

TOMÓGRAFO POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA

IMPETOM

Integración de circuitos de medida de impedancia eléctrica corporal y programas de reconstrucción tomográfica al desarrollo de un prototipo para la obtención automática de cortes tomográficos en pantalla destinado al seguimiento del edema de pulmón en tratamiento de medicina crítica

IMPETOM fue desarrollado como parte de las tareas de la asignatura “Proyecto” del Instituto de Ingeniería Eléctrica de la Facultad de Ingeniería.

Autores:

Santiago González

Andrés Liguori

Director del Proyecto: Prof. Franco Simini

**Universidad de la República
Núcleo de Ingeniería Biomédica de las
Facultades de Ingeniería y Medicina
Hospital de Clínicas Piso 15 Sala 2
Avda Italia S/N
11600 Montevideo - Uruguay**

Marzo 2003 - Julio de 2005

AGRADECIMIENTOS ESPECIALES:

Queremos agradecer especialmente a los docentes del NIB Prof. Franco Simini, Ing. Jorge Lobo, Ing. Daniel Geido por el apoyo brindado durante el desarrollo de este proyecto.

Al profesor Dr. Héctor Píriz, al Ing. Jorge Fernández Daher, Ing. Alfredo Rodríguez por los valiosos aportes que realizaron al grupo de desarrollo.

Capítulo 1- INTRODUCCIÓN

Introducción

La tomografía por impedancia eléctrica (EIT por su sigla en inglés) es una técnica relativamente reciente encontrándose sus orígenes en las universidades inglesas en la década del 70 [1].

Debido a su amplio campo de aplicación, su bajo costo y demás ventajas comparativas frente a otros métodos de imagenología ha ganado muchos adeptos en el mundo entero por lo que no es raro encontrar grupos de trabajo, de estudiantes o de empresas privadas investigando y desarrollando en torno a las varias disciplinas que componen esta técnica.

La Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República también ha incursionado en este campo y a través del Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB) ha desarrollado su propio prototipo de tomógrafo orientado básicamente al seguimiento de la evolución del edema pulmonar en pacientes en CTI [2][4].

Descripción del proyecto

El proyecto IMPETOM se ha desarrollado en tres etapas, cada una de ellas por un equipo de trabajo distinto. Las mismas se han nombrado como IMPETOM I, IMPETOM C y por último IMPETOM.

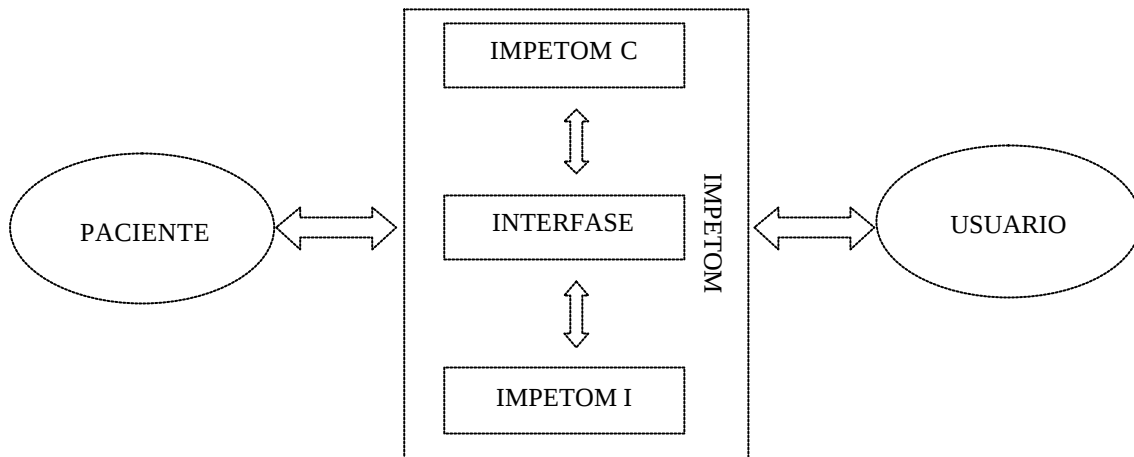


Figura I.1 Esquema general de IMPETOM

Se muestran los bloques integrantes del dispositivo y su vinculación con el usuario y el paciente.

Como una breve reseña diremos que IMPETOM I es el software dedicado a la reconstrucción de un corte tomográfico a partir de una matriz de impedancias relevada sobre el paciente. Su presentación es la de un programa de software ejecutable sobre un PC que despliega en la pantalla una imagen resultante de aplicar un algoritmo determinado sobre la matriz de impedancias relevada sobre el tórax del paciente, que recibe como dato de entrada y en un formato adecuado [3].

La particularidad que posee IMPETOM I es que permite elegir entre varios algoritmos de reconstrucción cada uno de los cuales presenta un compromiso propio entre tiempo de reconstrucción y calidad de imagen[3].

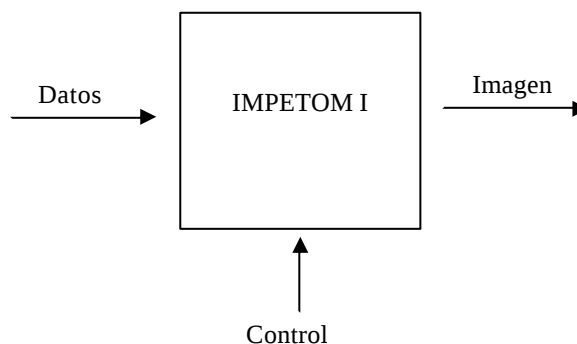


Figura I.2 Diagrama esquemático de IMPETOM I.

Podemos ver el flujo de señales de control y datos de este bloque.

El segundo proyecto, IMPETOM C consiste en la electrónica necesaria para medir las impedancias corporales mediante la inyección de las corrientes a través de los electrodos dispuestos sobre el paciente y la medición de los voltajes resultantes [2].

Este se presenta como una placa con 16 terminales, correspondientes a cada uno de los 16 electrodos y un grupo de 8 señales digitales de control que permite elegir la pareja de electrodos inyectoros.

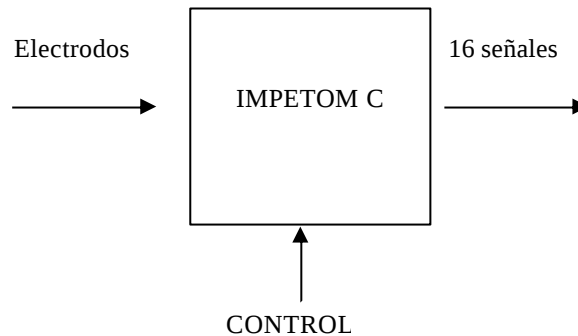


Figura I.3 Diagrama esquemático de IMPETOM C. Podemos ver el flujo de señales de control y datos de este bloque.

Nuestro objetivo es el de desarrollar IMPETOM, que es el prototipo terminado del tomógrafo por impedancias como resultado de la integración de los 2 diseños anteriores. Su función consistirá la obtención automática de cortes tomográfico, por un lado, controlando y leyendo los datos generados por IMPETOM C, y por otro lado, ingresando a la computadora la matriz de impedancias sobre la cual se ejecuta el software IMPETOM I. Por último proveeremos al usuario de una interfase amigable que le permita utilizar el dispositivo de manera cómoda e intuitiva.

La premisa fundamental sobre la cual se sustenta el proyecto es el concepto de que “no debemos reinventar la rueda” ya que un buen diseño de ingeniería incluye la óptima utilización de los recursos (entre otros los tecnológicos) disponibles en el mercado.

En el presente trabajo omitiremos todos los desarrollos teóricos ya realizados por los dos grupos anteriores y nos limitaremos a realizar aquellos que estén directamente relacionados al trabajo propuesto.

Las elecciones realizadas en base al trabajo de otros estarán debidamente referenciadas.

Resumimos las características básicas de IMPETOM:

- Es un prototipo utilizable para la investigación, con posibilidades (basadas en futuros desarrollos) de comercialización.
- Es seguro para su utilización en seres humanos.
- Es modular ya que permite la incorporación de otros algoritmos de reconstrucción
- Posee un manejo intuitivo y amigable.
- Es compacto ya que debe poder transportarse cómodamente junto a la cama del paciente

Organización de este documento.

En el capítulo II encontramos una descripción general de IMPETOM la cual nos lleva a una lista de especificaciones funcionales básicas que nos indican que equipo deseamos obtener al final del proceso de diseño. Por último presentamos las consideraciones generales de diseño que nos introducen en la siguiente parte del trabajo.

Los capítulos III, IV y V están dedicados al hardware de adquisición, la etapa de aislación y el software respectivamente y presentan el proceso de diseño en si. Cada uno tiene tres partes bien definidas de especificación, diseño e implementación propias.

Por último tenemos los capítulos VI y VII con las pruebas realizadas al equipo terminado y los resultados obtenidos, finalizando con un resumen de los tiempos y costos derivados del proyecto.

En los anexos encontramos la información que complementa algunos de los conceptos desarrollados durante el trabajo.

Capítulo 2 – ESPECIFICACIÓN DEL PROYECTO

IMPETOM será un equipo de uso médico que mediante la técnica medición de impedancia corporal obtendrá cortes tomográficos del tórax de un paciente que permitirán diagnosticar patologías pulmonares que involucran cambios de impedancia.

Al estar en contacto directo con los pacientes, será un equipo seguro desde el punto de vista eléctrico, apto para su utilización en seres humanos.

La tomografía por impedancia eléctrica es una novel técnica, inocua, que permite su aplicación en pacientes sin efectos secundarios conocidos. Presenta una enormidad de ventajas comparativas frente a las otras técnicas de imagenología utilizadas principalmente del lado de los costos. Debido a esto grupos investigadores de todo el mundo desarrollan continuamente nuevos algoritmos de reconstrucción de imágenes o métodos de medición de impedancias en un intento de hacer de la EIT una herramienta de diagnóstico efectiva.

Para el investigador, IMPETOM tendrá en cuenta esto y por lo tanto estará concebido como un prototipo utilizable para la investigación, modular, de forma que permita la incorporación de nuevos algoritmos de reconstrucción.

Para el potencial usuario final será de manejo intuitivo y amigable de forma que no exija un largo proceso de aprendizaje de la herramienta.

Se buscará la obtención de un equipo compacto, portátil, que pueda ser transportado cómodamente junto a la cama de los pacientes.

Para obtener las especificaciones funcionales de IMPETOM nos planteamos algunas preguntas y de la obtención de las respuestas iremos rescatando las características deseadas del equipo.

Luego mediante un proceso de refinación de las posibles situaciones planteadas ahondaremos aun más en las características del mismo hasta obtener una lista final de las cualidades deseadas y necesarias

No se abordarán en esta etapa los aspectos económicos de este proyecto. Estos serán tratados durante el diseño cuando entre las varias opciones disponibles, a igualdad de soluciones técnicas se elegirán las económicamente mas favorables.

La primera pregunta que se plantea al iniciar esta fase es la siguiente:

¿Cuál es la función de IMPETOM?

Como primer objetivo y para entender el alcance del trabajo nos imponemos la tarea de obtener en forma automática una única imagen tomográfica completa.

Del análisis de esta sucesión de eventos obtendremos una serie de parámetros que nos guiarán a sentar las bases para el desarrollo del diseño.

Asumiremos que tenemos el equipo terminado, funcionando correctamente y conectado a un paciente. Aquí nos surge la primera pregunta y es:

1. ¿Cómo se conecta IMPETOM a un paciente?

Solicitamos a IMPETOM que “realice” y nos “muestre” el corte tomográfico (esta solicitud puede ser por ejemplo presionando un botón).

Los trabajos que IMPETOM debe realizar son:

- Atender la solicitud del usuario
- Controlar la tarjeta IMPETOM C para que genere corrientes y mida voltajes
- Leer los voltajes presentados por IMPETOM C
- Comunicar esos valores en un formato admisible por IMPETOM I
- Reconstruir la imagen
- Presentar la imagen reconstruida.

De esta sucesión de eventos surgen las siguientes interrogantes.

2. ¿En que consiste controlar IMPETOM C?
3. ¿Cómo leemos los voltajes obtenidos?
4. ¿Dónde guardamos los voltajes leídos?
5. ¿Cómo recibe IMPETOM I sus datos? ¿Dónde reside IMPETOM I?
6. ¿Dónde mostramos la imagen?
7. ¿Cuánto tiempo transcurre entre la solicitud y el resultado?

Responderemos estas preguntas una a una haciendo hincapié en los aspectos que definirán el equipo.

¿Cómo se conecta IMPETOM a un paciente?

IMPETOM cuenta con 16 cables de conexión [2](de acuerdo a la topología elegida en el proyecto IMPETOM C) los cuales se adosan a los electrodos de medida. Estos 16 electrodos se disponen equidistantemente en la circunferencia torácica a la altura de la terminación del esternón.

Los electrodos pueden ser del tipo descartable como los usados para medidas ECG, o puede consistir de un arreglo de 16 unidades montados sobre una cinta o dispositivo similar.

En resumen: *IMPETOM tiene 16 cables de conexión a la misma cantidad de electrodos.*

¿En que consiste controlar IMPETOM C?

Más allá de los procesos que se desencadenan (transparentes para el usuario) y que resultan en las señales de control de este dispositivo, nos interesa rescatar el siguiente concepto. El usuario puede controlar el equipo a voluntad solicitando tareas específicas. Esto requiere de una interfaz donde debe poder elegirse tanto la tarea a realizar así como la manera que deben ser realizadas las mismas.

Esto nos lleva al concepto siguiente: *IMPETOM tiene un panel de control desde donde comandarlo.*

¿Cómo leemos los voltajes obtenidos?

Nuevamente nos encontramos con un punto ajeno al usuario. De todas formas vemos que debemos disponer de un sistema de adquisición de datos que nos permita transferir los voltajes presentado por IMPETOM C.

IMPETOM tiene un sistema de adquisición de datos.

¿Dónde guardamos los voltajes leídos?

Nos interesa determinar si debemos guardar los datos. Dado que desde el comienzo decidimos construir un prototipo de investigación decidimos conservar los datos leídos y guardarlos para tenerlos disponibles en futuros estudios. Esto nos lleva a la siguiente conclusión: *IMPETOM puede almacenar información.*

¿Cómo recibe IMPETOM I sus datos? ¿Dónde reside IMPETOM I?

IMPETOM I es un programa ejecutable diseñado para ser ejecutado en el entorno de Microsoft Windows y recibe los datos a procesar en un archivo de texto plano

archivo.txt [3]. Todo esto nos impone lo siguiente: *IMPETOM incluye un ordenador como una de sus partes integrantes.*

Este punto favorece la elección del ordenador para controlar el equipo por lo que el panel de control estará en ordenador.

¿Dónde mostramos la imagen?

Siguiendo en la línea de la respuesta a la pregunta anterior vemos que el dispositivo que lógicamente surge de esta pregunta es la pantalla del ordenador.

¿Cuánto tiempo transcurre entre la solicitud y el resultado?

Un usuario de IMPETOM esperaría ver reflejados en la imagen presentada los cambios fisiológicos que están ocurriendo en ese preciso instante en el paciente estudiado (por ejemplo los asociados a los latidos cardíacos). Esto nos lleva a introducir el concepto de “tiempo real”.

En un equipo de funcionamiento en tiempo real se puede ver “dentro del paciente” como si la imagen fuese una ventana a su interior (tal es el caso de la fluoroscopia utilizada por ejemplo para guiar cirugías exploratorias cardíacas).

En esta versión de IMPETOM, la apreciación de imágenes en tiempo real no es posible por consideraciones de diseño adoptadas en los dos proyectos anteriores (se sugiere ver la documentación de los mismos para un análisis de estas restricciones) por lo que nos limitaremos a mostrar la imagen adquirida en un tiempo razonablemente breve [2] [3].

Por lo tanto nos imponemos un tiempo máximo de 5 segundos entre la solicitud y el resultado. Así establecemos que: *IMPETOM demora 5 segundos en mostrar la imagen adquirida.*

Resumiendo lo obtenido hasta ahora podemos decir que:

IMPETOM es un tomógrafo EIT portátil, de 16 electrodos, controlable desde un ordenador y que permite obtener cortes tomográficos del tórax de un paciente los que se muestran en pantalla como máximo a los 5 segundos de haber sido adquiridos.

Este equipo permite almacenar la información obtenida de esos estudios para análisis posteriores. Utiliza algoritmos matemáticos para la reconstrucción de imágenes los cuales pueden ser cambiados lo que hace este equipo apto para la investigación en el campo de la tomografía por impedancia eléctrica.

Consideraciones generales de diseño

Una vez obtenidas las especificaciones deseadas para IMPETOM nos cuestionamos que posibles alternativas de diseño se nos presentan para cumplir nuestro objetivo.

A la luz de los requerimientos detallados nos planteamos la siguiente pregunta general.

Alternativas de diseño: ¿ hardware o software?

Evidentemente la solución proviene de ambos campos ya que IMPETOM I debe ser ejecutado en un ordenador por lo que los datos de voltaje deben ser transformados en valores adecuados e ingresados a éste (lo cual se realiza por hardware), por otro lado y como ya fuera mencionado, el control del equipo debe poder realizarse con un panel de control desde el ordenador y el empleo del prototipo final debe admitir cierta flexibilidad al momento del manejo de la información así como el almacenamiento de los datos por lo que también está presente el campo del software en la interfase I/O.

Para realizar las especificaciones y diseño de la electrónica necesaria debemos determinar que tipo de ordenador utilizaremos para la residencia del software de acondicionamiento de datos y la interfase con el usuario.

Las opciones que surgen naturalmente son las siguientes:

- Desktop
- Notebook

Ambas opciones son iguales con respecto a su funcionamiento y prestaciones. Si bien la opción de utilizar un notebook es la mas adecuada por su portabilidad, presenta el inconveniente de su elevado costo comparativo respecto a un ordenador del tipo “desktop”. Este costo se refiere tanto al equipo en si como a todas las partes adicionales que sean necesarias agregar para implementar el diseño que llevaremos a cabo. Por otro lado los programas no dependen tanto del soporte físico como del sistema operativo por lo que cualquier desarrollo realizado en un desktop bien puede ser llevado a un notebook teniendo en cuenta las restricciones de espacio que estos últimos presentan.

Este proceso de selección nos lleva a optar por la utilización el desktop ya que el objetivo es realizar un prototipo para investigación y dejar abierta la posibilidad de migrar el diseño a un notebook en desarrollos futuros .

Conclusión

El diseño se orientará hacia un dispositivo conectable a un cualquier ordenador doméstico ya sea a través de sus puertos de entrada (serie o paralelo) o como una tarjeta interior al mismo.

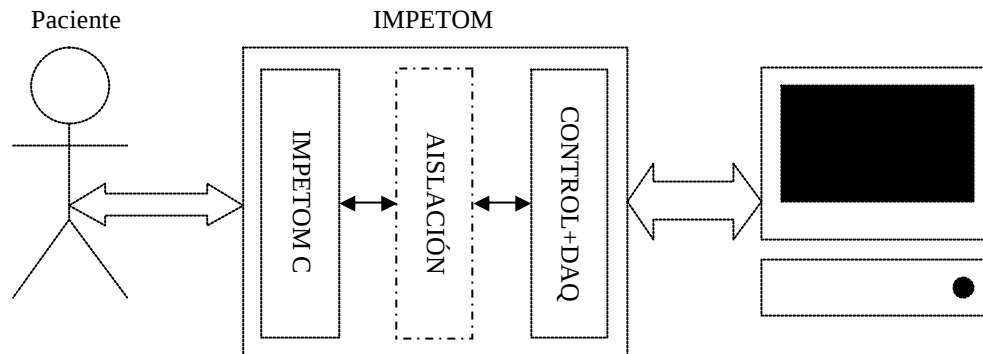


Figura II.1 Esquema general de IMPETOM con la alternativa de diseño elegida. Es un dispositivo portátil conectable a un PC doméstico

A continuación procederemos a examinar detenidamente los requerimientos técnicos de IMPETOM.

Capítulo 3 - HARDWARE DE ADQUISICIÓN

Determinación de los requerimientos

Comenzaremos analizando IMPETOM C para determinar los aspectos fundamentales de su operación y cómo estos pautarán nuestro diseño.

Las características detalladas fueron obtenidas de la documentación de este proyecto.

Características de IMPETOM C

Las características fundamentales de este diseño se resumen a continuación:

- Adquisición de imágenes dinámicas
- 16 canales
- Medida tetrapolar [12]
- Corrientes constantes
- Monofrecuencia
- Arquitectura de electrodos adyacentes
- Canales de medida paralelos

Detallamos brevemente cada una de ellas de acuerdo a lo registrado por la documentación de IMPETOM C.

Adquisición de imágenes dinámicas

De entre las posibles clasificaciones de las estrategias de reconstrucción de imágenes EIT está la que se refiere al uso de métodos relativos o métodos absolutos.

Los métodos relativos involucran la realización de un conjunto de medidas, llamado referencia. Por otra parte se obtiene otro conjunto de medidas obtenido en condiciones diferentes que el primero. Los datos que se pasan al algoritmo de reconstrucción son los que se obtienen a partir de la diferencia normalizada del conjunto de datos con respecto a los datos de referencia obteniéndose así una imagen diferencial.

Relevando ambos conjuntos de medidas con el mismo juego de electrodos y en las mismas posiciones en el cuerpo, el algoritmo produce imágenes consistentes con la región a ser reconstruida.

Dentro de este grupo se encuentran los métodos dinámicos, los cuales exhiben la variación de impedancia en una sección a lo largo del tiempo

Aquí el conjunto de datos es obtenido después de que algún cambio ha ocurrido con respecto a la referencia (por ejemplo, debido a la ventilación o al flujo sanguíneo dentro de los pulmones). Mediante imagen dinámica, no se pueden reconstruir estructuras cuya impedancia no cambie o cambie apenas en el tiempo [1] [4].

Los métodos absolutos permiten la reconstrucción de la distribución absoluta de la conductividad a partir de valores absolutos en la impedancia medida [1].

16 canales

IMPETOM C posee una arquitectura de 16 canales de doble función que inyectan corriente y miden voltaje.

Medida tetrapolar

Para cada medida, se tiene dos pares de electrodos, uno para la inyección de corriente en la región (par de corriente), y un segundo para medir el voltaje en la frontera (par de voltaje), esta configuración se denomina tetrapolar o de 4 electrodos

Corrientes constantes

Existen dos tipos fundamentales de estrategias de recolección de datos en EIT. En la primera de ellas, una corriente de valor constante es inyectada a través de un electrodo y retirada por otro, mientras que las medidas de voltaje son realizadas entre todos los demás electrodos. Esta técnica es llamada de corrientes constantes.

En la segunda, distintos patrones de corriente son inyectados en todos los electrodos simultáneamente, mientras que la medida de voltaje es realizada en todos los mismos electrodos o en un grupo independiente de éstos. Esta es la llamada técnica de corrientes óptimas [5] [6].

Monofrecuencia

Asumiendo conocido el modelo de impedancia corporal (resistivo/capacitivo), la misma se puede caracterizar mediante la inyección de una corriente conocida y a una única frecuencia conocida.

Alternativamente se puede inyectar corriente a mas de una frecuencia lo cual proporciona información complementaria sobretodo en lo referente a la componente reactiva de la mencionada impedancia [4].

Arquitectura de electrodos adyacentes

Complementariamente a las diversas estrategias de recolección de datos en EIT, varios autores han investigado acerca de la forma óptima de inyectar las corrientes a través de los electrodos.

Brown [1], llevó a cabo la estrategia mencionada aplicando la corriente y midiendo el voltaje entre pares de electrodos adyacentes. Usando N electrodos puestos alrededor de un objeto, pueden obtenerse $(N - 1)$ medidas de voltaje independientes. La última medida no es independiente ya que puede encontrarse por superposición.

Para obtener varios grupos de medidas independientes, la corriente se inyecta a través de todos los electrodos adyacentes posibles, un par a la vez.

Como una alternativa a la arquitectura de electrodos adyacentes, un formato entrelazado (interleaved) fue adoptado por algunos autores, en el que electrodos especializados de inyección de corriente y electrodos de medida de voltaje son colocados en forma alternada alrededor del objeto.

Avis y Barber [7], han investigado otras dos configuraciones en que los pares de electrodos de corriente se colocan con separaciones angulares de 90° (configuración cruzada), y 180° (configuración polar).

Canales de medida paralelos

Las alternativas de las medidas de voltaje se reducen a dos grandes tendencias, un multiplexor para que actúe entre los pares de electrodos receptores del voltaje y un único circuito medidor del mismo.

La restante es utilizar canales paralelos de recepción.

Al usar un arreglo de 16 canales de recepción para tomar las medidas de voltaje asociadas a una única aplicación de corriente, se logran varias ventajas respecto al hecho de tomarlas en forma serial [6]:

- Se disminuye el tiempo de adquisición.
 - Cada medida puede ser realizada en un período de tiempo mayor, y por lo tanto
 - el SNR de las medidas aumenta
 - Si se desea promediar, el sistema paralelo de recepción mide a la vez tanto el set de datos independiente (104 medidas por cada “frame”), como su contraparte recíproca
-

El funcionamiento básico de IMPETOM se puede esquematizar en lo siguiente:

En primera instancia tenemos 16 electrodos que cumplen la doble función de inyectar corriente y medir el voltaje resultante en la impedancia corporal.

La inyección se realiza en un par de electrodos adyacentes, midiéndose los voltajes diferenciales resultantes en los 14 electrodos restantes.

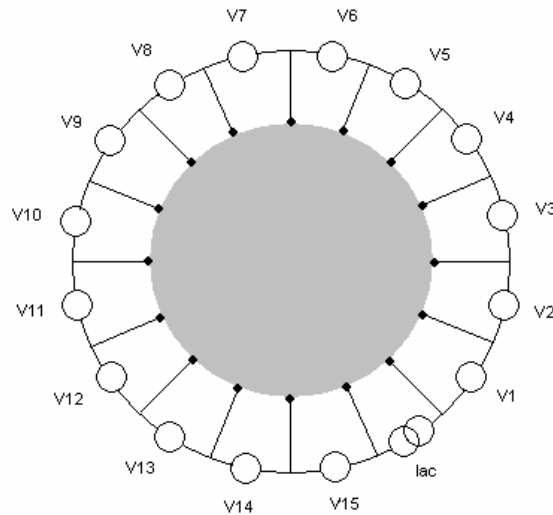


Figura III.1 Sistema de electrodos adyacentes de IMPETOM C.

Cada perfil consta de la inyección de corriente entre 2 electrodos y la medida de voltajes entre los demás.

Llamaremos a esta configuración de electrodos un “perfil” para mantener la nomenclatura utilizada en la documentación de IMPETOM C. Un corte tomográfico o “frame” consta de las 16 medidas en los 16 perfiles resultantes (en realidad son 13 las medidas que importan ya que no consideramos las correspondientes a los electrodos de inyección ni la de los adyacentes a ellos pero esta separación se hace posteriormente procesando el archivo de datos adquiridos) [3].

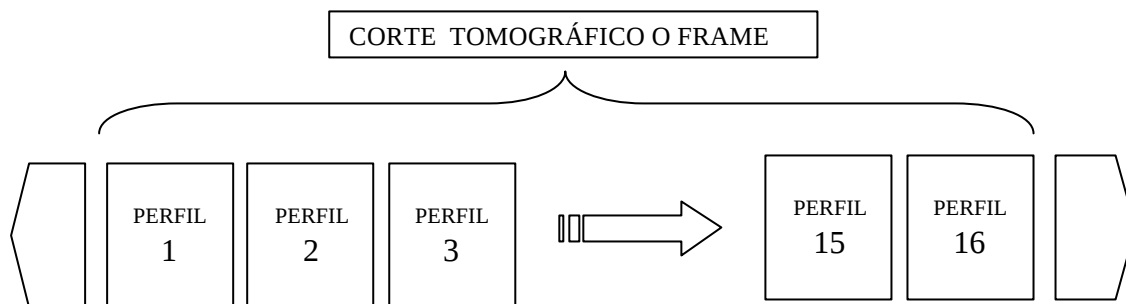


Figura III.2 Constitución de un frame por los diferentes perfiles.

Cada perfil consiste de los valores de voltaje resultantes en los electrodos de medida cuando un par de electrodos inyecta corriente. Los 16 diferentes perfiles constituyen un frame.

Siguiendo la secuencia lógica de este proceso debemos recorrer el siguiente camino

1. Leer el primer vector de 16 valores de voltaje analógico de la salida de IMPETOM C (asumimos que los datos están presentes a la salida de la tarjeta)
2. Digitalizar esos valores
3. Guardar el valor resultante como primer vector de entrada en una tabla que pueda ser leída por IMPETOM I
4. Indicar a IMPETOM C que cambie a la siguiente configuración de electrodos
5. Repetir los pasos 1 al 4 hasta completar las 16 configuraciones que constituyen el corte tomográfico.
6. “Alimentar” IMPETOM I con la tabla de datos para finalmente obtener la imagen.

El siguiente diagrama de flujo expone este procedimiento.

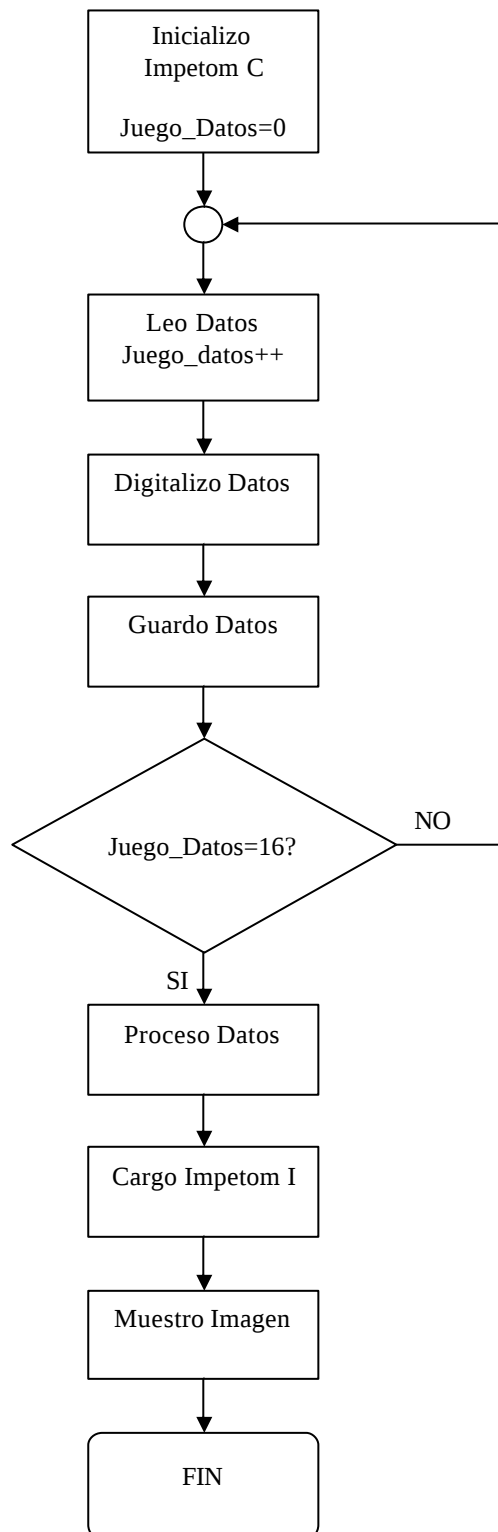


Figura III.3 Diagrama de flujo del funcionamiento básico de IMPETOM

El objetivo del hardware de adquisición es medir los voltajes entregados por IMPETOM-C.

Comenzaremos con las características y requerimientos de estas señales a medir para luego arribar a una primera aproximación de nuestro dispositivo de medida.

Las mismas son voltajes continuos cuyos valores oscilan entre unos pocos mVpp dependiendo de la impedancia de los tejidos y 30Vpp referidos a la tierra eléctrica limitados por la alimentación de la etapa amplificadora de salida de IMPETOM C [2].

Por lo tanto nuestro dispositivo debe contar con:

- Un módulo de entrada con 16 canales que nos permitan leer y retener las salidas de IMPETOM C (ya sea muestreo en paralelo o multiplexado)
- Eventualmente un control automático de ganancia dado que las diferencias entre los voltajes en electrodos adyacentes a los de inyección son bastante mas elevados que los de los electrodos diametralmente opuestos a estos.
- Uno o varios convertidores ADC para transformar esas medidas en valores digitales
- Salidas digitales compatibles con los valores admitidos por un PC bajo el cual será ejecutado IMPETOM I
- Un módulo de control con al menos 8 salidas digitales para configurar el bus de control de IMPETOM C
- Un sistema de control que coordine todas las funciones anteriores

El siguiente diagrama de bloques esquematiza los elementos fundamentales que debemos diseñar para cumplir nuestro objetivo.

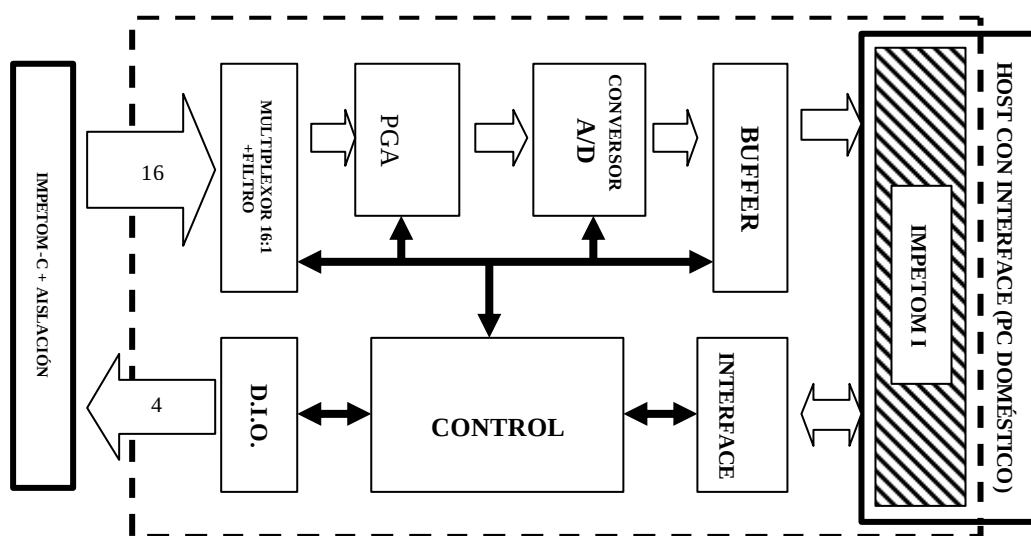


Figura III.4 Diagrama de bloques de IMPETOM. Se pueden ver las estructuras necesarias a diseñar para la integración de los bloques IMPETOM C e IMPETOM I

Primero encontramos la etapa de muestreo de los datos analógicos presentados por IMPETOM C. Para ello podemos utilizar un único canal de medida, multiplexando el mismo sobre las 16 salidas de IMPETOM C o 16 canales en paralelo. La complejidad y costos de ambas etapas serán factores decisivos en el diseño.

El dispositivo de control debe tener en cuenta tres parámetros fundamentales que determinaran su desempeño. Estos son:

- Frecuencia de muestreo
- Resolución del conversor A/D
- Ajuste de la ganancia de entrada

La frecuencia de muestreo

Este parámetro determinará la máxima velocidad a la cual podemos realizar la adquisición de datos para su posterior procesamiento.

Dado que los voltajes a medir son de “continua”, este parámetro no impone ninguna restricción real de diseño mas allá de nuestra pretensión de que el dispositivo se comporte como en “tiempo real” o que el estudio en si sea realizado ágilmente sin incomodar al paciente por lo que se empleará la frecuencia mas alta que no comprometa la fiabilidad de los datos obtenidos.

Realizamos un estudio de los tiempos involucrados en las medidas para obtener una idea de los órdenes de magnitud involucrados.

El problema básico se reduce a la medida reiterada de una impedancia con las siguientes características:

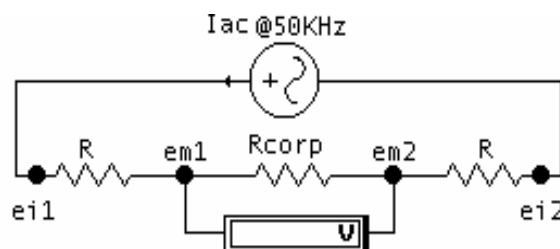


Figura III.5 Procedimiento de medida de una impedancia tipo.

Rcorp es la impedancia a medir, Iac es la fuente de corriente a 50 KHz, ei1 y ei2 son los electrodos de inyección, em1 y em2 son los electrodos de medida. R representa las impedancias entre los diferentes electrodos y la piel del paciente

Aquí la fuente de I_{ac} @ 50KHz excita la impedancia corporal (distribuida) entre los electrodos de inyección mientras realizamos la medida en otro juego de electrodos. Medimos la caída de tensión en los sucesivos pares de electrodos de medida em1-em2, em2-em3, etc. hasta completar las 16 medidas. Posteriormente, mediante las señales de control cambiamos al siguiente par de electrodos de inyección obteniendo un nuevo perfil y repetimos todo el proceso.

El diagrama de tiempo de las señales involucradas es el siguiente:

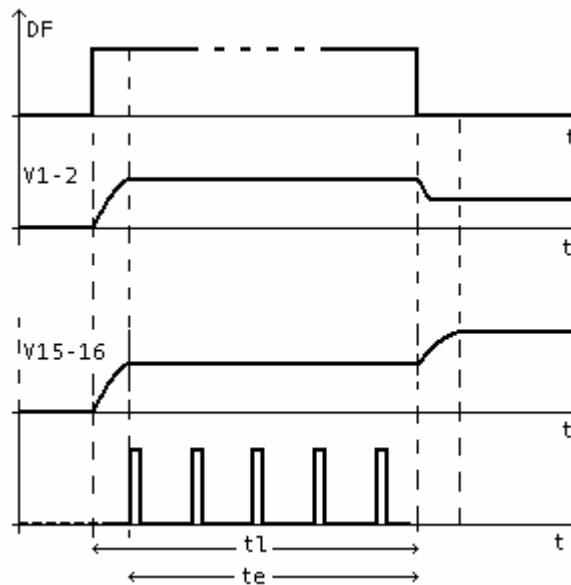


Figura III.6 Diagrama de tiempo de las señales involucradas en la medida de una impedancia. La señal DF es el control que dispara la inyección de corriente en un par de electrodos. $V_{1-2} \dots V_{15-16}$ son los voltajes presentes entre los electrodos 1 y 2, 2 y 3 ... etc. La señal inferior es el muestreo del voltaje para la conversión A/D en cada canal. t_l representa el tiempo que debemos mantener los electrodos en una cierta configuración para realizar una medida. t_e es el tiempo de “estabilidad” de la configuración luego que se han extinguido los transitorios. $t_l - t_e$ es el tiempo de establecimiento que debemos aguardar antes de hacer nuestra medida para que se estabilice la configuración.

En esta figura la señal DF representa el control genérico que dispara la inyección de corriente en un par de electrodos en un perfil determinado y $V_{1-2} \dots V_{15-16}$ son los voltajes resultantes entre los electrodos correspondientes.

La señal inferior es el muestreo que deberemos hacer de cada canal para la conversión A/D.

Del estudio de los tiempos involucrados en la adquisición de los voltajes dados por IMPETOM C obtendremos las cotas necesarias para la determinación de la tasa de muestreo a emplear.

Estudio de tiempos

En la figura anterior encontramos detallados los tiempos relevantes en la medida de los canales de salida analógicos de IMPETOM C. Estos son inherentes al diseño de este módulo y dan origen a tres valores que pautarán nuestra etapa de adquisición.

Estos son:

- t_i = tiempo que debemos mantener los electrodos en un cierto perfil para realizar una medida.
- t_e = tiempo de “estabilidad” del perfil luego que se han extinguido los transitorios.
- $t_i - t_e = t_s$ = tiempo de establecimiento, necesario hasta que se estabilice el perfil.

De las especificaciones técnicas de IMPETOM C sabemos que durante un tiempo después de la conmutación de la fuente de corriente, persiste un voltaje transitorio en el par por donde se estaba inyectando corriente. Durante este tiempo no se debe realizar la lectura de los canales [2].

El tiempo de persistencia de esta saturación dependerá del tipo de electrodos usados pero los datos estadísticos indican que este valor nunca supera los 0.25ms. [2]

La otra fuente de transitorios proviene de la fuente de corriente la cual es necesaria se estabilice luego de la conmutación. Este tiempo corre en forma paralela con el anterior ya que ambos efectos son independientes. Este valor es de 2ms. y es por tanto la peor de las dos restricciones.

Por otro lado se tiene que esperar aproximadamente 0.16ms para obtener un valor estable de voltaje medido. Entonces el tiempo máximo que se debe esperar para evitar cometer errores en la medida es 2.16ms.

De acuerdo a la documentación del proyecto IMPETOM C está diseñado para soportar la adquisición de 25 “frames” de medida por segundo (2), es decir cada frame ocupa $1/25=40$ ms. y el mismo consta de 16 perfiles. De modo que cada perfil dispone de $40/16=2,5$ ms. totales de los cuales solamente $2,5-2,16=0,34$ son útiles por lo que en una tarjeta que adquiere los canales a través de un multiplexor debe leer cada canal en $0,34/16=21$ μ s. Esto implica realizar 47,2 Ks/s. para muestrear cada canal una sola vez. En caso de ser necesario leer cada canal en mas de una oportunidad para reducir la SNR

mediante el promedio de lecturas debemos multiplicar este valor por la cantidad de muestras a promediar.

En resumen, para adquirir 25 frames/seg. con una tarjeta de tasa de adquisición de 100 Ks/s podemos realizar un máximo de $100/47=2$ muestras por canal.

El enfoque presentado muestra el peor caso y por lo tanto impone las condiciones mas restrictivas en cuanto a la frecuencia de muestreo.

En el anexo 1 se hace un estudio de la adquisición de voltajes sincronizada con la actividad cardiaca el cual, desde otro enfoque, impone otro tipo de restricciones menores sobre la frecuencia requerida.

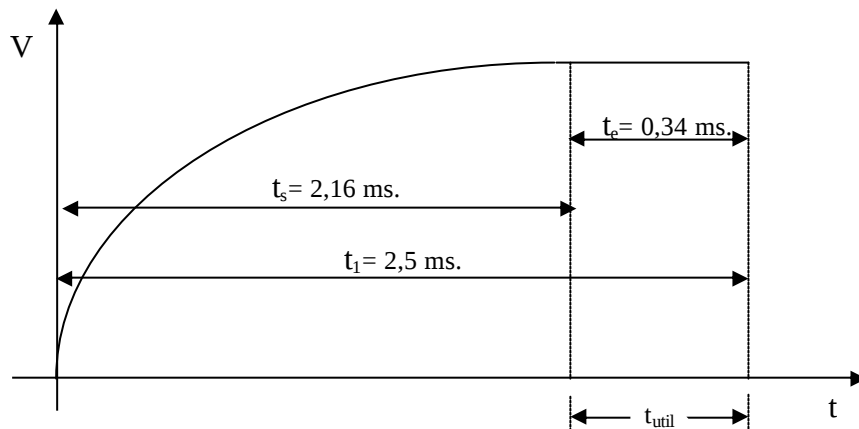


Figura III.7 Diagrama de tiempo de un voltaje de canal tipo con los valores calculados. Si se asume una tasa de adquisición de 25 fps tenemos 2,5 ms por frame. Descontando el tiempo medio del transitorio de 2,16 ms, el tiempo útil para la medida del canal es de 0,34 ms.

Resolución del convertor AD

Determinará el error cometido al momento de leer los voltajes de entrada. Analizamos el error en caso de convertidores de 12 bits y 16 bits que son los dos valores mas comunes encontrados en las tarjetas comerciales.

Los voltajes típicos encontrados en las mediciones EIT van de los 5mVpp hasta los 20mVpp, pero la amplificación de IMPETOM C lleva a esos valores a situarse entre los 100 mVpp y 30Vpp [2].

En primer lugar calcularemos el error porcentual máximo cometido en nuestra medida debido a la cuantización y tomaremos en consideración que la misma estará afectada de la mayor fuente de error representada por el ruido electrobiológico.

Para un cuantizador de 12 bits tendremos 4.096 pasos de cuantización.

Para un cuantizador de 16 bits tendremos 65.536 pasos de cuantización.

El error en la medida estará representado por:

- $\Delta_{12} = \pm IR/4.096$
- $\Delta_{16} = \pm IR/65.536$

Donde IR es el rango de entrada (tomado pico a pico) de nuestra entrada analógica.

En las tarjetas comerciales los voltajes de entrada típicos son $\pm 50\text{mV}$, 100mV , 250mV , 500mV , 1V , 2.5V , 5V , 10V por lo que en el caso de usar una tarjeta comercial deberíamos implementar un divisor de voltaje para no sobrepasar los máximos niveles de entrada permitidos.

Asociado esto estudiamos la relevancia del control de ganancia, el cual ajusta el rango de entrada mas adecuado a la señal presente en la entrada.

Analizamos el peor caso que podría ocurrir de no contar con este elemento.

Supongamos que implementamos un divisor de voltaje entre 3 y nuestras entradas nunca superan 10 Vpp (valor máximo en las tarjetas comerciales). Al ajustar nuestra entrada para recibir señales de esa magnitud tendremos un paso de cuantización en 12 Bits de $\Delta_{12}=10/4096= 2.44\text{ mV}$ lo que representa un error de $\pm 0.12\%$ para 10 Vppmax , pero cuando la entrada es de 30mVpp el error es del 4% lo cual es inaceptable.

Cuando cambiamos a un cuantizador de 16 bits los resultados son poco mas alentadores. $\Delta_{16}=10/65.536= 0.15\text{ mV}$ lo que representa un error de $\pm 0.008\%$ en el máximo y cuando la entrada es de 30mV el error es del 0.25% lo cual es una mejora notoria sobre la otra alternativa.

En resumen sería deseable contar con un conversor AD de mas de 16 bits lo cual evitaría el tener que usar un dispositivo de ganancia ajustable de lo contrario admitimos un conversor AD de menos bits pero debemos intercalar una etapa de ganancia programable.

Resumen de los requerimientos:

A continuación listamos los parámetros principales que determinarán el hardware de adquisición para esta etapa del diseño del prototipo de IMPETOM.

Alternativa 1

- 1- 16 canales de entrada analógicos (entrada de datos)
- 2- 8 canales de salida digital (bus de control)
- 3- Frecuencia de muestreo, elegimos $\geq 100\text{KHz}$.
- 4- Conversor AD de 16 bits.
- 5- Compatibilidad con ordenador doméstico

Alternativa 2

- 1- 16 canales de entrada analógicos (entrada de datos)
- 2- 8 canales de salida digital (bus de control)
- 3- Frecuencia de muestro, elegimos $\geq 100\text{KHz}$.
- 4- Conversor AD menor a 16 bits.
- 5- Módulo de ganancia programable (PGA)
- 6- Compatibilidad con ordenador doméstico

Alternativas de desarrollo

Dada la variada oferta de modelos de dispositivos comerciales que cubren perfectamente y con creces los requerimientos arriba mencionados, no se ahondará en los aspectos técnicos sino que se realizará el análisis desde el punto de vista económico.

Analizamos cada una de estas alternativas

1. Desarrollo desde cero de un dispositivo de adquisición
2. Compra de un dispositivo que cumpla con las condiciones

Encontramos en plaza una oferta muy variada en materia de dispositivos y tarjetas adquirentes de datos aplicables a nuestras necesidades (incluso el NIB cuenta con 2 modelos de ellas) cuyos costos van desde los USD 300 en adelante.

Veremos los costos y dificultades de diseñar una tarjeta específica para evaluar la conveniencia de encarar el diseño definitivo o la compra de un modelo comercial.

Diseño de un dispositivo de adquisición de datos (DAQ)

Requerimientos básicos

- 16 canales de entrada analógicos
- Conexión al PC
- Señales de control para IMPETOM C

Aquí aparecen varias posibles soluciones técnicas si se realiza la lectura de los canales multiplexando las señales analógicas o en paralelo o una combinación de estas.

La complejidad de un caso u otro estará dada por necesidad de multiplexar una señal analógica o digital y si se utiliza un solo conversor A/D o 16 módulos en paralelo.

A priori vemos claramente que la alternativa de diseñar una tarjeta de adquisición con 16 canales paralelos si bien resulta en un dispositivo muy rápido la complejidad de implementación tornan inviable esta práctica. A esto debemos sumarle la coexistencia de 16 conversores A/D los cuales requieren una calibración minuciosa para minimizar los errores inherentes a este dispositivo.

Orientaremos nuestro análisis a estudiar como se resuelven los aspectos técnicos fundamentales y a estimar los materiales y las horas necesarios para el diseño del hardware, los drivers específicos del software y a la implementación de los mismos.

Detallamos a continuación los aspectos fundamentales de las 2 configuraciones analizadas

Muestreo con multiplexado analógico

El siguiente diagrama esquematiza la configuración de adquisición de 16 canales analógicos mediante el multiplexado y posterior digitalización de los mismos.

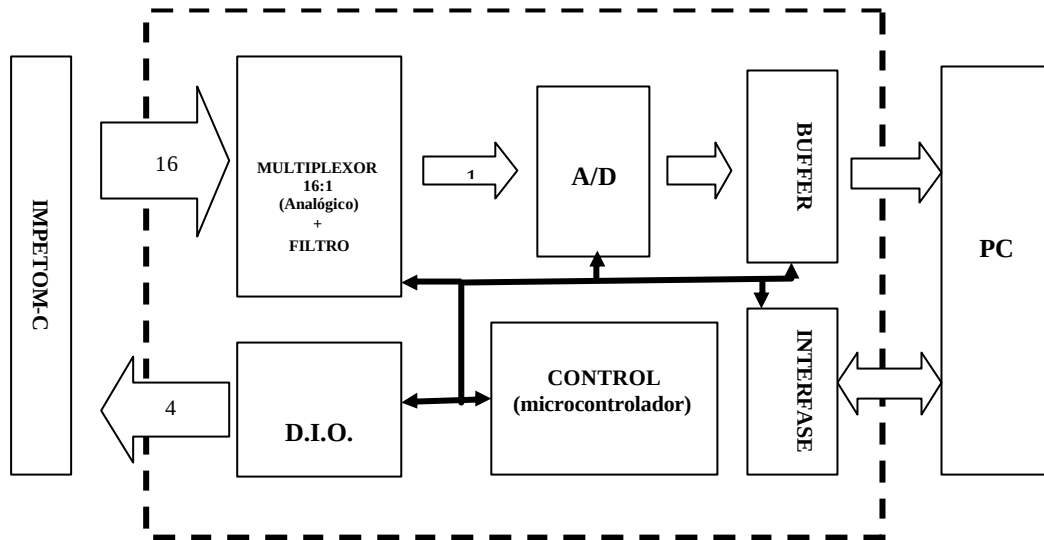


Figura III.8 Tarjeta DAQ con entrada analógica multiplexada.

Las ventajas de esta configuración son las de utilizar un solo conversor AD lo cual redundará en una circuitería mas sencilla. Prácticamente todo el procesamiento de las señales se realiza a nivel digital lo cual es una ventaja evidente.

El principal inconveniente reside en el multiplexado analógico el cual introduce una cantidad considerable de ruido eléctrico el cual debe filtrarse mediante el diseño e implementación de un filtro adecuado.

Muestreo con multiplexado digital

El siguiente diagrama esquematiza el proceso de adquisición de los 16 canales analógicos convirtiendo previamente las señales a valores digitales.

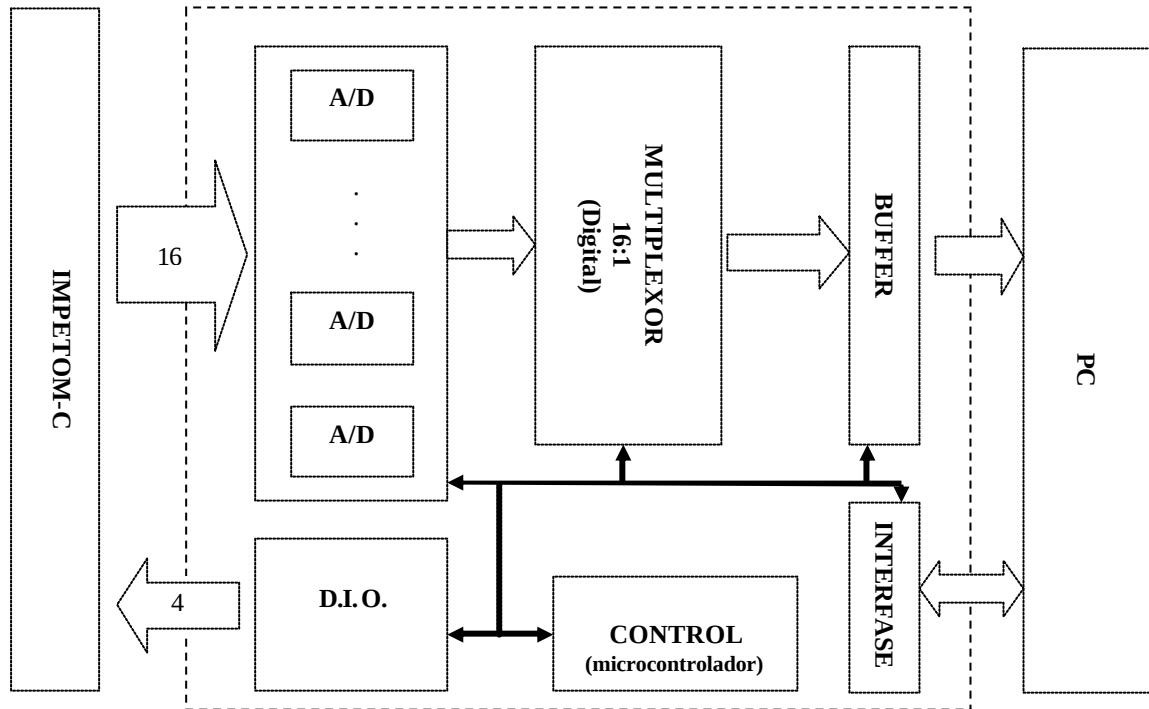


Figura III.9 Tarjeta DAQ con entrada analógica multiplexada a nivel digital.

Esta configuración, con 16 conversores AD tiene la particularidad de ser muy rápida ya que tanto la conversión como el procesamiento de las señales se realiza en forma paralela. La utilización del multiplexado digital es menos sensible al ruido eléctrico lo que simplifica la operación de filtrado de las señales.

Las complejidades en cuanto a las restantes funciones del dispositivo así como al diseño e implementación de la circuitería de control son similares a la configuración anterior.

Nota: La multiplexación digital eventualmente podría evitarse si se cargan los datos directamente en el buffer.

Comparación de ambas configuraciones.

Bajo la hipótesis de que se usa el mismo controlador en ambas configuraciones podemos decir que la gran diferencia es que en una se utilizan 16 conversores AD y en la otra 1 solo.

Si bien la primera configuración requiere de un filtrado de señal y un diseño en cuanto a la influencia del ruido mas delicado, las ventajas de una circuitería sencilla no son despreciables. A esto debemos agregarle las dificultades de programación, calibración y ajuste de 16 conversores AD de la segunda configuración, que deben trabajar en sincronismo sumado a las futuras dificultades de mantenimiento y reparación del equipo. Como ya fue detallado esta configuración es más rápida que la primera pero en nuestro análisis previo vimos que la velocidad no es un factor crítico en la elección de la configuración.

Por último, si asumimos que el precio promedio de los conversores AD es de 20 dólares americanos cada uno, resulta que entre el sistema multiplexado analógico y el multiplexado digital tenemos una diferencia de aproximadamente 300 dólares.

Dadas las consideraciones técnicas y económicas, optamos por una configuración que realice el multiplexado analógico de la señal por no presentar el multiplexado digital ventajas comparativas relevantes (elección acertada ya que la mayoría de los dispositivos comerciales utilizan esta arquitectura).

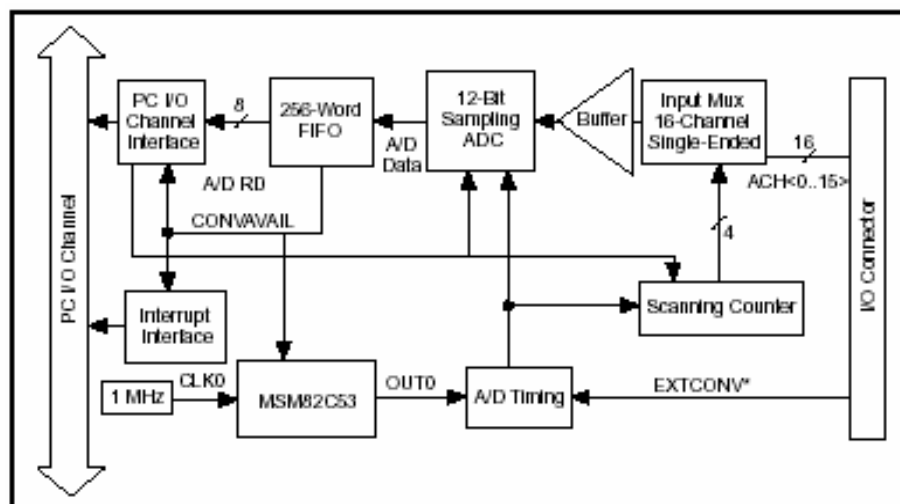


Figure 3-3. Analog Input and Data Acquisition Circuitry Block Diagram

Figura III.10 Diagrama de bloques de una tarjeta DAQ comercial

Una vez elegida la configuración nos planteamos un esquema del diseño en bloques de la tarjeta adquisidora y analizamos los principales componentes con el objetivo de obtener un costo de desarrollo aproximado de la misma.

Especificación de componentes

Elección del PGA

Dado el amplio rango dinámico de la señal a medir podría ser necesaria una primera etapa de normalización de las señales mediante la amplificación programada de aquellas de menor amplitud. El siguiente diagrama detalla el perfil típico de los 16 voltajes encontrados en una medida donde los voltajes máximos se encuentran sobre el par de electrodos de inyección.

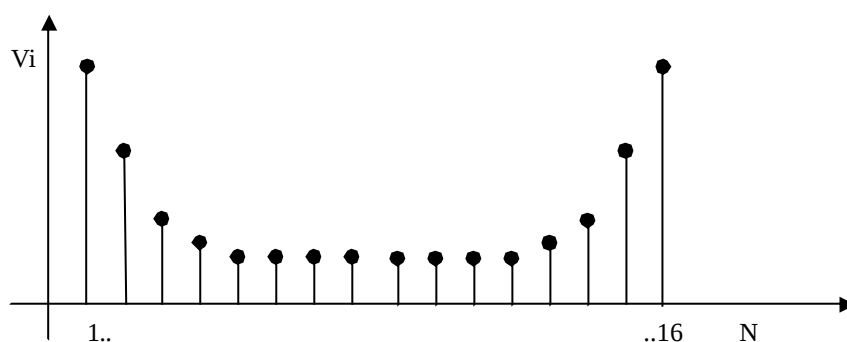


Figura III.11 Perfil típico de los voltajes medidos en una configuración de electrodos.

Las ganancias aplicadas a este juego de medidas podrían corresponderse con el siguiente diagrama obteniéndose valores de voltaje acotados como se detalla a continuación.

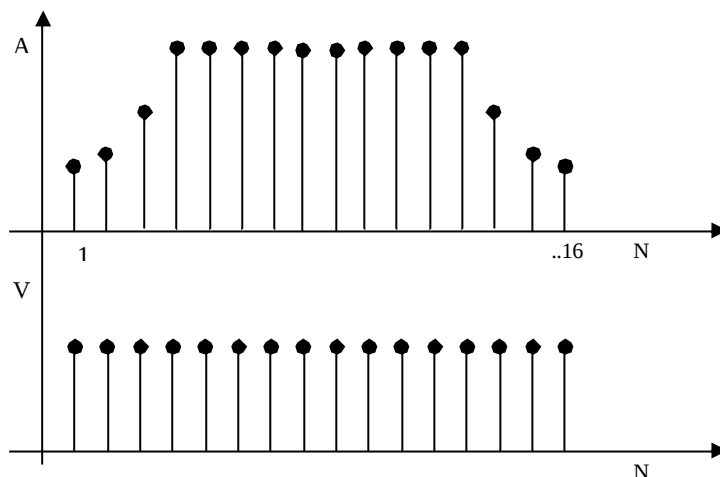


Figura III.12 Perfil típico de las ganancias a aplicar a las medidas de voltaje medidos una configuración de electrodos y valores obtenidos.

Este problema puede verse reducido (pero no eliminado) con la utilización de un conversor AD de 16 o mas bits como se vio anteriormente.

Por último los voltajes deben adaptarse a los valores admitidos por la etapa de multiplexación posterior.

Elección del multiplexor analógico

Requisitos:

Debe ser de 16 canales y tener una frecuencia de conmutación compatible con el conversor AD utilizado. De utilizar multiplexores de menor cantidad de canales (4 u 8) los mismos deben disponer de señales de control que permitan su interconexión para la transferencia de datos y sincronismo.

Elección del conversor AD

Requisitos:

- Tasa de muestreo compatible con la salida proveniente del multiplexor
- 16 bits
- Salida paralelo

Elección del elemento de memoria (Buffer)

La unidad de memoria debe ser capaz de almacenar una cantidad razonable de datos a medida que los vamos adquiriendo.

Los tiempos involucrados en la transferencia de datos son mucho mayores que los de la adquisición por lo que la información adquirida debe guardarse hasta que el PC pueda “descargarlos” de la tarjeta.

El tamaño mínimo de la memoria debe permitirnos realizar el corte tomográfico sin la necesidad de vaciarse.

Si tenemos 16 medidas en 16 posiciones diferentes y cada medida consta de 2 Bytes tenemos una capacidad primaria de 512 Bytes.

Este valor debe multiplicarse por la cantidad de veces que muestreamos cada canal y por la cantidad de cortes que elijamos guardar.

Así mismo este elemento debe ser eléctricamente compatible con las señales manejadas por los demás elementos del circuito.

En resumen el tamaño de la memoria debe determinarse en función del funcionamiento esperado del equipo pero se establecerá un valor mínimo de 512 Bytes para el cálculo.

De todas formas la capacidad de las memorias disponibles en el mercado comienzan a partir de los 8 KBytes por lo que no tiene sentido profundizar en este tema.

Elección de micro controlador

La elección de este elemento va a estar determinada por tres puntos fundamentales:

- Compatibilidad con los restantes elementos del dispositivo
- Facilidad en la programación
- Costo

Dada la innumerable cantidad de dispositivos de este tipo (PIC, DSP, Microprocesadores de uso general, etc) y las posibles diferentes implementaciones, no realizaremos elección de alguno en particular y veremos los costos promedio que se obtienen de un muestreo de modelos disponibles en plaza

Detallamos a continuación los precios relevados para los componentes descritos:

Ítem	Descripción (marca y modelo)	Cantidad	Costo (USD)	Subtotal (USD)
01	PGA pga204 de Texas Instruments	1	10	10
02	Multiplexor mpc506 Texas Instruments	1	6	6
03	Conversor AD ads7811 Texas Instruments	1	34	34
04	Memoria	1	20	20
05	Driver de comunicación con IMPETOM C	1	8	8
06	Interfase de control con el PC	1	19	17
07	Control general (Microcontrolador)	1	50	50
08	Componentes varios (Resistencias, condensadores, etc)		30	30
09	Fabricación del circuito impreso	2	15	30
			Total USD:	192

Tabla III.1 Precios de los componentes principales necesarios para la fabricación de una tarjeta DAQ

Estimación del tiempo requerido para el desarrollo.

Tomando como base el diagrama de bloques de la configuración elegida realizamos una estrategia de diseño en base a tareas y sub-tareas y estimamos el tiempo requerido para completarlas.

Es claro que la sola tarea de diseño de una tarjeta de adquisición es un proyecto de gran envergadura en sí mismo por lo cual el estudio se hará en forma somera sin entrar en detalles.

1.- Elección y estudio detallado de Componentes (65 hs.)

- PGA
- multiplexor analógico
- conversor AD
- interfase con el PC (elección de una (SIO, PIO, PCI))
- micro controlador (estudio de programa)
- Buffer de memoria
- DIO

2.- Conversión de un voltaje analógico a un valor digital (200 hs.)

- Estudio del control por medio del microcontrolador de:
 - Multiplexor
 - PGA
 - Conversor A/D
 - Buffer
- Estudio de sincronismo
- Diseño y armado (en protoboard) del circuito
- Pruebas

3.- Comunicación con el PC (150 hs.)

- Estudio del control por medio del microcontrolador de la interfase
- Diseño y armado (en protoboard) del circuito
- Pruebas de comunicación básicas del bus de control y datos

4.- Comunicación con IMPETOM C (120 hs.)

- Estudio del control por medio del microcontrolador de la DIO
- Diseño y armado (en protoboard) del circuito
- Pruebas de control

5.- Integración de los sub-circuitos anteriores (300 hs.)

- Diseño del circuito general
- Estudio de sincronismo general
- Diseño, fabricación y montaje de circuito impreso
- Elección de lenguaje de programación
- Desarrollo de drivers de control
- Pruebas generales.

Como no se cuenta con experiencia previa en el diseño y fabricación de circuitos de este grado de complejidad pueden haberse omitido detalles importantes en la descripción de las tareas a realizar.

Para el cálculo del costo de las horas se tomará como base el valor de USD 10,00/hora.

No se tomarán en cuenta los costos fijos ni los asociados a las tareas descritas como por ejemplo papelería, acceso a Internet, transporte, etc..

Tarea	Descripción	Horas
1	Elección y estudio de componentes	70
2	Conversión de un voltaje analógico a un valor digital	200
3	Comunicación con el PC	150
4	Comunicación con IMPETOM C	120
5	Integración de subcircuitos anteriores	400
Total Horas		940
Costo por hora (USD)		10
Total USD		9.400

Tabla III.2 Resumen de los tiempos estimados de desarrollo de una tarjeta DAQ

Elección de la interfaz con el ordenador

Este punto particular de la especificación del sistema de adquisición es de suma importancia ya que los dos caminos que se presentan dan como resultado dos equipos notoriamente diferentes.

Los datos, una vez digitalizados deben poder presentarse en el formato adecuado para su tratamiento por parte de IMPETOM I.

Sería deseable que IMPETOM fuera una unidad separada con hardware completamente independiente del ordenador en el cual se ejecuta el software de reconstrucción e interfaz con el usuario. Esto permitiría obtener un equipo independiente de la tecnología del ordenador con requerimientos mínimos de instalación y el equipo terminado consistiría en una unidad con un puerto de datos/control, un cable de conexión y un software instalación y uso.

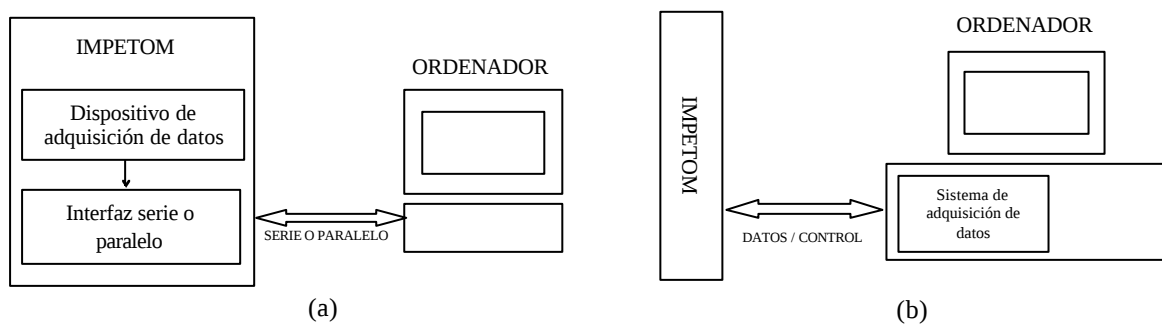


Figura III.13 La alternativa (a) presenta a IMPETOM como un equipo completo independiente del ordenador conectado a través de la interfaz serie o paralelo de este. En la opción (b) el sistema de adquisición es interior al ordenador lo que limita su uso a equipos compatibles con este dispositivo

Con la tecnología actual de los ordenadores las posibilidades ciertas son:

- Conexión serie (estándar o USB)
- Conexión paralelo.

Como alternativa se plantea el diseño de una tarjeta interior al ordenador con conexión PCI o ISA de características similares a las tarjetas DAQ comerciales.

Cualquiera sea el sistema de transferencia de información elegido se debe desarrollar el conjunto de drivers necesarios para la interpretación de la información por parte del PC.

Conclusión

Resulta evidente que la opción de desarrollar un dispositivo de adquisición desde cero no es en absoluto económicamente viable frente a la elección y compra de una tarjeta DAQ comercial dado que el costo de una de estas adecuada para nuestros fines ronda los USD 400.

Si bien el precio de los componentes no es elevado, es comparable al precio de una tarjeta comercial. La diferencia se torna importante a la hora de calcular el costo de mano de obra de diseño y construcción el cual supera holgadamente a los valores manejados. *(Habiendo terminado el proyecto vemos que el estimado de horas está muy por debajo del tiempo real de dedicación necesaria para un desarrollo de este tipo por lo que los costos serían superiores a lo estimado)*

Volviendo a las premisas bajo las cuales comenzamos el proyecto, no encontramos ninguna ventaja que nos lleve a inclinarnos hacia la construcción de un dispositivo ya disponible y profusamente difundido en el mercado.

Por lo tanto, optamos por el uso de un dispositivo DAQ comercial y orientaremos nuestros esfuerzos a la búsqueda y elección de uno que cumpla con los requisitos tal como los detallamos anteriormente.

Dado que en el NIB se dispone de dos modelos de tarjetas de adquisición hemos elegido comenzar el desarrollo del prototipo de IMPETOM con alguna de ellas, resulten óptimas o no para nuestra aplicación.

Este punto será tomado en cuenta a la hora de desarrollar el software para garantizar la compatibilidad con la tarjeta definitiva, que puede ser adquirida para las posteriores versiones de IMPETOM.

No realizaremos un nuevo estudio de las especificaciones del hardware de adquisición sino que utilizaremos el ya realizado como base teórica que sustentará nuestra elección.

En el cuadro siguiente se destacan los aspectos fundamentales de las tarjetas estudiadas.

Proveedor	Modelo	Bus	Precio USD	Canales analógicos	I/O Digitales	Timers	Rango Máximo (V)	PGA	Resolución (bits)	Sample Rate
National Instruments	PCI 6032E	PCI	395	16	8	2	(+/-) 10	si	12	200 Ks/s
National Instruments	PCI 6013	PCI	390	16	8	2	(+/-) 10	si	16	200 Ks/s
National Instruments	PCI 6014	PCI	495	16	8	2	(+/-) 10	si	16	200 Ks/s
National Instruments	PCI 6034E	PCI	595	16	8	2	(+/-) 10	si	16	200 Ks/s
Superlogics	USB 9805	USB	940	16	16	2	(+/-) 10	si	16	50 Ks/s
Superlogics	PCI 5502MF	PCI	339	16	48	2	(+/-) 10	si	12	100 Ks/s
Superlogics	PCI 5504HR	PCI	495	16	48	2	(+/-) 10	si	16	200 Ks/s
Adac	ADAC 5500	PCI	349	16	48	2	(+/-) 10	si	12	100 Ks/s

Tabla III.3 Tabla comparativa de características y precios de tarjetas DAQ comerciales

En esta tabla, a los precios de las tarjetas se deberá agregar los precios de los accesorios correspondientes a cada una de ellas, como ser, cables de conexión, borneras conectores, etc. El costo de estos componentes no supera los USD 100.

Todas ellas vienen con los drivers incluidos, y todas tienen bibliotecas para C++, Visual Basic y LabVIEW y cuentan con el soporte técnico necesario.

Sugerimos la utilización de la tarjeta de **National Instruments PCI 6013** por las siguientes razones:

- Cumplimiento de los requisitos técnicos antes especificados.
- Marca ampliamente reconocida en fabricación de dispositivos DAQ.
- Soporte técnico local (en la firma COASIN S.A.)
- Precio razonable dentro de la oferta de productos técnicamente similares
- Compatibilidad con la tarjetas disponibles en el NIB b que garantiza la posibilidad de una actualización con mínimos cambios en el prototipo desarrollado.

Proseguimos con la elección de la tarjeta, de las disponibles en el NIB, la cual utilizaremos para la puesta en funcionamiento de IMPETOM.

Los modelos disponibles son los siguientes:

PC-LPM-16PnP de National Instruments

- 16 canales analógicos
- 8 canales digitales
- 50 Ks/s.
- Conversor AD 12 bits

7030 RT de National Instruments

- 16 canales analógicos
- 8 canales digitales
- 100 Ks/s.
- Conversor AD 16 bits
- Módulo de tiempo real

Estas tarjetas, además de estar disponibles en el NIB, lo están también los paquetes de software proporcionado por National Instruments para programarlas (LabVIEW 5.1 y LabVIEW RT)

Finalmente optamos por usar la **PC-LPM-16PnP de National Instruments**.

La decisión está basada en el estudio de las características de cada una de las tarjetas y en el hecho que el modelo descartado, por ser RT, requiere de una programación distinta a la de los modelos estándar. Dado que los algoritmos de IMPETOM no están diseñados para realizar adquisiciones en tiempo real no es necesaria esta funcionalidad en la adquisición y no tiene sentido desarrollar un software que obligaría a seguir con tarjetas extremadamente caras, cuyas ventajas relativas no aportan nada al proyecto y que por otra parte estaría limitando las posibilidades de futuros desarrollos con el modelo adecuado ya seleccionado (**National Instruments PCI 6013**).

Adjuntamos diagrama de bloques de la tarjeta a utilizar.

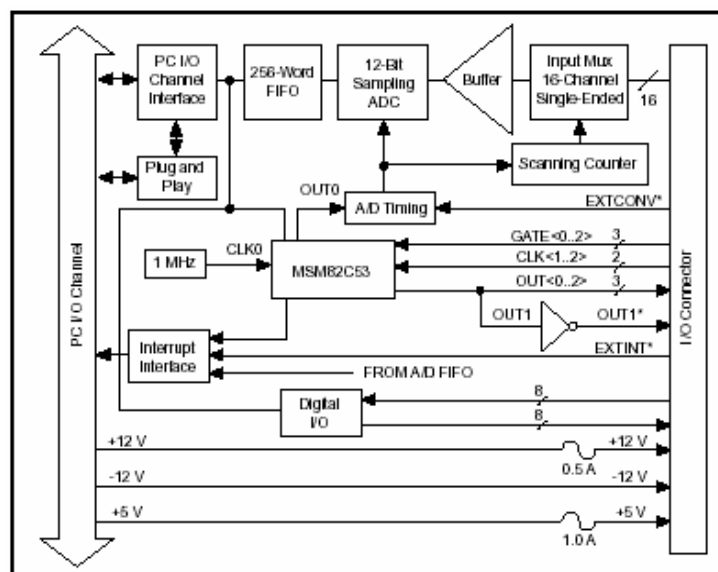


Figura III.14 Diagrama de bloques de la tarjeta PC-LPM 16PnP utilizada para el desarrollo de IMPETOM

Capítulo 4 - ETAPA DE ADAPTACIÓN Y AISLACIÓN

Introducción

IMPETOM es un equipo de uso médico y como en todo equipo que estará en contacto directo con los pacientes deben tomarse extremas precauciones con respecto a las fuentes que alimentan de energía a dichos equipos.

En el caso de IMPETOM C se ha utilizado una fuente de alimentación de grado médico de la empresa Cóndor modelo MBB15-1.5A [2] la cual suministra las tensiones necesarias para el funcionamiento del equipo con los niveles de seguridad adecuados para su uso en personas.

Habiendo ya determinado el hardware de adquisición y dado el hecho de que el mismo será instalado en un ordenador doméstico se debe diseñar e implementar una etapa de aislación eléctrica entre IMPETOM C en contacto con el paciente y el resto del equipo. La siguiente figura ilustra este concepto.

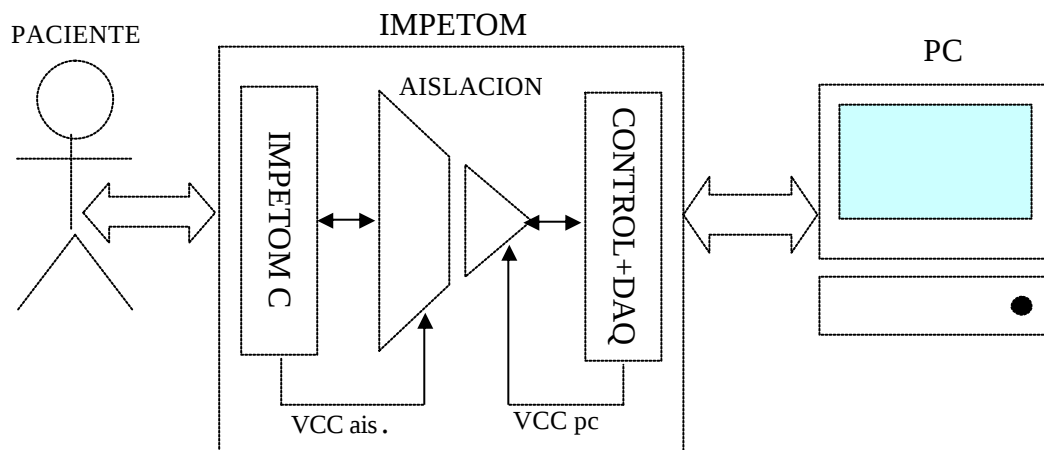


Figura IV.1 Diagrama de IMPETOM con etapa de aislación. Se ilustra el concepto de un bloque en contacto con el paciente y otro con la adquisición de datos, ambos alimentados por fuentes de poder independientes.

Antes de comenzar con el análisis de los requerimientos de esta etapa haremos una breve reseña de las consideraciones de seguridad del paciente y por que se debe considerar una aislación de señales en el equipo.

Seguridad del Paciente

El diseño seguro de equipos médicos tiene como máxima fundamental el concepto de que todo lo que *puede* salir mal, eventualmente *saldrá* mal. En los ambientes médicos de internación, la piel y las membranas de las mucosas son alteradas o perforadas frecuentemente y debido a que existen muchas fuentes de sustancias potencialmente peligrosas y formas de energía que pueden dañar al paciente lo exponen varios peligros [8].

Efectos fisiológicos de la electricidad

Tres fenómenos pueden ocurrir cuando una corriente eléctrica fluye a través del tejido humano [8]

- estimulación eléctrica de tejido excitable (nervios o músculos).
- calentamiento resistivo del tejido
- quemaduras electroquímicas y daño de la piel por corriente directa y voltajes muy altos.

Para altos valores de corriente los nervios y los músculos son estimulados vigorosamente, y eventualmente puede ocurrir dolor y fatiga en el sujeto. Las contracciones involuntarias de músculos o reflejos de un paciente experimentando cualquier corriente por encima de un cierto umbral puede causar daños físicos secundarios. Si la corriente sigue aumentando hasta cierto punto, las contracciones involuntarias del sujeto pueden evitar al mismo retirarse voluntariamente al llegarse a determinado umbral de corriente. Esta corriente de umbral (denominada “let-go current”) es definida como la máxima corriente a la cual el sujeto puede retirarse voluntariamente y depende fuertemente de la frecuencia.

La norma IEC 601-1 establece las amplitudes máximas de corriente a ser aplicadas “in vivo” [11].

Esta define $5 \text{ mA}_{\text{rms}}$ como límite de corriente seguro para equipamiento médico a una frecuencia sinusoidal de 50kHz. La corriente inyectada por IMPETOM está por debajo de este límite: $1.8 \text{ mA}_{\text{rms}} @ 50\text{kHz}$ [2].

Macroshock y microshock

Cuando la corriente es aplicada en dos puntos de la superficie del cuerpo solo una fracción de esta circula por el corazón. Estas corrientes grandes aplicadas externamente se denominan “macroshock”.

La magnitud de la corriente necesaria para hacer fibrilar el corazón es mucho mayor cuando esta se aplica en la superficie del cuerpo que si se aplicara directamente al corazón.

Cuando la corriente se aplica directamente sobre el corazón del paciente (por ejemplo a través de un catéter) estamos frente a un “microshock” [8]

El equipamiento eléctrico debe estar diseñado para minimizar la posibilidad de que el paciente entre en contacto con voltajes peligrosos. Sin embargo, muchos dispositivos tienen un chasis y gabinetes metálicos que pueden ser tocados por el personal médico y los pacientes. Si el chasis y el gabinete no están “aterrados”, entonces una falla en la aislación o un “corto” entre el cable activo de alimentación y el chasis resulta en un gran potencial entre el chasis y cualquier objeto a tierra. Si una persona simultáneamente toca el chasis y cualquier objeto a tierra, puede resultar en un “macroshock”.

El chasis y el gabinete pueden estar aterrados vía un tercer cable (generalmente de color verde por convención) en el cordón de alimentación y en el sistema eléctrico. Este cable es conectado a tierra en el panel de distribución de alimentación. Entonces, cuando una falla ocurre entre el cable activo y el chasis, la corriente fluirá de forma segura hacia tierra por el cable verde [56].

Todo equipamiento de Clase I, requiere que el chasis se encuentre conectado a una “tierra de protección” en la aplicación final, por lo que IMPETOM deberá contar con un chasis debidamente aterrado.

Corrientes de fuga

Pequeñas corrientes usualmente en el orden de los μA que inevitablemente fluyen entre conductores adyacentes que están a diferente potencial, son llamadas corrientes de fuga. La fuente mas importante de corrientes de fuga es aquella que fluye de los conductores de los equipos eléctricos hacia ya sea los cables de alimentación o los de conexión a los pacientes.

Las que fluyen hacia el chasis encontrarán un camino de baja resistencia hacia tierra si este esta debidamente aterrado.

Si el cable a tierra esta roto o la conexión no es de buena calidad, el paciente toca el chasis y tiene una conexión eléctrica a tierra conectada al corazón (segunda falla) puede ocurrir un microshock.

Aún instalando un buen sistema de tierra separado para cada paciente, no se pueden prevenir posibles voltajes dañinos que puedan resultar de las fugas a tierra. Los transformadores estándar no necesariamente proveen suficiente aislación entre la red eléctrica y el equipo debido a que el camino de conducción a través de la aislación del bobinado y el núcleo magnético, puede permitir el pasaje de corrientes mayores al máximo de $100\mu\text{A}_{\text{rms}}$.

La fuente CONDOR de grado médico utilizada por IMPETOMC evita este problema suministrando las tensiones de funcionamiento en forma “flotante” con respecto a la entrada de alimentación y garantizando que las fugas que se produzcan se mantengan debajo de los limites especificados por la norma.

La fuente del PC constituye una fuente no segura, por tanto para evitar que IMPETOM conduzca las corrientes de fuga de esta debemos aislarla de toda la circuitería en contacto con el paciente.

Para esto utilizaremos amplificadores de aislación, que proveen una barrera de entre la entrada (lado del paciente) y la salida (lado del PC), eliminando de esta manera las fugas que puedan ocurrir del lado del ordenador.

A continuación procederemos a hacer un estudio de los requerimientos de IMPETOM C y sistema de adquisición de datos (DAS), para arribar a la lista de especificaciones que guiarán nuestro diseño.

Requerimientos

El estudio de los requerimientos de la etapa de aislación/adaptación involucra tres aspectos a tener en cuenta:

- La naturaleza de las señales a transmitir.
- Las características eléctricas de la etapa de salida de IMPETOM C
- Las características eléctricas del puerto I/O de la tarjeta DAS

Abordaremos cada uno de estos aspectos en forma separada determinando los parámetros esenciales a tener en cuenta para el diseño de esta etapa.

Naturaleza de las señales a transmitir

La comunicación entre IMPETOM C y el bloque de control está constituida por dos tipos de señales, las analógicas que son los voltajes medidos y las digitales que corresponden al control.

De esta forma tenemos las siguientes señales provenientes de IMPETOM C:

- señales digitales de control de los dos multiplexores de la fuente de corriente:
[A0,A3], [B0,B3] y EN_MUX
- señales analógicas cuyo voltaje es el adquirido en cada par de electrodos receptores:
[V1, V16]

Todas las señales digitales son compatibles TTL mientras que se constató experimentalmente que los voltajes analógicos no superan nunca los 30Vpp limitados por la fuente de alimentación Cóndor.

Características eléctricas de la etapa de salida de IMPETOM C

La etapa de salida de los canales analógicos de IMPETOM C está implementada con el amplificador operacional INA 114 alimentado en forma simétrica con una fuente de $\pm 15V$.

El mismo admite una corriente máxima de salida en cortocircuito de 20 mA y en operación normal a la tensión utilizada, la máxima corriente de salida es de 5 mA a un voltaje de 13,7 V.

Esto impone una impedancia mínima de entrada al circuito de aislación de $3K\Omega$.

Por su parte, la entrada de direccionamiento de los multiplexores es compatible con TTL

Características eléctricas de los puertos de la tarjeta de adquisición.

Las características técnicas relevantes de la tarjeta de adquisición utilizada se resumen en los tres siguientes parámetros

- Impedancia de entrada analógica $0,1\text{ G}\Omega // 40\text{ pF}$
- Rango de entrada $\pm 5V$.
- Salida digital compatible TTL.

En la siguiente tabla comparativa resumimos las características encontradas en el análisis anterior.

<u>IMPETOMC</u>	<u>PC-LPM-16-PNP</u>
Niveles de señal de salida Vdc $\pm 15V$	Niveles de señal de entrada $\pm 5V$
Impedancia mínima de carga $3K\Omega$	Impedancia de entrada $0,1\text{ G}\Omega // 40\text{ pF}$
Señales de control de los multiplexores de corriente compatibles TTL	Señales digitales de salida compatibles TTL

Tabla IV.1 Resumen de requerimientos de los dispositivos a interconectar.

Evaluación

Como se desprende del estudio anterior los niveles de señal analógicos de IMPETOMC y la tarjeta de adquisición son incompatibles, por lo que deberemos diseñar una etapa de adaptación de estas señales.

Diseño de la etapa de adaptación y aislación de señales.

De acuerdo a las características encontradas en la especificación anterior vemos que la etapa de adaptación aislacion debe contar con las siguientes características:

1. Alta impedancia de entrada.
2. Ganancia de 1/3 para reducir los niveles a la salida de IMPETOMC a los niveles admitidos por la tarjeta adquisidora.
3. Cumplir con los requisitos de seguridad presentados.

Analizaremos las técnicas de aislación y posteriormente a las etapas de diseño e implementación.

Técnicas de aislación

Analizaremos las técnicas de aislación, los dispositivos comerciales existentes y seleccionaremos los más adecuados para cumplir con los requerimientos anteriormente planteados.

Se dispone de un gran número de dispositivos de barrera de aislación. La barrera puede ser óptica, de transformador magnético, capacitiva o incluso de transferencia de calor.

La transmisión de la señal a través de la barrera se hace en AC y por consiguiente implican la modulación de la señal a aislar. Los métodos de modulación incluyen amplitud, voltaje a frecuencia, “ciclo de servicio”, ancho de pulso, etc. El voltaje de ripple producto de la modulación puede ser eliminado colocando un filtro en serie con la salida.

Las tres técnicas de uso más común son la aislación óptica, la aislación inductiva y la capacitiva.

Aislación Óptica

La barrera de aislación consiste en un LED y un fotodetector.

La señal de entrada modula el LED y el fotodetector convierte la luz en corriente.

La aplicación es inmediata para señales digitales

En aplicaciones analógicas, donde el preservar la amplitud de la señal es importante, hay dos técnicas comunes. Si la señal es pasada a través de la barrera en su forma analógica, se requiere un enfoque más complicado que usa un segundo fotodiodo para que brinde retroalimentación a nivel de la compensación. Este enfoque ofrece transmisión en tiempo real de la señal analógica y es relativamente inmune a la

interferencia. Alternativamente, la señal puede ser digitalizada, pasada a través de la barrera, luego reconvertida a señal analógica con un conversor D/A. Esto evita el uso de un segundo fotodiodo, que es caro, pero incrementa la complejidad de la circuitería y además las etapas de conversión A/D y D/A introducen errores adicionales.

Aislación Inductiva

Aquí la señal modula una portadora de mayor frecuencia y es transformada y acoplada desde la entrada a la salida. Los dispositivos transformadores acoplados son efectivos en su mayoría para transmitir potencia y son comúnmente usados en los conversores DC/DC. Las desventajas incluyen baja inmunidad a los transitorios y a la radiación electromagnética.

Aislación Capacitiva

En esta técnica la señal modula una portadora de alta frecuencia y es capacitivamente acoplada desde la entrada a la salida. Se usa tanto la técnica de modulación en ciclo de servicio como en frecuencia, y la señal es pasada diferencialmente a través de la barrera. Los dispositivos capacitivos tienen una baja inmunidad a transitorios dado que rápidos pulsos transitorios de modo común pasan a través del capacitor de acoplamiento y no son filtrados.

Dispositivos de aislación

En términos de la función de los circuitos, podemos clasificar en tres categorías principales los dispositivos de aislación.

Conversores DC/DC Aislados.

Usados en una gran variedad de aplicaciones, estos conversores proveen potencia tipo DC aislada para los circuitos en el lado aislado de la barrera. Ellos pueden además eliminar loops de tierra, brindar un punto de uso para alimentación, y generar voltajes negativos, ejemplo -5V desde +5V. Los conversores están disponibles en una cantidad de diferentes topologías tanto de forma regulada como no regulada y en un amplio rango de potencias de salida.

Amplificadores Analógicos de Aislación.

Estos consisten en un amplificador operacional de entrada seguido por una etapa de aislación, de ganancia unitaria. Las barreras de aislación pueden ser ópticas, capacitivas o inductivas. Las opciones incluyen amplificadores de instrumentación aislados y amplificadores con etapas de entrada especializadas tales como interfaces RTD. Comúnmente se dispone de exactitudes hasta de 12 bits. Hay varias combinaciones de topologías con alimentación aislada y sin aislar. Las aplicaciones van desde procesos de control, adquisición de datos, monitoreo médico, y muchas otras aplicaciones industriales.

Dispositivos Digitales Aislados.

Estos incluyen “transceivers” y acopladores usados para brindar aislación galvánica en sistemas digitales. Entre sus aplicaciones se encuentran las interfaces de sistemas de microprocesador, aislación digital para conversiones A/D y D/A, aislación de transistor de potencia conmutado, aislación externa de tipo I/O, y eliminación de loops de tierra.

Diseño de la aislación de las señales de IMPETOM**Aislación de las Señales Digitales**

De acuerdo a lo sugerido en la documentación de IMPETOM C, hemos optado por la utilización de circuito integrado 4N26 consistente en un acoplador óptico de uso general adecuado para la aislación de señales digitales en particular compatible con los niveles TTL ya que estas no presentan particularidades en amplitud o frecuencia que impliquen restricciones de algún tipo para este dispositivo.

Esquema del circuito integrado 4N26

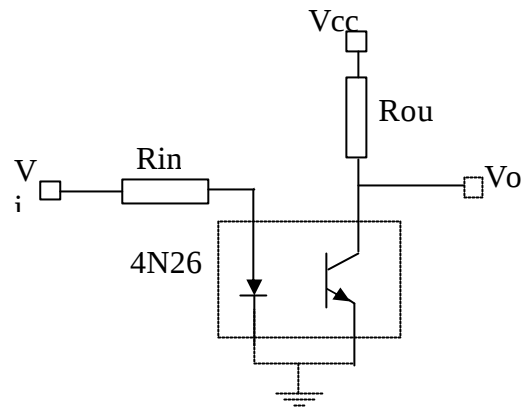


Figura IV.2 Diagrama de conexión del optoacoplador 4N26 usado en la aislación de señales digitales

Se deben tener dos precauciones en este diseño :

- Limitar la corriente que llega al diodo.
- Cumplir con la especificación de drenaje máximo de corriente del puerto digital de la tarjeta adquisidora.

De las hojas de datos el 4N26 sabemos que la corriente máxima que soporta el diodo emisor es 100mA.

De las especificaciones de la tarjeta PC-LPM-16-PNP obtenemos la corriente máxima que podemos exigir a las salidas digitales que resulta en 4mA.

Por lo tanto realizaremos el diseño tomando como limitante los 4mA de la tarjeta adquisidora, tomando un coeficiente de seguridad de 10.

De esta manera si colocamos una resistencia Rin de 10KW la corriente que circula por el diodo emisor es:

$$I_d = (5V - 0.7V) / 10K = 0.43 \text{ mA.}$$

Cumpliendo así los dos requerimientos.

Para el diseño de Rout hay que tener en cuenta la máxima corriente que puede admitir el MAX336, que es 30mA, por lo tanto tomando Rout = 2K7, se obtiene en corte (peor caso) una corriente de 1.8mA, cumpliendo así este requerimiento también.

Aislación de las Señales Analógicas

Para la aislación de las señales analógicas se ha seleccionado el circuito integrado ISO124 de la firma Texas Instruments como la alternativa mas adecuada a nuestros requerimientos.

A continuación se dará un breve resumen de la funcionalidad este dispositivo extraído de la hoja de datos proporcionada por el fabricante.

Descripción del circuito integrado ISO124

El ISO124 es un amplificador de aislación capacitiva de precisión que incorpora una técnica de modulación - demodulación de ciclo de servicio. La señal es transmitida digitalmente a través de una barrera diferencial capacitiva de 2pF. Con la modulación digital las características de la barrera no afectan la integridad de la señal, resultando en una excelente confiabilidad y buena inmunidad a los transitorios de alta frecuencia a través de la barrera. Los capacitores de la barrera están dentro del paquete del integrado. El ISO124 es fácil de usar y no se requiere de componentes externos para su operación.

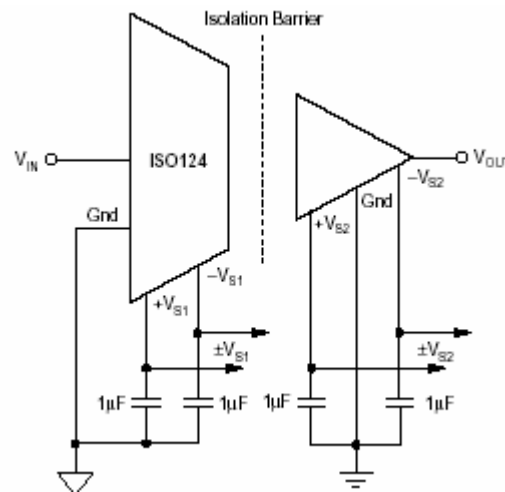


Figura IV.4 Esquema de conexión básico de amplificador de aislación ISO 124

Tal como se ve en la Figura anterior el ISO124 necesita tener acceso a la fuente de alimentación aislada y a la fuente de alimentación no aislada. Cada terminal de alimentación debería ser conectado a capacitores de “bypass” de tantalio de 1µF, colocados lo más cerca posible al amplificador.

La frecuencia interna del modulador/demodulador está ajustada a 500kHz por un oscilador interno. Por lo tanto, si se desea minimizar algún ruido de realimentación se debe usar un filtro π en la fuente de alimentación. La salida del ISO124 tiene un ripple a 500kHz de 20mV, la cual puede ser removida con un filtro pasa-bajos de dos polos con corte a 100kHz usando un amplificador operacional específico tal como consta en los circuitos de aplicación de la hoja del fabricante.

En la práctica este ripple se elimina con el promediado de las señales adquiridas por lo que resulta innecesaria la implementación de este filtro.

Implementación

Acondicionamiento de las señales analógicas

Habiendo definido los dispositivos aisladores decidimos intercalar a nivel de las señales analógicas un amplificador en configuración seguidora para aumentar la impedancia de entrada a la etapa de medida y de esta forma cumplimos con los requerimientos planteados

Por último diseñamos un divisor de tensión entre tres para adaptar los niveles de la señal de salida de 15Vp a 5Vp adecuado a los niveles de tensión admitidos por la tarjeta.

Para estos dos últimos diseños utilizamos el amplificador operacional de uso general LM741 en la configuración detallada abajo.

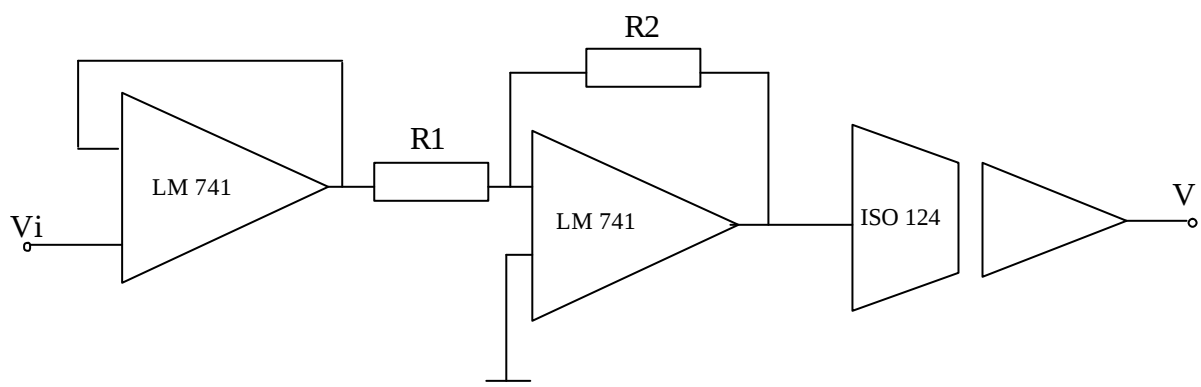


Figura IV.4 Esquema general del acondicionamiento de señal y aislación en un canal analógico de la etapa de aislación.

Los valores que se seleccionaron para las resistencias con $R_2 = 10K$, $R_1 = 30K$ de forma que la etapa total tiene una ganancia aproximada de $A = -1/3$

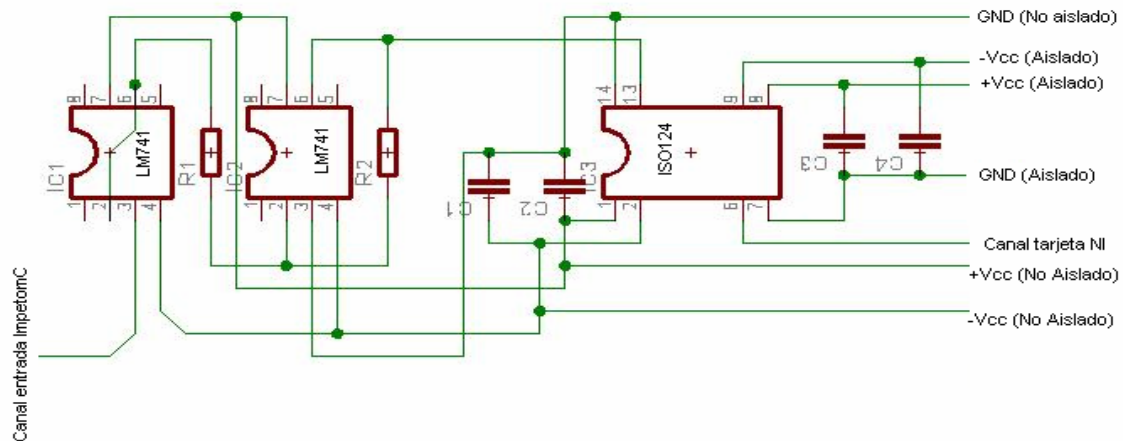


Figura IV.5 : Esquema eléctrico final de un canal analógico.

El integrado que realiza la función de aislación (ISO124) requiere de 2 fuentes de alimentación, una para el lado aislado y otra para el lado no aislado.

Para el primero se usó la fuente de grado médico CONDOR ya mencionada, que es la que proporciona las garantías adecuadas al control de las corrientes de fuga y la seguridad del paciente.

Para el lado no aislado se implementó una fuente continua lineal regulada de $\pm 15V$, 1.5A.

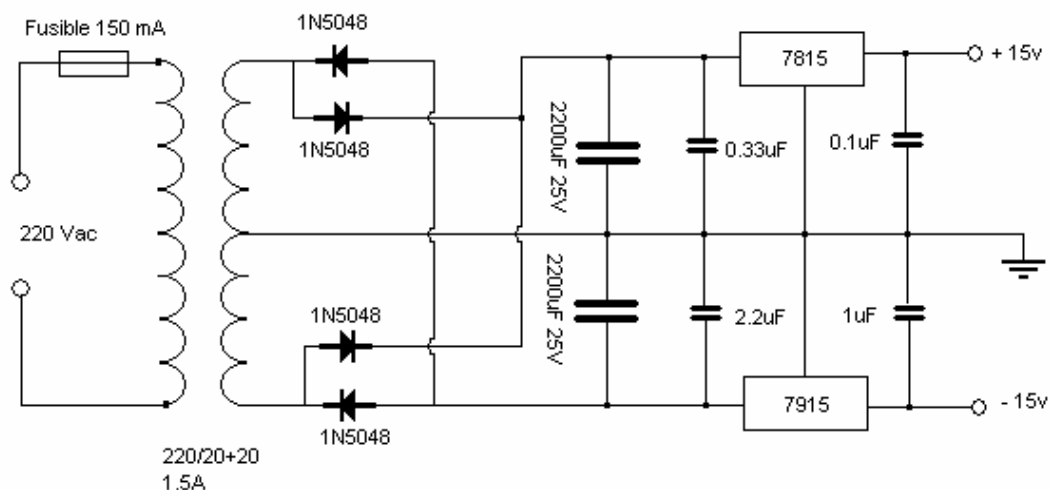


Figura IV.6 Fuente de alimentación de la parte “no aislada” del circuito de aislación.

Cabe destacar que si se produjese un contacto accidental entre la fuente aislada y la fuente no aislada esta última perdería su calidad de “aislada”.

Todo el conjunto se montó sobre un circuito impreso diseñado para tal fin cuyo esquema se muestra a continuación

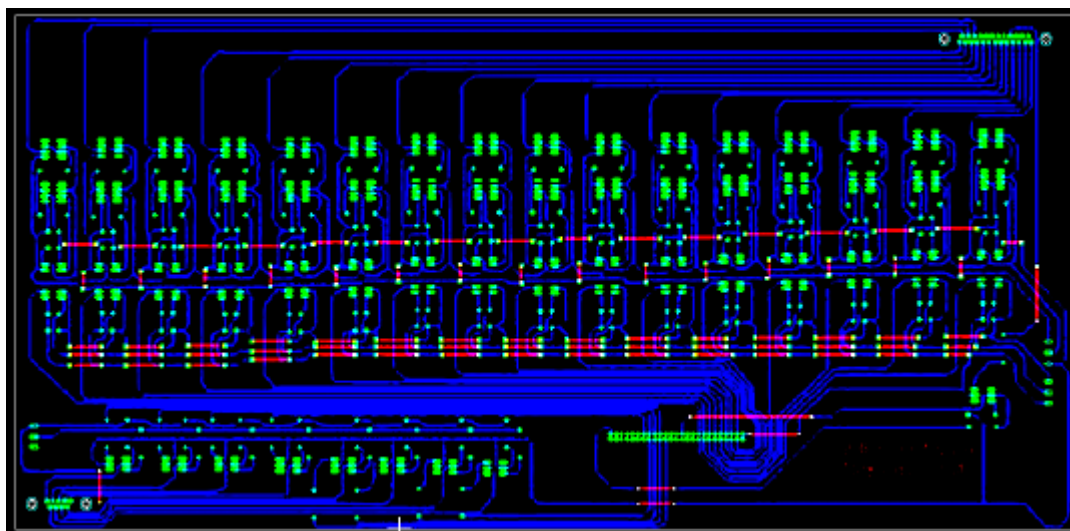


Figura IV.7 Circuito impreso de la tarjeta de aislación.

Calibración y ajustes

Antes de comenzar la etapa de calibración y ajustes es necesario tener un mapa de las conexiones del circuito que nos permita ubicar todas las señales, además de servir como referencia para futuras ampliaciones del proyecto.

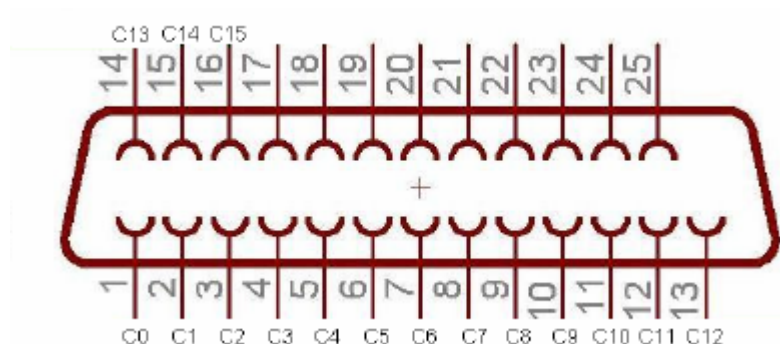


Figura IV.8 Pinout Conector DB25 IMPETOM C - Señales analógicas C_i corresponde a la salida de ImpetomC resultante de amplificar-demodular la diferencia entre los canales i e $i+1$. Esta señal está referida contra la tierra de fuente Condor.

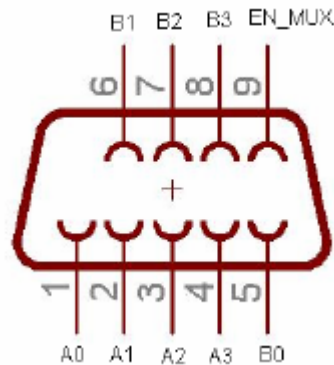


Figura IV.9 Pinout Conector DB9 Impetom C – Señales digitales. A_i corresponde al pin A_i del multiplexor A, B_i corresponde al pin B_i del multiplexor B. EN_MUX es la señal de activación de los multiplexores que siempre se encuentra en 5V

Etapa analógica

Debido al uso de resistencias al 10% en los divisores de voltaje, los factores de amplificación no son parejos encontrando una dispersión alrededor del valor deseado ($V_o = A \cdot V_i$ donde $A \sim 1/3$).

Para compensar esto así como la división entre 3 del voltaje se realizó una calibración por software poniendo una señal testigo de valor conocido a la entrada y midiendo el voltaje a la salida. Con los 16 coeficientes obtenidos del valor $c_i = V_{in}/V_{oi}$ se confeccionó una matriz de ajuste que multiplica a los voltajes medidos en IMPETOM C de forma que en cada canal $V_o = A \cdot c_i \cdot V_i$, teniendo $A \cdot c_i = 1$.

De esta forma logramos una interfase analógica de ganancia unitaria, alta impedancia de entrada y que provee de la aislación necesaria entre IMPETOM C y el hardware de medida.

Etapa digital

El uso del circuito integrado 4N26 en la aislación de señales digitales produce la inversión de los pulsos digitales. Como hicimos en la etapa analógica debemos compensar esto a través de la corrección de la matriz de inyección en el software.

Así, complementando las direcciones digitales, obtendremos la dirección correcta en los multiplexores de la fuente de corriente.

Capítulo 5 - SOFTWARE DE CONTROL E INTERFAZ DE USUARIO

Introducción

En este capítulo analizaremos y determinaremos las especificaciones del software del prototipo de IMPETOM. Posteriormente presentaremos las soluciones encontradas y por último arribaremos al diseño e implementación del software.

Ya concluimos que el dispositivo que albergará IMPETOM I así como de la interfaz del usuario sería un PC doméstico.

Como ya hicimos con el hardware, comenzaremos con la determinación de los requerimientos del dispositivo hasta arribar a las especificaciones que regirán nuestro diseño, dejando a una etapa posterior la implementación del mismo.

De este modo, basados en la tarjeta elegida, seleccionaremos el lenguaje de programación mas adecuado para implementar nuestro diseño de acuerdo a la lista de especificaciones obtenida.

Especificaciones

Determinación de los requerimientos

Estudiaremos los requerimientos en tres aspectos diferentes. El primero relacionado con la configuración y el control del hardware, el segundo con relación a la interfaz con el usuario y el control que este tendrá sobre el equipo terminado y por último abordaremos el problema de integración de IMPETOM I a la interfaz desarrollada.

Si bien estos aspectos están íntimamente relacionados, las particularidades de cada uno nos habilitan a realizar un primer análisis en forma individual.

Posteriormente los integraremos ocupándonos de la sincronización y administración de los tiempos de ejecución de los mismos.

El siguiente diagrama muestra los grandes bloques que pautarán nuestro diseño:

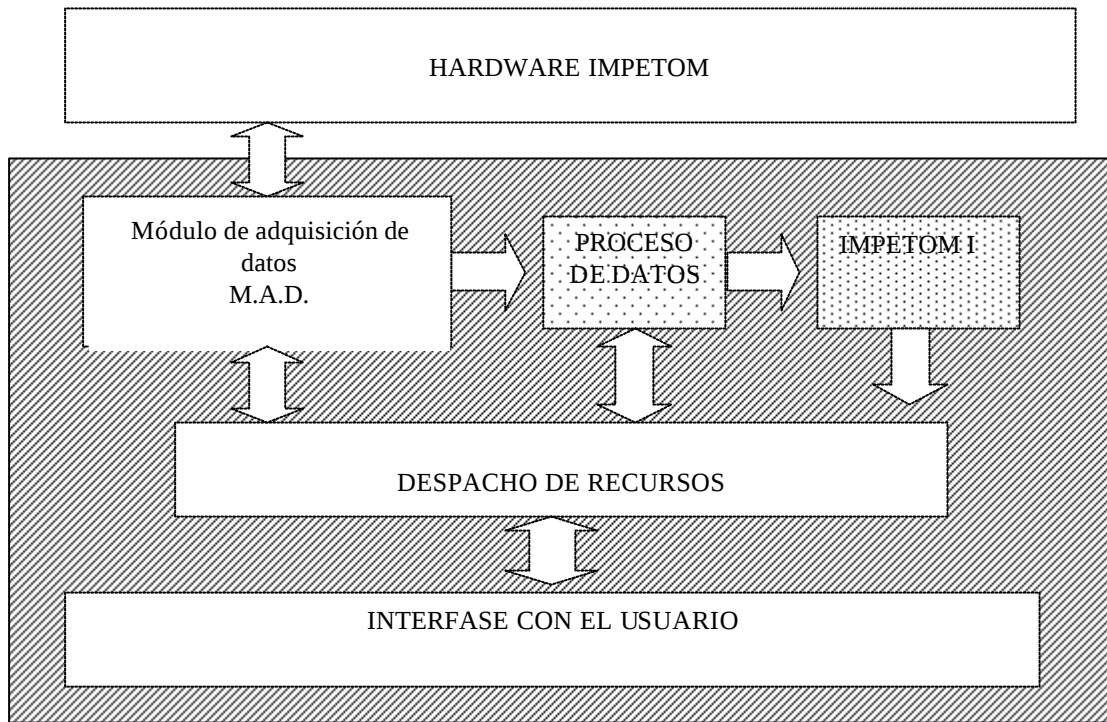


Figura V.1 Diagrama de bloques del software IMPETOM. Una aproximación modular de las etapas nos habilita a resolver los problemas en forma individual y luego coordinar todo desde el despacho de recursos

Una descripción primaria del funcionamiento de este módulo sería la siguiente:

La Interfaz del Usuario se encarga de interpretar la información que ingresa el operario del equipo y transformarla en las señales que serán interpretadas por el módulo de adquisición, así mismo toma la información proveniente del equipo y la presenta al usuario.

Un ejemplo de esto sería el ingreso de los datos del paciente que se utilizan para generar las referencias a los datos adquiridos asociados a este.

El Módulo de Adquisición de Datos (MAD) por su parte es el encargado de la comunicación con IMPETOM a través de la tarjeta DAQ. Es quien contiene el protocolo de comunicación específico y su función es la de interpretar los comandos del usuario y traducirlos para que el hardware realice las acciones que se le piden así como

recibir los datos y almacenarlos en las estructuras adecuadas para que estén disponibles para su procesamiento.

Del procesamiento se encarga el bloque Procesamiento de Datos cuya finalidad es la de manipular la información y ponerla en un formato que pueda ser interpretado por IMPETOM I quien se encargará de reconstruir la imagen. Si bien este bloque en esta etapa del diseño es muy sencillo, en el futuro podría contener los filtros de procesamiento de datos.

Por último el Despacho de Recursos se encarga de la coordinación de actividades de forma que cada bloque reciba los recursos lo cual evita que se monopolice el tiempo en aquellas tareas que consumen mas evitando por ejemplo que el usuario pierda por tiempos prolongados su contacto con el panel de control.

A continuación profundizaremos en cada uno de los bloques constructivos de forma de especificar en forma completa y clara cada una de las tareas realizadas por ellos, así como las señales que comandarán las acciones del conjunto.

Interfaz con el usuario

El comienzo lógico es por la interfaz del usuario ya que es desde aquí donde se desencadenan todas las acciones posteriores.

Una vez comenzado el programa debemos ingresar los datos del paciente que estarán asociados al estudio que se le realizará.

Los datos solicitados son:

- Nombre
- Edad
- Sexo
- N° de identificación único (puede ser CI u otro)
- Comentarios

Una vez completados estos datos se generará un archivo donde queden registrados los mismos para referencia de los estudios a realizar. Este registro será en un archivo de texto plano del tipo *histora_clinica.txt* organizado en carpetas del tipo:

Carpeta_base→ Carpeta_Paciente

La creación de esta carpeta se realiza en forma interactiva por lo que el usuario es libre de elegir la estructura de trabajo que mas se adecua a sus necesidades.

Luego podemos proceder a la etapa de adquisición de imágenes tomográficas. Aquí debe poder seleccionarse las siguientes opciones:

- Adquirir una imagen
- Ingresar una descripción de la imagen
- Elegir método de reconstrucción
- En caso de seleccionar método de Newton Raphson, elegir N° de iteraciones
- Ver las imágenes anteriores
- Guardar el estudio completo
- Cargar un estudio anterior
- Crear un nuevo estudio
- Volver a ingresar un nuevo paciente
- Salir del sistema

Módulo de Adquisición de Datos (MAD)

Este es quizás el bloque mas importante en el desarrollo del software de IMPETOM ya que es quien va a estar en contacto directo con IMPETOM C y ejecutará muchas funciones en forma automática.

Su función puede ser analizada a través de dos grandes estructuras, el control del hardware y la administración de datos.

El control de Hardware tiene como finalidad la de interpretar los comandos del operador para generar las señales de control mientras que la administración de datos se encarga de preparar las estructuras donde se almacenarán los datos, recibir y almacenar los datos “crudos” para que estén disponibles para su procesamiento, de acuerdo a las instrucciones recibidas del usuario a través del Despacho de Recursos.

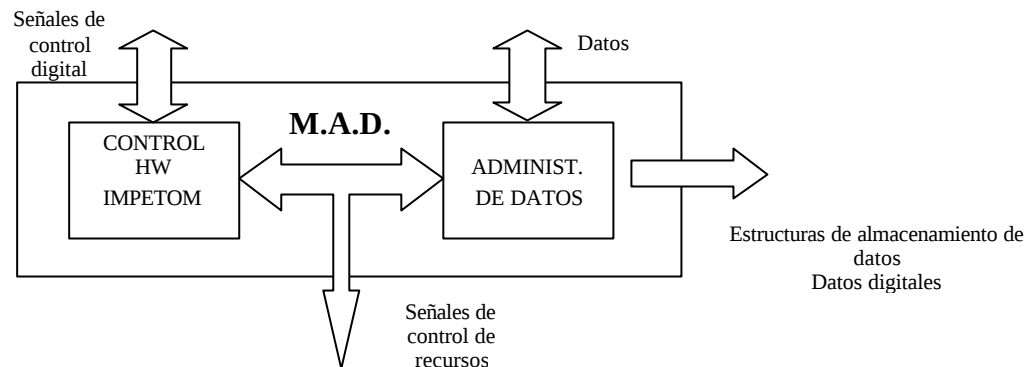


Figura V.2 Diagrama de bloques del Módulo de adquisición. El MAD es el encargado del intercambio de información con IMPETOM C y de pasar los datos al siguiente bloque. A su vez recibe sus líneas de comando del despacho de recursos.

Al igual que como hicimos en la determinación de las especificaciones del hardware, nos imponemos como objetivo la lectura de un juego de datos necesarios para reconstruir un único corte tomográfico.

De este análisis se desprenderán naturalmente las señales de control que deberán implementarse así como las estructuras de almacenamiento de datos necesarias.

Por lo visto anteriormente en las especificaciones del hardware, prevemos adquirir varias veces cada voltaje de un electrodo y promediar esos valores con el objetivo de para minimizar el ruido y los errores de lectura.

La secuencia de eventos que nos llevan a esto se resume en lo siguiente:

1. Inicialización de la DAQ (comienzo de lectura).
2. Creación del archivo que contendrá los datos relevados.
3. Lectura de los 16 valores de voltaje.
4. Guardo los datos leídos.
5. Cambio al siguiente valor de la configuración de acuerdo a la estrategia de inyección elegida y repito los pasos 3-5 hasta completar 16 lecturas.

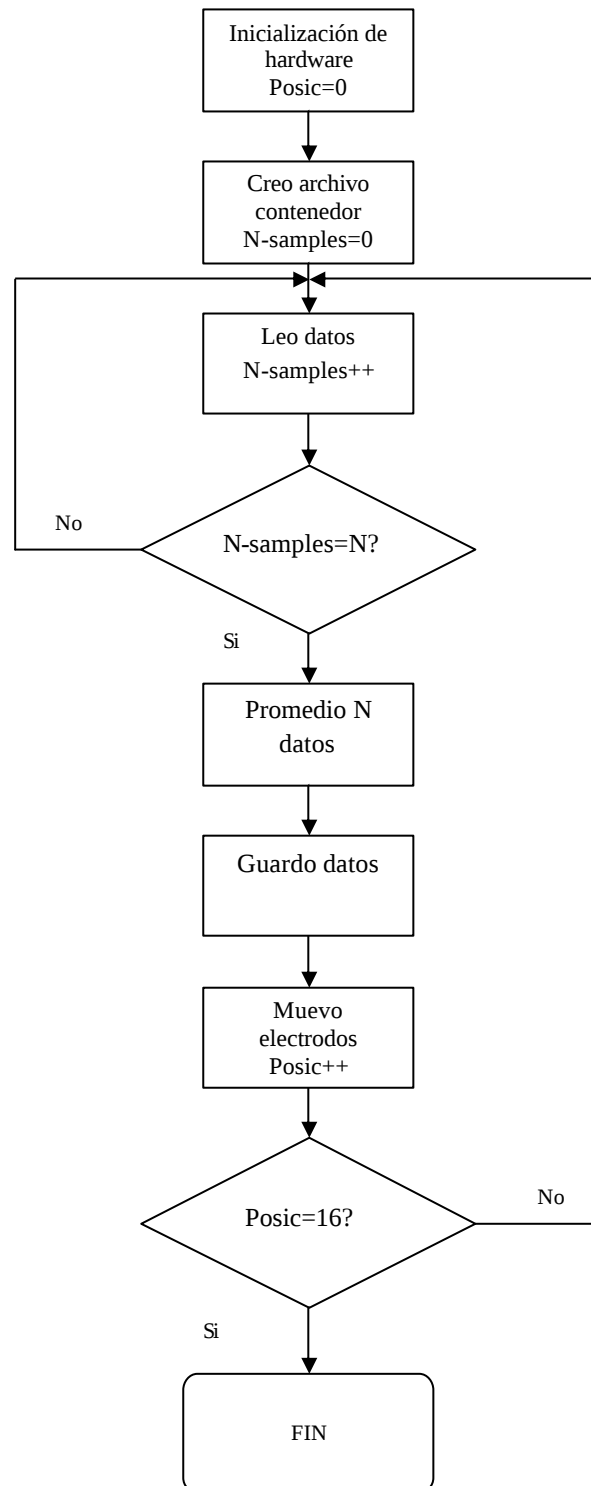


Figura V.3 Diagrama de flujo del proceso de adquisición de datos

1. Inicialización de la DAQ.

Esta en particular debemos separarla en dos partes bien definidas, una de inicialización de IMPETOM C y otra de configuración del dispositivo de adquisición seleccionado (la cual es específica a este y es el punto a tener en cuenta para asegurar la compatibilidad con futuras versiones).

Detallaremos primero el conjunto de comandos de IMPETOM C.

- [A0,A3], [B0,B3] : señales digitales de control de los dos multiplexores de la fuente de corriente

La configuración de la tarjeta DAQ consiste en una serie de comandos los cuales definen en que modo operará esta. Listamos a continuación los parámetros que debemos configurar para el correcto funcionamiento de este dispositivo. No se ahondará en detalles ya los mismos se pueden obtener en el manual del hardware correspondiente.

- Id del dispositivo usado
- Cantidad de canales analógicos a utilizar
- Cantidad de canales digitales
- Dirección de transferencia de datos en los canales digitales
- Rango de entrada de los canales analógicos
- Frecuencia de muestreo
- Cantidad de muestras por canal

2. Creación del archivo contenedor de datos.

Una vez configurado el hardware debemos procurar el espacio de almacenamiento de los datos que vayamos adquiriendo.

De los varios formatos disponibles optamos por guardar los datos en un archivo de texto plano del tipo ***datos.txt*** por la facilidad y comodidad para su uso posterior inmediato.

Los mismos irán organizados en carpetas creadas interactivamente por el usuario:

3. Lectura de los 16 valores de voltaje

Como se detalló en el capítulo IV Adaptación y Aislación de señales, debemos implementar un mapeo de canales físicos con los canales lógicos ya que en el diseño de la mencionada etapa se debieron cambiar estas referencias para mejorar el layout del circuito eléctrico.

La siguiente tabla muestra las correspondencias entre los canales de IMPETOM-C y los canales correspondientes en la tarjeta de adquisición.

Canal IMPETOM	Canal tarjeta ADQ
1	11
2	12
3	13
4	14
5	15
6	7
7	6
8	5
9	4
10	3
11	2
12	1
13	0
14	10
15	9
16	8

Tabla V.1 Mapeo de canales analógicos de IMPETOMC en la tarjeta de adquisición

4. Guardado datos leídos

Los valores de voltaje luego de ser promediados se guardan en un archivo de texto plano con el formato **hhmmss.txt** en una única columna de (16X16) 256 elementos.

La columna está antecedita de 2 tabulaciones ya que este es el formato requerido por IMPETOM I.

6. Cambio del par inyector

La señal que debemos enviar a la tarjeta DAQ es: Mover el par inyector. Esto corre ambos electrodos inyectora una posición en sentido ascendente de acuerdo al sentido de numeración real de los electrodos. Físicamente, esta señal consiste en 2 palabras digitales de 4 bits (8 líneas digitales) que escriben la dirección de los 2 multiplexores en la que deben estar los electrodos en cuestión. (Inyectamos por el electrodo 1 y recogemos por el 2, luego inyectamos por el 2 y recogemos por el 3 y así sucesivamente hasta completar una vuelta completa)

Al igual que sucede con las 16 entradas analógicas, debemos mapear las 8 líneas digitales de IMPETOM-C con las correspondientes salidas de la tarjeta DAQ.

La siguiente tabla detalla esta correspondencia

Líneas del multiplexor 1	Pinout de la tarjeta DAQ	Líneas del multiplexor 2	Pinout de la tarjeta DAQ
A0	8	B0	5
A1	6	B1	3
A2	4	B2	1
A3	2	B3	7

Tabla V.2 Mapeo de canales digitales de IMPETOMC en la tarjeta de adquisición

Adicionalmente como ya mencionamos las señales digitales fueron invertidas por efecto de la aislación óptica por lo que si queremos obtener una señal “Lo”, debemos activar la misma como “Hi” y viceversa.

Resumimos las señales de entrada y salida del bloque MAD.

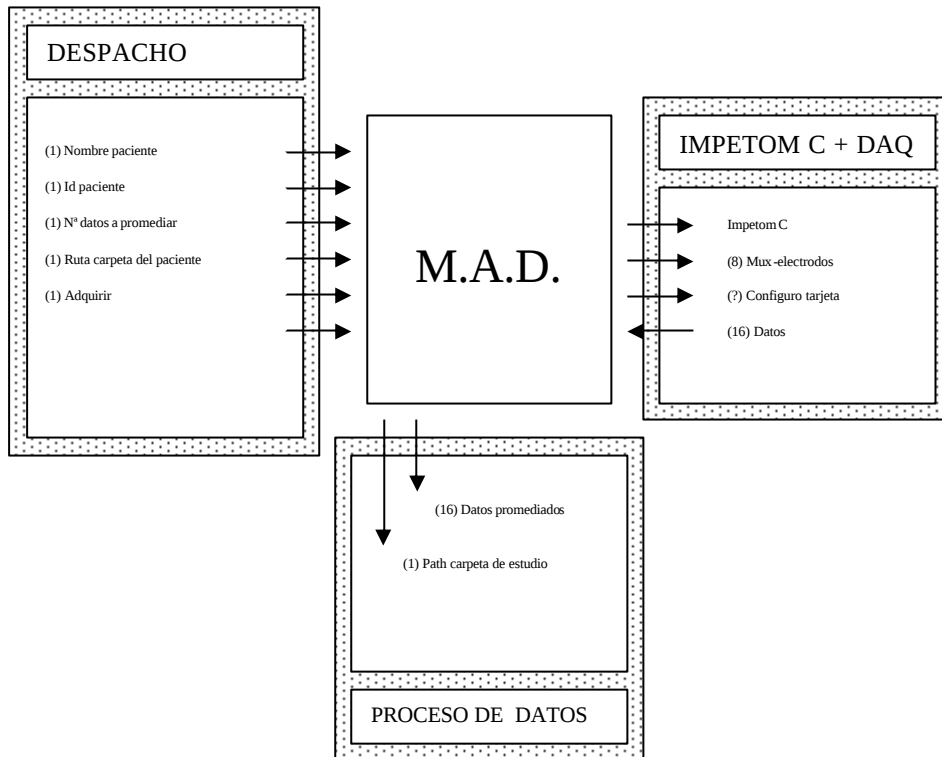


Figura V.4 MAD y señales que se intercambian con el bloque

Proceso de datos

Previsto para futuras versiones, contendrá todo el procesamiento adicional que requieran los futuros algoritmos de reconstrucción.

IMPETOM I

Este bloque se encarga de transformar la matriz de datos en un archivo de imagen en formato comprimido JPEG. Dado que el proyecto original de IMPETOM I incluye una interfaz de usuario distinta a la desarrollada para el prototipo de IMPETOM, deberemos acondicionar este a nuestras necesidades.

Para esto accedemos a los archivos fuentes para obtener una compilación distinta a la de IMPETOM I pero manteniendo todos los algoritmos en su forma original. Así obtenemos 3 programas ejecutables, MS.exe (Matriz de Sensibilidad), NR.exe (Newton-Raphson) y BP.exe (Back Projection) compilados en MATLAB, de los archivos fuentes originales.

El archivo imagen se guardará automáticamente en una carpeta específica para las imágenes, distinta a la utilizada para almacenar la matriz de datos pero con el mismo nombre que la que le dio origen.

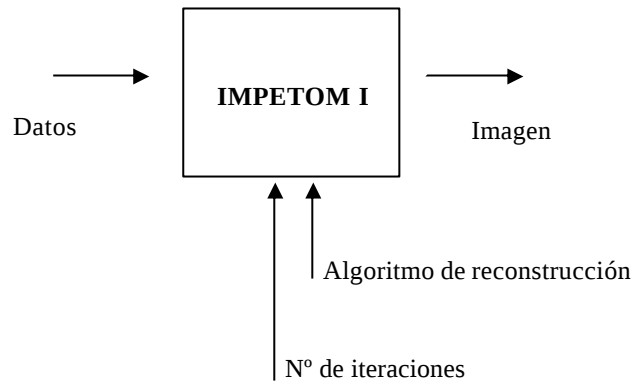


Figura V.5 *IMPETOM I y señales que intercambian con el bloque*

Despacho de recursos

Por último tenemos la coordinación de todas las actividades detalladas anteriormente. En este bloque definimos quién y que recursos serán utilizados y por cuanto tiempo.

Como claro ejemplo de la importancia de este, debemos recordar que mientras IMPETOM I reconstruye la imagen a partir de los datos (tarea que puede llegar a insumir entre 1 y 120 segundos dependiendo de la capacidad de procesamiento del ordenador, el método de reconstrucción o la carga de actividad del PC), se pueden solicitar nuevos datos, mostrar estudios previos todo esto sin que el usuario pierda el control del equipo.

Por lo tanto se hace imprescindible un eficiente control del flujo de datos entre los diferentes bloques.

Para adquirir una cabal idea de la funcionalidad solicitada al despacho de recursos es de utilidad analizar la secuencia lógica de eventos que transcurren desde el inicio de la aplicación, pasando por la presentación de la imagen, hasta la finalización de la misma.

El siguiente diagrama esquematiza la secuencia de funcionamiento del despacho de recursos.

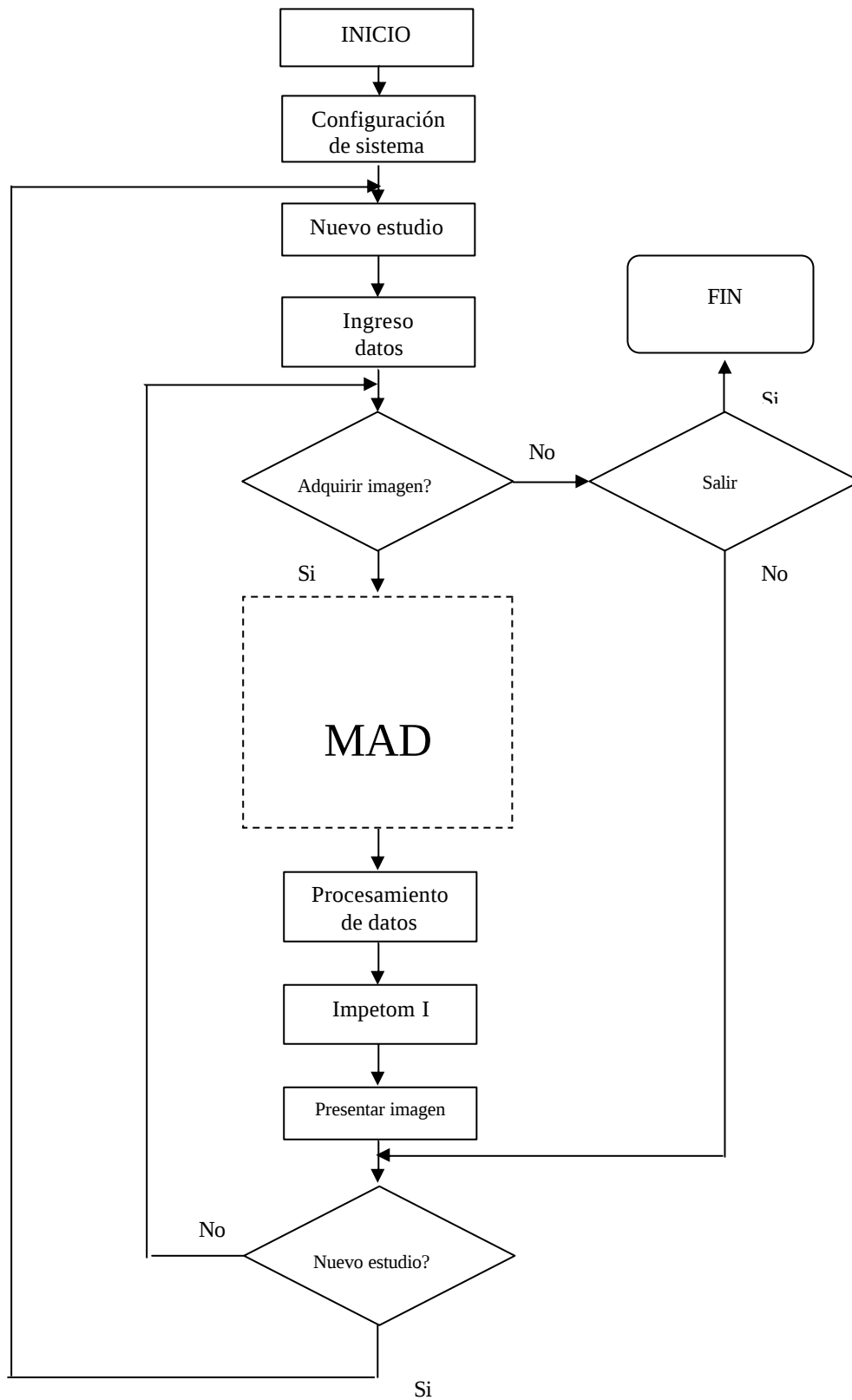


Figura V.6 Diagrama de flujo del funcionamiento general de la interfaz de IMPETOM

Implementación del software IMPETOM

Una vez especificados los requerimientos del sistema estamos en condiciones de proceder a la implementación del software.

Ya hemos acotado la plataforma de hardware para el proyecto, por lo que la elección del paquete de software estará determinada por los siguientes requerimientos

- compatibilidad con el hardware
- conocimiento de la herramienta
- tiempo estimado de aprendizaje de la misma
- compatibilidad con MATLAB (plataforma en la que se desarrollo IMPETOM I)
- Costo de adquisición del paquete comercial

Las opciones que evaluaremos serán:

- LabVIEW
- C++
- Visual Basic
- MATLAB

Las 3 primeras opciones surgen naturalmente de las especificaciones de las tarjetas, ya que LabVIEW es la plataforma que recomienda National Instruments para desarrollar aplicaciones sobre sus tarjetas y estas traen librerías de interacción con los otros lenguajes. Además es un lenguaje muy potente en el campo de la instrumentación electrónica de medida, sobre todo en la adquisición de datos y es compatible con todas las primeras marcas comerciales de fabricación de instrumentos.

La opción de MATLAB surge de que IMPETOM I fue desarrollado en este lenguaje, pero esta es rápidamente descartada por no ser compatible con los modelos de tarjetas que evaluamos y no garantiza la compatibilidad con otras tarjetas que puedan usarse en futuras versiones de IMPETOM.

De las 3 posibles opciones que restan elegimos LabVIEW por los siguientes motivos:

- LabVIEW ya trae resuelta la parte de interfaz gráfica, cosa que habría que desarrollar de cero con los otros lenguajes.
 - La comunicación con la tarjeta también esta resuelta con LabVIEW , y con los otros lenguajes habría que trabajar a mucho mas bajo nivel.
-

- El paquete comercial ya está disponible en el NIB por lo que no es necesaria la compra de nuevo software.
- Es el software específico de National Instruments para desarrollar aplicaciones sobre sus tarjetas además de poseer drivers específicos para instrumentos de varias otras marcas.

Paquete de programación LabVIEW.

Comenzaremos esta etapa de la implementación con una breve descripción del paquete de programación LabVIEW de National Instruments en su versión LabVIEW 5.11, que si bien es una versión que tiene varios años (actualmente está disponible la versión 7.1 mucho mas avanzada y moderna) nos permite lograr una interfaz de características aceptables aunque de estética anticuada.

A diferencia de los paquetes de programación tradicionales, LabVIEW es un entorno de desarrollo gráfico en el cual no se utilizan líneas de código, sino que se programa mediante la creación e interconexión de instrumentos virtuales (VI) a través de iconos con bornes de conexión.

Cada VI consta de un panel de control y un diagrama de conexión.

El panel de control es la parte del instrumento a través del cual se intercambia información con el usuario u otros VIs. El mismo puede ser accesible al usuario o no dependiendo de la función que elijamos para el instrumento en particular.

El diagrama de conexión es la circuitería interna de ese instrumento, donde se definen las funciones que ejecutará el mismo. Las mismas pueden consistir entre otras de operaciones básicas matemáticas, lógicas, con matrices de números o palabras, o también con otros instrumentos virtuales. Esto nos permite desarrollar funciones sumamente complejas mediante la interconexión de VIs y la inclusión de estos como sub-Vis en otros mas avanzados.

Los Vis de características similares se organizan en librerías muchas de las cuales vienen dentro del paquete original. Así tenemos por ejemplo una librería de instrumentos para la adquisición de datos a través de tarjetas DAQ, la cual será de suma importancia para nuestro trabajo igual que las correspondientes al manejo de la información e intercambio de la misma con el PC.

Software IMPETOM

Descripción general

El Software IMPETOM se presenta como un programa de instalación ejecutable bajo Microsoft Windows (*Instalación.exe*) el cual crea e instala en el PC las estructuras necesarias para la ejecución del Software IMPETOM propiamente dicho.

En la instalación se crean las carpetas necesarias que contendrán los archivos para la operación, se instala el programa *Runtime.exe*, necesario para la ejecución de programas compilados desarrollados bajo LabVIEW y se realizan las modificaciones apropiadas del registro de Windows.

Posteriormente se instala en el escritorio de Windows un icono que nos permite la ejecución de IMPETOM, accediendo de esta manera a la interfaz gráfica del usuario (GUI) o mediante la contraseña adecuada al menú de mantenimiento del equipo.

Interfaz gráfica GUI

La GUI de IMPETOM consiste en 3 ventanas gráficas secuenciales siendo estas:

- Bienvenida
- Ingreso de datos
- Panel de control

que obedecen al siguiente esquema.

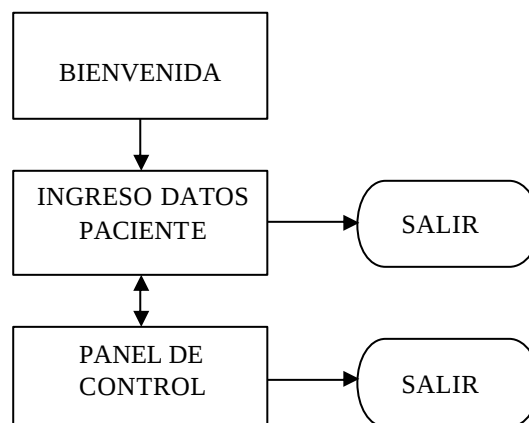


Figura V.7 Diagrama de flujo de la GUI de IMPETOM

Pantalla 1- Bienvenida.

Una vez ejecutado el programa IMPETOM aparece una pantalla de bienvenida no interactiva la cual da al usuario la información básica y concisa de: nombre del programa, desarrollo de origen uruguayo, año e instituciones responsables del mismo (NIB, Facultad de Ingeniería y Facultad de Medicina).

Esta pantalla desaparece a los 4 seg. dando lugar a la siguiente pantalla de ingreso de datos del paciente.

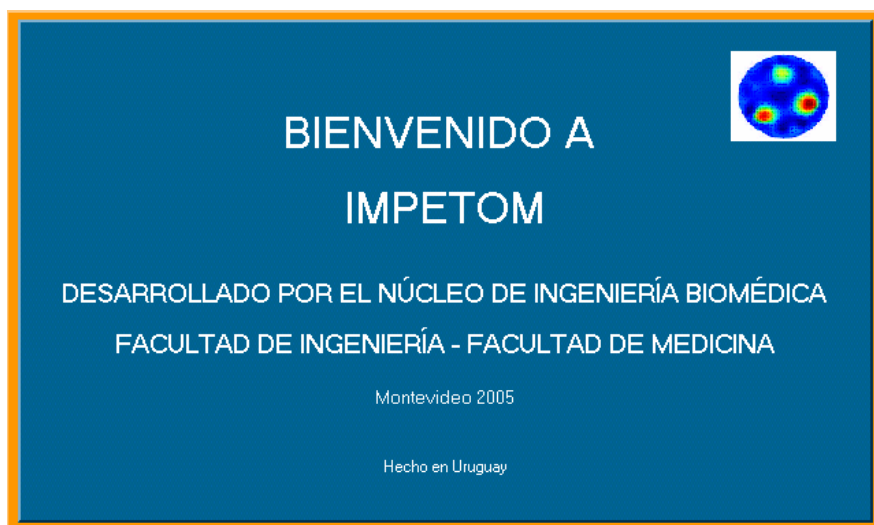


Figura V.8 *Pantalla de Bienvenida del software IMPETOM*

Pantalla 2- Datos del Paciente.

Esta es la primera pantalla interactiva del programa donde se le solicita al médico ingrese los datos del paciente los cuales se guardarán en un archivo de texto dentro de la carpeta elegida por el médico para ese paciente en particular.

Los datos requeridos son:

- Nombre
- Sexo
- Edad
- N° de identificación único
- Comentarios

Una vez ingresados los datos se plantean 3 opciones accesibles mediante 3 botones, pasar al panel de control, borrar y salir del programa.

Pasar al panel de control: Una vez ingresados los datos del paciente podemos proseguir con la realización de los cortes tomográficos desde el panel de control.

Esta opción es accesible solamente una vez que se han ingresado los datos obligatorios (que son el nombre del paciente y el N° de identificación). Al presionar este botón se despliega un cuadro “explorador de archivos” que permite seleccionar una carpeta que contendrá tanto la historia del paciente como las imágenes de los cortes y las matrices de voltaje.

Borrar: Despliega un cuadro de diálogo que solicita confirmación para borrar los datos ingresados y proseguir ingresando nuevos datos en la misma pantalla.

Salir del programa: Despliega un cuadro de diálogo que solicita confirmación para abandonar el programa IMPETOM. Al salir del programa se pierde la información ingresada.

IMPETOM V1.0

SALIR

Nombre del paciente

Edad

Sexo

Masculino

Id del paciente

Tipo

C.I

Años

Comentarios

CANCELAR

SIGUIENTE

Figura. V.9 Pantalla de ingreso de Datos del Paciente.

Pantalla 3- Panel de control

En esta última pantalla reside el control principal de IMPETOM. Es una pantalla simple en la cual encontramos dos ventanas gráficas y una serie de comandos.

La ventana principal, a la izquierda de la pantalla despliega el corte tomográfico reconstruido por IMPETOM I, a partir de la matriz de voltajes adquirida por IMPETOM C y mediante el navegador de imágenes, despliega las imágenes previamente adquiridas en el estudio en curso. Un subpanel de comandos e indicadores que permiten elegir el algoritmo de reconstrucción, el número de iteraciones, adquirir una imagen de acuerdo a los parámetros seleccionados o acceder a las funciones avanzadas que permiten controlar el tiempo de setup o la cantidad de muestras por canal adquiridas.

También encontramos el navegador de imágenes que permite desplazarse a lo largo del estudio en curso, guardarlo o comenzar un nuevo estudio.

Sobre la ventana principal encontramos un indicador gráfico de barras que muestra el último set de 16 voltajes adquiridos. Una interpretación de este indicador indica si el corte se ha obtenido en forma correcta [anexo 3]

En la ventana auxiliar podemos abrir un estudio previamente guardado y cuenta con su navegador de imágenes propio con las mismas funcionalidades que el navegador principal. Adicionalmente presenta una ventana superior de información donde se despliegan los datos del estudio guardado.

Por último encontramos dos botones que permiten volver a la ventana de ingreso de datos del paciente, o salir del programa respectivamente.

Describimos las opciones de cada uno de los comandos encontrados en este panel.

Algoritmo de reconstrucción: las opciones son

- Matriz de sensibilidad
- Newton-Raphson

Número de iteraciones: Al ser Newton-Raphson un método iterativo permite seleccionar la cantidad de iteraciones que realizará IMPETOM I para obtener la imagen a partir de la matriz de voltajes

Abrir estudio guardado: Le da al usuario la posibilidad de abrir un estudio (conjunto de imágenes previamente guardadas) en la ventana gráfica auxiliar.

Guardar estudio actual: Permite guardar en disco las imágenes de la sesión en curso. El estudio se guarda en un archivo del tipo *estudio.dat* junto a los datos particulares del estudio como ser nombre del estudio, fecha, hora, nombre del paciente etc.

Nuevo estudio: Comienza una nueva sesión de adquisición, liberando de la memoria el estudio en curso. Despliega un cuadro de confirmación que permite guardar la sesión actual.

Navegador de Imágenes: Esta funcionalidad permite desplazarse a lo largo del estudio, ya sea en el que está en curso o alguno de los guardados previamente en el disco. Este navegador cuenta tres indicadores que muestran el tamaño del estudio (cantidad de imágenes), el número de la imagen que está siendo mostrada y el nombre de esa imagen y presenta las siguientes posibilidades.

- **Siguiente:** Muestra en pantalla la imagen almacenada siguiente a la que está siendo mostrada en ese instante. Este comando permanece activado hasta llegar a la última imagen guardada
 - **Anterior:** Muestra en pantalla la imagen almacenada anterior a la que está siendo mostrada en ese instante. Este comando permanece activado hasta llegar a la primer imagen guardada
 - **Inicio:** Muestra en pantalla la primer imagen almacenada.
 - **Fin:** Muestra en pantalla la última imagen almacenada.
 - **Volver :** cierra el panel principal y retorna al menú de ingreso de datos del paciente.
 - **Adquirir:** Desencadena el proceso de medición de impedancias y reconstrucción del corte tomográfico de acuerdo a los dos parámetros anteriores. Durante el proceso de adquisición las luces laterales a este botón pasan de verde a rojo mientras la lectura de datos se está llevando a cabo. Las matrices de voltajes así como la imagen reconstruida son guardadas automáticamente en la carpeta del paciente, elegida en la ventana anterior con los nombres *hhmmss.txt*, y *hhmmss.jpeg* respectivamente siendo hhmmss la hora, minutos y segundos del sistema operativo del PC.
-

- Salir: despliega un cuadro de diálogo solicitando la confirmación para salir del programa IMPETOM.
- Cuadro de descripción de la imagen: Permite ingresar un comentario descriptivo de la imagen representada. Al recorrer el estudio con el navegador, el texto ingresado aparece al lado de la imagen. Cuando se guarda el estudio, la descripción queda almacenada junto a la imagen para futura referencia

Adicionalmente, en esta versión del programa hemos incluido un selector que nos permite acceder a un par de funciones mas avanzadas, las cuales controlan el tiempo de setup del equipo (este es el tiempo en ms. entre la selección del par inyector y la lectura de los voltajes) y la cantidad de muestras por canal que se toman para realizar el promedio.

La información sobre los VIs desarrollados para nuestro propósito y los incluidos con el paquete de LabVIEW pueden encontrarse en el CD con la documentación de IMPETOM.

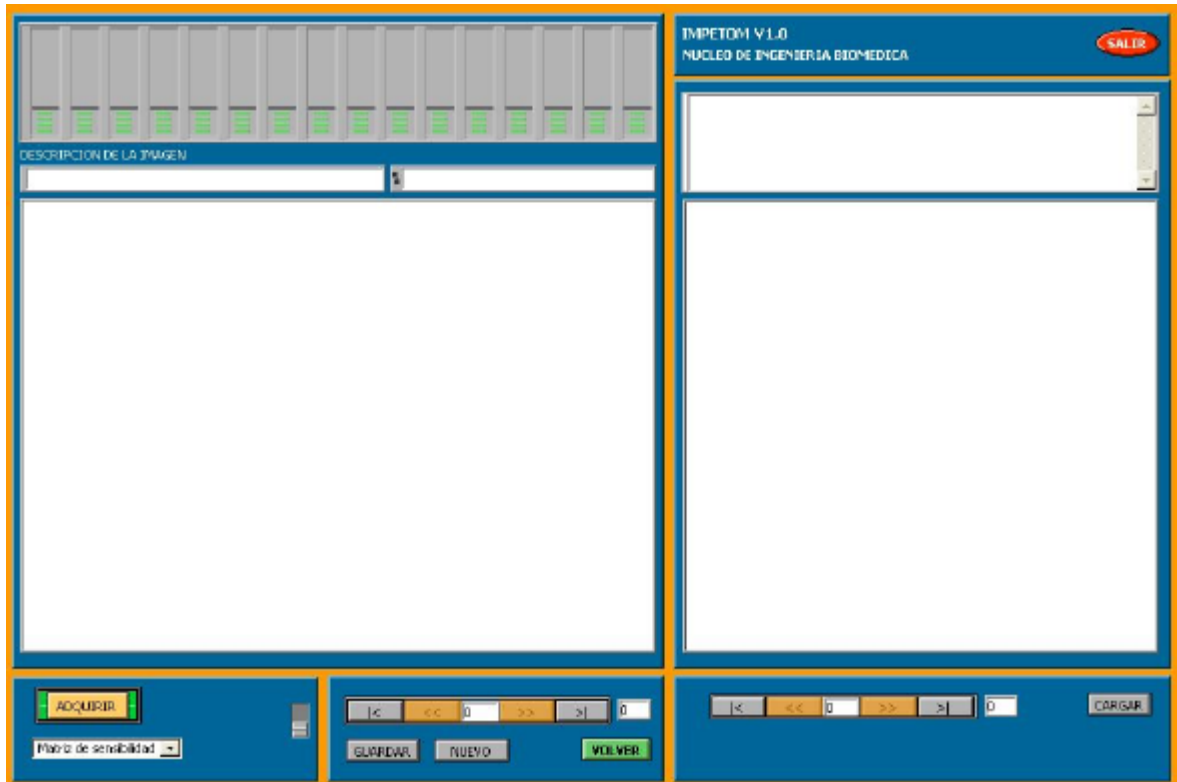


Figura V.10 GUI de IMPETOM. Desde el Panel de Control se accede al manejo de todas las funcionalidades del equipo.

Integración con IMPETOM I

Uno de los objetivos principales de IMPETOM fue la integración con IMPETOM I, es decir, lograr que la aplicación final utilizara los algoritmos desarrollados previamente, de una forma amigable, integrada a la GUI desarrollada.

IMPETOM I consiste en 3 algoritmos de reconstrucción, Matriz de Sensibilidad, Newton-Raphson y Backprojection que reciben como dato de entrada la matriz de voltajes medidos y devuelven la imagen del corte tomográfico en formato jpeg.

Si bien IMPETOM I cuenta con una interfaz gráfica propia, nuestro interés reside solamente en los algoritmos implementados dado que la GUI aquí desarrollada no solo incluye la reconstrucción de los cortes sino la administración de las imágenes y el control del Hardware de adquisición.

Requerimientos

Selección de los algoritmos

En una primera instancia asumimos que los tres algoritmos disponibles reconstruyen las imágenes en condiciones similares de resolución y no presentan ventajas unos sobre otros en este aspecto.

Es deseable que IMPETOM permita ver la imagen adquirida en tiempo real, es decir presenciar en el monitor los cambios fisiológicos que están ocurriendo en el instante mismo de la adquisición. Los algoritmos disponibles no fueron programados teniendo en cuenta este requerimiento por lo que nuestro objetivo será el de obtener una imagen en un tiempo razonable. De esta forma el primer parámetro usado para seleccionar el algoritmo principal es el tiempo de reconstrucción.

(Otros grupos de investigación han desarrollado algoritmos de alta velocidad que permiten la reconstrucción de imágenes EIT en tiempo real www.rpi.edu)

Para evaluar los tiempos de reconstrucción contamos con el software original IMPETOM I que permite ejecutar los algoritmos mediante la interfaz gráfica propia.

Las primeras medidas de tiempo de reconstrucción se presentan en la siguiente tabla.

Algoritmo	Tiempo de reconstrucción (s)
Matriz de sensibilidad	2
Newton Raphson (1 iter)	5
Back projection	3

Tabla V.1 *Tiempos de reconstrucción utilizando el software IMPETOM I (Todas las pruebas de tiempo de reconstrucción se realizaron en un PC con procesador Pentium IV, 1.7GHz, 256MB RAM)*

De esta tabla se desprende que el algoritmo de Matriz de Sensibilidad es el más rápido y dado que no requiere de ningún parámetro para su operación es la opción mas firme para ser utilizado por defecto en la interfaz.

Los dos restantes son dejados como opciones secundarias de reconstrucción.

Una vez seleccionado el algoritmo comenzamos a trabajar con el código fuente del mismo para generar un ejecutable que interactuara con la interfaz gráfica.

IMPETOM I fue realizado en MATLAB y el código fuente se encuentra disponible en este lenguaje, por tanto la elección obvia para el desarrollo de los ejecutables fue MATLAB.

Para esto se utilizo la versión 6.5 posterior a la 6.0 utilizada por IMPETOM I

Esta tiene la ventaja de tener integrado el compilador y no es necesario utilizar un compilador externo (como Visual Studio).

Como primer paso para la adaptación del software analizamos los requerimientos de nuestro proyecto.

- Programa compilado ejecutable, capaz de correr en cualquier PC
- Disminución del tiempo de reconstrucción que tenia el algoritmo en IMPETOM I
- Protocolo de comunicación sencillo con la interfaz gráfica.

Ejecutable “stand alone”

El primer requerimiento es cumplido ya que la versión de MATLAB que utilizamos genera el ejecutable además de las bibliotecas necesarias para que la aplicación se ejecute en cualquier equipo, compilada y no interpretada por MATLAB.

Tiempo de reconstrucción

Para cumplir con el segundo requerimiento no contamos con muchas alternativas ya que la optimización de la programación del algoritmo no es una opción viable.

Solo queda eliminar el “overhead” de código de la interfaz gráfica de IMPETOM I y el tiempo de reconstrucción debería bajar. Esto se verificará una vez probado el ejecutable terminado.

Protocolo de comunicación

El tercer requerimiento es tal vez el más delicado de todos ya que esta ligado con la operativa en conjunto del software IMPETOM.

En el siguiente diagrama de bloques se muestra el funcionamiento esperado de este protocolo:

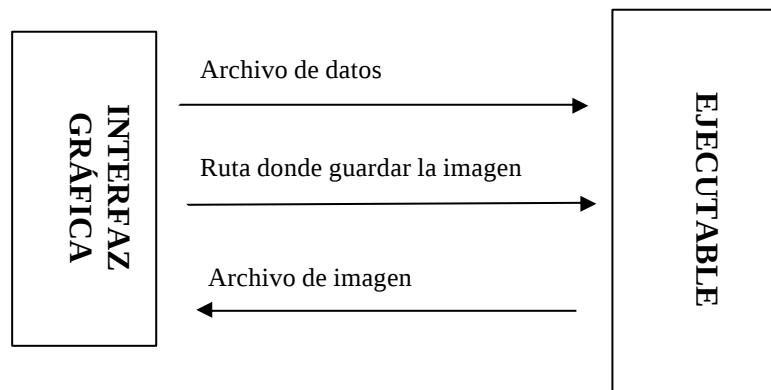


Figura V.11 Esquema de funcionamiento del protocolo de comunicación entre la GUI y el algoritmo de reconstrucción

Debemos implementar una comunicación entre la interfaz gráfica y el ejecutable, que permita leer el archivo de datos adecuado, la ruta donde guardar la imagen y que en efecto, guarde la imagen esta ruta.

La primera opción evaluada fue compilar el archivo ejecutable para que admitiera modificadores, de forma que desde LabVIEW se pudiese llamar a este ejecutable con opciones variables que indicaran los parámetros antes mencionados.

Esta finalmente fue descartada debido a que MATLAB no admite compilar con opciones.

La solución encontrada fue el pasaje de parámetros al ejecutable de matriz de sensibilidad mediante un archivo auxiliar que funciona de la siguiente manera:

El ejecutable “MS.exe” lee por defecto un archivo de configuración “ruta.txt” ubicado siempre en la misma ruta.

Dentro de este archivo de texto se encuentra en el primer renglón la ruta del archivo de datos a reconstruir y en el segundo renglón la ruta del archivo de imágenes a escribir.

De esta forma se simplifico la tarea ya en LabVIEW siempre se llama al ejecutable “MS.exe” sin opciones y la tarea que hay que realizar antes de cada reconstrucción es simplemente reescribir el archivo “ruta.txt” para actualizarlo.

Una vez resuelto esto se compilo la versión final de “MS.exe” con las bibliotecas que genera MATLAB y se probó en un equipo que no tuviese el lenguaje instalado para verificar que cumplía los requerimientos.

Una vez compilado se probó la velocidad de reconstrucción y finalmente se llego a 1 segundo de demora con el algoritmo de matriz de sensibilidad, disminuyendo los dos segundos que demoraba en IMPETOM I y cumpliendo el segundo requerimiento planteado.

(Todas las pruebas de tiempo de reconstrucción se realizaron en un PC con procesador Pentium IV, 1.7GHz, 256MB RAM)

Capítulo 6 - PRUEBAS Y RESULTADOS

Habiendo terminado la implementación del proyecto obtuvimos un prototipo de tomógrafo de acuerdo a los requerimientos planteados lo que nos permite ingresar en la etapa de pruebas del mismo.

A estos efectos diseñamos un protocolo de pruebas para evaluar dos aspectos diferentes del funcionamiento de IMPETOM. El primero relacionado a la adquisición fiel de los datos presentados por IMPETOM C lo cual cumple con lo requerido en la definición del proyecto.

El segundo aspecto del protocolo es el relacionado a la adquisición de imágenes tanto en fantoma como “in vivo” siendo esto último lo que validará a IMPETOM como prototipo de equipamiento médico apto para el diagnóstico en seres vivos.

Para esto implementamos una serie de pruebas, primero en vacío, luego en fantoma y por último en seres humanos que nos permiten determinar el comportamiento del equipo ante varias estructuras diferentes.

Hemos utilizado el fantoma construido por el grupo IMPETOM C sustituyendo los electrodos de hierro por unos de bronce lo que reduce los efectos de la oxidación causados por el medio salino.

Pruebas de recolección de datos

A los efectos de probar la etapa de aislación, la tarjeta de adquisición y el software desarrollado, prescindimos de IMPETOM C (sistema de recolección) y colocamos una señal testigo de 5Vdc en los canales analógicos del sistema de adquisición.

Esa señal fue adquirida en los 16 canales a una tasa de una muestra por canal y su valor almacenado en un archivo como los diseñados para suministrar la entrada a IMPETOM I (sistema de reconstrucción).

El procedimiento se repite adquiriendo a tasas de 20, 30 y 60 muestras por canal y en todos los casos el valor obtenido es el de la señal testigo, 5V.

La prueba se repitió para 10V y 15V y vimos que en todos los casos los valores relevados en todas las pruebas coinciden con sus respectivos obteniendo un sistema, a

partir de la etapa de aislación, de ganancia unitaria por lo que concluimos que el sistema de adquisición funciona de acuerdo a lo diseñado.

A continuación probamos el sistema de control. Mediante una pequeña modificación al programa que nos permite medir cómodamente las señales de control del par inyector, procedimos a registrar los valores del bus digital de control (D0..D7) obteniendo los valores esperados tanto en contenido como en valor.

Con las pruebas realizadas y habiendo obtenido los valores esperados, verificamos que el sistema funciona completamente de acuerdo a lo especificado.

Por último conectamos IMPETOM C y procedemos a la prueba del sistema EIT IMPETOM.

Protocolo de pruebas de IMPETOM

Para evaluar el equipo analizamos los parámetros que podemos modificar para incidir en las imágenes reconstruidas y probamos variando cada uno de ellos y sus distintas combinaciones.

En las pruebas sobre el fantoma los parámetros son los siguientes:

1. Posición del objeto dentro del fantoma
2. Objetos
 - a. Tamaño
 - b. Cantidad
 - c. Forma
 - d. Material
3. Tiempo de setup de IMPETOM
4. Cantidad de muestras por canal adquiridas.
5. Cambio de matriz de referencia

Promediado de señales y tiempo de setup

Recordando lo detallado en el estudios de tiempos de adquisición, dos de los parámetros modificables que juegan un papel importante en el funcionamiento del equipo son el tiempo de setup (la demora entre la selección del par inyector y la lectura de los canales

analógicos) y la cantidad de señales por canal adquiridas (por lo que el valor efectivo del canal es $V_i = \sum_{(jN)} V_{ij} / N$ donde N la cantidad de muestras por canal adquiridas).

Por otra parte esperamos que un aumento de las muestras por canal mejore las imágenes a través de un aumento de la relación señal-ruido de acuerdo a lo desarrollado en el capítulo 3.

Cambio de la matriz de referencia

Como ya mencionamos, el algoritmo por defecto utilizado es el de Matriz de Sensibilidad.

Dado que este está diseñado para detectar cambios de conductividad con respecto a una matriz de referencia teórica decidimos poner nuestra propia matriz de referencia de valores reales y observar los resultados

Para ello se utilizó un juego de datos resultante de la adquisición del fantoma lleno únicamente con la solución salina por lo que cualquier cambio de conductividad estará referido a esta situación inicial.

Todas las pruebas realizadas tomaron como referencia tanto la matriz real como la teórica.

Evaluación de las imágenes.

La tomografía por impedancia eléctrica (EIT), a diferencia de la tomografía por rayos X, es un método de medida indirecto donde las imágenes obtenidas corresponden a la interpretación de un algoritmo de las estructuras anatómicas a través de sus conductividades. A la fecha de este trabajo la EIT es una técnica de baja resolución y a pesar de compartir el nombre con la otra mencionada, sus resultados no son comparables.

La evaluación de las imágenes obtenidas es relativa a las obtenidas por los dos grupos anteriores (con el mismo DAS y algoritmo), otros grupos de desarrollo en el mundo, a ellas mismas y a las expectativas del grupo IMPETOM.

Los factores relativos evaluados para determinar la calidad de la reconstrucción son los siguientes:

- Posición del objeto en la imagen
- Tamaño del objeto
- Forma del objeto
- Definición de las fronteras

Posición del objeto en la imagen

La posición del objeto reconstruido en la imagen, referente a un sistema de coordenadas solidario a los electrodos debe corresponderse fielmente con la posición del objeto real dentro de estos. (por ejemplo si el objeto está frente al electrodo 1, en la reconstrucción debe seguir estando ahí)

A su vez las posiciones relativas entre los diferentes objetos debe mantenerse con respecto al modelo.

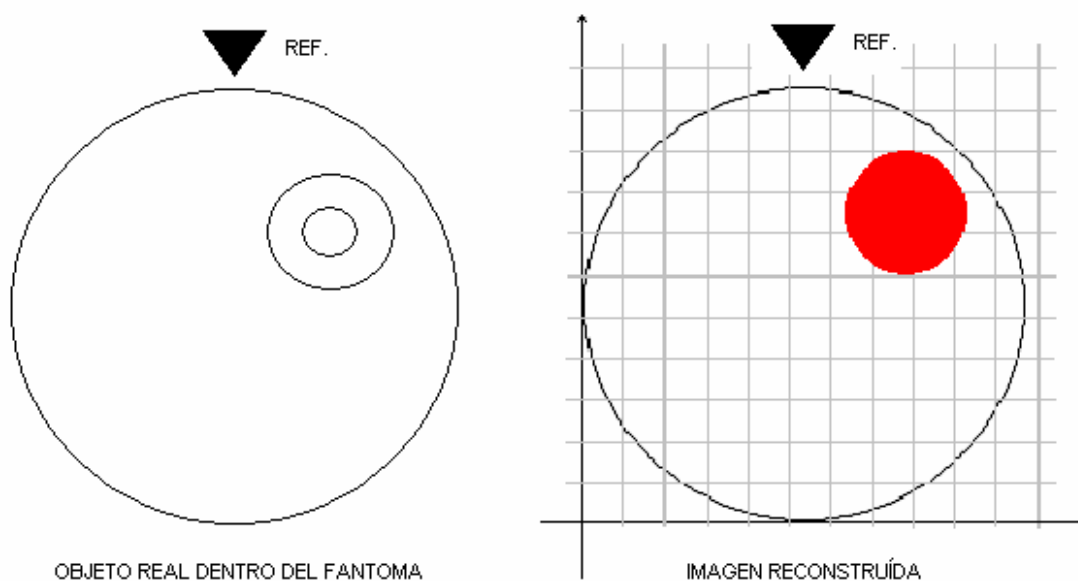


Figura 1.6 Posición de un objeto dentro del fantoma referenciado al sistema de coordenadas

Tamaño del objeto

Dado que el algoritmo reconstruye basándose en conductividades relativas no podemos hablar de tamaño absoluto de la imagen reconstruida porque por ejemplo, no existe una relación de tamaños entre la imagen del fantoma y los objetos en su interior. Esto se

debe a que la imagen del fantoma es fija (siempre se reconstruye del mismo tamaño) y la de los objetos en su interior es relativa a ellos mismos.

Ejemplo: El fantoma tiene 23 cm de diámetro. La botella chica unos 8 cm. La relación de diámetros en la reconstrucción supongamos que es la correcta 8:23. Cuando ponemos la botella grande, el fantoma queda igual pero la relación de diámetros entre esta y la botella chica deja de ser 8:23 ya que esta botella aparece mas chica aún porque está relativizada a la botella grande.

Por lo tanto para nuestra evaluación, compararemos los mismos objetos en diferentes configuraciones, verificando que el tamaño no varía en cada una de ellas.

Forma del objeto

Si bien no se espera ver detalles de las estructuras las formas reconstruidas deben coincidir con la de los objetos que representan.

Definición de las fronteras

Uno de los puntos para evaluar la calidad de la imagen es la definición en la frontera entre los diferentes objetos o entre los objetos y el medio circundante.

Debe poder distinguirse el contorno, identificando claramente las zonas correspondientes a conductividades diferentes sin zonas indefinidas en la interfase.

Pruebas en fantoma

El primer conjunto de pruebas funcionales realizado con IMPETOM fue sobre el fantoma ya construido.

El mismo consiste en un recipiente plástico de sección circular de 23 cm de diámetro y 13 cm de profundidad. En su perímetro y a 7 cm del borde superior tiene dispuestos 16 electrodos de bronce distribuidos equidistantemente y que atraviesan la pared lateral del recipiente dejando el cabezal del electrodo en el interior del recipiente y el terminal de conexión en el exterior permitiendo el acople de los cables de IMPETOM.



Figura 2.6 Corte lateral del fantoma

El fantoma se llena de una solución salina (agua con sal de mesa) a una altura tal que cubra los electrodos y permita introducir dentro del mismo los objetos a reconstruir.

Una vez introducidos los objetos, el nivel de agua debe ser el máximo posible ya que de esta forma permitiremos que las corrientes escapen al plano de los electrodos en ambos sentidos (superior e inferior) tal como ocurre al aplicar los electrodos alrededor del tórax humano.

Reconstrucción de objetos de baja conductividad

El primer grupo de pruebas se realizó introduciendo recipientes plásticos en diferentes configuraciones dentro de la solución salina y reconstruyendo estas mediante el algoritmo predeterminado.

Este algoritmo está diseñado para realizar tomografías dinámicas donde la imagen reconstruida representa un cambio (temporal o espacial) de conductividad del medio estudiado. El cambio se mide relativo a una matriz de conductividades de referencia teórica que resulta de la solución del problema inverso [1]

En la práctica deberíamos ver la nueva distribución de objetos como un cambio respecto al fantoma lleno solamente con la solución.

Las imágenes obtenidas en estas condiciones se detallan a continuación.

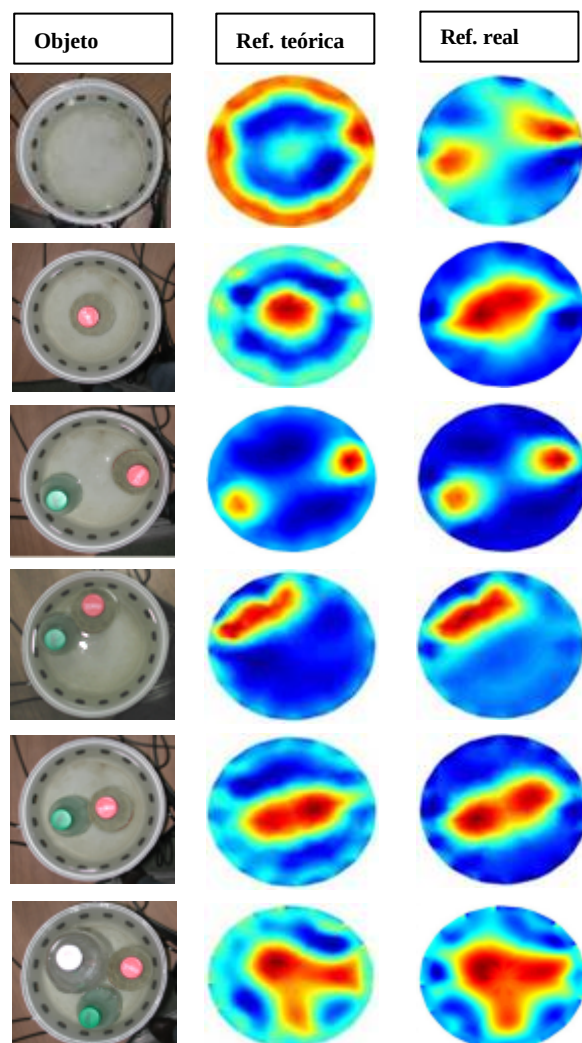


Figura 3.6 Reconstrucción de varias configuraciones de botellas plásticas

En las mismas apreciamos configuraciones con 1, 2 y hasta 3 botellas plásticas ubicadas contra los bordes del fantoma o al centro del mismo, juntas y separadas.

Las imágenes representan las botellas en color rojo (menor conductividad) contra el azul de la solución salina de mayor conductividad relativa

Reconstrucciones de 1 botella:

Al reconstruir imágenes de cortes tomográficos en fantoma con una única botella encontramos como primer punto que la calidad de las mismas depende de la posición que ocupa la botella dentro del mismo.

Las imágenes obtenidas con la botella contra los bordes del fantoma son correctas tanto en la definición de la frontera entre el objeto y el medio salino como en la forma y posición relativa de esta.

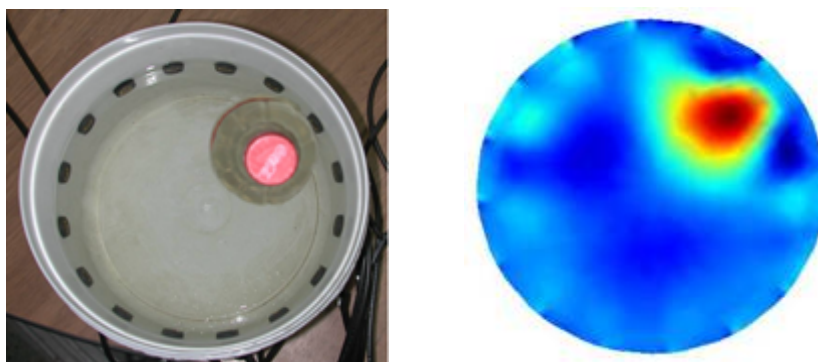


Figura 4.6 Botella colocadas al borde del fantoma. Tanto el tamaño como la forma son correctos

A medida que desplazamos la botella hacia el centro del fantoma, encontramos que la definición y la forma se van perdiendo mientras que la posición relativa se hace difícil de evaluar por la incidencia de los dos factores anteriores.

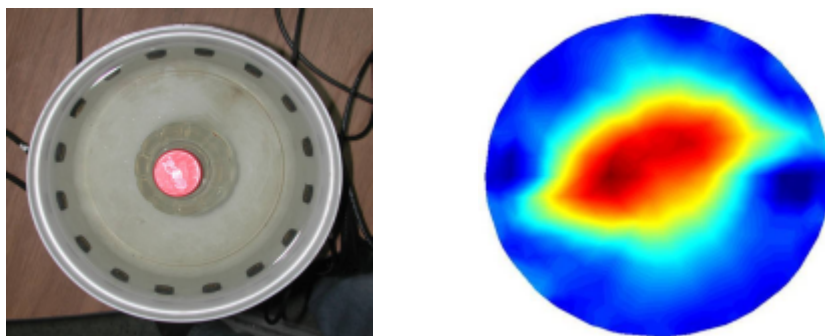


Figura 5.6 La misma botella de la imagen anterior ubicada al centro del fantoma. Ni la forma ni el tamaño se corresponden con el objeto representado.

En este último caso, vemos que las formas se agrandan y las fronteras se tornan difusas con respecto al caso anterior.

La siguiente tabla resume los casos estudiados con una sola botella y con el algoritmo de matriz de sensibilidad.

	Botella al borde	Botella al centro
Posición del objeto en la imagen	Correcta	Correcta
Tamaño del objeto	Bueno	Muy grande
Forma del objeto	Correcto	Incorrecta
Definición de las fronteras	Aceptable	Pobre

Tabla 1.6. Tabla comparativa de las imágenes obtenidas con una sola botella.

Reconstrucciones de 2 y 3 botellas:

En la reconstrucción de imágenes con dos o más botellas la situación es un poco diferente. En los casos en que las botellas se encuentran separadas y contra los bordes las imágenes obtenidas son de buena calidad observándose una correcta relación de tamaños, buena definición de frontera y ubicación correcta.

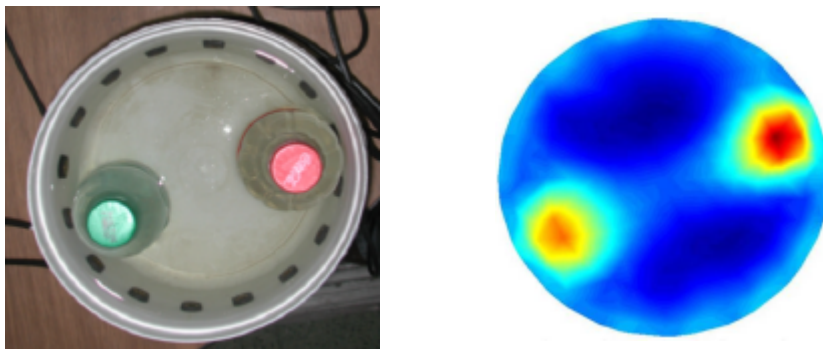


Figura 6.6 Dos botellas plásticas ubicadas diametralmente opuestas contra los bordes del fantoma. Las formas y tamaños son correctos mientras que la interfase con el medio salino es desproporcionada.

Los inconvenientes se presentan cuando los objetos se encuentran próximos entre si o en el caso de que uno o varios son colocados en el centro del área a reconstruir.

Así encontramos que con objetos muy cercanos, la zona entre ambos se ve confusa y no se distingue la interfase entre ellos, las fronteras internas prácticamente se diluyen y la imagen representa una mancha en la que apenas se adivina que formas lo componen.

En estos casos la definición de los bordes disminuye y encontramos interfaces entre el objeto y el medio circundante, extremadamente gruesas en comparación con los diámetros de los mismos.

Las siguientes imágenes muestran los resultados de estas pruebas.

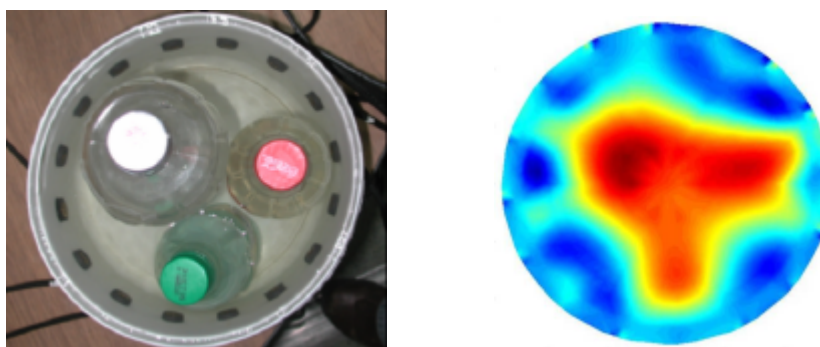


Figura 7.6 Tres botellas ocupando casi toda la superficie del fantoma. La imagen es incorrecta tanto en tamaño como en forma pero la relación de tamaños entre las botellas es buena. No se reconocen las fronteras internas.

Conclusiones sobre la reconstrucción de objetos plásticos en fantoma con Matriz de Sensibilidad

De acuerdo al protocolo seguido, detallado anteriormente concluimos lo siguiente:

1-Relativo a la posición de los objetos dentro del fantoma:

- 1- La calidad de las imágenes reconstruidas depende fuertemente de la posición de los objetos dentro del fantoma.
- 2- La mejor resolución se obtiene disponiendo los objetos contra los bordes del mismo.
- 3- Es imposible determinar las características de las estructuras de los objetos situados en la zona central del fantoma debido a la mala calidad de la imagen obtenida.
- 4- La reconstrucción con varios objetos es mejor cuanto mas separados y contra los bordes del fantoma se disponen los mismos.

2- Relativo al tamaño y forma de los objetos

- 5- Las estructuras complejas o grupos de objetos dan como resultado imágenes de baja distinguibilidad tornando difusas las fronteras, sobre todo las internas.
- 6- Los objetos con secciones limitadas por líneas rectas (pruebas con cajas plásticas) se reconstruyen con secciones elípticas.
- 7- Los objetos de sección inferior a 2 cm de diámetro no son detectados por el sistema.
- 8- El diámetro real del objeto reconstruido no puede determinarse ya que un cilindro aislado de 5 cm de diámetro produce una imagen igual a otro del doble de tamaño.
- 9- Si el diámetro del objeto es mayor al radio del fantoma, la imagen se distorsiona y se pierde la distinguibilidad.

3- Relativo a los parámetros de adquisición y reconstrucción

- 10- El aumento del tiempo de setup por encima del valor teórico calculado no incide en la calidad de las imágenes obtenidas. Tampoco se obtuvo una mejora notable referida a la cantidad de muestras.
 - 11- Las diferencias obtenidas utilizando una matriz de referencia teórica o real no favorecen la elección de una sobre otra ni se encontró una relación entre la calidad de reconstrucción y la referencia utilizada.
-

Reconstrucción de tejidos animales

En una segunda etapa de las pruebas en fantoma, sustituimos las botellas plásticas por objetos de mayor conductividad.

Para ello elegimos un riñón vacuno y las manos de los integrantes del grupo.

El protocolo de pruebas seguido es el mismo que empleamos en el caso de una sola botella plástica, con el riñón y las manos al borde y al centro del fantoma.

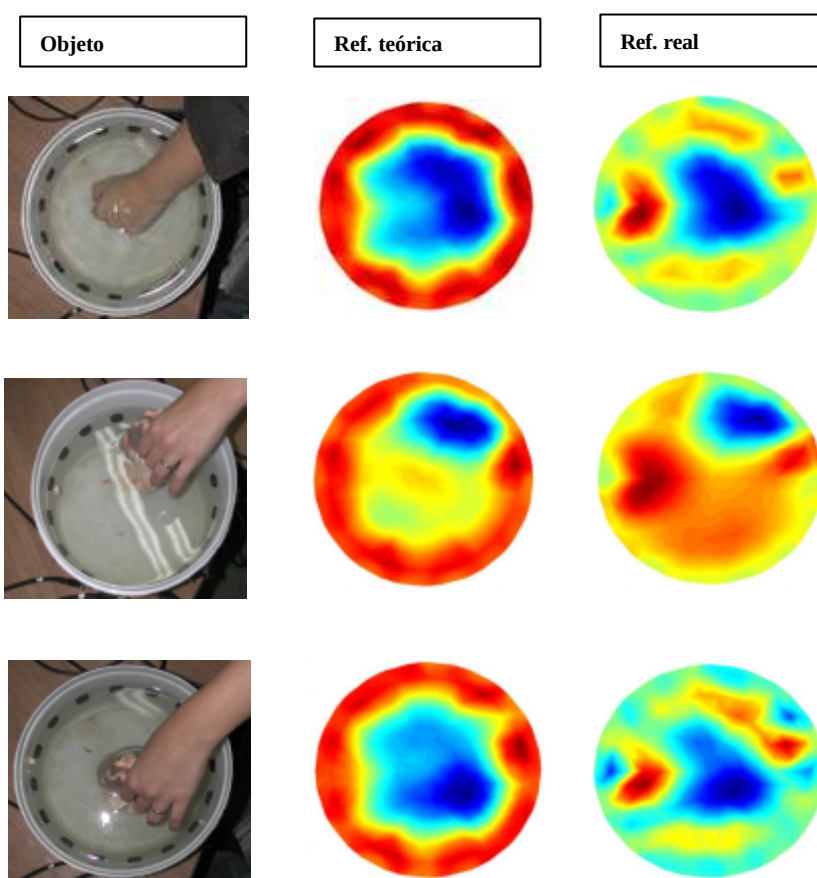


Figura 8.6 Algunas de las pruebas realizadas con tejidos animales. Nuevamente vemos que el mejor resultado se obtiene en la reconstrucción del objeto contra el borde del fantoma y en este caso con la matriz de referencia teórica (foto del centro)

Los resultados en este caso difieren mucho de los obtenidos en la adquisición de imágenes con botellas.

Un primer detalle a destacar es que en este caso la conductividad relativa mayor es la del objeto por lo que este se presenta en color azul frente al color rojo de la solución salina de menor conductividad.

Con el riñón al borde del fantoma se alcanza a distinguir el objeto pero la uniformidad de la solución se pierde apareciendo una “corona” de menor conductividad en la circunferencia exterior.



Figura 9.6 Riñón al borde del fantoma. El objeto (en color azul), se distingue contra la solución salina (roja) pero la interfase forma una corona que distorsiona el conjunto final

Los resultados generales son imágenes de baja calidad, donde apenas se distingue el objeto dentro de la solución salina y al igual que sucede con las botellas, las reconstrucciones empeoran cuando el riñón o las manos se colocan sobre el centro del fantoma donde es imposible distinguir la presencia de estructura alguna.

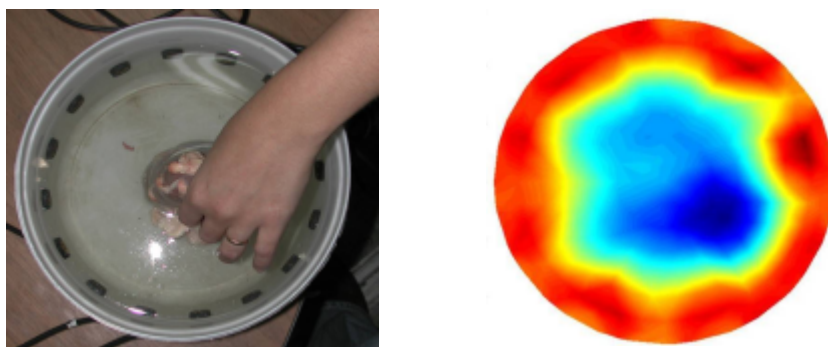


Figura 10.6 Con el objeto al centro del fantoma se hace imposible distinguir la estructura reconstruida.

Conclusiones sobre la reconstrucción de tejidos animales en fantoma con Matriz de Sensibilidad

El protocolo seguido para la caracterización de IMPETOM frente a tejidos animales es el mismo que se siguió para los objetos plásticos.

Las conclusiones generales obtenidas anteriormente mantienen su validez, pero como en este último caso las imágenes obtenidas no presentan una clara correspondencia con el objeto reconstruido detallamos los puntos destacables

1. Como sucede en el caso anterior calidad de las imágenes reconstruidas depende de la posición de los objetos dentro del fantoma.
2. La mejor resolución se obtiene con los objetos contra los bordes del mismo.
3. En todos los casos es imposible determinar las características de las estructuras de los objetos
4. El tamaño real del objeto reconstruido no puede determinarse ya que la interfase es de tamaño comparable al objeto reconstruido.
5. El aumento del tiempo de setup por encima del valor teórico calculado no incide en la calidad de las imágenes obtenidas. Tampoco se obtuvo una mejora notable referida a la cantidad de muestras.
6. Las diferencias obtenidas utilizando una matriz de referencia teórica parece favorecer la elección de la primera ya que con la referencia experimental aparecen “artefactos” en la imagen.

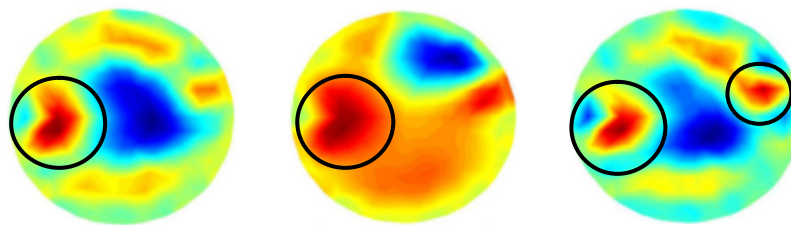


Figura 11.6 Se destacan la presencia de “artefactos” (en rojo intenso) junto a los objetos (en azul) en las imágenes de reconstrucción de tejidos animales con una matriz de referencia real.

Pruebas “IN VIVO”

Una vez que verificamos el funcionamiento del prototipo en el fantoma procedemos a la realización de pruebas “in vivo”.

Los sujetos de estudio son dos personas sanas, el primero, un adulto del sexo masculino de 29 años de edad y 100 Kg. de peso (sujeto A) y el segundo un niño también del sexo masculino de 8 años de edad y 33 Kg. de peso (sujeto B).

En ambos casos el conjunto primario de pruebas realizado fue el mismo y consiste en disponer 16 electrodos alrededor del torso, equiespaciados a la altura de la terminación del esternón.

En esta configuración adquirimos varias imágenes en condiciones basales y durante inspiraciones y espiraciones profundas.

Para estos se utilizaron electrodos clásicos de ECG de Cloruro de Plata (ref. anexo).

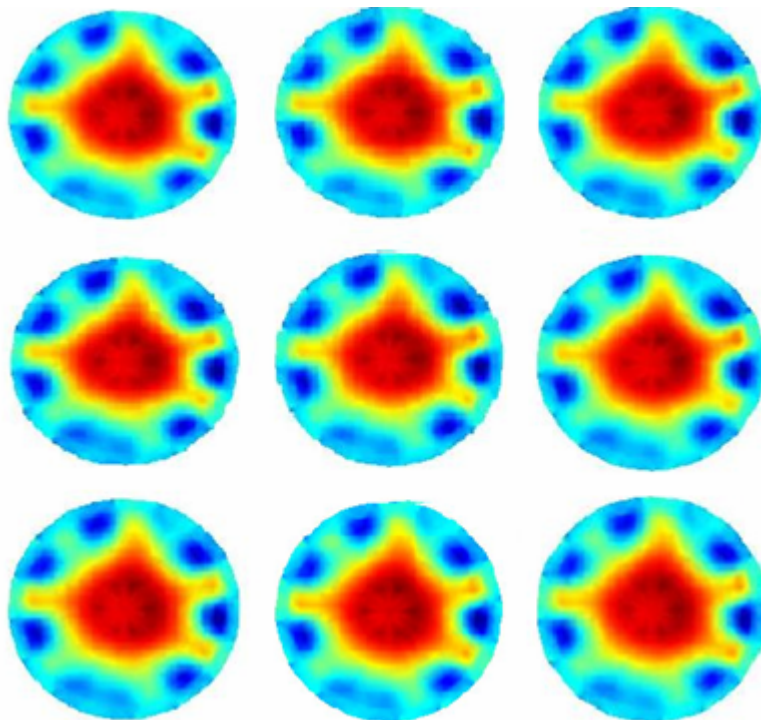


Figura 12.6 Serie de 9 adquisiciones sobre el sujeto A en condiciones basales.

Como se puede apreciar en la serie de imágenes de la figura anterior, en primera instancia no encontramos estructuras orgánicas reconocibles.

Debido a esto decidimos obtener imágenes de inspiraciones profundas en un intento de distinguir los pulmones totalmente llenos de aire, situación que a priori representa un cambio de conductividad importante frente a una respiración en condiciones basales.

Las siguientes imágenes reproducen el resultado obtenido:

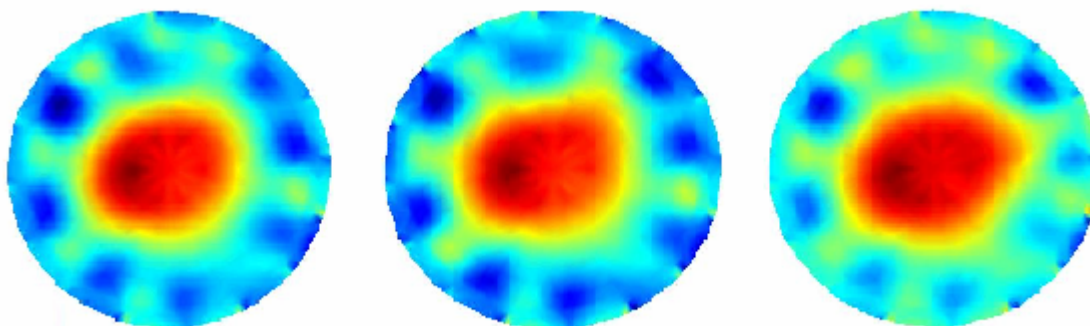


Figura 13.6 Tres imágenes obtenidas sobre el sujeto A durante inspiración profunda.

Nuevamente no alcanzamos a distinguir estructuras conocidas (pulmones, corazón o espina dorsal) por lo que realizamos una nueva serie de cortes tomográficos, esta vez en condiciones de espiración profunda, con los pulmones con la menor cantidad de aire posible para, por comparación con la serie anterior, intentar percibir cambios fisiológicos.

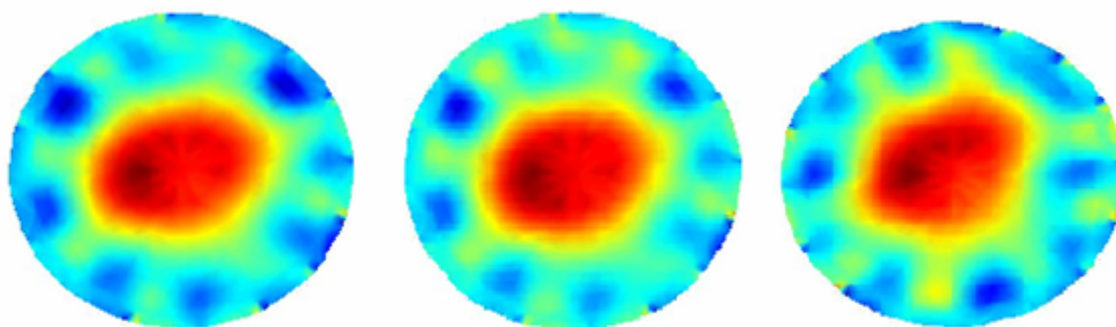


Figura 14.6 Tres imágenes obtenidas sobre el sujeto A durante espiración profunda.

De un análisis de las dos series anteriores queda claro que el procedimiento así planteado no permite detectar cambios fisiológicos en seres humanos ni distinguir las estructuras internas del tórax.

Para responder a la interrogante que surge del análisis anterior debemos volver a la motivación principal del proyecto global IMPETOM, el monitoreo del edema de pulmón.

El proceso del edema de pulmón genera cambios en la conductividad con el tiempo dentro del pulmón, y fue por ese motivo que se eligieron algoritmos de reconstrucción de imagen dinámica [1] [2]

Estos algoritmos están diseñados para cuando tenemos una diferencia de conductividad respecto a una referencia.

Al reconstruir en fantoma la referencia que utilizábamos era la de los voltajes adquiridos con el fantoma vacío o una referencia teórica que simula estas condiciones, por lo tanto era de esperar que reconstruyera correctamente al colocar objetos dentro de él, sobre todo si varía de forma significativa la conductividad dentro del mismo como sucede al introducir objetos plásticos.

Por lo tanto parece razonable, utilizar un set de datos de una inspiración como referencia de una reconstrucción de una espiración o viceversa.

La siguiente secuencia de imágenes vemos el resultado.

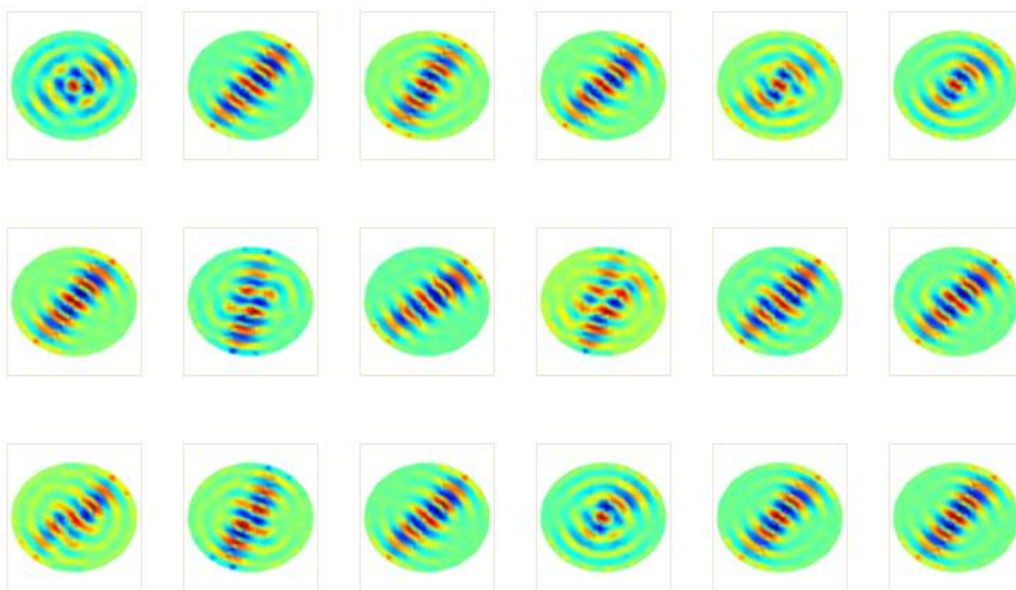


Figura 15.6 Reconstrucciones de cortes IN VIVO tomando como referencia uno de ellos.

Como las imágenes obtenidas son muy parecidas entre si, el utilizar una de ellas como matriz de referencia produce en el algoritmo una matriz de cálculo con elementos muy pequeños o incluso nulos.

Esta situación de matrices desestabiliza el algoritmo y arrojan imágenes como las mostradas en la figura anterior.

Como se puede apreciar, con las pruebas realizadas hasta aquí no se observan variaciones importantes entre las imágenes sea cual fuere la forma en que obtienen las mismas.

Pese a esto, la literatura indica que la conductividad varía notoriamente durante la respiración

Por tanto desarrollamos las siguientes pruebas auxiliares en un intento de obtener mas información acerca de este fenómeno. Adquirimos imágenes equiespaciadas a una tasa fija de 15 FPS que, al reproducirlas a esa misma tasa da como resultado una secuencia de video que nos permita ver variaciones en la conductividad y que se correlacionen con alguno de los fenómenos fisiológicos que tienen lugar. De esta forma podríamos apreciar de forma gráfica las variaciones rítmicas en la conductividad debidas la respiración o el latido cardíaco [anexo 2].

Para probar la efectividad de este procedimiento se hicieron las primeras pruebas en el fantoma. El primer juego de adquisiciones que realizamos consistió en obtener 15 segundos de “frames” y construir un video al mover lentamente la botella dentro del fantoma. El resultado fue muy bueno, pudiéndose ver como la botella en efecto se desplaza dentro de la imagen del fantoma.

El video esta prueba se denomina “botella navegante” y puede encontrarse en el CD de la documentación.

Como segunda prueba en fantoma, construimos un “pulmón artificial” con un globo de goma y una boquilla que permite inflar y desinflar el globo al ritmo de la respiración de una persona.

Con este implemento grabamos una secuencia de video de 20 segundos la cual adjuntamos al CD de documentación de IMPETOM.

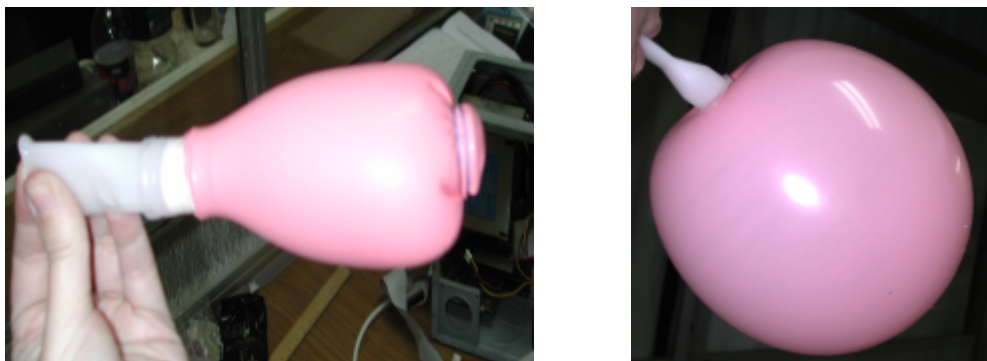


Figura 16.6 *Pulmón artificial desarrollado para la prueba en fantoma de adquisición de video.*

Una vez probada la efectividad del procedimiento volvimos a las pruebas “in vivo” y adquirimos un video de 15 segundos

De nuevo el resultado no fue bueno, y no se observan mayores variaciones durante la reproducción del video.

Este también se puede observar en el CD de IMPETOM.

Presumiendo una elección inadecuada del sujeto de estudio, repetimos el set completo de pruebas con el sujeto B.

Los resultados obtenidos no son distintos a los del sujeto A. Un resumen de algunas de las imágenes individuales de este último estudio se muestran a continuación.

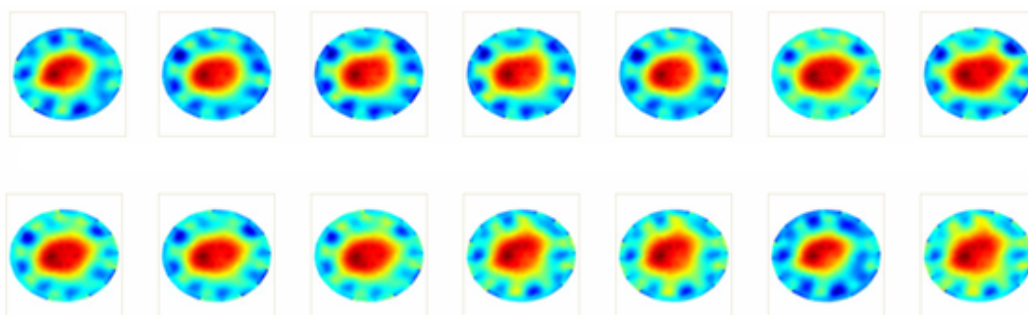


Figura 17.6 *Cortes tomográficos obtenidos sobre el sujeto B.*

Cabe aclarar que las imágenes obtenidas con distintas referencias, modificando el tiempo de setup o la cantidad de muestras por canal no modifican en absoluto lo expuesto hasta ahora.

Conclusiones sobre la reconstrucción de imágenes tomográficas “IN VIVO”

Del estudio precedente concluimos que en la adquisición de imágenes en seres vivos con este prototipo de IMPETOM no es posible distinguir las estructuras anatómicas ni los cambios fisiológicos que en ellas se producen.

Esto hace imposible un análisis posterior de las imágenes como el realizado con las pruebas en fantoma.

Nos resta determinar las causas probables que llevan a esta situación.

Análisis sobre las conclusiones de las pruebas realizadas

- De acuerdo a lo establecido con los responsables del desarrollo de IMPETOM I
 - o Los algoritmos de reconstrucción fueron optimizados para reconstrucción en fantoma.
 - o La geometría del cuerpo no es circular como asumen los algoritmos de reconstrucción.
 - o No se tienen en cuenta las corrientes que fugan fuera del plano del corte.
 - o El software de reconstrucción no compensa las impedancias de contacto de los electrodos.
- Se está utilizando una tarjeta de adquisición de 12 bits sin control automático de ganancia cuando el ideal debiera ser 16 bits o más con ganancia programable.
- Si bien los electrodos de cloruro de plata son adecuados sugerimos investigar en este punto

Confiamos en que con el prototipo que queda funcionando se pueden responder estas interrogantes y lograr en el futuro buenas reconstrucciones en humanos.

Capítulo 7 – TIEMPOS Y COSTOS

Tareas y dedicación horaria

Las tareas realizadas por el grupo de proyecto IMPETOM se separaron en las siguientes categorías:

Planificación

- Planificación de tareas relevantes al proyecto

Investigación y estudio

- Investigación de la técnica EIT
- Estudio de los proyectos anteriores IMPETOM C e IMPETOM I
- Estudio del software LabVIEW
- Estudio de software MATLAB

Especificación

- Especificación de los requerimientos solicitados a cada bloque del proyecto

Diseño

- Diseño de circuitería, software, gabinete, etc.

Implementación

- Ejecución de los diseños

Pruebas

- Prueba de funcionamiento de circuito de adaptación aislamiento, funcionamiento de software LabVIEW, MATLAB
- Pruebas de reconstrucción en fantoma y en humanos
- Pruebas con videos en fantoma y en humanos

Análisis

- Análisis de los resultados de las pruebas realizadas.

Documentación

- Resumen de tiempos y gastos
- Análisis de costos
- Documentación de aspectos técnicos del proyecto

Reuniones docentes

En la siguiente tabla se muestra el tiempo dedicado y porcentaje de cada tarea:

Tareas	Total (hs.)	Porcentaje (%)
Planificación	80	3.22
Investigación/estudio	536	21.60
Especificación	184.5	7.43
Diseño	309.5	12.47
Implementación	548	22.08
Pruebas	300	12.09
Análisis	75.5	3.04
Documentación	226	9.11
Reuniones docentes	25.5	1.03
Reuniones grupales	197	7.94
Total	2,482.0	100.00

Tabla VII.1 Distribución de la carga horaria por tarea realizada.

En la siguiente gráfica se muestra la evolución de horas mes a mes

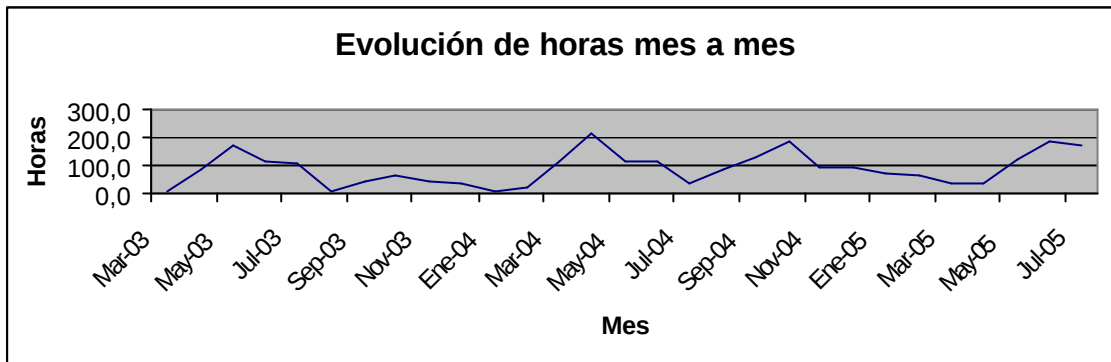


Tabla VII.2 Dedicación horaria mensual

Costos

El objetivo de este estudio es estimar cual sería el costo variable de producción de un prototipo de IMPETOM.

Para esto se tendrán en cuenta los costos de componentes IMPETOMC, IMPETOM.

Se omiten los costos fijos asociados a las tareas de desarrollo.

Presentamos también en la tabla las horas dedicadas a cada proyecto para tener una idea de la magnitud del trabajo realizado a lo largo de estos 4 años.

	IMPETOM C	IMPETOM I	IMPETOM	Total
Costo de componentes (USD)	1.579	8.277	925	10.781
Horas de desarrollo (Hs.)	3.974	4.039	2.472	10.495

Tabla VII.3 Detalle de los costos y tiempos de todos los proyectos que componen IMPETOM.

Los costos incluyen el armado de la plaqueta, los componentes electrónicos, el gabinete, y la tarjeta adquisidora.

Al estimar el costo de desarrollo de un nuevo prototipo supondremos que solamente se realizara el armado del mismo, sin realizarle modificaciones al diseño actual.

En esta tarea estimamos una carga horaria de 200 horas de trabajo (incluyendo todas las pruebas necesarias).

Tomando como base para el precio de la hora hombre 20 dólares americanos, el costo total final para repetir un nuevo prototipo de IMPETOM sería:

Costo de desarrollo (4.000 dólares) + Materiales (10.781 dólares) = 14.781 dólares

Como se trata de un equipo para investigación que aún se encuentra en fase de desarrollo no esta listo para la comercialización, sin embargo, en base a las conclusiones que elaboramos en el capítulo VI las mejoras más significativas provendrán del trabajo sobre los algoritmos de reconstrucción.

Asumiremos que el trabajo sobre estos algoritmos de futuro tendrá las mismas características (en cuanto a tiempos y costos) que el proyecto IMPETOMI a menos de los costos fijos de PCs y programas ya adquiridos para este proyecto.

Por lo tanto estimamos que en total el producir un prototipo de IMPETOM funcional insumiría 14.534 horas hombre.

Con el valor de la hora hombre en 20 USD nos da un costo total de desarrollo de 290.680 USD, que sumado al costo de componentes arroja un total de 301.461 USD.

Para el cálculo de costo de 10 y 100 unidades promediamos el costo de desarrollo de la primer unidad en estas.

	1 unidad	10 unidades	100 unidades
Costos de componentes	10.781	10.781	10.781
Costo de desarrollo	290.680	29.068	2.906
Costo por unidad	301.461	39.849	13.687

Tabla VII.4 Detalle de los costos de producción masiva de IMPETOM.

Conclusión

Los costos detallados asociados al desarrollo de IMPETOM así como las horas destinadas al mismo resultan a priori excesivos para el resultado obtenido, considerando que el prototipo no es comercializable en el estado actual

El valor más grande que se debe capitalizar en la finalización de este trabajo es el aprendizaje realizado por los integrantes de los tres grupos de desarrollo que sentaron las bases para la investigación de una nueva tecnología en el campo de la medicina en Uruguay.

Por su parte los docentes marcan un hito en la dirección de proyectos habiendo culminado un trabajo comenzado hace ya más de cuatro años y que involucró la coordinación de tres emprendimientos de gran porte.

Anexos

Anexo 1 - Medida sincronizada de las impedancias corporales

Dado que nos interesará obtener una señal libre de interferencias es deseable realizar las medidas durante los momentos de menor actividad electrocardíaca ya que la misma es una importante fuente de ruido eléctrico. Esto implica adquirir los voltajes en el intervalo comprendido entre dos complejos QRS consecutivos.

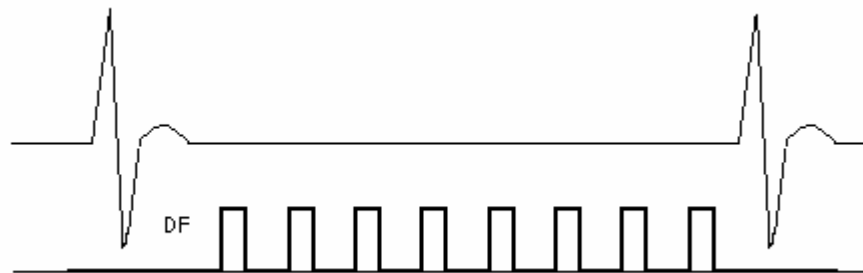


Figura AI.1 Serie de adquisiciones entre 2 complejos QRS consecutivos.

Para este análisis asumiremos que el paciente se encuentra en posición basal con pulsaciones de entre 45 a 60 lpm, así tenemos que la diferencia entre complejos QRS es de a lo sumo 100 ms. lo cual nos deja $100/16 = 6,25$ ms para cada adquirir cada frame (de esta forma realizamos un corte completo entre dos latidos consecutivos del corazón) Cada 6,25 ms debemos leer los 16 electrodos lo cual nos da $6,25/16 = 0,39$ ms por electrodo. Estas condiciones son menos restrictivas que las ya estudiadas para la adquisición de imágenes compatibles con los estándares de video de 25 frames/seg. pero si lo que se desea es obtener imágenes estáticas de la mayor calidad posible se impone la necesidad de reducir la interferencia por un lado promediando varias muestras de un mismo canal en un mismo frame y por otro mediante la adquisición sincronizada con la señal electro cardíaca.

Con esto en consideración y teniendo en cuenta que las tarjetas adquisidoras de datos comerciales manejan frecuencias de muestreo desde 100 KHz, tenemos que en 100 ms

podemos tomar como máximo $100.000/0,1=10.000$ Ks por frame, o sea $10.000/16/16 = 39$ muestras por cada canal en cada configuración.

De acuerdo a lo establecido en la documentación de IMPETOM C, el aumento de la SNR viene dado por $\sqrt{N}$ donde N es la cantidad de muestras que tomamos de la señal en un canal en particular. Estas muestras al ser promediadas nos darán un aumento de $\sqrt{(39)} \approx 16$ dB en la SNR relacionada a esta etapa de la medida de voltajes.

Si se quiere mejorar la relación señal - ruido en la lectura de los voltajes se deben promediar la mayor cantidad de muestras posibles ya que de esta manera no solo reducimos los efectos del ruido electrobiológico, sino también el proveniente de la cuantización de los voltajes leídos

Es deseable para futuros desarrollos que la señal que habilita el comienzo de la adquisición de un corte este sincronizada con la señal electrocardíaca del paciente.

Anexo 2 - Rutina para obtener un video

Con la finalidad de detectar los posibles cambios fisiológicos desarrollamos una serie de utilidades que permitieran la adquisición de imágenes en “tiempo real” para su posterior reconstrucción.

Esto nos permitiría eventualmente ver los fenómenos asociados a la circulación sanguínea dentro de los pulmones o incluso el latido del corazón los cuales si bien no suceden a grandes velocidades nos obligaría a obtener a ciegas una serie de “fotografías” que en su conjunto mostraran la esperada variación

El desarrollo de esta funcionalidad tomo como base el programa realizado para la obtención de una imagen desde el panel de control y automatizó el proceso para que la mencionada adquisición ocurriera regularmente a una tasa prefijada.

El diseño de programa es realmente sencillo y no presenta particularidades dignas de mención por lo que detallaremos los puntos básicos de su implementación

En LabVIEW se escribió código que permite adquirir imágenes a una tasa y durante un tiempo definidos por el usuario. (Tasa máxima de adquisición de 15 FPS)

Los archivos de voltaje obtenidos se almacenan en una carpeta bajo el nombre de 1.txt, 2.txt, etc.

En MATLAB se realizo una rutina basada en el algoritmo de Matriz de Sensibilidad que lee secuencialmente todos los archivos de datos generados, y reconstruye los frames individuales en formato de imágenes comprimidas JPEG.

Para la reconstrucción del video a partir de sus frames se recurre a un programa (freeware), de ejecución bajo el sistema operativo DOS llamado JPEGAVI.exe, el cual a partir de los frames individuales y el dato de la tasa a la que fueron adquiridos genera el video correspondiente.

Como resultado se obtienen las secuencias de video del tipo AVI que se encuentran en el CD de documentación de IMPETOM.

Anexo 3 – interpretación del indicador del panel de control

Si recordamos lo establecido en el capítulo III- Hardware de adquisición, el perfil típico de los voltajes de cada canal obtenidos en el corte tomográfico tiene la siguiente forma.

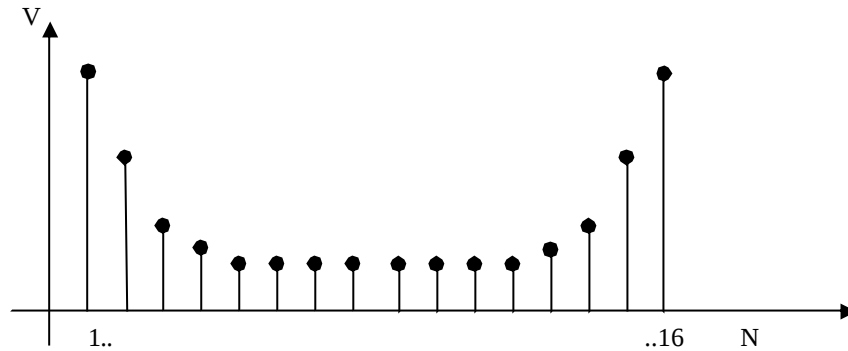


Figura AIII.1 Perfil típico de los voltajes teóricos medidos en una configuración de electrodos.

Experimentalmente hemos comprobado que el perfil de voltajes que efectivamente se obtiene es el siguiente

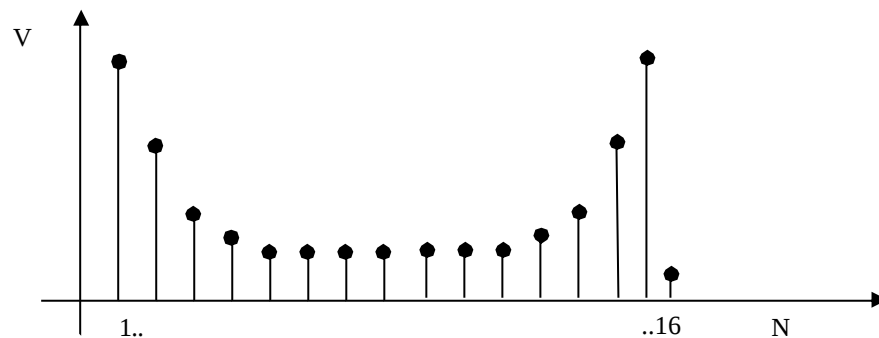


Figura AIII.2 Perfil típico de los voltajes reales medidos en una configuración de electrodos.

Los voltajes obtenidos a la salida de IMPETOM C resultan ser todos negativos menos el del electrodo que inyecta corriente. Este fenómeno se debe a la inversión realizada por el amplificador de tensión intercalado en cada canal.

Los voltajes en los electrodos adyacentes al que inyecta son los menores situándose cerca de los -15V (limitados por las fuentes de alimentación de IMPEWTOM C)

Podemos comprobar que lo esperado con referencia a los voltajes obtenidos se cumple con una pequeña excepción.

Al final de una adquisición correcta los electrodos con menor potencial son el 1 y el 15 (voltaje cercano a los -15V) mientras que el 16 (electrodo de inyección en la última configuración) satura a un voltaje cercano a los 15V.

Pudimos comprobar que la obtención de patrones de voltaje distintos al presentado arrojan como resultado imágenes mal formadas que no reflejan el corte tomográfico realizado.

Referencias

- [1] B. Brown, D. C. Barber. "Electrical Impedance Tomography". *Article published by the IEE, Savoy Place, London – UK, 1994.*
- [2] IMPETOM C – Documentacion de proyecto de fin de carrera
- [3] IMPETOM I – Documentacion de proyecto de fin de carrera
- [4] Peter Metherall. "Three Dimensional Electrical Impedance Tomography of the Human Thorax". *University of Sheffield Thesis, 1998.*
- [5] A. Adler, R. Guardo. "Impedance imaging of lung ventilation: do we need to accounting for chest expansion?". *Ecole Polytechnique et Université de Montréal, 1995.*
- [6] P. Edic, C. Newell. "A real time Electrical Impedance Tomograph". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42. Nº 9, pp. 849-859, Setiembre 1995.*
- [7] N. Avis, D. Barber. "Adjacent or Polar Drive ? : Image reconstruction implications in EIT systems employing filtered back projection". *University of Sussex University of Sheffield, UK, 1992.*
- [8] John G. Webster. "Medical Instrumentation. Application and Design". *Third edition. University of Sheffield, UK, 1992.*
- [9] B. Rigaud, P. Record. "Active electrodes for Electrical Impedance Tomography. The limitation of active stray capacitance compensation. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 13. Nº 4, pp. 1587-1588, 1991.*
- [10] A. Bruce Carlson. "Communication Systems: An introduction to signals and noise in electrical communication" *Mc Graw Hill 1986*
- [11] Christopher Denyer. "Electronics for real-time and three-dimensional Electrical Impedance Tomographs". *Oxford Brookes University Thesis, 1996.*
- [12] P. Hua, E. Woo, J. Webster. "An Electric Impedance Tomograph using compound electrodes". *IEEE Engineering in Medicine & Biology Society –11th Annual International Conference, pp. 472-473, 1989.*