

ELECTROCARDIÓGRAFO DE 12 DERIVACIONES Y SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS PARA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

José Joaquín Rieta, Juan Manuel Sanchis, Martin Baiker, Alexander Scholl

*Departamento de Ingeniería Electrónica. Universidad Politécnica de Valencia.
e-mail: jjrieta@eln.upv.es; jmsanch@eln.upv.es*

RESUMEN

En la presente contribución se ha diseñado un sistema completo de registro y almacenamiento de señales electrocardiográficas destinado a la docencia de instrumentación biomédica. El sistema consta de dos bloques funcionales: el primero, se encarga de realizar la amplificación bioeléctrica y el tratamiento analógico de la señal para obtener un electrocardiograma de 12 derivaciones; el segundo bloque se implementa mediante un sistema de adquisición de datos gestionado bajo Matlab, en donde será posible realizar cualquier estudio o análisis posterior sobre la señal registrada. El sistema permite al estudiante sentirse mucho más cercano e interesado en el funcionamiento y diseño de los equipos electrónicos de biomedicina, dado que puede usarlo para registrar y analizar su propio electrocardiograma. Por otro lado, considerando el elevado coste que todavía siguen teniendo los electrocardiógrafos comerciales, este sistema se convierte en una interesante alternativa para la docencia.

1. INTRODUCCIÓN

La mejora de la enseñanza universitaria y el aumento de la calidad docente en estudios de grado con un elevado contenido tecnológico pasan, ineludiblemente, por la necesidad de disponer de un alto coeficiente de experimentalidad dentro de la formación recibida. Sin embargo, la experimentalidad debe ser concebida como una aproximación lo más precisa posible al mundo real, para lo que se necesita disponer de equipos e instrumentos que, en demasiadas ocasiones, quedan fuera del alcance docente por limitaciones presupuestarias. Un ejemplo bien conocido de esta situación se produce en la docencia de asignaturas con contenidos de biomedicina y, más concretamente, en instrumentación biomédica en donde el coste de los equipos médicos más básicos, suele ser prohibitivo.

Para ayudar a solventar creativamente el inconveniente descrito se ha desarrollado un sistema consistente en un amplificador de electrocardiografía de 12 derivaciones, que permite obtener un electrocardiograma (ECG) estándar de forma analógica y, simultáneamente, el ECG es digitalizado y almacenado en un ordenador personal (PC) mediante una tarjeta de adquisición de datos. Esto permite, como actividades complementarias, desarrollar la realización de estudios posteriores sobre la señal registrada, con el aliciente añadido de que el alumno puede analizar su propio ECG. El diagrama de bloques del sistema completo se presenta en la Figura 1, el cual corresponde a una estructura general del sistema. La composición con más detalle de cada uno de los bloques y sus particularidades concretas se presentan en las siguientes secciones de la contribución.

El objetivo del sistema completo consiste en que el estudiante pueda mejorar su conocimiento sobre los sistemas de amplificación bioeléctrica, analizar y solucionar su problemática, asentar los conocimientos sobre el muestreo y almacenamiento de señales y, finalmente, iniciarse en el campo del análisis y procesado de señales bioeléctricas.

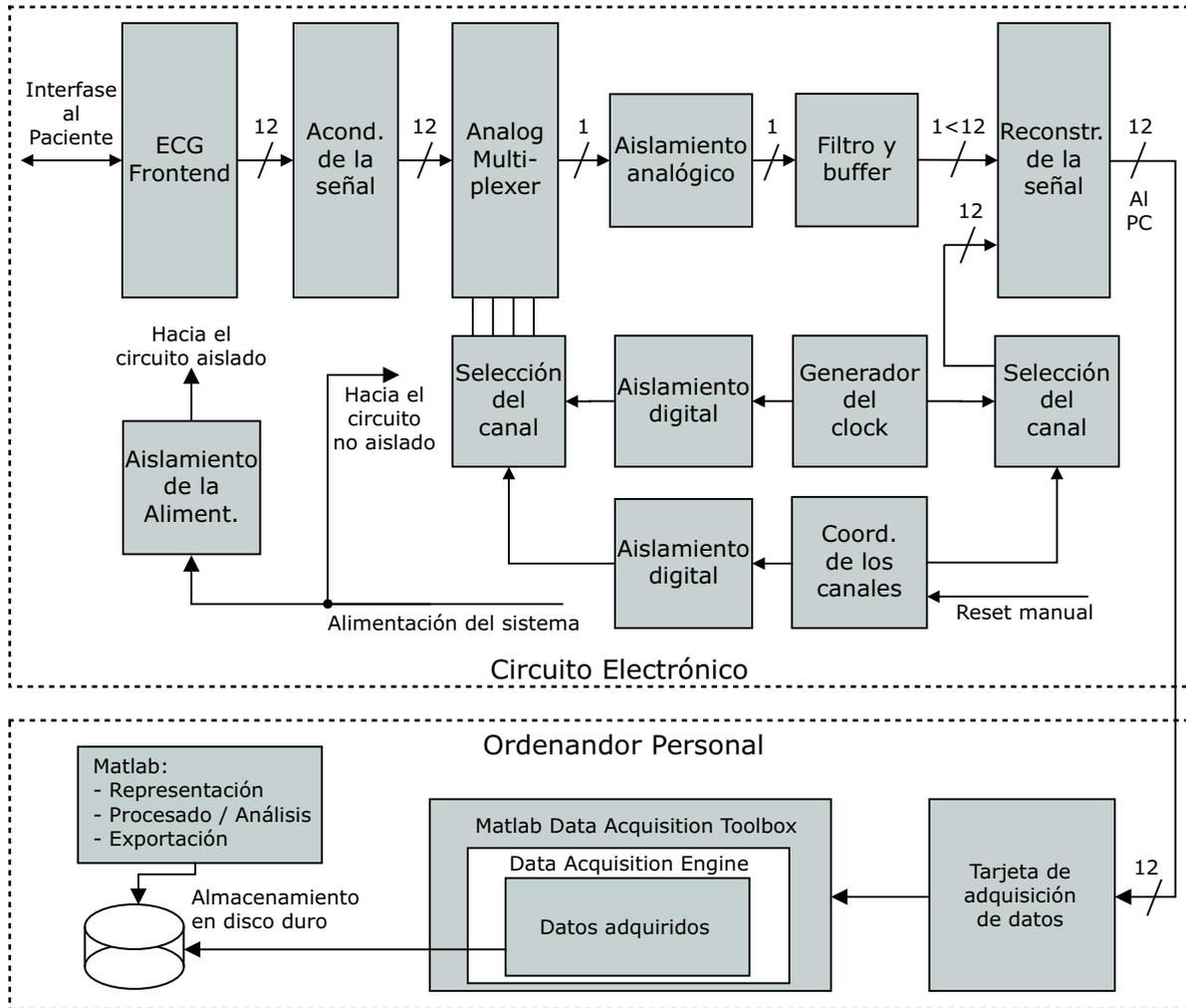


Figura 1: Diagrama de bloques del sistema completo

2. AMPLIFICACIÓN BIOELÉCTRICA

La etapa de amplificación bioeléctrica (ECG frontend en la Figura 1) está compuesta por varios elementos que se describen en los próximos apartados. Un esquema más detallado de la composición de la etapa se muestra en la Figura 2. De manera general, todos los circuitos integrados de esta etapa están provistos de condensadores $0,1\mu\text{F}$ para prevenir posibles fluctuaciones en la alimentación. Las pistas que distribuyen la tensión de funcionamiento simétrica se han trazado de forma paralela a los bordes de la placa de circuito impreso, con la línea de masa entre las líneas positiva y negativa, distribuyéndose todas ellas según una estructura de árbol para prevenir la aparición de efectos inductivos. Las masas analógicas y digitales se han dispuesto para minimizar la influencia de la parte digital en la analógica, habiéndose empleado únicamente circuitos de muy bajo consumo en la parte eléctricamente aislada.

2.1. Etapa de Entrada

Cada una de estas etapas consta de un buffer de entrada (ver Fig. 2) con un filtro paso bajo de primer orden y la habitual protección contra desfibrilación para, seguidamente, entregar

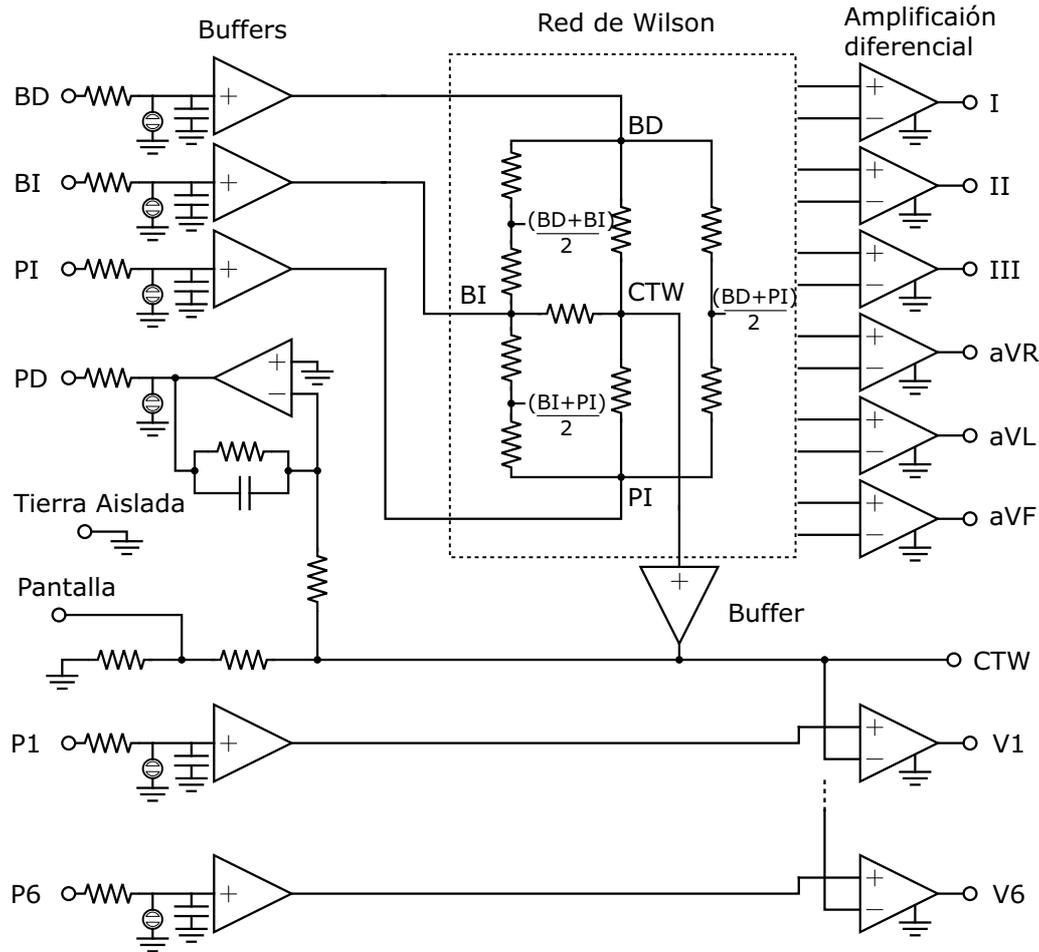


Figura 2: Esquema de la etapa de amplificación bioeléctrica.

la señal a la salida de cada buffer a la red de Wilson. El filtrado paso bajo de la entrada tiene una frecuencia de corte cercana a 1kHz ($R = 330\text{k}\Omega$, $C = 470\text{pF}$) y se utiliza para reducir la influencia del ruido de entrada y, además, proporcionar una mayor estabilidad a cada buffer. La protección contra desfibrilación se ha implementado mediante lámparas de neón de 95V, adicionalmente se han incluido diodos de alta velocidad 1N4148 (omitidos en Fig. 2 por simplicidad) para la protección de sobretensión en los buffers de entrada.

Los buffers se han implementado mediante el circuito integrado AD820AN debido a que posee una entrada FET de muy alta impedancia ($10^{13}\Omega$) y, por tanto, una corriente de entrada muy reducida (25pA) y posibilidad de ajuste de la tensión de offset mediante la incorporación de un potenciómetro, lo cual toma especial relevancia si se consideran las exigencias de equilibrio que deben cumplirse en la red de Wilson. Además, el integrado AD820AN presenta un comportamiento térmico excelente ($1\mu\text{V}/^\circ\text{C}$), ganancia unitaria estable hasta 1.8MHz, muy bajo consumo ($\pm 2.5\text{V}@800\mu\text{A}$) y muy baja figura de ruido ($2\mu\text{pp}$). Debido a la normativa AMII que limita a $50\mu\text{A}$ la máxima intensidad de corriente que puede atravesar el cuerpo humano, la resistencia serie ($330\text{k}\Omega$) de cada entrada asegura esta protección.

2.2. La Red de Wilson

La red de Wilson es la que permite crear la central terminal de Wilson (CTW), el punto que se utiliza como referencia cero de potenciales del cuerpo humano. Esto permite realizar medidas unipolares de la actividad cardíaca sobre la superficie del cuerpo que, de otra forma serían

imposibles. Además la red también proporciona los puntos de referencia de tensión para las derivaciones aumentadas de Goldberger y las derivaciones estándar de extremidades. Para la configuración de esta red (ver Fig. 2) se hace necesario utilizar resistores de alta precisión pues, en caso de usar convencionales, podrían generarse graves errores de offset en los amplificadores de instrumentación posteriores. Por este motivo se han empleado resistores del valor típico ($10k\Omega$) pero con la menor tolerancia posible ($\pm 0.1\%$).

2.3. Amplificadores Diferenciales

Los amplificadores diferenciales del electrocardiógrafo se han implementado mediante amplificadores de instrumentación INA128. Este dispositivo ofrece un elevado rechazo al modo común (100dB mínimo con ganancia unidad) que permite, junto con el electrodo de la pierna derecha, reducir extraordinariamente el ruido de 50Hz que, como es bien conocido, constituye una de las grandes problemáticas del registro electrocardiográfico. Además, el INA128 es un amplificador de muy bajo consumo ($\pm 2.5V@700\mu A$) y con excelentes características de ruido, offset, etc. Aunque el objetivo principal de cada uno de los amplificadores de esta etapa es el rechazo de la señal común, también se realiza una ganancia de señal de valor $G_I = 11,64$.

Para que la resistencia que ven los terminales inversor y no inversor del amplificador sea igual se han insertado las correspondientes resistencias de Thevenin en los puntos necesarios. Finalmente, la salida de todos los amplificadores de instrumentación entrega a la etapa de acondicionamiento (ver Fig. 1) las 12 derivaciones del ECG estándar.

2.4. Electrodo de la Pierna Derecha y Apantallamiento

El potencial en el punto CTW se lleva, a través de un buffer de ganancia unidad (ver Fig. 2), al punto de conexión de apantallamiento de los cables de electrodos y, simultáneamente a un amplificador de tensión que genera la señal para el electrodo de la pierna derecha. Esta señal será inyectada al paciente a través de una resistencia de protección ($R = 330k\Omega$). El electrodo de la pierna derecha se utiliza para aplicar al paciente una tensión igual a la de modo común presente en la CTW, pero con la polaridad invertida. Esto permite reducir considerablemente el ruido en modo común y, especialmente, el de 50Hz.

La ganancia del amplificador de la pierna derecha es ajustable mediante un potenciómetro ($G_{max} = 500$) habiendo dispuesto un condensador en el lazo de realimentación para prevenir posibles oscilaciones. Los circuitos integrados elegidos son del tipo OPA4131PA con entrada FET de alta impedancia, bajo consumo y un margen dinámico aceptable.

El apantallamiento se utiliza con un propósito similar, permitiendo situar la pantalla al potencial de la CTW, que puede considerarse como el de modo común. Esto permite que, mediante el uso de cables de electrodos coaxiales, se pueda conseguir que la pantalla (malla) y el potencial registrado por el electrodo (vivo) posean fluctuaciones similares de ruido en modo común y, por consiguiente, pueda eliminarse con facilidad por los amplificadores de instrumentación. Para prevenir inestabilidades, el potencial de la pantalla se fija al 99% del de la CTW mediante un divisor resistivo (ver Fig. 2).

3. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Esta segunda etapa del diagrama de bloques de la Figura 1 se usa para filtrar y amplificar la señal obtenida en la primera. Se realiza un filtrado paso banda en dos etapas. La primera es una etapa paso alto, de ganancia unidad y frecuencia de corte 0.048Hz, para reducir la deriva de la línea base y las fluctuaciones de los potenciales de electrodo. Después hay una etapa

paso bajo, de ganancia 56 y frecuencia de corte 102Hz, que reduce el ancho de banda registrado al necesario para señales electrocardiográficas y, además, sirve como filtro paso bajo previo a la etapa de muestreo y retención. Considerando la ganancia de los amplificadores de instrumentación ($G_I = 11.64$), junto con la de esta etapa paso bajo ($G_{II} = 56$) más la introducida por los filtros posteriores al muestreo y retención ($G_{III} = 1.54$), el sistema ECG presenta una ganancia total de 1000, que es el valor más ampliamente utilizado. Los circuitos integrados empleados para estas etapas son del tipo OPA4131 comentados anteriormente.

4. AISLAMIENTO ELÉCTRICO

Para cumplir con los requisitos de seguridad eléctrica en los dispositivos electrocardiográficos, es necesario aislar la parte del circuito que estará directamente en contacto con el paciente, tanto en su vertiente de señal como de alimentación. Respecto de la señal, deberían aislarse las 12 derivaciones electrocardiográficas que se obtienen, siendo la manera más sencilla de realizarlo recurrir al uso de 12 amplificadores de aislamiento. Sin embargo, debido a su elevado coste, se ha decidido multiplexar en el tiempo los 12 canales de ECG de manera que el aislamiento eléctrico se consiga con un solo amplificador de aislamiento.

4.1. Etapa de Multiplexado

La multiplexación temporal de los 12 canales electrocardiográficos se realiza mediante el multiplexor analógico de 16 canales Maxim DG406 (ver Fig. 1), en el que se usan las doce primeras entradas. La selección de canales se lleva a cabo mediante un contador CMOS de 4 bits (74HCT93N) y el reloj del sistema se genera mediante un oscilador programable del que se harán otros comentarios más adelante.

4.2. Aislamiento de Señal Analógica

La salida del multiplexor analógico se introduce en el amplificador de aislamiento ISO120G, con una tensión de aislamiento de 1.5kV (el OPA121 con 3.5kV no estaba disponible), una relación de rechazo al modo de aislamiento (IMR) de 115dB, gran linealidad (0.01%), baja corriente de pérdidas y posibilidad de ajuste de offset. Finalmente, uno de los criterios más relevantes para la elección de este amplificador de aislamiento ha sido su precio de 66€, que es bastante reducido en comparación con otros dispositivos de similares características.

Debe tenerse presente que la señal de salida del amplificador de aislamiento contiene ruido de 500kHz debido a la frecuencia de la portadora que se usa internamente para transmitir la señal. Naturalmente, la forma más sencilla de eliminar esta interferencia es mediante el empleo de un filtro paso bajo, si bien, su frecuencia de corte debe ser mayor que la del ancho de banda habitual de una señal de ECG, pues en esta etapa se dispone de 12 canales multiplexados en el tiempo que, posteriormente, van a muestrearse y reconstruirse.

Por eso, la decisión de compromiso ha sido usar un filtro paso bajo con frecuencia de corte de 33.9kHz, el cual presentará una constante de tiempo suficientemente reducida para el muestreo de los 12 canales multiplexados.

Para el filtrado paso bajo que se acaba de comentar, se ha usado el amplificador operacional OPA227P con características muy aceptables de *slew rate* y tiempo de asentamiento combinadas con un bajo consumo y entrada con tecnología bipolar, adecuada para esta parte del circuito donde la resistencia de fuente se ha reducido enormemente.

4.3. Aislamiento de la Señal Digital

El reloj para todas las partes digitales que lo necesitan se ha implementado mediante un oscilador programable SPG8640BN que genera una señal de 25kHz. El aislamiento de las señales digitales que deben introducirse a la parte aislada se ha realizado mediante optoacopladores H11L1, que es un disparador Schmitt optoacoplado de alta velocidad, con una tensión de aislamiento de 5.3kV y bajo consumo eléctrico. Dado que la etapa de entrada de los optoacopladores digitales tiene una impedancia de entrada reducida, se ha intercalado un buffer entre el oscilador programable y el optoacoplador de aislamiento del reloj.

4.4. Aislamiento de la Alimentación

El circuito completo se ha diseñado para funcionar con una única tensión de alimentación de 5V, la cual puede extraerse del PC por medio de la tarjeta de adquisición de datos, o bien, de una fuente de alimentación. Puesto que existen circuitos integrados que precisan alimentación bipolar, se ha introducido en la parte no aislada un convertor DC-DC NMA0505S que permite generar la tensión negativa de -5V con 100mA de corriente, lo cual es suficiente para las necesidades de la parte no aislada cuyo consumo máximo es 70mA.

El paso de la tensión de alimentación a la parte aislada se realiza mediante dos convertidores DC-DC NMJ0505S que tienen especificaciones similares a las comentadas y una tensión de aislamiento de 5.2kV. Dado que la parte aislada tiene un consumo cercano a 70mA, estos convertidores DC-DC cumplen adecuadamente con su función. En general la conversión DC-DC suele ser poco eficiente, lo que hace que globalmente todo el sistema tenga un consumo de la fuente de +5V cercano a 450mA. Sin embargo, la comodidad del uso de una sola tensión, que puede obtenerse del PC, unida al aislamiento eléctrico que se consigue, permiten afirmar que esta solución es la más adecuada.

5. RECONSTRUCCIÓN DE LA SEÑAL ANALÓGICA

Para reconstruir la señal electrocardiográfica multiplexada se ha usado una etapa de muestreo y retención seguida de filtrado paso bajo rector. El muestreo y retención se realiza de forma sincronizada con el multiplexado temporal, de manera que el instante de muestreo coincide con cada intervalo de tiempo de un canal de ECG. Esta operación se ha realizado con el circuito integrado de muestreo y retención SMP04E de Analog Devices. Es un circuito de 4 canales con condensadores de retención incorporados y prestaciones muy interesantes, como un régimen de pérdidas de 2mV/s, escalón de retención de 2.5mV, reducido offset y bajo consumo.

La selección de cada canal se realiza mediante un contador de 4 bits (74HCT93N) seguido de un decodificador/demultiplexor de 16 canales (74HCT154N). Igual que en la etapa de multiplexado, aquí los últimos cuatro canales no se han utilizado. Para mantener el sincronismo, el reloj para el contador es el mismo que en la etapa de multiplexado. De forma similar, para asegurar que todos los contadores comienzan siempre en la misma posición se ha incluido una línea de Reset manual (ver Fig. 1) que se aplica al contador de la parte aislada, al de la no aislada y al reloj programable. Esta señal se lleva a la parte aislada mediante un optoacoplador como los ya descritos.

Después del muestreo y retención de la señal, cada uno de los 12 canales se reconstruye mediante un filtrado paso bajo con frecuencia de corte de 100Hz implementado con amplificadores operacionales OPA4227PA, de características mencionadas previamente.

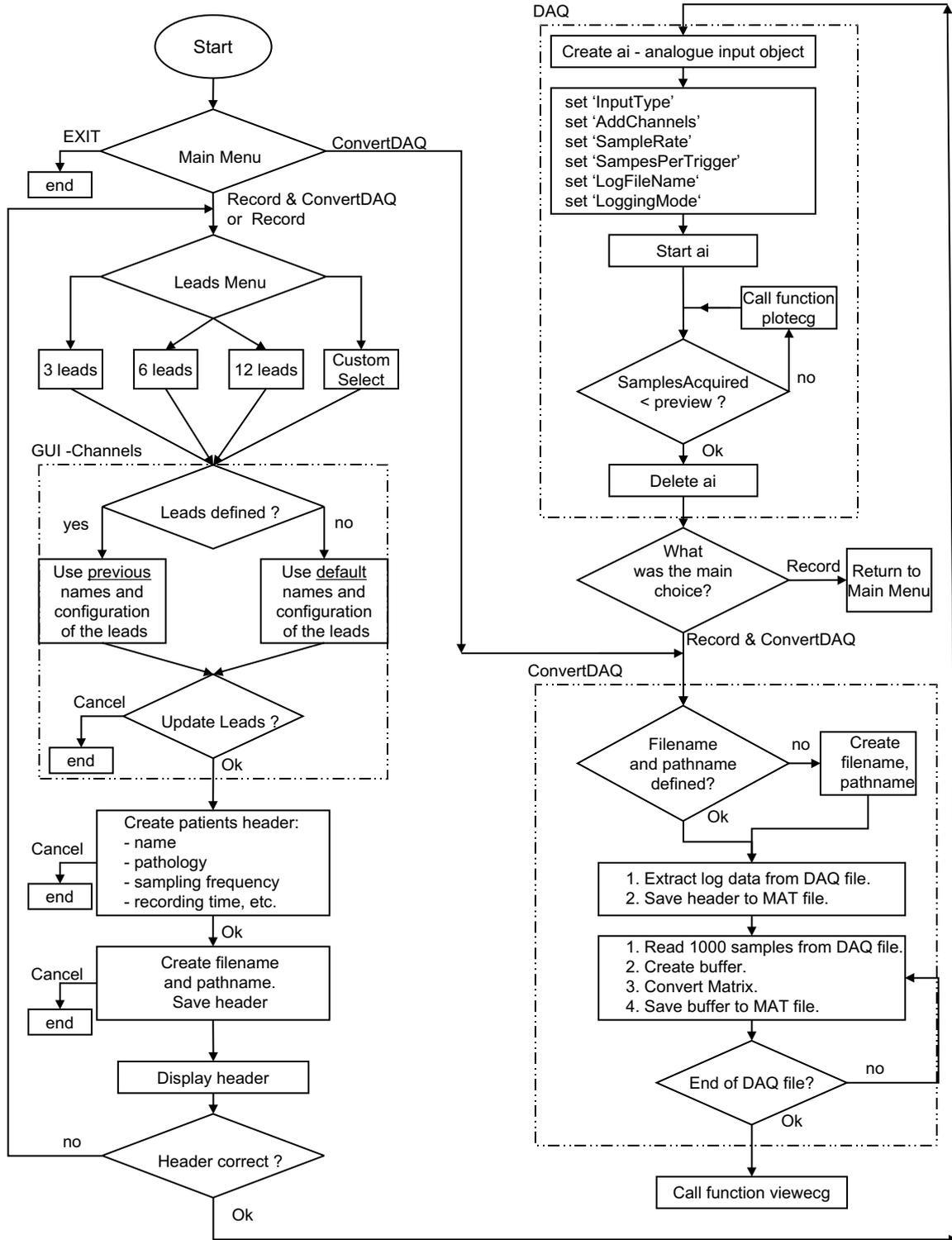


Figura 3: Diagrama de flujo del programa de adquisición.

6. DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL

Tras la reconstrucción del ECG se obtienen los 12 canales electrocardiográficos que se conectan a una tarjeta básica de adquisición de datos National Instruments NI6013 gestionada por el driver correspondiente bajo Matlab. Se ha desarrollado un software que permite la

adquisición de la señal electrocardiográfica con una frecuencia de muestreo de 1kHz, que suele ser la más empleada actualmente por los equipos electrocardiográficos. El diagrama de flujo de las opciones que proporciona el programa se muestra en la Figura 3, en donde es posible elegir el conjunto de derivaciones que se desean registrar, introducir algunos campos de información interesante del paciente y realizar el registro de la señal durante una determinada cantidad de tiempo seleccionado. Durante el proceso de adquisición es posible visualizar la señal que está siendo digitalizada. De esta forma se puede estudiar simultáneamente si el proceso se está realizando de manera adecuada. En todo momento es posible detener o cancelar el proceso de adquisición pudiendo reiniciarlo con otros parámetros distintos.

7. PRESENTACIÓN DEL RESULTADO

Una vez terminado el proceso de adquisición, se han desarrollado funciones que permiten representar la señal adquirida con una filosofía de funcionamiento similar a las herramientas de análisis electrocardiográfico comerciales. Así, es posible visualizar el registro con diferentes niveles de detalle, desplazarse por el mismo a lo largo del tiempo, seleccionar tramos para un procesamiento posterior y, naturalmente, exportar los datos obtenidos mediante cualquier formato definido a medida bajo Matlab. De hecho, la elección de Matlab como entorno de trabajo viene motivada porque este programa ya incorpora un módulo (*toolbox*) de adquisición de datos que permite fácilmente manejar las tarjetas comercialmente más conocidas. Si a esto le sumamos su versatilidad para aplicar y diseñar métodos de análisis y procesamiento de señal, resulta evidente que es la opción más adecuada.

7. CONCLUSIONES

En la presente contribución se ha presentado una herramienta para la docencia de instrumentación biomédica que se constituye como un interesante elemento de integración de conocimientos para el alumno. Por una parte, el alumno puede adentrarse en el aprendizaje y comprensión del funcionamiento de los sistemas de amplificación bioeléctrica y la problemática que conllevan, analizar el comportamiento de los mismos y aprender a tomar decisiones sobre su diseño en función de las características buscadas. Por otro lado, la parte analógica comentada se complementa con otras dos: la de adquisición de datos y la del trabajo en el entorno de desarrollo matemático más ampliamente utilizado para el análisis y procesamiento de señales. Si a esto se une que el alumno puede registrar y trabajar sobre su propio ECG, es fácilmente comprensible el interés y motivación que muestran los alumnos en las prácticas de la asignatura.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Carr, J. J. and Brown, J. M., *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, 4th ed. Prentice Hall, 2001.
- [2] Webster, J. G., *Medical Instrumentation. Application and Design*, 3rd ed. John Wiley & Sons, 1998.
- [3] Ferrero, J. M., Ferrero, J. M. Jr., Saiz, J., and Arnau, A., *Bioelectrónica: Señales Bioeléctricas* Servicio de publicaciones UPV, 1994.
- [4] Tompkins, W. J., *Biomedical digital signal processing: C language examples and laboratory experiments for the IBM PC New Jersey*: Prentice Hall, 1993.
- [5] Enderle, J., Blanchard, S., and Bronzino, J., *Introduction to Biomedical Engineering* San Diego, CA: Academic Press. Elsevier Science, 2000, pp. 1-1062.
- [6] Matlab 6.5 Language Reference Manual, The MathWorks Inc, 2002.
- [7] Data Acquisition Toolbox User's Guide, The MathWorks Inc, 2002.
- [8] DAQ NI6013/6014 User Manual. National Instruments Corporation, 2002.