PROYECTO FIN DE CARRERA

2005-2007



TOMÓGRAFO DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA CON DETECCIÓN DE FUGAS EN PLANOS ADYACENTES, PARA EL SEGUIMIENTO DEL EDEMA PULMONAR

Proyecto y realización de un prototipo que incluye sub-sistemas previamente desarrollados, circuitos y programación original para su prueba en fantomas.

Desarrollo y documentación presentada como parte de los requisitos de la asignatura "Proyecto" del Instituto de Ingeniería Eléctrica de la Facultad de Ingeniería.

Estudiante: Walter Quintero Docentes.: Ing. Franco Simini

Ing. Daniel Geido

Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería Universidad de la República Oriental del Uruguay

INDICE

1-Introducción	1
1-1Tomografía por Impedancia Eléctrica	1
1-2 Antecedentes	2
2- Objetivos del proyecto	4
2-1 Problema: fuga de corrientes del plano de inyección	4
2-2 Objetivo general	4
2-3 Objetivos específicos	4
3- Especificaciones	4
3-1Condiciones técnicas	4
3-2 Criterios de proyecto	5
3-3 Diseños y actividades a desarrollar	6
4- Alternativas de proyecto	8
4-1 Sistema de adquisición simultáneo	8
4-1-1 Adquisición y procesamiento	8
4-1-2 Aislación	9
4-1-3 Software de control	9
4-2 Sistema de adquisición secuencial	10
4-2-1 Selección	10
4-2-2 Adquisición	10
4-2-3 Aislación	11
4-2-4 Software de control	11
5- Elección del diseño	12
5-1 Factibilidad técnica	12
5-1-1 Sistema de adquisición	12
5-1-2 Sistema de aislación	12
5-1-3 Software de control	12
5-2 Factibilidad económica	13
5-2-1 Sistema de adquisición	13
5-2-2 Sistema de aislación	13
5-3 Conclusiones. Elección del diseño	13
6- Desarrollo de las diferentes etapas	15
6-1 Introducción	15
6-1-1 Cinta de electrodos	15
6-1-2 IMPETOM-C	15
6-1-3 Aislación	15
6-1-4 Computador	15
6-2 Etapa de Selección	16
6-2-1 Descripción técnica	16
6-2-2 Desarrollo de un canal de medida	17
i) Diseño del Filtro Pasa-alto	17
a) Criterios de diseño	18
b) Comprobación teórica c) Conclusiones	18 18
c) Conclusiones	10

INDICE

ii) Elección del Buffer	19
a) Especificaciones	19
b) Características del operacional amplificador OPA227	19
c) Conclusión	20
iii) Élección del Multiplexor	21
a) Evaluación de diferentes modelos de multiplexores	21
b) Restricciones	21
c) Características del multiplexor MAX309	21
d) Conclusión	21
iv) Conclusiones	22
6-2-3 Características de la etapa de selección	24
i) Componentes requeridos y consumos de potencia	24
ii) Diseño preliminar y definición de terminales para el PCB	24
6-3 Etapa de aislación	25
6-3-1 Instrucción	25
6-3-2 Aislamiento analógico	25
i) Ampliadores de aislación ISO122	26
ii) Filtrado del ruido	26
iii) Impedancia de entrada y reducción de la amplitud	26
iv) Canal analógico de aislación	27
6-3-3 Aislación de canales digitales	28
i) Diseño del canal digital de aislación	28
a) Optoacoplador 4N25	28
b) Polarización del optoacoplador	28
ii) Conclusiones	32
6-3-4 Señales de control de selección	32
6-3-5 Características de la etapa de aislación	34
i) Componentes requeridos y consumos de potencia	34
ii) Diseño preliminar del circuito impreso y definición de terminales	34
7- Diseño de tarjetas de circuito impreso	37
7-1 Introducción	37
7-2 Requerimientos de aislación	37
7-3 Criterios de diseño	38
7-4 Características de las placas diseñadas	39
7-4-1Técnicas	39
7-4-2Requisitos de construcción	39
7-4-3Condiciones de diseño	40
7-5 Presentación de los circuitos impresos diseñados	41
8- Desarrollo del software de control	43
8-1 Introducción	43
8-2Requisitios de diseño	43
8-3Desarrollo del software de IMEPTOM-48	44
8-4 Panel de control de IMPETOM-48	47

INDICE

	40
9- Medidas, evaluación y resultados	48
9-1Fantoma-48	48
9-2 IMPETOM-C	48
9-3 Etapa de selección	49
9-3-1 No alteración de la señal de entrada	49
9-3-2 Guarda activa de protección	49
9-3-3 No alteración de la señal detectada	49
9-3-4 Control de selección	49
9-3-5 Diseño de la placa de circuito impreso	49
9-3-6 Contactos	50
9-3-7 Alimentación secuencial	50
9-4 Aislación-48	51
9-4-1 Reducción del nivel de señal	51
9-4-2 Minimización de interferencia	51
9-4-3 Polarización del optoacoplador	51
9-4-4 Reconocimiento de canales analógico-digital	51
9-5 Software de control	53
9-5-1 Recolección de datos	53
9-5-2 Sistema de control	70
10 Tiempos y costos	76
10-1 Tiempos empleados	77
10-2 Costos del proyecto	78
10-2-1 Costos de desarrollo	78
10-2-2 Costos de un primer ejemplar	78
10-2-3 Costos de producción	79
10-3 Conclusiones	79
11 Bibliografía	80
Índice de figuras	82
Índice de tablas	83
Anexo.	84

1- Introducción

Estudios sobre la estructura de los tejidos biológicos basados en sus propiedades eléctricas, demostraron que los mismos pueden ser modelados eléctricamente como conductores y su impedancia varía con la frecuencia [1]. Las medidas de impedancia eléctrica son una herramienta para la determinación de características de los tejidos corporales tales como: hidratación, edema, volumen de fluidos corporales, volumen intra y extravascular, el estado de los tejidos en general y las células que los constituyen.

Las nuevas técnicas de imagen (tomografía axial computarizada de alta resolución, ecografía, etc.) han aportado una mayor posibilidad diagnóstica y la capacidad de evaluar diferentes enfermedades. Por otra parte, la cuantificación numérica sigue siendo un elemento importante del soporte científico de nuestra actividad (volúmen espiratorio forzado en el primer segundo, presión arterial de oxígeno y anhídrido carbónico, etc.). Conjugar imagen y números en un mismo procedimiento es aún, en muchos casos, un objetivo difícil de alcanzar.

1-1 Tomografía por Impedancia Eléctrica

Un elemento indispensable para realizar medidas de bioimpedancia son los electrodos. Estos constituyen el transductor entre la corriente eléctrica en sistema de medida y la corriente iónica del tejido biológico. Considerando la posibilidad de su incorporación en el sistema de medida, debe proponerse la utilización de técnicas de operación que permitan eliminar o disminuir la influencia de su impedancia en la determinación de las características eléctricas de los tejidos biológicos.

Actualmente existen diversos métodos de medida [2], uno de ellos es conocido con el nombre de "Método Tetrapolar" (Figura 1.1). Éste consiste en aplicar una corriente eléctrica (cuya frecuencia y amplitud utilizadas son seleccionadas dentro del los niveles de seguridad establecidos por normas internacionales) a través de dos conductores y detectar las señales de tensión inducidas mediante otros dos electrodos distintos.

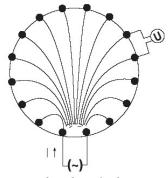


Figura 1.1- Método de medida tetrapolar Consiste en la aplicación de corriente eléctrica por dos conductores y se detectan las tensiones resultantes mediante dos conductores distintos.

La **Tomografía por Impedancia Eléctrica** (EIT por sus siglas en inglés) es una técnica no invasiva que permite obtener imágenes toráxicas, para describir diferentes aspectos de la fisiología respiratoria. Se fundamenta en la determinación de la bioimpedancia eléctrica a través del tórax, a partir de unos electrodos colocados a su alrededor. Por una parte, se inyecta corriente eléctrica de alta frecuencia y baja intensidad, y por otra, los electrodos captan su efecto permitiendo medir los potenciales eléctricos sobre la superficie del cuerpo con los que se pueden obtener diferentes tipos de imágenes en función del método de medida y de los algoritmos de reconstrucción utilizados.

La instrumentación utilizada en las medidas de impedancia eléctrica es relativamente barata. Además presenta la relevante característica de ser una técnica no ionizante. Estos hechos han motivado su aplicación en diferentes áreas. Sin embargo, es una medida que está influenciada por muchos factores, incluyendo la geometría, la conductividad del tejido y el fluido sanguíneo, entre otras cosas. La inexistencia de propuestas comerciales de EIT hasta el 2005 y la necesidad de seguimiento del edema pulmonar por parte de la Medicina Intensiva en Uruguay motivaron el estudio de la EIT desde 1998.

1-2 Antecedentes

El Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB) de las Facultades de Medicina e Ingeniería del Uruguay ha efectuado exhaustivos estudios sobre las aplicaciones de la técnica EIT en el área de la biomedicina. En tal sentido, este centro de investigación y desarrollo ha llevado a cabo varios proyectos orientados a la detección de información en base a esta novedosa técnica, con el objetivo de obtener un sistema de tomografía computada, no invasiva, que genere imágenes de una elevada exactitud diagnóstica que permita detectar ciertas características que son deseables evaluar en la actividad pulmonar del paciente. Debe por tanto efectuarse indefectiblemente la integración de hardware, que defina el sistema de medida y procesamiento de las señales detectadas en base a la técnica EIT, y software, que efectúe la reconstrucción de imagen correspondiente. Considerando esta necesidad, en el NIB se han desarrollado una serie de proyectos que resultan como referencia un interesente antecedente para el desarrollo del presente proyecto.

■ IMPEMAT – "Medidor de impedancia corporal"

Este equipo fue desarrollado para la determinación de la impedancia de miembros superiores o inferiores del cuerpo humano en 1996 [3]. El método de medida utilizado es el tetrapolar y se pueden obtener valores de módulo y fase de impedancia inyectando corrientes sinuosidades en un rango de frecuencias. El equipo puede ser usado en forma autónoma o conectado a un PC con generación de gráficos y almacenado en archivo.

■ IMPETOM-C – "Obtención de matriz de impedancias del tórax"

Este prototipo está compuesto por una cinta de electrodos aplicada sobre el tórax del paciente y por ésta se inyectan corrientes de intensidad y frecuencia conocida. Detectando las diferencias de potencial generadas entre electrodos consecutivos, se pueden relevar medidas de impedancias puntuales que son la fuente para la conformación de una matriz de datos. IMPETOM-C es el dispositivo que constituye toda la electrónica necesaria para efectuar la medida y procesamiento de las señales que se detectan, obteniéndose como resultado una matriz de impedancia en disco, la cual podrá ser posteriormente tratada mediante algún algoritmo de reconstrucción de imágenes. IMPETOM-C fue desarrollado en 2003 [4]

IMPETOM-I – "Reconstrucción tomográfica de imágenes de impedanciometría del tórax"

Es un software que reconstruye imágenes de cortes tomográficos del tórax a partir de una matriz de datos de impedancia superficiales. Estas imágenes permiten seguir la evolución del contenido acuoso pulmonar. Proyectado en paralelo con IMPETOM-C, IMPETOM-I fue presentado en 2003 [5]

■ IMPETOM – "Tomógrafo por impedancias"

Este proyecto integra las aplicaciones obtenidas de IMPETOM-I e IMPETOM-C en 2005 [6]. El dispositivo permite presentar en pantalla un conjunto de imágenes representativas del corte toráxico de un paciente a estudio destacándose fundamentalmente el contenido de agua en el pulmón permitiendo efectuar el seguimiento de enfermedades tales como el edema pulmonar.

Esencialmente el equipo está definido por una cinta de tela compuesta por 16 electrodos, los cuales son el medio para efectuar la lectura de señales sobre el tórax del paciente y son el resultado de la excitación mediante pares de electrodos contiguos por los que se efectúa la inyección de una corriente.

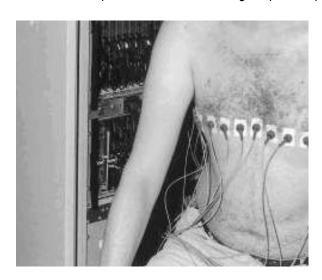


Figura 1.2-Disposición de los electrodos sobre el tórax del paciente a estudiar (Imagen tomada de una documentación de EIT.)

Esta corriente eléctrica produce una diferencia de potencial (cuya magnitud depende fundamentalmente del tipo y características del tejido) sobre pares de electrodos, los cuales serán leídos y procesados electrónicamente por el hardware de IMETOM-C V correspondiente "etapa de aislación", obteniéndose en forma segura una secuencia de datos que ingresados a un PC. Efectuando la repetición de este proceso sobre la totalidad de los pares contiguos de electrodos de la cinta de medida se logra tener, mediante el almacenamiento continuo sobre el computador, una matriz de datos de dimensión 16x16, la cual será la fuente de información para la reconstrucción de imágenes mediante el software IMPETOM-I. La operativa de

ambas etapas debe ser sistemáticamente sincronizada para poder lograr el objetivo funcional requerido. Esta función de arbitraje es efectuada por el software que define a la denominada "etapa de Control".

2- Objetivos del proyecto

2-1 Problema: fuga de corrientes del plano de inyección

Está comprobado experimentalmente que la corriente inyectada en cada uno de los pares de electrodos de la cinta no está confinada a circular únicamente al plano de inyección, sino que gran parte de ésta lo abandona y fluye por el volumen corporal del paciente. Esa fuga de corriente provoca una diferencia de tensión que se traduce en pérdida de información que no es tenida en cuenta por el actual algoritmo de reconstrucción de imágenes, IMPETOM-I [5], quien procesa los datos numéricos leídos considerando erróneamente que la corriente inyectada no escapa del plano de inyección.

2-2 Objetivo general

Esta novedosa técnica de reconstrucción de imágenes tomográficas obtenidas a partir de medidas de impedancia eléctrica, mediante electrodos cutáneos, inicia su incursión en las primeras pruebas clínicas. En la búsqueda de la maximización del aprovechamiento de las posibilidades que brinda esta técnica, el presente proyecto tiene como objeto el desarrollo de un Sistema de Tomografía por Impedancia Eléctrica que permita tomar en cuenta los efectos de dispersión de la corriente eléctrica, optimizándose de esta forma la calidad de la adquisición de datos y de las imágenes que se obtienen actualmente mediante IMPETOM. Con este prototipo se pretende incursionar en la modalidad de captura de datos conocida como EIT-3D.

2-3 Objetivos específicos

Para el cumplimiento del objetivo anteriormente planteado quien define una necesidad actualmente insatisfecha deben cubrirse los siguientes sub-objetivos:

- 1- Diseño, construcción y prueba de un equipo que realice un nuevo proceso de adquisición que permita la captura de información que se pierde del plano de inyección.
- 2- Adicionalmente debe implementarse el software que proporcione la interfaz de usuario, en el cual se efectuará la presentación de las imágenes obtenidas, y el correspondiente control de adquisición en esta nueva modalidad de detección.

3 - Especificaciones

3-1 Condiciones técnicas

La implementación de este proyecto esta condicionado al cumplimiento de los objetivos anteriormente descritos, los cuales definen las siguientes especificaciones:

- Sin perjuicio de los criterios de diseño considerados para el desarrollo del software de reconstrucción original se debe modificar la metodología de adquisición e instrumentar un sistema que permita capturar la información que se pierde como consecuencia de la dispersión de corriente.
- El proyecto debe ser implementado teniendo como premisa fundamental la reutilización de diseños desarrollados en el NIB como resultado de otros proyectos, tales como las denominadas etapas de adquisición, de aislación y de control que fueron integradas en IMPETOM [6].
- La operación del sistema inyector de corriente deberá ser confinada a una única hilera de electrodos.
- El dispositivo resultante deberá garantizar la seguridad del paciente y del personal que lo manipule.
- Se deberá proporcionar como resultado de la adquisición los archivos de datos generados (en formato txt.) y sus correspondientes imágenes (en formato jpg).
- La interfaz del panel de control debe permitir la visualización (no necesariamente simultánea para el caso de adquisición múltiple) de las diferentes imágenes obtenidas.
- El equipamiento resultante deberá presentar características físicas y mecánicas que permitan su sencilla utilización.

3-2 Criterios de proyecto

Basándose en la especificación planteada, se pueden fijar los siguientes criterios de proyecto:

Adquisición en tres hileras

- Teniendo en cuenta que las imágenes que se obtienen del modelo de adquisición original son el resultado de una técnica de reconstrucción que considera erróneamente que la corriente inyectada no escapa fuera del plano definido por los electrodos, deben proponerse alternativas de proyecto que contemplen los efectos que se producen sobre el cuerpo de estudio, dentro y fuera del plano de incidencia. Para ello, debería instrumentarse un dispositivo de múltiple adquisición definido por:
 - Una hilera de electrodos distribuidos equidistantemente sobre el tórax del paciente, los cuales cumplirían la típica función de inyección de corriente y medición de tensiones, similar al esquema utilizado en el sistema de adquisición original.
 - 2) Un sistema de medida múltiple, definido por una serie de hileras de electrodos organizadas convenientemente a ambos lados de la hilera de inyección (hilera central), el cual cumpliría únicamente la función de detección de tensiones inducidas fuera del plano central.

La complejidad y dificultad operativa del instrumento crecen conjuntamente con la cantidad de hileras de medición a ser consideradas, lo cual condiciona la cantidad de las hileras de medición, dada la requerida sencillez práctica que debe presentar el prototipo para su aplicación en el ámbito clínico. En tal sentido se propone un sistema de medición de datos compuesto por tres hileras de electrodos, aunque con esta propuesta, es claro que no se considera la totalidad de las corrientes que escapan del plano de inyección; pero colocando a estas cintas adicionales en una ubicación estratégica en relación con la hilera central se estará contemplando un gran porcentaje de las corrientes de fuga, considerando como despreciable la información que podrían proporcionar cintas adicionales.

Reutilización de IMPETOM-C

Como fue planteado anteriormente, será fundamental considerar para el diseño de este nuevo sistema de adquisición la integración de diseños ya implementados, proponiéndose particularmente la reutilización de IMPETOM-C, teniendo en cuenta la necesidad de efectuar la adquisición y procesamiento de señales obtenidas en las hileras de electrodos.

Minimización de interferencias

Aquellos componentes electrónicos que sean seleccionados para la conformación de nuevos diseños, deberán satisfacer estrictas restricciones de operación, por ejemplo, deberá condicionarse la elección de los modelos eligiendo, entre aquellos que introduzcan bajos niveles de ruido. Esto garantizará la minimización de la influencia de señales no deseadas que influyan en la calidad de las imágenes resultantes. De no contemplarse esta restricción se correría el riesgo de obtener imágenes de calidad inferior en comparación con el sistema de adquisición de una hilera.

Método de inyección y medida

Se decide mantener la técnica de medida tetrapolar adyacente [2] (inyección de corriente y detección de tensiones en pares de electrodos adyacentes) que era utilizada en el sistema de adquisición coplanar. Una de las virtudes fundamentales de este método es la eliminación de la impedancia de los electrodos, siempre y cuando éstos tengan una impedancia pequeña en comparación con la impedancia de entrada del circuito utilizado para la detección de la tensión y no provoque saturación de los circuitos que inyectan la corriente.

Reutilización del Software de Control

Es claro que la información que no es considerada en el sistema de adquisición de una hilera, como resultado de la utilización del software de reconstrucción IMPETOM-I [5], condiciona el interés de la imagen obtenida. En tal sentido manteniendo el criterio de reutilización de procesos, el sistema de control de IMPETOM-48 será diseñado en base al diseño de IMEPTOM, quien a su vez utiliza a IMPETOM-I como software de reconstrucción. Esto provocará en cada adquisición la obtención de tres imágenes que presentan individualmente la misma escasez de información que acarrea el modelo original, pero la cual puede ser solucionada mediante la utilización de técnicas de tratamiento de imágenes que permitan considerar en un gran porcentaje la pérdida de información. El desarrollo de IMPETOM-48 no incluye sin embargo el tratamiento el tratamiento conjunto de las tres "imágenes" para presentar un corte anatómico de mayor calidad, que será objetivo de tareas futuras.

Priorizar compras en mercado local.

Los componentes electrónicos necesarios para los nuevos desarrollos deben ser seleccionados (si así fuese posible) dentro de la oferta en plaza, procurando disminuir los tiempos y costos requeridos para la compra en el exterior (costos y retardos de envíos, tiempos y costos de aduana, etc.) los cuales influirán indefectiblemente en la evaluación final del proyecto.

3-3 Diseños y actividades a desarrollar

Para lograr la satisfacción del cumplimiento de los objetivos trazados por este proyecto y considerando los criterios de diseño planteados, su implementación será llevada a cabo mediante el desarrollo de una serie de etapas bien diferenciadas:

Adquisición y procesamiento

Una vez definida la nueva metodología de adquisición deberá instrumentarse las diferentes etapas de canalización de medida y su correspondiente procesamiento.

- a) Diseño electrónico de la etapa de adquisición
- b) Implementaciones de Circuitos Impresos
- c) Elección de componentes
- d) Validación

<u>Aislamiento</u>

En función del diseño resultante que se obtenga en la implementación del sistema de adquisición deberá diseñarse una etapa que denominaremos Aislamiento que garantizará el uso seguro uso del dispositivo resultante, tanto para pacientes como para sus operadores.

- a) Diseño electrónico de la etapa de aislamiento
- b) Implementaciones de Circuitos Impresos
- c) Elección de componentes
- d) Validación

Software de Control

Debe desarrollarse el software que permita efectuar el control en la operativa de adquisición en esta nueva metodología de trabajo. Independientemente de los cambios y adaptaciones que deban desarrollarse, al nivel de hardware deberá efectuarse modificaciones en el software de control dado que la operativa de este nuevo sistema difiere sustancialmente del diseño tradicional. Conjuntamente deberá realizarse el desarrollo de la interfaz gráfica para la aplicación del sistema EIT implementado.

- a) Selección de la plataforma, sistema operativo y lenguaje de programación.
- b) Desarrollo y puesta a punto de la interfaz y control.

Fuente de Alimentación

Una vez dimensionados los componentes electrónicos a ser utilizados por las diferentes etapas que conformarán el hardware de este dispositivo, podrá efectuase la evaluación del consumo requerido para su operativa, parámetro que condiciona las características de la fuente de potencia (Tensiones de alimentación y corriente mínima requeridas).

- a) Determinación de consumo de potencia de cada una de las etapas.
- b) Evaluación de compra o implementación.
- c) Ensayos.

Validación del Sistema

- a) Realización de medidas y constatación de resultados.
- b) Ensayos en Fantoma.
- c) Ensamblaje en gabinete.

El cumplimiento de la totalidad de las actividades anteriormente descritas resultará en la obtención de un dispositivo, que denominaremos *IMEPETOM-48*, el cual proporcionará una serie de imágenes del corte toráxico, basando su operativa en la técnica de Tomografía por Impedancia Eléctrica adaptada a una nueva metodología de adquisición y obtención de información. El resultado del presente desarrollo, será considerado una evolución tecnológica que permitirá avanzar del sistema de tomografía coplanar IMPETOM a uno que permitirá incursionar en la técnica de reconstrucción en 3D.

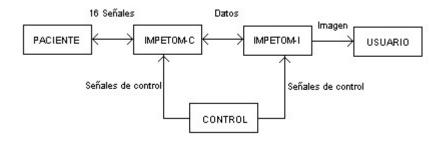


Figura 3.1- Elementos que participan en la operación de IMPETOM

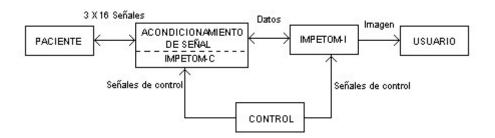


Figura 3.2- Elementos que participan en la operación de IMPETOM – 48.

4- Alternativas de proyecto

En esta sección se efectuará la presentación de alternativas para el desarrollo del presente proyecto, describiendo brevemente la funcionalidad que deberían cumplir las diferentes etapas que lo conformarían.

4-1 Sistema de adquisición simultáneo

Una posible alternativa de diseño para el desarrollo del prototipo de lectura en tres hileras, es la conformación de un sistema adquisidor compuesto por tres etapas de procesamiento IMPETOM-C, ejecutando la acción de lectura en forma simultánea sobre los diferentes canales de la cinta de medición. Esto implicaría adjudicar necesariamente una etapa adquisidora a cada hilera de electrodos, siendo su operativa totalmente independiente de la secuencialidad impuesta por el software de control.

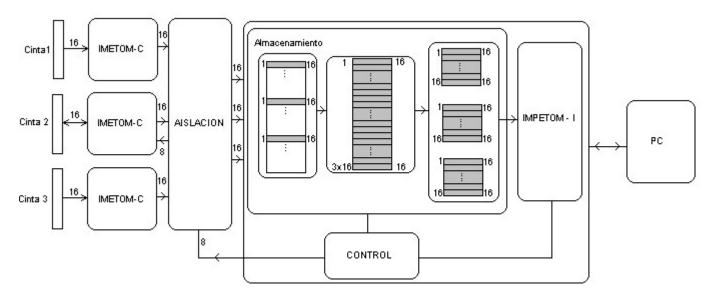


Figura 4.1 - Alternativa que triplica la tarjeta IMPETOM-C. Proceso de adquisición simultánea que requiere del almacenamiento y reconocimiento de los datos adquiridos para la reconstrucción de la imagen.

La figura 4.1 representa la interacción de los diferentes bloques y señales que conforman parte de la funcionalidad de IMEPTOM-48 en base a la modalidad de un sistema de adquisición simultáneo. En este contexto el sistema estaría integrado por las siguientes etapas:

- 1- Adquisición y procesamiento.
- 2- Aislación.
- 3- Software de control.

4-1-1 Adquisición y procesamiento

La lectura de señal es simultáneamente realizada sobre los tres canales de adquisición mediante conductores coaxiales que comunican la cinta con sus tres hileras de electrodos a sus correspondientes etapas de adquisición, IMPETOM-C. Cada una ejecutará su clásica función de procesamiento de las señales, obteniéndose como resultado, tres conjuntos de dieciséis señales de continua.

Las tensiones leídas por los diferentes canales de medida son el resultado de la inyección de corriente en los electrodos de la hilera central. Para que efectivamente pueda llevarse a cabo el método de inyección propuesto debe efectuarse el direccionamiento de la hilera mediante señales de control, proporcionadas por el software de control que se ejecuta en el computador.

4-1-2 Aislación

Como su nombre la define, esta etapa debe brindar el aislamiento eléctrico correspondiente sin alterar la naturaleza de las señales de entrada, sean éstas analógicas o digitales.

4-1-3 Software de control

Del proceso de adquisición por hilera se obtendrán secuencialmente 16 conjuntos de 16 señales en continua las cuales serán muestreadas a una frecuencia determinada por una tarjeta de adquisición inmersa dentro de un computador, obteniéndose las 16 filas de datos de la matriz que será la fuente para la reconstrucción de la imagen. Este proceso es efectuado simultáneamente para los tres canales de adquisición, de la cual se obtendrán 3 matrices de 16x16 datos. El software debe ser capaz, entre otras cosas, de efectuar el proceso de almacenamiento de la información leída, para cada una de las matrices, hasta la conformación de la totalidad de cada una de ellas. Una vez obtenidas y organizadas, mediante el software IMPETOM-I, se procede a la reconstrucción y presentación en pantalla de las imágenes. Toda esta operativa debe ser comandada por el software de control que

se ejecuta en el computador.

La figura 4.2 presenta el diagrama de bloques del proceso de medida y reconstrucción de imágenes en cada una de las hileras de medición. Debe destacarse de la misma que:

- El bloque identificado como Lectura y Procesamiento de tensiones detectadas está definido por la composición de cada una de las etapas de adquisición IMEPTOM-C correspondiente a cada una de las hileras de detección de tensiones.
- INYECTO (E, E+1) es una función que ejecuta el direccionamiento de inyección de corriente en pares consecutivos de electrodos de la hilera central.
- El bloque EXTRACCIÓN DE MATRIZ (I) es una rutina que extrae del conjunto de datos leído, la matriz de datos que corresponde a cada una de las hileras en el orden que debe ser ingresado al software de reconstrucción.

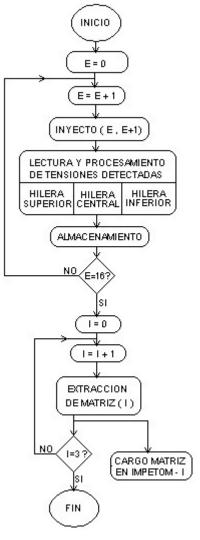


Figura 4.2 - Procesos de la adquisición simultánea.

4-2 Sistema de adquisición secuencial

Un diseño alternativo es utilizar el sistema de adquisición de datos ya implementado alternando su funcionalidad en forma secuencial mediante la selección de cada uno de los canales de medidas.

Debe tenerse en cuenta que además de la adquisición debe destinarse en todo momento la funcionalidad de invección de corriente sobre la hilera central.

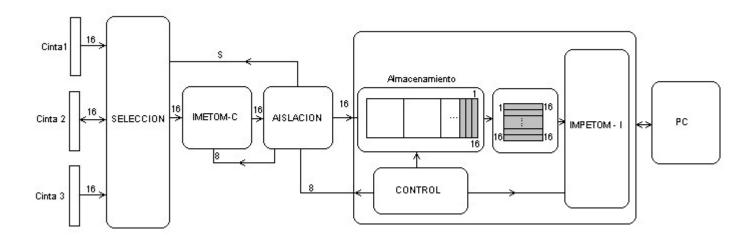


Figura 4.3 – Alternativa de adquisición secuencial. Proceso de adquisición que requiere del almacenamiento secuencial de datos por hilera para generar la reconstrucción de la imagen.

La figura 4.3 describe la interacción de los diferentes bloques que conforman parte de la funcionalidad de IMEPTOM-48 en base al esquema de adquisición secuencial y los cuales se describen:

4-2-1 Selección

Se quiere utilizar únicamente una etapa de adquisición que tiene 16 canales de medida para el procesamiento de las señales leídas en cada uno de los 48 electrodos que definen la cinta de medición. Para ello se hace necesaria la implementación de una etapa de multiplexación, la cual permita efectuar secuencialmente la lectura en cada una de las diferentes hileras compuestas por 16 electrodos.

Para poder efectuar organizadamente la secuencialidad en la operativa de lectura de la información se debe ejecutar este proceso mediante la tutela del software que controla las diferentes operaciones que deben llevarse a cabo mediante el uso de señales digitales.

4-2-2 Adquisición

Las 16 señales analógicas provenientes desde la etapa de selección y correspondientes a alguna de las hileras de lectura, son procesadas por IMPETOM-C [4], el cual efectúa su función característica, dando como resultado 16 señales de continua.

Como ya fue descrito, sólo la hilera central actuará como inyector de corriente, lo que implica la necesidad de modificar la operativa del modelo original de adquisición, el cual inyecta corriente a través de los diferentes canales de medida que la definen. De mantenerse la misma estructura, ante la necesidad de utilizar esta etapa, se estaría diseñando indeseablemente un sistema que permutaría dinámicamente la inyección de corriente sobre las diferentes hileras. Para que esto no ocurra, deberá anularse toda vinculación eléctrica que presenten los canales de medida de IMPETOM-C con los de inyección de corriente siendo éstos direccionados directamente hacia los nuevos canales de medida de la hilera central.

Reiterando el análisis efectuado en la sección anterior, esta etapa requiere señales digitales de control para la definición de la inyección de corriente sobre la hilera central.

4-2-3 Aislación

Las 16 señales obtenidas del procesamiento deben ser tratadas electrónicamente con el objetivo de brindar aislamiento eléctrico al paciente.

Nótese que el IMPETOM-C y la etapa de selección requirieren necesariamente señales digitales de control para ejecutar su operativa característica, lo cual implica la necesidad de efectuar el desarrollo de una etapa de aislamiento digital en esta etapa.

4-2-4 Software de control

El programa de control debe arbitrar las operaciones involucradas por cada una de las diferentes etapas que definen a este dispositivo.

El resultado de cada adquisición debe ser el almacenamiento de tres archivos de texto, que contienen la información detectada en las diferentes hileras, los cuales serán posteriormente procesados mediante el software de reconstrucción que generará una imagen por archivo, o las combinará.

El diagrama de bloques de la figura 4.4 muestra las aplicaciones que deben desarrollarse para llevar a cabo la medida de información en las hileras de electrodos. En tal sentido debe desatracarse que:

- S = F (I) hace referencia a un conjunto de señales requeridas para efectuar el control en la selección de lectura de las hileras de electrodos y cuyos valores variarán dependiendo de la instancia de adquisición que se esté ejecutando.
- INYECTO (E, E+1), es una función que efectúa el direccionamiento de inyección de corriente en pares consecutivos de electrodos de la hilera central.
- El bloque identificado como Lectura y Procesamiento de tensiones detectadas para una las hileras de electrodos está definido por la composición de una etapa de adquisición IMEPTOM-C y la correspondiente lógica que permita cambiar de posición de lectura dependiendo de la instancia de adquisición que se esté ejecutando.
 - I = 0 Lectura en la hilera central.
 - I = 1 Lectura en la hilera superior.
 - I = 2 Lectura en la hilera inferior.
- Mientras se efectúa la reconstrucción de una de las tres imágenes resultantes de este proceso se ejecuta simultáneamente la adquisición de datos de otra hilera.

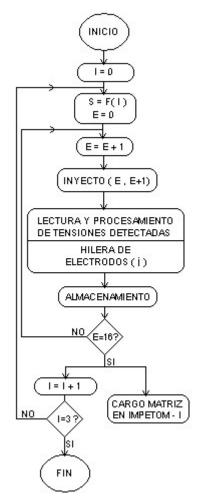


Figura 4.4 – Procesos de la adquisición secuencial

5-Elección del diseño

Para efectuar la elección del diseño a ser implementado será conveniente realizar un estudio de factibilidad técnica y económica de cada una de las alternativas.

5-1 Factibilidad técnica

Ambas propuestas son técnicamente realizables de acuerdo a la presentación de los planteamientos anteriormente efectuados. Pese a ello se hace imprescindible en esta instancia realizar un exhaustivo estudio comparativo con una visión meramente técnica, en la cual se resaltarán particularidades y desventajas en ambos modelos de forma que nos permita tomar una decisión del modelo "más conveniente" en base al enfoque presentado.

5-1-1 Sistema de Adquisición

- En lo que a consumo eléctrico se refiere, la propuesta de utilización simultánea de módulos de adquisición implicaría un evidente incremento (x 3) sin embargo con relación al requerido por el sistema de adquisición secuencial. No debe despreciarse la potencia eléctrica demandada por la etapa de selección, cuyo consumo solo podrá ser estimado mientras no se efectúe el correspondiente diseño.
- Ante la posibilidad de falla en algunas de las etapas de adquisición en el modelo de lectura simultánea, pueden obtenerse de todos modos las correspondientes imágenes que fueron reconstruidas en base a los datos adquiridos por las etapas de adquisición restantes. Esto no podría suceder en la otra propuesta al verse limitada la operación a la utilización de una sola etapa de adquisición. Una situación similar a la anteriormente planteada sucedería en la situación en que fallase alguno de los canales de selección de lectura.
- Se requieren menores tiempos de lectura y procesamiento de la información en el esquema de adquisición simultanea en comparación con el otro modelo, que tiene tiempos de adquisición (x3).
 Este hecho no es necesariamente crítico si el tiempo de adquisición es relativamente breve.
- Dada la necesidad de efectuar el procesamiento de multiplexación en la etapa de selección, puede llegarse a condicionar la calidad de los datos recolectados si no se toman las precauciones pertinentes al ejecutar este proceso. Si esto no es así, puede llegar a ser una gran desventaja en relación con la propuesta de adquisición simultánea.

5-1-2 Sistema de Aislación

- La placa de aislación para el modelo de adquisición simultáneo estaría definida por la integración de tres sistemas de aislación iguales al que se ha utilizado en el modelo original. En cambio en el otro modelo, el diseño de la placa de aislación no variaría sustancialmente, más allá de la incorporación de aislación de las señales digitales de control adicionales.
- Implicaría que los canales de procesamiento del PCB de aislamiento de la primera propuesta deberían contar con el triple de componentes electrónicos, dentro de los cuales se pueden destacar los integrados que son los que consumen más potencia. Esto evidentemente incidiría sobre el elevado consumo requerido respecto a la otra alternativa, hecho que compensaría de esta manera la posible desventaja de consumo de la etapa de selectividad planteada anteriormente.

5-1-3 Software de Control

Una de las diferencias más importantes en el desarrollo del software de control, para cada una de las propuestas de diseño, es la metodología de almacenamiento de los datos recolectados. Esto es, mientras para una propuesta se hace necesario el desarrollo de una rutina que permita discriminar entre tres archivos de almacenamiento, la otra no requiere la generación de rutina de almacenamiento adicional dado que se vale de la secuencialidad de la lectura de datos y va conformando las matrices una a la vez, lo que permite tener siempre una única fuente de almacenamiento de datos y permite optimizar tiempos de adquisición dado a que mientras se recolectan datos, simultáneamente se respalda la información del ultimo archivo completo y se reconstruye la imagen.

5-2 Factibilidad económica

5-2-1 Sistema de adquisición

- El desarrollo de acuerdo al enfoque de operación requerido por el sistema de medida simultánea necesitaría la implementación de tres sistemas de adquisición IMPETOM-C en contraposición con la implementación de una etapa de selección y de un IMPETOM-C que requiere el modelo de medida secuencial. Esta comparación no puede ser numéricamente efectuada, dado que la etapa de selección no ha sido aun diseñada. Sin perjuicio de ello, puede estimarse un elevado costo de implementación de los tres sistemas IMPETOM-C considerando la elevada cantidad de componentes y que algunos no son factibles de ser encontrados en plaza.
- Los elevados consumos requeridos por el sistema de lectura simultánea se traducirían en incrementos de costos para la implementación de la fuente de energía que alimenta a esta etapa.

5-2-2 Sistema de aislación

- Comúnmente el costo de implementación de un PCB está asociado mayoritariamente a sus dimensiones físicas. Como fue presentado en la sección anterior las dimensiones de la placa de aislación en el esquema de lectura simultánea presentaría una dimensión que puede llegar a ser 3 veces superior a la del otro modelo.
- Además se debería contar, en la misma proporción, con una mayor cantidad de componentes lo cual se traduce en un incremento de tiempos de implementación y sus correspondientes costos.

5-3 Conclusiones. Elección del diseño

Una de las premisas fundamentales a considerar en el desarrollo de este proyecto es la inclusión de prototipos funcionales ya existentes y utilización de componentes con los que cuenta el laboratorio en el cual se lleva adelante su implementación. Considerando este hecho, el software de control será desarrollado en base al modelo diseñado para la adquisición de una simple hilera. En este modelo se utiliza una tarjeta adquisidora de National Instruments PC-LPM-16/PNP la cual tiene 16 canales analógicos de entrada, desde los cuales se efectuará la adquisición de datos y 8 canales de salida digital, desde los cuales se efectuaría el control de inyección de corriente. En cambio la primer propuesta sin la intervención de lógica adicional (etapa de selección de lectura de datos) sería imposible efectuar la adquisición si no se contara con una tarjeta adquisidora de 48 canales analógicos de entrada, la cual de haber en mercado, su incorporación incrementaría los costos de desarrollo si se considerase esta alternativa de implementación. Si se deseara utilizar la tarjeta adquisidora en este esquema sería necesario implementar una etapa de selección de lectura previa al ingreso de los datos al PC. Esto incrementaría aún más los costos en comparación con la propuesta de selectividad de lectura.

Puede estimarse que la propuesta de desarrollo en función de la primera alternativa planteada exigiría un nivel de costos muy superior a la de su competidora, la cual sería muy ventajosa funcionalmente si se seleccionan convenientemente sus componentes electrónicos y se efectúan los diseños considerando minimizar los problemas que puede acarrear la integración.

Por todos los puntos anteriormente analizados se infiere que la segunda opción resulta más conveniente de acuerdo a criterios de diseño tales como simplicidad, factibilidad técnica y economía, decidiendo por lo tanto realizar el desarrollo de este proyecto en base a la secuencialidad de adquisición.

6- Desarrollo de las diferentes etapas

6-1 Introducción

Para efectuar el desarrollo de las diferentes etapas de este proyecto, según lo establecido en la definición de criterios de diseño, serán tenidos en cuenta varios de los diseños que caracterizan la funcionalidad del sistema de adquisición de una hilera IMPETOM. Es fundamental entonces, tener como referencia un conocimiento básico sobre la naturaleza de las señales que interactúan sobre los diferentes canales de comunicación de este sistema sin tener necesidad de profundizar en un exhaustivo estudio de sus funcionalidades.

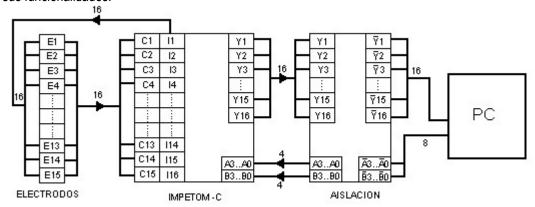


Figura 6.1 – Etapas que definen al proceso de adquisición de IMPETOM. Esta compuesto por una cinta de electrodos, la etapa de adquisición de datos denominada IMPETOM-C, la etapa de aislación y un computador.

6-1-1 Cinta de electrodos

Fue desarrollada en el proyecto IMPETOM y es una simple cinta de tela compuesta por 16 electrodos equidistantes, quienes son por utilizados efectuar la inyección de corriente alterna mediante pares contiguos y para la determinación de las tensiones que se inducen en el cuerpo como consecuencia de esta acción.

6-1-2 IMPETOM-C

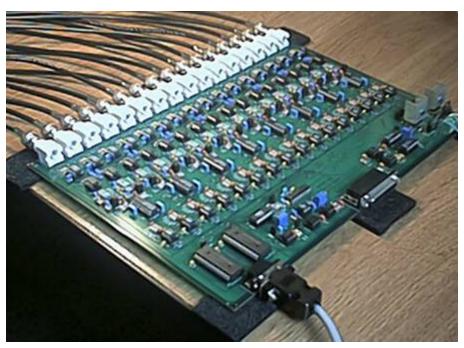


Fig6.2 Foto de IMPETOM-C. Tomada de la documentación del proyecto

C16..C1: Canales de entrada de las señales analógicas de tensiones que son detectadas.

- Las señales que se esperan detectar tendrán una frecuencia de 50KHz,
- Los niveles de tensión oscilarán entre 100μV y 20mV, dependiendo del cuerpo a estudio.

I16..I1: Canales de salida de señales analógicas de corrientes inyectadas en pares de electrodos.

- Sinusoidal de frecuencia 50KHz.
- El nivel de señal inyectada es de 5mA pp.
- Se utilizaran pares continuos de electrodos para la inyección.

Y16..Y1: Canales de salida de señal continua, procesamiento de las señales C16..C1 respectivamente

- Niveles de señal esperado de 0V hasta 15V.
- *A3..A0*: Canales digitales de entrada, utilizados para el direccionamiento de la inyección de corriente.
- *B3..B0*: Canales digitales de entrada, utilizados para el direccionamiento del retorno de la corriente.

6-1-3 AISLACIÓN

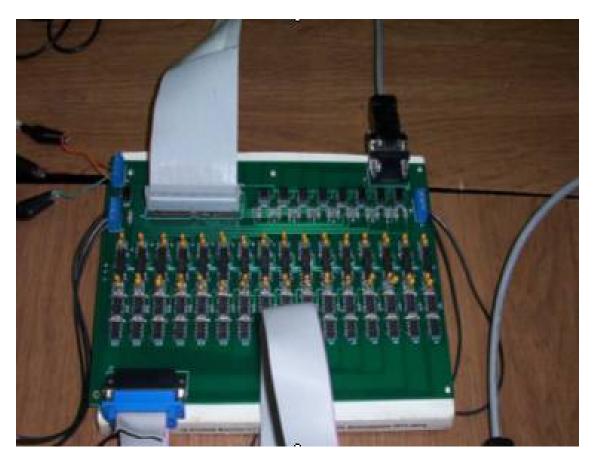


Figura 6.3 Foto de la etapa de aislación de IMPETOM. Tomada de la documentación del proyecto.

Y16..Y1: Canales de entrada de señal continua, procesamiento de las señales C16..C1 respectivamente

- Niveles de señal esperado de 0V hasta 15V.
- Y16..Y1: Canales de salidas de señal continua, aislación de las señales Y16..Y1 respectivamente
 - Niveles de señal esperado de 0V hasta –5V.
- A3..A0: Canales digitales de entrada, utilizados para el direccionamiento de la invección de corriente.
- B3..B0: Canales digitales de entrada, utilizados para el direccionamiento del retorno de la corriente.

6-1-4 Computador

Comanda la operativa de adquisición por intermedio de 8 señales digitales controladas por el software de control

Registra 16 veces los 16 datos que se recolectan en el proceso de adquisición.

Genera la reconstrucción de la imagen en base al software IMPETOM-I de control.

6-2 Etapa de Selección

6-2-1 Descripción Técnica

La función específica de esta etapa es brindar la electrónica necesaria para efectuar secuencialmente la lectura de señales inducidas sobre los electrodos, mediante la técnica de multiplexación de canales medida. De esta manera, se estaría obteniendo una adquisición de datos en varias hileras sobre la base de la reutilización de IMPETOM-C.

En tal sentido, pueden fijarse las condiciones de diseño que deberá satisfacer esta etapa:

- Para lograr la acción de selectividad, la etapa de selección deberá contar con canales de multiplexación que estarán comandados por el software de control. Como serán tres las hileras en las que deberemos efectuar el procedimiento de lectura, alcanzará con tener multiplexores analógicos de 4:1 (cuatro canales de entrada y uno de salida). Como será justificado en secciones posteriores, éstos componentes electrónicos deben satisfacer una serie de requisitos técnicos con el objeto de minimizar la influencia de su actividad sobre la señal de trabajo, dado que su operación contribuye a la introducción de señales de error, ante la existencia de capacidades parásitas canal-tierra y canal-canal inherentes al dispositivo, que degradan seriamente las señales.
- La impedancia de entrada de la etapa de medida debe ser suficientemente elevada [7], de forma que la impedancia de los electrodos no influya notoriamente en las medidas de impedancia realizadas. Además se quiere que la corriente inyectada en la hilera de electrodos central recorra únicamente el cuerpo en estudio y no pueda escapar (o minimizar la misma) hacia los canales de medida ocasionando pérdida de voltaje.
- La señal recibida por cada canal electrodo receptor debe ser acoplada en alterna de modo tal que rechace el voltaje de contacto de los electrodos, disminuya el efecto producido por las perdidas [8], minimice la influencia de ruido a baja frecuencia y la interferencia de las líneas de potencia. Además es necesario bloquear cualquier corriente de continua que pueda provenir desde los electrodos, ya que de otro modo provocaría al paciente quemaduras de origen electrolítico.

El acoplamiento en AC y la alta impedancia de entrada pueden ser proporcionados diseñando un "Buffer" para cada electrodo de detección de voltaje. Este buffer puede implementarse con un amplificador operacional utilizando una configuración seguidora. Para polarizar al amplificador se necesita proporcionar un camino de baja impedancia a la corriente de bias. Esto se soluciona incorporando una red RC pasa-alto antes del buffer, el cual actuaría a su vez como bloqueador de continua y atenuador de bajas frecuencias.

El uso de conductores blindados, para la protección de señales, tiene sus ventajas, sin embargo, el blindaje pasivo a tierra suma significantemente los efectos de capacitancias parásitas, efecto que degradaría excesivamente las señales detectadas considerando los niveles de las mismas. En tal sentido, procurando obtener el máximo beneficio de blindar los conductores de medición, evitando la carga capacitiva, se propone la implementación de una guarda conductora para cada canal, llevando al conductor de señal y el blindaje del cable al mismo potencial. La guarda conductora puede implementarse con dos amplificadores operacionales estables a ganancia unitaria para poder utilizarlos en configuración seguidora. De acuerdo a lo descrito, esta etapa estaría conformada como se muestra:



Figura 6.4 - Modelo de la etapa de selección. Cada canal de medida de la etapa de selección estará definido por una etapa de filtrado, de amplificación y de multiplexación.

6-2-2 Diseño de un canal de medida

Los criterios anteriormente definidos son la base para el desarrollo del diseño de esta etapa y deberán ser considerados para la elección de los componentes electrónicos.

i) Diseño del filtro pasa-alto

Sabido es que el modelo del circuito eléctrico que describe a una red RC pasa-alto de primer orden es el que se presenta en la figura 6.5

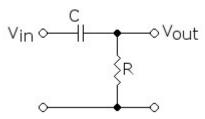


Figura 6.5 – Modelo eléctrico del filtro RC pasa alto de primer orden

Efectuando un simple cálculo sobre este modelo puede obtenerse la expresión de su Función de Transferencia asociada:

$$H(wj) = \frac{RCwj}{1 + RCwj}$$

$$F3db = \frac{1}{21TRC}$$

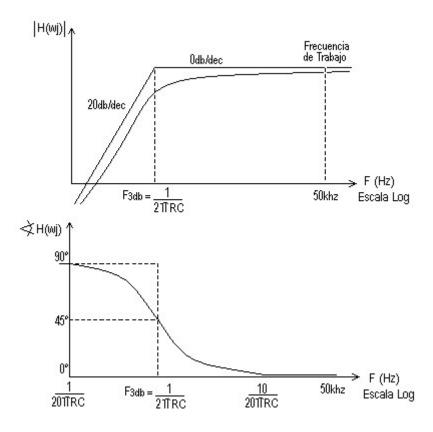


Figura 6.6 – Diagramas de Bode del filtro RC. Comportamiento en frecuencia del filtro y elección del punto de operación del dispositivo.

a) Criterios de Diseño.

El valor de la frecuencia de trabajo, impuesta en 50kHz por la corriente eléctrica inyectada, debe ser suficientemente mayor al valor de la frecuencia que corresponda al polo del filtro pasa-alto, garantizando de esta forma que no se produzcan considerables atenuaciones en la señal detectada ni apreciables valores de defasaje de la misma, siendo esta ultima condición de extrema relevancia, considerando que el defasaje de la tensión detectada en relación al de la señal de corriente inyectada nos proporcionaran la información característica del objeto en estudio.

Esta condición (llamada condición de polo lejano) se traduce numéricamente a la siguiente

$$\frac{100}{211 \, \text{RC}} < 50 \, \text{kHz}$$

expresión:

La impedancia de entrada de la etapa de medida queda completamente definida por la impedancia de entrada del filtro pasa-alto, dado que la resistencia de entrada de la etapa amplificadora se considerara muy grande. En tal sentido se tiene que:

$$Zinp=R+\left.\frac{1}{21\Gamma fC_{j}}\right|_{@50\,kHz}$$

Es deseable que esta impedancia, a la frecuencia de trabajo, tenga un comportamiento prácticamente resistivo con el objeto de mantener la fase original de la señal de entrada. Adicionalmente, su módulo debe ser mucho más grande que la impedancia Zvista, la cual queda definida por la suma de la impedancia corporal y todas aquellas que caracterizan al sistema conductor (Zelectrodo, Zcable, Zconector, etc.) y cuyo máximo valor oscila en el orden de los pocos $k\Omega$. Por tanto como Zinp = R >> Zvista, se fija el valor de R = $1M\Omega$, obteniendo de esta forma que la corriente inyectada circule en su totalidad en el cuerpo de estudio. Utilizando la condición de polo lejano, que fue planteada anteriormente, puede estimarse el valor de la capacitancia del filtro en C=220nF.

b) Comprobación teórica

La dimensionalidad de los valores seleccionados, que definen la característica operativa del filtro pasa-alto, permiten efectuar una comprobación meramente teórica sobre los valores numéricos resultantes de aquellos parámetros que condicionan su incorporación en el canal de medida.

F3dB =
$$0.7$$
Hz
$$|H(wj)| = 1$$
 $\Rightarrow H(wj) = 0^{\circ}$ $@50 \text{ kHz}$

c) Conclusiones

- Los valores obtenidos de módulo y fase de la transferencia, asociados a la frecuencia de trabajo y al dimensionamiento de los valores R y C, justifican el uso del filtro pasa-alto de primer orden que cumple con las condiciones requeridas para su integración en la etapa de medida.
- Los valores anteriormente determinados para R y C, traen aparejado la incorporación de un elevado valor de impedancia de entrada en cada canal de medida, garantizando que la corriente inyectada mediante los electrodos, circule en su totalidad, sobre el cuerpo del paciente y que la misma no pueda fugarse hacia la etapa de adquisición.
- La incorporación de la capacitancia C entre el camino eléctrico que une al electrodo adherido al paciente y la etapa de adquisición del instrumento, permite que se efectúe el bloqueo total de la componente de continua.

ii) Elección del "Buffer"

a) Especificaciones

Para efectuar la elección del modelo del operacional a utilizar debe mantenerse el cumplimiento de restricciones de operación, dado los bajos niveles de las señales detectadas. Estas limitaciones restringen las posibilidades de elección, las que estarán condicionadas por:

- Bajos niveles de voltaje de offset;
- Bajas corrientes de bías;
- Mínimo ruido de operación;
- Amplio ancho de banda que contemple la frecuencia de trabajo;
- Elevados tiempos de respuesta.
- Niveles de alimentación adecuados.

b) Características del operacional amplificador OPA227

El grupo que desarrolló el proyecto IMPETOM-C, efectuó un exhaustivo estudio para la elección del integrado que formaría parte de los canales de medida [4]. En la implementación de este prototipo, se utilizó el operacional amplificador dual OPA227 en configuración seguidora para la etapa de medida dadas las notables características funcionales:

■ Bajo ruido: 3nV√/Hz

Amplio ancho de banda: 8MHz, 2,3V/µs

Tiempo de establecimiento 5us

Alto CMRR: 138dB

Elevada ganancia en lazo abierto: 160dB

Baja corriente de bias de entrada: 10nA max.

Bajo voltaje de offset: 75µV max.

■ Amplio rango de alimentación ± 2.5V a ±18V.

A continuación se efectuará la presentación de ciertas propiedades de este componente, las cuales definen su operativa y deben ser tenidas en cuenta ante la eventual posibilidad de su uso en la implementación de los canales de medida.

Cancelación del voltaje de offset

El circuito integrado OPA227 tiene muy bajo nivel de voltaje de offset y drift. Pese a ello si la aplicación requiere la reducción de este voltaje a niveles inferiores, pueden efectuarse las conexiones que se muestran en la figura 6.7 y efectuar las variaciones en el potenciómetro hasta obtener niveles de offset admisibles de acuerdo a la aplicación.

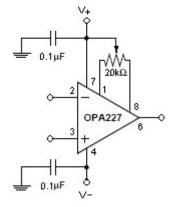


Figura 6.7 - Configuración para la cancelación del voltaje de offset.

Protección de entrada

Si la aplicación requiriera el uso de este componente como buffer de ganancia unitaria, la corriente de entrada debería ser limitada a un máximo admisible de 20µA. Para poder cumplir efectivamente con esta condición que nos impone la característica de seguridad operativa de este operacional, se debe recurrir a la utilización de una resistencia limitadora en el camino de la corriente de entrada. Esta resistencia, a la cual denominaremos Rx, puede ser determinada efectuando el cálculo RX = Vs/20µA – Rsource, siendo Vs el máximo valor posible esperado en el terminal de entrada del operacional y Rsource la resistencia interna de la fuente de tensión.

Recordando que los valores máximos esperados en el canal de medida se encuentran en el entorno de los $20\mu A$ y estudiando el peor de los casos (Rsource = 0Ω), se tiene que la resistencia limitadora debe tener un valor de 1Ω , el cual será impuesto en la etapa de salida de este componente para no modificar la naturaleza de la señal detectada.

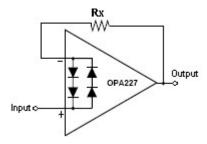


Figura 6.8 – Protección de operación del OPA227. El fabricante recomienda poner una resistencia en serie con el terminal inversor para que la corriente que los circula no supere los $20\mu A$.

Cancelación de corrientes de bías

Este operacional presenta la notable particularidad que la corriente de bías está internamente compensada mediante la cancelación de una corriente igual y contraria. Cualquier resistor que se incorpore en la etapa de entrada de estos terminales, con el objetivo de cancelar el efecto de la corriente de bías, podría incrementar este efecto. Por este motivo, no se recomienda la compensación externa.

c) Conclusión

Las relevantes virtudes funcionales que definen a este componente, hacen atractiva la posibilidad de su integración en la canalización de medida de la etapa de selección. Se propone entonces efectuar la implementación de la etapa amplificadora utilizando el circuito integrado OPA227.

iii) Elección del Multiplexor

Como consecuencia directa de la presente propuesta de desarrollo, que define fundamentalmente su implementación en base a la reutilización secuencial de la etapa de adquisición mediante IMPETOM-C, se impone indefectiblemente la necesidad de ejecutar un proceso de multiplexación de adquisición y procesamiento debido al incremento (x 3) en la cantidad de canales de medida como consecuencia de la incorporación de hileras adicionales.

La decisión del modelo de Multiplexor a considerar para efectuar la función de selección de lectura esta condicionada por varios factores propios del diseño, tales como:

- Cantidad de canales de operación entrada-salida;
- Rango analógico de operación;
- Ancho de banda;
- Nivel de Interferencia;
- Tiempos de operación;
- Consumo de potencia requerido;
- Niveles de alimentación.

a) Evaluación de diferentes modelos de multiplexores.

En la siguiente tabla se presentan diversos modelos de multiplexores propuestos con sus correspondientes parámetros característicos.

Modelo	Valor típico R _{DS} (Ω)	C _D (on)	C _D (off)	C _{IN}	Cs(off)	Rango analógico de tensión	T _{switch}	Bandwidth (MHz)	Tensión de Alimentación	Off Isolation	Crosstalk
MAX309 2*4:1	220	9pF	6pF	2pF	3pF	-15V:+15V	200ns	400	+-4,5V:+-20V	-75dB	-92dB
ADG1204 4:1	120	4pF	7pF	5pF	2pF	Vcc:+Vcc	40ns	700	+-0,3V:+-25V	75dB	85dB
ADG1409 2*4·1	3	75pF	50pF	5pF	15pF	Vcc:+Vcc	80ns	350	-15V:+15V	-75dB	85dB

Tabla I – Valores de parámetros característicos de los multiplexores propuestos

b) Restricciones

Las restricciones que deben imponérseles a los diferentes modelos que serán considerados, derivan fundamentalmente de la necesidad de maximización de inmunidad de la señal detectada y de la reutilización de aquellos componentes que sean necesarios para la puesta en funcionamiento. El modelo elegido debe cumplir [13]:

- Minimización de la resistencia de contacto (R_{ON}) existente entre la salida y la entrada.
- Reducción de la capacidad existente entre canales de salida del multiplexor.
- Reducción de la capacidad a tierra existente en la salida del multiplexor.
- Disminuir el efecto de Crosstalk el cual produce un error entre los canales de medida.

Puede ser muy útil tener en cuenta que los componentes de tecnología CMOS presentan mejor performance en cuanto a la reducción de valores en los parámetros restrictivos antes mencionados.

c) Conclusión

De la tabla comparativa puede deducirse que en general el multiplexor ADG1204 presenta características notables que lo hacen de relevante interés para el diseño de esta etapa. Si perjuicio de ello, ensayos efectuados con el **MAX 309** (multiplexor analógico dual de 4 canales de tecnología CMOS) demostraron que cumple satisfactoriamente con los requerimientos impuestos por el diseño destacándose fundamentalmente por la baja incidencia sobre las señales de operación.

Por lo anteriormente descrito y dado que la cantidad de multiplexores necesarios permite obtener muestras del MAX309 se decide utilizar este componente para la implementación de la etapa de multiplexación de los canales de medida.

iv) Conclusiones

De los análisis efectuados puede concluirse que mediante la integración de los componentes considerados se obtiene el desarrollo del canal de medida de la etapa de selección (Figura 6.9).

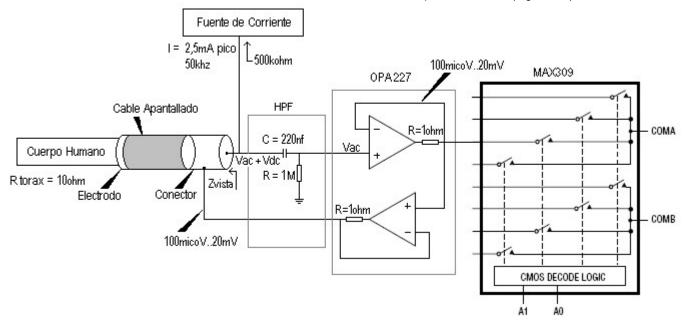


Figura 6.9 - Esquema de un canal de medida de la etapa de selección de IMPETOM-48.

Resumen de la integración de componentes

- Conectores BNC. Las características propias de las señales que se detectarán (cuya frecuencia es 50khz y un nivel máximo de tensión de 20mVpp) condicionan la elección del conductor de transmisión de señal, el que debe ir desde el electrodo al dispositivo tomográfico. Por tanto a elevadas frecuencias se hacen presente efectos no deseables que interfieren en la calidad de las señales a medir. Para ello se propone la implantación de conductores coaxiales (a la frecuencia de trabajo es independiente la resistencia del conductor utilizado) como medios de transmisor de señal con su correspondiente apantallamiento para filtrar esas interferencias. Esto evidencia la necesidad de utilizar conectores BNC para conectar ambas partes.
- Filtro pasa-alto. Conformado con un filtro RC de primer orden, cuyos valores determinados son R=1Mhz y C=220nF definen el polo en 0,7Hz (procurando la no atenuación de señal) y se garantiza que el filtraje de señal en continua que puede acarrear quemaduras sobre la piel del paciente en el lugar donde se encuentre adherido el electrodo.
- Etapa de amplificación. Se diseña con el integrado OPA227P el cual es un operacional que presenta notables características de bajo ruido. Nótese que se implementa con este operacional dual una etapa amplificadora en configuración seguidora para satisfacer el requerimiento de impedancia infinita y por otro lado se efectúa la implantación de la guarda conductora la que lleva el apantallamiento del conductor a iguales niveles detectados en el conductor de señal, reduciendo de esta manera la influencia de las capacitancias parásitas que pueden aparecer entre ellos.
- Etapa de selectividad. Se eligió el multiplexor MAX309, que es un integrado de notables características para la operación con señales de las magnitudes y frecuencias esperadas.

Observación

Nótese que el diseño anteriormente presentado representa el modelo de un canal de lectura perteneciente a la hilera central, en el cual como es sabido, debe efectuarse el proceso de inyección de corriente. El diagrama que representaría a los canales de lectura de las hileras restantes (denominadas de medición) presentaría características similares con la excepción de la ausencia del canal de inyección de corriente previo al conector BNC.

El diseño de la etapa de selección en referencia a los diferentes componentes que la conformaran puede ser esquematizado como se muestra en la figura 6.10:

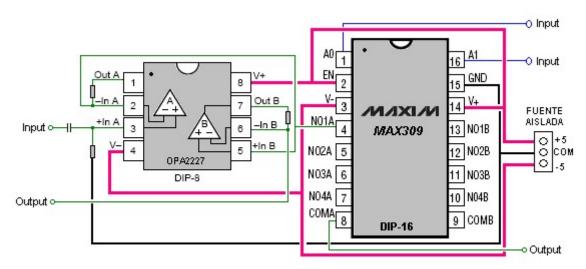


Figura 6.10 - Conexionado de un canal de medida.

6-2-3 Características de la etapa de selección

i) Componentes requeridos y consumos de potencia

Tabla II - Componentes activos y consumos requeridos por la etapa de selección

Componente	Función	Consumo individual	Cantidad	Consumos			
OPA2227	Medida Hilera Central	3,8 x 2 x 2 mA=15,2mA	16	243,2mA			
OPA2227	Medida Hilera Superior	3,8 x 2 x 2 mA=15,2mA	16	243,2mA			
OPA2227	Medida Hilera Inferior	3,8 x 2 x 2 mA=15,2mA	16	243,2mA			
MAX309	Multiplexar lectura	31μΑ	8	248µA			
Consumo total	730mA						

Tabla III - Componentes pasivos requeridos por la etapa de selección

Componente	Valor	Cantidad	Cantidad Total
Resistencia	1Ω	96	144
Resistencia	$1 M\Omega$	48	144
Condensador	220nF	48	48

ii) Diseño preliminar y definición de terminales para el PCB.

16 SALIDAS ANALÓGICAS

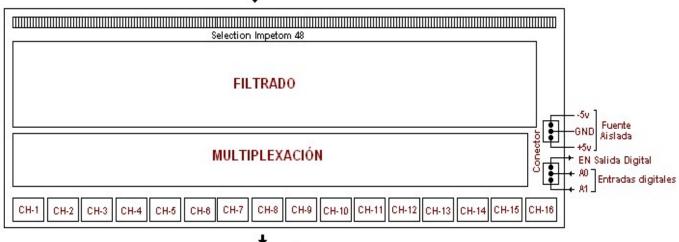


Tabla IV Identificación de los terminales de entrada salida del impreso de selección

Figura 6.11 – Disposición general de áreas y terminales del impreso de selección

Componente	Nombre	Terminal Característica			Función		
	1		EN	Entrada Digital		EN: Habilita MUX.	
Conector	onector Digital Control		A0	Entrada Digital		A0:Control multiplexion LSB	
		3	A1	Entrada Digital		A1:Control multiplexion MSB	
		1	- Vcc	Entrada Continua	-Vcc: Alimentación aislada +5v		
Conector	tor Isolated Source		GND	Entrada Continua	G	6nd: Alimentación aislada COM	
	3		+ Vcc	Entrada Continua	+Vcc: Alimentación aislada -5v		
BNC	Channel Output	Channel CH-1CH-16		Salidas Analógicas		Adquisición canal 116	
	Acquicition			UP	Adquiere fila superior		
Header	Header Acquisition Channel C		CH-16	Entrada Analógica	CEN	Adquiere fila central	
	Chalifiei				DOWN	Adquiere fila inferior	

6-3Etapa de aislación

6-3-1 Introducción

Para que la electricidad produzca efectos en el organismo, el cuerpo humano debe convertirse en parte de un circuito eléctrico. Para que circule corriente por el cuerpo humano deben existir al menos dos conexiones entre el cuerpo y una fuente de alimentación o tensión externa. La magnitud de la corriente depende de la diferencia de potencial entre las conexiones y de la resistencia eléctrica del cuerpo. La mayor parte de los tejidos del cuerpo contiene un elevado porcentaje de agua por lo que la resistencia eléctrica que presentan es baja y pueden considerarse como un buen conductor, no obstante, la impedancia de la piel es bastante elevada $(200-500 \mathrm{K}\Omega)$ por lo que el cuerpo humano puede considerarse como un conductor volumétrico no homogéneo en el que la distribución del flujo de la corriente eléctrica viene determinada por la conductividad local del tejido [9].

Los efectos que la corriente eléctrica produce sobre el cuerpo humano dependen fundamentalmente de los siguientes parámetros: magnitud de la corriente que circula por el tejido, frecuencia, tiempo de exposición a la corriente eléctrica, zona por la que circula (superficie o tejido interno). La gravedad del daño producido dependerá también del órgano afectado.

El umbral o nivel de percepción se define como nivel de percepción como la intensidad mínima de corriente que el ser humano es capaz de detectar. Este valor varía en función de las características del sujeto y de las condiciones de medida y oscila entre 10µA y 0.5mA para señales con valores eficaces de alterna a 50 Hz y entre 2mA y 10 mA para corriente continua [9].

Para el diseño de este equipo biomédico, no sólo deben tenerse en cuenta especificaciones relacionadas con el objetivo de la medida a realizar, sino también que desde el punto de vista de la seguridad debe evitarse o minimizarse el peligro de descarga eléctrica o choque eléctrico por parte del paciente o del personal que pueda utilizarlo o entrar en contacto con él. No obstante, dependiendo de la aplicación que se quiera dar al equipo existen diversos tipos de protecciones y distintos niveles de seguridad.

6-3-2 Aislamiento analógico

Aunque el equipo esté bien conectado a toma de tierra, pueden existir otras descargas debido al contacto accidental de algún cable eléctrico. Por ello, se requieren sistemas que aíslen eléctricamente la red eléctrica del paciente y de esta forma se rompa el bucle de corriente y se minimicen los peligros de descarga. Para nuestro dispositivo, en el camino del sistema de medida, pueden utilizarse amplificadores de aislamiento que rompen el bucle de corriente entre la captación de un biopotencial y la transmisión.

Este tipo de componentes dispone de alimentaciones independientes a cada lado de la barrera de aislamiento, aunque algunos llevan incorporados conversores DC-DC y sólo utilizan una alimentación generando internamente una tensión aislada para alimentar la otra parte de la barrera de aislamiento. Las tres principales características de los amplificadores de aislamiento son la alta impedancia de la barrera de aislamiento entre las etapas de entrada y de salida, alto voltaje de aislamiento (>1000 V) y alto rechazo al modo común (CMRR).

Este estudio fue realizado en primera instancia por el grupo del proyecto IMPETOM-C [10], seguido posteriormente por IMPETOM. Ambos estudios dieron como resultado la recomendación del integrado ISO124 (o su equivalente ISO122) para la implementación de la aislación del sistema de medida.

i) Amplificadores de aislación ISO122

El ISO122 es un amplificador analógico que brinda aislación capacitiva de precisión incorporando una novedosa técnica de modulación - demodulación. La señal es transmitida digitalmente a través de una barrera diferencial capacitiva. 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. La presente explicación de operación es análoga para el ISO124.

ii) Filtrado de ruido

Debido a las características operativas del ISO122 que trabaja internamente con una frecuencia de 500kHz, produce un ripple de 20mV de la misma frecuencia en la señal de salida. Esta interferencia altera la naturaleza de la señal a aislar y más crítica es su influencia cuanto más pequeña sea su amplitud. El fabricante proporciona en su hoja de datos una técnica que permite atenuar en gran medida la señal ruidosa que se genera internamente, implementando a la salida de este componente, un filtro en configuración pasa-bajos de dos polos de corte, en base a la incorporación del operacional amplificador OPA602. Ante la eventual implementación de esta etapa con el modelo ISO124, la recomendación es la análoga, cambiando levemente la configuración que genera el filtro pasa-bajo.

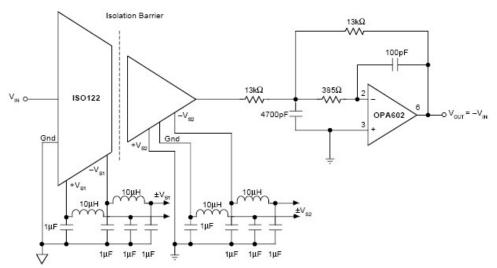


Figura 6.12- Configuración recomendada para la reducción del ruido de operación del ISO122. Tomado de la hoja de datos del fabricante.

iii) Impedancia de entrada y reducción de amplitud.

Puede demostrarse experimentalmente que al realizar el desarrollo de esta etapa mediante la incorporación del dispositivo de aislación ISO122 como componente primario de entrada, traería aparejado una carga sobre el sistema al cual se conectase como consecuencia de la reducida resistencia de entrada que éste presenta. Para solucionar este inconveniente se sugiere la implementación de una etapa amplificadora que proporcione una elevada impedancia de entrada, concatenándola en forma serial con el ISO122. Considerando los estudios y análisis anteriormente efectuados ante una situación de idénticas características se propone efectuar el diseño de la etapa, que proporcione una elevada impedancia de entrada, mediante la implementación de un buffer utilizando el operacional amplificador OPA2227.

No menos importante es la restricción que nos impone la utilización de la tarjeta de National Instruments, la cual presenta un rango de trabajo de señal analógica comprendida entre los valores limites de –5V y +5V.

Ensayos efectuados sobre el IMPETOM-C, dieron como resultado que los valores máximos de señal de adquisición esperada pueden llegar hasta los +15v. Esto hace necesario la implementación de una etapa amplificadora que permita efectuar la reducción de los niveles de señales detectados.

Para ello, una vez más, se propone el uso del operacional OPA227 para efectuar el proceso de reducción de señal, mediante la implementación de una etapa inversora con una ganancia de 1/3 definida por la relación entre las resistencias que componen al sistema.

iv) Canal analógico de aislación

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos de los estudios efectuados previamente, se está en condiciones de definir la estructura del desarrollo que debe ser considerada para efectuar la implementación de los diferentes canales de aislación analógica.

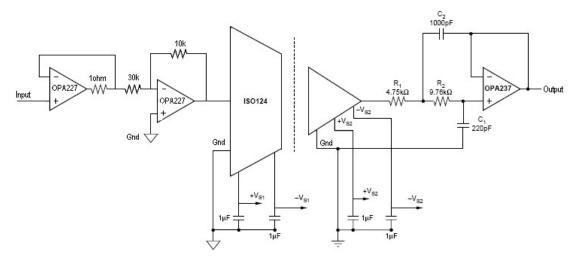


Figura 6.13- Esquema de un canal de aislación analógica de IMPETOM-48. Esta definido por cuatro etapas: I) adaptación de impedancia de entrada, II) amplificación en un factor de 1/3 con el OPA227, III) aislación con el ISO124 y IV) filtrado del ripple de frecuencia 500KHz con el OPA237.

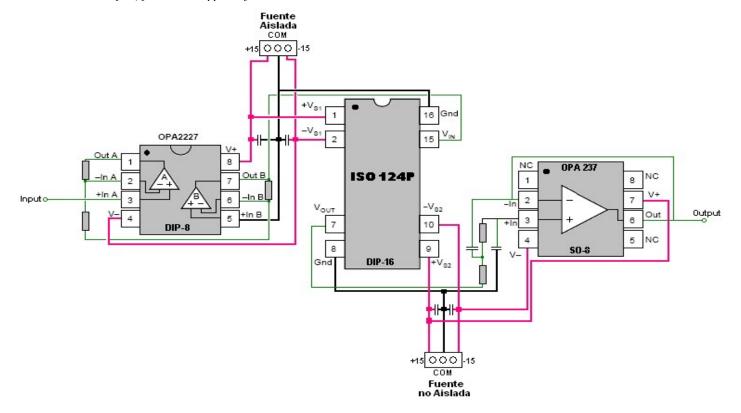


Figura 6.14 - Composición y conexionado de un canal de aislación analógica. El canal es implementado con tres circuitos integrados, el dual OPA2227, el ISO124P y un OPA237.

6-3-3 Aislación de canales digitales

Las señales digitales A₃..A₀ y B₃..B₀, son utilizadas para el control de direccionamiento de la inyección de corriente y son proporcionadas por el PC que es alimentado por la red eléctrica. Estas conexiones pueden hacer que circule corriente sobre el cuerpo del paciente en caso de existir alguna falla. Para evitar que el paciente forme parte del camino crítico ante la eventual posibilidad de fugas de corrientes deben efectuare las medidas de seguridad pertinentes garantizando la segura operación de quienes usan y manipulan el equipo médico.

i) Diseño del canal digital de Aislación

Un optoacoplador es un componente electrónico que combina dos dispositivos semiconductores: fotoemisor y fotorreceptor, existiendo entre ambos un camino por donde se transmite la luz. Estos elementos se integran dentro de un encapsulado para dar cabida a dichos elementos.

Los optoacopladores son capaces de modular una señal luminosa partiendo de una señal eléctrica para luego convertirla otra vez en señal eléctrica. De esta forma, establecen un aislamiento galvánico entre los circuitos de entrada y salida, propiedad que los hace más que interesantes para nuestros fines.

a) Optocoplador 4N25

El 4N25 es un optoacoplador que está compuesto por la unión de un emisor (diodo LED) y un fotodetector (fototransistor) acoplados a través de un medio conductor de luz. Cuanta mayor intensidad atraviesa el fotodiodo, mayor será la cantidad de fotones emitidos y, por tanto, mayor será la corriente que recorra el fototransistor. Es una técnica utilizada para transmitir una señal de un circuito eléctrico a otro mediante medios ópticos. No existe comunicación eléctrica entre los dos circuitos, es decir existe un trasiego de información pero no existe una conexión eléctrica: la conexión es óptica.

b) Polarización del optocoplador

Para efectuar el aislamiento de los diferentes canales de señal digital mediante la incorporación en sistema de este componente, debe realizarse un minucioso estudio que permita evaluar las diferentes situaciones de operación que son deseables por parte de este componente. En tal sentido, necesariamente debe efectuarse la polarización del optocoplador, quien permitirá definir el punto de operación sobre la región de trabajo en una zona de corte saturación. Adicionalmente deben dimensionarse los componentes que son necesarios para garantizar que los niveles de corriente no excedan los límites admisibles de operación segura del dispositivo.

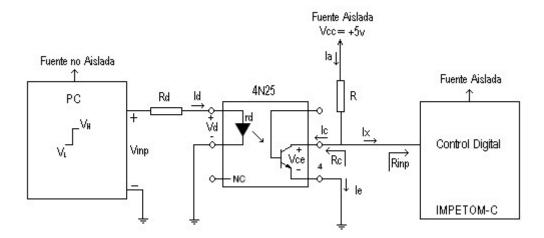


Figura 6.15 – Estructura de un canal de aislación digital. Debe polarizarse el 4N25 para: I) protegerlo de sobrecorrientes en el terminal de entrada y II) obtener los niveles de tensión deseados a la salida.

Para cubrir las necesidades antes mencionadas deben efectuarse las siguientes operaciones:

- 1) La limitación de los valores de corriente eléctrica que circulan por el fotodiodo, como resultado de las diferentes excitaciones a la que está sometida, puede ser realizada incorporando una resistencia de valor adecuado en serie con el fotodido, garantizándose de esta manera la protección del componente ante posibles elevados niveles de corriente que excedan sus condiciones máximas de operación;
- 2) Para obtener una operación del transistor en zona de corte saturación, alcanza con dimensionar el valor de una resistencia dispuesta sobre el colector quienes definen en su conjunto una configuración de emisor común. Debe tenerse muy presente que una característica asociada a la configuración de emisor común es la inversión de la fase de la señal de entrada.

La señal digital Vinp, proveniente de la tarjeta adquisidora instalada en el computador, trabaja con niveles TTL de voltaje en el rango de tensiones VH (+5V) y VL (0V).

1°) Considérese que la entrada al 4N25 esta en nivel alto (VINP= VH)

La corriente proporcionada por el canal digital del PC, denominada Id, que circula por el diodo emisor puede ser calculada de acuerdo a la siguiente expresión:

$$\frac{\mathsf{Id} = \frac{\mathsf{V}_{\mathsf{H}} - \mathsf{V}\mathsf{d}}{\mathsf{R}\mathsf{d}}}{\mathsf{R}\mathsf{d}}$$

La hoja de datos del fabricante define la corriente máxima admisible de operación segura para este diodo, fijada por ld < ldmax=100mA. Considerando esto, parece razonable querer dimensionar la resistencia limitadora para obtener una corriente en un valor seguro, por ejemplo ld=30mA.

Utilizando la curva Vd. vs. Id podemos obtener la correspondencia para ese valor seleccionado de Id.

Despejando el valor a determinar de la expresión planteada anteriormente y utilizando los valores definidos para los parámetros se obtiene:

$$Rd = \frac{V_H - V_d}{Id} = \frac{5v - 1.1v}{30mA} = 130\Omega$$

El cálculo efectuado anteriormente permite dimensionar el valor de la resistencia limitadora de corriente, obteniéndose del mismo que **Rd = 130**Ω.

En las actuales condiciones de trabajo, con un nivel alto en la señal de entrada, se produce una circulación de corriente por el diodo, emitiendo en consecuencia un haz que excita al fototransistor y si esta intensidad es suficiente elevada provocara la puesta en funcionamiento del mismo, debiendo dimensionar en esta situación la resistencia de colector R, para cumplir el objetivo de operar en zona de saturación.

Para una corriente Id=30mA se obtiene según la curva lc vs Id

$$|c| = 15mA$$

 $@ |d = 30mA$

Para una corriente de colector de Ic=15mA utilizando la curva Vce sat vs. Ic se obtiene:

Nótese que la tensión obtenida esta dentro del rango de valores reconocidos por el control digital como un nivel lógico "0", según la característica presentada por el fabricante.

$$V_{\text{L}} = 0.3 \text{V} < V_{\text{L}} = 0.8 \text{V}$$

$$V_{\text{L}} = 0.3 \text{V}$$

$$V_{\text{L}} = 0.8 \text{V}$$

$$V_{\text{L}} = 0.3 \text{V}$$

$$V_{\text{L}} = 0.3 \text{V}$$

$$V_{\text{L}} = 0.3 \text{V}$$

$$V_{\text{L}} = 0.3 \text{V}$$

Figura 6.16 - Niveles de reconocimiento digital para el MAX336

Obsérvese que la configuración propuesta para efectuar la polarización del transistor, transforma esta etapa en un amplificador en configuración emisor común, la cual trae aparejado la inversión de la señal de entrada. En nuestro caso si el nivel de señal de entrada corresponde con un "0" lógico, a la salida del optocoplador se tendrá un valor que se corresponde con un "1" lógico y viceversa. Esta situación deberá ser tenida en cuenta en el momento que se diseñe el software de control.

Por tanto, teniendo al transistor en situación de saturación, puede efectuarse el cálculo de la resistencia de colector R, de la siguiente manera:

$$R = \frac{Vcc - Vce_{sat}}{Ia}$$

Debido a que se cumple que Rc << Rinp se tiene que la = Ic, considerando despreciable la corriente que ingresa al dispositivo de control, por tanto sustituyendo este resultado en esta ecuación se obtiene:

$$R = 5v - 0.2v = 320\Omega$$

$$15mA$$

Tomemos como valor primario para esta resistencia a R=390ohm y actualizando los resultados anteriormente efectuados se obtiene:

$$Ic = \frac{Vcc - Vce_{sat}}{R} = \frac{5v - 0.2v}{390\Omega} = 12mA$$

Esto permite definir un valor teórico para la resistencia de colector como R=390Ω.

2°) Considérese que la entrada al 4N25 está en nivel bajo (VINP= VL)

En esta situación se tiene que la señal de entrada presenta un nivel de tensión bajo, por lo que puede considerarse que la corriente de entrada Id = 0A, al no producirse corriente de excitación al diodo emisor no se produce emisión de fotones, provocando que Ic = 0A y en consecuencia el transistor estará operando en situación de corte.

$$V_C = \frac{Rinp}{Rc + Rinp} \cdot V_{CC}$$

Como Rc << Rinp se tiene a la entrada del dispositivo un nivel de tensión alto. Vc = Vcc

Conclusión: los cálculos teóricos han proporcionado los siguientes resultados:

 $R=390\Omega$

 $Rd=130\Omega$

Si Vinp=VH=5V da como resultado una tensión Vc=0,2V ("0" lógico)

Si Vinp=VL=0V da como resultado una tensión Vc=5V ("1" lógico)

3°) Comprobación práctica

Se desea constatar los resultados antes presentados en forma práctica, obteniendo los siguientes resultados de la tensión entregada por el colector.

Tabla V – Cuadro de valores obtenidos en el ensayo de polarización del 4N25

Entrada	R = 390Ω	R = 490Ω	$R = 2.7k\Omega$
VH = 5V	0,8V	0,4V	800μV
VL = 0V	5V	5V	5V

ii) Conclusiones

- Los resultados prácticos demuestran que el valor de la resistencia, a ser colocada en el colector del transistor, que fue determinada teóricamente, proporciona una tensión de colector muy cercana al limite superior de la región de reconocimiento de nivel lógico "0", siendo esta situación no muy recomendable para garantizar su adecuada operación en la incorporación del sistema. Este resultado fue remediado mediante ensayos efectuados con mayores valores de resistencias quienes demostraron una mejor operación en la zona de corte saturación del dispositivo digital. Considerando esta alternativa se propone la implementación de la polarización de colector en la etapa de salida del 4N25 mediante la incorporación de una resistencia de valor R = 2,7KΩ entre colector y la fuente de alimentación.
- Los ensayos realizados no arrojaron resultados que difirieran de los cálculos teóricos realizados en lo concerniente a la resistencia de limitación de corriente quien fue dimensionada en Rd = 130Ω.

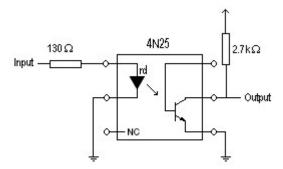


Figura 6.17 - Polarización del optoacoplador. Los valores calculados para la polarización del 4N25 son: 130Ω en serie con el terminal de entrada y $2,7k\Omega$ entre colector y alimentación de +5V.

 Como fue mencionado, esta configuración invierte la fase de las señales de entrada. Esta característica de operación deberá ser tenida en cuenta cuando se disponga la elección de los valores numéricos de señal de control digital comandados desde el PC.

6-3-4 Señales de control de selección

El multiplexor propuesto para la implementación de la etapa de selección requiere para su operación de señales digitales de control, las cuales permiten dependiendo de la combinación de valores, seleccionar uno u otro de los canales de entrada, los cuales están directamente conectados a los electrodos de lectura. Estas señales de control no pueden ser proporcionadas directamente por los canales digitales de la tarjeta de adquisición de National Instruments, dado que ellos son utilizados en su totalidad para el control de direccionamiento de inyección de corriente con las señales A₃..A₀ y B₃..B₀.

La Tabla VI presenta la variación de estas señales y las acciones que se ejecutan al variar sus valores.

Paso	B 3	B2	B1	B0	A3	A2	A1	A0	Ejecución
1	1	1	1	1	0	0	0	0	Inyección en electrodo 1 y retorno en 2
2	0	0	0	0	0	0	0	1	Inyección en electrodo 2y retorno en 3
3	0	0	0	1	0	0	1	0	Inyección en electrodo 3 y retorno en 4
4	0	0	1	0	0	0	1	1	Inyección en electrodo 4 y retorno en 5
5	0	0	1	1	0	1	0	0	Inyección en electrodo 5 y retorno en 6
6	0	1	0	0	0	1	0	1	Inyección en electrodo 6 y retorno en 7
7	0	1	0	1	0	1	1	0	Inyección en electrodo 7 y retorno en 8
8	0	1	1	0	0	1	1	1	Inyección en electrodo 8 y retorno en 9
9	0	1	1	1	1	0	0	0	Inyección en electrodo 9 y retorno en 10
10	1	0	0	0	1	0	0	1	Inyección en electrodo 10 y retorno en 11
11	1	0	0	1	1	0	1	0	Inyección en electrodo 11 y retorno en 12
12	1	0	1	0	1	0	1	1	Inyección en electrodo 12 y retorno en 13
13	1	0	1	1	1	1	0	0	Inyección en electrodo 13 y retorno en 14
14	1	1	0	0	1	1	0	1	Inyección en electrodo 14 y retorno en 15
15	1	1	0	1	1	1	1	0	Inyección en electrodo 15 y retorno en 16
16	1	1	1	0	1	1	1	1	Invección en electrodo 16 y retorno en 1

Tabla VI - Valores y acciones que se ejecutan en el proceso de adquisición de una hilera

La metodología de adquisición propuesta que impone el orden en el cual se efectúa la lectura de las señales (1º hilera central, 2º hilera superior y 3º hilera inferior) condiciona los valores requeridos para las señales de control de selección A₁ y A₀ del multiplexor MAX309, como se especifica en la tabla VII.

EN	A 1	A ₀	Canal de operación
0	X	Х	Ninguno
1	0	0	1
1	0	1	2
1	1	0	3
1	1	1	4

Tabla VII - Tabla de verdad del MAX309

Observando la variación de las señales digitales $B_3...B_0$ y $A_3...A_0$ que se muestra en la tabla VI se constata que éstas no pueden ser utilizadas directamente para la señalización de control debido a que varían al menos una vez dentro del periodo de adquisición de una hilera.

Al no tener señales directas que permitan efectuar el control sobre el multiplexor de selección, deben proponerse técnicas de diseño que permitan utilizar la variación natural de las actuales señales de control y poder generar en base a éstas, señales de control de selección permitiendo realizar el procedimiento de adquisición deseado en este nuevo sistema.

Tabla VIII - Señales de control de selección requeridas

EN	A ₁	A ₀	Selección
1	0	0	Cinta central
1	0	1	Cinta superior
1	1	0	Cinta inferior
1	1	1	Anulado

Considerando la secuencia de señalización de control requerida en el proceso de adquisición, 00, 01, 10, se propone el uso de un contador digital binario de al menos dos bits el que deberá ser comandado por alguna o un conjunto combinado de las señales de inyección de corriente.

Cualquiera fuese el contador digital propuesto, debe cambiar sus señales digitales de salida cuando se efectúa algún evento particular en su señal de control. Debe visualizarse la conveniente variación de la señal digital denominada A₃, quien cambia su valor una sola vez de nivel bajo a alto, finalizando el proceso de adquisición en este último valor. Si se efectuara una nueva corrida de adquisición, esta señal presentaría nuevamente las mismas variaciones, pero hay que destacar que la nueva adquisición se ejecutó una vez que se produjo un cambio de nivel alto a nivel bajo de la señal de control A₃. Esto fija una característica muy relevante que debe imponerse al modelo de contador a seleccionar, el cual debe efectuar cambio ordenado de sus señales digitales de salida cuando se produce un cambio de nivel alto a bajo en la señal de control. En el mercado pueden encontrarse una extensa gama de este tipo de integrados proponiendo la utilización del circuito integrado 74HC393 que es un contador binario dual de 4 bits.

Tabla	IV	Tabla	da	verdad	dal	7/11/	7202
I ania	1 X -	I ania	ae	verana	aei	/4H(. וער

Paso		Sal	ida	
Paso	Q ₀	Q ₁	Q ₂	Q 3
0	L	L	L	L
1	Η	L	L	L
2	L	Н	L	L
3	Η	Н	L	L
4	L	L	Н	L
5	Н	L	Н	L
6	L	Н	Н	L
7	Н	Н	Н	L
8	L	L	L	Н
9	Н	L	L	Н
10	L	Н	L	Н
11	Н	Н	L	Н
12	L	L	Н	Н
13	Н	L	Н	Н
14	L	Н	Н	
15	Н	Н	Н	Н

(H = HIGH, L = LOW)

Notando las variaciones de las señales de salida del contador $Q_3...Q_0$ se decide trabajar con las señales Q_1 y Q_0 asociadas directamente a las señales A_1 y A_0 respectivamente del MAX309. Nótese que se requieren únicamente tres de los cuatro pasos de variaciones que presentan las mismas, lo cual condiciona indefectiblemente a la implementación de una ejecución de adquisición auxiliar para inicializar nuevamente al contador en el valor 00.

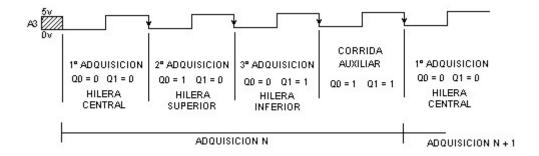


Figura 6.18 - Valores y ejecuciones en el proceso de adquisición. Cada ejecución de adquisición es realizada en el siguiente orden: I) Adquisición en la hilera central, II) adquisición en la hilera superior, III) adquisición en la hilera inferior, IV) ejecución auxiliar para reiniciar el contador.

6-3-5 Características de la etapa de aislación

i) Componentes requeridos y consumos de potencia

Tabla X - Componentes activos y consumos requeridos por la etapa de aislación

Componente	Función	Consumo individual	Cantidad	Consumos
OPA2227	Rinp. infinita/Amp. Inversor	3,8mA x 2 x 2 =15,2mA	16	243,2mA
ISO124	Aislación analógica	7mA x 2 = 14mA	16	224mA
OPA237	Filtrado Ripple	350µA	16	5,6mA
4N25	Aislación Dirección Mux.	100µA	8	800µA
4N25	Aislación Dirección Selección	1µA	2	2µA
74HC393	Genera señales de selección	30µA	1	30µA
Consumo total		474mA		

Tabla XI - Componentes pasivos requeridos por la etapa de aislación

Tubul A1 - Componentes pusivos requertuos por tu etapa de distacto												
Componente	Valor	Cantidad	Cantidad Total									
Resistencia	1Ω	16										
Resistencia	30kΩ	16										
Resistencia	10kΩ	16	80									
Resistencia	4,7ΚΩ	16										
Resistencia	10kΩ	16										
Condensador	1000pF	16										
Condensador	220pF	16	96									
Condensador	1μF	64										

ii) Diseño preliminar del circuito impreso y definición de terminales

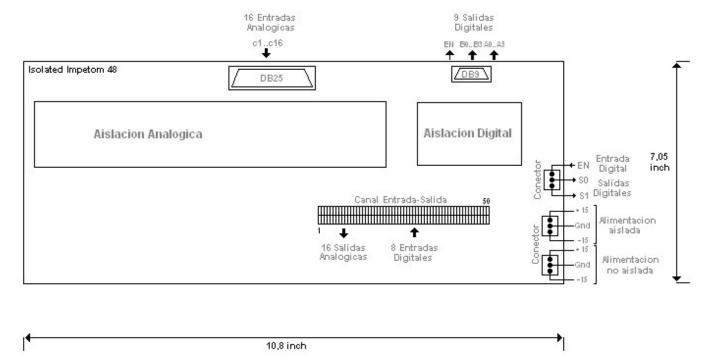


Figura 6.19 – Proyecto de área y conexiones del circuito impreso de aislación de IMPETOM 48

Tabla XII - Identificación de los terminales de entrada salida del circuito impreso de aislación

Componente	Nombre	Terminal	Característica	Función
		1	Salida Analógica	GND analógica
		2	Salida Analógica	GND analógica
		3	Salida Analógica	Dato leído en canal 5 (Up o down,o center)
		4	Salida Analógica	Dato leído en canal 6 (Up o down,o center)
		5	Salida Analógica	Dato leído en canal 4 (Up o down,o center)
		6	Salida Analógica	Dato leído en canal 7 (Up o down,o center)
		7	Salida Analógica	Dato leído en canal 3 (Up o down,o center)
		8	Salida Analógica	Dato leído en canal 8 (Up o down,o center)
	Analogic output	9	Salida Analógica	Dato leído en canal 2 (Up o down,o center)
	7 thatogio output	10	Salida Analógica	Dato leído en canal 9 (Up o down,o center)
		11	Salida Analógica	Dato leído en canal 1 (Up o down,o center)
		12	Salida Analógica	Dato leído en canal 10 (Up o down,o center)
Female header		13	Salida Analógica	Dato leído en canal 14 (Up o down,o center)
i dinalo noddor		14	Salida Analógica	Dato leído en canal 11 (Up o down,o center)
		15	Salida Analógica	Dato leído en canal 15 (Up o down,o center)
		16	Salida Analógica	Dato leído en canal 12 (Up o down,o center)
		17	Salida Analógica	Dato leído en canal 16 (Up o down,o center)
		18	Salida Analógica	Dato leído en canal 13 (Up o down,o center)
		30	Entrada Digital	Señal de control A3 (MUX inyector)
		31	Entrada Digital	Señal de control B0 (MUX retorno)
		32	Entrada Digital	Señal de control A0 (MUX inyector)
	Digital Input	33	Entrada Digital	Señal de control B1 (MUX retorno)
	Digital input	34	Entrada Digital	Señal de control A1 (MUX inyector)
		35	Entrada Digital	Señal de control B2 (MUX retorno)
		36	Entrada Digital	Señal de control A2 (MUX inyector)
		37	Entrada Digital	Señal de control B3 (MUX retorno)
		1	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 1
		2	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 2
		3	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 3
		4	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 4
		5	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 5
		6	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 6
	Analogic	7	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 7
DB25	Channel	8	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 8
<i>D D D D D D D D D D</i>	Ondrino	9	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 9
		10	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 10
		11	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 11
		12	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 12
		13	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 13
		23	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 16
		24	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 15
		25	Entrada Analógica	Adquisición aislada canal 14
		1	Salida Digital	Aislación Control Retorno MUX B3
		2	Salida Digital	Aislación Control Retorno MUX B2
		3	Salida Digital	Aislación Control Retorno MUX B1
		4	Salida Digital	Aislación Control Retorno MUX B0
DB9	Digital Channel	5	Salida Digital	Habilitar EN = +5v
		6	Salida Digital	Aislación Control Inyector MUX A3
		7	Salida Digital	Aislación Control Inyector MUX A0
		8	Salida Digital	Aislación Control Inyector MUX A1
		9	Salida Digital	Aislación Control Inyector MUX A2
		EN	Entrada Digital	Habilitar MUX. EN = +5V
Conector	Selection Control	S0	Salida Digital	Control multiplexion LSB
		S1	Salida Digital	Control multiplexion MSB
	Not included	+Vcc	Entrada Continua	Alimentación no aislada +15v
Conector	Not isolated Source	Gnd	Entrada Continua	Alimentación no aislada COM
		-Vcc	Entrada Continua	Alimentación no aislada -15v
		+Vcc	Entrada Continua	Alimentación aislada +15v
Conector	Isolated Source	Gnd	Entrada Continua	Alimentación aislada COM
		Vcc	Entrada Continua	Alimentación aislada -15v

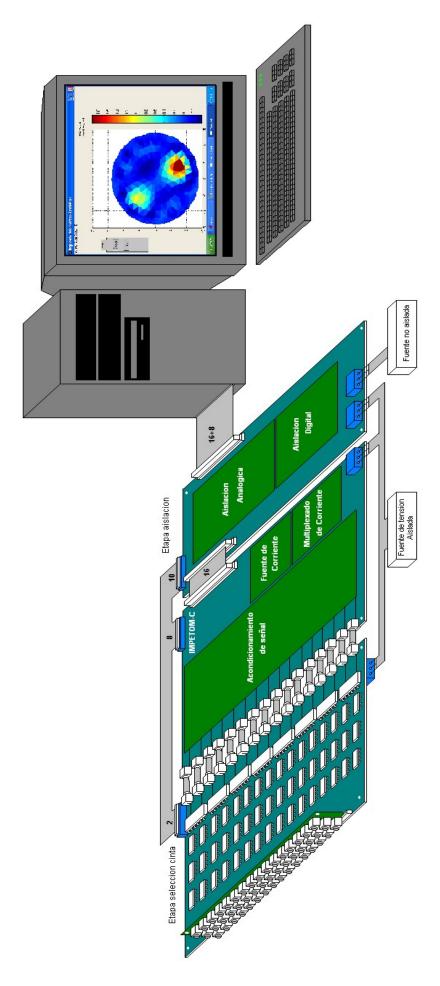


Figura 6.20 - Elementos que definen a IMPETOM-48

7 Diseño de tarjetas de circuitos impreso

7-1 Introducción

El proyecto electrónico debe seguir los siguientes pasos para su implementación:

- El diseño del circuito:
- la prueba del circuito armado en protoboard;
- el diseño esquemático del circuito;
- el diseño del circuito impreso (y fabricación);
- por ultimo, el ensamble de componentes y chasis.

La etapa de prueba se considera fundamental, con ella se certifica que el circuito bajo prueba funcione a la perfección. Existen varios modelos de software para las pruebas en simulación, como es el caso del paquete de simulación o modelado de dispositivos y circuitos electrónicos "Pspice", para la comprobación del funcionamiento del circuito propuesto [11].

Una vez que el circuito se prueba y se acepta, la siguiente etapa a realizar, es el diseño del esquemático correspondiente. La etapa de diseño del circuito impreso se apoya en las características del EAGLE [12] (Easily Aplicable Graphical Layout de CadSoft Computer, Inc.) quien es un potente editor de gráficos y esquemas para el diseño de placas con PC. Para el desarrollo de los diferentes esquemáticos usaremos la versión freeware de este software que tiene ciertas limitaciones:

- El área máxima de la placa PCB es de 100 x 80 mm (4 x 3.2 pulgadas).
- Solamente puede usar dos capas de señales (Top y Bottom).
- El editor de esquemas sólo puede crear una única página por esquema.

Finalmente deberán analizarse algunas técnicas elementales de fabricación de circuitos impresos.

Considerando la cantidad de placas impresas que deben ser desarrolladas y la complejidad que caracteriza a cada una de ellas, se decide terciarizar su elaboración por medio de algún fabricante.

7-2 Requerimientos del sistema

Para un correcto funcionamiento de EAGLE los requerimientos mínimos del hardware son los siguientes:

- PC compatible (486 o superior) con Windows 95/98, Windows NT/2000 o Linux basado en el kernel 2.x, libc6 y X11 con un mínimo de color de 8 bpp
- Disco duro con 50 Mbyte libres como mínimo.
- Resolución gráfica mínima de 1024 x 768 pixels (800 x 600 con el menor número de restricciones posible).
- Ratón, a ser posible, con 3 botones.

7-3 Criterios de diseño

Los criterios de diseño que deben ser tenidos en cuenta para el desarrollo de las tarjetas de circuitos impresos se verán fundamentalmente condicionados por dos factores:

- 1- Aquellos asociados a los efectos que deben ser considerados para garantizar la maximización en la inmunidad de las señales de trabajo, vulnerables a una serie de efectos nocivos, que pueden ser consecuencia de una inadecuada metodología de diseño. Varios factores deben ser considerados para el diseño [14]:
 - a) Minimizar los efectos de los bucles de corriente a través de la reducción de las superficies.
 - b) Optimizar el encaminamiento de pistas. Debe efectuarse bifurcaciones de pistas próximas a los receptores, para llevar la correspondiente señal.
 - c) En el trazado de las pistas hay que tener en cuenta:
 - Los cambios de dirección no han de ser abruptos. Esto resulta particularmente importante en las líneas que transportan señales de alta frecuencia que podrían generar interferencias sobre otras partes del circuito o sobre otros equipos.
 - ii) Los cambios de grosor no han de ser repentinos. El cambio en el ancho de la pista en la zona de los codos provoca una modificación puntual de su impedancia característica con lo que se producirán reflexiones al considerar la pista como una línea de transmisión.
 - iii) Para trazar pistas de señales diferenciales, éstas deberán trazarse muy próximas entre sí aunque, en distancias largas, el área pueda resultar inevitablemente grande.
 - d) Siempre que sea posible, se debe evitar poner vías en las pistas críticas de los circuitos analógicos de alta frecuencia. De igual forma se debe minimizar el número de vías en los planos de masa, para evitar crear bucles de masa.
 - e) Reducción de la diafonía (Crosstalk). Para minimizar el efecto de diafonía, una posible técnica podría ser incrementa las distancias entre pistas y reducir la longitud en que están juntas.
- 2- En segunda instancia deben considerarse aquellos requisitos inherentes a la propia implementación quienes son impuestos por la tecnología utilizada por el fabricante.

7-4 Características de las placas diseñadas

7-4-1 Técnicas

Las técnicas para trazar circuitos impresos [14] que se encuentran al alcance, son pocas por el costo del equipo y materiales, que se requieren para implementar un proceso sofisticado de los mismos, algunas técnicas permiten obtener impresos de muy buena calidad a bajo costo.

A continuación se listan algunas técnicas tradicionalmente utilizadas por diferentes fabricantes.

- 1.- Circuitos impresos elaborados con tinta indeleble.
- 2.- Circuitos impresos elaborados con logotipo.
- 3.- Circuitos impresos elaborados con la técnica de serigrafía.
- 4.- Circuitos impresos elaborados con la técnica fotográfica.

La elección de materiales para la elaboración del PCB es muy importante porque afecta a la calidad y la fiabilidad eléctricas, técnicas y mecánicas. Cada material o combinación de materiales funciona muy bien en determinadas aplicaciones.

7-4-2 Requisitos de construcción

i) Requisitos de material

El material más popular para la fabricación de PCB aun sigue siendo el FR-4. Hay muchos otros tipos de material disponible, tales como pliamida (GI), epoxis mulitifuncionales (FR-5) etc

El coeficiente de dilatación es una medida cuantitativa de la dilatación de un material determinado cuando es calentado. Si la resina que se deposita en la superficie no está sujeta se dilatará en tres dimensiones. En las PCB de tipo FR-4, el vidrio tiene un coeficiente de dilatación más bajo que la resina y tiende a dilatarse en las direcciones x e y pero no en la dirección z.

ii) Requisitos físicos

Al diseñar una tarjeta de circuito impreso se deben considerar los requisitos térmicos, eléctricos y mecánicos de la aplicación.

iii) Requisitos de metalizados

En una fábrica de placas de circuito impreso hay muchos procesos de metalizado, siendo los más comunes los de cobre. El cobre es el metal conductor utilizado más frecuentemente en las superficies de los PCB.

iii) Requisitos de máscaras de soldadura

Las propiedades de la máscara de soldadura, que influyen en la facilidad de limpieza y soldadura durante la fase de montaje de placa son: el espesor, la resistencia química, la resistencia al choque térmico y la resolución La resistencia química de la mascara afecta al que tipo de flux que debe emplearse. La resistencia a los choques térmicos debe ser alta para soportar cambios bruscos de temperatura.

iv) Requisitos de dimensiones y distancias mínimas

El fabricante de acuerdo a sus posibilidades de fabricación de placas impone una serie de restricciones en cuanto a las dimensiones y distancias mínimas que deben ser satisfechas por los diferentes elementos que definirán el diseño del Layout y las cuales deben ser tenidas en cuenta en el momento de efectuar los diferentes diseños.

En la siguiente tabla se presentan todos los parámetros de diseño que están condicionados al requerimiento antes mencionado.

Distancia entreMilsComentariosCobre - CobrexValido para pads, vías, pistas y rellenos de cobreCobre - Borde PCBxValido para pads, vías, pistas rellenos de cobreAgüero - AgujeroxDe borde de agujero a borde de agujero

Tabla XIII – Parámetros de distanciamiento

Tabla XIV – Parámetros de dimensionamiento

Ancho de	Mils	Comentarios
Pista	х	Valido para pads, vías, pistas y rellenos de cobre
Agujero metalizado	Х	Diámetro Neto después de metalizar
Agujero no metalizado	Х	Diámetro mínimo
Anillo de cobre Pad o Vía	Х	Ancho mínimo del anillo de cobre en torno al agujero
Línea de serigrafía	Х	Ancho mínimo de línea de serigrafía

7-4-3 Condiciones de diseño

Considerado los temas abordados en secciones anteriores, en las que se efectuó una breve introducción a la definición los parámetros técnicos que deben ser tenidos en cuenta en el desarrollo de las diferentes placas de circuitos impresos, debe entonces fijarse las condiciones de diseño en base a éstas.

Todas las tarjetas diseñadas, según el fabricante de tarjetas de circuitos impresos elegido, PCB-COM, serán elaboradas mediante la técnica de serigrafía en FR-4, de 1,6 mm. doble faz fibra de vidrio epoxi, baño electroquímico de plata, máscaras antisoldantes e impresión de componentes en el toplayer.

Tabla XV- Distancias mínimas impuestas por el fabricante

Distancia entre	Mils
Cobre - Cobre	0.05
Cobre - Borde PCB	0.03
Agüero - Agujero	0.05

Tabla XVI- Dimensiones mínimas impuestas por el fabricante

Ancho de	Mils
Pista	0.016
Agujero metalizado	Х
Agujero no metalizado	0.016
Anillo de cobre Pad o Vía	0.076

Para realizar la implementación de las diferentes partes que definen la electrónica del presente proyecto deben elaborase dos placas de circuitos impresos en base a las condiciones de diseño planteadas y al cumplimiento funcional requerido de acuerdo al diseño propuesto para las mismas y las cuales serán denominadas.

- tarjeta de "Selección 48" (35 X 15 cm.),
- tarjeta "Aislación 48" (35 X 15 cm.).

7-5 Presentación de los circuitos impresos diseñados

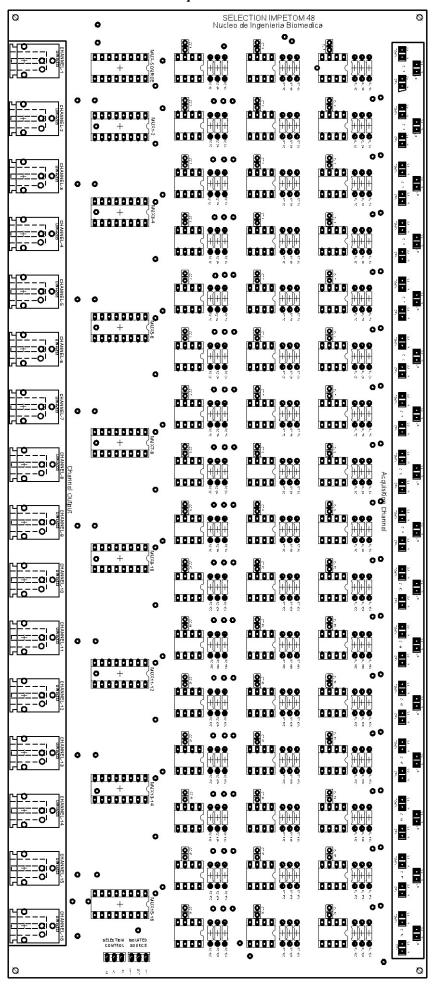


Figura 7.1 – Diseño del circuito impreso de la etapa de selección

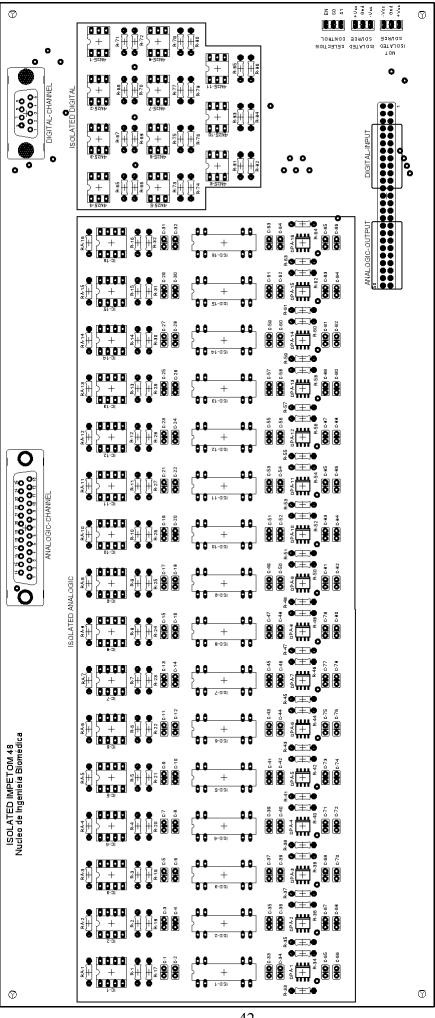


Figura 7.2 Diseño del circuito impreso de de la etapa de aislación de IMPETOM-48

8- Desarrollo del software de control

8-1 Introducción

En el cumplimiento del segundo de los objetivos trazados por este proyecto, se debe implementar el software de control mediante el cual se efectuara el proceso de arbitraje de operaciones en lo concerniente a la adquisición de información y su correspondiente procesamiento, hasta la obtención de tres imágenes, que podrán ser eventualmente combinadas para obtener los resultados deseados, y que dependiendo de la estrategia del procesamiento de las imágenes puede obtenerse desde una simple imagen que representa el corte en 2-D de óptima calidad, hasta una muestra tomográfica tridimensional del objeto de estudio.

8-2 Requisitos de diseño

El cumplimiento del objetivo será alcanzada una vez implementado; el software que permita efectuar el control de operaciones correspondientes a la múltiple adquisición y la interfaz de usuario desde el cual pueda visualizarse dinámicamente las imágenes que se generan. Para ello debe respetarse una serie de requisitos a cumplir:

- Debe admitir como parámetros:
 - a) de entrada, a las 16 señales en continua que son producto del procesamiento de señal detectada. Estas señales son la fuente para la generación de la/s matrices de datos que son necesarias para efectuar el proceso de reconstrucción mediante la utilización del software IMPETOM-I.
 - b) de salida, a las 8 señales de control requeridas para efectuar el control de direccionamiento de inyección en cada proceso de adquisición.
- Debe elegirse una opción de desarrollo que permita la re-utilización del software de control de una hilera ya implementado.
- Como resultado de cada proceso de adquisición se deben obtener tres archivos de texto, quienes contienen los datos obtenidos de la lectura recopilada de cada hilera de electrodos en base a éstos, deben generase y almacenarse tres imágenes que representen el corte tomográfico en la ubicación de la cinta donde se generaron los correspondientes datos.
- La interfaz de usuario además de presentar las condiciones adecuadas para permitir efectuar el proceso de adquisición, debe permitir la visualización de cada una de las imágenes generadas (no necesariamente en forma simultánea).

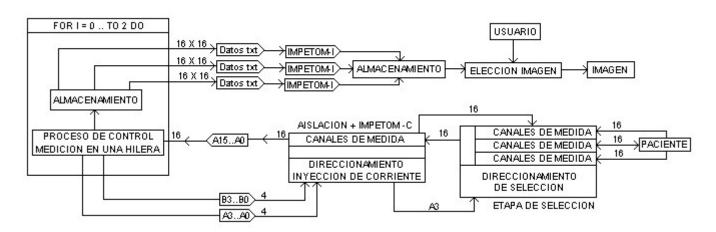


Figura 8.1 - Señales de datos y de control del software de control de IMPETOM-48.

8-3 Desarrollo del software de IMPETOM-48

Procurando satisfacer el cumplimiento los requisitos mencionados en el segundo punto, anteriormente expuesto, debe efectuarse un profundo análisis del desarrollo y funcionalidad del software de control del proceso de adquisición de una hilera y tomar como referencia la mecánica operativa que a ella define y sobre ésta realizar la correspondiente extensión.

De acuerdo a la presentación efectuada en la documentación del proyecto IMPETOM [6] de la cual se desprende la explicación de la funcionalidad del software de control, puede esquematizarse las acciones y vinculación de los diferentes procesos que en el se ejecutan y pueden ser resumidas en la presentación del siguiente diagrama de flujo:

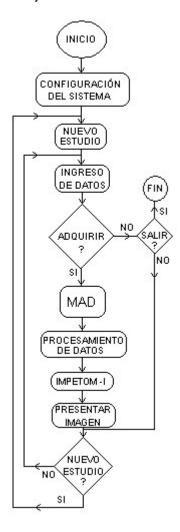


Figura 8.2 - Diagrama de flujo del funcionamiento de la interfaz de IMPETOM

Como puede deducirse de la figura 8.2 el corazón en la operativa de adquisición es el denominado Módulo de Adquisición de Datos (MAD) que se encarga de la comunicación entre el hardware de procesamiento y el computador a través de la tarjeta DAQ. Este módulo es el que contiene el protocolo de comunicación específico y su función es 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. Éste será llevado a cabo por 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. Por más detalles del funcionamiento del software de control se refiere a la documentación del provecto IMEPTOM [6].

Dada la importancia que tiene el pleno conocimiento de la funcionalidad del MAD para lograr entender en detalle las acciones llevadas a cabo en el proceso de control de adquisición de una hilera, se analiza su operativa a través de dos grandes estructuras estrechamente vinculadas, el control del hardware y la administración de datos.

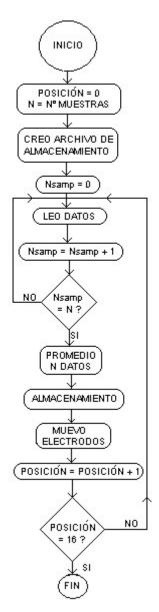


Figura 8.3 - Diagrama de flujo del funcionamiento del módulo de adquisición de datos (MAD)

Vale la pena detenernos un breve instante para mencionar únicamente que el bloque denominado con el nombre "LEO DATOS" de la figura 8.3, hace referencia a las acciones de control que son llevadas a cabo para efectuar la lectura de la información sobre cada uno de los diferentes electrodos, mientras que "MUEVO ELECTRODOS" realiza el control de escritura sobre los canales digitales para direccionar la inyección de corriente en pares de electrodos consecutivos.

Realizándose una evaluación al funcionamiento descrito por el diagrama de bloques del proceso de adquisición del modelo de una hilera, puede inferirse que la reutilización de su diseño puede ser muy conveniente para nuestros fines, si se procede adecuadamente sobre las instancias que definen la operativa de adquisición, sobre las cuales deben efectuarse las modificaciones correspondientes.

La elección de la plataforma sobre la cual deberá efectuarse el desarrollo del software de control de IMPETOM-48, se ve fuertemente condicionado a la utilización del software LABVIEW con el que fue diseñado el modelo de adquisición de una hilera, si efectivamente se considera su reutilización.

Ante la decisión de reutilizar el diseño del software de control de una hilera, deberán efectuárse una serie de modificaciones sobre éste que permitan extender su funcionalidad de acuerdo al nuevo esquema de operación:

- Deben realizarse modificaciones sobre el proceso de almacenamiento de la información.
- Deben efectuarse modificaciones sobre el corazón del proceso de adquisición MAD.
- Deben realizarse cambios en las rutas de lectura y escritura de la información, para adecuar la canalización resultante de los PCB diseñados con los canales de operación de la tarjeta de adquisición de National Instruments.
- También debe ser modificada la interfaz para que puedan ser presentadas las imágenes una a la

Finalmente, para desarrollar el software de control sobre la base de la operativa anteriormente descrita y de las correspondientes modificaciones propuestas, se plantea en el diagrama de flujo de la figura las acciones que deberán ser ejecutadas por el software de control de IMPETOM-48 y su correspondiente interfaz de usuario:

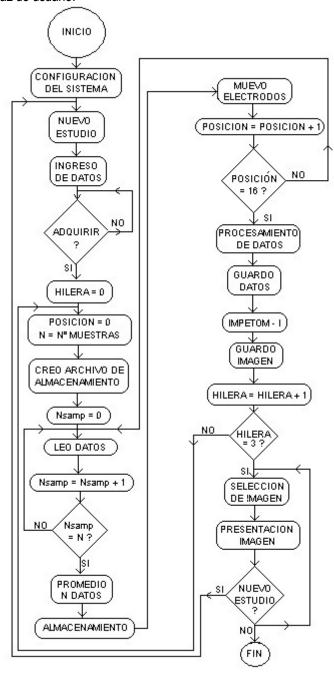


Figura 8.4 - Diagrama de flujo del funcionamiento del software de control de IMPETOM-48

8-4 Panel de control de IMPETOM-48

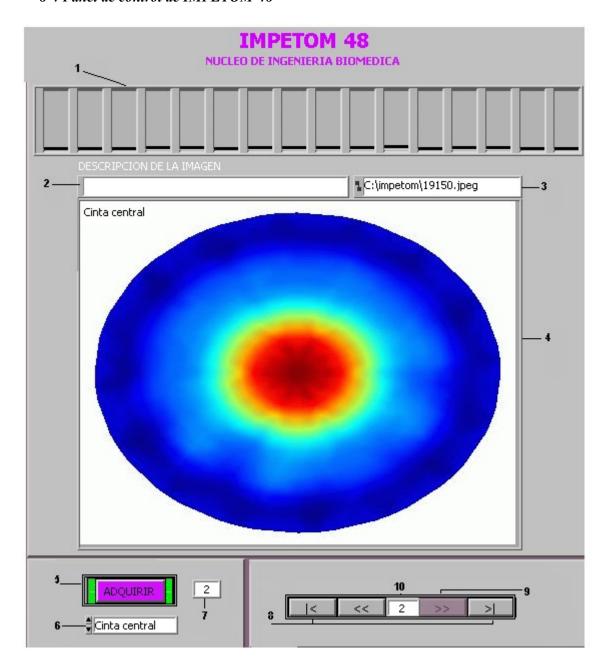


Figura 8.5 – Panel de control de IMPETOM-48

- 1. Vúmetro: Permite visualizar gráficamente los diferentes niveles de tensión detectados en los electrodos de la cinta para cada una de las diferentes hileras de electrodos. Es utilizado fundamentalmente para efectuar ajustes ante la eventual posibilidad de mal contacto entre los sensores y el cuerpo.
- 2. Campo que posibilita efectuar una descripción o comentario del estudio.
- 3. Nombre y ruta donde se guardan las imágenes generadas.
- 4. Panel de presentación de la imagen.
- 5. Permite iniciar el proceso de adquisición.
- **6.** Permite visualizar la imagen generada correspondiente a cada una de las diferentes hileras de electrodos. También permite visualizar en el vúmetro el estado de cada una de las hileras.
- 7. Cantidad de adquisiciones efectuadas
- 8. Visualización de la imagen inicial o final reconstruida.
- 9. Avanzar o retroceder la imagen visualizada.
- 10. Número de adquisición visualizada en pantalla.

9- Medidas, evaluación y resultados

Finalizadas las diferentes implementaciones vinculadas a las etapas que definen a este proyecto, se deben efectuar los ensayos y modificaciones pertinentes de acuerdo a los resultados obtenidos.

9-1 FANTOMA-48

Los ensayos iniciales de la funcionalidad de IMPETOM-48, deberán ser realizados sobre un dispositivo de prueba al que denominamos FANTOMA-48, que está constituido por un recipiente plástico rígido de sección circular de 25 cm de diámetro y 16 cm. de profundidad (Figura 9.1). Sobre su superficie interior se disponen tres hileras de 16 tornillos de bronce cada uno los cuales están equidistantemente distribuidos y simulan la función de los electrodos. Cada detector contiene en el exterior del recipiente su correspondiente terminal de conexión permitiendo el acoplamiento con los conductores que provienen desde el hardware de IMPETOM-48.

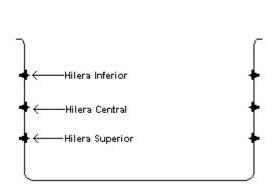




Figura 9.1- Corte transversal del FANTOMA-48.

Figura 9.2 – Foto del FANTOMA-48. Recipiente de plástico rígido con tornillos de bronce equiespaciados dispuestos sobre su superficie simulando a los electrodos adheridos al tórax del paciente.

Para realizar los diferentes ensayos debe llenarse el interior de fantoma-48 con una solución salina, compuesta por agua y sal de mesa, hasta una altura tal que cubra la totalidad de los detectores y a su vez permita introducir en su interior los diferentes objetos que quieran ser estudiados. El nivel de la solución utilizada debe maximizarse para que pueda simularse el efecto que se produciría en una situación real sobre el tórax del paciente en el que las corrientes inyectadas salen del plano de inyección y tenderán a ser distribuidas sobre la totalidad del cuerpo.

9-2 IMPETOM-C

Al finalizar el desarrollo del proyecto IMPETOM, en la instancia de pruebas, se produjo una falla en alguno/s de los componentes del modelo original de IMPETOM-C que trajo como consecuencia serios inconvenientes operativos en las diferentes etapas de adquisición. Dicha falla, pese a haberse efectuado una instancia de ensayos y sustitución de aquellos componentes que se consideraban críticos, aun no ha sido resuelta condicionando totalmente la posibilidad de operación de esta etapa. Ante la ausencia de una placa de adquisición operativa se produce una enorme limitación en las posibilidades prácticas de efectuar los ensayos correspondientes para la constatación de la funcionalidad de IMEPTOM-48. Actualmente, como una de las partes a integrar, se encuentra disponible una nueva placa de IMPETOM-C con sus correspondientes componentes, en espera a la puesta en funcionamiento de la placa de referencia para su posterior constatación funcional. Pese a escapar de las actividades inherentes del presente proyecto se efectúo un profundo análisis de los inconvenientes que presenta el modelo de referencia constatándose mediante ensayos la existencia de fallas que se producen posterior a la etapa de muestreo y retención que en ella se produce mediante el LTC1043, recomendándose considerar este resultado para la determinación de la falla.

9-3 Etapa de selección

Los resultados obtenidos sobre la funcionalidad de esta etapa están fundamentados por los ensayos realizados sobre los diferentes bloques que la definen y los cuales han sido testeados mediante las aplicaciones que son presentadas en esta sección.

9-3-1 No alteración de la señal de entrada

Para constatar que efectivamente la etapa de entrada, definida por el filtro pasa-alto y el buffer, no altera notoriamente a la señal de entrada en modulo y fase se procede a inyectar una señal de tensión auxiliar en los canales de entrada de características similares a aquellas que se esperan detectar (frecuencia 50kHz y amplitud máxima de 20mV) y valiéndonos del instrumental de medida adecuado, como el osciloscopio, podemos constatar en la correspondiente etapa de salida del operacional los resultados que fueron obtenidos teóricamente, destacándose además las notorias características de operación del OPA227.

9-3-2 Guarda activa de protección

En las mismas características del ensayo presentado anteriormente se procede a medir la tensión inducida en la malla de apantallamiento como consecuencia de la excitación de señal en el conductor del cable coaxial, detectándose en la misma una señal de características idénticas a aquellas que se presentan en el canal de entrada inyectado garantizándose de esta forma una minimización del efecto de las capacitancias parásitas que pudiesen intervenir en las señales detectadas como consecuencia de la utilización de este tipo de cables.

9-3-3 No alteración de la señal a multiplexar

Dado los parámetros técnicos que caracterizan la operativa de los multiplexores analógicos, debe evaluarse el grado de incidencia de los mismos sobre la señal de trabajo. Para ello se efectúa la inyección de señal en el canal que desee ensayarse y se detecta el canal de salida del multiplexor seleccionado mediante las señales de control. Esto permitió detectar que desde la etapa de entrada hasta la salida de los multiplexores las señales que sean detectadas en los electrodos no serán alteradas, conservándose entonces las mismas características.

9-3-4 Control de selección

Se llevaron a cabo diversos ensayos sobre la operativilidad del contador 74HC393 el cual es utilizado para la generación de las señales de control de multiplexación de lectura. En este ensayo se pudo constatar que su operativa permite proporcionar las señales y potencias requeridas para comandar el proceso de selección del grupo de multiplexores utilizados en esta etapa.

9-3-5 Diseño de la placa de circuito impreso

Cuando se comenzó a efectuar las pruebas preliminares sobre esta placa, cuya implementación fue la primera de una serie de desarrollos, se constató luego de haber incorporado la totalidad de los componentes electrónicos en el top de la misma, que el fabricante no produce placas con agujeros metálicos, los cuales son requeridos por el presente diseño fundamentalmente para interconectar pistas que pertenezcan a caras diferentes mediante vías o pads. En nuestro caso se había considerado el diseño para la incorporación de los circuitos integrados sobre zócalos de forma tal que fuese relativamente sencilla y practica las primeras pruebas de funcionalidad. Este hecho provocó como consecuencia el tener que proceder a des-soladar todos los zócalos que habían sido incorporados y a la soldadura de los terminales de componentes sobre aquellos pads que tienen pista en el top.

Las diferentes pruebas efectuadas sobre los canales de señal permitieron evaluar el diseño elaborado para la implementación de la placa de selección. Estos ensayos dieron como resultado que el diseño de la placa, la cual fue elaborada en base a los criterios descritos en el Apéndice B, garantiza la reducción de la incidencia de aquellos agentes internos o externos que son producto del propio diseño.

9-3-6 Contactos

Un efecto sumamente interesante (pero no muy atractivo) se pudo comprobar en los ensayos efectuados. Dada la elevada frecuencia y los reducidos niveles de señal de trabajo, se constató la necesidad de requerir contactos de muy buena calidad entre los diferentes elementos que intervienen en la electrónica de esta placa. Al no tener presente este requerimiento sobre las puntas de inyección y detección de señal y sobre aquellos componentes que habían sido ensayados sobre zócalos se detectó una numerosa cantidad de errores sobre los diferentes canales, los cuales habían llevado a considerar la posibilidad de un diseño erróneo, hecho que fue posteriormente contrastado mediante la verificación del layout correspondiente.

9-3-7 Alimentación secuencial

Considerando el elevado consumo de potencia que demanda la utilización de los operacionales OPA227 en las diferentes etapas de entrada, se procuró efectuar una alimentación de potencia en forma secuencial dada la característica de funcionamiento de las diferentes hileras que no están activas todas a la vez. La implementación de este sistema de alimentación tiene como objetivo la minimización de los consumos requeridos a la fuente de potencia quien elevaría su costo cuanto mayor fuese ésta. Para ello se utilizo el multiplexor MAX309, el cual presenta canales analógicos bidireccionales y fueron efectivamente utilizados para alimentar a las diferentes etapas que definen a cada hilera de detección. Efectuados los ensayos correspondientes sobre el Protoboard previos a la propia implementación, considerando una reducida cantidad de amplificadores a ser alimentados se obtuvieron resultados muy auspiciosos. Implementada la placa de selección en base al criterio de diseño de alimentación secuencial se procedió posteriormente a la realización de los ensayos pertinentes. Como resultado de los ensayos de la alimentación secuencial se pudo observar que ésta no puede ser llevada a cabo mediante el MUX309 dado que la corriente que demanda cada una de las etapas de selección requiere un elevado consumo de potencia que excede sus condiciones de trabajo. Este efecto fue efectivamente constatado una vez que se procedió a la puesta en funcionamiento de esta placa mediante una fuente de tensión de alimentación de +/- 5V. Al guerer evaluar la funcionalidad de las diferentes etapas de medida se detectaron que los niveles de alimentación de los integrados estaban muy por debajo del nivel proporcionado. Esto trajo aparejado la necesidad de descartar totalmente la integración del multiplexor de alimentación y el consecuente requerimiento de una fuente de alimentación que proporcione la potencia demandada por todas las etapas de medida.

De los resultados y modificaciones que tuvieron que ser efectuadas en los diferentes bloques que conforman a la etapa de selección y de acuerdo a los actuales resultados obtenidos puede concluirse que esta placa cumple con los requerimientos de funcionalidad.

9-4 Aislación-48

De manera similar al efectuado anteriormente, para la comprobación de la correcta funcionalidad de esta placa se realizará una serie de ensayos sobre cada una de las etapas que la definen.

En las diferentes instancias llevadas a cabo para efectuar los ensayos realizados sobre la placa de selección-48 se detectó una serie de inconvenientes que fueron considerados en futuros desarrollos. Algunas de esas consideraciones son:

- i) Restricción que impone el fabricante ante la imposibilidad de implementar placas con aguieros no metálicos
- ii) Ante la necesidad de utilizar zócalos para la incorporación de componentes, las pistas de señal que lleguen directamente a los pads correspondientes deben estar necesariamente en la capa bottom de la placa.
- iii) Los terminales de todos aquellos componentes que presenten directa conectividad con pistas sobre la capa del top, deben ser necesariamente soldadas sobre el pad de esta cara.

Como anticipo de los resultados obtenidos puede mencionarse que la consideración de todos estos elementos, redujo notablemente la cantidad de modificaciones y correcciones que debieron efectuarse en comparación con la alternativa planteada anteriormente.

9-4-1 Reducción del nivel de señal

Ante la necesidad de efectuar la reducción de los niveles de señal analógica detectada, debe constatarse si efectivamente la misma es realizada mediante la incorporación de un buffer seguido de un divisor de tensión. Para ello se procedió a inyectar una señal continua de valor 15V (considerando el máximo valor posible a detectar) constatándose a la salida de esta etapa una señal continua de –5V aproximadamente. Esta inversión de fase y la reducción de los niveles de entrada son consecuencia directa de la naturaleza del amplificador implementado y cuya reducción será revertida mediante software multiplicando a los valores detectados por un factor definido por la relación inversa de las resistencias utilizadas en el inversor.

9-4-2 Minimización de interferencia

La implementación de los filtros a la salida de los amplificadores de aislación analógica, como sugiere el fabricante del ISO124, proporciona resultados de acuerdo a lo esperado filtrando notoriamente el ruido que introduce este integrado en la señal a aislar.

9-4-3 Polarización del optocoplador

En los canales de aislamiento digital se constató, como era de esperarse, que la polarización efectuada permite obtener los niveles digitales inversos como consecuencia de la presente configuración en emisor común, esto es, al alimentar los canales de entrada digital con una señal de 5V se obtuvo a la salida de los mismos niveles aproximado a 0V y cuando se alimentaron con 0V se obtuvieron niveles aproximados a 5V. Esto garantiza que los niveles de tensión que proporcionan los optoacopladores pueden ser reconocidos por el multiplexor de direccionamiento de corriente MAX336 como "0" y "1" binarios.

Debe tenerse presente que las señales digitales de entrada a esta placa deben presentar valores inversos a los realmente deseados.

9-4-4 Reconocimiento de canales analógico-digital

Para finalizar los ensayos de esta placa se procedió a probar el orden de la canalización sobre la interfaz de entrada-salida que interactúa con el computador. Esta información es requerida para efectuar la organización de los datos adquiridos vía software, además permite constatar el correcto estado de cada uno de los diferentes canales de señal analógico-digital como resultado de la detección de señales que se corresponden con las inyectadas en los terminales de entrada.

		~	~	40				18.00																
2	4	ь	ŏ	10	12	14	16	18						30	32	34	36							
GND																								
GND	5	4	3	2	1	14	15	16	Х	Х	Х	Х	Х	Х	B0	B1	B2	ВЗ	Х	Х	Х	Х	Х	5v
1	3	5	7	9	11	13	15	17		939 8	10.1 N	5 95		9.85	31	33	35	37	19	55		939 8	10	49

Figura 9.3 – Canal de comunicación de IMPETOM-48 con el computador. Está compuesto por terminales numerados desde 1..50 de los cuales 1 y 2 son utilizados para GND, desde 3..18 para canales de salida de señal analógica y de 30..37 para canales de entrada de señal digital. Aquellos terminales identificados con la letra X no son requeridos para establecer comunicación con el PC.

Como conclusión de todos los procedimientos efectuados y los resultados anteriormente obtenidos se puede considerar que la operativa de la etapa de aislamiento cumple con las restricciones funcionales requeridas.

9-5 SOFTWARE DE CONTROL

Cuando se iniciaron las pruebas para conocer la caracterización del funcionamiento del software de control de IMPETOM se constató que la versión proporcionada no funcionaba adecuadamente. Estos problemas fueron minuciosamente estudiados y mediante la inversión de un considerable tiempo de desarrollo fueron resueltos sobre una plataforma de trabajo WINDOWS XP, diferente de WINDOWS 98 usada para el desarrollo inicial.

El software de control original requiere indefectiblemente la intervención de la tarjeta de adquisición de LAVBIEW para realizar las operaciones de escritura y lectura de señales digitales y analógicas. Inicialmente al no contar con la tarjeta adquisidora, para desarrollar el software de IMEPTOM-48, se tuvieron que anular del modelo original aquellos procesos que requieren y generar una rutina que simule la lectura de valores analógicos de entrada, debiéndose consecuentemente modificar varios bloques. Las pruebas efectuadas basándose en esta metodología de adquisición de datos auxiliares dieron muy buenos resultados.

Un hecho de suma importancia se detectó cuando se ejecutó el software de adquisición en tres hileras el cual fue inicialmente diseñado en un PC de alta velocidad de procesamiento (Pentium IV, procesador de 2,6GHz, 256Mb de Ram y 40Gb de disco). Se pudo constatar que los parámetros del proceso de operación de este programa se ven notoriamente condicionados a las características de velocidad de procesamiento del computador donde se ejecuta. El equipo informático que fue destinado para la ejecución de este software (Pentium III, procesador de 550MHz, 256Mb de Ram y 20Gb de disco) presenta una elevada reducción en la velocidad de procesamiento en comparación con el equipo donde fue diseñado, esto condiciona indefectiblemente los tiempos entre los diferentes procesos de adquisición. Para tener un claro panorama de la dependencia de donde se ejecuta, inicialmente no podían generarse consecutivamente la reconstrucción de las tres imágenes que se deberían dar como resultado de cada proceso de adquisición sobre el PC asignado. Para resolver este inconveniente tuvo que efectuarse, entre otras, la modificación de los tiempos requeridos para la adquisición de cada una de las diferentes hileras.

Una vez constatado efectivamente el correcto funcionamiento de la primera versión del software de control de IMEPTOM-48 se procedió a la instalación de la tarjeta de adquisición sobre el PC adjudicado. Esto permitió realizar una serie de ensayos de operación de adquisición y control de señales digitales para un mejor entendimiento de los procesos a ejecutar.

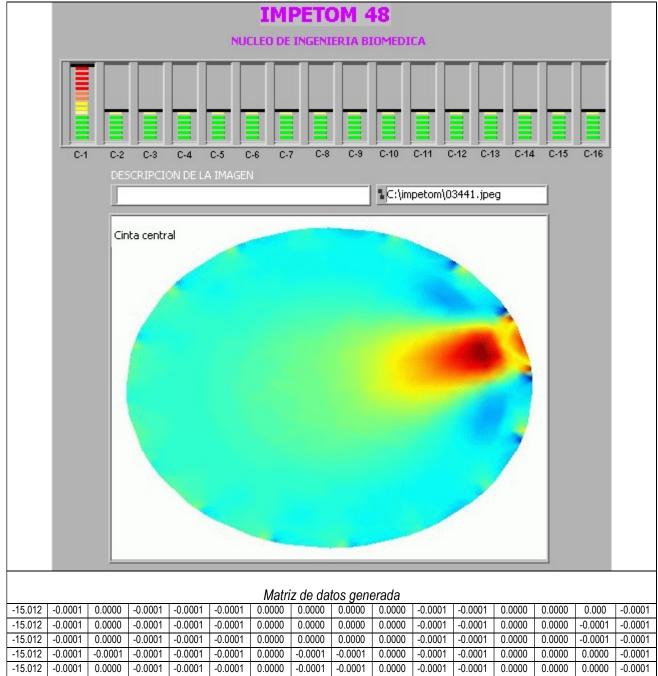
La evaluación de la funcionalidad del software de control de este proyecto será llevado a cabo mediante los resultados obtenidos de los ensayos de los dos sub-bloques que lo definen:

- 1) Sistema de recolección de datos.
- 2) Sistema de control.

9-5-1 Recolección de datos

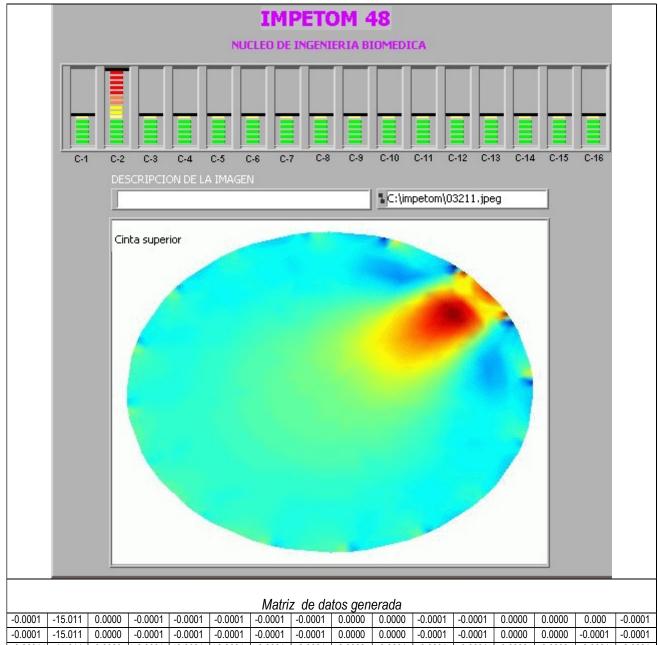
Con el objetivo de probar la operativa del conjunto definido por la etapa de aislación, la tarjeta de adquisición de Nacional Instruments y el software desarrollado, se colocó repetidamente en la placa de aislación una señal de –15V (recordar que la tarjeta adquisidora opera en el rango de –5V a +5V) en uno de los canales analógicos de entrada dejando al resto directamente conectado a tierra. Esta configuración de prueba es rotada sobre la totalidad de estos canales.

De acuerdo a las condiciones del ensayo, en cada inyección de tensión se obtendrán tres archivos de datos idénticos en formato txt, los cuales son el resultado de la adquisición múltiple efectuada y corresponden a cada hilera de detección. Estos archivos son pasados como parámetros de entrada al software de reconstrucción obteniéndose tres imágenes idénticas sobre las cuales se puede visualizar en pantalla la ubicación del electrodo inyector. La idea del presente ensayo es constatar si las señales auxiliares utilizadas son leídas y almacenados adecuadamente dentro de la matriz de datos y si sus efectos pueden ser identificados en pantalla.



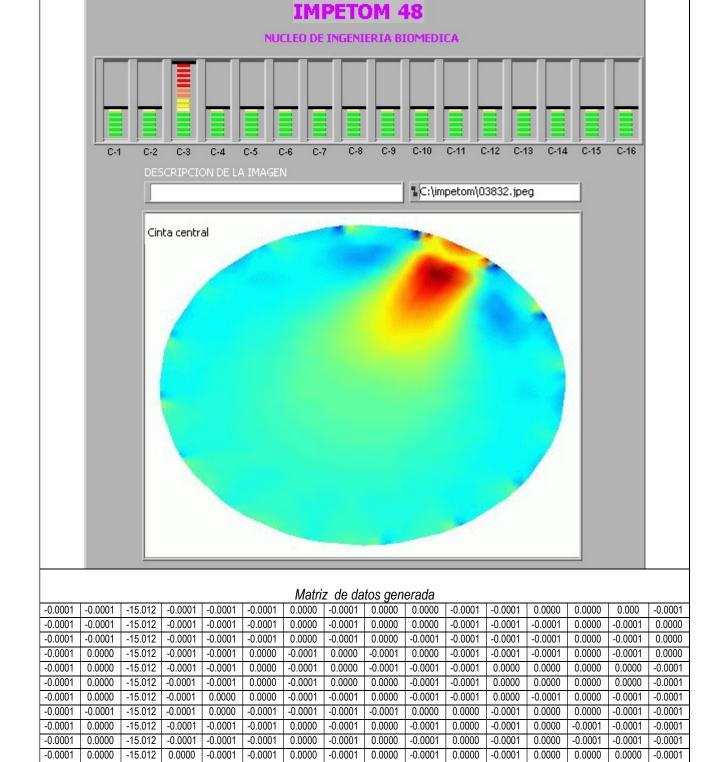
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-15.012	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-15.012	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-15.012	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-15.012	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-15.012	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-15 012	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	-0.0001

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número uno por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



						Matri	z de da	tos gen	erada						
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-15.011	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	-15.011	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	-15.011	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-15.011	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	-15.011	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000
-0.0001	-15.011	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000
-0.0001	-15.011	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	-15.011	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	-0.0001

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número dos por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



Observaciones:

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-15.012

-15.012

-15.012

-15.012

-15.012

-0.0001

0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número tres por el cual se efectúa la excitación.

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.000

2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

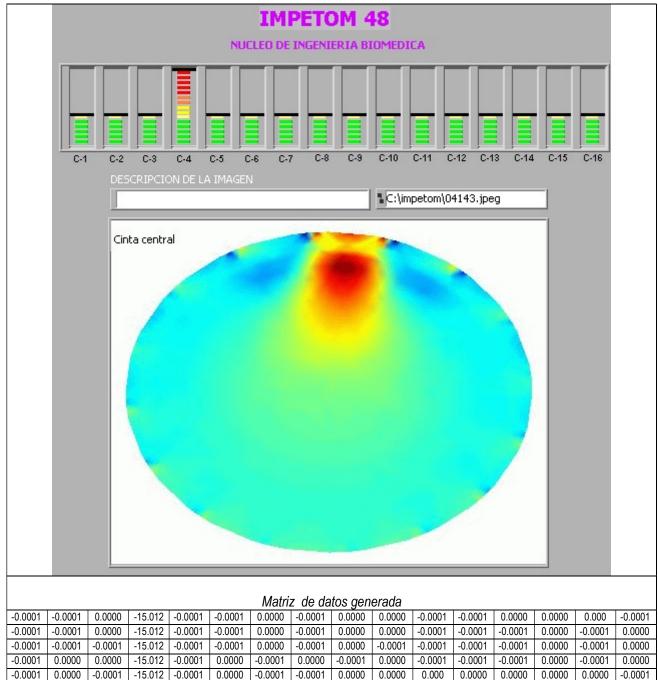
-0.0001

-0.0001

-0.0001

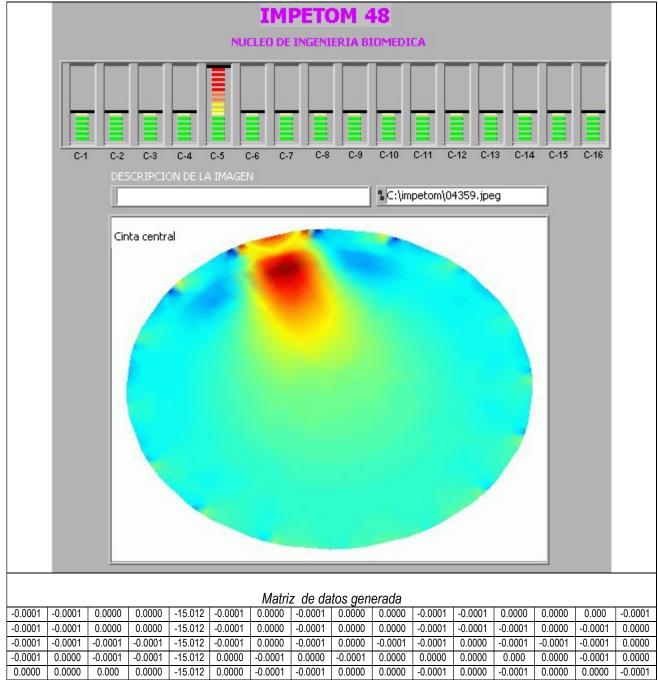
-0.0001

3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



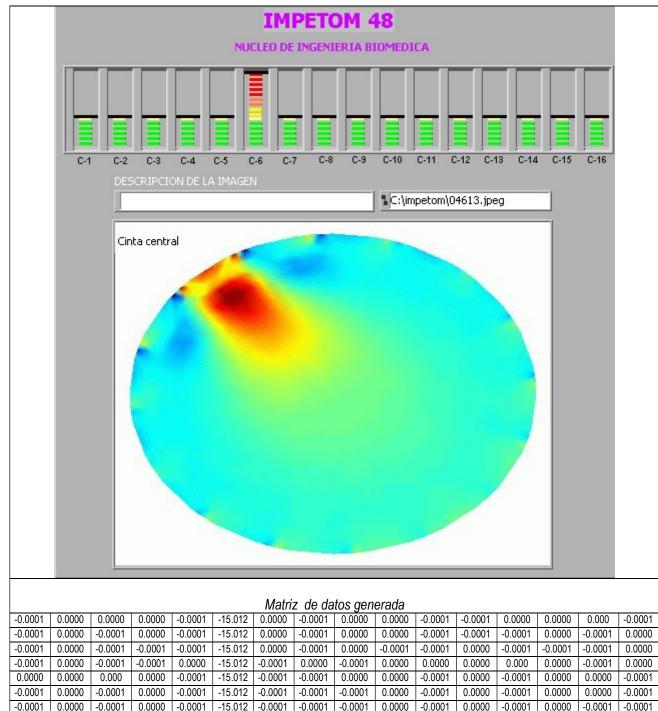
	Matriz de datos generada														
-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	-0.0001
-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000
-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000
-0.0001	0.0000	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000
-0.0001	0.0000	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número cuatro por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



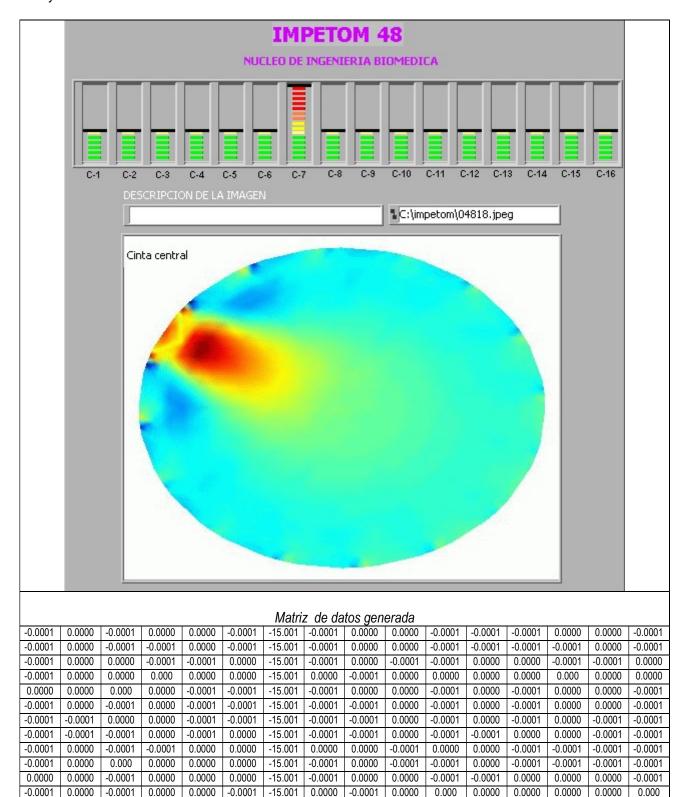
-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-10.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000
-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.012	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.000	0.0000	-0.0001	0.0000
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	-15.012	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.012	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.012	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número cinco por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



	matriz de datos generada														
-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-15.012	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.012	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.000	0.0000	-0.0001	0.0000
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	0.0000	-15.012	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-15.012	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.000
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-15.012	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.012	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.012	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número seis por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



Observaciones:

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número siete por el cual se efectúa la excitación.

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.

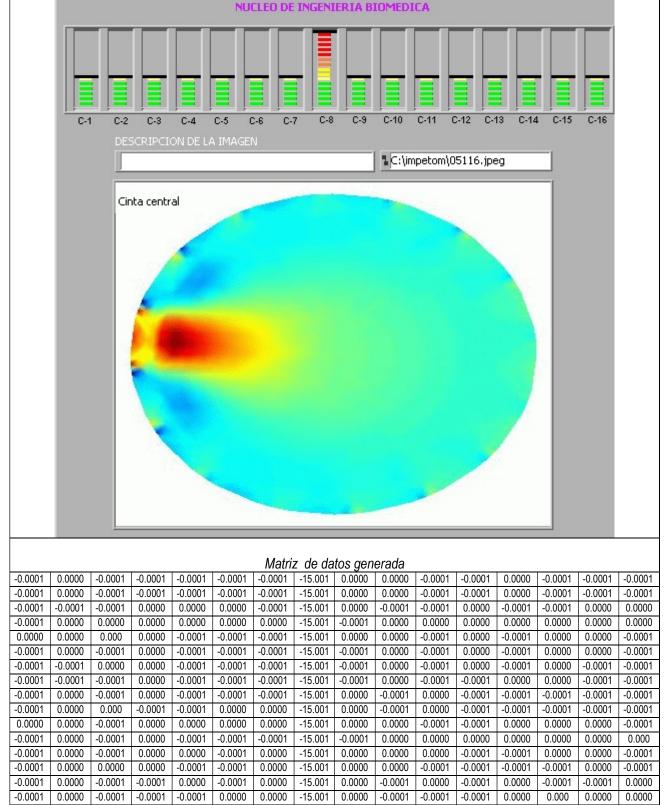
-15.001

-15.001

-15.001

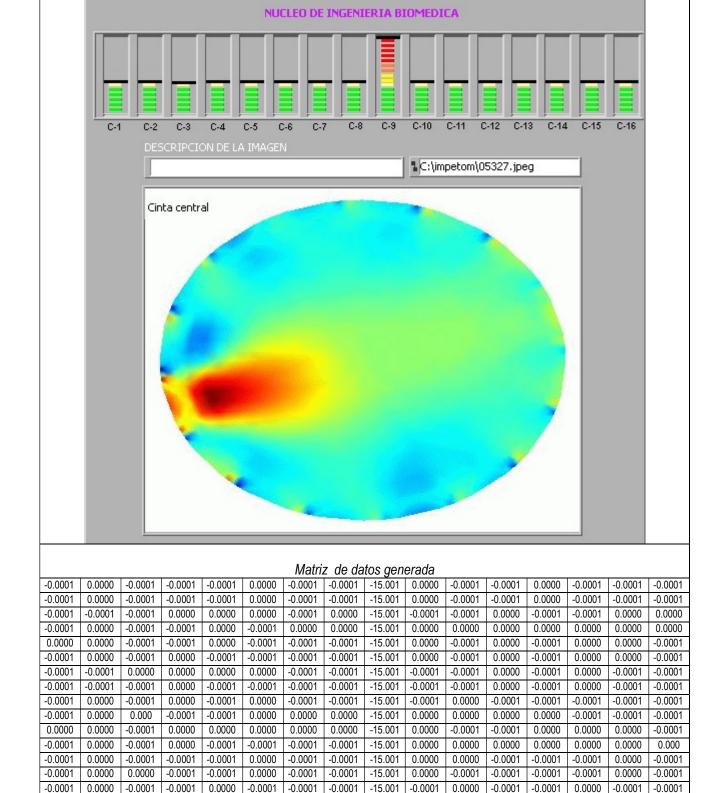
-15.001

3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



IMPETOM 48

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número ocho por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



IMPETOM 48

Observaciones:

0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número nueve por el cual se efectúa la excitación.

-15.001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

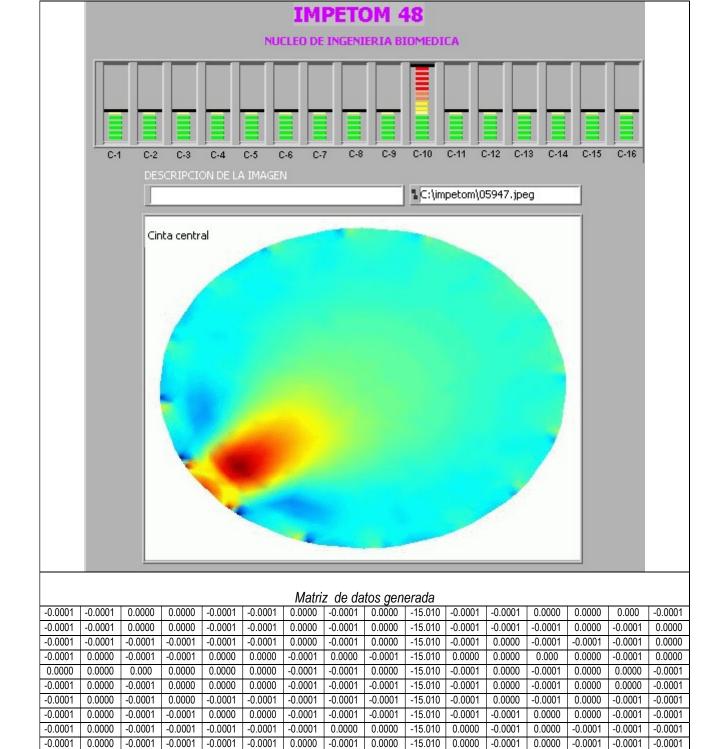
0.0000

0.0000

2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.

0.0000

3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



Observaciones:

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.000

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

0.0000 -0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001 -0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número diez por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001 0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-15.010

-15.010

-15.010

-15.010

-15.010

-15.010 -0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.000

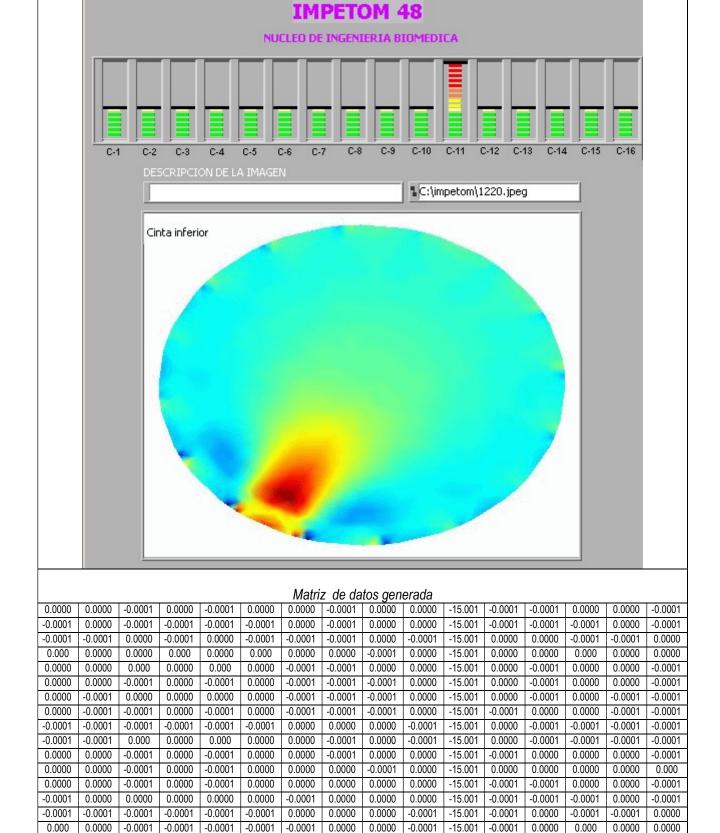
-0.0001

-0.0001

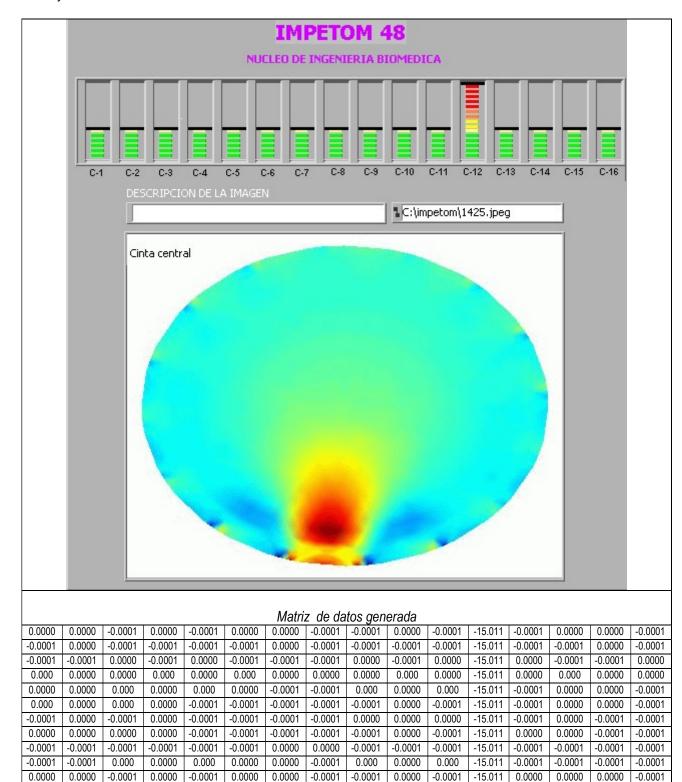
-0.0001

0.0000

3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número por el once cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



Observaciones:

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.000

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.000

1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número doce por el cual se efectúa la excitación.

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-0.0001

-15.011

-15.011

-15.011

-15.011

-15.011

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

-0.0001

0.000

0.0000

0.0000

0.0000

-0.0001

0.0000

0.000

-0.0001

-0.0001

0.0000

0.0000

0.0000

0.0000

0.000

-0.0001

0.0000

2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.

0.0000

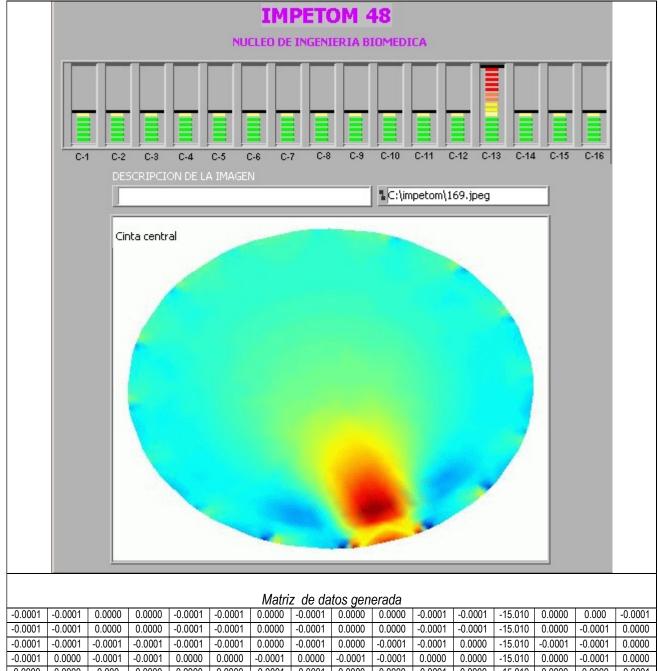
0.0000

0.0000

0.0000

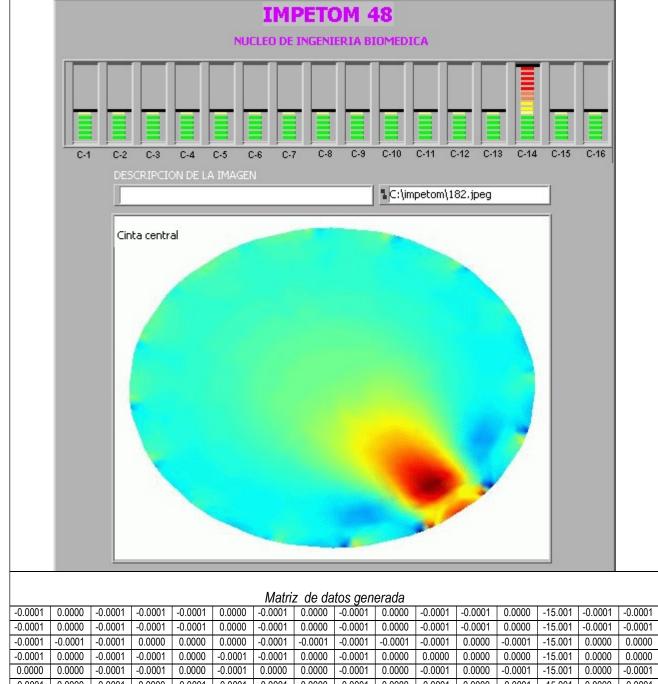
0.0000

3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



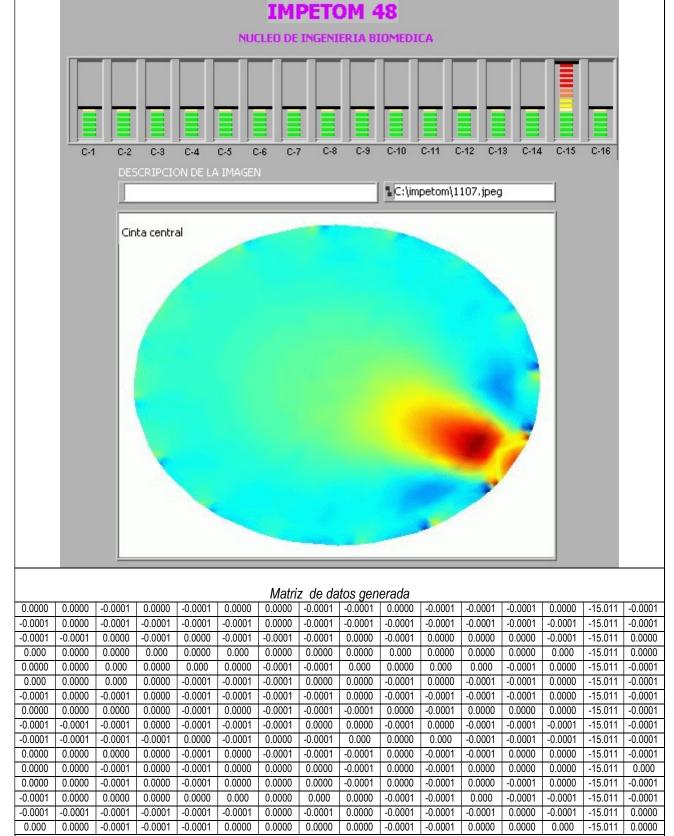
Matriz de datos generada															
-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.010	0.0000	0.000	-0.0001
-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.010	0.0000	-0.0001	0.0000
-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.010	-0.0001	-0.0001	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-15.010	0.0000	-0.0001	0.0000
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.010	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.010	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.010	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.010	0.0000	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.010	-0.0001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.010	-0.0001	-0.0001	-0.0001
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-15.010	0.0000	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-15.010	0.0000	0.0000	0.000
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-15.010	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.010	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.010	-0.0001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.010	0.0000	0.0000	0.0000

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número trece por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



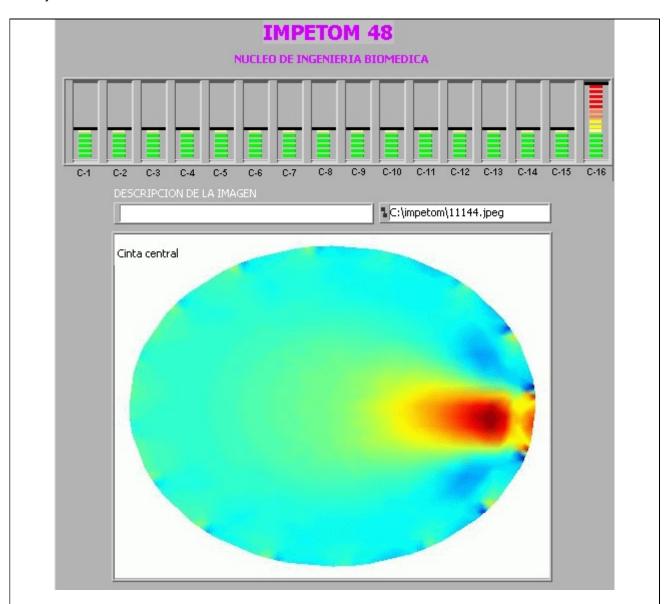
	Matriz de datos generada														
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001	0.0000	0.0000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-15.001	0.0000	0.0000
0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001	0.0000	-0.0001
-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	0.000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-15.001	-0.0001	-0.0001
0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-15.001	0.0000	0.000
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.001	0.0000	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-15.001	-0.0001	-0.0001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001	0.0000	0.0000

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número catorce por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.



- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número quince por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.

16º Inyección electrodo C16



						Matri	z de da	tos gen	erada						
-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-15.001
0.0000	-0.0001	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001
-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001
0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001
0.0000	0.0000	0.000	0.0000	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-15.001
0.000	0.0000	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.000	-0.0001	-15.001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.001
0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001
-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-15.001
-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-15.001
0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-15.001
0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001
0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-15.001
-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.0000	-0.0001	0.0000	0.0000	-15.001
-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	-15.001
0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	-0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	-0.0001	0.000	0.0000	-0.0001	-0.0001	0.0000	-15.001

Observaciones:

- 1- Puede visualizarse en el gráfico de valores que se detecta un elevado nivel de tensión en el canal de operación número dieciséis por el cual se efectúa la excitación.
- 2- Los valores detectados son efectivamente almacenados en valor y posición dentro de la matriz de datos.
- 3- La imagen obtenida permite ubicar en pantalla la posición correspondiente del canal de excitación, destacándose en la misma el efecto que este produce en comparación con los demás canales.

Conclusiones

La presentación de las imágenes anteriores y el contenido la matriz de datos justifica que el software de adquisición de datos funciona correctamente de acuerdo a lo requerido generándose en cada adquisición tres archivos de datos en formato txt y sus correspondientes imágenes asociadas.

Todos los archivos generados son efectivamente almacenados en una ruta especificada c:/IMPETOM/DATOS.

9-5-2 Sistema de control

Para completar los ensayos que certifiquen que el software de IMPETOM-48 funciona adecuadamente faltaría evaluar el funcionamiento del sistema de control de inyección. Para ello se ejecuta paso a paso el software de control implementado capturando particularmente, con la misma tarjeta adquisidora, los valores digitales que ella proporciona en sus canales de salida y los cuales son generados en cada corrida del software. El software de adquisición de la tarjeta permitirá visualizar los valores de señal digitales generados A3..A0 B3..B0. Constatando si estos valores concuerdan en orden y valor con los que figuran en la lista que se presenta mas adelante se podrá concluir que el mismo funciona de acuerdo a lo requerido dado que estos definen el orden en el que se efectúa la inyección de la corriente sobre las diferentes hileras.

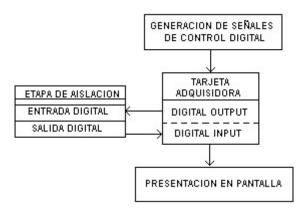


Figura 9.4 - Ensayo del sistema de control digital. Mediante la rutina que genera las señales digitales de control de direccionamiento de la inyección de corriente se alimenta a la etapa de aislación digital. El efecto que causan sobre los canales de salida digital de esta placa son registrados sobre los canales digitales de entrada de la tarjeta de adquisición permitiendo desplegar en pantalla los correspondientes valores.

Recuérdese que, de acuerdo al esquema de trabajo propuesta se tendrá que ejecutar repetidamente (x3) la presentación de los valores digitales sobre los canales de control de acuerdo al siguiente orden:

B3	B2	B1	B0	A3	A2	A1	A0
0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	1	0	0	0	0	1
0	0	1	1	0	0	1	0
0	1	0	0	0	0	1	1
0	1	0	1	0	1	0	0
0	1	1	0	0	1	0	1
0	1	1	1	0	1	1	0
1	0	0	0	0	1	1	1
1	0	0	1	1	0	0	0
1	0	1	0	1	0	0	1
1	0	1	1	1	0	1	0
1	1	0	0	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	0	0
1	1	1	0	1	1	0	1
1	1	1	1	1	1	1	0
Λ	^	^	0	1	1	1	1

Tabla XVII - Valores digitales de invección requeridos

A continuación se presentan los resultados obtenidos de la lectura en los canales de salida digital de la placa de aislación en el proceso de adquisición de cada hilera y los cuales permiten directamente comprobar si la rutina de control funciona adecuadamente.

La figura 9.5 presenta el panel de control de la tarjeta adquisidor donde se ve el estado de los diferentes canales digitales, tanto de entrada como de salida, los cuales serán de nuestra utilidad para leer cada uno de los canales de interés.

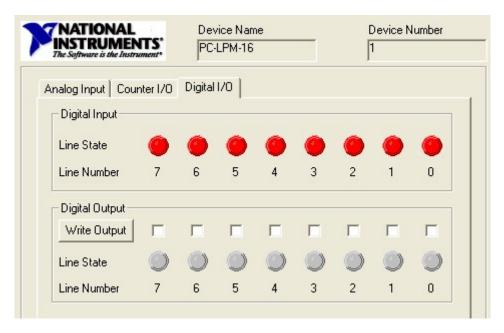


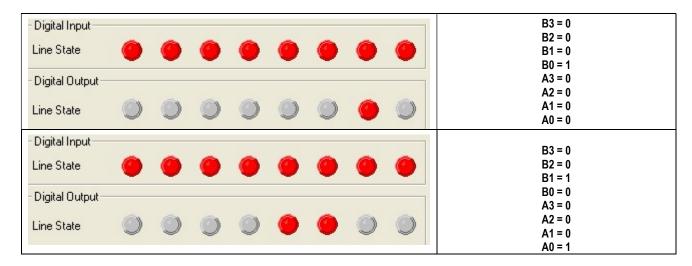
Figura 9.5 - Panel de control de los canales digitales de la tarjeta de adquisición. Si el indicador (0..7) está encendido (rojo) indicia nivel digital alto (1 lógico) en el correspondiente canal digital (Digital Input o Digital Output) de la tarjeta de adquisición, en cambio si está apagado(color gris) indica nivel digital bajo (0 lógico).

Reacuérdese la asociación que existe entre los canales digitales de salida de la placa de adquisición, D7..D0, con los canales de control de inyección B3..B0, A3..A0.

Tabla XVIII - Correspondencia de los canales de control digital con los indicadores del panel

Indicador	7	5	3	1	0	6	4	2
Señal Digital	B3	B2	B1	B0	A3	A2	A1	A0

Valores de las señales de control digital en el ensayo de control



- Digital Input									D0 0
Line State		•	-		-		•		B3 = 0 B2 = 0
Line state									B1 = 1
- Digital Output									B0 = 1
	-	-	-			-	_		A3 = 0
Line State									A2 = 0 A1 = 1
		100	- 5	No. of Contract	1000	75		1000	A0 =0
- Digital Input									B3 = 0
	-	-	-	_	-	-			B2 = 1
Line State									B1 = 0 B0 = 0
D:->-10-11									A3 = 0
- Digital Output —									A2 = 0
Line State									A1 = 1
2.110 01410		-		_			-		A0 =1
									P0 0
- Digital Input									B3 = 0 B2 = 1
Line State		0	0		0		0		B2 - 1 B1 = 0
2									B0 = 1
- Digital Output									A3 = 0
	60	-	-	-	-	e Cilia	_	-	A2 = 1 A1 = 0
Line State									A1 - 0 A0 = 0
									AU V
- Digital Input									B3 = 0
	_	_	_		_				B2 =1
Line State									B1 = 1
									B0 = 0 A3 = 0
- Digital Output —									A3 - 0 A2 = 1
Line State					-		(A)		A1 = 0
Line state									A0 = 1
- Digital Input									B3 = 0
									B2 = 1 B1 = 1
Line State									B0 = 1
- Digital Output —									A3 = 0
Digital Output				_				100	A2 = 1
Line State									A1 = 1
	_			2.5	- 100				A0 = 0
D1 3 11									B3 = 1
- Digital Input-	111111111								B2 = 0
Line State					0				B1 = 0
									B0 = 0
- Digital Output —									A3 = 0 A2 = 1
1: 0:					(F)			(A)	A2 - 1 A1 = 1
Line State									A0 = 1
						-			
- Digital Input									B3 = 1
									B2 = 0
Line State			9				9		B1 = 0 B0 = 1
- Digital Output									A3 = 1
- Digital Output —			7.000						A2 = 0
Line State									A1 = 0
		~			~	~			A0 = 0

30.70.30 O								
- Digital Input								B3 = 1 B2 = 0
Line State	(0		0				B1 = 1
			_	_	_			B0 = 0
- Digital Output							7	A3 = 1 A2 = 0
Con Otata		(A)	(1)	-	6			A1 = 0
Line State								A0 = 1
- Digital Input								B3 = 1 B2 = 0
Line State				6				B1 = 1
								B0 = 1
- Digital Output								A3 = 1 A2 = 0
			•					A2 - 0 A1 = 1
Line State								A0 = 0
- Digital Input								B3 = 1
Line State								B2 = 1 B1 = 0
Ento State								B0 = 0
- Digital Output								A3 = 1
		-	-	6				A2 = 0 A1 = 1
Line State								A0 = 1
7,0120							10000	
- Digital Input								B3 = 1
Line State				<u></u>		-		B2 = 1 B1 = 0
Line state								B0 = 1
- Digital Output								A3 = 1
_	_	-	-	6		-		A2 = 1 A1 = 0
Line State								A0 = 0
							1000	
- Digital Input								B3 = 1
Line State				-				B2 = 1 B1 = 1
Line State								B0 = 0
- Digital Output								A3 = 1
_		-	-	-	-	60		A2 = 1 A1 = 0
Line State								A0 = 1
		10					1000	
- Digital Input								B3 = 1
Line State								B2 = 1 B1 = 1
Tille State								B0 = 1
- Digital Output								A3 = 1
_			-		(Time	-		A2 = 1 A1 = 1
Line State								A0 = 0
10.00	10			191	7.5	200000	10000	
- Digital Input								B3 = 0
Line State								B2 = 0 B1 = 0
rue state								B0 = 0
- Digital Output								A3 = 1
				6		600		A2 = 1 A1 = 1
Line State								A1 - 1 A0 = 1
							10000	

Para culminar la comprobación de la correcta funcionalidad de todas las señales de control quedaría justificar la variabilidad del conjunto de señales Q1 Q0, las cuales si bien no son generadas directamente por el software de control, son producto de la variación de la señal digital A3 y la cual permite controlar indirectamente el proceso de selección.

Para efectuar este ensayo debemos proceder en forma análoga al realizado anteriormente con la salvedad de que las señales que ingresaran en los canales de entrada digitales de la tarjeta de adquisición son las señales Q1 Q0 generadas por el contador de la etapa de selección.

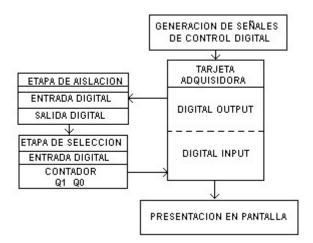


Figura 9.6 – Test del control digital de selección. Se ejecuta el software de control y se testea el comportamiento de las señales digitales de selección generadas sobre los canales de entrada digital (D0..D1) de la tarjeta de adquisición y se presentan en pantalla los correspondientes niveles.

1º Adquisición sobre la hilera central		A3	Q1	Q0
·		0	0	0
Distribution		0	0	0
- Digital Input		0	0	0
Line State		0	0	0
		0	0	0
- Digital Output		0	0	0
o ignal o super	10 1100	0	0	0
Line State		0	0	0
		1	0	0
		1	0	0
Do aguí en adelante se renite x16 la seguencia	moetrada	1	0	0
De aquí en adelante se repite x16 la secuencia		1	0	0
anteriormente, manteniéndose invariable las señales de i	nterės Q1	1	0	0
Q0		1	0	0
		1	0	0
		1	0	0
2º Adquisición sobre la hilera superior		А3	Q1	Q0
		0	0	1
Digital logge		0	0	1
- Digital Input-		0	0	1
- Digital Input Line State		0	0	1
		0 0 0	0 0 0	1 1 1
Line State		0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0	1 1 1
	•	0 0 0 0	0 0 0 0	1 1 1 1
Line State		0 0 0 0 0	0 0 0 0 0	1 1 1 1 1
Line State		0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1 1
Line State		0 0 0 0 0 0 0	0 0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1 1 1
Line State		0 0 0 0 0 0 0 1 1	0 0 0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1 1 1 1
Line State	mostrada	0 0 0 0 0 0 1 1 1	0 0 0 0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1 1 1 1 1
Line State Digital Output Line State De aquí en adelante se repite x16 la secuencia		0 0 0 0 0 0 1 1 1 1	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
Line State Digital Output Line State De aquí en adelante se repite x16 la secuencia anteriormente, manteniéndose invariable las señales de i		0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	
Line State Digital Output Line State De aquí en adelante se repite x16 la secuencia		0 0 0 0 0 0 1 1 1 1	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1

3º Adquisición sobre la hilera inferior		A3	Q1	Q0
1		0	1	0
		0	1	0
Digital Input		0	1	0
		0	1	0
Line State 🌑 🌑 🌑 (0	1	0
		0	1	0
Digital Output		0	1	0
		0	1	0
Line State 🔘 🔘 🔘		1	1	0
		1	1	0
		1	1	0
		1	1	0
De aquí en adelante se repite	x16 la secuencia mostrada 🤇	1	1	0
anteriormente, manteniéndose inva	riable las señales de interés Q1 [1	1	0
20		1	1	0
3 0		1	1	0
ŀ° Corrida auxiliar		A3	Q1	Q0
		0	1	1
Digital Input		1	1	1
Line State 🍎 🍎 🍎				
Digital Output				
Line State				
Se debe inicializar al contador en esto adquisición al bajar A3 nuevamente a "0				

Considerando los resultados obtenidos de los ensayos efectuados sobre la funcionalidad del software de control, quien esta definido por las rutinas de recolección de datos y control digital puede concluirse en función de estos que el sistema funciona de acuerdo a las especificaciones operativas requeridas.

10 – Tiempos y costos

Garantizar el éxito del desarrollo de un proyecto no solo depende de que el estudio de la factibilidad técnica concluya positivamente, es decir, no es suficiente demostrar que la solución es alcanzable, sino que debe tenerse en cuenta además los recursos necesarios y la capacidad de desarrollo. Esto implica efectuar una evaluación de los costos de desarrollo del presente prototipo con el objetivo de obtener resultados que permitan inferir conclusiones sobre su implementación (ver Tabla XIX).

	Tabla XIX - Tareas desarrolladas en el proyecto
Tarea	Actividades
Estudios previos	Evaluación del problema Estudio de la técnica de tomografía por impedancia eléctrica Antecedentes y actuales desarrollos Evaluación de los requisitos de diseño Seguridad del paciente Documentación
Planificación primaria	Definición y subdivisión de objetivos. Planteamiento y evaluación de diferentes propuestas de diseño Documentación
IMPETOM-C	Estudio de la funcionalidad. Modelado. Determinación de los diferentes componentes que la integran. Adquisición de componentes. Ensamblaje Ensayos y modificaciones Documentación
Diseño de PCB	Elección del software de diseño Aprendizaje Practicas y ensayos Documentación
Aislación	Estudio requerimientos de seguridad del paciente. Planteamiento y evaluación de propuestas (nuevas y ya implementadas) Diseño de canales de aislación analogía Propuesta de componentes Ensayos y modificaciones de la etapa de aislación analógica Diseño de canales de aislación digital Propuesta de componentes Ensayos y modificaciones de la etapa de aislación digital. Requisitos e implementación del PCB Adquisición de los diferentes componentes que la integran Ensamblaje de componentes Ensayos y modificaciones Documentación
Selección	Definición de requisitos Planteamiento y evaluación de diferentes propuestas Diseño de los canales de medida de selección Ensayos y modificaciones Implementación del PCB Adquisición de los diferentes componentes que la integran Ensamblaje de componentes Ensayos y modificaciones Documentación
Software de control	Definición de su operativa. Evaluación del software a utilizar. Aprendizaje del lenguaje de programación Análisis del diseño original. Desarrollos y modificaciones Ensayos y modificaciones Documentación
Fuente de Alimentación	Determinación del consumo de las diferentes partes Requerimientos necesarios Adquisición
Gabinete	Definición del conexionado entre PCBs Distribución interna Implementación
Actividades Preliminares	Diseño del Fantoma-48 Validación del sistema Documentación final

10-1 Tiempos empleados

La figura 10.1 muestra los tiempos utilizados para el cumplimiento de los diferentes objetivos trazados que tienen que ver con el desarrollo del sistema de adquisición múltiple el que insumió una carga horaria de 965 horas, contabilizadas desde la fecha de inicio del proyecto en 20/06/05 hasta la fecha de culminación 30/09/07.

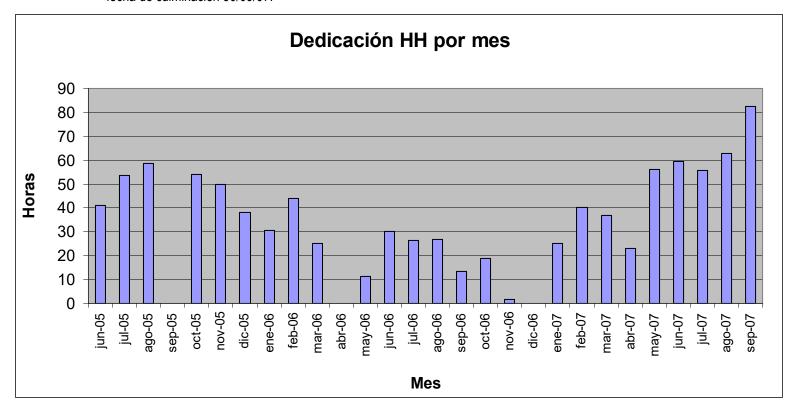


Figura 10.1 - Gráfico con las HH dedicadas por mes.

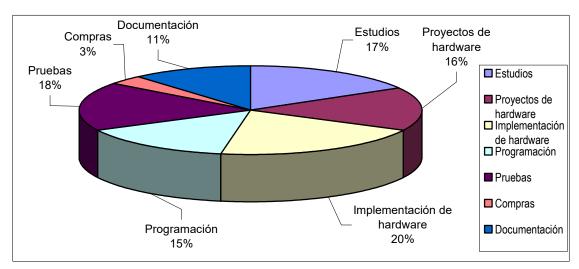


Figura 10.2 -. Comparación porcentual del tiempo dedicado a las tareas del proyecto

Tabla XX - Horas dedicadas según tareas

า แบเน	AA = 1101 us ueuicuuus se	gun tureus
Tareas	Horas dedicadas	Porcentaje del total
Estudios	162	17 %
Proyectos de hardware	152	16 %
Implementación de hardware	195	20 %
Programación	142	15 %
Pruebas	172	18 %
Compras	32	3 %
Documentación	110	11 %
Total	965 hs	100 %

10-2 Costos del proyecto

La evaluación de los costos vinculados a la implementación de cualquier proyecto tiene gran importancia ya que éstos condicionarán los fondos requeridos para su desarrollo. En nuestro caso por ser un prototipo construido en carácter proyecto fin de carrera, la evaluación de éstos nos permitirá analizar los diferentes factores que inciden en el costo total.

10-2-1 Costos de desarrollo.

Para la determinación de los costos que fueron requeridos en la implementación del proyecto debe considerarse fundamentalmente aquellos que son consecuencia directa del propio desarrollo. Estas cantidades generalmente definen un elevado porcentaje del total requerido, siendo por tanto un factor importante en la evaluación final de los costos.

El valor obtenido será considerado una medida meramente estimativa, como consecuencia de que en el desarrollo de las actividades involucradas participan varios factores que no pueden ser ponderados. Para el cálculo de los costos asociados a nuestro trabajo tasaremos la "hora trabajo" en U\$S 20, cifra que se aproxima a costos de la industria y que permite compara diferentes proyectos, ya que se usa habitualmente en los prototipos desarrollados por el NIB.

Tabla XXI - Costos de materiales

Materiales	Costos (US\$)
Componentes (*)	1.900
Servicios (**)	309
Varios	25
Total	2234

Tabla XXII - Costos totales

Costos del Proyecto IMP	Costo total	
Costos Materiales	U\$S 21.534	
Horas hombre (@20 U\$S)	19.300	U\$5 21.554

(*)Costos de fantoma-48 + Costos de componentes electrónicos + Costos del PC + Costos de tarjeta adquisidora + Costos de gabinete + Costos de conductores.

10-2-2 Costos de un primer ejemplar

A continuación se presenta el cálculo de los costos de realización de un primer ejemplar de IMPETOM-48 posterior a la etapa de investigación y desarrollo. El correspondiente cálculo debe contemplar los costos asociados a los proyectos IMPETOM-C e IMPETOM-I que forman parte del producto final.

Tabla XXIII- Tiempos y costos asociados a proyectos que componen a IMPETOM-48

	IMPETOM-C	IMPETOM-I	IMPETOM-48	Total
Costo de componentes (U\$S)	1.579	8.277	2234	12.090
Horas de desarrollo (hs)	3.974	4.039	965	8978

Al estimar el costo de desarrollo de un nuevo prototipo se esta considerando únicamente los gastos que implicaría el armado del sistema sin efectuarle modificación alguna al diseño original. Se estima en 200 horas de trabajo (montajes, pruebas, compras) el tiempo requerido para duplicar el sistema original.

Tabla XXIV - Costos de un primer modelo de IMPETOM-48

	Costos (U\$S)
Materiales	12.090
Desarrollo	4.000
Total	16.090

^(**)Costos de elaboración de las placas de circuito impreso.

10-2-3- Costos de producción

Tabla XXV- Costos de producción para IMPETOM-48

	1 unidad	10 unidades	100 unidades
Costos de componentes	12.090	12.090	10.881 (*)
Costos de desarrollo	183.560	18.356	1.835
Costo p/unidad (U\$S)	195.650	30.446	12.716

^(*) Se asume un descuento del 10% para 100 unidades de componentes adquiridos.

10-3 Conclusiones

Se puede concluir que, cuando se efectúa la construcción de un equipo el costo del prototipo correspondiente es sensiblemente mayor a los sucesivos desarrollos, pues en él se involucran costos adicionales que:

- 1- están estrechamente vinculados al propio desarrollo, tales como los tiempos insumidos para la resolución de ciertas dificultades que surgen del mismo;
- 2- que no tienen efecto alguno sobre el equipo obtenido, tal como el es caso de materiales ajenos al diseño real.
- 3- Otros.

Los costos asociados a futuros desarrollos del dispositivo pueden reducirse sustancialmente si se considera que:

- 1- los costos de desarrollo se verán sensiblemente disminuidos considerando los puntos antes mencionados.
- 2- En lo que tiene que ver con los costos de materiales, pueden reducirse notoriamente en un porcentaje importante si se adquieren componentes en grandes cantidades

11- Bibliografía

Referencias

- [1] Salazar Muñoz, Yolocuauhtli. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. Capitulo2. Sección 2.3 "Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos" Universidad Politécnica de Catalunya. Tesis.
 - Casas Piedrafita. Tesis: Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejido biológico. Sección 2.2: Caracterización de la impedancia de los tejidos biológicos. Sección 2.3.3 Modelos circuitales de parámetros concentrados.
- [2] Salazar Muñoz, Yolocuauhtli. Tesis: Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. Sección 2.5: Distintos métodos de medida".
 - Casas Piedrafita. Tesis: Obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de los tejidos biológicos. Sección 3.2 Problema directo: estrategias de inyección en Tomografía de Impedancia Eléctrica.
- [3] Frugoni C, Escuder R, Artia L. Tesis: Medidor de impedancia corporal "IMPEMAT". Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 1996.
- [4] Ferreira A, Rodríguez A. Tesis: Circuito para la determinación e impedancia eléctrica "IMPETOM-C". Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 2002
- [5] Hartman R, Lobo J, Ruétalo M. Tesis: Reconstrucción tomográfica de imágenes a partir de medidas de impedancia eléctrica, "IMPETOM-I". Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 2002.
- [6] González S., Liguori A. Tesis: Tomografía por impedancias, "IMPEMTOM". Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 2005.
- [7] Salazar Muñoz, Yolocuauhtli. Tesis: Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. Capitulo2. Sección 2.4 Impedancia de electrodo. Universidad Politécnica de Catalunya.
- [8] Barea Navarro. Curso: Instrumentación Biomédica. Tema 3. Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de señales Biológicas. Instituto en Electrónica, Universidad de Alcalá. Sección: 3.2.2 Fuentes de ruido e interferencia en un biopotencial.
 - Departamento de Instrumentación Electrónica, Universidad de Cádiz. Tema 6 "Interferencias en los equipos electrónicos de medida"
- [9] Instrumentación Biomédica. Tema 2, Sección 2.2 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica. Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica.
 - Ferreira A, Rodríguez A. Tesis: Circuito para la determinación e impedancia eléctrica "IMPETOM-C". Capitulo VIII sección VIII.1 Efectos fisiológicos de la electricidad. Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 2002
- [10] Ferreira A, Rodríguez A. Tesis: Circuito para la determinación e impedancia eléctrica "IMPETOM-C". Sección VIII.4.b Dispositivos aisladores. Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 2002.

- [11]ElectronRed. Tutorial de Pspice. http://Electronred.iespana.es.
- [12] CadSoft Computer, Inc. Tutorial EAGLE 4.0 www.cadsoft.de/freeware.htm
- [13] Curso: Instrumentación electrónica. Multiplexores analógicos.. Universidad politécnica de Catalunya. http://tec.upc.es/ie/T5.pdf

Escudero J., Parada M. Simón F. Curso Instrumentación Electrónica. Tema 5: Multiplexores analógicos. Departamento de Tecnología Electrónica. Universidad de Sevila.

http://www.dte.us.es/ing_inf/ins_elec/temario/Tema%205.Multiplexores%20Analogicos.pdf

[14] Higuera R. Tutorial del curso "Circuitos Impresos". Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Tecnológico de Monterrey, Campus de México. http://webdiee.cem.itesm.mx/web/servicios/archivo/tutoriales/pcb/

Diseño electrónico de circuitos impresos por PC. Centro Universitario de Ciencias Exactas e Ingenierías. División de Electrónica y Computación. Universidad de Guadalajara.http://proton.ucting.udg.mx/tutorial/patino/index.html

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1- Método de medida tetrapolar.	1
Figura 1.2- Disposición de los electrodos sobre el tórax del paciente a estudiar	3
Figura 3.1- Elementos que participan en la operativa de IMEPTOM	7
Figura 3.3- Elementos que participan en la operativa de IMPETOM-48	7
Figura 4.1- Alternativa que triplica la tarjeta IMPETOM-C	8
Figura 4.2- Procesos de la adquisición simultánea	9
Figura 4.3- Alternativa de adquisición secuencial	10
Figura 4.4- Procesos de la adquisición secuencial	11
Figura 6.1- Etapas que definen al proceso de adquisición de IMPETOM	14
Figura 6.2- Foto de IMPETOM-C	14
Figura 6.3 Foto de la etapa de aislación de IMPETOM-C	15
Figura 6.4- Modelo de la etapa de selección	16
Figura 6.5- Modelo eléctrico del filtro RC pasa alto de primer orden	17
Figura 6.6- Diagramas de Bode del filtro RC	17
Figura 6.7- Configuración para la cancelación del voltaje de offset	19
Figura 6.8- Protección de operación del OPA227	20
Figura 6.9- Esquema de un canal de medida de la etapa de selección de IMPETOM-48	22
Figura 6.10 Conexionado de un canal de medida	23
Figura 6.11 Disposición general de áreas y terminales del impreso de selección	24
Figura 6.12- Configuración de entrada y reducción de amplitud	26
Figura 6.13- Esquema de un canal de aislación analógica de IMPETOM-48	27
Figura 6.14- Composición y conexionado de un canal de aislación analógica	27
Figura 6.15- Estructura de un canal de aislación digital	28
Figura 6.16- Niveles de reconocimiento digital para el MAX336	30
Figura 6.17- Polarización del optoacoplador	31
Figura 6.18- Valores y ejecuciones en el proceso de adquisición	33
Figura 6.19- Proyecto de área y conexiones del circuito impreso de aislación de IMPETOM-48	34
Figura 6.20- Elementos que definen a IMPETOM-48	36
Figura 7.1- Diseño del circuito impreso de la etapa de selección	41
Figura 7.2- Diseño del circuito impreso de la etapa de aislación de IMPETOM-48	42
Figura 8.1- Señales de datos y control del software de control de IMPETOM-48	43
Figura 8.2- Diagrama de flujo del funcionamiento general de la interfaz de IMPETOM	44
Figura 8.3- Diagrama de flujo del funcionamiento del modulo de adquisición de datos (MAD)	45
Figura 8.4- Diagrama de flujo del software de control de IMPETOM-48	46
Figura 8.5- Panel de control de IMPETOM-48	47
Figura 9.1- Corte transversal del FANTOMA-48	48
Figura 9.2- Foto del FANTOMA-48	48
Figura 9.3- Canal de comunicación de IMPETOM-48 con el computador	52
Figura 9.4- Ensayo del sistema de control digital	70
Figura 9.5- Panel de control de los canales digitales de la tarjeta de adquisición	71
Figura 9.6- Test del control digital de selección	74
Figura 10.1- Gráfico con las HH dedicadas por mes	77
Figura 10.2- Comparación porcentual del tiempo dedicado a las tareas del proyecto	77

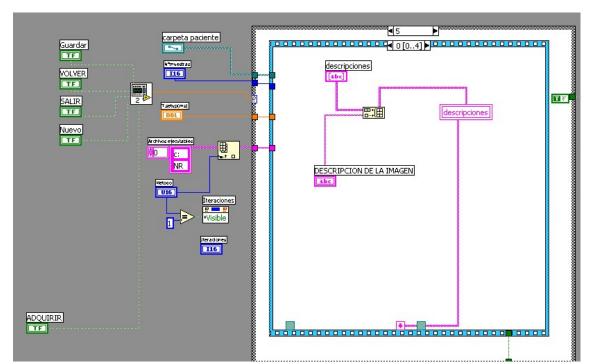
INDICE DE TABLAS

Tabla I- Valores de parámetros característicos de los multiplexores propuestos	21
Tabla II- Componentes activos y consumos requeridos por la etapa de selección	24
Tabla III- Componentes pasivos requeridos por la etapa de selección	24
Tabla IV- Identificación de los terminales de entrada salida del impreso de selección	24
Tabla V- Cuadro de valores obtenidos en el ensayo de polarización del 4N25	31
Tabla VI- Valores y acciones que se ejecutan en el proceso de adquisición de una hilera	32
Tabla VII- Tabla de verdad del MAX309	32
Tabla VIII- Señales de control de selección requeridas	32
Tabla IX- Tabla de verdad del 74HC393	33
Tabla X- Componentes activos y consumos requeridos por la etapa de aislación	34
Tabla XI- Componentes pasivos requeridos por la etapa de aislación	34
Tabla XII- Identificación de los terminales de entrada salida del circuito impreso de aislación	35
Tabla XIII- Parámetros de distanciamiento	40
Tabla XIV- Parámetros de dimensionamiento	40
Tabla XV- Distancias mínimas impuestas por el fabricante	40
Tabla XVI- Dimensiones mínimas impuestas por el fabricante	40
Tabla XVII- Valores digitales de inyección requeridos	70
Tabla XVIII- Correspondencia de los canales de control digital con los indicadores del panel	71
Tabla XIX- Tareas desarrolladas en el proyecto	76
Tabla XX- Horas dedicadas según tareas	77
Tabla XXI- Costos de materiales	78
Tabla XXII- Costos totales	78
Tabla XXIII- Tiempos y costos asociados a proyectos que componen a IMPETOM-48	78
Tabla XXIV- Costos de un primer modelo de IMPETOM-48	78
Tabla XXV- Costos de producción para IMPETOM-48	79

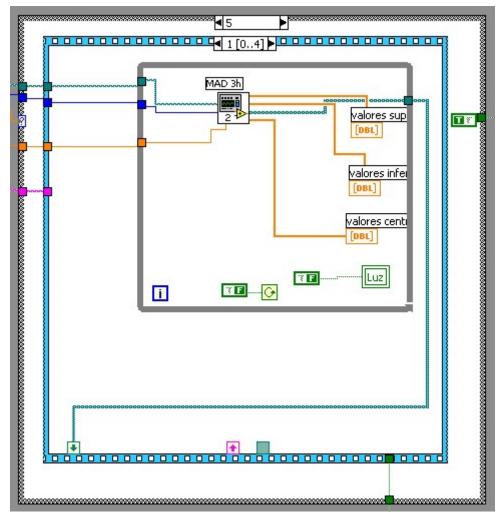
Apéndice

Estructuras de software desarrolladas

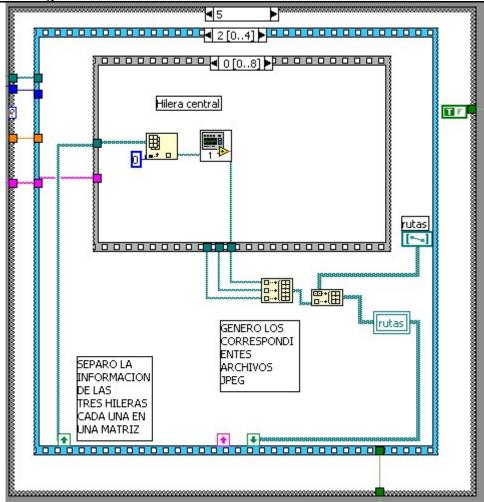
Invección, adquisición y reconstrucción de imágenes



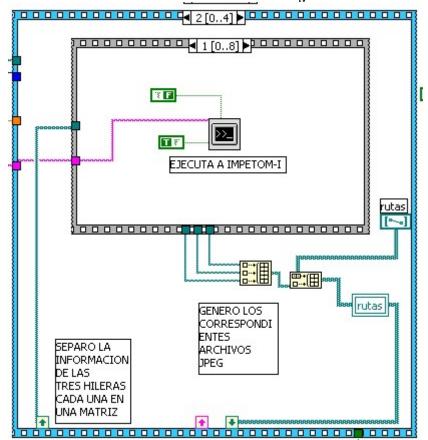
Subrutina -0. Introducción de datos



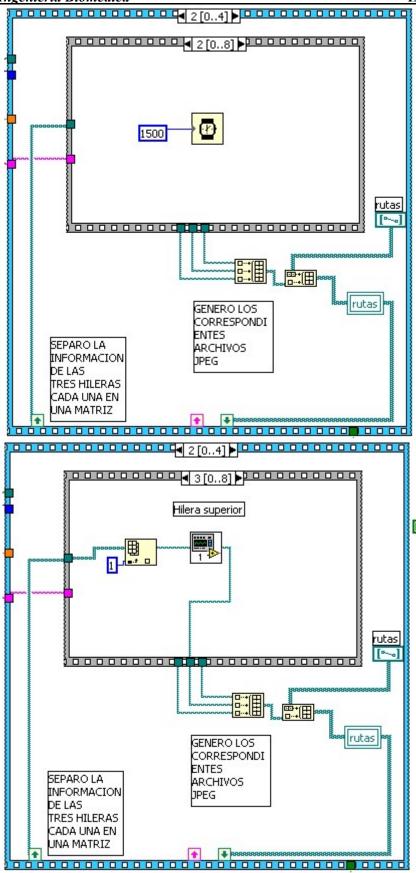
Subrutina -1. Ejecución del motor de adquisición de datos de tres hileras

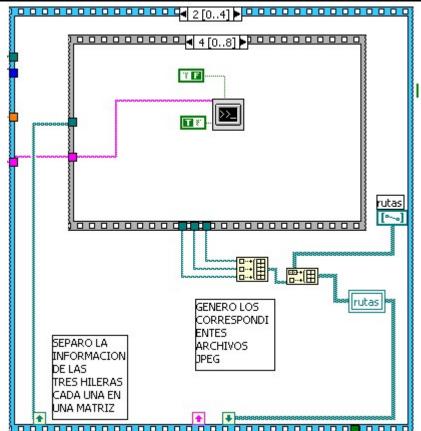


Subrutina-2. Reconstrucción de imágenes

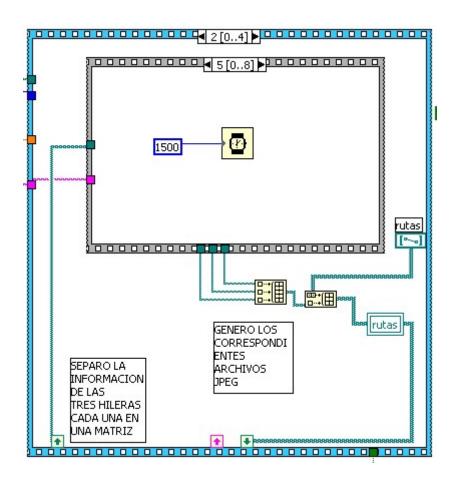


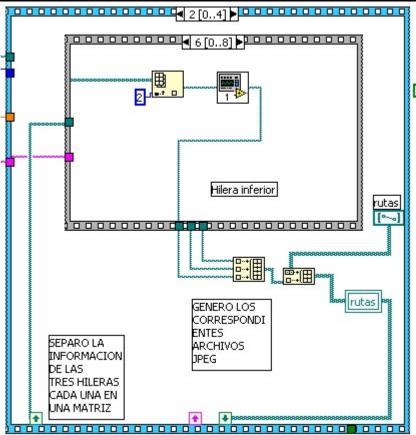
Reconstrucción de imagen de hilera central

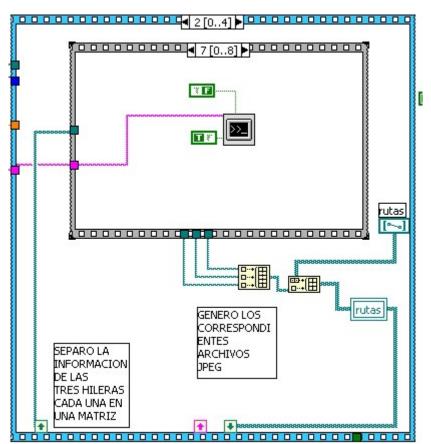




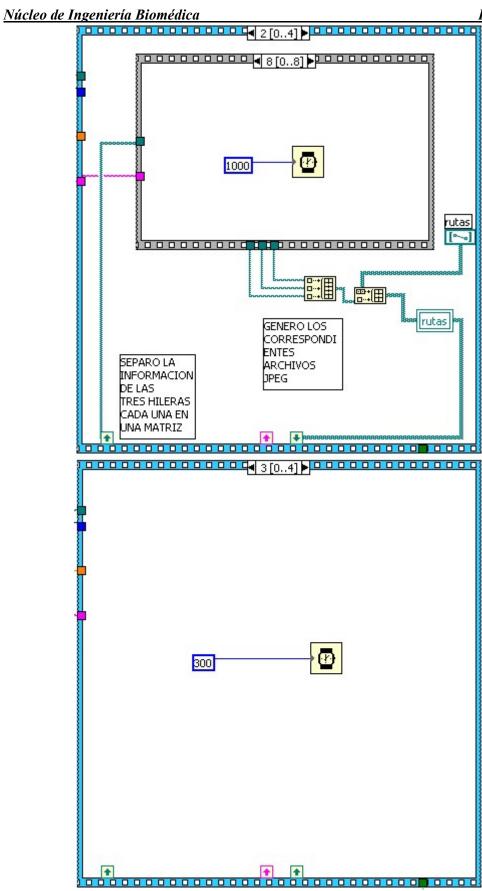
Reconstrucción de la imagen correspondiente a la hilera superior



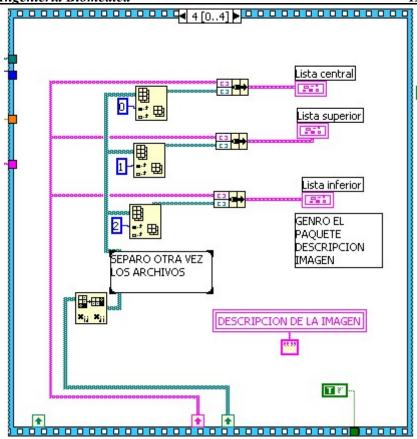




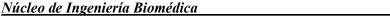
Reconstrucción de la imagen correspondiente a la hilera inferior



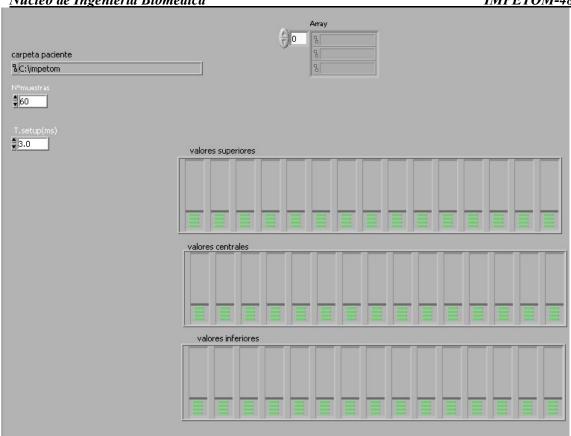
Rutina-3. Fin del proceso de reconstrucción



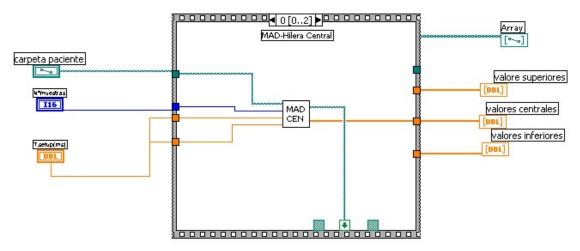
Rutina-4. Almacenamiento de datos adquiridos



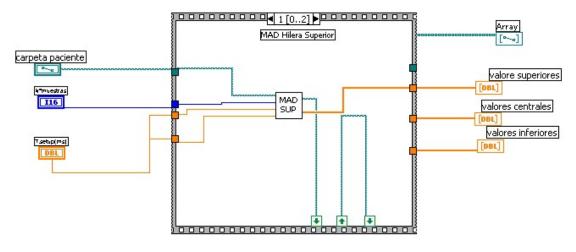




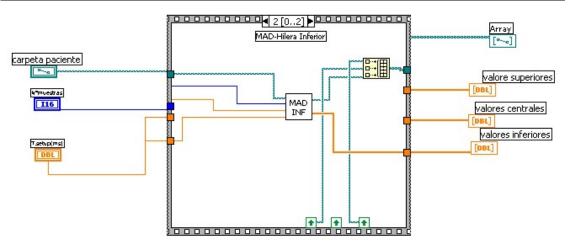
Rutina del motor de adquisición de datos



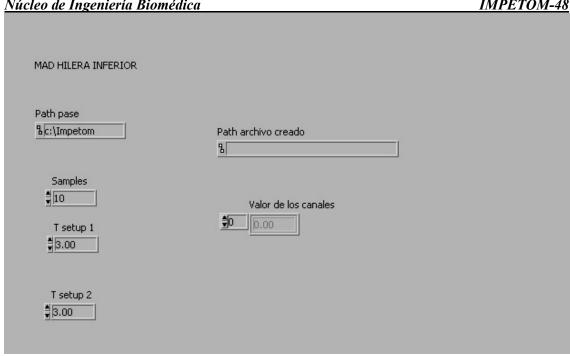
Motor de adquisición aplicado a la hilera central



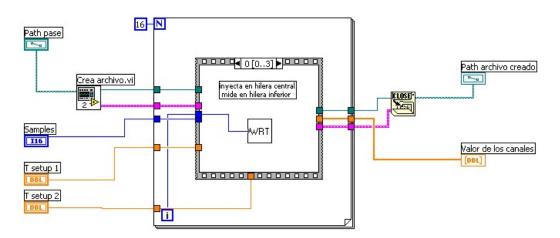
Motor de adquisición aplicado a la hilera superior



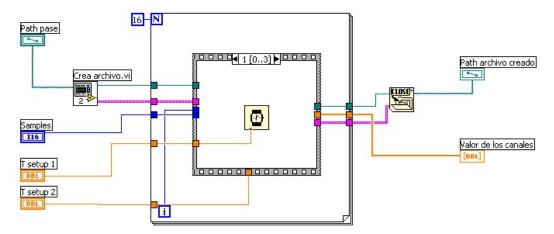
Motor de adquisición aplicado a la hilera inferior



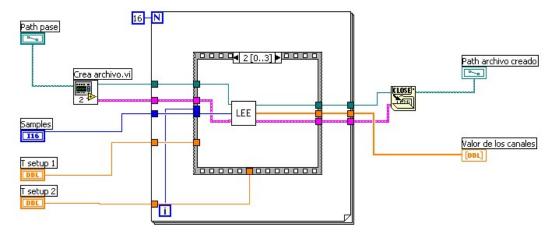
Motor de adquisición de la hilera inferior



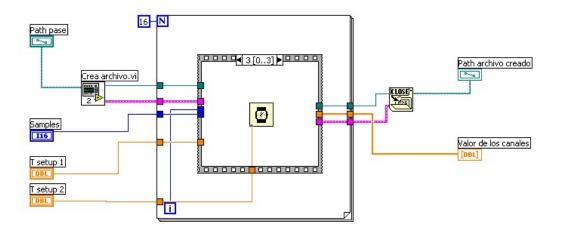
Subrutina-0. Escritura de los valores digitales de direccionamiento



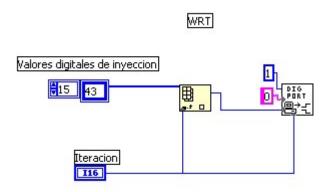
Subrutina-1. Espera un tiempo "Tsetup 1" para próxima ejecución



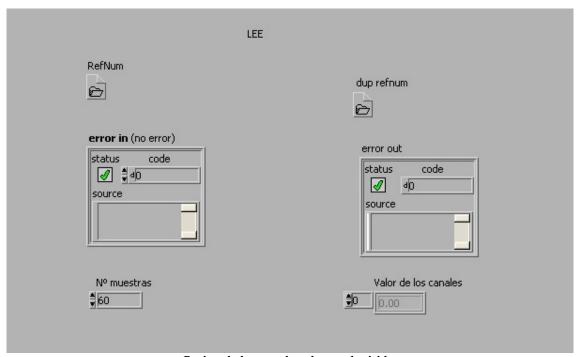
Subrutina-2 lectura de datos adquiridos



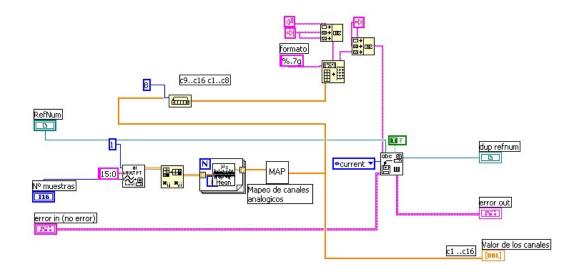
Subrutina-3. Espera un tiempo "Tsetup 2" para próxima ejecución

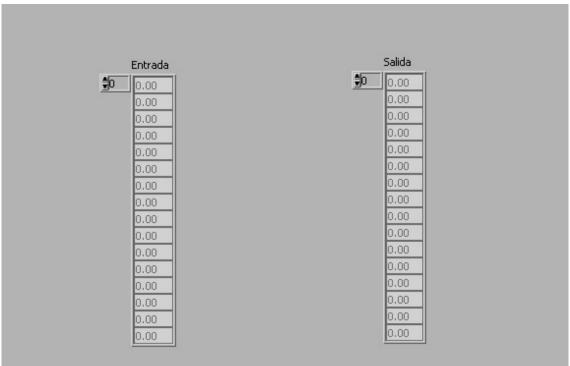


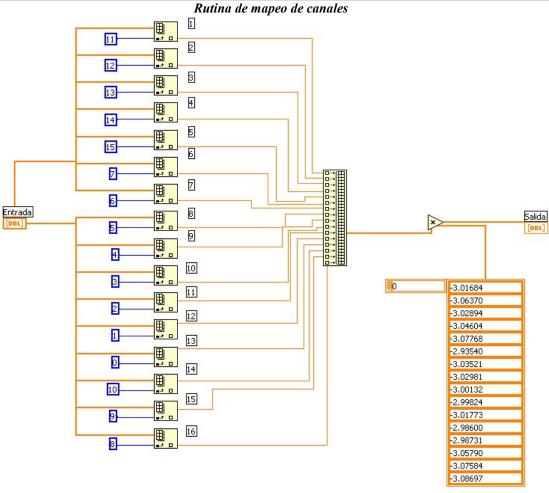
Rutina de escritura de valores de direccionamiento

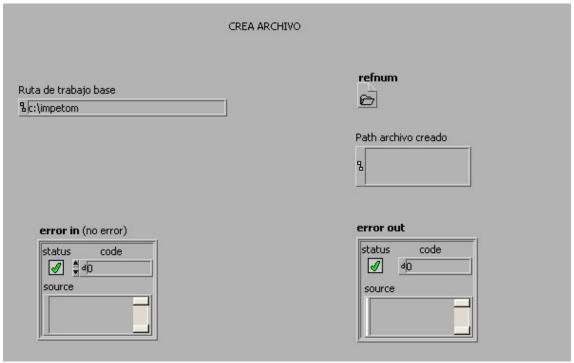


Rutina de lectura de valores adquiridos

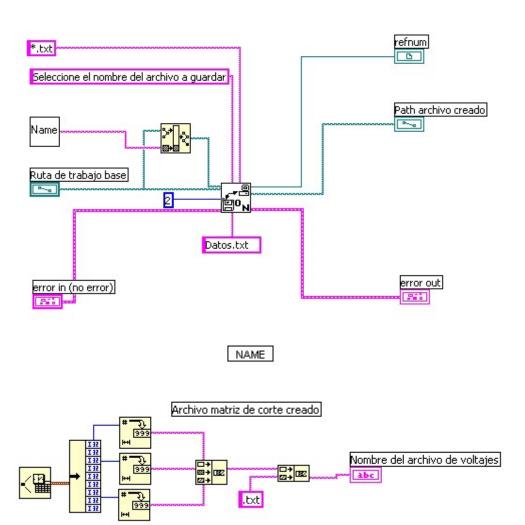




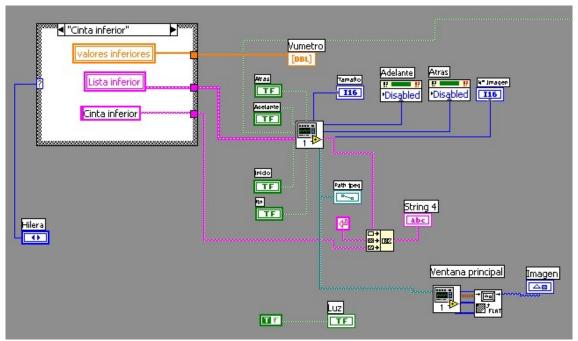




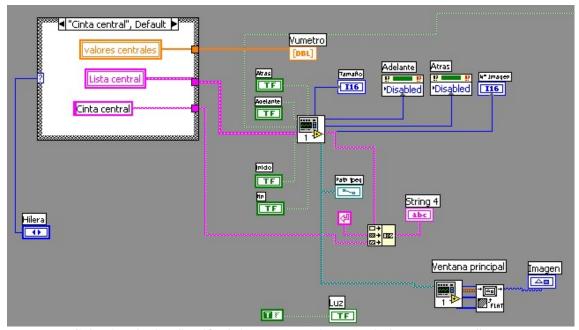
Rutina crea archivo de almacenamiento



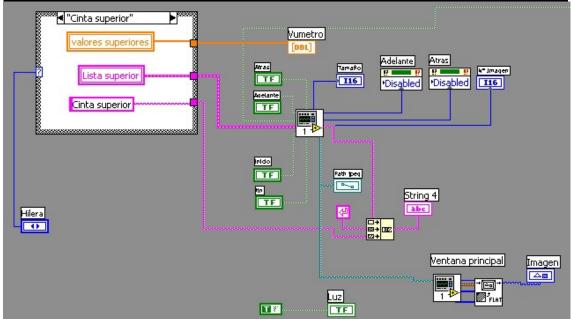
Presentación de imágenes reconstruidas y valores adquiridos



Subrutina de visualización de imagen inferior y carga de datos correspondientes

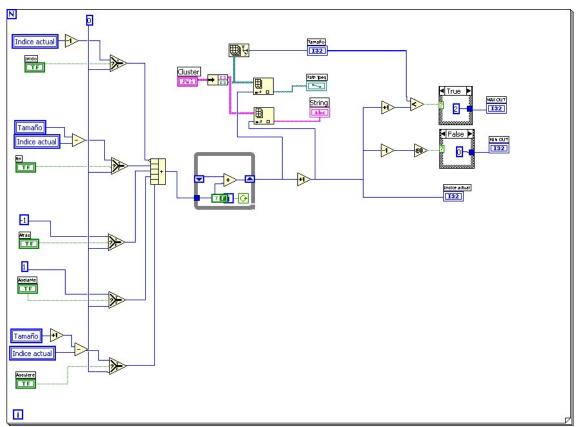


Subrutina de visualización de imagen central y carga de datos correspondientes



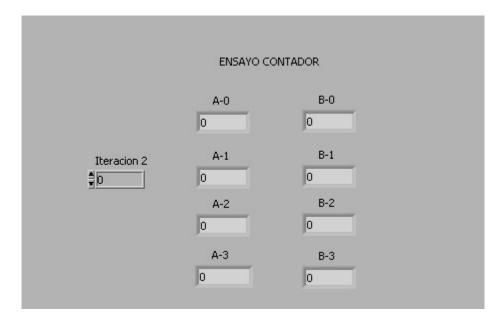
Subrutina de visualización de imagen superior y carga de datos correspondientes

Presentación de imágenes y valores almacenados

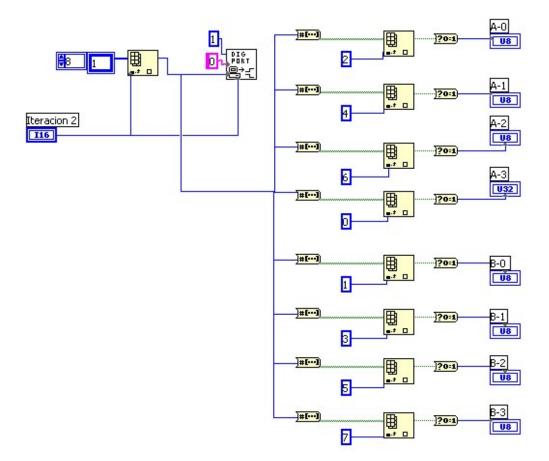


Rutina de selección de imágenes generadas en el estudio

Rutinas extras



Rutina de ensayo del contador y del canal digital de la tarjeta de adqusicion



INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1- Método de medida tetrapolar.	1
Figura 1.2- Disposición de los electrodos sobre el tórax del paciente a estudiar	3
Figura 3.1- Elementos que participan en la operativa de IMEPTOM	7
Figura 3.3- Elementos que participan en la operativa de IMPETOM-48	7
Figura 4.1- Alternativa que triplica la tarjeta IMPETOM-C	8
Figura 4.2- Procesos de la adquisición simultánea	9
Figura 4.3- Alternativa de adquisición secuencial	10
Figura 4.4- Procesos de la adquisición secuencial	11
Figura 6.1- Etapas que definen al proceso de adquisición de IMPETOM	14
Figura 6.2- Foto de IMPETOM-C	14
Figura 6.3 Foto de la etapa de aislación de IMPETOM-C	15
Figura 6.4- Modelo de la etapa de selección	16
Figura 6.5- Modelo eléctrico del filtro RC pasa alto de primer orden	17
Figura 6.6- Diagramas de Bode del filtro RC	17
Figura 6.7- Configuración para la cancelación del voltaje de offset	19
Figura 6.8- Protección de operación del OPA227	20
Figura 6.9- Esquema de un canal de medida de la etapa de selección de IMPETOM-48	22
Figura 6.10 Conexionado de un canal de medida	23
Figura 6.11 Disposición general de áreas y terminales del impreso de selección	24
Figura 6.12- Configuración de entrada y reducción de amplitud	26
Figura 6.13- Esquema de un canal de aislación analógica de IMPETOM-48	27
Figura 6.14- Composición y conexionado de un canal de aislación analógica	27
Figura 6.15- Estructura de un canal de aislación digital	28
Figura 6.16- Niveles de reconocimiento digital para el MAX336	30
Figura 6.17- Polarización del optoacoplador	31
Figura 6.18- Valores y ejecuciones en el proceso de adquisición	33
Figura 6.19- Proyecto de área y conexiones del circuito impreso de aislación de IMPETOM-48	34
Figura 6.20- Elementos que definen a IMPETOM-48	36
Figura 7.1- Diseño del circuito impreso de la etapa de selección	41
Figura 7.2- Diseño del circuito impreso de la etapa de aislación de IMPETOM-48	42
Figura 8.1- Señales de datos y control del software de control de IMPETOM-48	43
Figura 8.2- Diagrama de flujo del funcionamiento general de la interfaz de IMPETOM	44
Figura 8.3- Diagrama de flujo del funcionamiento del modulo de adquisición de datos (MAD)	45
Figura 8.4- Diagrama de flujo del software de control de IMPETOM-48	46
Figura 8.5- Panel de control de IMPETOM-48	47
Figura 9.1- Corte transversal del FANTOMA-48	48
Figura 9.2- Foto del FANTOMA-48	48
Figura 9.3- Canal de comunicación de IMPETOM-48 con el computador	52
Figura 9.4- Ensayo del sistema de control digital	70
Figura 9.5- Panel de control de los canales digitales de la tarjeta de adquisición +	71
Figura 9.6- Test del control digital de selección	74
Figura 10.1- Gráfico con las HH dedicadas por mes	77
Figura 10.2- Comparación porcentual del tiempo dedicado a las tareas del provecto	77

INDICE DE TABLAS

Tabla I- Valores de parámetros característicos de los multiplexores propuestos	21
Tabla II- Componentes activos y consumos requeridos por la etapa de selección	24
Tabla III- Componentes pasivos requeridos por la etapa de selección	24
Tabla IV- Identificación de los terminales de entrada salida del impreso de selección	24
Tabla V- Cuadro de valores obtenidos en el ensayo de polarización del 4N25	31
Tabla VI- Valores y acciones que se ejecutan en el proceso de adquisición de una hilera	32
Tabla VII- Tabla de verdad del MAX309	32
Tabla VIII- Señales de control de selección requeridas	32
Tabla IX- Tabla de verdad del 74HC393	33
Tabla X- Componentes activos y consumos requeridos por la etapa de aislación	34
Tabla XI- Componentes pasivos requeridos por la etapa de aislación	34
Tabla XII- Identificación de los terminales de entrada salida del circuito impreso de aislación	35
Tabla XIII- Parámetros de distanciamiento	40
Tabla XIV- Parámetros de dimensionamiento	40
Tabla XV- Distancias mínimas impuestas por el fabricante	40
Tabla XVI- Dimensiones mínimas impuestas por el fabricante	40
Tabla XVII- Valores digitales de inyección requeridos	70
Tabla XVIII- Correspondencia de los canales de control digital con los indicadores del panel	71
Tabla XIX- Tareas desarrolladas en el proyecto	76
Tabla XX- Horas dedicadas según tareas	77
Tabla XXI- Costos de materiales	78
Tabla XXII- Costos totales	78
Tabla XXIII- Tiempos y costos asociados a proyectos que componen a IMPETOM-48	78
Tabla XXIV- Costos de un primer modelo de IMPETOM-48	78
Tabla XXV- Costos de producción para IMPETOM-48	79

Conocimientos generales adquiridos

A continuación se describe brevemente lo que fue aprendido en el transcurso del desarrollo del proyecto y que experiencias adquiridas, mas allá de lo meramente técnico, pueden destacarse.

- 1- Una de los conocimientos adquiridos como consecuencia del desarrollo de este proyecto fue el aprendizaje del diseño de circuitos impresos asistido por computadora utilizando el software "Eagle". Esto a su vez permitió adentrar en el conocimiento de las diferentes técnicas de implementación de circuitos impresos.
- 2- También se pudo contraer una elevada experiencia en una nueva forma técnica de programación, la programación grafica en base al lenguaje LabView, totalmente desconocida para quienes hasta entonces están acostumbrados a trabajar sobre un código ejecutable. Esto tiene sus ventajas (puede ser muy sencillo si se conoce fluidamente las herramientas de este lenguaje) y desventajas (se pierde cierta eficiencia en el resultado del programa resultante).
- 3- Se pudo adentrar en el conocimiento de las diferentes técnicas de aislación electrónica analógico-digital como consecuencia de los requerimientos de seguridad que se le imponen a los equipos de uso medico.
- 4- Indefectiblemente se profundizo en la práctica de laboratorio para la comprobación del correcto funcionamiento de las diferentes etapas de hardware desarrolladas o aquellos que merecían ser ensayados, contrastando en varias oportunidades con los cálculos teóricos efectuados que se consideran al principio como premisa irrevocable.
- 5- Por tratarse este proyecto del desarrollo de un prototipo medico la instancia de investigación dio la posibilidad de adentrar en varias áreas vinculadas a la Ingeniaría Biomédica y poder conocer algunos de los trabajos que se efectuaron en el NIB y en otras instituciones publicas y privadas involucradas en la misma rama de investigación.
- 6- Como consecuencia de amargas experiencias adquiridas resultado de compras efectuadas via internet en compañías en el exterior se pudo comprender que los tiempos de proyecto no dependen únicamente de aquellos que uno dedique en el propio desarrollo si no que depende en muchas ocasiones (hasta llegar a condicionarlo) de ciertos agentes externos sobre los cuales uno no tiene control.
- 7- Es necesario considerar una franja de tiempos superior a los estrictamente requeridos para la implementación de todo proyecto garantizando de esta manera poder cumplir con los plazos de entregas pactados (esto puede ser un compromiso, dado que puede encarecer el presupuesto que se ofertará).
- 8- Pudo constatarse la gran incidencia que tiene los costos de investigación en los costos totales cuando se desarrolla un prototipo.
- 9- Es objetivo fundamental de todo ingeniero que puedan cumplirse los objetivos técnicos asociados al propio proyecto. Eso puede desvirtuar en ocasiones la gran importancia que tiene la influencia de los costos que involucra poder implementar un sistema. Debe tenerse presente la importancia que tiene el análisis de la factibilidad económica de todo proyecto. Este es un factor importante con el cual el profesional tendrá que aprender a convivir para poder competir en futuras propuestas de proyectos que en muchas ocasiones juega un papel muy importante el efecto económico de su implementación.
- 10- Es de levante interés para la ejecución de todo proyecto el saber descomponer su desarrollo en diferentes bloques y tener la suficiente capacidad (o experiencia) de dimensionar los tiempos y los correspondientes costos asociados a cada una ellos.
- 11- Una de las cosas mas importantes (que no se dicta en un aula de estudio) es la necesidad de convencimiento que tiene que tener el profesional para poder seducir a su cliente (o tutor) de que su propuesta es la que mejor cumple con los requerimientos de su proyecto. Puede ser que el profesional sea un experto en una área especifica pero si el mismo no posee la capacidad de transmitir y vender sus ideas no ira muy lejos.
- 12- Debe mantenerse registrada toda la información que se intercambie en el proyecto entre la parte oferente y demandada. Puede ser que en una determinada instancia se definan puntos específicos del desarrollo del proyecto y luego por olvido (o conveniencia) pretendan cambiarse las condiciones haciéndolas desfavorables para quien ejecuta el proyecto. Esto actúa como un comprobante de las concisiones pactadas.

Conclusiones

Objetivos alcanzados

- 1- Se construyo un equipo que realiza un novedoso proceso de adquisición y permite la captura de información que se pierde sobre los planos adyacentes al de inyección.
- 2- El diseño del prototipo cumple con el requerimiento de la integración de sub-sistemas previamente desarrollados en el NIB.
- 3- Se logro desarrollar el software que permite obtener un conjunto de tres imágenes en cada proceso de adquisición.
- 4- Se obtuvo un equipo que garantiza la seguridad de operación.
- 5- Se mejoró el sistema de aislación utilizado por IMPETOM minimizando la influencia del ruido de operación.
- 6- Se obtuvo un software que proporciona la interfaz del panel de control de adquisición que permite en forma práctica y sencilla iniciar el proceso y poder visualizar en pantalla las imágenes reconstruidas de cada uno de los cortes de adquisición.

Recomendación para futuros trabajos

- 1- El estado del sistema entregado permite garantizar su puesta en funcionamiento una vez solucionados los inconvenientes técnicos atribuidos a la etapa de adquisición y procesamiento de datos IMPETOM-C.
- 2- Para la validación del sistema con ensayos realizados sobre pacientes seria recomendable utilizar una fuente de alimentación de grado medico para aquellas etapas que fueron oportunamente diseñados para este tipo de alimentación. Todos los diseños fueron implementados considerando este requerimiento de seguridad.
- 3- Debe mejorarse la calidad de las imágenes obtenidas de cada proceso de adquisición, esto implicaría modificar o cambiar el software de reconstrucción de imágenes actualmente utilizado por este proyecto. Particularmente para el desarrollo de IMPETOM-I se asumieron ciertos supuestos que condicionan la calidad de los resultados obtenidos. Ensayos efectuados oportunamente con el grupo de desarrollo de IMPETOM arrojaron como resultado que no es posible distinguir con las imágenes adquiridas las estructuras anatómicas ni cambios fisiológicos que se producen en seres vivos. Contactos recientemente mantenidos con médicos interesados en esta novedosa técnica de estudio manifestaron que una de las brechas mas complejas de superar de en base a esta técnica es el mejoramiento de la calidad de la imagen obtenida.
- 4- Debe realizarse e incorporarse al software de reconstrucción un algoritmo que pueda interpretar y combinar los datos adquiridos proporcionados por las tres matrices de datos. De esta manera pueden obtenerse imágenes cooplanares más fidedignas (teniendo en cuenta las corrientes que fugan del plano de corte) o pueden manipularse los datos mediante técnicas específicas para la obtención de una imagen tridimensional del objeto a estudio.
- 5- Debe mejorarse el sistema de medida proponiendo otro tipo de conductores que sustituyan a los 48 cables coaxiales que utiliza este sistema.