



*Facultad de Ingeniería Eléctrica
Departamento de Automática*

Trabajo de Diploma

TÍTULO

*Diseño y puesta a punta de un Sistema de Adquisición de Datos
para un equipo de medición de Bio-impedancia eléctrica.*

Autor: Yoiler Díaz La Rosa

Tutores: MSc. Ing. Miguel Fabars Zamora

MSc. Ing. Alcibiades Lara Lafargue

Curso: 2008-2009

Dedicatoria:

- *A mi hijo Bryan Díaz Licea por impulso esencial en los últimos tres años de mi carrera.*
- *A mis padres Lurdes la Rosa y Arnoldo Valdez por siempre estar presentes.*
- *A Yalile Licea Capote por su gran paciencia, dedicación y entrega.*
- *A mi padre Carlos Alberto Díaz por su apoyo.*
- *A toda mi familia en especial mi abuela Elisa García , mi tía Beatriz la Rosa García que de una forma u otra siempre brindan su apoyo.*

Agradecimientos:

- *A mis tutores Msc. Ing. Miguel Fabars Zamora y MSc. Ing. Alcibíades Lara Lafargue por su apoyo.*
- *Al Msc. Ing. Julio Fong por su ayuda desinteresada.*
- *A la Msc. Lic. Lourdes La Rosa García eternamente.*

Resumen.

Un sistema de adquisición de datos en un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica logra un tratamiento de las señales de manera digital, con lo que puede aumentar la eficiencia al dar un diagnóstico y provee a médicos y científicos una herramienta útil para sus investigaciones.

Dotar a un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica con un sistema de adquisición de datos posibilita la inserción del mismo al Sistema Nacional de Salud y disminuyendo grandes gastos económicos en la compra de estos costosos equipos en el mercado internacional, además de contar con uno de manufactura nacional.

Como problema de esta investigación: La carencia de la adquisición de datos para el procesamiento digital de las señales del equipo de medición de bio-impedancia eléctrica desarrollado en la Facultad de Ingeniería Eléctrica, como objeto: la medición de bio-impedancia eléctrica, el campo de acción: técnicas y procedimientos para la adquisición de datos de la medición de bio-impedancia eléctrica. Se aplicaron métodos de investigación, que permitieron el desarrollo de todo la investigación.

Abstract.

A data acquisition system on a computer for measuring bio-electrical impedance achieves processing signals digitally, so you can increase efficiency by providing a diagnosis and provides physicians and scientists a tool for their investigations. Providing a team of measuring bio-electrical impedance with a data acquisition system allows the insertion of the National Health System and reducing large economic costs on the purchase of expensive equipment in the international market, besides having a domestic manufacturing. As a problem of this research: The lack of data acquisition for digital processing of signals from the measurement equipment developed bio-electrical impedance in the Faculty of Electrical Engineering, as an object: the measurement of bio-electrical impedance, the field Action: Techniques and procedures for data acquisition of measuring bio-electrical impedance. Applied research methods, which enabled the development of all research.

Índice.

ÍNDICE.....	1
INTRODUCCIÓN.....	3
CAPÍTULO I: CARACTERIZACIÓN DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS.....	7
Introducción del capítulo	7
1.1. Reseña histórica de la adquisición de datos	7
1.2. Breve reseña de la bio-impedancia eléctrica.....	8
1.3. Caracterización de un sistema de adquisición de datos	10
1.3.1. Conceptos generales.....	10
1.3.2. Funciones de los sistemas de adquisición de datos.....	11
1.3.3. Elementos de un sistema de adquisición de datos para medición y control.	11
1.3.4. Arquitectura para adquisición de datos.....	13
1.3.4.1. Sistemas de alto y bajo nivel.....	13
1.3.4.2. Sistemas centralizados, descentralizados y distribuidos.	14
1.3.5. Sistemas integrados para adquisición de datos.	14
1.3.6. Ideas generales sobre el diseño de SAD	15
1.4. Comunicación	15
1.4. Caracterización del sistema de adquisición de datos para el equipo de bio-impedancia eléctrica.	16
Conclusiones parciales del capítulo.	17
CAPÍTULO II: SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS PARA LA MEDICIÓN DE BIO-IMPEDANCIA ELÉCTRICA.	18
Introducción	18
2.1. Caracterización de las señales.....	18
2.2. Diagrama en bloques funcional del sistema de Adquisición de Datos.	19
2.2. Descripción del sistema.	20
2.3.1. Caracterización del sistema ADuC812QS compatible con 8051.	20
2.3.3.1. Conversor Analógico Digital.	22
2.3.3.2. Distribución de Memoria de Datos y Programas.....	22
2.3.3.3. Puertos paralelos de entrada/salida (I/O por sus siglas en inglés) P0, P1, P2 Y P3.....	23
2.3.3.4. Puerto serie I/O.....	24
2.3.3.5. Temporizador/Contador.	24
2.3.3.6. Descarga vía Serie (Código de Programa).....	25
2.4. Diseño y Simulación del Sistema de Adquisición de Datos para un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.	25
2.4.1. Caracterización de la herramienta de programación Raisonance.	25
2.4.2. Propuesta del algoritmo y programación del módulo ADuC812QS.	27
2.4.2.1. Flujograma.	27
2.4.2.2. Propuesta de la programación de la ADuC812QS. [2].....	31
2.5. Diseño de la Interfase Gráfica para el usuario.	38
2.5.1. Caracterización del entorno de desarrollo LabWindows/CVI.....	38
2.5.2. Diagrama de Flujo para la interfase gráfica del usuario.	40
2.6. Circuito eléctrico equivalente de referencia (Phantom).....	45
2.7. Valoración del impacto del trabajo realizado.	46
2.7.1. Impacto social.	46
2.7.2. Impacto económico.	46
2.7.3. Valoración económica.	47

Conclusiones parciales del capítulo.....	47
CONCLUSIONES.	48
RECOMENDACIONES.	49
BIBLIOGRAFÍA	50
ANEXOS.	51

Introducción.

El interés que existe por la adquisición de datos en la gran mayoría de los procesos industriales, la bioingeniería, las telecomunicaciones y la electrónica va en aumento. Desde sus inicios y como objetivo principal, el procesamiento de señales analógicas a tiempo real ha sido un reto electrónico. La adquisición de datos surge en gran medida como necesidad de simular señales analógicas antes de llevar a cabo la construcción de costosos equipos.

En la actualidad existen varios métodos y técnicas para la adquisición de datos, la elección de estos depende de la aplicación en sí del grado de precisión y exactitud que requiera dicha aplicación y de los recursos y medios disponibles.

Una de las áreas de mayor interés es el área de la bioingeniería, donde muchas veces es necesario un procesamiento digital de las mediciones corporales efectuadas por equipos o dispositivos electrónicos, para ello se han elaborado diversos módulos, que se especializan en este tipo de señal.

La incursión de la tecnología en el área médica a nivel mundial ha despertado un especial interés por la adquisición de datos debido a que muchas veces se hace necesario un tratamiento especial de señales, con el objetivo de mejorar el diagnóstico de pacientes e investigaciones científicas. La adquisición de señales médicas del cuerpo humano es uno de los grandes aportes de la electrónica a la medicina. Esto se debe a que en la actualidad los equipos electrónicos se han convertido en herramientas importantes para los médicos y científicos.

Con el devenir de la tecnología digital al país, la ciencia cubana acude a la adquisición de datos como una herramienta necesaria para ampliar, profundizar y mejorar los resultados de las distintas investigaciones realizadas por los científicos y profesionales cubanos en diversas ramas de la ciencia, como son, las telecomunicaciones, la automática, la bioingeniería, la medicina, la biofísica médica y la electrónica, entre otras. La rama de la salud en Cuba le presta especial interés a la adquisición de datos. Con la falta de instrumentación en la medicina debido a los altos costos, y difícil adquisición, los ingenieros cubanos se han dado la tarea de innovar y/o realizar equipos médicos para suplantar el déficit existente.

La composición corporal como un área del conocimiento que posibilita el análisis de las variaciones en los componentes corporales asociados a los procesos de crecimiento, envejecimiento, salud-enfermedad, además de los cambios originados por el balance energético y la actividad física han despertado gran interés de la comunidad científica. Por ello, su estudio es una herramienta de gran utilidad en áreas como la nutrición, la medicina, la ergonomía, la antropología física y las ciencias aplicadas al deporte. De ahí que en el país se busquen alternativas para la medición de la misma. En la actualidad, existen diversidad de modelos, métodos y técnicas para su evaluación; la elección de éstos depende del objetivo del estudio, del grado de precisión y exactitud que requiera y de los recursos y medios disponibles.

Uno de los métodos de medición de la composición corporal es el de la medición de la bio-impedancia eléctrica. La práctica y el desarrollo de esta técnica se basan fundamentalmente en la respuesta que los tejidos biológicos presentan, en función de sus propiedades, al paso de una corriente eléctrica alterna de baja intensidad.

La presente investigación está encaminada a dotar de un sistema de adquisición de datos a un prototipo de equipo para la medición de señales de bio-impedancia eléctrica, desarrollado en el Departamento de Automática de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente, con el objetivo de dar los primeros pasos para la introducción masiva del método en el sistema de salud de la provincia, actualmente solo existe un único equipo de este tipo en Santiago de Cuba capaz de realizar esta medición, producto de una donación española.

El prototipo de equipo desarrollado solamente cuenta con el sistema de procesamiento analógico de la señal, o sea, el sistema de medición; de ahí la necesidad de incorporarle un sistema de adquisición de datos, para ello se cuenta con la tarjeta ADuC812QS que integra un conversor analógico digital de 12-bits multicanal, incorpora además dos Conversor Digital-Analógico de 12 bits y su núcleo es compatible con el microcontrolador 8051. Posee una memoria Flash interna de 8 Kbytes, una memoria Flash de datos de 640 bytes y otras prestaciones en cuanto a periféricos, tales como Watchdog Timer, cuatro puertos de entrada – salida de 8 bits, tres temporizadores de 16 bits, soporta tres protocolos de comunicación serie el RS-232, I²C y SPI, además de otros recursos que lo hacen ideal para la aplicación que se plantea.

En correspondencia con lo planteado anteriormente, este trabajo se propone como

Problema de la investigación:

La carencia de la adquisición de datos para el procesamiento digital de las señales del equipo de medición de bio-impedancia eléctrica desarrollado en el Departamento de Automática.

Objeto de la investigación:

La medición de bio-impedancia eléctrica.

Objetivo de la investigación:

Diseño de un sistema de adquisición de datos para el equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.

Campo de acción:

Técnicas y procedimientos para la adquisición de datos de la medición de bio-impedancia eléctrica.

Hipótesis:

Si se diseña el sistema de adquisición de datos propuesto en el objetivo de la investigación, se lograría un procesamiento digital de las señales de medición, con aumento de las facilidades y prestaciones del equipo de bio-impedancia eléctrica para su inserción en el sistema de salud.

Tareas de la investigación:

1. Fundamentar el problema de la investigación.
2. Estudiar la bio-impedancia eléctrica.
3. Caracterizar un sistema de adquisición de datos.
4. Caracterizar las señales de medición.
5. Caracterizar el sistema ADuC812.
6. Caracterizar el software **Raisonance**.
7. Diseñar y simular el sistema de adquisición de datos de medición de bio-impedancia eléctrica.
8. Diseñar el sistema de adquisición de datos
9. Caracterizar y Diseñar una interfase gráfica para el usuario con la plataforma interactiva de trabajo el software **LabWindows CVI versión 6.0**.

Técnicas y métodos empleados en la investigación:

- Teórico
 - a. Análisis de documentos.
 - b. Método histórico – lógico.
 - c. Método análisis-síntesis
- Empírico

a. Observación.

- Método Matemático-Estadístico.
 - a. Análisis de Datos.

Significación practica:

Con esta propuesta realizada se lograría:

- Contar con un prototipo de equipo de medición de bio-impedancia eléctrica de factura nacional.

Este trabajo de diploma consta de Resumen, Introducción, dos Capítulos, Conclusiones, Recomendaciones, Agradecimientos, Bibliografía y dos Anexos.

En el primer capítulo se realiza:

- Reseña histórica sobre las mediciones de bio-impedancia eléctrica.
- Breve reseña de la bio-impedancia eléctrica.
- Caracterización de un sistema de adquisición de datos.
- Comunicación.
- Caracterización de un sistema de adquisición de datos para un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.

En el segundo capítulo se realiza:

- Caracterización de las señales de medición.
- Descripción del sistema de adquisición de datos para un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.
- Diseño de la interfase gráfica para el usuario.
- Valoración del impacto social.

Capítulo I: Caracterización de los sistemas de adquisición de datos.

Introducción del capítulo

En este capítulo se hace una breve reseña histórica de la adquisición de datos y una breve reseña de la bio-impedancia eléctrica. Se realiza la caracterización de un sistema de adquisición de datos con una explicación de cada componente de dicho sistema, así como conceptos generales, funciones y elementos para medición y control. Aparecen además los tipos de esquemas para el sistema de adquisición de datos. Se aborda la comunicación entre el sistema de adquisición de datos y demás periféricos. Se realiza una caracterización del sistema para el equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.

1.1. Reseña histórica de la adquisición de datos

La adquisición de datos data desde el inicio de las telecomunicaciones y la electrónica, más adelante, la necesidad de procesar datos analógicos en procesadores digitales les imprimió a los científicos la tarea de buscar alternativas lo suficientemente confiables para este tipo de labor. Los primeros pasos por ingenieros como Nyquist y otros, fueron de gran importancia para el desarrollo de los sistemas de adquisición de datos. [4][9]

El teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, también conocido como teorema de muestreo de Whittaker-Nyquist-Kotelnikov-Shannon, criterio de Nyquist o teorema de Nyquist, es un teorema fundamental de la teoría de la información, de especial interés en las telecomunicaciones, automatización y electrónica. [4][9][24]

En 1927 Nyquist determinó que una señal analógica limitada en banda debería ser muestreada como mínimo con una frecuencia doble que el ancho de banda de la señal para ser convertida en una representación adecuada en forma digital. Nyquist publicó sus resultados en el artículo "Certain topics in Telegraph Transmission Theory (1928)". Esta regla es ahora conocida como el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon [9][4][24]

Normalmente no se tiene en cuenta que el desarrollo del procesamiento digital de señales comenzó a causa del deseo de los diseñadores de sistemas analógicos de simular el comportamiento de éstos antes de llevar a cabo la construcción de costosos prototipos.

La herramienta para realizar la simulación era el ordenador y fue de esta manera como se inició el desarrollo del procesamiento digital de señales. Hay que decir, que aquellos pioneros que trabajaron entre la década de los 50 y los primeros años de la de los 60 no tenían mucha idea de que su trabajo se expandiría hacia un área mucho mayor en la tecnología de la electrónica digital durante los años 80 y posteriores.[6]

El procesamiento digital de las señales dependía de los procesadores digitales y de la mayor parte de las matemáticas o algoritmos que habían sido desarrollados desde los años 50. Una vez que los algoritmos estaban establecidos, los diseñadores comenzaron a buscar la arquitectura de procesador más eficaz para implementarlos. La primera meta fue conseguir simulaciones que se ejecutasen en

un tiempo aceptable. No está claro cuando surgió la idea de utilizar computadores digitales para procesar señales reales, pero una vez hecho, los objetivos cambiaron súbitamente. La meta final es el procesamiento digital de las señales en tiempo real, esto es, realizar los cálculos en el instante mismo en que la señal llega al sistema. Los antiguos sistemas tan sólo eran capaces de almacenar la onda en memoria y procesarla más tarde. [6][13][24]

Estos sistemas no podían tomar ningún tipo de decisión basada en los datos en el instante que estos cambiaban, de ahí el algoritmo para procesadores digitales de señales modelo matemático básico para las señales continuas está basado en las transformadas de Fourier y Laplace, las cuales fueron desarrolladas durante el siglo 19.

Hacia mediados de los años 70, una institución líder en la investigación también desarrolló computadores para proceso digital de señales con tiempos de multiplicación que oscilaban alrededor de los 200ns. Estas máquinas eran realmente capaces de procesar señales en tiempo real, pero eran tan voluminosas y caras que no fueron viables comercialmente. La estructura básica de un procesador de DSP había sido creada, pero debía esperar la llegada de la tecnología de semiconductores para ponerse al día. Si un procesador DSP hubiera podido implementarse con unos pocos circuitos integrados, o incluso en un solo dispositivo, se hubieran abierto otras vías para el comercio.

Durante los años 70 la tecnología de los circuitos integrados se hizo más compleja. La demanda de una maquinaria militar potencialmente consumidora de esta tecnología en los Estados Unidos y la aparición gradual de la electrónica en productos de consumo supuso un gran incentivo para reducir los tamaños, aumentar la velocidad de los dispositivos y mejorar los procesos tecnológicos. El proceso tecnológico elegido a finales de los 70 fue el N-MOS (canal N Metal Óxido Semiconductor), el cual trabajaba con una simple fuente de 100.000 transistores por dispositivo. En los dos primeros años de la década de los 80, se presentaron cuatro procesadores digitales de monocircuito. El mérito al primer DSP en un solo circuito se le acredita a la empresa American Microsystems Inc. (AMI) S2811. El Intel 2920 y el NEC mPD7720 estuvieron también disponibles por la misma época. Un poco más tarde, en 1982, Texas Instruments introdujo el TMS32010 y con él llegó realmente el DSP monopastilla.

En fin, durante décadas, el procesamiento analógico de señales fue el único tipo de procesamiento electrónico posible. Con el advenimiento de las técnicas digitales y el lanzamiento de los procesadores digitales, se incorpora la posibilidad de procesar las señales digitalmente. A partir de la reducción del costo de los procesadores digitales de señales (DSP) y de los convertidores analógico-digital (ADC), el procesamiento analógico cedió terreno al digital y se puede decir que perdió protagonismo en el escenario electrónico actual. [6][9][8][13][19]

1.2. Breve reseña de la bio-impedancia eléctrica.

La medida de la impedancia eléctrica en tejidos de seres vivos comenzó en 1907, cuando Galler realizó sus experimentos en ranas y Cremer en 1913 recogió los cambios de capacidad asociados al vaciado y llenado del corazón durante el ciclo cardiaco. También aplicaron la corriente alterna de alta frecuencia y baja intensidad a modelos animales y humanos Crile (1922), Fricke (1925), Schwan (1954) y Cole (1968).

La década de 1940 fue especialmente fructífera en el desarrollo de nuevas técnicas de medida como la radiocardiografía de Rósa, que tenía como objetivo detectar los movimientos del corazón y de las arterias; y en 1949 Witehorn y Perl llegaron a calcular el volumen de sangre bombeada por el corazón a partir de técnicas similares.

En muchos estudios iniciales, la impedancia eléctrica se medía por medio de la inmersión de los brazos en solución salina a través de la cual circulaba una corriente eléctrica alterna; mientras que en otros, se aplicaba la corriente por intermedio de electrodos ubicados en o a través de la piel. Fueron Horton y Van Ravenswaay los primeros que utilizaron un sistema de cuatro electrodos similar al que se utiliza actualmente, pero fue Nyboer el que perfeccionó este método para el estudio del flujo sanguíneo.

La primera vez que se utilizó la bio-impedancia eléctrica para el estudio de la composición corporal fue en los años 1960, en que el médico francés de la Universidad Claude Bernard (Lyon), Auguste Louis Thomasset, desarrolló métodos para estimar el agua corporal total y la extracelular mediante la implantación de dos electrodos de aguja, que no tuvieron aceptación por los pacientes. Posteriormente Hoffer (1969) emplea la técnica tetrapolar en la determinación del agua corporal, ya que ésta elimina las interacciones piel/electrodo y garantiza que la impedancia medida sea esencialmente de los tejidos subyacentes. Nyboer la utilizó para determinar la masa grasa corporal y el porcentaje de masa grasa. [12][14] [24]

En la década de los 60, por un físico francés, (Thomasset, 1962) que estableció la relación existente entre el agua total del cuerpo humano y la impedancia eléctrica. Sus medidas y sus aplicaciones comenzaron a tomar auge a partir de esta década cuando eran utilizados por el programa espacial norteamericano para monitorizar de forma no invasiva y repetitiva la estimación de los parámetros de los sistemas respiratorios y cardiovascular.

El análisis de la impedancia corporal o bio-impedancia eléctrica, mide la oposición de los tejidos corporales al paso de una corriente eléctrica (impedancia corporal), una propiedad que depende fundamentalmente de su contenido hidroelectrolítico.

La bio-impedancia eléctrica es un método preciso para determinar el volumen de los fluidos corporales y la masa libre de grasa en pacientes estables y en sujetos sanos, siempre y cuando las ecuaciones de predicción utilizadas se adecuen a la población estudiada. Como inconveniente, la técnica es muy sensible a cambios bruscos en el contenido hídrico del organismo (retención hídrica o deshidratación) lo que puede inducir a errores importantes en la estimación de los compartimentos corporales. Entre sus ventajas cabe destacar su bajo precio, fácil transporte, inocuidad, sencillez de manejo y baja variabilidad inter observador. Sin embargo, la capacidad para predecir la composición corporal depende de la ecuación escogida y, por tanto, no puede asumirse la aplicabilidad en general de todas las ecuaciones. Muchas mediciones de bio-impedancia eléctrica se hacen a una sola frecuencia en el rango de 50 – 100kHz (a estas frecuencias no existe peligro de choque eléctrico) con corrientes desde 0.5 hasta 4mA. Las corrientes a estos niveles son usualmente necesarios para obtener una buena relación señal-ruido cuando se registran pequeños cambios pulsátiles que están en el rango de 0.1% hasta 1% de la impedancia total. El uso de altas frecuencias es difícil debido a las capacidades parásitas que hacen muy complejo el diseño de los instrumentos.

Las mediciones en el rango de 50-100khz tienen unos valores de impedancia de piel típica de 2-10 veces el valor de interés del tejido subyacente del cuerpo. Esto, fuertemente depende del área del electrodo. Para obtener valores de la bioimpedancia eléctrica que puedan ser usados para entregar información biológica cuantitativa, es necesario eliminar la contribución de la impedancia de la piel. Esto se realiza con el método de medición de impedancia por cuatro electrodos mostrado en la figura 1.1 con otros bloques de procesamiento de la señal que comúnmente se usan en una medición de impedancia típica. [12][24][25]

La Z_{b0} es la sección interna del tejido que se mide. Si se usaran dos electrodos para hacer la medición, se podría incluir dos impedancias de piel (Z_{sk1} y Z_{sk4}) y dos impedancias de tejido interno (Z_{b1} y Z_{b2}). Puesto que la impedancia de la piel puede ser de 2-10 veces Z_{b0} , sería imposible estimar con exactitud el valor de Z_{b0} sin eliminar la impedancia de la piel en la medición (ver anexo1).

Una fuente de corriente constante se usa para suministrar corriente I_0 hacia los dos electrodos 1 y 4. La corriente I_0 fluye desde la fuente de corriente constante directo a la piel, independientemente de los valores de la impedancia de la piel o del tejido.

El voltaje V_0 se mide a través de Z_{b0} con un amplificador de voltaje se usan los electrodos 2 y 3. Se asume que la impedancia de salida de la fuente de corriente es: [24][25]

$$\gg Z_{sk1} + Z_{b1} + Z_{b0} + Z_{b2} + Z_{sk4} \quad 1.1$$

y la impedancia de entrada del amplificador de voltaje es

$$\gg Z_{sk2} + Z_{b0} + Z_{sk3} \quad 1.2$$

entonces:

$$Z_{b0} = DZ + Z_0 \quad Z_0 = V_0 / I_0 \quad \gamma \quad DZ = \Delta V_0 / I_0 \quad 1.3$$

Donde:

Z_0 = es la porción invariante en el tiempo de la impedancia

DZ = es el cambio de impedancia típicamente asociada con la pulsación de sangre en la región de la medición.

1.3. Caracterización de un sistema de adquisición de datos

1.3.1. Conceptos generales

Un sistema de adquisición de datos es un equipo electrónico cuya función es el control o simplemente el registro o monitoreo de una o varias variables de un proceso cualquiera. Las variables son en forma de físicas, eléctricas o no, y las salidas son en forma física o de presentación visual o acústica. En esta investigación sólo se hace referencia a los sistemas de adquisición de datos en los que las variables son en forma de variables eléctricas.

Los sistemas de adquisición de datos suelen realizar una única tarea, aunque con grados de complejidad muy diversos. En los sistemas para tratamiento de datos y textos, en cambio, las entradas y salidas son a través de equipos periféricos de ordenador (teclado, pantalla, impresora...), no hay interacción con otras variables físicas más que las propias de interfaz con el usuario, y se pueden realizar tareas diversas pues son programables por el usuario. [6][23]

Las dimensiones físicas y la complejidad de estos sistemas, evaluadas por el número de elementos con una función diferenciada, pueden ser muy dispares. El diseño de un sistema de adquisición de datos implica considerar las partes que lo integran y sus tareas respectivas. La identificación de cada parte se hace desde una perspectiva determinada que puede ser a nivel de transistor, de componente, de circuito o de subsistemas. [13][23]

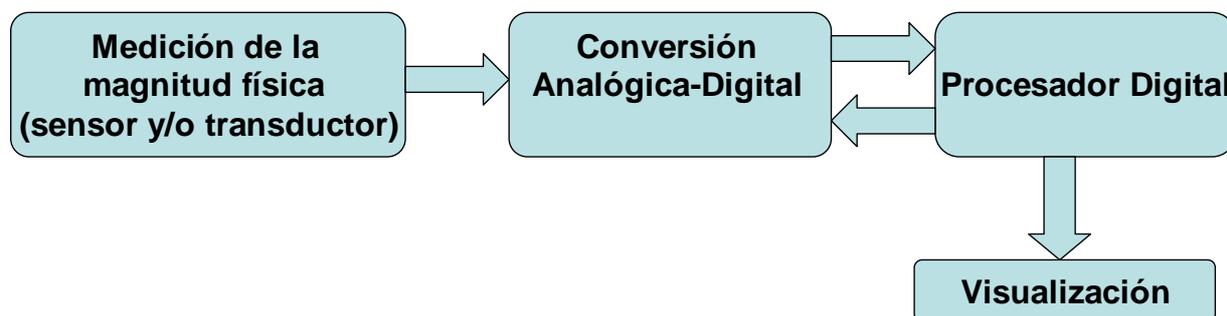


Figura 1.1 Sistema elemental de un sistema de adquisición de datos con procesamiento digital de las señales.

1.3.2. Funciones de los sistemas de adquisición de datos.

Se analiza que en un sistema de medida hay que adquirir la información (en forma de señales analógicas o digitales), procesarla y presentarla. A veces, además, hay que registrarla. En un sistema de control hay que comparar el resultado de la medida con los objetivos establecidos, y actuar en consecuencia sobre el sistema físico o proceso para modificar el parámetro deseado. Ello requiere la generación de tensiones de salida analógica y digital, y el control de la potencia a aplicar (anexo 2) [6][13][23]

1.3.3. Elementos de un sistema de adquisición de datos para medición y control.

Todos los sistemas de medición electrónicos están compuestos de instrumentos y componentes interconectados para poder realizar una función de medición. Cada componente del sistema no solo debe realizar su función individual correctamente sino también trabajar de forma efectiva con los demás componentes para que todo el sistema opere de manera correcta.

Un sistema de adquisición de datos consta básicamente de:[6][13][23]

- Las fuentes de señales, que son de dos clases
 - a. Elementos medición directa.- Es el que mide la magnitud en interés. Esta puede ser mecánica, térmica, eléctrica, magnética, óptica o química. Este elemento se denomina “sensor” por la capacidad que ofrece de “percibir”,

tras el procesamiento oportuno, fenómenos que de otra forma serían inaccesibles a los sentidos. Sus parámetros básicos son: margen o campo de medida, sensibilidad, resolución y exactitud.

- b. Transductores.- dispositivos que transforman los fenómenos físicos y convierten energía física en otra diferente; en este caso en energía eléctrica en señales eléctricas, ejemplos de ellos son las resistencias, detectores de temperatura (RTDs), los transductores de flujo y transductores de presión. En cada caso las señales eléctricas son proporcionales a los parámetros físicos que monitorean. La cantidad de energía convertida por un transductor es pequeña, de manera que la salida hay que acondicionarla para adaptarla a las etapas siguientes. Si la cantidad de energía convertida fuera grande, se podría llegar a perturbar el proceso de forma no deseada.
- Elementos de acondicionamiento de señales. Realizan la tarea de amplificar las señales de bajo nivel, aislarlas y filtrarlas para tomar mediciones más precisas. Además algunos transductores usan voltaje o corriente como excitación para poder producir su valor de salida. El acondicionamiento de señales se divide entonces en:
 - a. Amplificación.- es el tipo más común de condicionamiento. Cuando las señales son muy pequeñas deben amplificarse para incrementar su resolución y reducir el ruido. Para tener la mayor precisión posible, la señal debe amplificarse tal que el máximo rango de voltaje de la señal acondicionada iguale el máximo rango de entrada del convertidor Análogo digital.
 - b. Aislamiento.- Se aíslan las señales del transductor del medio ambiente para reducir ruidos que las distorsionan. También se aíslan las señales de un transductor del equipo receptor, como en el caso de una entrada de control digital para evitar transiciones de voltaje que lo dañen. Una razón adicional es asegurar que las lecturas del equipo de medición no sean afectadas por diferencias en potenciales de tierra o voltajes de modo común. Cuando la entrada del dispositivo de medición y la señal adquirida son referenciadas a tierra y hay diferencias de potencial entre ambas tierras esta diferencia puede resultar en lo que se conoce como lazo de tierra que ocasiona imprecisiones en la señal adquirida, o si la diferencia es muy grande, puede dañar el sistema de medición. Al aislar la señal del transductor del sistema de adquisición de datos se asegura la exactitud de las señales.
 - c. Multiplexado.- Los multiplexores ya sean analógicos o digitales son dispositivos que permiten multiplexar varias entradas en una única salida. Ellos posibilitan registrar varias señales diferentes con el empleo de un único conversor A/D y con ello disminuir de forma considerada el costo e un sistema de adquisición de datos. Generalmente los multiplexores se pueden dividir por el tipo de salida en simples y diferenciales o por el número de entradas en de 2, 4, 8 ó 16 entradas. A menudo se multiplexa para monitorear diferentes fuentes de señales de lenta variación como la temperatura. El instrumento toma muestra de un canal, cambia al próximo canal y toma otra muestra, y así continúa. Dado que el sistema monitorea

más de un canal, la velocidad de muestreo efectivo de cada canal individual es inversamente proporcional al número de canales muestreados

- d. Filtrado.- Su propósito es remover las señales indeseadas de las que se tratan de medir. Un filtro de ruido se usa en señales de tipo DC, tales como temperatura para atenuar señales de alta frecuencia que reducen la precisión de la medición. Las señales tipo AC, tales como las de vibración, requieren otros filtros conocidos como filtros anti Aliasing que es un filtro pasabajo con una ventana de corte muy alta para remover casi completamente las frecuencias indeseables, si la señal de ruido no se removiera, aparecería erróneamente dentro adicionada a la señal original.
 - e. Linealización.- Muchos transductores como los termopares, tienen una respuesta no lineal a los cambios en el fenómeno que miden por lo que se requieren rutinas de linealización que calculan los nuevos valores correspondientes a su medición.
- Conversión analógica-digital. La salida de los sensores y/o transductores es generalmente en forma de señales analógicas, por tanto en algún momento del sistema de adquisición de datos dicha señal hay que convertirla en señales digitales (continua en el tiempo pero con solo dos niveles de tensión), por cuanto los elementos de procesamiento y muchos de los de presentación requieren entradas digitales. En muchos casos el ordenador es un computador personal.
 - Instrumentos de medición y despliegue de datos. Permiten visualizar las señales para el ojo humano. Los datos se pueden desplegar en forma analógica, digital, numérica o en forma gráfica.
 - Instrumentos de registro gráfico. Registran el comportamiento en el tiempo de las señales monitoreadas. Estos registros se pueden imprimir en rollos de papel o en una pantalla de computador.

1.3.4. Arquitectura para adquisición de datos.

A partir de la estructura de la figura 1.3 para un sistema de adquisición de datos para medida y control se pueden considerar diversas alternativas de organización cuando hay varios canales de entrada o salida, o cuando se contempla la posibilidad de distribuir la capacidad de procesamiento.[23]

1.3.4.1. Sistemas de alto y bajo nivel.

Cuando hay varios canales de entrada, es frecuente que compartan un recurso común, por ejemplo, el procesador digital, o varios recursos comunes, por ejemplo toda la cadena de medida salvo el sensor. Hace falta entonces un conmutador (normalmente se usa un multiplexor) para asignar a cada canal, de forma secuencial o arbitraria, el recurso compartido.

Cuando las señales llegan al multiplexor sin ser acondicionadas (por consiguiente su amplitud será pequeña) se habla de un sistema de multiplexado de bajo nivel. Los errores que se introducen al multiplexor son pequeños.

Si la distancia entre los sensores y el multiplexor es apreciable en su conexión puede que se introduzcan ruidos en la medición, lo que obliga a utilizar cables apantallados, muchos más caros.

Para reducir el efecto de los errores del multiplexor y de las interferencias en la conexión entre el sensor y el multiplexor, se puede acondicionar las señales de cada canal, para el posterior multiplexado. Si la amplitud de las señales multiplexadas es mayor de unos 100 mV, es un multiplexado de alto nivel. [23]

1.3.4.2. Sistemas centralizados, descentralizados y distribuidos.

En los sistemas centralizados el control del sistema corren a cargo de un único elemento central aunque existan varios puntos de medida. En un sistema descentralizado, en cambio, hay distintos procesadores coordinados cada uno de los cuáles se encarga de un sector o zona.

Atendiendo al grado de integración, hay tres tipos básicos de sistemas centralizados. El primero consiste en la interconexión vía bus, de varios instrumentos independientes. El segundo lo forman las tarjetas de circuitos impresos conectables a un bus. El tercero son circuitos integrados complejos, monolíticos o híbridos, que incorporan todas o la mayor parte de las funciones necesarias para adquirir señales analógicas. [23]

1.3.5. Sistemas integrados para adquisición de datos.

Las funciones necesarias para adquirir señales analógicas se pueden integrar en un circuito monolítico o híbrido, a excepción de algunos sensores.

Todos los SAD incluyen: un multiplexor, conversor analógico-digital y una interfase de salida, que es la que determina el formato (serie o paralelo o USB) de los datos de salida hacia el microcontrolador (μP). En algunos modelos se pueden seleccionar uno de cualquiera de los formatos. Los modelos pueden incluir un amplificador, normalmente con entrada diferencial; un circuito S&H.

Los sistemas de elevadas prestaciones realizados en tecnología híbrida incorporan, además de las funciones anteriores, otras de control, memoria, tensión de referencia, reloj y filtro.

El procesador controla el canal que va a ser muestreado, los instantes de muestreo e inicio de la conversión y del formato de los datos de salida.

La memoria permite el almacenamiento temporal de las medidas, pudiéndose acceder a cualquiera de ellas en un instante distinto al de la conversión. La

tensión de referencia determina la exactitud del conversor. La tensión externa, si la hay, suele ser accesible externamente.

El reloj es necesario para el proceso de conversión y para el control; aunque suele ser externo, puede haber un segundo reloj que regula la velocidad de transmisión de los datos si el formato de salida es serie.

El filtro solo lo integran algunos modelos especiales. La selección de los sistemas de adquisición de datos integrados se plantea por motivos de ahorro de espacio, aumento de la fiabilidad respecto a sistemas formados por bloques discretos y

ahorro de tiempo y dinero en la fase de desarrollo del producto. 1.3.5 Ideas generales sobre el diseño de sistema de adquisición de datos.

Para el diseño de un sistema de adquisición de datos hay que seguir los principios generales de diseño de todo sistema electrónico. Las bases son la división y la organización. En este caso, esto se traduce en dividir la función del sistema de adquisición de datos en tareas elementales y organizar los elementos que realizan dichas tareas.

Se tiene en cuenta que un elemento es cualquier componente especificado en los catálogos. Cualquiera de las tareas que estos puedan realizar aunque no sea única, es una tarea elemental. Análogamente se puede decir a nivel de circuitos impresos. La división de la función inicial en tareas elementales no es en general inmediata, sino que se realiza mediante sucesivas divisiones, se parte desde la función inicial.[23]

1.3.6. Ideas generales sobre el diseño de SAD

Para el diseño de un sistema de adquisición de datos hay que seguir los principios generales de diseño de todo sistema electrónico. Las bases son la división y la organización. Esto se traduce en dividir la función del sistema en tareas elementales y organizar los elementos que realizan dichas tareas. Teniendo en cuenta que un elemento es cualquier componente especificado el los catálogos. Cualquiera de las tareas que estos puedan realizar suponiendo, que no sea única, es una tarea elemental. Análogamente se puede decir a nivel de circuitos impresos. La división de la función inicial en tareas elemental no es en general inmediata, sino que se realiza mediante sucesivas divisiones partiendo desde la función inicial. [13][23]

1.4. Comunicación

La comunicación entre el sistema de adquisición de datos y otros procesadores, indicadores, visualizadores y otros periféricos, es tan importante como el propio sistema, por lo tanto es necesario emplear métodos para lograr dicha comunicación. En esta investigación se realiza la comunicación serie con una computadora personal. Se emplea el protocolo RS232 porque a pesar que, es quizás el protocolo más usado en la comunicación serie, es el que utiliza la computadora y el sistema ADuC812QS, que si bien está hoy en día ampliamente superada por la transmisión serie a través de Universal Serial Bus (USB), existen diversas aplicaciones que utilizan la comunicación serie para la transmisión de datos y es ampliamente aceptada en la industria. [5][16]

La norma RS232 resuelve tres aspectos en la comunicación:[5][15][16]

Se establece que la longitud máxima entre los equipos de transmisión y recepción de datos respectivamente no debe superar los 15 metros y la velocidad máxima de transmisión es de 20.000 bps. Los niveles lógicos no son compatibles TTL, considera:

“1” lógico entre -5V y -15V en el transmisor y entre -3V y -25V en el receptor.

“0” lógico entre +5V y +15V en el transmisor y entre +3V y +25V en el receptor.

Se utiliza un conector de 25 pines, DB 25, o de 9 pines, DB 9.

Las señales están básicamente divididas en dos grupos:

Señales primarias, que son normalmente utilizadas para la transferencia de datos.

Señales secundarias, para el control de la información que será transferida.

La norma RS232 está definida tanto para la transmisión sincrónica como para la transmisión asincrónica.

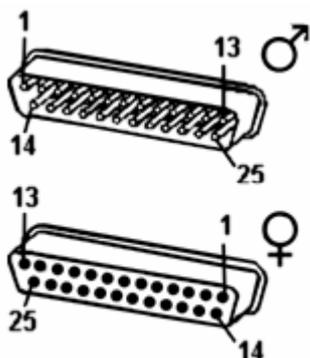


Figura 1.2 Conector DB 25 pines macho y hembra.



Figura 1.3 Conector DB 25 pines macho y hembra.

El puerto serie de un ordenador trabaja en modo asincrónico. El puerto serie recibe y envía información fuera del ordenador mediante un determinado software de comunicación o un driver del puerto serie. La información se envía al puerto caracter a caracter. Cuando se ha recibido un caracter, el puerto serie envía una señal por medio de una interrupción que indica que el caracter está listo. Cuando el ordenador ve la señal, los servicios del puerto serie leen el caracter.

Para conectar la computadora a un microcontroladores por el puerto serie se utilizan las señales: Transmisión de Datos, Recepción de Datos y GND. La computadora utiliza la norma RS232, por lo que los niveles de tensión están comprendidos entre -15V y +15V, por su parte normalmente los microcontroladores trabajan con niveles TTL (0-5V). Es necesario por tanto intercalar un circuito que adapte los niveles (anexo 3).

1.4. Caracterización del sistema de adquisición de datos para el equipo de bio-impedancia eléctrica.

En esta investigación se propone un sistema de adquisición de datos de alto nivel debido a que las señales que serán adquiridas, fueron acondicionadas previamente antes de llegar al multiplexor de la tarjeta ADuC812QS, se realiza la adquisición de las señales en la tarjeta y la visualización de los datos en una interfase gráfica en

una computadora persona. La comunicación entre el microcontrolador de la ADuC812QS y el microprocesador de la computadora personal es por el puerto serie usando el protocolo de comunicación RS232.

Conclusiones parciales del capítulo.

En este capítulo se ha realizado un estudio correspondiente a la adquisición de datos, se describe su evolución a través del tiempo, los diversos usos y la importancia que tiene en la actualidad. Se analizaron los diferentes componentes que integran un sistema de adquisición de y especificaciones según la complejidad del sistema en cuestión, lo que posibilita fijar así los conocimientos que se necesitan para darle seguimiento al tema y asentar las bases teóricas para la propuesta de diseño que se realiza en el siguiente capítulo.

Capítulo II: Sistema de Adquisición de Datos para la Medición de bio-impedancia eléctrica.

Introducción

En el presente capítulo se hace referencia a los principales fundamentos del diseño, simulación y puesta a punta del sistema de adquisición de datos para un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica. Se analiza el diagrama en bloques funcional del sistema de adquisición de datos. Además del diseño de una interfase gráfica con el empleo del ambiente de desarrollo integrado LabWindows/CVI. Se realiza una valoración del impacto del trabajo realizado.

2.1. Caracterización de las señales

Las señales provienen de un equipo para medir bio-impedancia eléctrica. Fue diseñado y construido en la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente, Cuba. El cual entrega las señales que provienen de la medición de bio-impedancia eléctrica. Dichas señales son acondicionadas dándoles los niveles adecuados, compatibles con el conversor analógico-digital. El equipo de medición entrega 2 V como referencia a la intensidad de la corriente que circula por el paciente. Las señales Real e Imaginaria son voltajes de la medición de bio-impedancia eléctrica que varían de 0 V a 5 V. Las señales real (R) e imaginaria (X_c) son acondicionadas y amplificadas por varias etapas en cascadas [25] como se muestra en la figura 1.1

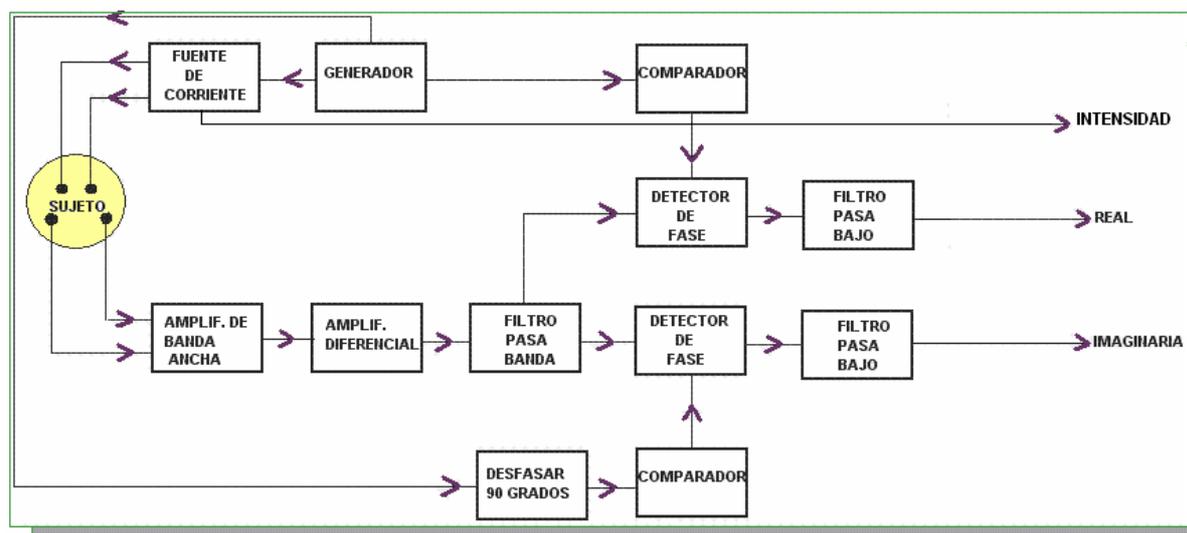


Figura 2.1 Diagrama de bloques del sistema de medición

En la figura 2.1 se muestra el diagrama de bloques funcional del módulo electrónico de medición de las componentes, real e imaginaria de la bio-impedancia eléctrica (Z), el mismo está formado por varios subsistemas, estos son: el generador, que se encarga de la generación de una señal de corriente alterna con una amplitud y

frecuencia fija, inyectándola a diferentes partes del sistema; la fuente de corriente constante controlada por voltaje que entrega a su salida la intensidad de corriente específica al objeto bajo estudio. El voltaje proporcional al módulo de la impedancia eléctrica que se desarrolla en el objeto, se sensa por un amplificador de instrumentación. La salida unipolar del amplificador pasa por un filtro pasa banda y desde aquí se inyecta a dos detectores sensibles a la fase, uno para obtener la parte real y otro para la obtención de la parte imaginaria del vector de la impedancia eléctrica. Los detectores reciben las señales de sincronismo en fase (canal real) y en cuadratura (canal imaginario), procedente del generador. La salida de cada detector se pasa por un filtro pasa bajos y se amplifica. [25].

Debido a esto, las señales Real, Imaginaria e Intensidad se deben dividir por el múltiplo de las ganancias de las etapas por la que transitan para monitorear el valor real de dichas señales y no un valor amplificado, lo cual sería un error. Las etapas son: Amplificador de Banda Ancha, Amplificador Diferencial, Filtro Pasa Banda, Detector de Fase y Filtro pasabajo. La señal I es una caída de potencial en una resistencia de precisión de 100Ω . La caída de potencial proporcional a la corriente generada, $800\ \mu\text{A}$, se amplifica, se rectifica y se filtra, obteniéndose un voltaje D.C. de 2V. Más adelante se realizan los cálculos pertinentes [25].

2.2. Diagrama en bloques funcional del sistema de Adquisición de Datos.

En la figura 2.2 se muestra el diagrama en bloques del sistema de Adquisición de Datos de las señales analógicas Real, Imaginaria, e intensidad. El mismo está formado por dos subsistemas, estos son: los subsistemas ADuC812QS y Computadora Personal (PC).

Dentro del subsistema ADuC812QS aparecen varios bloques: MUX, multiplexor (gobernado por el núcleo compatible con 8051) que se utiliza para conmutar las entradas en una sola salida; el CAD que es el conversor analógico-digital, el cuál convierte la señal analógica a digital (brinda un código binario a su salida en correspondencia con el voltaje de entrada de 0-5 V, este es gobernado por el núcleo compatible con el microcontrolador 8051); el núcleo compatible con el microcontrolador 8051, es el procesador digital de datos que se encarga de realizar varias operaciones matemáticas que se explican más adelante en este capítulo, también transmite los datos por el puerto serie. El sistema PC, que no es más que un computador personal, realiza el monitoreo de las señales R , X_c e I , transmite por el puerto serie una señal para indicar el inicio de la adquisición de datos y recibe también por el puerto serie los datos enviados por el sistema ADuC812QS.

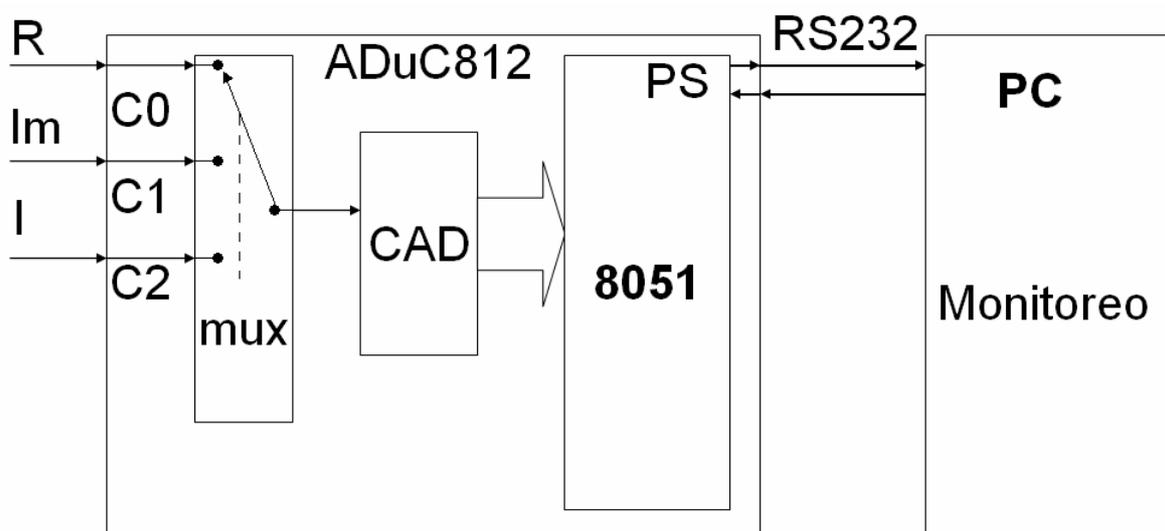


Figura 2.2 Diagrama en bloque del Sistema de Adquisición de Datos

2.2. Descripción del sistema.

2.3.1. Caracterización del sistema ADuC812QS compatible con 8051.

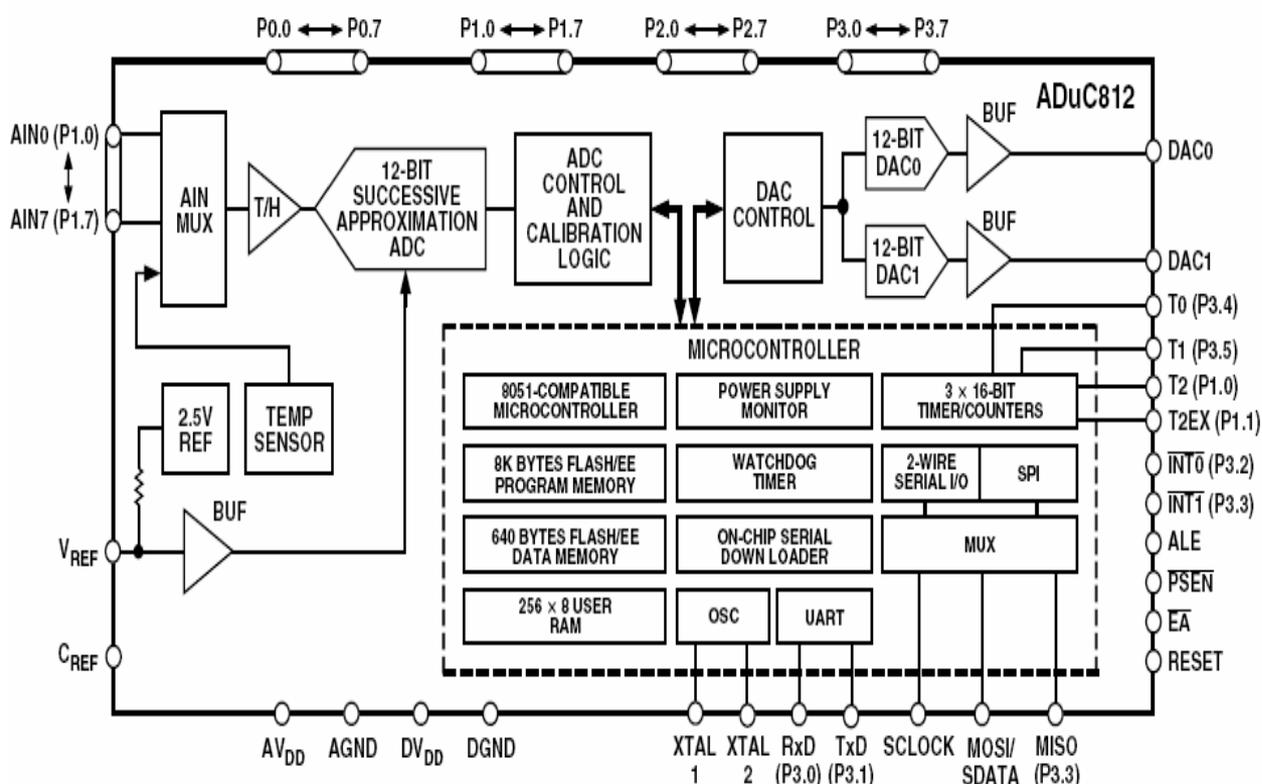


Figura 2.3 Diagrama en bloque del sistema ADuC812QS.

El ADuC812QS es un sistema de adquisición de datos de 12 bits integrada por completo, incorpora un conversor analógico-digital con entradas multicanal de auto-

calibración de alto desempeño, dos Conversores Digital-Analógicos (DAC) de 12 bits y un MCU de 8 bits programable en un solo chip (compatible con 8051).

El núcleo programable compatible con 8051 soporta 8 Kbytes FlashEE de memoria de programa, 640 bytes FlashEE de memoria de datos y 256 bytes SRAM datos de en chip.

El soporte de funciones adicional incluyen Watchdog Timer, Power Supply Monitor y funciones ADC DMA. 32 líneas I/O programables, 1²C-compatibles, SPI y UART puerto serie estándar de I/O son provistos para interfaces multiprocesos y expansión de I/O.

La parte para operaciones de 3 V y 5 V es específica para un sobre rango de la temperatura industrial y está disponible en cuatro paquetes flatpack de plástico de 52 pistas.[1]

I/O Analógicas

- Conversor analógico-digital de alta precisión de 12 Bit de resolución, con 8 canales de entrada
- Voltaje de referencia 40 ppm/°C On-Chip
- Alta velocidad, 200 kSPS
- Controlador DMA (Acceso Directo a Memoria) ADC (12 Bits de resolución) a RAM para alta velocidad
- Dos voltajes de salida de los DACs de 12 Bit
- Función del Sensor de Temperatura On-Chip

Memoria

- Memoria de Programa de 8 kBytes Flash/EE On-Chip
- Memoria de Datos de 640 Bytes Flash/EE On-Chip
- Memoria RAM 256 Bytes On-Chip
- Banco de memoria para registros de funciones especiales (SFR por sus siglas en inglés).
- Espacio de Direccionamiento de Datos Externos de 64 MBytes
- Espacio de Direccionamiento de Programa Externo de 64 Kbytes
- Núcleo Compatible con 8051
- Velocidad Nominal de Operaciones de 12 MHz (máximo de 16 MHz)
- Tres Temporizadores/Contadores (Timer/Counter) de 16 Bit
- 32 líneas programables I/O
- Capacidad de conducción de alta corriente por el puerto 3
- Nueve fuentes de interrupción, dos niveles de prioridad

Energía

- Operaciones Específicas para 3V y 5V

- Tres Modos de trabajo: Normal, Ocioso y Bajo-Consumo
- Periféricos On-Chip
- I/O Serie UART
- 2-WIRE (I²C®-Compatible) y SPI® I/O Serial
- Watchdog Timer
- Power Supply Monitor

Aplicaciones

- Sensores Inteligentes (Compatible con la norma IEEE 1451.2)
- Sistemas de Energía de Baterías (PCs portables, Instrumentación y Monitoreo)
- Sistema Transitorios de Captura
- SAD y Sistemas de Comunicación

2.3.3.1. Conversor Analógico Digital.

Consiste en la conversión convencional de aproximaciones sucesivas. El conversor acepta un rango de entrada de 0 a +Vref. Está provisto de una alta precisión, baja deriva y una referencia de calibración de 2.5 V on-chip. La referencia interna puede ser reajustada por el pin externo Vref. Esta nueva referencia externa puede estar en el rango de 2.3V a AVdd. El tiempo de conversión es de seis microsegundos.

Los modos de conversión (continua o simple conversión) pueden ser “ordenados” por software o alternativamente con una señal de conversión al pin externo 25 (*CONVST*). El núcleo del conversor analógico-digital contiene un voltaje de Offset y un registro de calibración de ganancia interno. Posee una autocalibración. [1]

2.3.3.2. Distribución de Memoria de Datos y Programas.

El módulo ADuC812QS tiene espacios de direccionamiento separado para memoria de datos y memoria de programa [1], los 640 Bytes de memoria de datos Flash/EE son disponibles por el usuario y se accede indirectamente por la vía del control del grupo de registros de funciones especiales. [1][22]

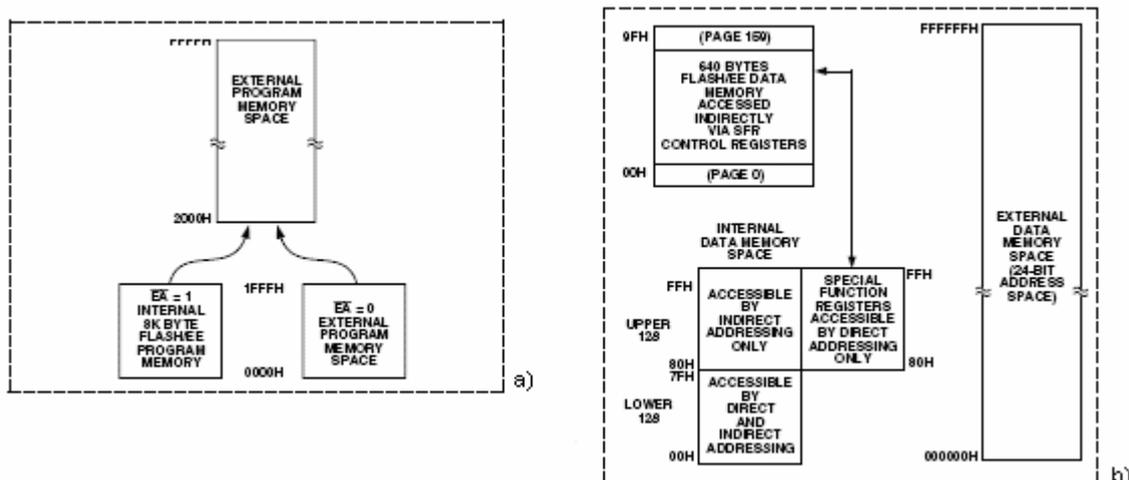


Figura 2.4 a) Espacio de Memoria de Programa. b) Espacio de Memoria de Datos.

Los 128 bytes de Memoria de datos internos son mostrados en la figura 2.5. Son agrupados en cuatro bancos de 32 bytes. El espacio de registros de funciones especiales es el que se trazó en el espacio de memoria de datos interna. El acceso al espacio de registros de funciones especiales es accesible solamente por direccionamiento directo y provee una interfase entre la unidad central de procesos (CPU) y todos los periféricos on-chip. Un diagrama en bloques muestra el modelo de programación del módulo ADuC812QS mostrado en la figura 2.6.[1][22]

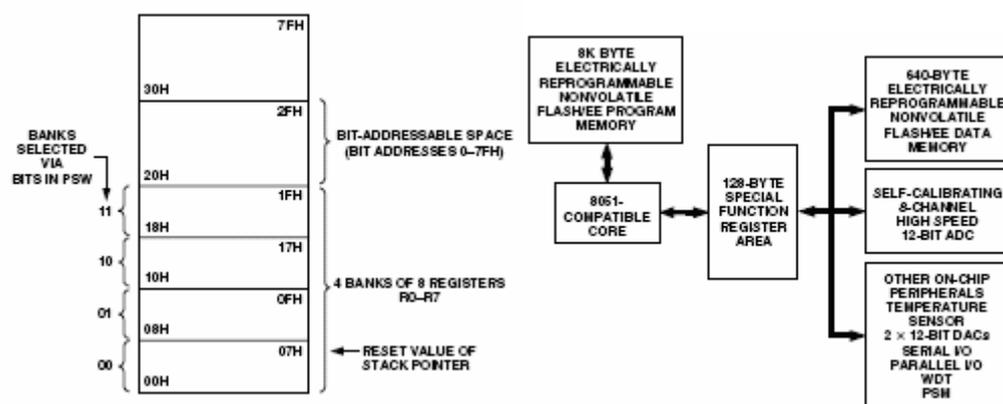


Figura 2.5 Distribución de la Memoria de Datos. **Figura 2.6** Modelo de Programación

2.3.3.3. Puertos paralelos de entrada/salida (I/O por sus siglas en inglés) P0, P1, P2 Y P3

El sistema ADuC812QS usa cuatro puertos de datos para propósito general. Además del propósito general de I/O algunos puertos son capaces de realizar

operaciones para memoria externa. Otros son multiplexados para alternar funciones.

Los puertos P0, P2 y P3 son usados como puertos bidireccionales mientras que el puerto 1 es de solo entrada. Todos contienen un match de salida y un buffer de entrada. Los pines de los puertos P0, P1, y P3 pueden ser configurados independientemente con entradas o salidas digitales; los pines del puerto P1 solamente pueden ser configurados por entradas digitales o analógicas respectivamente. [1][8][22]

2.3.3.4. Puerto serie I/O

Interfase UART.

El puerto serie puede transmitir datos en los modos sincrónico y asincrónico. Para la transmisión sincrónica dispone de un único modo de funcionamiento, modo 0, y para la transmisión asincrónica (full-duplex) con velocidades de transmisión programable dispone de los modos 1, 2, y 3 de funcionamiento. La generación de la velocidad de transmisión del puerto serie se puede basar tanto en el Timer1 como en el Timer2.

Los Registros asociados al puerto de comunicación serie son SBUF (Serial Buffer) que es el buffer del puerto serie, que almacena el dato recibido o enviado y SCON (Serial Control), es el registro de control que permite programar las características de funcionamiento del puerto.

La interfase física del puerto serie es por los pins de recepción RxD (P3.0) y transmisión TxD (P3.1), este puerto puede ser configurado por uno de los cuatro modos de operación.

El puerto de comunicación serie puede operar con cuatro modos de trabajo distintos de funcionamiento: modo 0, modo sincrónico, la recepción y transmisión de datos se realizan por el pin RxD. Modo1: en este modo se puede recibir y transmitir datos simultáneamente (full duplex al igual que en los modos 2 y 3). [1][8][22]

2.3.3.5. Temporizador/Contador.

La ADuC812QS tiene tres Temporizadores/Contadores: Timer0, Timer1 y Timer2 incluidos on-chip. Cada Temporizadores/Contadores tiene dos registros de ocho bits THx y TLx (x=0, 1 y 2). Los tres pueden ser configurados para ser contadores o temporizadores de eventos.

En función de temporizador, los registros TLx y THx son incrementados respectivamente por cada ciclo de máquina. Dado que un ciclo de máquina consta de 12 períodos del oscilador, la tasa máxima de conteo es 1/12 de la frecuencia del oscilador.

En función de Contador los registros TLx y THx son incrementados respectivamente por la transición de un "1" lógico a un "0" lógico (flanco de bajada) de los pines externos T0, T1, T2 correspondientes.

Los Timer0 y Timer1 pueden funcionar con cuatro modos de trabajos distintos, seleccionables mediante el registro TMOD (Timer Mode). Los modos de trabajo son:

modo 0, temporizador/contador de 13 bits; modo 1 temporizador/contador de 16 bits; modo 2, temporizador/contador de 8 bits con autoarranque y modo 3, varios contadores. [1][8][22]

2.3.3.6. Descarga vía Serie (Código de Programa).

La actualización del código de programa se realiza por el puerto serie estándar UART, se utiliza el software MicroConverter de Analog Devices.[1]

2.4. Diseño y Simulación del Sistema de Adquisición de Datos para un equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.

2.4.1. Caracterización de la herramienta de programación Raisonance.

Raisonance versión 1.6.1 es un software que se utiliza para compilar ANSI-C para la familia de microcontroladores 8051. Cuenta con varias herramientas para crear facilidades de programación al usuario, estas son: [26]

- **Editor:** se usa para generar archivos fuentes en C (extensión .c) y archivos fuentes en Ensamblador (extensión .a51 para 8051)
- **Compiler:** traslada el archivo fuente en C en archivos objetos (extensión .obj).
- **Assembler:** traslada el archivo fuente en Ensamblador en archivos objetos.[]
- **Library Manager:** toma todos los archivos objetos y los combina en un archivo library (extensión .lib).
- **Linker/Locator:** toma los archivos objetos y los archivos librerías y los acopla. Localiza variables y código a direcciones específicas en el mapa de memoria. Genera un único archivo objeto absoluto; extensión .aof que puede ser usado en la simulación.
- **Simulador**
- **Object-HEX Converter:** convierte a un archivo objeto absoluto en un archivo Intel HEX (extensión .hex), que es una representación del código binario generado. Los archivos Intel HEX son aceptados por todos los programadores virtuales.

Debido a las amplias utilidades que brinda este compilador, se emplea para simular y diseñar la programación del sistema ADuC812QS. [26]

Las herramientas que se utilizaron para la simulación son las siguientes:

- Simulador del puerto serie UART.
- Simulador de variables WATCH.
- Simulador de registros Main registers.
- Simulador de los Timer0, Timer1 y Timer2.
- Corrida por paso.

- Corrida con animación.
- Entre otras.

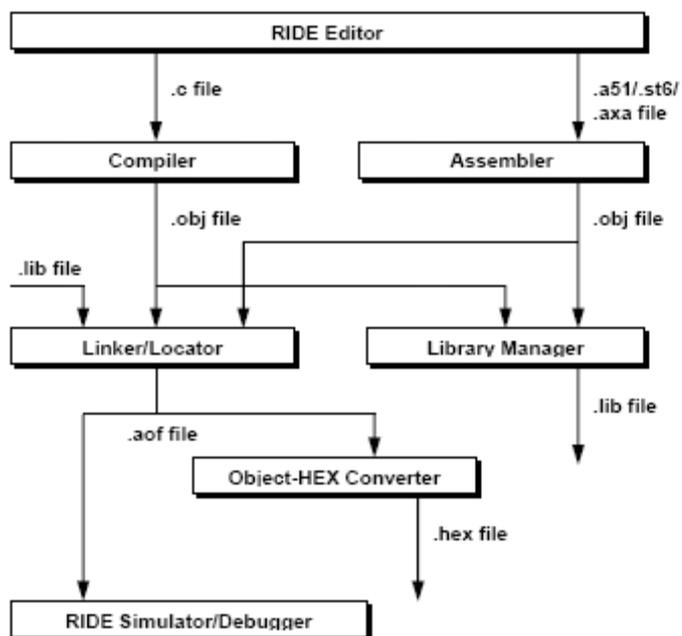


Figura 2.7 Modo de trabajo de la herramienta Raisonance.

2.4.2. Propuesta del algoritmo y programación del módulo ADuC812QS.

2.4.2.1. Flujoograma.

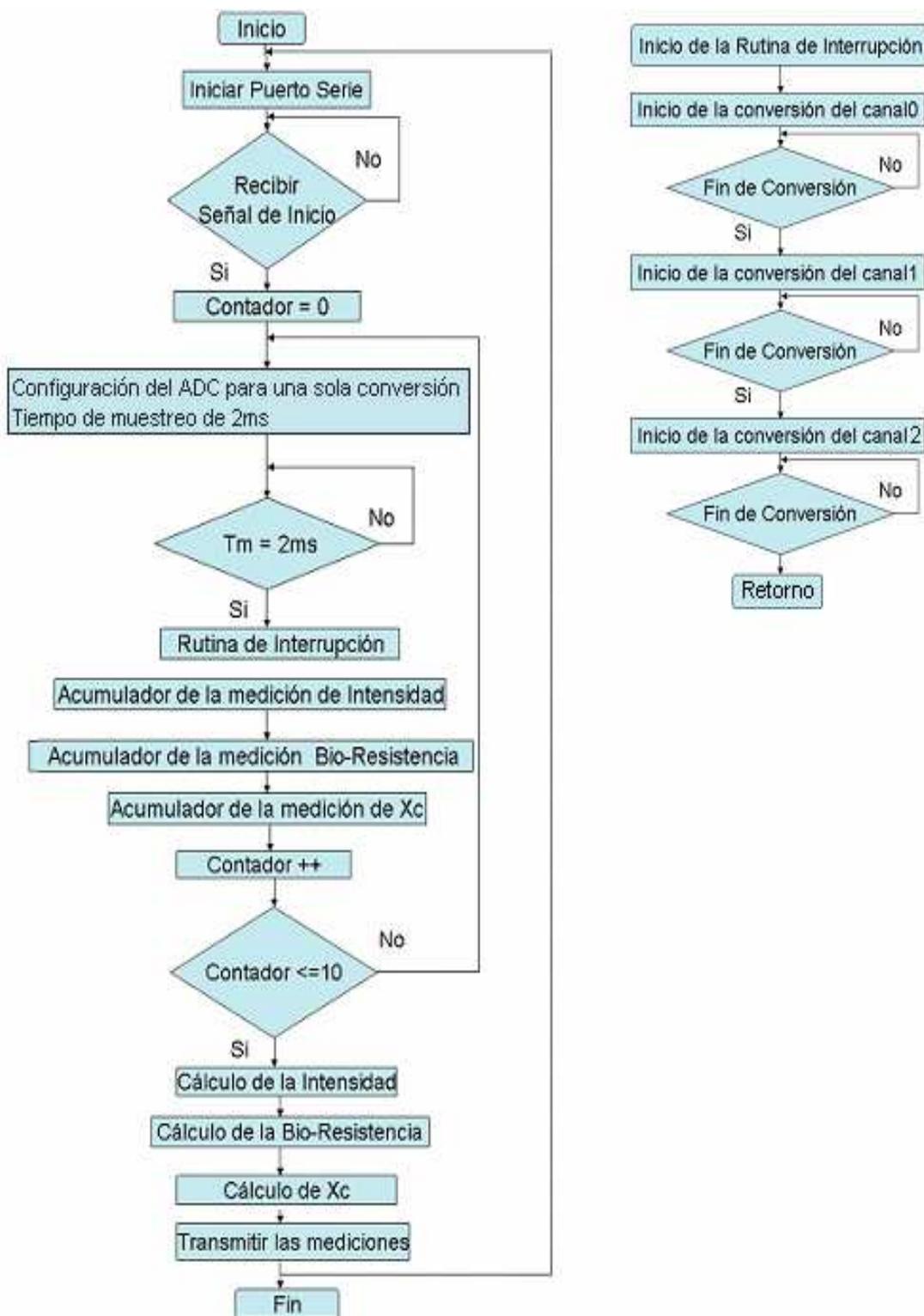


Figura 2.8 Diagrama de Flujo.

En el Diagrama de Flujo se muestra el algoritmo que se utiliza en la realización de la programación del sistema ADuC812QS para la Adquisición de Datos del equipo de bio-impedancia eléctrica. El flujograma cuenta con una serie de pasos descritos a continuación:

1. Se declaran e inicializan las variables globales que se utilizan en el programa, se declaran las funciones pertinentes y se incluye la función de interrupción.
2. Se inicia el puerto serie para ello es necesario una serie de pasos que se describen a continuación:
 - Configurar el puerto serie en el registro SCON para las condiciones de transmisión y recepción (8 bit de datos, no paridad, 1 bit de stop, modo 1)
 - Crear la base de tiempo de transmisión y recepción con el TIMER1, como el puerto serie trabaja en el modo 1, la velocidad de transmisión se configura para 9600 baudios.
3. Se espera la señal desde la computadora para iniciar la adquisición de datos de la medición. Se puede lograr así una macro sincronización entre la computadora y la ADuC812QS, se logra con esto efectuar la adquisición sólo cuando se desea.
4. Se inicializa un contador en 0 con el objetivo de contar el número de mediciones.
5. Se configura el conversor para una sola conversión. Se crea un tiempo de muestro de las señales de dos milisegundos con el Timer0 en el modo de operación modo 1.
6. Se espera la señal del Timer0 ($t = 2\text{ms}$)
7. En la Rutina de Interrupción se toman los valores del conversor analógico-digital de tres canales de medición (canal0, señal Real; canal1 señal Imaginaria; canal2 señal Intensidad)
8. Se almacena en un acumulador la suma de las mediciones de I. Para obtener el valor efectivo de la intensidad es necesario calcular el voltaje máximo de la referencia de la intensidad, como:

$$V_{efe} = \frac{V_{max}}{\sqrt{2}} \quad 2.1$$

Donde:

$V_{efect} \rightarrow$ Voltaje efectivo de la referencia

$V_{max} \rightarrow$ Es el voltaje máximo.

Como se obtiene el valor de un rectificador de media onda entonces:

$$V_{max\ 1} = V_{ref} * 2 \quad 2.2$$

Donde:

$V_{\max 1} \rightarrow$ Voltaje máximo de referencia de la intensidad después de amplificado,

$V_{ref} \rightarrow$ Voltaje de referencia de la intensidad después de ser acondicionado.

Se divide $V_{\max 1}$ por la ganancia del amplificador

$$V_{\max} = V_{\max 1} / 20$$

Luego
$$Intensidad = \frac{V_{efec}}{R} \tag{2.3}$$

Donde:

$R \rightarrow$ Resistencia de precisión ($R0=100\Omega$) que se colocó para tomar la referencia de la Intensidad en los electrodos. [25]

9. Se almacena en un acumulador la suma de las mediciones de la señal Real. Para obtener el valor de la resistencia es necesario realizar una serie de pasos ya que la señal llega al conversor analógico-digital amplificada, luego de haber transitado por varias etapas en cascada. Estos pasos se explican a continuación:

Lo primero es restar el offset del amplificador de salida:

$$V_R = V_R - V_{offset} \tag{2.4}$$

Donde:

$V_R \rightarrow$ Valor de la señal Real tomada del conversor.

$V_{offset} \rightarrow$ Valor del offset (0.013).

Se calcula el voltaje efectivo a la entrada del amplificador de corriente directa (DC).

Se logra al dividir V_R por la ganancia del amplificador de la etapa de salida del sensor-transductor:

$$V_{efec} = \frac{V_R}{G_{AD}} \tag{2.5}$$

Donde:

$G_{AD} (G_{AD} = 4.36) \rightarrow$ Ganancia del amplificador de corriente directa.

El voltaje máximo a la entrada del detector de cruce por cero es:

$$V_{\max} = V_{efec} * \sqrt{2} \tag{2.6}$$

Donde

$V_{\max} \rightarrow$ Voltaje máximo a la entrada del detector de cruce por cero.

El voltaje a la salida del demodulador (V_{DEM}) es:

$$V_{DEM} = 2 \frac{V_{\max}}{\pi} \quad . \quad 2.7$$

Luego:

$$V_{RR} = \frac{V_R}{G_{DI} * G_{FB} * G_{DM} * G_{AD}} \quad 2.8$$

Donde:

$V_{RR} \rightarrow$ Señal real de la señal de la medición de V_R .

$G_{DI} \rightarrow$ Ganancia del amplificador diferencial.

$G_{FB} \rightarrow$ Ganancia del filtro pasabajo.

$G_{DM} \rightarrow$ Ganancia del demodulador.

Luego la resistencia es:

$$resistencia = \frac{V_{RR}}{Intensidad} \quad . \quad 2.9$$

10. Se almacena en un acumulador la suma de las mediciones de la señal X_c . Al igual que la señal real, transita por las mismas etapas en cascadas.

El procedimiento para determinar la señal real de X_c es el siguiente:

Lo primero es restar el offset del amplificador de salida:

$$V_{Xc} = V_{Xc} - V_{offset} \quad 2.10$$

Donde:

$V_{Xc} \rightarrow$ Valor de la señal X_c tomada del conversor.

$V_{offset} \rightarrow$ Valor del offset (0.013).

Se calcula el voltaje efectivo a la entrada del amplificador de corriente directa, se divide V_{Xc} por la ganancia del amplificador de la etapa de salida del sensor-transductor:

$$V_{efec} = \frac{V_{Xc}}{G_{AD}} \quad 2.11$$

Donde:

$G_{AD} (G_{AD} = 4.36) \rightarrow$ Ganancia del amplificador de corriente directa.

El voltaje máximo a la entrada del detector de cruce por cero es:

$$V_{\max} = V_{efec} * \sqrt{2} \quad 2.12$$

Donde

V_{max} → Voltaje máximo a la entrada del detector de cruce por cero.

El voltaje a la salida del demodulador (V_{DEM}) es:

$$V_{DEM} = 2 \frac{V_{max}}{\pi} \quad . \quad 2.13$$

Luego:

$$V_{RXc} = \frac{V_{Xc}}{G_{DI} * G_{FB} * G_{DM} * G_{AD}} \quad 2.14$$

Donde:

V_{RXc} → Señal real de la medición de la señal Xc .

G_{DI} → Ganancia del amplificador diferencial.

G_{FB} → Ganancia del filtro pasabajo.

G_{DM} → Ganancia del demodulador.

Luego la resistencia es:

$$resistencia = \frac{V_{RR}}{Intensidad} \quad . \quad 2.15$$

Se calcula el promedio de las 10 mediciones de las tres señales.

Se transmite por el puerto serie el valor de las mediciones.

2.4.2.2. Propuesta de la programación de la ADuC812QS. [2]

```

/*****                               *****/
/*                               */
/* Universidad de Oriente             */
/* Facultad De Ingeniería Eléctrica  */
/* Departamento de Control Automático */
/*                               */
/*                               AÑO: 2009                               */
/*                               */
/*****                               *****/

#include <stdio.h>
#include <ADuC812QS.h>

/***** Declaración de variables locales *****/

```

```

unsigned int med[7];
int i;
float v1 = 0.0, v2 = 0.0, v3 = 0.0, xc = 0.0;
float resistencia_S = 0.0, intensidad_S=0.0, xc_S=0.0;
float resistencia = 0.0;
float sumadorI = 0.0, sumadorR = 0.0, sumadorXc = 0.0;
float pi = 3.141592, intensidad = 0.0;
at 0x87 sbit gf0;
/***** Declaración de las Funciones *****/
void init9600(void);
void Init_Timer0(void);
static unsigned ScanCan(unsigned);
float promediol();
float Calculo_I(float);
float promedioR();
float Calculo_R(float, float);
float promedioXC();
float Calculo_Xc(float, float);
void TxDato(void);
/*****
/*****          DESARROLLO          *****/
/*****
void timerisr(void) interrupt 1
{
    int j;
    TFO = 0;
    ET0 = 0;

    for (j = 0; j < 3; j++)
    {
        med[j] = ScanCan(j);
    }
    v1=5.0/4096*med[0];

```

```

v2=5.0/4096*med[1];           //medición de X
v3=5.0/4096*med[2];           //medición de I
gf0 = 1;                       //bandera de propósito general en PCON
TR0 = 0;                       //detengo Temporizador
}
/***** Configuración del puerto serie *****/
void init9600(void)
{
    SCON = 0x52 ;               // 8bit, noparity, 1stopbit, modo 1
    TMOD = 0x20 ;               // configure Timer1..
    TL1 = 0xFD;
    TH1 = 0xFD ;               // ..for 9600baud..
    TR1 = 1 ;                   // ..(assuming 11.0592MHz crystal)-
}
/***** Conversor Analógico-Digital *****/
void Init_Timer0(void)
{
    //se configura el ADC para una sola conversión
    ADCCON1 = 0x60;             // power up ADC, una sola conversión
    //Temporizador genera tiempo de muestreo, 2 ms
    TMOD = 0x01;                //modo 1
    TL0 = 0xCC;                 //tiempo igual 2 ms
    TH0 = 0xF8;
    ET0 = 1;                    //habilita interrupción del temporizador
    EA = 1;                     //habilitación global de interrupción
    TR0 = 1;                    //arranca temporizador
}
unsigned ScanCan(unsigned n)
{
    int status;
    int xl,xh;
    int mes;

    ADCCON2 = 0x00 + n;        // selecciona canal 0
    
```

```

SCONV = 1;          /* Inicio de conversión */
do {
    status = ADCCON2;
}
while ((status & 0x80) == 0x00);
xl = ADCORRIENTE DIRECTAATAL;
xh = ADCORRIENTE DIRECTAATAH;
xh = xh & 0x0f;
mes = 256*xh+xl;
ADCI = 0;          //limpia bandera ADCI
return mes;
}

/***** Función para cálculo de promedio de la intensidad *****/

float promediol ()
{
    intensidad = Calculo_I(v3);
    sumadorl = sumadorl + intensidad;
}

float Calculo_I(float vc)
{
    float vm, vm_1, vef_1, ipac;
    vm = vc * 2;          // voltaje máximo a la salida del amplificador
    vm_1 = vm/20;        // voltaje máximo a la entrada del amplificador
    vef_1 = vm_1 * 0.707; // voltaje efectivo de la referencia
    ipac = vef_1/100;    // voltaje efect/resistencia(100) = intensidad
    return ipac;
}

/***** Función para cálculo de promedio de la resistencia *****/

```

```

float promedioR ()
{
    resistencia = Calculo_R(v1,intensidad);
    sumadorR = sumadorR + resistencia;
}

float Calculo_R(float va, float inten)
{
    float gan_dc = 4.36;                //ganancia del amplificador de DC
    float v_max;                        //voltaje máximo a la entrada del
    detector

    float gan_fil_pb = 1.47;           //ganancia filtro pasa banda
    float gan_dif = 2.1;               //ganancia del amplificador diferencial
    float v_sal_de;                    //voltaje a la salida del demodulador
    float vef, den, vent, r;
    va = va - 0.013;                   //resta el offset de salida
    vef = va/gan_dc;                   //calcula voltaje efectivo a la entrada
    del amp de dc
    v_max = vef/0.707;                  //calcula voltaje máximo
    v_sal_de = (2 * v_max)/pi;
    den = gan_dif * gan_fil_pb * v_sal_de * gan_dc;
    vent = va/den;
    if (inten == 0)
        r = 0;
    else
        r = vent/inten;
    return r;
}

/***** Función para cálculo de promedio de la Xc *****/

float promedioXC (void)
{
    xc = Calculo_Xc(v2, intensidad);
    sumadorXc = sumadorXc + xc;
}

```

```

}
float Calculo_Xc(float vb, float inten)
{
float gan_dc_Im = 4.36;           //ganancia del amplificador de DC
float v_max_Im;                  //voltaje máximo a la entrada
del detector
float gan_fil_pb_Im = 1.47;     //ganancia filtro pasa banda
float gan_dif_Im = 2.1;        //ganancia del amplificador diferencial
float v_sal_de_Im;              //voltaje a la salida del demodulador
float vef_Im, den_Im, vent_Im, x;

vb = vb - 0.013;                //resta el offset de salida
vef_Im = vb/gan_dc_Im;          //calcula voltaje efectivo a la
entrada del amp de dc
v_max_Im = vef_Im/0.707;        //calcula voltaje máximo
v_sal_de_Im = (2 * v_max_Im)/pi;
den_Im = gan_dif_Im * gan_fil_pb_Im * v_sal_de_Im * gan_dc_Im;
vent_Im = vb/den_Im;
if (inten == 0)
x = 0;
else
x = vent_Im/inten;
return x;
}

/* Función para transmitir datos */
void TxDato(void)
{
SBUF = 0;                       // limpiar el buffer del puerto serie
printf("%.2f", intensidad_S);
printf("!");                     // separador
printf("%.2f", resistencia_S);
printf("!");                     // separador
printf("%.2f", xc_S);
printf("!");                     // separador
}

```

```

printf("A");          // fin de transmisión
}
/*****/
/* Programa Principal */
/*****/
void main (void)
{
char data mensaje1;
int z, contador;
Init9600();          // iniciar puerto serie
mensaje1 = '+';
while (mensaje1 = getchar() != '*') {} // espera la señal de la PC para iniciar
contador = 0;
for (z=1; z<=10; z++)
{
Init_Timer0();
gf0 = 0;
while(gf0 == 0){ }
gf0 = 0;
promedioI();        // cálculo del total de 10 mediciones de la intensidad
promedioR();        // cálculo del total de 10 mediciones de la resistencia
promedioXC();       // cálculo del total de 10 mediciones de la Xc
contador ++;
}
intensidad_S = sumadorI / contador;
resistencia_S = sumadorR / contador;
xc_S = sumadorXc / contador;
TxData();           // transmite los datos
return;
}

```

2.5. Diseño de la Interfase Gráfica para el usuario.

2.5.1. Caracterización del entorno de desarrollo LabWindows/CVI.

LabWindows/CVI es un ambiente completo de desarrollo ANSI C de la National Instruments para la creación de aplicaciones de instrumentación virtual. Se basa fundamentalmente en un entorno interactivo para el desarrollo de programas y unas librerías de funciones para crear aplicaciones de adquisición de datos y control de instrumentos. LabWindows/CVI contiene además, un conjunto de herramientas software para la adquisición, análisis y presentación. LabWindows/CVI viene con librerías para adquisición, análisis y visualización, una interface simplificada de edición para usuario con arrastre y colocación de elementos y herramientas automatizadas de generación de código con las cuales usted puede probar dicho código interactivamente antes de adicionarlo a su proyecto. [10][18][21]

Una gran variedad de industrias emplean LabWindows/CVI, se incluyen la militar y la de la defensa, telecomunicaciones, manufacturación y aeroespacial. [10][21]

Las herramientas que básicamente forman este entorno de desarrollo son las siguientes:

- Un editor de interfaces gráficas de usuario (GUI).
- Una ventana para editar el código fuente de los programas ANSI C.
- Paneles de funciones para la ejecución interactiva y generación de código de forma automática.
- Compilador, Reubicador y Depurador integrados para el desarrollo y mantenimiento de proyectos.

Contiene:

1. Cinco librerías para adquisición de datos:
 - Instrument library: contiene drivers GPIB, VXI y RS232 para instrumentos tales como osciloscopios, multímetros, generadores de funciones etc.
 - GPIB/GPIB 488.2 library: contiene funciones para control de instrumentación conectada a un bus GPIB.
 - Data Acquisition library: Esta librería se proporciona con las tarjetas de adquisición de National Instruments y consiste en un conjunto de funciones de alto nivel que permitirá controlar dichas tarjetas.
 - RS232 library.: Conjunto de funciones de alto nivel para comunicaciones a través del puerto serie.
 - VXI library
2. Dos librerías para análisis de datos:
 - Formatting and I/O library: librería formada por un conjunto de funciones para almacenar y recuperar datos de ficheros así como manipular y formatear los datos de los programas.

- Advanced Analysis library: consiste en un conjunto de funciones para realizar operaciones matemáticas complejas, generación de señales, operaciones con números complejos, procesamiento de señal y probabilidad.
- 3. Una librería para presentación de datos:
 - User Interface library: LabWindows/CVI permite crear interfaces gráficos de usuario mediante la herramienta User Interface Editor.
- 4. Una librería de utilidades
 - Utility library: contiene funciones para realizar distintas operaciones de carácter general: temporizaciones, teclado, utilidades de manejo de ficheros, operaciones de E/S, interrupciones, memoria y sonidos.
- 5. Dos librerías para redes y comunicación entre procesos:
 - Dynamic Data Exchange (DDE) library.
 - Transmission Control Protocol (TCP) library.

Además, la librería completa ANSI C está integrada en el entorno de desarrollo de LabWindows/CVI.

Aplicaciones en que se utiliza:

- **Real Time:** Programación para componentes dedicados a tiempo real.
- **Signal Processing:** Tratamiento avanzado de la señal.
- **Vision:** Tratamiento de las imágenes, reconocimiento de formas.
- **PID Control:** Funciones para el control.
- **SPC:** Herramientas de control estadístico de los procesos para Solaris.
- **Enterprise Connectivity:** Control estadístico de los procesos, comunicación con las bases de datos y publicación Internet.

2.5.2. Diagrama de Flujo para la interfase gráfica del usuario.

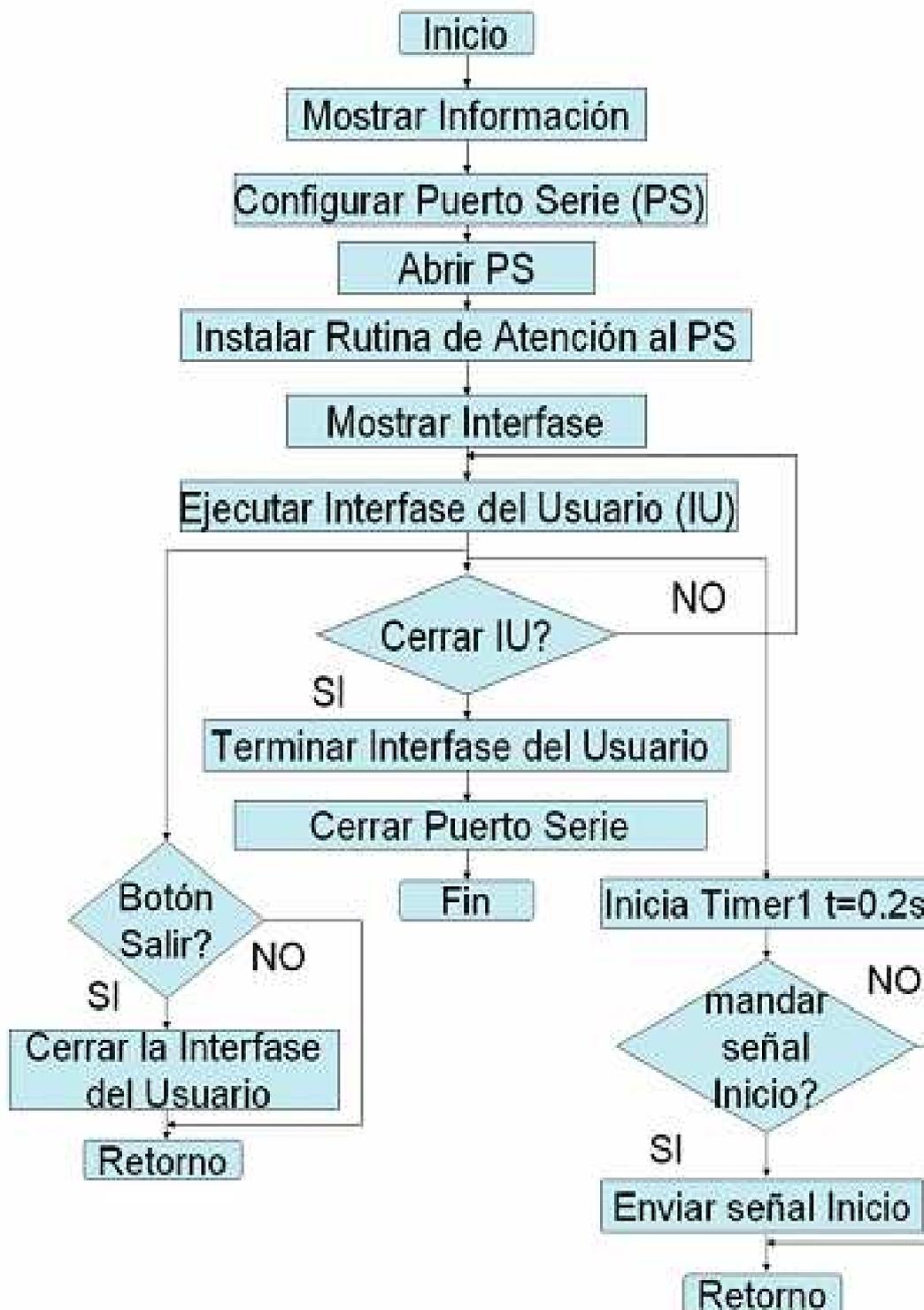


Figura 2.9 a) Diagrama de Flujo para la interfase gráfica del usuario.

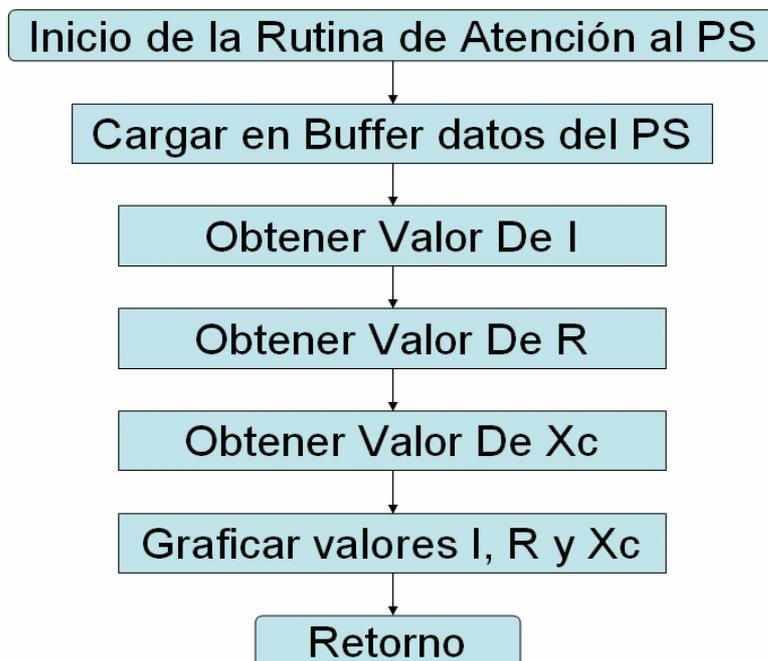


Figura 2.9 b) Diagrama de flujo de la rutina de atención al puerto serie

En el Diagrama de Flujo se muestra el algoritmo que se utiliza para la realización de la interfase gráfica para la Adquisición de Datos del equipo de Bio-impedancia Eléctrica. El flujograma cuenta con una serie de pasos descritos a continuación:

1. Se inicializan todas las variables globales que se utilizan en el programa.
2. Se muestra un panel con una breve información de la interfase gráfica.



Figura 2.10 Panel de información.

3. Se configura el puerto serie, para ello, el usuario tiene la opción de escoger uno de ocho puertos posibles para la comunicación, el puerto serie se configura de la siguiente manera:
 - Puerto para la comunicación: el que escoja el usuario.
 - Velocidad de transmisión de 9600 baudios/s.
 - No paridad.
 - Ocho bits de datos.
 - Un bit de parada.
 - Se declaran dos buffers, un buffer de entrada de 512 bytes; y un buffer de salida de 512 bytes.

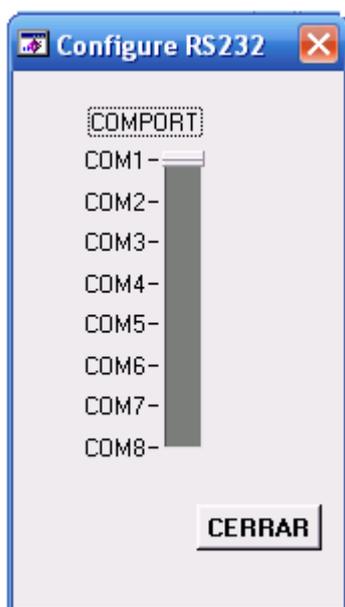


Figura 2.11 Panel de configuración del puerto serie.

4. Se abre el puerto serie seleccionado por el usuario.
5. Se instala una rutina de atención al puerto serie, que solamente se ejecuta cuando el puerto serie recibe el byte de fin de transmisión. En este caso cuando recibe el carácter "A".
6. En este bloque se muestra la interfase gráfica para el usuario.
7. Se ejecuta la interfase gráfica para el usuario. Dentro de la interfase gráfica se pueden ejecutar las siguientes acciones:

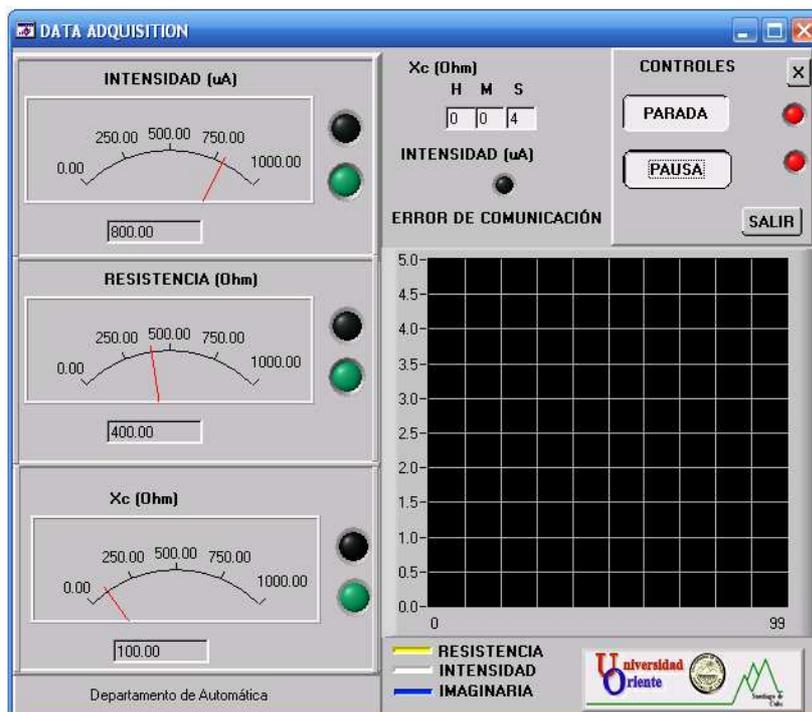
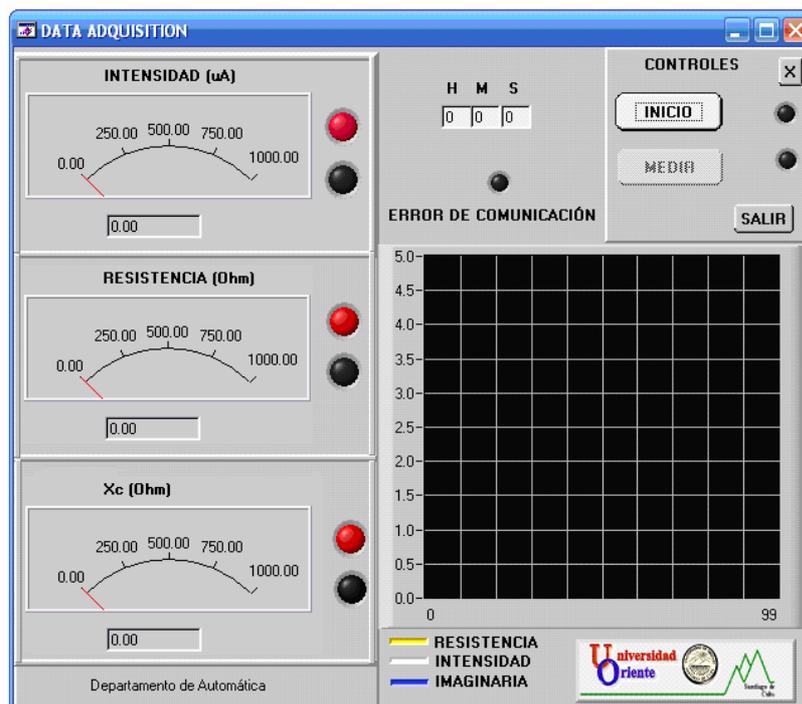


Figura 2.12: a) Ambiente de la interfase gráfica del usuario sin la ejecución de lectura del puerto serie, b) Ambiente de la interfase gráfica del usuario con la ejecución de lectura del puerto serie.

- Acción de cerrar la interfase gráfica, esta se ejecuta cuando se presiona el botón de salida “SALIR” o el botón “X”, situado en el Cuadro de Controles.

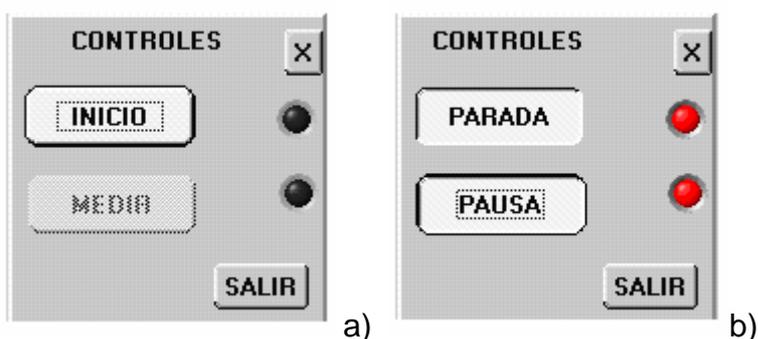


Figura 2.13: a) Cuadro de Controles sin realizar lectura. b) Cuadro de Controles con la realización de lectura.

8. Acción de Inicio/Parada, permite comenzar o detener la ejecución de la lectura del puerto serie, además, resetear los valores de la interfase gráfica para el usuario. Esta acción se ejecuta cuando se presiona el botón INICIO/PARADA ubicado en el Cuadro de Controles (ver figura 2.13).
9. Acción Medir/Pausa, permite el inicio de la Adquisición de Datos, al presionar se envía el carácter de inicio cada 2 ms al sistema ADuC812QS. Se puede poner en pausa el envío del carácter de inicio a voluntad del usuario. Esta acción se ejecuta cuando se presiona el botón MEDIR/PAUSA ubicado en el cuadro de controles (ver figura 2.13).
10. Mostrar en un indicador el resultado de la medición de los valores Intensidad, Resistencia y la componente Imaginaria como se muestra en la figura 2.14.
11. Mostrar el tiempo de lectura transcurrido (ver figura 2.12).
12. Indicador para posibles errores en la comunicación (ver figura 2.12).
13. Se termina la ejecución de la interfase gráfica del usuario.
14. Se cierra el puerto serie seleccionado por el usuario.
15. Se finaliza el programa.

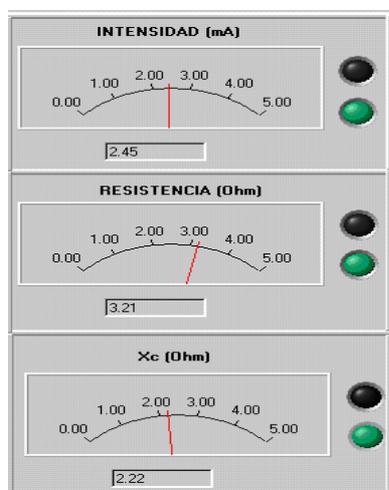


Figura 2.14 Cuadro de indicadores
Rutina de atención al puerto serie.

1. Se inicia la rutina.
2. Se carga en un buffer "X" la lectura del puerto serie.
3. En este bloque se obtiene el valor Intensidad que está en el buffer "X". Para obtener este valor es necesario realizar una serie de pasos que serán explicados a continuación.
4. Identificar el valor Intensidad, con la ayuda del carácter de separación de datos.
5. Debido a que el puerto serie sólo transmite o recibe datos en forma de cadenas de carácter o cadenas de código ASCII, es necesario convertir estos datos a un dominio numérico, o sea, de ASCII a números. LabWindows/CVI está provisto de herramientas para este tipo de conversión de datos. El valor intensidad es del tipo doble (en inglés double), por tanto se convierte de cadena de caracteres a doble (string to double), se obtiene el valor Intensidad de manera numérica.
6. Visualizar el valor Intensidad.
7. El proceso para obtener el valor Resistencia es el mismo al del valor Intensidad explicado anteriormente.
8. El proceso para obtener el valor X_c es el mismo al del valor Intensidad explicado anteriormente.
9. Se grafica los valores Intensidad, Resistencia y X_c , esto permite obtener su comportamiento en el tiempo.
10. Retorno.

2.6. Circuito eléctrico equivalente de referencia (Phantom).

El sistema aún no está listo para mediciones "in vivo" debido a que no está garantizada toda la seguridad para su uso en pacientes (en particular, seres humanos), se realizan mediciones sobre un circuito eléctrico de referencia que se muestra en la figura 2.15. A este modelo eléctrico en la literatura internacional se le conoce con el nombre de la palabra inglesa phantom. El modelo, representa al objeto bajo estudio. El circuito eléctrico fue creado y certificado en el laboratorio de electrónica del Dpto. de Ciencias Médica de la Universidad de Padova, Italia, dirigido por el Profesor Antonio Piccoli, quien en el año 2000 realizó una visita de trabajo al grupo de bio-impedancia eléctrica del Centro Nacional de Electromagnetismo Aplicado, CNEA, y donó este modelo de referencia de circuito eléctrico para la calibración de instrumentos de impedancia.

El certificado del modelo muestra el rango de valores de la parte real e imaginaria para un intervalo de confianza del 95% obtenido de observaciones repetidas de medición de resistencia (467-473) y reactancia capacitiva (89-101) en unidad de Ohm en una frecuencia de trabajo de 50 KHz. [26]

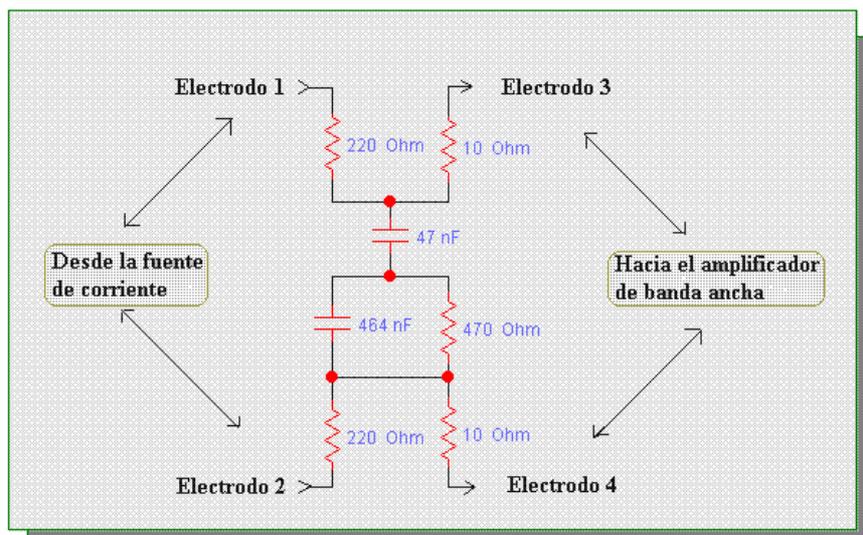


Figura 2.15. Circuito de Referencia.

2.7. Valoración del impacto del trabajo realizado.

2.7.1. Impacto social.

Este sistema posibilita un monitoreo de la medición de la de bio-impedancia eléctrica con lo que pudiera estimar entre otros parámetros biológicos la composición corporal, de manera simple en su ejecución, no invasivo, segura, rápida, de bajo costo y muy preciso. Contar con este sistema posibilitará un mejor estudio de la composición corporal, por lo que se podrá mejorar la calidad de vida de muchos pacientes y contribuir al fortalecimiento del Sistema Nacional de Salud (SNS).

De igual manera, este sistema sienta las bases para el diseño de un posible sistema de monitoreo para un cardiógrafo de impedancia para el estudio no invasivo del sistema cardiovascular, principalmente para el cálculo del gasto cardíaco. El método estándar que hoy se utiliza como práctica médica mundial para su estimación, además de ser altamente invasivo, es elevadamente costoso.

2.7.2 Impacto económico.

En la actualidad el estado cubano destina millones de dólares en la medicina, el costo de los equipos médicos es cada día más elevado debido a las leyes del mercado y a los recursos financieros, materiales y humanos que se requieren para el desarrollo de los mismos.

Un equipo de bio-impedancia eléctrica con procesamiento digital de la señal, tiene un precio en el Mercado Internacional que oscila entre 900 y 2000 USD, (solo para los de composición corporal), en dependencia de la firma, y sus prestaciones. Los equipos de cardiografía de impedancia cuestan hasta 25 000 USD.

El costo de producción del Sistema de Adquisición de Datos, por concepto de bloques, y en particular, el sistema ADuC812QS tiene un precio de sesenta y cuatro dólares (90 USD).

2.7.3. Valoración económica.

El objetivo de este trabajo fue el diseño de un Sistema de Adquisición de Datos para un equipo de medición de bio-impedancia, para su montaje se cuenta con los componentes que se relacionan en la siguiente tabla (Los precios se expresan en USD):

Fuente de alimentación

Componentes	Cantidad	Precio Unitario	Total
ADuC812QS	1	90	90
TOTAL			90

Conclusiones parciales del capítulo.

En este capítulo se ha mostrado los diferentes pasos para la realización de un Sistema de Adquisición de Datos para un equipo de medición de bio/impedancia eléctrica. Se realizó también el diseño de una interfase gráfica para el usuario en la cuál se crean condiciones para el monitoreo de las señales que provienen de la medición; se mostró el impacto social de la aplicación además una valoración económica.

Conclusiones.

La adquisición de datos es una técnica, rápida, precisa, y de bajo costo para el monitoreo y procesamiento digital de señales de los parámetros bio-eléctricos. Estas características la convierten en una alternativa para mejorar el diagnóstico y/o pronóstico de enfermedades que se acompañan de cambios en la composición corporal. Se cuenta con un sistema que permite una mejor evaluación de las componentes estáticas de dichos parámetros, lo cual posibilita la estimación de otros, para la evaluación de la composición corporal y el estado nutricional de los individuos, así como las componentes dinámicas del vector de impedancia que posibilita la evaluación de parámetros hemodinámicas y vasculares, todo de gran valor en la práctica médica.

Los objetivos planteados se cumplieron ya que se culminó la elaboración del Sistema de Adquisición de Datos para el equipo de medición de bio-impedancia eléctrica.

Recomendaciones.

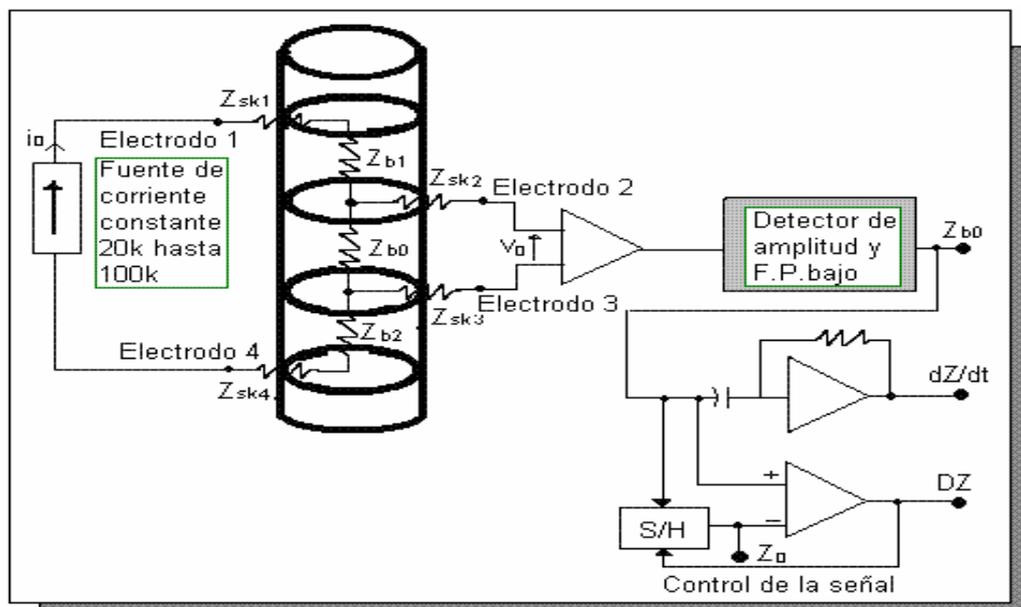
- ❖ Introducir la propuesta en los estudios “in vivo”.
- ❖ Estimación de parámetros biológicos que constituyan herramientas para el diagnóstico de pacientes.

Bibliografía

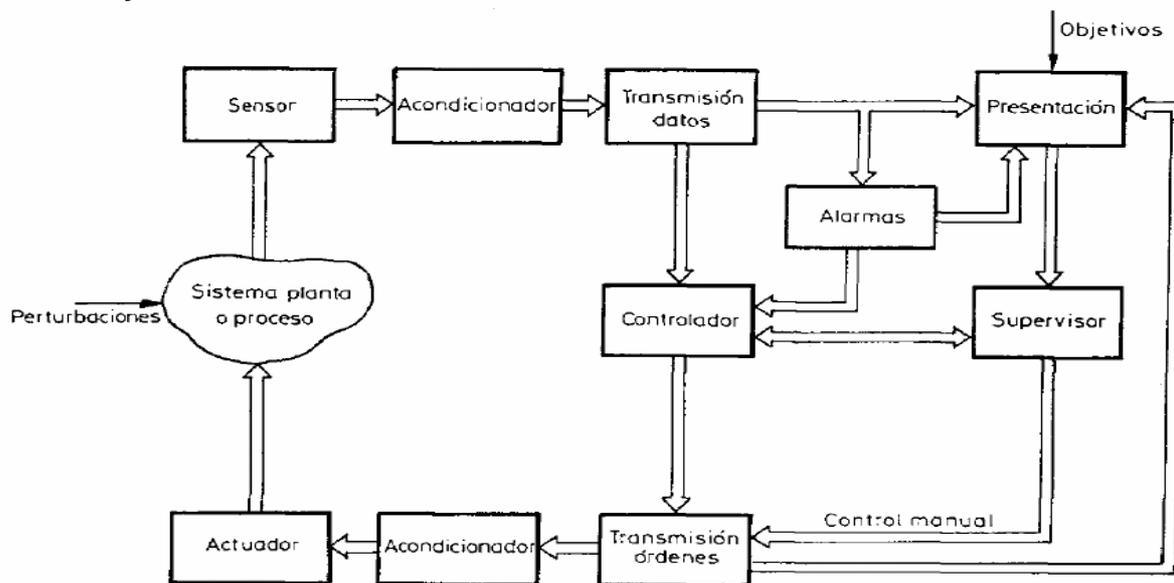
1. www.alldatasheet.com
2. Como programar en C/C++. Tomo I y Tomo II. Segunda Edición. (el libro no presenta autor, editorial y año).
3. http://biblioteca.universia.net/html_bura/ficha/params/id/38096352.html
4. <http://cnx.org/content/m12971/latest/>
5. http://cselectrobomba.googlecode.com/files/Serial_RS232.pdf
6. <http://docentes.uacj.mx/ovaldez/Adquisicion/Curso/unidad%201.doc>
7. <http://lalsoft.com.ar/archivos/56.pdf>
8. <http://www.8052.com>
9. <http://www.gii.upv.es/personal/qbenet/tim/treballs/treballs%202005-06/treball%20j.buhiques/documentacio%20adicional/TMuestreo.doc>
10. http://www.ieselpalmeral.org/cms/fileadmin/alumnos/Tecnicas_de_programacion/GRUPO2/dcumentos_de_texto/labwindows1.pdf
11. <http://www.lvr.com/>
12. <http://www.microcaya.com>
13. <http://www.monografias.com/trabajos17/sistemas-adquisicion-dato/sistemas-adquisicion-dato.shtml>
14. <http://www.nutrinfo.com.ar>
15. <http://www.olimex.cl/tutorial/tutorial5.pdf>
16. <http://www.pdf-search-engine.com/comunicacion-serie--pdf.html>
17. <http://www.redined.mec.es/oai/indexg.php?registro=008199400006>
18. <http://www.tracnova.com/Lab%20WindowsCVI.htm>
19. <http://www.udem.edu.co/NR/rdonlyres/0022BF0A-C520-4F49-B42D-0621A4E1709C/3839/INTRODUCCINALO>
20. http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/hermesoft/portallG/home_18/recursos/01_general/documentos/16052008/rev_tec_avan_art6_vol1_num3.pdf
21. http://zone.ni.com/devzone/corriente_directaa/tut/p/id/3590
22. Matas, A., J.; Ramos, L., R. Microcontroladores MCS-51y MCS-251. Edicions UPC. Barcelona. 2001.
23. Pallás A., R. Adquisición y Distribución de Señales. Boixareu Editores. Barcelona. 1993.
24. Salazar M., Y. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. Capítulo 2, epígrafe 2.3, Pág. 33-37. Artículo de Internet
25. Sanchez D., D.; López G., E. Trabajo de Diploma. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba. 2008.
26. Started Manual with the Raisonance.; American Raisonance. 2004.

Anexos.

Anexo1: Técnica de medición de impedancia de cuatros electrodos.



Anexo 2: Estructura general de un sistema de adquisición de datos para medición y control.



Anexo 3: Esquema de transmisión entre la computadora personal y un microcontrolador.



Anexo 4: Propuesta de programación para la interfase gráfica del usuario.

```

/*****/
/*          Universidad de Oriente          */
/*          Facultad de Ingeniería eléctrica */
/*          Departamento de Automática     */

/*      Autor: Yoiler Díaz La Rosa      */
/*                                          */
/*                                          */
/*****/
#include <utility.h>
#include <ansi_c.h>
#include <rs232.h>
#include <cvirte.h>
#include <userint.h>
#include "TESIS.h"

static int panelHandle;
int  config_handle,
    config_info,
    panel_handle,
    value_port,
    value_read,
    value_inicio,
    bytes_read,
    strLen,
    i,t,
    counter=0,
    univ;
double value[3],
    point = 0;
char  read_data[1000],
    temporal1[500],
    temporal2[500],
    temporal3[500],
    nofrt[0] = {0};

void CVICALLBACK ReciveData (int portNo,int eventMask,void *callbackData);

int main (int argc, char *argv[])
{  config_info = LoadPanel (0, "TESIS.uir", Display);
  InstallPopup (config_info);
  while (point=Timer() <= 7){}
  DiscardPanel (config_info);
  if (InitCVIRTE (0, argv, 0) == 0)
    return -1; /* out of memory */
  if ((panelHandle = LoadPanel (0, "TESIS.uir", PANEL)) < 0)
    return -1;
  DisplayPanel (panelHandle);
  config_handle = LoadPanel (panel_handle, "TESIS.uir", ConfRS232);

```

```

    InstallPopup (config_handle);
    GetCtrlVal (config_handle, ConfRS232_COMPORT, &value_port);
    OpenComConfig (value_port, "", 9600, 0, 8, 1, 512, 512);
    FlushInQ (1); // limpiar los buffer de I/O del puerto serie//
    FlushOutQ (1);
    InstallComCallback (1, LWRS_RXFLAG, 0, 65 , ReciveData, 0);
    GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Inicio, &value_inicio);
        if (value_inicio)
            SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_read, ATTR_DIMMED, 0);
        else
            SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_read, ATTR_DIMMED, 1);

    RunUserInterface ();
    DiscardPanel (panelHandle);
    CloseCom (value_port);
    return 0;
}
void CVICALLBACK ReciveData (int portNo,int eventMask,void *callbackData)
{
    /* Leer los caracteres desde el puerto */
    ComRd (1,nofrt, 1); // desecho la primera lectura 0
    strLen = GetInQLen (1);
    bytes_read = ComRdTerm (1, read_data, strLen, 65);
    /* Obtener los valores numéricos */
    /* Obtener valor I */
    i = 0;
    t = 0;
    while (read_data[i] != '!')
        { temporal1[i] = read_data[i];
          i++;
        }
        value[0] = atof (temporal1);
        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_intensidad, value[0]);

    i ++;

    /* Obtener valor R*/
    while (read_data[i] != '!')
        { temporal2[t] = read_data[i];
          i++;
          t++;
        }
        value[1] = atof (temporal2);
        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_resistencia, value[1]);

        i++;
        t = 0;
        /* obtener valor Xc */
    while (read_data[i] != '!')
        { temporal3[t] = read_data[i];

```

```

        i++;
        t++;
    }

    value[2] = atof (temporal3);
    SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_imaginaria, value[2]);
    PlotStripChart (panelHandle, PANEL_plot, value, 3, 0, 0,
VAL_DOUBLE);

    counter ++;
    if (counter >= 1000)
        counter = 10;

    return;
}

int CVICALLBACK CLOSERS (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            DiscardPanel (config_handle);
            SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_Inicio, ATTR_DIMMED,
0);

            break;

    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK Inicio (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Inicio, &value_inicio);
            if (value_inicio)
            {
                SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_read, ATTR_DIMMED, 0);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_Inicio, 1);

            }
            else
            {
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_read, 0);
                SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_read, ATTR_DIMMED, 1);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_intensidad, 0.00);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_resistencia, 0.00);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_imaginaria, 0.00);
            }
    }
}

```

```

        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_Inicio, 0);
        ClearStripChart (panelHandle, PANEL_plot);
    }
}
return 0;
}
int CVICALLBACK TIMER1 (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_TIMER_TICK:
            GetCtrlVal (panelHandle, PANEL_read, &value_read);
            if (value_read)
            {
                univ = 1;
                ComWrtByte (1, 42); // inicio de transmisión
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_read, 1);
            }
            else
            {
                univ = 0;
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_intensidad, 0.00);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_resistencia, 0.00);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_imaginaria, 0.00);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_read, 0);
                value[0] = 0;
                value[1] = 0;
                value[2] = 0;
            }
            if (value[0])
            {
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_intensidad_2, 0);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_intensidad, 1);
            }
            else
            {
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_intensidad_2, 1);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_intensidad, 0);
            }
                if (value[1])
                {
                    SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_resistencia_2, 0);
                    SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_resistencia, 1);
                }
            else
            {
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_resistencia, 0);
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_resistencia_2, 1);
            }
    }
}

```

```

    }
    if (value[2])
    {
        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_imaginaria, 1);
        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_imaginaria_2, 0);
    }
    else
    {
        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_imaginaria, 0);
        SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_imaginaria_2, 1);
    }
    break;
}
return 0;
}
int h=0,m=0,s=0;
int CVICALLBACK tiempo (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_TIMER_TICK:
            if (univ)
                s ++;
            if (s>=60)
            {
                m ++;
                s = 0;
            }
            if (m>=60)
            {
                h ++;
                m = 0;
            }
            if (h>=72)
                h = 0;
            SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_segundos, s);
            SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_minutos, m);
            SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_horas, h);
            if (s>10 & counter == 0)
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_error, 1);
            else
                SetCtrlVal (panelHandle, PANEL_Led_error, 0);
            break;
    }
    return 0;
}
int CVICALLBACK EXIT (int panel, int control, int event,

```

```
void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            QuitUserInterface (0);
            break;
    }
    return 0;
}
```

Anexo 4: