transmisión (B), el caracter indicador de error de compresión (E), entre otros. Los siguientes caracteres no se utilizaron por ser caracteres ASCII especiales: el caracter 255, el 12, el 0, el 127, etc.

A5.2. CUANTIZACIÓN Y CODIFICACIÓN DE LA FRECUENCIA

La frecuencia de los latidos del corazón humano puede tomar valores de 0 a 250 pulsaciones por minuto en casos extremadamente patológicos. El Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias tiene la capacidad de codificar hasta 475 pulsaciones por minuto, un valor que en la práctica nunca se presentará. Sin embargo ya que existen 237 caracteres disponibles para realizar la codificación se utilizan todos. Así se evita desperdicio de recursos y que el sistema no pueda responder ante un caso severo de taquicardia.

Para la cuantización se tiene en cuenta que para los médicos es indiferente el hecho de que una persona tenga una frecuencia x o $x + 1$. Es decir para ellos es igual de grave tener una frecuencia de 30ppm y una de 31ppm, o es igual de normal tener una frecuencia de 70ppm y una de 71ppm. Por esto el valor x de frecuencia se codifica con el mismo caracter que el valor $x + 1$. Al decodificar el caracter de frecuencia se pierde obviamente la diferenciación entre un valor par y su número entero consecutivo. Con esto, aunque se pierde resolución, el efecto es nulo por la escasa diferencia que perciben los médicos. Además, debido al ahorro de estados, se pueden tener en cuentas casos tan extremos como 260ppm, llegando incluso al valor tan improbable de 474ppm.

A5.3. CUANTIZACIÓN Y CODIFICACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL

Para la cuantización y codificación de la presión sistólica y diastólica se tuvieron en cuenta los mismos criterios que para la codificación y cuantización de la frecuencia. Para cuantizar se tuvo en cuenta que para el diagnóstico médico es poco relevante si la presión tiene un valor de x o de $x + 1$. Por esto todos los valores impares de presión son redondeados al valor par inmediatamente mayor.

Dado que hay 237 caracteres disponibles para la codificación de la presión, el sistema puede manejar valores de presión hasta de 475mmHg. Este valor es extremadamente alto y podría considerarse imposible que un ser humano presente una presión sistólica de este valor. Sin embargo, dado que los recursos existentes permiten manejar valores tan altos y teniendo siempre presente que el sistema tratará con casos patológicos se puede entender por que se manejan valores tan altos de presión.

A6. ESTRUCTURA DE LAS TRAMAS DE TRANSMISIÓN

En el presente anexo se describe detalladamente la estructura de las tramas de transmisión del Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias. Cabe señalar el hecho de que las tramas a las que aquí se hace referencia son las de aplicación, es decir sólo se explica la estructura de la carga útil de datos transmitidos. Los encabezados de TCP, IP y el protocolo de acceso al medio no serán tenidos en cuenta en esta exposición.

El sistema posee dos estructuras de información: las unidades de datos y las unidades de transmisión.

A6.1. ESTRUCTURA DE LAS UNIDADES DE DATOS

Cada vez que el sistema toma datos de la tarjeta de adquisición lee cuatro vectores (uno por cada derivación) de 16 muestras cada uno. Estos vectores son tratados por separado según su contenido. Por ejemplo las muestras correspondientes a D1 son comprimidas y luego codificadas según la *Tabla A6.2a*, las correspondientes a D2 son comprimidas y luego codificadas según la *Tabla A6.2b* y así sucesivamente. El resultado de la compresión son siempre 11 muestras: 10 correspondientes a la compresión de la derivación y un carácter más llamado Guía de Descompresión que sirve para descomprimir el vector.

Como son cuatro derivaciones y 11 caracteres por cada una se tienen 44 caracteres para transmitir, además de la información referente a la frecuencia y los signos vitales: las presiones sistólica y diastólica, el pulso y la temperatura. Adicionalmente existe un último carácter que sirve para controlar errores en los caracteres Guía de Descompresión de cada derivación.

En total la unidad de datos se compone de 48 caracteres. En la *Figura A6.1* se muestra un esquema de la organización de la unidad. Primero se colocan los 10 caracteres correspondientes a la derivación $\square_1$, luego la Guía de Descompresión de $\square_1$. Luego se colocan los 10 caracteres correspondientes a $\square_2$ con su Guía de Descompresión. Seguidamente los 10 caracteres de $\square_3$ con su Guía de Descompresión y los 10 caracteres de $\square_4$ con su Guía de Descompresión. Al terminar las derivaciones vienen tres caracteres: uno correspondiente a la frecuencia, uno de identificación del signo vital y otro con el valor correspondiente al parámetro de signo vital. Al final de la unidad de datos se encuentra el carácter para control de errores en los caracteres Guía de Descompresión.

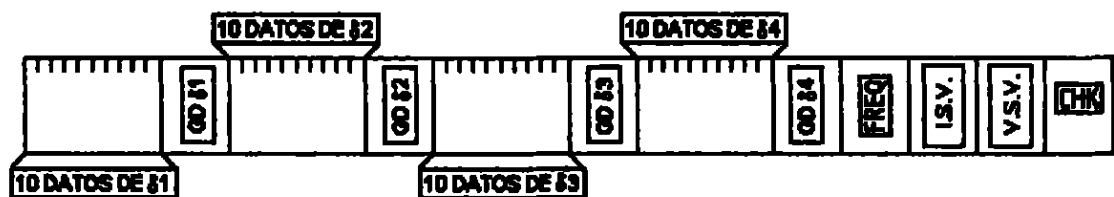


Figura A6.1. Estructura de una unidad de datos

A las unidades de datos se les anexa un caracter de inicio y otro de fin. El por qué de estos caracteres se explica a continuación.

A6.2. ESTRUCTURA DE LAS UNIDADES DE TRANSMISIÓN

Las unidades de datos, aunque tienen un significado propio no deben ser transmitidas así a través de una red que maneja protocolo IP en su capa de red. Esto porque la unidad de datos tiene una longitud de 50 bytes y el encabezado IP tiene una longitud de 32. Si sumamos a esto el encabezado de TCP y el de capa de enlace de datos tenemos que el ancho de banda se desperdicia en más del 50% por la transmisión de encabezados. Esto introduce también retardos en la transmisión.

Por lo tanto se diseñó una unidad de transmisión que pudiera ser transmitida a través de la red con la mayor eficiencia posible. Luego de varias pruebas se determinó que el tamaño de trama que permitía hacer esto es 550 caracteres de carga útil. Esto significa 11 unidades de datos. Como se van a transmitir varias unidades de datos se diseñó un mecanismo que permitiera reconocer entre unidades colocando un caracter de inicio { y otro de fin (10 en ASCII) o alimentador de carro.

En la *Figura A6.2* se muestra la estructura de una unidad de transmisión. En esta se ve como a cada una de las 11 unidades de datos que conforman la trama de transmisión, se le anexan un caracter de inicio y otro de fin. El receptor al recibir toda la trama completa empieza a buscar los inicios de unidad de datos y a procesar cada una de las unidades en orden.

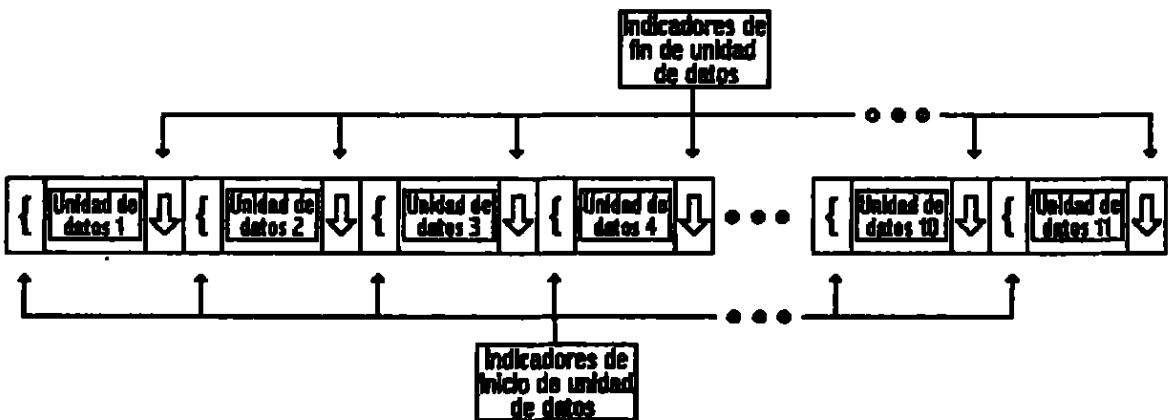


Figura A6.2. Estructura de una unidad de transmisión

A continuación se explora la trama de inicio, la cual contiene los datos del paciente.

A6.3. ESTRUCTURA DE LA TRAMA DE INICIO

Al momento de establecerse una conexión entre el transmisor y el receptor, este último inicia la espera de la trama de inicio en la cual se enterará del nombre del paciente, su contextura, edad y sexo. Estos datos no vuelven a ser transmitidos durante la conexión. El receptor reconoce la trama de inicio porque ésta tiene una estructura especial, la cual se muestra en la *Figura A6.3*.



Figura A6.3. Estructura de la trama de inicio

La trama de inicio tiene dos caracteres especiales como encabezado (caracter ASCII 184). Cuando el receptor reconoce que llegó una trama y está esperando la trama de inicio, mira si los dos primeros caracteres corresponden al caracter ASCII 184. En caso afirmativo toma los siguientes 44 caracteres y los trata como si fueran el nombre del paciente. Luego toma el siguiente caracter, lo decodifica y lo muestra como la contextura, igual hace con la edad y el sexo.

Ahora bien, la contextura se codifica con un carácter así: delgado *d*, normal *n*, grueso *g*, obeso *o*. La edad se codifica también con un caracter. Ya que se dispone de 237 caracteres para codificar los datos se representan 60 edades en el formato *x* meses y 140 edades en el formato *x* años. Es decir, usted puede transmitir que el paciente tiene 3 meses, o 18 meses, o 60 meses. Así mismo puede decir que el paciente tiene 3 años, 18 años o 140 años. En cuanto al sexo, simplemente se transmite el caracter *M* en caso de que el paciente sea de sexo masculino o *F* si el paciente es de sexo femenino.

A7. DESARROLLOS DE DISEÑO INDUSTRIAL

En el presente anexo se exponen los desarrollos de diseño industrial necesarios para la implementación del *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias*.

A7.1. FACTORES DE RIESGO

El *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* debe cumplir con algunos requerimientos debidos al ambiente móvil, de alta vibración y alta humedad de las ambulancias.

A continuación se exponen los factores de riesgo que presencian los componentes del sistema.

A7.1.1. CPU

En cuanto a las tarjetas de conformación de las derivaciones electrocardiográficas, la de signos vitales y la de adquisición de datos (todas éstas incorporadas en la caja de la CPU), hay principalmente dos factores que deben ser tenidos en cuenta. El primero se refiere a la sujeción de los integrados, si se utilizan sockets la vibración puede llegar a desconectarlos. La segunda es que un soporte físico rígido para la sujeción de las tarjetas puede ocasionar la ruptura de éstas.

La MOTHER BOARD y demás tarjetas propias del computador presencian los mismos factores de riesgo mencionados anteriormente.

El disco duro resulta la pieza más susceptible a daños de todas las que conforman el sistema, esto debido a que su lector es una pieza muy sensible que se encuentra extremadamente cerca al disco magnético, la cual adicionalmente posee movimiento. La vibración puede ocasionar la ruptura del lector o de su soporte e inclusive puede rallar la superficie del disco. Cualquiera de estos factores dañaría definitivamente este componente.

Respecto a la fuente de alimentación, en cuanto a la tarjeta electrónica que maneja el suicheo se tienen los mismos agentes de riesgo mencionados al principio de este numeral. Adicionalmente la fuente posee un transformador y un ventilador, los cuales debido a su peso pueden afectar los soportes de la caja que los contiene.

Adicionalmente un factor de alto riesgo para los elementos en la CPU, todos ellos eléctricos, es la presencia de líquidos como agua oxigenada, antisépticos, alcohol, sangre, etc.

A7.1.2. MONITOR

El monitor basado en tubo de rayos catódicos por su tamaño y peso es altamente sensible a los movimientos y a la vibración.

Las nuevas pantallas planas de cristal líquido y plasma son livianas aunque también sensibles a la vibración. Cualquiera de estas opciones contiene tarjetas electrónicas las cuales deben protegerse contra los factores mencionados anteriormente.

A7.1.3. TECLADO

Este elemento por su ubicación debe protegerse principalmente contra la incidencia de líquidos.

Adicionalmente a los factores de riesgo deben tenerse en cuenta las necesidades de los usuarios y las características de las ambulancias en cuanto a ubicación y maniobrabilidad de los elementos que componen el sistema. Ahora se da paso a la exposición respecto a los desarrollos de diseño industrial realizados para el *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias*.

A7.2. DESARROLLOS DE DISEÑO INDUSTRIAL

En este capítulo se presentan los elementos que conforman el Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias desde el punto de vista de su producción a nivel industrial, con las consideraciones necesarias debido al ambiente y espacios donde han de funcionar.

A7.2.1. SISTEMAS EN LA AMBULANCIA

La implementación del sistema transmisor en la ambulancia se desarrolla teniendo en cuenta todos los factores de riesgo mencionados anteriormente.

A7.2.1.1. CPU

Para la implementación del sistema transmisor en la ambulancia se utiliza un computador (PC) basado en el procesador *Pentium 4* de 1,8GHz de *Intel*, memoria RAM de 256 MB, disco duro de 40GB *Quantum Fireball EX* con SPS (Shock Protection System). Dentro de caja de la CPU, la cual es horizontal y de lámina robusta se encuentran la *tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas*, la *tarjeta de adquisición de datos* y la *tarjeta de signos vitales*. Todos los componentes en ellas son soldados, es decir, no se utilizan sockets para los integrados (esto debido a que la vibración en la ambulancia los puede sacar de los sockets).

Para proteger todas las tarjetas de la CPU contra movimientos bruscos y vibración, se implementaron sujeciones amortiguadas. Cada tarjeta se encuentra soportada por cuatro ejes en

106
107

sus esquinas que en vez de sujetarla rígidamente lo hacen por medio de cauchos amortiguadores bien balanceados en cuanto a tamaño y coeficiente de amortiguamiento. Este último parámetro determinado según el peso de la tarjeta y el tipo de movimiento a absorber (dirección y magnitud). Estos suprimen los impactos sobre las tarjetas principalmente en sentido vertical. En sentido transversal y longitudinal la tarjeta soporta impactos muchísimo mayores debido a su geometría por lo que respecto a estos el amortiguamiento externo de la caja, explicado adelante, es suficiente.

El disco duro, que como se mencionó anteriormente, es la parte más sensible de las que conforman el sistema en la ambulancia, requiere de varias consideraciones. La principal es utilizar un disco diseñado especialmente para este tipo de aplicaciones de impactos y alta vibración. El disco QUANTUM FIREBALL EL y EX con el sistema SPS (Shock Protection System) comprende 14 protecciones mecánicas intrínsecas. Adicionalmente, es soportado entre dos "colchones" que proporcionan flotación y absorben impactos y vibración en todos los sentidos.

La CPU como conjunto se encuentra protegida contra líquidos, choques y vibración. Debido a que para la operación del sistema no se requiere interactuar directamente con ella, ya que su encendido y apagado se hace de forma remota, ésta no se encuentra instalada necesariamente a la vista de los usuarios del sistema. Para lograr ventajas principalmente en cuanto a estabilidad se escogió una caja horizontal y no vertical (minitorre). Se encuentra empotrada en un chasis metálico rígido recubierto en su interior de una espuma especial que proporciona amortiguamiento e impermeabilización, de tal manera que la CPU permanece en estado de flotación permanente en su interior. El coeficiente de amortiguamiento de la espuma es determinado por las condiciones del ambiente móvil y por las características de la CPU en cuanto a volumen, peso y ubicación.

Este chasis se sujeta por medio de pernos de anclaje a la base de la ambulancia. Está diseñado de tal manera que al desarmar para procedimientos de mantenimiento sólo se requiera retirar dos ganchos que sujetan la tapa frontal de la caja por su arista superior la cual en su otra arista se encuentran sostenida por bisagras. Seguidamente se abre esta tapa y se saca la CPU.

Esto junto con las consideraciones mencionadas anteriormente brinda la seguridad de buen funcionamiento del sistema en condiciones normales en ambulancias.

Como muchos de los elementos contenidos en la CPU producen calor, se ha adicionado un extractor de aire de 4" conectado a un conducto de sección cuadrada, el cual dispone su salida de tal manera que no permite la entrada de líquidos a la caja. En la cara opuesta a la del ventilador se ha abierto una entrada de aire protegida por filtros de polvo en la cual también se han tenido en cuenta las consideraciones necesarias para que no entren líquidos a la caja.

A7.2.1.2. MONITOR

Como dispositivo de salida se utiliza un monitor plano LCD de 15". Se escogió el monitor TFT 5015 de Compaq. El cual dispone de ángulos de visión de 170 grados, por lo que puede ser visto desde los laterales. Asimismo, este modelo cuenta con la tecnología ASV (Visión Súper Avanzada) de la división de microelectrónica de Sharp, que está diseñada para prevenir defectos de píxeles, además de un brillo que alcanza más de 300 nits. Se escogió en color gris carbón.

El monitor se encuentra empotrado en un chasis metálico (tipo marco) recubierto con espuma con propósito de aislarlo de movimiento, vibración y líquidos, de tal manera que, como se explicó

107
108

anteriormente, se mantenga en un estado de flotación. Su recubrimiento frontal es antirreflexivo y proporciona aislamiento de humedad y polvo.

A7.2.1.3. TECLADO

El teclado utilizado es pequeño del tipo de los de la red multicolor. De tal manera que pueda ser sostenido en la mano mientras se introducen parámetros de control y datos al sistema. Es robusto y posee cable en espiral tipo teléfono para su manipulación. Tiene un sistema propio de soporte a la pared. Su color es gris carbón.

A7.2.1.4. SISTEMA DE COMUNICACIONES

Se escogió el teléfono celular Nokia 6120i porque contiene un módem interno para transmisión de datos el cual permite operaciones bajo el protocolo 3GFAX. Su kit para aplicaciones móviles está conformado por un amplificador, una antena de 3dB con base magnética para colocar en el exterior de la ambulancia y un soporte para el teléfono y el amplificador, el cual proporciona aislamiento contra movimientos bruscos y vibración.

No se requiere que el sistema de comunicaciones quede a la vista de los usuarios finales por lo que su ubicación resulta bastante libre y depende de la disposición interior de la ambulancia.

A7.2.1.5. UPS

Las características básicas de la UPS de Sistema de Biotelemedicina son UPS TRUE ON LINE de 350W de potencia con capacidad de respaldo contra suspensión de energía de 20 minutos. Se requiere TRUE ON LINE debido a que en la mayoría de las ambulancias el sistema de alimentación presente produce grandes fluctuaciones de frecuencia y voltaje en su salida, este efecto es totalmente cancelado por este tipo de UPS.

A7.2.1.6. CABLES Y ACCESORIOS

Los cables utilizados para la adquisición de las señales electrocardiográficas son cables blindados para electrocardiografía de 3m de longitud. Estos proporcionan el aislamiento necesario contra el ruido electromagnético presente en el ambiente. Son 10 cables unidos por un recubrimiento plástico gris en la mayor parte de su trayecto. Los últimos 50cms se separan para ser conectados a los electrodos en el pecho del paciente. Vienen debidamente marcados de tal manera que no se invierta la posición de estos. En su otro extremo el cable posee un conector de seguridad de 11 pines (el número 11 es para aterrizar el blindaje del cable) para ser conectado a la caja de la unidad central de proceso del sistema.

Para la adquisición de la presión arterial se utiliza un brazalete convencional conectado al sistema central por una manguera de poliuretano de 4mm de diámetro interior por 3 metros de largo. El

108
109

sistema de procesamiento de las señales de presión arterial se encarga de la compensación de caída de presión en la manguera que es aproximadamente de 3mmHg.
Para el sensor de temperatura se utiliza un cable blindado tipo micrófono de 3m de longitud.
Todos estos cables son organizados en canaletas plásticas blanco hueso, ubicadas de acuerdo a los parámetros estéticos de cada ambulancia.

A7.2.2. SISTEMA EN EL HOSPITAL

En cuanto a los sistemas receptor y reproductor, presentes en el hospital o en el centro de diagnóstico, sus componentes son únicamente de software y no se encuentran expuestos a condiciones ambientales especiales por lo que su implementación se realiza en un computador de propósito general.

A7.2.3. SOFTWARE DEL SISTEMA

En cuanto a software los tres sistemas (transmisor, receptor y reproductor) son soportados por el sistema operativo *Windows 2000®* de *Microsoft*, debido a que es muy robusto y estable y que proporciona las herramientas necesarias para el buen funcionamiento del sistema, especialmente en cuanto a comunicaciones contiene la aplicación *Servidor de Acceso Remoto*.

La instalación de los programas de los sistemas transmisor, receptor y reproductor se realiza a través del Software Instaladores. Este software se encarga de crear las carpetas y archivos necesarios para la correcta ejecución de los programas y facilita al administrador del sistema la configuración de nuevos receptores o transmisores. Además de estas tareas, el software se encarga de copiar todos los SubVI's desarrollados al disco duro de los equipos en la ubicación que éste determine.

REVINDICACIONES

1. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** destinado a salvaguardar la vida de pacientes presentes en ambulancias por medio de la transmisión de las señales fisiológicas y los datos necesarios para determinar un diagnóstico responsable por parte del cuerpo médico del hospital contactado a partir del cual se administran las instrucciones al paramédico. Dicho sistema se encuentra caracterizado por comprender:

- Un sistema transmisor encargado de: La adquisición de las doce derivaciones electrocardiográficas, los signos vitales y los datos del paciente (nombre, edad, sexo, contextura y estado actual). La determinación de la frecuencia cardíaca. La visualización de las señales en un monitor LCD de 15" presente en la ambulancia. Proporcionar las herramientas a los usuarios para seleccionar las derivaciones a visualizar en grupos de tres y controlar su amplitud. Proporcionar un módulo de almacenamiento de la información. Proporcionar un módulo que permita la comunicación de la información con un receptor de manera confiable. Permitir al usuario decidir transmitir la información y elegir al receptor. Permitir al usuario decidir imprimir en papel calibrado la información. La implementación del sistema transmisor se hace en un computador personal (PC) especialmente preparado para el ambiente móvil y de alta vibración de las ambulancias. Utiliza para la transmisión de la información el canal celular. La comunicación está basada en el protocolo TCP/IP, es bidireccional, proporciona corrección de errores y se realiza en tiempo real.
- Un sistema receptor encargado de: La recepción de la información proveniente del sistema transmisor. La visualización de dicha información de manera comprensible para el cuerpo médico. Proporcionar las herramientas a los usuarios para seleccionar las derivaciones a visualizar en grupos de tres y controlar su amplitud. Permitir al usuario decidir imprimir en papel calibrado la información. La implementación del sistema receptor se hace en un computador personal (PC) convencional de propósito general. Utiliza para la recepción de la información el canal telefónico fijo o si se desea el canal celular.
- Un sistema reproductor encargado de: Reproducir la información almacenada durante la monitorización del paciente en la ambulancia. Permitir al usuario elegir a partir del nombre del paciente el grupo de señales a reproducir. Visualizar dicha información de manera comprensible para los médicos. Proporcionar las herramientas a los usuarios para seleccionar las derivaciones a visualizar. Brindar las herramientas para la manipulación de dichas señales en cuanto a amplitud, velocidad de reproducción, segmentos de señal a reproducir y congelamiento de la imagen. Permitir al usuario decidir imprimir en papel calibrado la información. La implementación del

110
111

El sistema reproductor se hace en un computador personal (PC) convencional de propósito general.

2. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a la reivindicación 1 en donde la adquisición de las derivaciones electrocardiográficas se encuentra caracterizada por el siguiente procedimiento: Los biopotenciales generados por el cuerpo del paciente son adquiridos por medio de electrodos para electrocardiografía. De aquí ingresan a la tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas la cual se encuentra caracterizada por una etapa de aislamiento del paciente de señales eléctricas principalmente de las fuentes de alimentación de la tarjeta. Esta etapa es de entrada diferencial y toma cada señal referenciada a un punto en el cuerpo del paciente (electrodo de la pierna derecha) de tal manera que proporciona aislamiento de tierras. Adicionalmente proporciona una alta ganancia diferencial y buen rechazo en modo común. Seguidamente posee una etapa de amplificación diferencial (amplificadores de instrumentación) en la cual se conforma el vector electrocardiográfico correspondiente a cada derivación, amplifica las señales y proporciona nuevamente buen rechazo en modo común. Finalmente se filtran las señales contra DC, ruido de línea (60Hz) y ruido de alta frecuencia ($>150\text{Hz}$). Para las derivaciones precordiales V1, V2, V3, V4, V5 y V6 la tarjeta utiliza a la entrada un multiplexor (switch análogo) que recibe los puntos electrocardiográficos correspondientes y en su salida los entrega a las etapas de procesamiento mencionadas anteriormente. Finalmente son demultiplexadas. La tarjeta adquiere las derivaciones D1, D2, V1, V2, V3, V4, V5 y V6, las demás derivaciones son determinadas en una etapa posterior del sistema a partir de éstas. Posteriormente a la conformación de las derivaciones electrocardiográficas éstas ingresan al sistema transmisor por medio de una tarjeta de adquisición de datos la cual se encarga de convertir las señales análogas en digitales y colocar esta información en el bus de datos del computador. La tarjeta fue configurada para trabajar con una frecuencia de muestreo de 180Hz, reloj por intercambio de datos y entrega de datos por interrupciones.

3. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a la reivindicación 1 en donde la adquisición de los signos vitales se encuentra caracterizada por el siguiente procedimiento: El sistema central ordena la lectura de los signos vitales del paciente cíclicamente cada 6 minutos o por solicitud del usuario en cualquier momento (por interrupción del ciclo). Para la adquisición de las presiones arteriales sistólica, diastólica, media y el pulso, la tarjeta de signos vitales toma la señal de presión de un brazalete inflable colocado en el brazo del paciente desde un sensor de presión, la introduce a un microcontrolador y a su vez a un filtro pasa altos con frecuencia de corte de 1Hz y ganancia de 150V/V. A la salida de éste se obtiene la señal oscilométrica. Debido a que esta señal está compuesta por una serie de pulsos, de los cuales debe detectarse su altura principalmente, a ésta se suma un valor constante y se eleva al cuadrado con el fin de separar los componentes indeseados presentes en la línea de base de los picos de la señal. Posteriormente es introducida también al microcontrolador. El microcontrolador recibe la orden del sistema central e inicia el ciclo de lectura de la presión. Para esto envía la orden de Insuflación del

112

brazalete activando un microcompresor presente en el sistema. Mientras insufla evalúa la señal oscilométrica (por nivel) hasta determinar cuándo se ha superado la presión sistólica. En ese momento inactiva al microcompresor. Por medio de una electroválvula inicia la desinsuflación del brazalete. La energiza permitiendo la salida de aire y al tiempo evalúa la señal oscilométrica hasta detectar un pulso. Determina la altura del mismo, el número de muestra y el valor de presión correspondiente (por medio de la señal que entra al microcontrolador directamente del sensor) y los registra. Posteriormente vuelve a dejar salir aire en una cantidad equivalente a 3 mmHg en el brazalete. Ignora el 50% del período cardíaco sucesivo a la cima de cada pulso para evitar confusiones con pulsos prematuros y vuelve a realizar el proceso de detección de altura de pulsos. Registra la altura del mismo, el número de muestra y el valor de presión correspondiente. Continúa con este proceso hasta sobrepasar la presión diastólica. Por medio del registro *altura de pulsos* donde se han almacenado el número de la muestra (consecutivo que enumera cada muestra de la señal de los cuales se registra únicamente los correspondientes a las cimas de los pulsos), la altura de los pulsos (valor de amplitud de la cima de los pulsos) y los valores de presión correspondientes (correlacionando cada una de estas muestras con la onda de presión que se adquiere directamente del sensor) se determinan las presiones sistólica, diastólica y media y el pulso de la siguiente manera: El valor máximo de altura de pulsos corresponde a la presión media. Después analiza los valores de altura de pulsos siguientes hasta hallar tres valores consecutivos que difieran menos de un valor constante establecido (0,3 V) entre sí. El valor anterior a estos tres corresponde a la presión diastólica. La presión sistólica se calcula por medio de la ecuación: $S = 3M - 2D$. El valor determinado por esta ecuación se compara con los valores de presión en la tabla del registro y el más aproximado corresponde a ésta. Para la determinación de la frecuencia del pulso cardíaco se realiza la sustracción del número de muestra correspondiente a cada pico de la señal con el anterior y se calcula el valor promedio de estas diferencias. Entonces la tasa de muestreo dividido el número de muestras entre pulsos corresponde a la frecuencia del pulso cardíaco. La temperatura se toma directamente del termistor (sensor de temperatura) y se introduce al microcontrolador. Posteriormente a la determinación de valores de los signos vitales la tarjeta utiliza un puerto serial RS-232 del computador para ingresar estos datos al sistema. Para lo cual cada valor se codifica con un byte (8bits) y se identifica por medio de otro byte que lo antecede. Esto se realiza cíclicamente cada 30 segundos.

113

4. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1, 2 y 3 en donde el sistema transmisor es administrado por el programa *Transmisor_v1*, el cual se caracteriza por realizar las siguientes tareas: una vez que recibe las señales electrocardiográficas y los signos vitales, visualiza las señales adquiridas. Controla el ciclo de lectura de signos vitales del paciente automáticamente cada 6 minutos aunque brinda al usuario la posibilidad de ordenar la lectura en cualquier momento por interrupción del ciclo. Determina las derivaciones D3, aVR, aVL y aVF a partir de D1 y D2. Visualiza las derivaciones electrocardiográficas en grupos de tres según elección del usuario y permite controlar su amplitud. Calcula y visualiza la frecuencia cardíaca a partir de las derivaciones electrocardiográficas V1 y V6.

Contiene un módulo de alarmas configurable por el usuario el cual alerta cuando alguno de los parámetros de frecuencia, presión, pulso o temperatura están fuera del rango predeterminado. Brinda una herramienta para la digitación del nombre, la contextura, la edad, el sexo y el estado actual del paciente y se encarga del almacenamiento y la eventual transmisión de los datos recopilados. Permite al usuario elegir el receptor con el que va a conectarse e informa sobre el proceso de establecimiento y el estado de la comunicación. Así mismo si el usuario lo solicita realiza la impresión de toda la información la cual incluye 7 segundos de las doce derivaciones electrocardiográficas en papel calibrado. Adicionalmente para optimizar los procesos de almacenamiento y transmisión, comprime las señales y codifica las muestras.

5. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1 y 4 en donde la determinación de la frecuencia cardíaca se realiza por medio del *Programa Frecuencia Cardíaca* a partir de las derivaciones electrocardiográficas V1 y V6. Este se caracteriza porque calcula la frecuencia cardíaca instantánea para cada derivación y las compara, la más cercana al valor anterior de frecuencia es tomada y la otra se descarta. Cada seis valores de frecuencia el programa realiza el promedio y lo visualiza en el panel frontal del sistema. Para el cálculo de la frecuencia cardíaca instantánea el programa filtra cada derivación por medio de un filtro pasa banda entre 25 y 40Hz para seleccionar el pico QRS de cada onda. Seguidamente las pasa por una función exponencial la cual atenúa los valores menores a 1V y amplifica los mayores, posteriormente les resta un valor constante para colocar las muestras pertenecientes a las ondas P y T cerca de 1V para posteriormente pasar cada señal por otra exponencial y así asegurar una buena distancia entre los picos R y el resto de las componentes de la señal, de esta manera por medio de un nivel de comparación se halla el máximo valor de cada pico se registra el número de muestra correspondiente y se determina la frecuencia cardíaca instantánea por medio del número de muestras entre picos y la tasa de muestreo. Respecto al nivel de comparación éste es un umbral dinámico que a partir del valor máximo de cada pico se reubica.
6. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1 y 4 en donde la compresión de las señales electrocardiográficas se realiza a razón de 16 a 11 muestras para lograr superar las limitaciones de ancho de banda del canal de comunicaciones y ahorrar espacio en el disco duro del sistema central en el cual se almacenan las señales. Se encuentra caracterizada por utilizar el siguiente algoritmo basado en cambios de pendiente: Sea X_0 la última muestra guardada, X_1 la muestra tomada inmediatamente después a ésta y X_2 la siguiente a X_1 . Si al calcular la pendiente de la recta L_1 que une los puntos X_0 y X_1 se detecta un cambio de signo con respecto a la pendiente calculada de la recta L_2 que une a X_1 y X_2 entonces se guarda el punto X_1 . Si no se detecta cambio de signo o alguna de las pendientes es 0 se guarda el punto X_2 . La muestra almacenada, sea

X_1 o X_2 , será X_0 para la próxima iteración. Este proceso se aplica a grupos de 16 muestras de cada derivación. Como resultado, por la naturaleza de las señales electrocardiográficas, se obtienen 10 muestras o menos, por lo cual siempre se almacenan 10 muestras y si el resultado es menor a este valor se rellenan los espacios vacíos con caracteres identificables. Para poder recuperar la información se requiere de un byte adicional que informe respecto a la secuencia de compresión, es decir que identifique a cada carácter como X_1 o X_2 . Para lo cual se construye una cadena de nueve bits en la que 1 significa que se guardó X_2 y 0 significa que se guardó X_1 .

7. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1 y 4 en donde la cuantización y codificación de las señales se caracteriza por el siguiente procedimiento: Para las señales electrocardiográficas se realiza una cuantización no uniforme, es decir, se asigna el número de estados a cada rango de señal de acuerdo con la cantidad de información que éste contiene. La codificación de las muestras se realiza por medio de 237 caracteres que son el resultado del total de estos (256) menos los caracteres especiales utilizados por el sistema. El caso especial de la guía de descompresión de las señales, por ser una cadena de nueve bits y los caracteres ser de ocho bits, se soluciona gracias a que existe un gran número de casos que no se presentan debido a la forma de onda de las señales electrocardiográficas. Para la cuantización y codificación de la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el pulso y la temperatura se tuvieron en cuenta los siguientes criterios: para cuantizar se consideró que para el diagnóstico médico es poco relevante si la presión tiene un valor de x o de $x+1$. Por esto todos los valores impares de presión son redondeados al valor par inmediatamente mayor. Dado que hay 237 caracteres disponibles para la codificación de estos parámetros, el sistema puede manejar valores de frecuencia, presión, pulso y temperatura extremadamente altos lo que permite considerar todos los casos posibles. Vale la pena aclarar que para la temperatura los valores a considerar van desde 10,0 °C hasta 57,4 °C.
8. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1, 2 y 4 en donde el almacenamiento de las señales fisiológicas y los datos del paciente se caracteriza por el siguiente procedimiento: Se crean nueve archivos, ocho para las derivaciones que son adquiridas directamente de la tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas y uno adicional para el almacenamiento de la frecuencia cardíaca, los signos vitales y los datos del paciente. Estos archivos se crean cada vez que se monitoriza a un paciente, se organizan en una carpeta identificada por la fecha y hora de la monitorización. Y a su vez todas las carpetas correspondientes a todos los pacientes monitorizados por el sistema se organizan en otra creada para este propósito nombrada C:\Historias\ Para posibilitar el control de la reproducción, en cada archivo en el transmisor se guarda, además de la información que le corresponde, un encabezado para cada trama de datos, un encabezado general con la información básica del paciente (nombre, edad, sexo y

114
115

contextura), el instante de creación de los archivos y la hora de inicio, y la información sobre horas de paradas y reinicios del ciclo de adquisición de datos.

9. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1 y 4 en donde la transmisión de la información desde el sistema en la ambulancia se caracteriza por el siguiente procedimiento: Se establece una conexión con el receptor. Para esto se debe negociar con un Servidor de Acceso Remoto (RAS) y así ingresar a la misma red en que se encuentra el receptor. En esta etapa de negociación, la aplicación desarrollada utiliza el software especializado de *Windows® Acceso Telefónico a Redes*. Luego de conseguir una conexión con el servidor y encontrarse en la misma red del receptor, el transmisor inicia la negociación para conectarse con el receptor propiamente dicho. En caso de no llegar a establecerse una conexión, el sistema reporta el error al usuario y le da sugerencias para corregirlo. En caso de que se pueda establecer la conexión se inicia el flujo de datos utilizando el protocolo TCP/IP, iniciando por la transmisión de los datos básicos del paciente (nombre, edad, sexo, contextura y estado actual) y siguiendo con los datos correspondientes a las señales fisiológicas, recopilados durante la ejecución del software. Antes de la transmisión los datos son empaquetados en una forma ordenada que permite al receptor ubicar cada carácter de acuerdo a su significado específico y recuperarse ante errores de pérdida de sincronización. Cuando ocurre un error durante la transmisión se cierra la conexión y se debe establecer nuevamente. En este caso es muy posible que no sea necesario reestablecer la conexión con el servidor de acceso remoto puesto que esta conexión puede estar activa. En todo caso el sistema transmisor reconoce al debe volver a conectarse con el servidor de acceso remoto o no. En caso afirmativo ejecutará nuevamente la aplicación de *Acceso Telefónico a Redes* para que ésta gestione la conexión con el servidor y luego se conecta con el receptor.
10. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1, 4, 6, 7 y 9 en donde para la transmisión de las señales fisiológicas el sistema arma estructuras llamadas *unidades de información* y *unidades de transmisión*. Estas unidades se encuentran caracterizadas de la siguiente forma: Las *unidades de información* contienen 44 caracteres que corresponden a cuatro derivaciones electrocardiográficas (las tres elegidas por el usuario para su visualización en el panel frontal del sistema receptor y otra complementaria), un carácter que identifica las derivaciones transmitidas, un carácter de frecuencia, uno con el valor de uno de los parámetro de signos vitales (presión sistólica, diastólica, pulso y temperatura), otro con el identificador del parámetro de turno, un carácter de encabezado y otro de fin. Como resulta ineficiente transmitir tramas de 50 caracteres utilizando el protocolo TCP/IP ya que así se desperdiciaría aproximadamente el 50% del ancho de banda en la transmisión de encabezados propios del protocolo, se arman las *unidades de transmisión* las cuales se caracterizan a su vez por contener 11 unidades de datos de 50 caracteres para ser transmitidas juntas. En el caso de la primera trama, la cual contiene los datos de paciente, se organiza la información así: 40 caracteres para el nombre, 1 para la edad, 1 para la contextura, 1 para el sexo, 100 para el estado actual y el resto se rellena con caracteres identificables.

11. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** conforme a las reivindicaciones 1, 4, 6 y 7 en donde la Impresión en papel calibrado se caracteriza por contener un buffer de impresión en el que se guardan las muestras de las señales fisiológicas adquiridas. Este buffer tiene una capacidad para almacenar 7 segundos de las señales electrocardiográficas (D1, D2, V1, V2, V3, V4, V5 y V6), la frecuencia, las presiones arteriales, el pulso y la temperatura. En cada ciclo se descartan las muestras antiguas y se anexan las nuevas. En caso de recibir la orden del usuario el sistema realiza la descompresión rápida del buffer y procede con la impresión. Imprime las doce derivaciones electrocardiográficas, los signos vitales, el nombre, la edad, el sexo, la contextura y el estado actual del paciente, todo esto en una hoja de papel milimetrado.
12. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** conforme a las reivindicaciones 1, 4, 6, 7, 9 y 10 en donde el sistema receptor es administrado por el programa *Receptor_.vi*, el cual se caracteriza porque una vez recibe la información proveniente del sistema transmisor descomprime las señales y decodifica las muestras. Visualiza las derivaciones electrocardiográficas en grupos de tres según elección del usuario y permite controlar su amplitud. Visualiza los valores de frecuencia cardíaca y signos vitales y brinda al usuario la posibilidad de ordenar la lectura de estos últimos en cualquier momento. Contiene un módulo de alarmas configurable por el usuario el cual alerta cuando alguno de los parámetros de frecuencia, presión, pulso o temperatura están fuera del rango predeterminado. Permite al usuario elegir conectarse con el transmisor entrante e informa sobre el proceso de establecimiento y estado de la comunicación. Así mismo si el usuario lo solicita realiza la impresión de toda la información la cual incluye 7 segundos de las doce derivaciones electrocardiográficas en papel calibrado.
13. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** conforme a las reivindicaciones 1, 4, 6, 7, 9, 10 y 12 en donde el proceso de comunicaciones del sistema receptor se caracteriza por el siguiente procedimiento: Una vez se inicia la ejecución del programa *Receptor_.vi* se comienza un ciclo de escucha en el puerto TSAP 7000 por un segundo. Si durante este tiempo ninguna ambulancia solicita servicio se suspende el ciclo de escucha y se enciende y apaga el indicador *Iniciar* para indicar al usuario que se está esperando por una conexión. Inmediatamente después se vuelve a escuchar el TSAP 7000. En caso de que algún transmisor solicite conexión al puerto, se inicia el ciclo de establecimiento de la conexión. Este es totalmente transparente para el usuario, una subrutina llamada *ErrorRX_.vi* se encarga de supervisar el proceso y obtener el resultado. Una vez termina el ciclo de establecimiento ésta reporta al usuario el resultado: conexión aceptada o rechazada. En el segundo caso se regresa a escuchar el TSAP 7000, en el primer caso se inicia la espera de la primera trama de datos, la cual debe contener el nombre del paciente, su edad, sexo, contextura y estado actual. Una vez se recibe esta trama, se divide según su significado, se decodifican los datos y se visualizan. Luego de esto se inicia la espera de los datos de signos vitales, frecuencia y las cuatro derivaciones electrocardiográficas. La subrutina *Lector_.vi* espera por 550

116
117

caracteres. 550 caracteres que son 11 unidades de información o tramas básicas, cada una estructurada de acuerdo con la reivindicación 10. Cuando se reciben los 550 caracteres se almacenan en un buffer, de donde son tomados en grupos de cincuenta y procesados. Los caracteres correspondientes a las derivaciones electrocardiográficas son decodificados, descomprimidos y visualizados. En caso de detectarse algún error durante este proceso, estos se van contabilizando al igual que todas las unidades de datos recibidas. Si en algún momento el porcentaje de unidades de datos erróneas supera el 5% se envía una trama al transmisor informando el problema y este a su vez debe enviar una trama de prueba para determinar si el problema es del canal o si se trata de algún tipo de desincronización en los procesos de conformación y envío de las tramas. Esta trama de prueba es de un tamaño mucho mayor que las convencionales (5000 caracteres) y debe estar preestablecida de acuerdo a su propósito. En caso de tratarse de un problema en el transmisor se reinician todos los procesos, variables, buffer, etc., y se reinicia la transmisión. En caso de ser problema del canal se sugiere al usuario la desconexión de la comunicación la cual es reestablecida automáticamente por el sistema. Del mismo modo los caracteres correspondientes a la frecuencia y los signos vitales son decodificados y visualizados. Al terminar con una *unidad de información* se procede con la siguiente y así hasta que el buffer de recepción se encuentre vacío.

14. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a las reivindicaciones 1, 6, 7, 9, 10 y 12 en donde la impresión en papel calibrado de las señales en el receptor se caracteriza por el siguiente procedimiento: Una vez se concluye con la lectura de todas las unidades de datos que están en el buffer de recepción, los caracteres que allí se encuentren son pasados al buffer de impresión. Este es cíclico y tiene la capacidad de almacenar 7 segundos de señal (esto equivale a 3850 caracteres o 77 unidades de datos, es decir 7 tramas de 550 caracteres). Cuando este buffer se encuentra lleno se borran los 550 caracteres más viejos y se graba la nueva trama recibida. En caso de recibir una orden de impresión el sistema tarda unos segundos e imprime las doce derivaciones, los signos vitales y los datos del paciente. Esto lo hace de la siguiente manera, la subrutina *ImpresorRX.vi* envía una trama al transmisor solicitando la transmisión de 7 segundos de las cuatro derivaciones complementarias a las que ya se tienen en el receptor. Si no se han completado los siete segundos de las primeras cuatro derivaciones en el receptor el transmisor espera a completarse antes de enviar los siete segundos de las otras cuatro derivaciones. Esto lo hace bajo la estructura convencional de transmisión y durante el proceso se visualizan en el receptor identificando el cambio en los controles *Derivación*. Al finalizar la recepción de las derivaciones complementarias *ImpresorRX.vi* toma el buffer de 7700 caracteres (3850x2) y lo procesa como unidades de datos de 50 caracteres: decodifica y descomprime. Cuando ha terminado con el buffer da la orden de impresión y se regresa al programa principal. Al tiempo con esto el transmisor procede nuevamente con la transmisión de las derivaciones que el médico había escogido.

- 117
118
15. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** conforme a las reivindicaciones 1, 4, 6, 7 y 8 en donde el sistema reproductor es administrado por el programa *Reproductor_.vi*, el cual se caracteriza por proporcionar las herramientas para analizar, en un momento posterior a la monitorización, las señales del paciente. Una vez el sistema reproductor conoce los archivos a reproducir descomprime las señales y decodifica las muestras. Visualiza las derivaciones electrocardiográficas en grupos de tres según elección del usuario y permite controlar su amplitud. Visualiza los valores de frecuencia cardiaca y signos vitales. Contiene un módulo de alarmas configurable por el usuario el cual alerta cuando alguno de los parámetros de frecuencia, presión, pulso o temperatura están fuera del rango predeterminado. Permite al usuario elegir los archivos a reproducir y brinda herramientas para su localización en el disco duro o su descargue desde disquetes. Permite al usuario determinar la velocidad de reproducción de las señales en un rango entre cuatro veces menor y cuatro veces mayor de la velocidad real en la monitorización. Permite que el usuario congele la imagen en cualquier momento de la reproducción. Permite al usuario seleccionar los segmentos de señal a reproducir y decidir cuantas veces lo hará. Todo esto entregando un reporte del tiempo en que se produjeron los eventos que se están reproduciendo. Así mismo si el usuario lo solicita realiza la impresión de toda la información la cual incluye 7 segundos de las doce derivaciones electrocardiográficas en papel calibrado.
16. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** conforme a las reivindicaciones 1, 8 y 15 en donde una vez el sistema reproductor es informado de los archivos que va a reproducir se inicia el siguiente procedimiento: Se crean archivos temporales en los que se almacenan sólo las muestras de las señales, y se eliminan marcadores de parada y arranque de la adquisición, el nombre del paciente y otros datos similares. Una vez se detectan paradas y arranques y el lugar de los archivos en los cuales ocurren estos eventos el sistema inicia su operación. Toma los primeros caracteres y va haciendo un barrido de todo el archivo en orden hasta el final. Cuando se detecta una parada se informa al usuario que durante este segmento de tiempo no se recogió información. Este orden se altera cuando el usuario pide reproducir cierta parte especial del archivo. En ese caso, se calculan cuántos caracteres a partir del inicio se deben dejar de reproducir. El cálculo se almacena en vectores de posicionamiento que apuntan al inicio de la lectura. El sistema entonces empieza a leer a partir de allí, hasta el final en orden, todos los caracteres del archivo, monitoreando cualquier cambio sobre el lugar de inicio que determine el médico. Luego de determinar qué caracteres son los que corresponden al segmento, el sistema los lee del archivo, decodifica, descomprime y visualiza. Cuando termina, continúa con el siguiente segmento que solicite el usuario. Este proceso es realizado con la velocidad que decida el médico. Cuando se termina la reproducción el usuario tiene la opción de reiniciarla a partir de cualquier instante o de cancelar e iniciar la reproducción de un nuevo conjunto de archivos. Cuando el usuario decide terminar de reproducir un conjunto de archivos, el sistema borra automáticamente todos los archivos temporales creados con el objeto de economizar recursos en el computador de ejecución.

118
119

17. **Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias** conforme a la reivindicación 1 en donde la implementación de los sistemas transmisor, receptor y reproductor se caracteriza de la siguiente manera: Para la implementación del sistema transmisor en la ambulancia se utiliza un computador (PC) basado en el procesador Pentium 4 de 1,6GHz de Intel, memoria RAM de 256 MHZ, disco duro de 40GHz Quantum Fireball EX con SPS (Shock Protection System). Dentro de caja de las CPU, la cual es horizontal y de lámina robusta se encuentran la *tarjeta de procesamiento de las señales electrocardiográficas*, la *tarjeta de adquisición de datos* y la *tarjeta de signos vitales*. Todos los componentes en ellas son soldados, es decir, no se utilizan sockets para los integrados (esto debido a que la vibración en la ambulancia los puede sacar de los sockets). Para proteger todas las tarjetas de la CPU contra movimientos bruscos y vibración, se implementaron sujeciones amortiguadas. Cada tarjeta se encuentra soportada por cuatro ejes en sus esquinas que en vez de sujetarla rígidamente lo hacen por medio de cauchos amortiguadores bien balanceados en cuanto a tamaño y coeficiente de amortiguamiento. Estos suprimen los impactos sobre las tarjetas principalmente en sentido vertical. En sentido transversal y longitudinal la tarjeta soporta impactos muchísimo mayores debido a su geometría. El disco duro utilizado contiene 14 protecciones mecánicas intrínsecas. Adicionalmente, es soportado entre dos "colchones" de espuma que proporcionan flotación y absorben impactos y vibración en todos los sentidos. La CPU como conjunto se encuentra protegida contra líquidos, choques y vibración. Debido a que para la operación del sistema no se requiere interactuar directamente con ella, ya que su encendido y apagado se hace de forma remota, ésta no se encuentra instalada necesariamente a la vista de los usuarios del sistema. Se encuentra empotrada en un chasis metálico rígido recubierto en su interior de una espuma especial que proporciona amortiguamiento e impermeabilización, de tal manera que la CPU permanece en estado de flotación permanente en su interior. El coeficiente de amortiguamiento de la espuma es determinado por las condiciones del ambiente móvil y por las características de la CPU en cuanto a volumen, peso y ubicación. Este chasis se sujeta por medio de pernos de anclaje a la base de la ambulancia. Está diseñado de tal manera que al desarmar para procedimientos de mantenimiento sólo se requiera retirar dos ganchos que sujetan la tapa frontal por la arista superior la cual en su otra arista se encuentran sostenida por bisagras. Seguidamente se abre esta tapa y se saca la CPU. Como muchos de los elementos contenidos en la CPU producen calor, se ha adicionado un extractor de aire de 4" conectado a un conducto de sección cuadrada, el cual dispone su salida de tal manera que no permite la entrada de líquidos a la caja. En la cara opuesta a la del ventilador se ha abierto una entrada de aire protegida por filtros de polvo en la cual también se han tenido en cuenta las consideraciones necesarias para que no entren líquidos a la caja. Como dispositivo de salida se utiliza un monitor plano LCD de 15" el cual dispone de ángulos de visión de 170 grados, por lo que puede ser visto desde los laterales, en color gris carbón. El monitor se encuentra empotrado en un chasis metálico (tipo marco) recubierto con espuma con el propósito de aislarlo de movimiento, vibración y líquidos, de tal manera que, como se explicó anteriormente, se mantenga en estado de flotación. Su recubrimiento frontal es antirreflexivo y proporciona aislamiento de humedad y polvo. Como dispositivo de entrada se utiliza

119
120

un teclado pequeño del tipo de los de la red multicolor. De tal manera que pueda ser sostenido en la mano mientras se introducen parámetros de control y datos al sistema. Es robusto y posee cable en espiral tipo teléfono para su manipulación. Tiene un sistema propio de soporte a la pared. Su color es gris carbón. En cuanto a los equipos de comunicaciones se escogió el teléfono celular Nokia 6120i porque contiene un módem interno para transmisión de datos el cual permite operaciones bajo el protocolo 3GFAX. Su kit para aplicaciones móviles está conformado por un amplificador, una antena de 3dB con base magnética para colocar en el exterior de la ambulancia y un soporte para el teléfono y el amplificador, el cual proporciona aislamiento contra movimientos bruscos y vibración. No se requiere que el sistema de comunicaciones quede a la vista de los usuarios finales por lo que su ubicación resulta bastante libre y depende de la disposición interior de la ambulancia. Para garantizar la buena alimentación eléctrica del sistema se utiliza una UPS TRUE ON LINE de 350W de potencia con capacidad de respaldo contra suspensión de energía de 20 minutos. Para la adquisición de las señales electrocardiográficas se utilizan cables blindados para electrocardiografía de 3m de longitud. Estos proporcionan el aislamiento necesario contra el ruido electromagnético presente en el ambiente. Son 10 cables unidos por un recubrimiento plástico gris en la mayor parte de su trayecto. Los últimos 50cms se separan para ser conectados a los electrodos en el pecho del paciente. Vienen debidamente marcados de tal manera que no se invierta la posición de estos. En su otro extremo el cable posee un conector de seguridad de 11 pines (el número 11 es para aterrizar el blindaje del cable) para ser conectado a la caja de la unidad central de proceso del sistema. Para la adquisición de la presión arterial se utiliza un brazalete convencional conectado al sistema central por una manguera de poliuretano de 4mm de diámetro interior por 3 metros de largo. El sistema de procesamiento de las señales de presión arterial se encarga de la compensación de caída de presión en la manguera que es aproximadamente de 3mmHg. Para el sensor de temperatura se utiliza un cable blindado tipo micrófono de 3m de longitud. Todos estos cables son organizados en canaletas plásticas ubicadas de acuerdo a los parámetros estéticos de cada ambulancia. En cuanto a los sistemas receptor y reproductor sus componentes son únicamente de software y no se encuentran expuestos a condiciones ambientales especiales por lo que su implementación se realiza en un computador de propósito general. Los tres sistemas son soportados por el sistema operativo *Windows 2000®* de Microsoft, debido a que es muy robusto y estable y que proporciona las herramientas necesarias para el buen funcionamiento del sistema, especialmente en cuanto a comunicaciones contiene la aplicación *Servidor de Acceso Remoto*.

18. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a la reivindicación 1 el cual es expandible para la monitorización de otras señales médicas como frecuencia respiratoria, oximetría de pulso, eje eléctrico del corazón, encefalograma, etc., además de la transmisión de voz y video simultáneamente con la información de diagnóstico.
19. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a la reivindicación 1 el cual permite la comunicación de varios transmisores a un receptor, de un

transmisor a varios receptores o de varios transmisores a varios receptores, esto gracias a que está basado en el protocolo TCP/IP y en PC. Permite la interconexión en redes virtuales (Servidor de Acceso Remoto o INTERNET) o reales (LAN, WAN, etc.) de los transmisores y receptores. Adicionalmente brinda la posibilidad de almacenar la información de monitorización en una página WEB.

20. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a la reivindicación 1 el cual permite ser utilizado en aplicaciones fijas como el hogar, la industria, el comercio, los centros educativos y los centros hospitalarios. Para centralizar la monitorización de pacientes transportados en varias ambulancias o de varias habitaciones en un hospital.
21. *Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias* conforme a la reivindicación 1 el cual permite la incorporación de un módulo de diagnóstico de arritmias, infartos y patologías relacionadas a partir de las señales de monitorización presentes.

121
122

SISTEMA DE BI TELEMETRÍA PARA AMBULANCIAS

Por Billy Manotas Char

RESUMEN

El Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias es una nueva herramienta útil a los organismos de la medicina para supervisión remota de pacientes trasladados en ambulancias. El objetivo de este sistema es integrar al cuerpo médico del hospital con el personal presente en la ambulancia.

Reúne las siguientes señales de diagnóstico médico: Las doce derivaciones electrocardiográficas, frecuencia cardíaca, presiones arteriales sistólica, diastólica y media, pulso arterial, temperatura y los datos básicos del paciente: nombre, edad, sexo, contextura y estado actual. La implementación se realiza en un computador especialmente preparado para ambulancias. La plataforma de aplicación se desarrolla sobre el software LabVIEW. El sistema de comunicaciones utiliza el protocolo TCP/IP y el canal de transmisión celular.

El sistema permite determinar las señales a visualizar, manipular su amplitud, decidir transmitir y escoger al receptor. Realiza el almacenamiento de las señales. Proporciona un módulo de recepción de las señales transmitidas con las mismas características del sistema transmisor y un módulo de reproducción de las señales almacenadas que permite adicionalmente escoger los segmentos de señal a reproducir, la velocidad de reproducción y el congelamiento de imágenes. Los sistemas transmisor, receptor y reproductor proporcionan además la herramienta de impresión en papel calibrado.

Permite ser expandido para la monitorización de otras señales médicas, transmisión de voz y video, comunicación de varios transmisores con varios receptores y conexión a INTERNET. Adicionalmente puede ser utilizado en aplicaciones fijas.

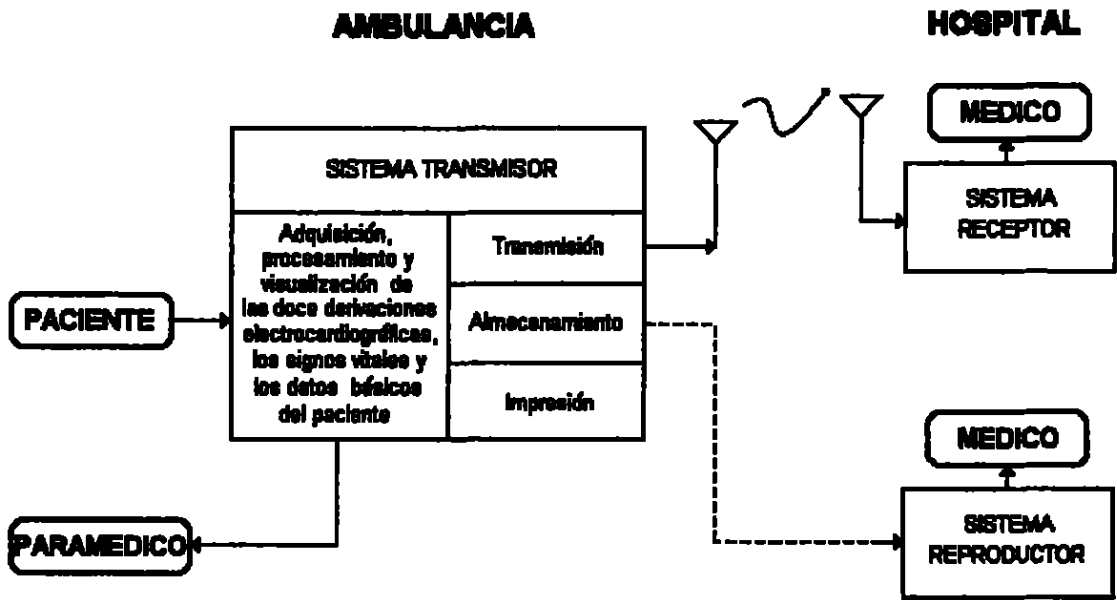


Diagrama de bloques del Sistema de Biotelemedicina para Ambulancias

REQUISITOS NECESARIOS PARA PRESENTACIÓN

USUARIO RADICADOR

PATENTE DE INVENCION []

MODELO DE UTILIDAD [] []

- Indicación de que se solicita la concesión de una patente [] []
- Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud [] []
- Descripción de la invención [] []
- Dibujos de ser estos pertinentes [] []
- Comprobante de Pago de las tasas establecidas [] []

COMPLETA []

INCOMPLETA [] []

DISEÑO INDUSTRIAL []

- Indicación de que se solicita el registro de Diseño Industrial. [] []
- Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud. [] []
- Representación gráfica y fotográfica del Diseño Industrial o muestra del material que incorpora el diseño. [] []
- Comprobante de pago de las tasas establecidas. [] []

COMPLETA []

INCOMPLETA [] []

ESQUEMA DE TRAZADO []

- Indicación de que se solicita el registro de un Esquema de trazado. [] []
- Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud. [] []
- Representación gráfica del esquema de trazado [] []
- Comprobante de pago de las tasas establecidas. [] []

COMPLETA []

INCOMPLETA [] []

Firma Responsable

Fecha:

Carrera 13 No. 27-00 Piso 2 mezzanine
Conmutador: 382 08 40
Fax: 350 52 20 e-mail: info@sic.gov.co
Bogotá D.C. - Colombia

Folio 123

2020
Bogotá DC

Señor
BILLY MANOTAS CHAR

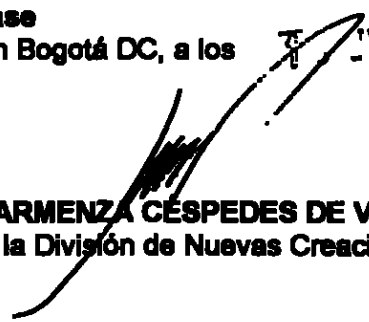
REFERENCIA:	Radicación No.	02-49655
	Trámite	003
	Evento	001
	Actuación	416
	Oficio No.	1324
	Folios	001

Teniendo en cuenta que la solicitud de privilegio de patente que se tramita bajo el expediente indicado en la referencia, reúne los requisitos de forma establecidos en los artículos 26 y 27 de la Decisión 486 de la Comisión de la Comunidad Andina, y en las demás disposiciones vigentes sobre la materia, se envía el extracto de la solicitud a la Oficina de Comunicaciones para efecto de su publicación en la Gaceta de Propiedad Industrial, conforme lo establece el artículo 40 de la misma Decisión, en concordancia con el artículo 85 de la misma decisión.

Siendo manifestación expresa del interesado, la solicitud no será publicada antes de los 6 meses contados a partir de la fecha de presentación de la solicitud, esto es a partir del día 11 de diciembre de 2002.

Cúmplase

Dado en Bogotá DC, a los 11 de diciembre de 2002


ALIX CARMENZA CÉSPEDES DE VERGEL
Jefe de la División de Nuevas Creaciones

Bogotá, DC, El extracto de esta solicitud fue publicado en el número _____ de la Gaceta de Propiedad Industrial, de fecha _____. El término hábil señalado por la ley expiró el ____ y Si ____ NO ____ se presentaron oposiciones por parte de terceros.

202027

Carrera 13 No. 27-00 Pisos 5, 7 y 10
Conmutador: 382 0840
Fax: 382 2695
E-mail: Info@slc.gov.co
www.slc.gov.co
Bogotá, D.C., Colombia