

## **Sistema de Asistencia Ventricular Izquierda: Arquitectura y Sistema para el Monitoreo a Distancia de la Unidad Electroneumática.**

**Cervino, Claudio<sup>1</sup>, Jorge Ierache<sup>2</sup>, Víctor Nasini<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Instituto de Investigaciones Básicas y Clínicas en Enfermedades Cardiovasculares. Facultad de Medicina, Universidad de Morón.

<sup>2</sup> Instituto de Sistemas Inteligentes y Enseñanza Experimental de la Robótica ISIER Facultad de Informática, Ciencias de la Comunicación y Técnicas Especiales. Universidad de Morón.

Cabildo 134, (B1708JPD) Morón, Buenos Aires, Argentina.

Tel: 54-11-5627-2000 - Fax: 54-11-5627-2002

ccervino@unimoron.edu.ar jierache@unimoron.edu.ar vnasini@unimoron.edu.ar

### **Abstract**

The development of an electropneumatic unit remote monitoring system for the Left Ventricular Assistance appears in the context of telemedicine, the particular results in relation to the development of the remote monitoring system, and the patient's physiological parameters it monitors: ECG, arterial pressure, corporal temperature, electropneumatic unit operation, and among these ones the programmed values of pneumatic pressure, compressor temperature, and level of synchronization. On the other hand the work involves the characteristics of an architecture for the dynamic integration of the patient's monitoring.

**Key words:** Monitoring of remote patients, Applications, Telemedicine, Left Ventricular Assistance System, System Architectures, Bioinformatics

### **Resumen**

Se presenta en el contexto de la telemedicina el desarrollo de un sistema de monitoreo a distancia de una unidad electroneumática para la Asistencia Ventricular Izquierda, se exploran los resultados particulares con relación al desarrollo del sistema de monitoreo remoto, y los parámetros fisiológicos del paciente que el sistema monitorea: ECG, presión arterial, temperatura corporal, funcionamiento de la unidad electroneumática, entre estos los valores programados de presión neumática, temperatura de los compresores, nivel de sincronización. En otro orden el trabajo aporta las características de una arquitectura para la integración dinámica del monitoreo de pacientes.

**Palabras clave:** Monitoreo de pacientes a distancia, Aplicaciones móviles, Telemedicina, Sistema de Asistencia Ventricular Izquierda, Arquitecturas de Sistemas, Bioinformática.

## 1. INTRODUCCION

Las funciones que la Telemedicina podía ofrecer en sus inicios, en los años 70, eran muy limitadas y comúnmente a los pacientes les servía para consultar información médica [3]. Hoy en día, el significado de telemedicina se relaciona con el uso tecnológico de los sistemas de información proveyendo información médica y servicios para miles de propósitos, como diagnósticos de enfermedades, transferencia de datos y registros médicos, monitoreo de rehabilitación de pacientes o procesos de terapias. Además, en los últimos tiempos la tradicional plataforma de telemedicina de escritorio ha evolucionado a plataformas más prácticas, como las plataformas de telemedicina wireless<sup>1</sup> y dispositivos móviles que faciliten la monitorización a distancia de señales biológicas vitales a través de radio [10], [11].

La Organización Mundial de la Salud define la Telemedicina como la distribución de servicios de salud, en el que la distancia es un factor crítico, donde los profesionales de la salud usan información y tecnología de comunicaciones para el intercambio de información válida para el diagnóstico, tratamiento y prevención de enfermedades o daños, investigación y evaluación; y para la educación continuada de los proveedores de salud pública, todo ello en interés del desarrollo de la salud del individuo y su comunidad [14]. La aplicación de la telemedicina a los sistemas médicos puede lograr una mayor eficacia de los servicios de salud y un mejor acceso a la atención de personas con discapacidades o ancianos [1].

La telemedicina se refiere a todas las formas que posee el intercambio de información médica, incluyendo una variedad de tecnologías de comunicación. Las aplicaciones referidas a la medicina y al cuidado de la salud incluyen telecomunicaciones, y datos que son usados para transferir información médica [2]. En este contexto la Telemedicina puede ser definida como la transmisión de información médica y la prestación de servicios de salud a través de redes de telecomunicaciones. Esta incluye la transmisión de imágenes fijas, vídeo y otras formas de datos médicos. El principal objetivo de la telemedicina es que el usuario de los datos monitorizados pueda tener un acceso integral a la información en cualquier momento, desde cualquier lugar y en la mejor forma posible adecuada a las capacidades de ancho de banda y dispositivos disponibles. Otro objetivo de los servicios de telemedicina es el desarrollo y evaluación de servicios de monitoreo y telecuidado para pacientes en su lugar de internación o en su propio domicilio, la registración de datos para predicción y empleo de sistemas expertos e inteligente de datos. Entre los factores determinantes en la transmisión de datos médicos están la velocidad, el ancho de banda y el retardo en las transmisiones que algunas veces llega a ser crítico en las aplicaciones de la telemedicina [6].

Los usuarios del sistema, médicos, enfermeros y demás profesionales de la salud, podrán hacer uso de esta tecnología desde la misma red de área local, dentro del hospital donde esté instalado, como también desde puntos remotos a través de Internet, con la posibilidad de usar distintos tipos de aplicaciones cliente. En la actualidad existen varios proyectos *open source*<sup>2</sup> sobre telemedicina en varias plataformas diferentes, pero no ocurre lo mismo a la hora de buscar proyectos basados en el Framework de .NET. Entre los proyectos de telemedicina *open source* vivientes y relevantes podemos mencionar el proyecto iPath [5] de la universidad de Basel que consta de una plataforma de colaboración para el intercambio de conocimientos médicos y de enseñanza médica a distancia; así como también, el portal Open ECG [12] que además de publicar varios sistemas *open source*, publica estándares abiertos sobre ECG y la telemedicina. Otro caso es el de PhysioNet [13] proyecto del MIT que incluye una gran biblioteca de señales biomédicas

<sup>1</sup> Wireless: Referido a las telecomunicaciones, se aplica el término inalámbrico al tipo de comunicación en la que no se utiliza un medio de propagación físico, sino se utiliza la modulación de ondas electromagnéticas, las cuales se propagan por el espacio sin un medio físico que comunique cada uno de los extremos de la transmisión

<sup>2</sup> Código abierto (del inglés *open source*) es el término por el que se conoce al software distribuido y desarrollado en forma libre. Este término empezó a utilizarse en 1998 por algunos usuarios de la comunidad del software libre.

capturadas de varios hospitales para su intercambio, el análisis cooperativo de los datos obtenidos, la evaluación nuevos algoritmos propuestos a partir del análisis y el desarrollo del software *open source*, consecuente de la aplicación de estos algoritmos. El acceso a las redes en telemedicina se realiza por diferentes vías: Intranet, Internet, etc. Las señales de ECG, PA, oximetría, etc. requieren de un proceso para su posterior análisis y almacenamiento. En dichas variables, se puede llevar a cabo la estimación en tiempo real de las mismas o se puede realizar la compresión y almacenamiento masivo en bases de datos.

Los Sistemas de Asistencia Ventricular Izquierda (SAVI) se han desarrollado durante las últimas cuatro décadas [7], [8], [4]. Su principal función es dar apoyo al corazón frente a la insuficiencia cardíaca. Desde 1967, el SAVI es utilizado como puente hasta que el corazón de un donante esté disponible para el trasplante [9]. El SAVI conecta al corazón del paciente con el resto de la circulación y proporciona apoyo circulatorio tomando parte del trabajo del corazón enfermo. El flujo de sangre se dirige desde el corazón izquierdo hacia la bomba sanguínea. Luego, el ventrículo artificial eyecta sangre a través de una cánula de salida, por la aorta, al sistema arterial del paciente. El sistema desarrollado en la Facultad de Medicina de la UM es una bomba sanguínea neumáticamente impulsada. El dispositivo implantable está unido externamente a una Unidad Electroneumática (*driver*). La conexión neumática percutánea ingresa por la pared abdominal, y transmite variaciones de presión neumática -compresión de aire y vacío-. El pulso de aire comprime a la bolsa sanguínea del ventrículo artificial, obligando a la sangre a través de válvulas a ingresar al sistema arterial [9], [4].

En el presente trabajo se propone el desarrollo de un sistema de monitoreo a distancia para ECG, PA y otros parámetros del paciente y de diversos parámetros de funcionamiento del driver.

## 2. ESTADO ACTUAL DEL SISTEMA

La Unidad Electroneumática (UEN) genera la compresión del aire y el vacío, que es transportado a través del tubo neumático, y de esta manera acciona a la bomba sanguínea intracorporea. El largo del tubo neumático desde el paciente a la UEN tiene una longitud de 2,5 metros. Se busca que sea lo suficientemente largo para que el paciente tenga una movilidad cómoda en la cama durante el reposo, pueda movilizarse por el hospital o en su domicilio con una cierta libertad y además pueda proceder al aseo personal adecuadamente sin que se corra el riesgo de afectar a la UEN.

La UEN está formada por tres Módulos: (1) Control Principal (MCP), (2) Potencia (MP), y (3) Cargador de Baterías. El *driver* posee un importante Sistema de Seguridad y Alarmas. A su vez, desde el MCP puede derivarse una salida (Monitor Output) hacia un Módulo de Monitoreo (interfase, computadora y programa). La UEN puede funcionar en 4 (cuatro) Modos distintos: (1) Modo Fijo Manual, (2) Modo Automático (Fijo Secundario), (3) Modo Programado y Modo Sincrónico. Clínicamente, el SAVI debe utilizarse en el Modo Programado ó Modo Sincrónico.

La UEN está diseñada de tal forma que posee sistemas electrónicos y neumáticos gemelos, denominándose a cada conjunto como GRUPO. Los mismos trabajan en forma alternada cada 10 minutos, esta duplicación del grupo neumático tiene como finalidad aumentar la vida útil de los compresores y válvulas electroneumáticas, ya que la UEN debe funcionar en forma permanente. Si estuviera formado por un solo juego compresor/electroválvula, el funcionamiento continuo de éstos se traduciría en un desgaste mecánico prematuro, y la temperatura de trabajo se elevaría a valores críticos, con lo que la confiabilidad del driver disminuiría. Al disponer de grupos idénticos que trabajan en forma alternada, es decir, durante un período de 15 min, un grupo permanece en marcha y el otro detenido, expirado dicho tiempo, los roles de los sistemas se invierten automáticamente.

En caso que uno de ellos fallase, se activará una alarma sonora y visual que indica el mal funcionamiento del mismo, pasándose el control al otro grupo que actuará en forma permanente, tomando la potencia del SAVI hasta su solución técnica. Nuevamente, este sistema dual permite garantizar un alto grado de confiabilidad, como así también confianza y tranquilidad en el paciente y personas que lo rodean. La UEN es una unidad que funciona con baterías (CC 12V). Dichas baterías son continuamente recargadas desde una conexión a la red eléctrica (CA 220V-50 Hz). Las baterías cargadas pueden mantener una autonomía del driver durante un período mínimo de 4 hs.

Se muestra en la Figura 1. los módulos del sistema UEN UH2 a través del diagrama de bloques que presenta la disposición interna y sus relaciones. El Módulo de Potencia contiene al Sistema Neumático.

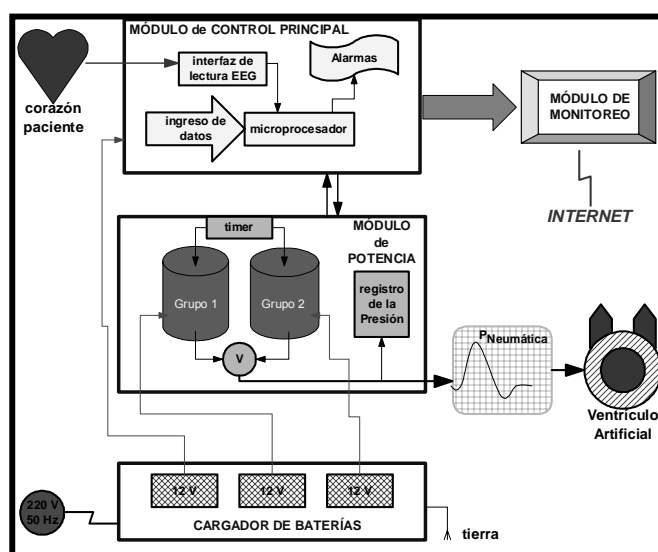


Figura 1. Módulos del sistema UEN UH2.

El Módulo de Monitoreo no está incorporado al driver. La UEN está compuesta por un gabinete que contiene al *Módulo de Control Principal (MCP)* y al *Módulo de Potencia (MP)*. Por debajo se encuentra un *Cargador de Baterías*. Ambos se hallan fijados a una estructura metálica con ruedas para su fácil ubicación y traslado. En el gabinete, todos los controles y el ingreso de señal ECG desde el paciente se encuentran en el *panel frontal* (parte superior). La salida neumática para la conexión del tubo neumático que alimenta a la BS sale del costado derecho. El funcionamiento de la UEN permite bombear aire comprimido por medio de un *Sistema Neumático (SN)*, que se encuentra dentro del MP, y que está constituido por compresores, válvulas y tanques reservorios (Fig. 1). El SN está comandado por circuitos electrónicos que controlan, los siguientes parámetros:

**2.1 Frecuencia de bombeo y duración del período de inyección de aire (Período Sistólico):** Puede ser controlado por: (1) el MCP, donde la fundamental característica, dentro de límites determinados, es la *sincronización* del bombeo de la BS con el ECG del paciente, o puede proceder (2) de un circuito electrónico de *Control Secundario (CS)*, que se encuentra dentro del MP.

**2.2 Presión neumática:** el control se realiza en forma independiente de los parámetros anteriores, y permite regular la presión neumática (positiva y negativa) de actuación del SAVI. Así, el SN suministra, con una determinada presión y frecuencia, aire comprimido y vacío alternativamente hacia la BS a través del tubo neumático.

### 3. DESCRIPCIÓN DE LOS MÓDULOS Y COMPONENTES DEL DRIVER

El MCP posee un “cerebro”, que está formado por un Microcontrolador de la serie 8751/2 de Intel. Este microprocesador debe ser alimentado con determinados parámetros numéricos ingresados desde un Teclado (Data Entry), los cuales se visualizan a través de un Display (indicador numérico rojo). Los parámetros a ingresar anteriormente mencionados son los siguientes (en orden de ingreso) (Tabla I). La UEN tiene 4 (cuatro) modos de funcionamiento: Fijo Externo, Automático (Fijo Secundario), Programado, Sincrónico. En el modo de funcionamiento Modo Sincronizado, para que la BS trabaje en forma sincrónica con el corazón nativo, una Interfaz de Lectura de ECG electrónica (desde el MCP) toma la señal de ECG del paciente, calcula el período R-R y entrega una orden eléctrica de control al SN (del MP), para que éste trabaje en sincronismo con dicho ECG. Si el ECG del paciente se encuentra fuera del *rango de sincronización ó el corazón del paciente se torna arrítmico o fibrila*, un circuito del MP toma el control del SN y, según la frecuencia nominal programada, la BS bombea sangre en forma asincrónica.

**Tabla I.** Parámetros que deben ser ingresados por teclado que permiten programar a la UEN.

	<b>Parámetro</b>	<b>Unidades<sup>3</sup></b>	<b>Descripción</b>	<b>Ejemplo</b>
1	<b><u>Frecuencia Mínima</u></b>	lat/min	Frecuencia cardíaca (FC) mínima desde el paciente; por encima puede sincronizarse automáticamente el SAVI.	040
2	<b><u>Frecuencia Máxima</u></b>	lat/min	FC máxima desde el paciente; por debajo puede sincronizarse automáticamente el SAVI.	100
3	<b><u>Frecuencia Nominal</u></b>	bpm	Para cuando no haya sincronismo. En caso que La FC del paciente se encuentre por debajo de la frecuencia mínima, ó por encima de la máxima, el SAVI retoma el control y fija su tasa de bombeo e esta frecuencia nominal.	055
4	<b><u>Frecuencia Cambio Sincronismo</u></b>	lat/min	Cuando la frecuencia de bombeo del SAVI sincronizado se encuentra entre 40 y 80 bpm, el sincronismo es <b>1:1</b> , esto es, por cada latido del corazón nativo corresponde un bombeo del SAVI. Si la frecuencia de bombeo del SAVI sincronizado se encuentra entre 80 y 100 bpm, el sincronismo es <b>2:1</b> , esto es, por cada dos latidos del corazón nativo corresponde un bombeo del SAVI.	080
5	<b><u>Retardo de Contrapulsación</u></b>	en porcentaje (%) del ciclo cardíaco	Porcentaje desde el comienzo del ciclo cardíaco del paciente, sensado por el SAVI como aparición de una onda R del ECG, en que el sistema genera la sístole de la BS.	50
6	<b><u>Período Sistólico (%S)</u></b>	en porcentaje (%) del ciclo de bombeo	Porcentaje del ciclo de bombeo de la BS que dura la expulsión sistólica, independientemente si el SAVI está en funcionamiento sincrónico o asincrónico.	30

En Modo Sincronizado, si la frecuencia del corazón del paciente está entre 40 y 100 lat/min (rango de sincronización), por ej. 60 lat/min, el SAVI estará sincronizado con la onda R bombeando sangre a una frecuencia de 60 bpm y contrapulsando a los 500 ms a partir del pico R, con un período sistólico de 300 ms. En el Modo Sincronizado, y dentro del rango de sincronización, el retardo de contrapulsación y el período sistólico son proporcionales al período cardíaco y se expresan en porcentaje de dicho período. Así, la frecuencia de bombeo y la duración del movimiento sistólico de la BS variará momento a momento según la FC registrada desde el paciente. En Modo Sincrónico, si la frecuencia cardíaca del paciente está por fuera del rango de sincronización, esto es, por encima de la frecuencia máxima o por debajo de la frecuencia mínima ingresadas al microprocesador, o el corazón se vuelve arrítmico, el MCP toma el control y ordenará al SN del MP que trabaje automáticamente con una frecuencia de bombeo a la frecuencia nominal

<sup>3</sup> lat/min = latidos por minuto, esto es la frecuencia cardíaca del corazón del paciente.  
bpm = bombeos por minuto, esto es accionamiento del SAVI por minuto.

anteriormente programada, en este caso, 55 bpm. Bajo estas condiciones el SAVI actuará en forma asincrónica con el ECG del paciente. En consecuencia se perderá el poder de contrapulsación del SAVI y el período sistólico corresponderá a la frecuencia nominal establecida, según el valor de %S ingresado. Para la Sincronización de la ACCM con el ECG del paciente se cuenta con un electrodo epicárdico (sobre la superficie externa del corazón) se implanta en el ventrículo izquierdo y se une con un conductor que recorre paralelamente y asilado el tramo electroneumático del SAVI. A su vez, a dicho tramo se ha incorporado otro conductor que hace a su vez de electrodo de referencia. Ambos electrodos, a través de una ficha a la salida del cuerpo del paciente, se conectan por un cable unipolar enmallado a la UEN. La presencia de dos entradas para el ECG se debe a que se puede seleccionar la polaridad de la onda R. Este sistema de ACCM al tener incorporado un sistema de sincronización con el ECG del paciente, permite que el ventrículo artificial pueda eyectar su contenido de sangre durante el periodo diastólico y de esta manera, actuar como un *contrapulsador*.

El sistema además cuenta con las siguientes capacidades:

**3.1 Comando automático:** En caso de detectar un funcionamiento irregular del MCP, se puede derivar el control del driver al Control Secundario (CS) del MP. Esta operación se realiza oprimiendo el pulsador Automatic Mode, haciendo que la UEN funcione en Modo Automático, en forma asincrónica. Los circuitos electrónicos encargados de controlar a cada Grupo del Sistema Neumático SN, son los siguientes: (1) Timer que conmuta en forma alternada por períodos de 15 min entre un Grupo y el otro, (2) Control Secundario de las válvulas electro-neumáticas, (3) Sistema de Control de Presión Neumática de los compresores. El sistema posee internamente dos microventiladores (cooler) de funcionamiento continuo, para mantener ventilado el interior, y el ingreso de aire al gabinete se encuentra filtrado. El conjunto neumático de cada Grupo del SN, tiene su propia electrónica de control y su fuente de alimentación, por lo que el funcionamiento de cada uno de ellos es totalmente independiente del otro.

**3.2 Selector de Grupo Neumático:** posee una llave de tres posiciones: *Grupo 1 continuo* (1), *Alternante* (Auto) y *Grupo 2 continuo* (2). Estando la llave en la posición central (alternante), el timer funciona como se describió anteriormente, conmutando entre ambos Grupos. Ante la posible falla de un grupo, por ej., el Grupo 1, si bien el pasaje es automático, se puede pasar también manualmente a la posición Grupo 2 continuo, anulando la función de conmutación del timer quedando este grupo en funcionamiento permanente hasta que acuda el personal de reparación.

**3.3 Control Secundario (CS):** es un circuito que activando el pulsador Automatic Mode del panel frontal, la UEN pasa al Modo Automático (Fijo Secundario) (simultáneamente se enciende un indicador luminoso -rojo- ON). En este Modo se conmuta el control de la válvula electro-neumática del Grupo que se encuentra funcionando al CS<sup>4</sup>, y el funcionamiento es fijo y totalmente independiente del ECG del paciente, es decir, siempre será asincrónico. Mientras el control de la válvula provenga del MCP y el pulsador Automatic Mode no se encuentra oprimido, el CS permanece inhabilitado. En caso que el *circuito de monitoreo de la batería* del MCP detecta que la batería que alimenta a este módulo se encuentre baja, este circuito deriva automáticamente el control de la UEN al Circuito Secundario.

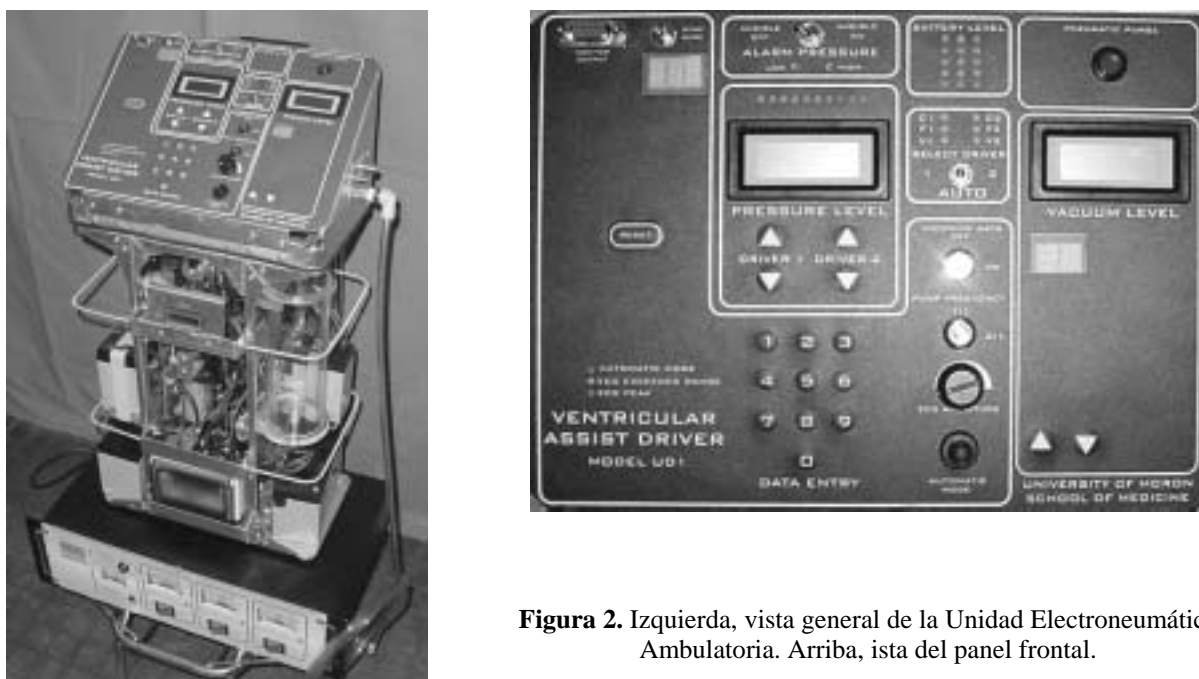
**3.4 Sistema de Control de Presión Neumática:** El aire comprimido que imprime presión en las cámaras neumáticas, proviene en cada Grupo desde un motocompresor (12 V<sub>CC</sub>, 30W). Está constituido por un motor de corriente continua que mueve un compresor a membrana, tomando aire por un conducto conectado a un tanque acrílico cilíndrico de vacío y liberándolo a otro tanque igual de presión. Como se señaló anteriormente, los tanques son compartidos por ambos Grupos. *Control de la Presión Neumática positiva.* Mediante un Control de Nivel de Presión Neumática que se

<sup>4</sup> Realmente el control se efectúa simultáneamente a ambas válvulas, pero el timer habilita a una sola de ellas.

encuentra en el panel frontal de la UEN, se puede regular en cada Grupo neumático la presión necesaria para actuar sobre la prótesis cardíaca; desde 0 mmHg hasta 240 mmHg.

**3.5 Control de la Presión Neumática negativa:** El nivel de vacío se regula mediante un control electrónico que dirige el funcionamiento de una válvula reguladora de caudal **nivel de vacío**, que permite tomar aire fresco, a través de un filtro de aire para evitar el ingreso de partículas al sistema. El control de las Presión Neumática es un sistema realimentado que consiste en sensar la presión de aire en el tanque de presión mediante un transductor conectado al circuito electrónico, de manera que al aumentar la presión en dicho tanque, el circuito tiende a bajar las revoluciones del motor, disminuyendo el caudal de aire. Por el contrario si la presión es baja, el circuito aumenta las revoluciones, con el fin de mantener la presión sistólica constante alrededor de un valor elegido con el potenciómetro nivel de presión neumática.

Se muestra en la Figura 2, una vista general de la Unidad Electroneumática Ambulatoria (sin cubierta externa) y el detalle del panel frontal. La parte superior consta del Módulo de Control Principal y del Sistema Neumático duplicado. El componente inferior consta del cargador de baterías. El conjunto está montado sobre un carrito con ruedas para facilitar su desplazamiento.



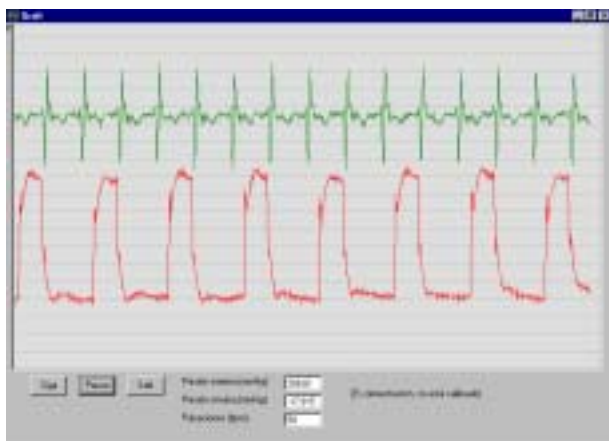
**Figura 2.** Izquierda, vista general de la Unidad Electroneumática Ambulatoria. Arriba, ista del panel frontal.

## 4. MONITOREO REMOTO

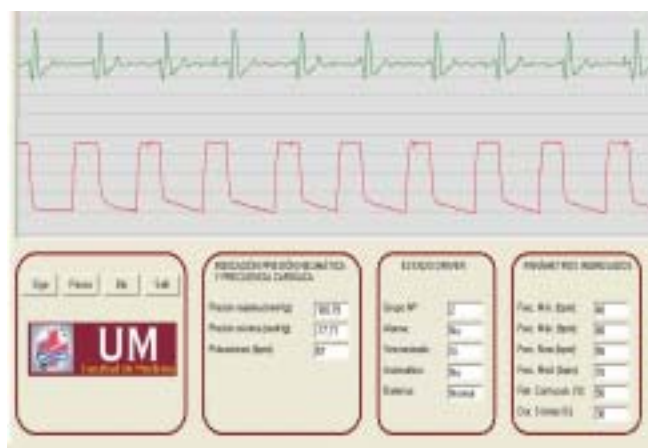
Para tomar y convertir los datos fisiológicos del paciente y los del funcionamiento del driver, se desarrollo e implemento un Sistema de Adquisición de Datos (SAD) por comunicación serie, para posterior monitoreo en forma remota, recepción y registro en bases de datos de la información enviada por el SAD a través de una computadora. El sistema se conectara vía modem de alta velocidad tipo ADSL o cable modem, a Internet e Intranet. Se emplea SQL Server, Microsoft Personal Web, Server e Internet Información Server para la explotación y administración de información de pacientes. El sistema permite visualizar la información registrada por el SAD. El desarrollo se enfoca a lenguajes de alto nivel (Java, .Net, C++), que permiten la construcciones de aplicaciones en tres capas.

Se comenzó investigando como monitorear mediante una computadora configurada como “visor o controlador” a otra computadora configurada como remota, es decir, a ser monitoreada o controlada independientemente de la ubicación geográfica de ambas máquinas. En un principio se utilizó el programa Real VNC, el cual fue ensayado entre dos máquinas próximas y distantes, y se comprobó que posee unas prestaciones adecuadas para los requisitos que inicialmente se desean cumplir. Este es un programa gratuito mediante el cual se puede controlar completamente con un mouse y teclado de una computadora o PC configurada como Viewer a otra computadora remota en el que previamente se encuentra instalada esta aplicación y que está configurada como Server. Este paquete instala el servidor (Server) que es necesario en la computadora que va a ser controlada o monitoreada y el cliente (Viewer) que será el que tendrá que ejecutarse en la computadora desde donde se va a ejercer el control.

El funcionamiento es muy sencillo: se ejecuta el Viewer, se introduce la IP de la computadora que se quiere controlar o monitorear remotamente, y se introduce la contraseña, a continuación se tiene en una ventana el escritorio de la otra computadora con el control de su mouse y escritorio. Se podrá establecer contraseña de acceso en el servidor, visualizar la computadora controlado en ventana o pantalla completa, utilizar diferentes resoluciones e incluso habilitar el control compartido desde varios clientes. Siendo esta opción, para el inicio de este proyecto de investigación la solución que permite a un médico y una computadora utilizada como cliente monitorear un paciente a través de una computadora remota como servidor estando éste cualquier punto geográfico próximo o distante al médico que lo chequea. Una vez adquirida la experiencia, se realizó un ensayo con un SAVI funcionando en condiciones in vitro en el laboratorio. Se desarrolló un programa que simula el monitoreo del ECG de un paciente. Así, en este ensayo, los parámetros graficados a medir son: la forma de onda del ECG y la presión neumática generada por la UEN. Las señales son leídas por un programa en Visual Basic que lo reproduce gráficamente y en tiempo real como si a la paciente fuera sido monitoreado en el momento. También esos archivos pueden ser visualizados y graficados mediante Excel. Cada vez que la lectura de los archivos llega al último valor, se reinicia para simular un proceso continuó. La Figura 3 muestra la representación del sistema de la lectura de valores máximos y mínimos de presión neumática y frecuencia cardíaca. Se construyó además un circuito que adquiere información de ECG y presión neumática de la UEN y que lo transmite por RS-232 a la computadora, para que esa información sea graficada y simultáneamente monitoreada en una estación remota vía Intranet/Internet. También informará acerca de los parámetros programados en la UEN (Presión Máxima, Mínima, Nominal, Porcentaje Sístole, porcentaje Contrapulsación). La Figura 4 muestra en forma integrada la lectura de valores máximos y mínimos de presión neumática y frecuencia cardíaca y el estado del dirver, como así también los valores ingresados a cada parámetro del sistema.



**Figura 3.** Lectura de valores máximos y mínimos.



**Figura 4.** Representación integrada valores de presión neumática y frecuencia cardíaca, estado del dirver y parámetro ingresados.



## 5. ARQUITECTURA BASE DEL SISTEMA

Las arquitecturas para aplicaciones en el marco del monitoreo remoto de pacientes requieren de flexibilidad esto hace que la aplicaciones sean extensible en funcionalidades, en el ámbito de la telemedicina el propósito de un Framework, es brindar una alternativa más dinámica, respecto al monitoreo de los sistemas ECG tradicionales, e incentivar a los profesionales de la salud a incorporar el uso de las nuevas tecnologías. A continuación se expone las interrelaciones con el hardware y el software definidas en el framework. En la Figura 5 se observa la distribución de los distintos módulos de software con respecto a los componentes que integran la arquitectura de hardware [2]. Todos aquellos dispositivos englobados bajo el nombre de “Periféricos de Adquisición de Datos” (PAD), tienen como tarea la obtención de señales de datos analógicas desde los pacientes, y luego la transformación a señales digitales para poder interactuar con las “Terminales de Adquisición de Datos” (TAD). Las TAD, cumplen el propósito de transformar la información digital, proveniente de los PAD, a registros de datos para guardarlos dentro del Servidor de Base de Datos. El Servidor Web contiene aquellas Aplicaciones que brinda el Framework, ya sean de Administración, Monitoreo, y Web Services. Mediante los Web Services, se permite la adquisición de datos almacenada en el servidor de Base de Datos, y la interacción con diferentes plataformas que deseen comunicarse con nuestro Framework. Las “Terminales Monitoras” (TM), tienen como propósito poder exhibir la información que se encuentra dentro de la base de datos, acorde a los parámetros indicados por el usuario previamente. En cuanto a las tareas que realizan cada uno de los módulos de Software, se detallan en la siguiente sección. El desarrollo de la arquitectura de monitoreo en este caso para ECG se basa en la utilización de tecnología Microsoft para todos los elementos que componen al sistema. El sistema operativo de base para los de servidores de Adquisición, Servidores Web es Windows Server 2003 debido a su alto grado de confiabilidad y estabilidad Como motor de Base de Datos utilizaremos SQL Server 2005

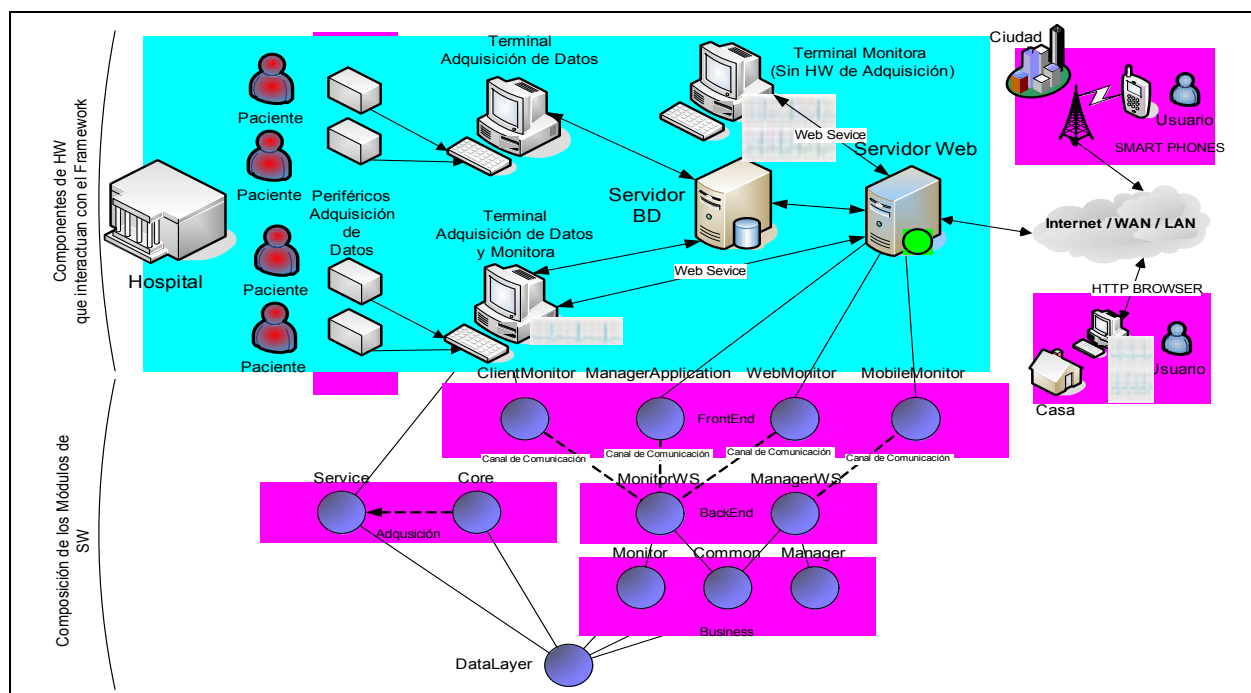


Figura 5: Alcance esquemático del framework.

El equipamiento y distribución ideal es el detallado debajo Figura 6 en el que se expone claramente el escenario en el cual se ejecutan todos los módulos del sistema.

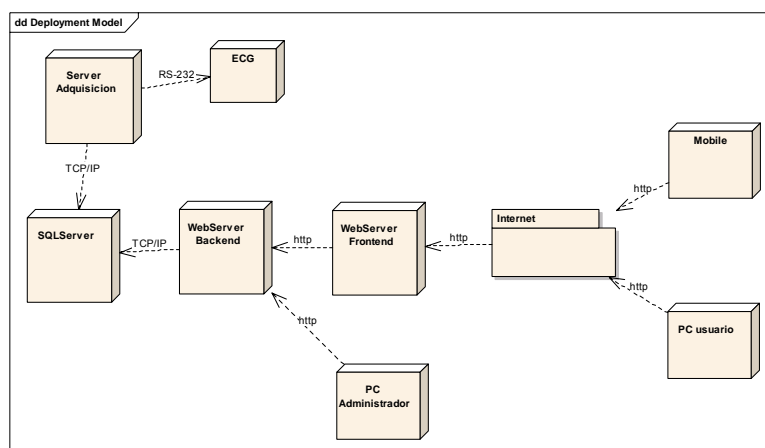


Figura 6: Diagrama de Despliegue

## 6. CONCLUSIÓN Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

En el contexto de la telemedicina, el sistema de Sistema de Asistencia Ventricular Izquierda como el sistema de monitoreo y la arquitectura propuesta contribuyen a los sistemas médicos puede lograr una mayor eficacia de los servicios de salud y un mejor acceso a la atención de personas al mejorar la calidad de la atención médica y favorecer la salud, también ésta puede ser beneficiosa para los prestadores, los profesionales y los usuarios finales de la atención. Asimismo, debería influir en los costos de la atención, al reducir el número de exámenes médicos superfluos o repetidos. Más aún, en la mayoría de los países existen poblaciones alejadas y de difícil acceso y múltiples inconvenientes en la accesibilidad a la atención en salud.

Con los últimos desarrollos en nuestro sistema *Novel III LVAS*, es posible realizar un monitoreo *on line* del funcionamiento del driver y de los parámetros clínicos del paciente, desde un lugar remoto. Esto es posible a través de una conexión driver-ordenador mediante el uso de Internet/Intranet, tanto desde una sala de cuidados intensivos como desde el domicilio del paciente. En estos momentos el sistema está diseñado para el monitoreo clínico y fisiológico a distancia de parámetros corporales y estudios del paciente: ECG, PA, VM y temperatura corporal y el monitoreo electrónico remoto de diversos parámetros de funcionamiento del driver tales como valores de los parámetros programados, presión neumática, frecuencia de bombeo, temperatura de los compresores, nivel de sincronización, alarmas, estado baterías y grupo funcionando.

Como futuras líneas de investigación que surgen a raíz de este trabajo y que son potencialmente importantes se enumeran las siguientes: (1) Integrar mediante servicios web al Sistema con un Sistema Experto para la asistencia en Diagnósticos, (2) Aplicar Minería de Datos sobre la información recolectada para predicción de tendencias o comportamientos emergentes que permitan la toma de decisiones proactivas. (3) Extensión de funcionalidades al Sistema para monitorear más funciones vitales (4)

También se prevé explorar la infraestructura para la incorporación de consultas de datos de la Historia Clínica y estudios ecocardiográficos, radiografías, etc., como así también la posibilidad de teleconferencia con el propio paciente.

## 7. REFERENCIAS

- [1] Alberto Kopec, José Salazar Gómez. Aplicaciones de Telecomunicaciones en Salud en la subregión andina. *Oras-Conhu Organismo Andino de Salud*, abril 2003. [http://www.comunidadandina.org/elec/Documentos/Telecomunicaciones\\_salud.pdf](http://www.comunidadandina.org/elec/Documentos/Telecomunicaciones_salud.pdf)
- [2] Andrada David, Sparhaki Pablo, Novillo Hernán, Ierache Jorge, Arquitectura para el Monitoreo Remoto de Funciones Vitales en Pacientes Ambulatorios, XII Congreso Argentino de Ciencias de la Computación octubre de 2006 - Potrero de los Funes, San Luis, Argentina Universidad Nacional de San Luis
- [3] Carmen C. Y. Poon, Yuan-Ting Zhang. A Novel Biometrics Method to Secure Wireless Body Area Sensor Networks for Telemedicine and M-Health. *IEEE Communications Magazine*, abril 2006.
- [4] Cervino, C; Nasini, V; Sroka, A; Diluch, A; Cáceres, M; Sellanes, M; Malusardi, A; del Río, M; Pham, S and D Liotta. Novel left ventricular assist system I and II for cardiac recovery therapy: the driver. *Tex Heart Inst J* 2003; In Press.
- [5] iPath Project - iPath association en colaboración con la Universidad de Basel, Suiza. [http:// telem.ed.ipath.ch/ipath/](http://telem.ed.ipath.ch/ipath/)
- [6] Lin, James C. Aplicando tecnología de telecomunicaciones al cuidado de la salud: el estado actual y los cambios en la telemedicina. *Engineering in medicine and biology*. IEEE, Vol 18 N 4 Jul/Ag 1999, pp 28 –31
- [7] Liotta D, Hall CW, Henly WS, Cooley DA, Crawford ES, DeBakey ME. Prolonged assisted circulation during and after cardiac or aortic surgery. Prolonged partial left ventricular bypass by means of intracorporeal circulation. *Am J Cardiol* 1963;12:399-405.
- [8] Liotta D. Novel left ventricular assist system II. *Tex Heart Inst J* 2004;31:278-82.
- [9] Liotta D. Novel left ventricular assist system. An electrocardiogram-synchronized LVAS that avoids cardiac cannulation. *Tex Heart Inst J* 2003;30:194-201.
- [10] Luraschi, R. Sistema de Monitorización a Distancia de Señales Biológicas Vitales a través de Radio. 3er. Congreso Argentino de Informática y Salud – SADIO
- [11] Magnus Berggren. Wireless communication in telemedicine using Bluetooth and IEEE 802.11b. OpenECG - Standard communications protocol for computer assisted electrocardiography. [http://www.openecg.net/index\\_ws2.html](http://www.openecg.net/index_ws2.html)
- [12] OpenECG - Standard communications protocol for computer assisted electrocardiography. [http://www.openecg.net/index\\_ws2.html](http://www.openecg.net/index_ws2.html)
- [13] PhysioNet – Public service of the Research Resource for Complex Physiologic Signals. Massachusetts Institute of Technology (MIT). <http://physionet.org/>. Uppsala University, Suecia, noviembre 2001. <http://www.it.uu.se/research/publications/reports/2001-028/2001-028.pdf>.
- [14] World Health Organization. Technical report article A58/21 1998. [http://www.who.int/gb/ebwha/pdf\\_files/WHA58/A58\\_21-sp.pdf](http://www.who.int/gb/ebwha/pdf_files/WHA58/A58_21-sp.pdf)