



UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA
FACULTAD DE INGENIERÍA



Gurí-Z: Medida de impedancia transtorácica en pacientes pediátricos

MEMORIA DE PROYECTO PRESENTADA A LA FACULTAD DE
INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA POR

Varinia Cabrera, Micaela Lopassio, Micaela Peña

EN CUMPLIMIENTO PARCIAL DE LOS REQUERIMIENTOS
PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRICISTA.

TUTOR

Pedro Arzuaga..... Universidad de la República

TRIBUNAL

Julio Pérez..... Universidad de la República

Nicolás Pérez..... Universidad de la República

Sebastián Fernández..... Universidad de la República

Bernardo Alonso..... Hospital Pereira Rossell

Montevideo
15 de agosto del 2020

Gurí-Z: Medida de impedancia transtorácica en pacientes pediátricos, Varinia Cabrera, Micaela Lopassio, Micaela Peña.

Esta tesis fue preparada en L^AT_EX usando la clase iietesis (v1.1).
Contiene un total de 197 páginas.
Compilada el martes 17 noviembre, 2020.
<http://iie.fing.edu.uy/>

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Agradecimientos

A todo el equipo de Integer que nos brindaron ayuda y asesoramiento siempre que lo necesitábamos, en especial a Daniel Villamil, Óscar Sanz y Eduardo Pesci.

Queremos agradecer a Pedro Arzuaga, nuestro tutor, por acompañarnos desde muy cerca durante todo el transcurso del proyecto, sin él, esto no hubiera sido posible.

A Julián Oreggioni, Andrés Seré, Mariana Siniscalchi, Nicolás Gammarano y Leonardo Steinfeld. Fueron referentes en distintas partes del proyecto, disponible tuvieron siempre un oído, una mano.

Y para terminar a nuestros familiares, amigos, compañeros y parejas que estuvieron de manera incondicional escuchando, comprendiendo y acompañándonos en este trayecto.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Resumen

En este documento se presenta el proyecto Gurí-Z el cual consiste en la implementación de un dispositivo médico que mide la impedancia eléctrica transtorácica en pacientes pediátricos. De forma complementaria es capaz de obtener una estimación de la cantidad de líquido corporal a partir del valor de impedancia medido.

El proyecto surgió ante la necesidad médica de contar con una herramienta que contribuya a un mejor seguimiento de enfermedades como el edema pulmonar y la isquemia.

El sistema está compuesto por un dispositivo portable, un cable de paciente y un sistema de carga/descarga de datos.

El dispositivo realiza la medida de impedancia mediante la inyección de pulsos bifásicos subumbrales de corriente y la medida de tensión en la piel producida por el pasaje de dicha corriente. La señal analógica de tensión adquirida, es amplificada y digitalizada para luego efectuar el cálculo de la impedancia. Dicho procesamiento se realiza mediante el microcontrolador *MSP-EXP430F5529* de Texas Instruments.

La interacción del usuario con el dispositivo es efectuada a través del display de pantalla táctil *BOOSTXL-K350QVG-S1*. A través de un switch on/off se puede conectar/desconectar al dispositivo de su alimentación, que consiste en dos pilas alcalinas AA. El cable de paciente es el enlace entre el dispositivo y los electrodos conectados al paciente. Posee cuatro terminales, dos para los electrodos de sensado y dos para los electrodos de estimulación.

El sistema de carga/descarga de datos está constituido por una PC que se conecta al dispositivo mediante comunicación serial (USB) y posee una interfaz gráfica de usuario. Dicho sistema permite al usuario configurar parámetros, ingresar/eliminar pacientes y exportar datos en formato CSV.

Se logró la implementación de un sistema que cumple con gran parte de los requerimientos acordados con el cliente al comienzo del proyecto. Presenta una interfaz con el usuario agradable y permite guardar información para diez medidas de diez pacientes, lo que es más que suficiente para un CTI típico de Uruguay.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Tabla de contenidos

Agradecimientos	III
Resumen	VII
1. Introducción	1
1.1. Motivación y clientes del proyecto	1
1.2. Principio de funcionamiento	1
1.3. Estado del arte	2
1.4. Organización del documento	4
2. Descripción del Sistema	5
2.1. Requerimientos conceptuales	5
2.2. Requerimientos detallados.	7
2.2.1. Nociones preliminares	7
2.2.2. Dispositivo	8
2.2.3. Cable de paciente	12
2.2.4. Aplicación Gurí-Z	12
3. Diseño de la Electrónica	15
3.1. Descripción general	15
3.2. Descripción del circuito	17
3.2.1. Microcontrolador	17
3.2.2. Display	21
3.2.3. Bloque de comunicación	24
3.2.4. Bloque de alimentación	29
3.2.5. Bloque de medida	35
3.2.6. Medida de la batería	48
3.2.7. Layout	49
3.2.8. Consumo esperado	50
3.2.9. Errores	53
4. Diseño de Firmware	57
4.1. Descripción general	57
4.2. Arquitectura	57
4.3. Modularización	58
4.4. Funcionamiento del sistema	61

Tabla de contenidos

4.4.1. Modo Navegación	62
4.4.2. Modo Medida	63
4.4.3. Modo Ingresar	63
4.5. Medida de impedancia	63
4.5.1. Señal de estimulación	64
4.5.2. Conversión	66
4.5.3. Cálculo de impedancia	66
4.5.4. Selección de ganancia del amplificador	68
4.6. Medida de alimentación	70
4.7. Comunicación con la computadora	74
4.7.1. Recepción y transmisión de datos	74
4.7.2. Intérprete de comandos	74
4.8. Comunicación con display	75
4.8.1. Implementación de pantallas	75
4.8.2. Funcionalidad táctil	76
4.9. Registro de datos en memoria	77
4.9.1. Lugares de memoria ocupados para el registro	77
4.9.2. Funcionamiento del registro	78
4.9.3. Otras informaciones en memoria	79
4.10. Interfaz de programación	80
5. Diseño de Software	81
5.1. Descripción general	81
5.2. Funciones implementadas	82
6. Diseño Mecánico	91
6.1. Descripción general	91
6.2. Diseño del dispositivo	91
6.3. Diseño de cable de paciente	94
6.4. Diseño para la manufactura	95
7. Prototipo	97
7.1. Descripción general	97
7.2. Estímulo	97
7.3. Sensado	100
7.4. Alimentación	104
7.5. Integración	105
8. Verificación y Validación	107
8.1. Verificación	107
8.1.1. Circuito de alimentación	107
8.1.2. Circuito de estímulo	109
8.1.3. Circuito de sensado	114
8.1.4. Batería	115
8.1.5. Display	116
8.1.6. Diseño Mecánico	116

Tabla de contenidos

8.1.7. Cable de paciente	116
8.1.8. Sistema de carga de datos de paciente	118
8.1.9. Consumo y longevidad	118
8.2. Validación	119
8.2.1. Pruebas en componentes resistivos conocidos	119
8.2.2. Pruebas en solución salina	121
9. Conclusiones	123
9.1. Trabajo a futuro	124
A. Principio de funcionamiento del dispositivo	125
A.1. Fundamentos	125
A.1.1. Configuración de la medida	126
A.1.2. Electrodo	129
B. Teoría funcionamiento Display TFT LCD	133
C. Manuales de Usuario	143
D. Esquemático del prototipo	165
E. Esquemático del dispositivo final	169
F. Lista de componentes utilizados para el dispositivo final	171
Referencias	173
Índice de tablas	176
Índice de figuras	178

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación y clientes del proyecto

La medida de la impedancia transtorácica ha demostrado ser un método útil para estimar la cantidad de líquido corporal, tanto de forma local como global [19] [34]. Esta estimación se utiliza para observar los cambios en el volumen de líquido corporal que son causa y/o consecuencia de algunas enfermedades respiratorias, como por ejemplo el edema pulmonar, la isquemia, entre otras. El edema se caracteriza por la presencia en exceso de líquido en los pulmones lo que ocasiona una creciente dificultad para respirar [31].

El monitoreo de la impedancia transtorácica ayuda a un estudio más controlado de la evolución del paciente afectado por esta enfermedad.

En este contexto el Dr. Bernardo Alonso plantea una necesidad médica actual en Uruguay, que consiste en el desarrollo de un dispositivo portable para la medición de la impedancia eléctrica transtorácica en pacientes pediátricos (en particular lactantes) para luego obtener una estimación de la cantidad de líquido corporal a través del valor de impedancia medido.

Con esta motivación se plantea el diseño e implementación de un sistema portable que mida la impedancia eléctrica transtorácica en pacientes pediátricos y que pueda ser utilizado en ambientes hospitalarios. Este desarrollo está enmarcado en el trabajo de un proyecto de fin de carrera, dirigido por el Ing. Pedro Arzuaga. Posteriormente se adhiere al proyecto la empresa Integer, brindando apoyo y siendo una clara referencia técnica para la construcción de un dispositivo médico.

1.2. Principio de funcionamiento

La estimación de líquido corporal mediante la medida de impedancia transtorácica tiene un fundamento sencillo, los líquidos del cuerpo humano poseen de-

Capítulo 1. Introducción

terminadas sales que los hacen capaces de conducir corrientes eléctricas. De manera que mientras más líquido se encuentre en el cuerpo más corriente es capaz de transitar por él y de forma inversa, si hay poco líquido la corriente será menor.

Para tener una noción sobre la conductividad de una sustancia se puede utilizar la impedancia que tiene la misma como parámetro de medida. Es de conocimiento común que un cuerpo conduce más la electricidad si tiene menos resistencia eléctrica. Para ser más precisos se debe hablar de impedancia eléctrica ya que la oposición a la corriente en las sustancias presenta componentes inductivos y capacitivos además de resistivos.

Para la medida de impedancia se aplican pulsos bifásicos de corriente muy angostos de valor conocido, entre dos puntos y se mide el voltaje entre otros dos puntos próximos a los primeros. Al resultado del cociente entre el voltaje obtenido y la corriente inyectada en cada fase, se los promedia y a este promedio le llamamos impedancia. Como la impedancia del tejido tiene básicamente componentes resistivos y capacitivos al utilizar pulsos muy finos, lo que estamos midiendo es en verdad la componente resistiva de la impedancia.

Es relevante aclarar que no se verá con exactitud la impedancia entre los puntos de sensado ya que no se sabe cuánta de la corriente de los pulsos de estímulo pasará por los electrodos. Esto sucede porque el tejido humano no es un cable de un circuito, donde se considera que no hay fuga de corriente. La corriente proveniente de los pulsos de estímulo puede irse por otro camino que no sea el de electrodo-electrodo. Sin embargo, lo que va a importar a efectos de este proyecto es ver la evolución de la medida de impedancia y la comparación de esta evolución entre pacientes.

El algoritmo para el cálculo de líquido a partir de la impedancia fue dado por el cliente. No se conoce la veracidad del mismo y no es parte del alcance del proyecto validarlo. El algoritmo pertenece al paper *Comparison of two bioelectrical impedance analysis models for total body water measurement in children* [26].

1.3. Estado del arte

Entre los dispositivos actuales que miden impedancia transtorácica, se destaca el *Edema Guard Monitor* [27]. Este es un sistema no invasivo utilizado para detectar la congestión pulmonar en su etapa más temprana, logrando así que con el tratamiento médico adecuado, se reduzcan las hospitalizaciones debidas a la acumulación de líquido en los pulmones.

Este dispositivo mide la resistencia del cuerpo a la corriente, basándose en el hecho de que cuánto más fluido haya presente en el cuerpo, mayor será la conductividad eléctrica. En este caso la corriente atraviesa el cuerpo de forma superficial. Consta de seis electrodos y una pantalla donde se despliega el resultado de la impe-

1.3. Estado del arte

dancia. La medida se realiza colocando tres electrodos en la parte frontal superior y tres en la parte trasera.

Sin embargo, más allá de las similitudes comentadas, una diferencia importante con el dispositivo a implementar es que el mismo tiene como objetivo final pacientes lactantes, mientras que el *Edema Guard Monitor* [27] es enfocado a adultos. También Gurí-Z no se centra exclusivamente en edema pulmonar, intenta evaluar la cantidad de líquido en el cuerpo debido a una gama más amplia de causas.

Es relevante mencionar que el cuerpo humano regula la cantidad de líquido que elimina y ciertas problemáticas inducen la retención inadecuada de líquido en el cuerpo. Existen estudios que vinculan la medida de impedancia eléctrica con características de la regulación de líquido mencionada. Un estudio que analiza esta relación es *Foot-to-foot bioelectrical impedance analysis: a valuable tool for the measurement of body composition in children* [37].

1.4. Organización del documento

A continuación se describen los contenidos de los distintos capítulos que componen el documento.

Capítulo 1: Introducción. Este capítulo explica al lector el surgimiento del proyecto, la temática de estudio, el estado del arte de la tecnología y describe los contenidos de los capítulos del documento.

Capítulo 2: Descripción del sistema. Se detalla el funcionamiento general del sistema y en particular se listan los requerimientos del mismo.

Capítulo 3: Diseño de electrónica. Registra el proceso de diseño, elección de los componentes electrónicos del sistema y la implementación en placa.

Capítulo 4: Diseño de firmware. Describe el diseño del firmware y el funcionamiento de los distintos módulos que componen la programación asociada al microcontrolador y sus periféricos.

Capítulo 5: Diseño de software. Se expone el funcionamiento del software utilizado para la interfaz de usuario mediante la computadora.

Capítulo 6: Diseño mecánico. Presenta el diseño mecánico del dispositivo y del cable de paciente.

Capítulo 7: Prototipo. Documenta la versión preliminar del dispositivo, incluyendo diseño, construcción y pruebas de funcionamiento.

Capítulo 8: Verificación y validación. Se describen las pruebas para verificar los requerimientos conceptuales y la validación parcial del dispositivo.

Capítulo 9: Conclusiones. Este capítulo describe las ideas principales que se desprenden del trabajo realizado y del análisis de resultados obtenidos a lo largo del todo proyecto. Asimismo describe las características finales del sistema.

Apéndices.

Se encuentra la bibliografía que se utiliza como referencia a lo largo del documento. Además con el objetivo de completar la información descripta en los anteriores capítulos y facilitar la lectura y comprensión del proyecto, se anexan distintos apartados.

Capítulo 2

Descripción del Sistema

El sistema Gurí-Z estará destinado al monitoreo de la impedancia transtorácica de niños de 0 a 3 años sujetos a atención médica en Centros de Tratamiento Intensivo, CTI. A continuación se exponen los requerimientos del sistema, estos son construidos por el equipo de proyecto, teniendo en cuenta las solicitudes del cliente. Es importante mencionar que los requerimientos se encuentran en construcción durante todo el proceso de diseño y por tanto se consideran un documento vivo.

2.1. Requerimientos conceptuales

El sistema estará conformado por un dispositivo, un cable de paciente y un sistema de carga/descarga de datos.

El sistema de carga/descarga de datos estará conformado por una computadora, un cable USB y la aplicación Gurí-Z.

El dispositivo de medida contará con batería, pantalla táctil y placa de manejo de la estimulación, el sensado, el procesamiento, la medición de batería y el registro de datos.

El sistema deberá realizar 100 medidas de impedancia instantánea, una cada 100 ms y dará como medida de impedancia el promedio de estas 100 medidas. El promedio es relevante a los efectos de que la medida sea independiente del instante del ciclo respiratorio en que se realiza, ya que dentro de un ciclo respiratorio la impedancia transtorácica cambia por variación de volumen en la caja torácica.

Suponiendo que se tiene un paciente lactante, dado que su frecuencia respiratoria es alrededor de 30, 60 ciclos por minuto, entonces en 10 segundos podrían haber entre 3 y 8 ciclos respiratorios en reposo. Por lo tanto no estaremos independizándonos completamente del momento en que comenzamos la medida pero si reduciendo su incidencia significativamente. Una estimación rápida de esta incidencia ubica la posible variación en ± 14 y $\pm 6\%$ respecto al valor promedio para

Capítulo 2. Descripción del Sistema

el caso de 3 y 8 ciclos respiratorios respectivamente.

El sistema deberá ser capaz de calcular a partir de la impedancia medida, una estimación de la cantidad de líquido que posee el paciente. Dicho cálculo se efectuará a través de la siguiente fórmula: $Agua = 0,18 \times \frac{h^2}{Z} + 0,39 \times w + 0,76$. Siendo h altura en centímetros, w peso en kilogramos y Z impedancia en Ω .

En las medidas estarán involucrados cuatro electrodos, dos de estimulación y dos de sensado. Los dos primeros se encargarán de hacer circular una corriente de tipo subumbral ¹ por el paciente. Los segundos (ubicados en la misma línea que une a los electrodos de estimulación) medirán la diferencia de voltaje entre ellos para luego calcular una medida de impedancia.

Además el sistema contará con un registro que podrá guardar los datos de pacientes, los valores de impedancia medidos y las cantidades de líquido calculadas para cada paciente. El sistema podrá transmitir la información recabada a la computadora.

El sistema deberá ser capaz de registrar datos para un CTI con capacidad para diez pacientes, con diez medidas de impedancia por paciente y de estimación de cantidad de líquido. Se podrán relevar valores de impedancia sin tener datos del paciente en el registro. Estos no serán guardados y no se podrá estimar la cantidad de líquido corporal.

El dispositivo contará con un interruptor (switch) y una pantalla táctil. Esta interfaz se utilizará para que el usuario médico pueda: encender y apagar el dispositivo, saber el estado de batería, ingresar y ver datos de pacientes, iniciar y terminar las medidas y visualizar resultados.

La interfaz gráfica por computadora permitirá almacenar la información recabada por el dispositivo de medida en la computadora, ingresar nuevos pacientes en el registro con sus respectivos datos y borrar datos que se encuentren en el registro.

El diseño de la electrónica intentará minimizar el consumo del dispositivo Gurí-Z tanto como sea posible. En particular, el dispositivo deberá tener una longevidad de al menos seis meses (período pensado para no complicar al personal médico en exceso).

El dispositivo deberá ser portable y tener una conexión confiable con el cable de paciente.

No hay requerimientos estéticos de protección anti-golpes o ingreso de líquidos.

¹Los pulsos subumbrales se definen como aquellos que no hacen depolarizar al tejido y por tanto no son percibidos por el paciente.

2.2. Requerimientos detallados.

2.2.1. Nociones preliminares

Siempre que se mencionen las expresiones a continuación, se está haciendo referencia a sus definiciones respectivas.

- **Sistema** Refiere al sistema Gurí-Z integrado por dispositivo Gurí-Z, cable de paciente y un sistema de carga/descarga de datos de paciente.

El sistema de carga/descarga de datos lo conforma: una computadora, un cable USB y la aplicación Gurí-Z.

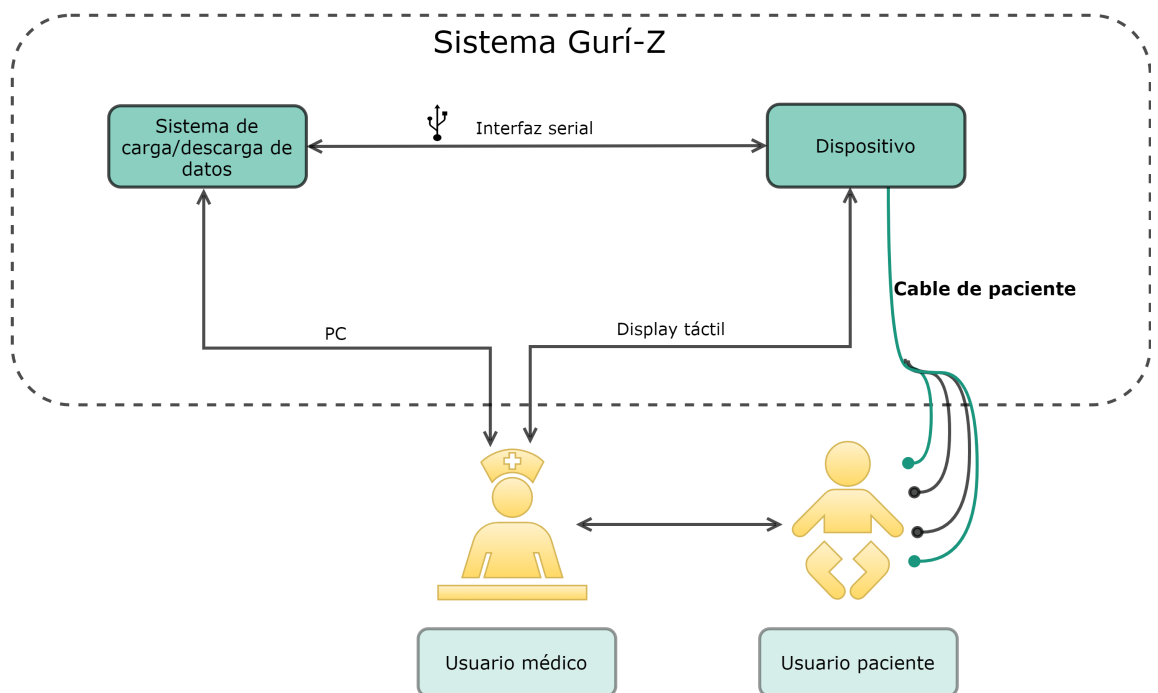


Figura 2.1: Diagrama de bloques del sistema.

- **Usuario paciente** Persona objeto de estudio del sistema. Las medidas se realizan en este usuario.
- **Usuario médico** Persona que controla las configuraciones y acciones del sistema.
- **Dispositivo** En el marco de este documento refiere al Dispositivo Gurí-Z. Es la unidad central del sistema, se encarga de la realización de mediciones y el registro de las mismas.
- **Aplicación Gurí-Z** Software que corre en la computadora. Comanda las acciones correspondientes a: ingreso, modificación, eliminación y consulta de los datos en el dispositivo y almacenamiento de los datos en PC.

Capítulo 2. Descripción del Sistema

- **GUI** Interfaz gráfica del usuario (Graphical User Interface), implementada en la pantalla táctil del dispositivo.
- **Uso habitual** El uso regular del dispositivo está pensando en tres pacientes en tratamiento en un mismo CTI, con medidas dispuestas en momentos particulares: medida inicial al ingresar el paciente y a las seis, doce, veinticuatro y cuarenta y ocho horas de su ingreso.

Disposición del sistema al paciente para realizar la medida

En este apartado se intenta representar la forma de conexión del sistema al paciente para realizar una medida en condiciones habituales.

Existirán cuatro puntos de contacto entre el paciente y el sistema. Las zonas de contacto deberán ser sometidas a algún tipo de limpieza (por ejemplo un algodón con alcohol rectificado).

Los electrodos serán colocados en una diagonal a través del torso del paciente. Los dos electrodos de estimulación, I1 e I2, se encontrarán en la escápula derecha y en la parte superior izquierda de la pelvis respectivamente. En cuanto a los electrodos de sensado, M1 y M2, estarán dispuestos en la misma diagonal que I1 e I2, debiendo cumplir que la distancia entre I1 y M1, medida desde el centro de los electrodos sea menor a 5 cm y que los centros de I2 y M2 también tengan una distancia entre sí menor a 5 cm². Esta situación se ilustra en la figura 2.2.

Los requerimientos serán identificados con la siguiente nomenclatura:

Nombre [FW][HW][SW]

Siendo *Nombre* identificador del requerimiento y las etiquetas indicadores de los niveles de implementación del requerimiento. *FW* refiere al firmware del dispositivo, *HW* al hardware del dispositivo y *SW* a la aplicación de software de la PC.

2.2.2. Dispositivo

Requerimientos mecánicos y físicos

- Masa [HW] La masa deberá ser menor a 400 g.
- Caja del dispositivo [HW] El dispositivo deberá estar contenido en una caja blanca prismática con caras rectangulares.
- Interruptor [HW] El dispositivo deberá tener un interruptor on/off.

²Para estimar estas distancias se tomaron como referencia electrodos de electrocardiograma, los cuales permiten una distancia mínima entre centros de electrodos de entre 3 y 5 cm

2.2. Requerimientos detallados.

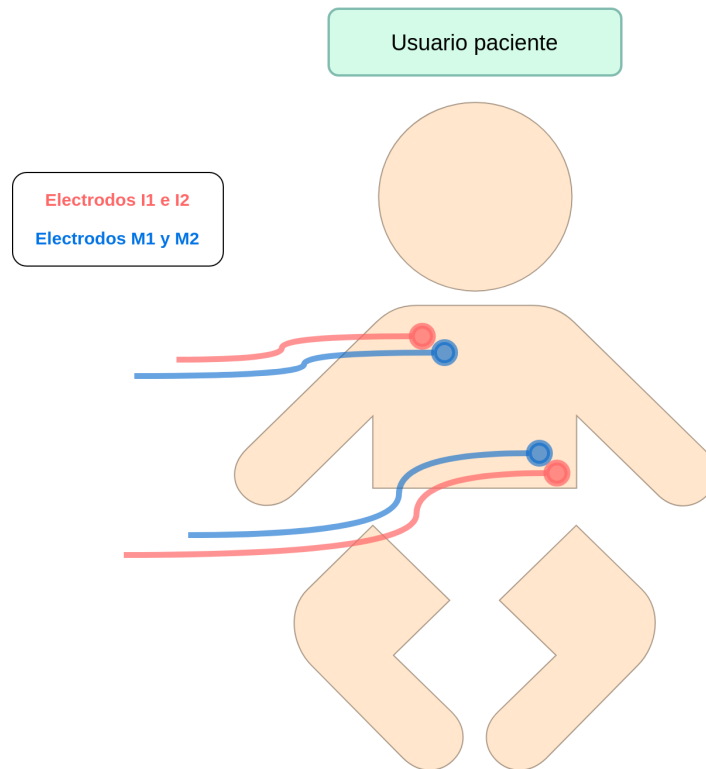


Figura 2.2: Conexión de los electrodos en el paciente.

- Protección del dispositivo [HW] La caja del dispositivo deberá clasificarse bajo el estándar IPx1.
Nota: La clasificación como IPx1 implica:
 - la protección contra el ingreso de sólidos no se especifica.
 - El dispositivo deberá estar protegido contra el ingreso de gotas de agua verticales.
- Conexión de electrodos [HW] El dispositivo dispondrá de una conexión LEMO de 4 pines o más para conectar el cable de paciente.
- Pantalla [HW] El dispositivo tendrá una pantalla táctil rectangular con dimensión mayor a 3 pulgadas para la diagonal.
- Dimensiones [HW] Las dimensiones del dispositivo deberán ser tales que la caja del mismo tenga un volumen menor a 160x90x40 mm.
- Temperatura de funcionamiento [HW] La temperatura de funcionamiento deberá estar entre $-10^{\circ}C$ a $40^{\circ}C$.
- Señalización [HW] El dispositivo deberá tener señalizado, en letras de color negro mayores a 1 cm, la localización de las baterías e indicar la posición encendido/apagado del interruptor.

Capítulo 2. Descripción del Sistema

Requerimientos generales

- Alimentación del dispositivo [HW] El dispositivo se deberá alimentar con dos baterías AA convencionales, ubicadas de manera que el usuario médico tenga acceso.
- Longevidad [HW][FW] El dispositivo deberá tener una longevidad de al menos seis meses si se dan las condiciones de uso habitual.
- Medida de alimentación [HW][FW] El dispositivo deberá medir el voltaje de la batería cada $10\text{ s} \pm 0.1\text{ s}$ con un fondo escala de 3.3 V y una precisión de $\pm 5\%$.
- Clasificación del nivel de batería [FW] El dispositivo deberá indicar en la pantalla el estado de carga de las baterías, según el siguiente cuadro.

Capacidad remanente	Indicador (Ilustración)
75 - 100 %	Cuatro barras
50 - 75 %	Tres barras
25 - 50 %	Dos barras
0 - 25 %	Una barra
0 %	Cero barras

Nota: Los porcentajes que se indican en la tabla refieren a la capacidad usable. Es decir cuando no se muestra ninguna barra es porque se requiere un cambio de baterías.

- Medida de la impedancia [HW][FW] El dispositivo deberá medir la impedancia transtorácica de paciente con un fondo de escala de $1000\ \Omega$ y una precisión $\pm 5\%$.
- Mecanismo encendido/apagado [HW] El dispositivo deberá tener un mecanismo para el encendido y apagado.
- Estados del dispositivo [HW][FW] El dispositivo contará con tres estados distintos, apagado, inactivo y activo. Dentro del último se tienen tres modos, navegar, medida e ingresar.

Estado apagado

- Dispositivo apagado [HW] En este modo el dispositivo deberá estar desconectado de la alimentación.

Estado inactivo

En este estado el dispositivo se encuentra en modo de bajo consumo.

2.2. Requerimientos detallados.

- Acceso a estado inactivo [HW][FW] El dispositivo deberá acceder al estado inactivo si está 45 s en estado activo sin que se pulse la pantalla o el nivel de batería es crítico.
- Consumo inactivo [HW][FW] En estado inactivo el dispositivo deberá consumir menos de 200 μA .

Estado activo

En este estado tiene tres modos de operación que se explican por separado más adelante para facilitar la lectura. A continuación se desarrollan características comunes a los tres.

- Acceso al estado activo [HW][FW] Cuando el dispositivo se encuentre en estado inactivo y se toque la pantalla deberá pasar al estado activo. Esto sucederá siempre que la carga del dispositivo no sea crítica.
- Inicio del dispositivo [HW][FW] Al salir de estado apagado, mediante el interruptor de encendido el dispositivo deberá ir a estado activo, desplegando un mensaje de bienvenida.
- Indicador del estado activo [HW] La pantalla estará encendida en este modo.
- Indicador del nivel de batería [HW][FW] El nivel de batería deberá ser indicado mientras el dispositivo se encuentre en modo navegar o modo ingresar. Esto se hará mediante una ilustración de una batería que muestre el nivel de carga.
- Consumo activo [FW] Cuando el dispositivo se encuentre en modo activo deberá consumir menos de 40 mA.

Modo navegar

- Letra desplegar [HW][FW] En este modo el dispositivo deberá mostrar información en pantalla con una tamaño de letra mayor a 10 puntos.
- Navegación [HW][FW] En este modo el usuario deberá poder consultar los pacientes que se encuentran ingresados y los resultados de las medidas realizadas a cada uno de esos pacientes.

Modo medida

- Estimulación [HW][FW] En este modo el dispositivo deberá contar con un circuito de estimulación que entregue al paciente pulsos bifásicos de corriente de $100\ \mu\text{A} \pm 5\ \mu\text{A}$ de pico y una diferencia entre las amplitudes de ambas fases menor a $1\ \mu\text{A}$.

Se aplicarán 100 pulsos con intervalo entre pulsos de $100\ \text{ms} \pm 0,01\ \text{ms}$. Cada pulso tendrá un ancho de $152\ \mu\text{s} \pm 5\ \mu\text{s}$ y una diferencia máxima entre fases de $1\ \mu\text{s}$.

Capítulo 2. Descripción del Sistema

- Adquisición de medida [HW] El dispositivo deberá adquirir 100 medidas de voltaje instantáneo a través de los electrodos (ver 2.2.3).

En cada medida se realizarán dos adquisiciones, una al final de la fase positiva y otra al final de la fase negativa (se realiza al final con el objetivo de tener una señal a adquirir estable).

- Amplificación de señales [HW] [FW] El dispositivo contará con un circuito de amplificación variable para el sensado de las señales.
- Indicador de medida en curso [HW][FW] Cuando el dispositivo comienza a realizar la medida deberá mostrar el mensaje 'Medida en curso' con letra mayor a 20 puntos.
- Mostrar resultados [FW] Una vez finalizado los procesamientos de las señales adquiridas, el dispositivo deberá pasar al modo navegar para mostrar resultados. Los mismos se deberán presentar con letra mayor a 20 puntos y deberán ser indicados como "Z = " y "Agua = ".

Modo ingresar

- Nuevo paciente [HW][FW] Se deberá poder ingresar a través de la pantalla táctil los datos de peso y altura a un paciente ya registrado.

2.2.3. Cable de paciente

Electrodos

- Electrodo de estimulación [HW] El sistema deberá contar con un par de electrodos del tipo pediátrico, exclusivamente para realizar la estimulación.
- Electrodo de sensado [HW] El sistema deberá contar con un par de electrodos del tipo pediátrico, exclusivamente para sensar las medidas realizadas.

Cable

- Cable [HW] El sistema deberá tener un cable que tenga en uno de sus extremos cuatro terminales para los electrodos de estimulación y sensado y en el otro extremo conexión LEMO.
- Dimensión [HW] El cable deberá tener un largo mayor a 80 cm y menor a 3,5 m.

2.2.4. Aplicación Gurí-Z

Le permitirá al usuario médico exportar los datos y medidas recabadas por el dispositivo a una computadora. Además la aplicación deberá permitir el ingreso de nuevos pacientes.

2.2. Requerimientos detallados.

- Encendido interfaz [HW][SW] El dispositivo deberá estar conectado a la computadora mediante el cable USB y encontrarse en modo activo para que la interfaz funcione.
- Almacenamiento [SW] La interfaz deberá contar con un botón digital específico que exporte en un archivo de tipo CSV los datos de pacientes que residen en la memoria del microcontrolador.

Nota: Los archivos de extensión .csv, comma-separated values, pueden ser importados por plataformas como Octave, Matlab, Excel, por lo que se consideran prácticos.

- Creación de nuevo paciente [HW][SW][FW] La interfaz deberá permitir mediante un botón digital específico el ingreso de nuevos pacientes en la memoria del dispositivo.

Nota: Los datos que se deberán ingresar para cada paciente serán, nombre, cédula, peso y altura.

- Borrado de pacientes [HW][SW][FW] La interfaz deberá permitir mediante un botón digital específico el borrado de uno o más pacientes de la memoria del dispositivo.
- Modificación de datos [HW][SW][FW] La interfaz deberá permitir mediante un botón digital específico la modificación de los datos de un paciente ya ingresado.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 3

Diseño de la Electrónica

3.1. Descripción general

En esta sección se detallan los principales componentes que integran el dispositivo. Estos se agrupan en bloques de acuerdo a su funcionalidad, a excepción del microcontrolador que interactúa con todos los bloques. En la figura 3.1 se presenta un diagrama general de la arquitectura del sistema.

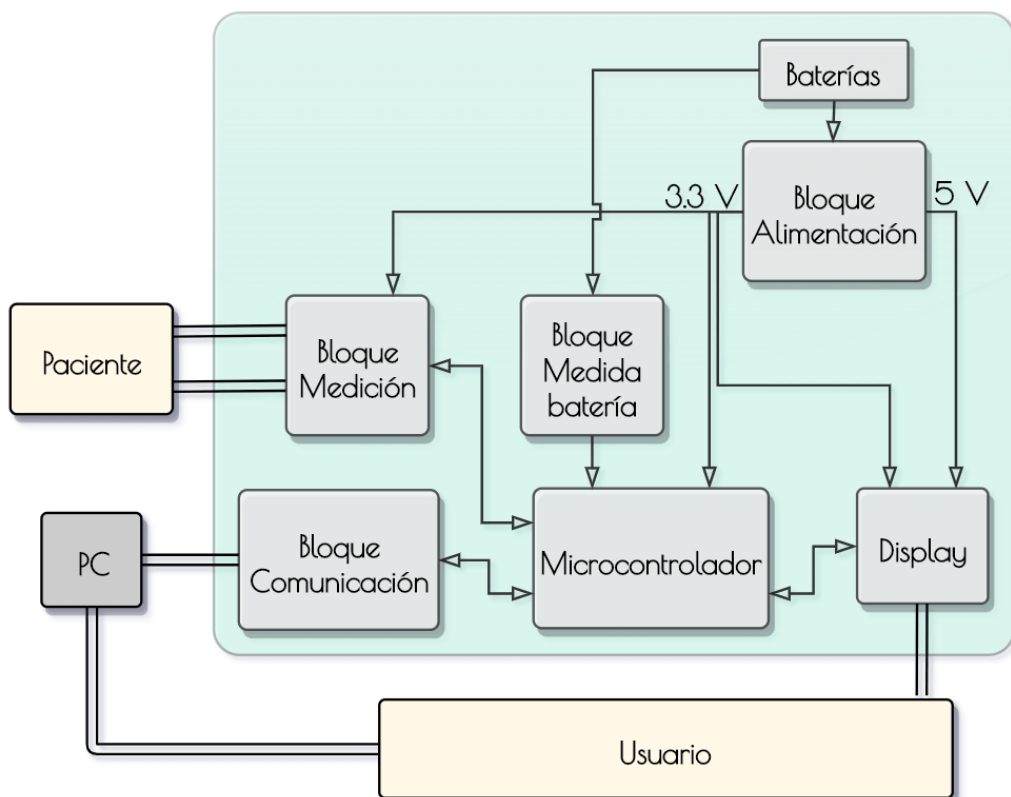


Figura 3.1: Diagrama general de la arquitectura del sistema.

Microcontrolador y display

Se utilizó el microcontrolador MSP430F5529 de Texas Instruments. Es la unidad central que realiza el procesamiento del sistema e interactúa con la gran mayoría de los bloques que componen el circuito. Entre sus tareas más importantes se encuentran los cálculos correspondientes a las señales sensadas, el control lógico de la señal de estímulo, el almacenamiento de la información recabada, el manejo del display y la comunicación con la computadora.

Para presentar gráficamente la información recabada al usuario, se eligió utilizar el display BOOSTXL-K350QVG-S1 compatible con el microcontrolador. Cuenta con pantalla táctil resistiva, un tamaño de 3.5" (320x240) además de ser full color.

Bloque de alimentación

La fuente de alimentación de todo el dispositivo consta de dos pilas alcalinas AA que proveen de 3 V nominales al comienzo de vida. En una primera, etapa un convertidor DC/DC eleva el voltaje de las pilas a 5.5 V. Un regulador lineal toma la salida del step up y genera 5 V, necesarios para la alimentación del display. Un segundo regulador lineal lleva estos 5 V a 3.3 V regulados y libres de ripple, para alimentar los restantes circuitos que requieran este nivel de tensión.

Bloque de comunicación

Este bloque consiste en un chip de FTDI para comunicar el microcontrolador con la computadora del usuario médico, convirtiendo desde el protocolo UART a USB y viceversa. Además se utiliza un chip para la protección de la conexión USB contra las descargas electroestáticas y un conector micro USB para conectar con el puerto USB de la PC.

Bloque de medición

Consta de un circuito de estímulo conformado por una fuente de corriente y llaves dispuestas en configuración de puente H para la generación de pulsos bifásicos de corriente. También un circuito de sensado, formado por un amplificador de instrumentación, una resistencia programable mediante el protocolo de comunicación SPI, para controlar la ganancia y una etapa seguidora para aumentar el voltaje de referencia del amplificador a la mitad de la fuente de alimentación (1.65 V) de forma de evitar la saturación de la señal.

Bloque de medida de batería

Se sensa el nivel de tensión presente a la entrada del conversor DC/DC a través de un canal del ADC del microcontrolador para monitorear el estado de la batería.

Dicho estado se muestra en pantalla y al llegar a un nivel crítico se avisa al usuario con la suficiente antelación para que tenga tiempo de realizar el recambio de pilas.

3.2. Descripción del circuito

Se observa en la figura 3.2 los subcircuitos que componen el sistema, las principales interacciones entre ellos y las interfaces con el exterior.

3.2.1. Microcontrolador

Requerimientos principales

- Conversor analógico/digital de al menos 12 bits de resolución.
- Memoria flash mayor a 16 kB.
- Bajo consumo.
- Protocolo de comunicación UART y SPI.
- Dos o más periféricos Timer.

Elección

En primer lugar se eligieron de manera conjunta el microcontrolador **MSP430F5529** y el display **BOOSTXL-K350QVG-S1** de Texas Instruments, dado que el microcontrolador debía ser compatible con un display de ciertas características que requería el sistema a implementar.

Para la elección del microcontrolador se revisaron con especial cuidado la estimación de la memoria flash y RAM necesarias para la aplicación particular. Además considerando que la principal función del sistema es realizar una medición se evaluó la precisión requerida para la conversión analógica a digital.

Esto implicó la búsqueda de otros microcontroladores más allá del utilizado en el curso de Sistemas Embebidos en Tiempo Real, el MSP430G2553. Sin embargo con el objetivo de reutilizar los conocimientos adquiridos en la asignatura mencionada, se buscó microcontroladores dentro de la familia MSP430.

Al analizar la capacidad en memoria del microcontrolador MSP430F5529 en comparación con la del MSP430G2553 resulta ser ampliamente mayor (128 kB contra 16 kB). Se realizó una estimación en memoria del firmware y se concluyó que 128 kB eran más adecuados para la aplicación a desarrollar. Esto sumado a una mayor resolución del conversor A/D (el MSP430G2553 posee una resolución de 10 bits) y la compatibilidad con el display gráfico a utilizar, llevan a la elección del MSP430F5529.

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

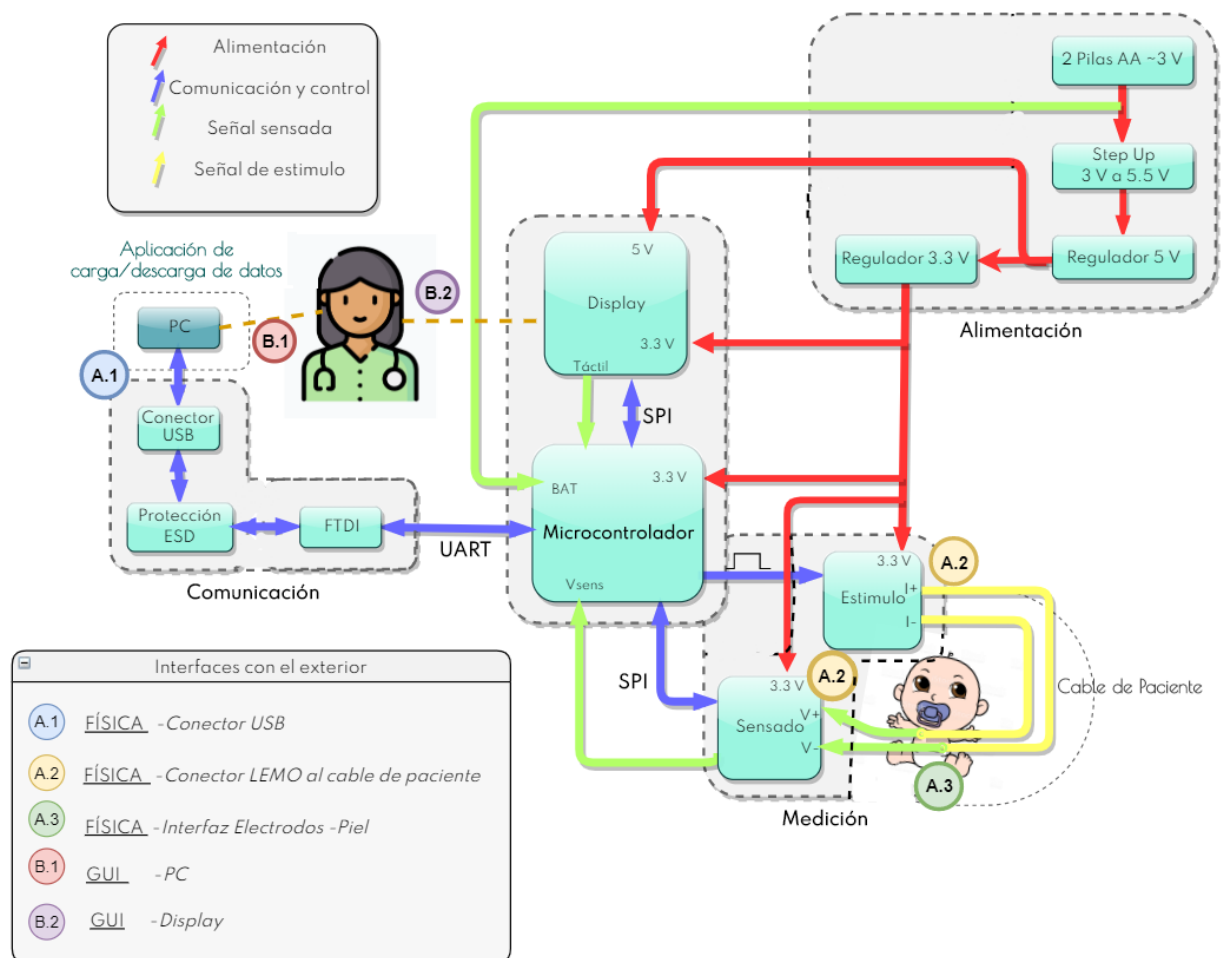


Figura 3.2: Diagrama de los subcircuitos a implementar y sus interacciones.

Descripción

Las funcionalidades más relevantes del microcontrolador elegido se listan a continuación:

- 128 KB de memoria flash y 8 KB de RAM.
- 4 interfaces de comunicación serial para los protocolos SPI, UART e I2C.
- Modos de bajo consumo.
- Conversor Analógico-Digital de 12 bits.
- 4 Timers.
- Universal Serial Bus (USB) integrado.
- Reloj de tiempo real (RTC).

3.2. Descripción del circuito

Las conexiones externas más importantes que mantiene se detallan en lo que sigue:

- Controla a través del protocolo SPI, el display utilizando la USCI B0 y el potenciómetro digital empleando la USCI B1.
- Se comunica con la computadora del usuario usando la USCI A1 mediante el protocolo UART.
- Sensa por puerto 6.2 (canal 2 del ADC) la señal analógica proveniente del paciente, que será convertida por el ADC de 12 bits y por el puerto 6.3 (canal 3 del ADC) la señal de la batería, a ser también digitalizada para controlar el estado de carga de las pilas.
- Paralelamente para la detección y posterior procesamiento del táctil, el display utiliza también los puertos 6.0 y 6.1 del ADC (canales 0 y 1) convirtiendo a digital la señal generada al tocar la pantalla.
- Para comandar las llaves del circuito de estimulación y el encendido de la fuente de corriente, se emplean tres puertos que envían señales lógicas de control en los momentos correspondientes.
- Se alimenta a través de la alimentación analógica proveniente de los 3.3 V estables a la salida del regulador de 3.3.
- Recibe las señales correspondientes a la carga y debuggeo del firmware implementado mediante el conector JTAG.

En cuanto al manejo de los timers, se utiliza el Timer A0 para controlar lógicamente la señal de estímulo y el período de adquisición de las medidas, el Timer A2 para la implementación del Sleep Timer y el Timer B0 para controlar el período en que el estado de carga de la batería es sensado. Además de lo anterior, se conecta a un cristal externo de 32.768 Hz y a un resonador cerámico de 4 MHz.

Se muestra en la figura 3.4 el esquemático asociado al microcontrolador y sus conexiones.

Conector JTAG

JTAG (Join Test Action Group) es un estándar industrial para la verificación de diseños y el testeo de placas de circuito impreso, introducido en 1990 como la norma IEEE 1149.1-1990. Inicialmente se utilizó como método de comprobación de conexiones en PCB's pero actualmente es empleado también como herramienta de debugger y programación de firmware en memoria flash.

La interfaz JTAG consta de 5 pines que se detallan en la tabla 3.1

PIN	Descripción
TMS	Test Mode Select
TCK	Test Clock Input
TDI	Test Data Input
TDO	Test Data Output
TRST	Test Reset

Tabla 3.1: Pines de conector JTAG

Para la programación del microcontrolador en este caso se utilizó la configuración 4-wire cuyo esquema de implementación se presenta en la figura 3.3.

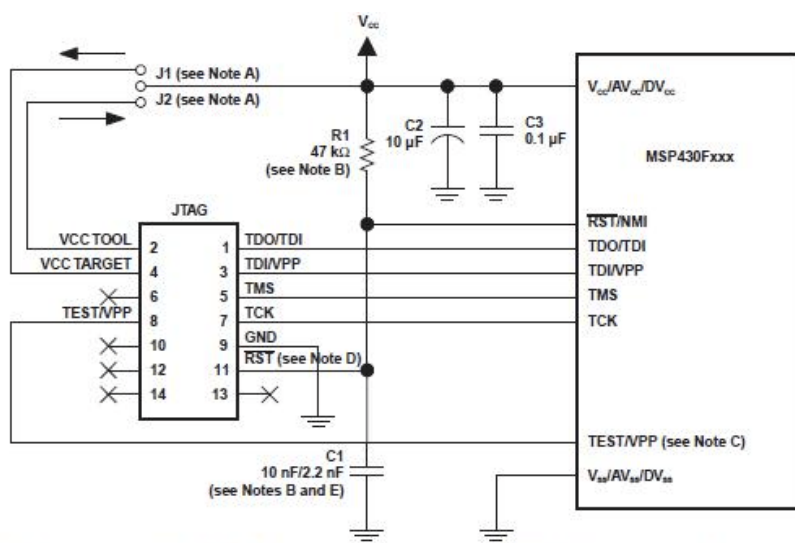


Figura 3.3: Conexión 4-wire JTAG.

En esta configuración se requieren las cuatro señales TDO, TDI, TMS y TCK, y la señal TEST que se implementa en los dispositivos de menor tamaño donde no se tienen pines exclusivamente dedicados para el JTAG sino que los mismos se multiplexan con puertos de entrada/salida de propósito general. De esa forma mediante el pin TEST se indica el estado de los puertos que son compartidos. Además de esto es necesario conectar también GND y 3.3 V en VCCTARGET.

3.2. Descripción del circuito

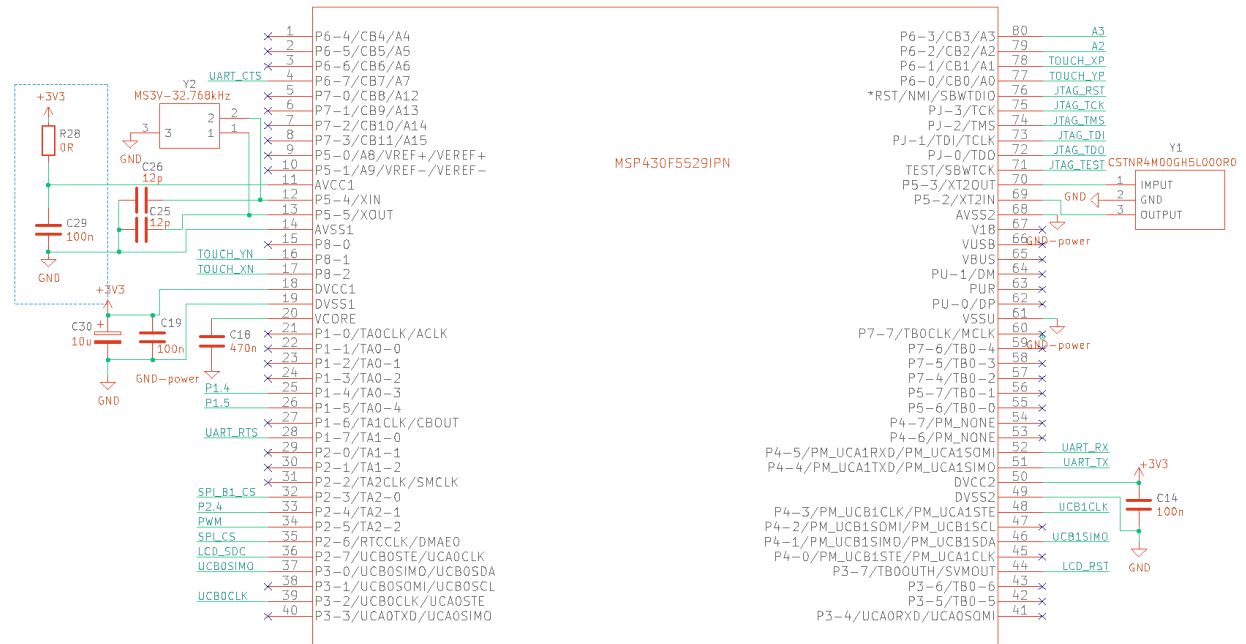


Figura 3.4: Esquemático asociado al microcontrolador.

3.2.2. Display

Requerimientos principales

- Display gráfico con pantalla a color.
- Tamaño mayor a 3”.
- Compatible con microcontrolador MSP430F5529.
- Interfaz de comunicación SPI.

Elección

Para la presentación de la información al usuario médico se requería un display con el tamaño adecuado para desplegar la lista de pacientes ingresados, los datos de los mismos y las medidas de impedancia y cantidad total de líquido realizadas, de manera que quedaran distribuidos en la pantalla de forma clara y con el espaciado suficiente para facilitar la lectura.

El módulo elegido que cumplía con dichas necesidades y que a su vez era compatible con el microcontrolador a utilizar fue el **BOOSTXL-K350QVG-S1**, con un display de dimensiones (3”5”) que resultaban adecuadas para la aplicación, el protocolo de comunicación a utilizar era SPI y principalmente se contaban con bibliotecas gráficas específicas de uso, del display en conjunto con el Launchpad

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

MSP-EXP430F5529LP, provistas por Texas Instruments.

Descripción

La pantalla utilizada comprende el LCD TFT Kentec K350QVG-V2-F, un circuito elevador de tensión para el LED backlight y dos conectores hembra de 20 pins. Este módulo es ofrecido por Texas Instruments, pero el display es fabricado por la compañía Kentec Electronics.

Consta de una pantalla LCD TFT de 3.5", la cual se observa en la figura 3.5, con una resolución de 320x240 píxeles, tecnología táctil tipo resistiva, interfaz de comunicación SPI e integrado con el controlador LCD SSD2119.

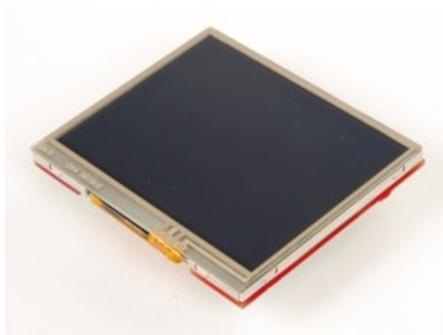


Figura 3.5: Display elegido para el dispositivo.

Es controlado desde el microcontrolador a través de una comunicación SPI 4-wire de 8 bits, usando las señales LCD_SCS LCD_SCL LCD_SDI LCD_SDC cuya definición se detalla en la tabla 3.2

LCD_SCS	LCD_SCL	LCD_SDI	LCD_SDC
SPI Chip Select	SPI Clock	SPI Data In	GPIO para indicar un dato(=1) o un comando(=0)

Tabla 3.2: Señales utilizadas en la comunicación SPI.

Se observa en la figura 3.6 una vista inferior del PCB asociado al boosterpack, extraída de la hoja de datos. La mayor parte de los componentes que aparecen corresponden a un circuito elevador de tensión para alimentar el LCD backlight. Este necesita aproximadamente 20 V, los cuales se derivan de la salida de 5 V generada por el regulador de 5 V. El backlight que utiliza el módulo es del tipo White LED. Se detalla el funcionamiento de este tipo de fuentes backlight en el apéndice B.

3.2. Descripción del circuito

Posteriormente se visualiza la señal asociada a cada pin en uso de los conectores. Como se aprecia, de los 40 pins, se emplean solamente catorce, de los cuales tres corresponden a la alimentación (3V3, VUSB y GND), uno para el control del brillo (PWM), cuatro a la detección del táctil a través de la configuración 4-wire (X+, X-, Y+, Y-) y los cinco restantes, cuatro de ellos correspondientes a la implementación del protocolo SPI y uno al reset.

El display utiliza la tecnología de fabricación TFT LCD, que es una variante de las pantallas de cristal líquido LCD. Para la implementación de la funcionalidad táctil, emplea la tecnología resistiva 4-wire. La descripción del funcionamiento de ambos tipos de pantallas y de la tecnología 4-wire se explica en detalle en el apéndice B.

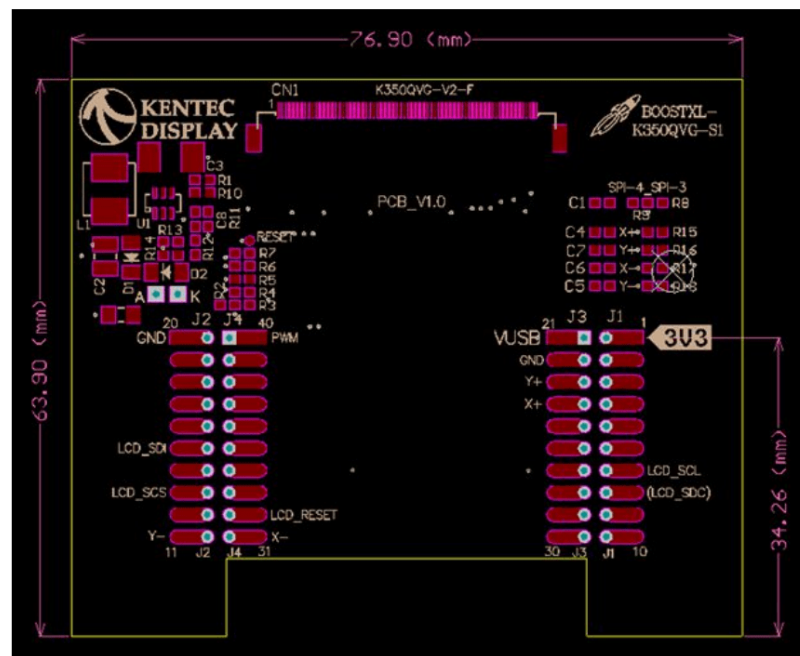


Figura 3.6: Vista inferior del PCB asociado al módulo del display.

3.2.3. Bloque de comunicación

Requerimiento principal

- Comunicación con un PC a través de un cable USB.



Figura 3.7: Diagrama de electrónica del bloque de comunicación.

Elección de componentes

Dado que el microcontrolador elegido contaba con módulo USB integrado, se debió elegir entre la implementación del USB o reutilizar los conceptos aprendidos de la UART y un integrado que realizara la traducción a USB.

El protocolo de comunicación UART fue aprendido en el curso de Sistemas Embebidos y utilizado en sus laboratorios, por lo que se contaba con el módulo de programación que implementaba la comunicación UART en los microcontroladores de la familia MSP430 de Texas Instruments.

Por otro lado al consultar a la empresa Integer, se obtiene el modelo de un integrado capaz de efectuar la conversión mencionada y con el cual habían trabajado en varios de sus diseños, teniendo la experiencia de ser práctico para la aplicación y simple de utilizar.

En vista de estas dos últimas consideraciones, se decidió utilizar entonces el chip **FT232R** para efectuar la conversión mencionada y un conector del tipo **micro USB B**.

Además de esto como se explica más adelante, fue necesario agregar una protección contra descargas electrostáticas, el integrado **TPD2E001**, con el fin de evitar que el voltaje generado por una descarga, pueda dañar al dispositivo, al conectar y desconectar el USB.

En la figura 3.8 se muestra el esquemático correspondiente al bloque de comunicación con los componentes elegidos.

3.2. Descripción del circuito

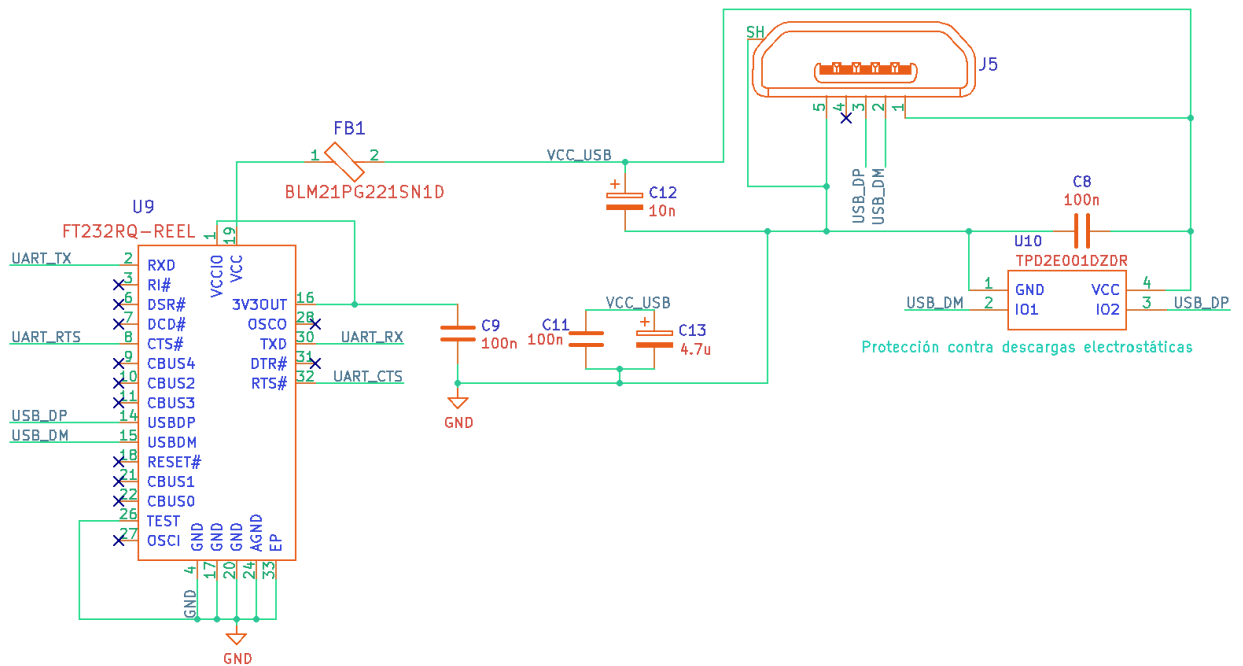


Figura 3.8: Esquemático asociado al bloque de comunicación.

Descripción de los componentes

Chip FTDI

El chip FT232R de la compañía Future Technology Devices International, (conocida comúnmente por sus siglas FTDI) se encarga de transformar la información transmitida por USB a UART y viceversa, permitiendo comunicar la PC y un microcontrolador con interfaz de comunicación UART.

Para la alimentación de este integrado se utilizó la configuración “USB Bus Powered Configuration” de manera de disminuir el consumo del dispositivo. Este modo debe contar con ciertos cuidados ya que el chip se alimenta solamente cuando el dispositivo está conectado a la PC.

En esta configuración el integrado es alimentado directamente desde el bus de alimentación del USB y es necesaria la colocación de un núcleo de ferrita en serie con esta línea, de forma de reducir el ruido electromagnético en el FT232 y el resto de los circuitos, emitido por el cable USB al host USB.

Se aprecia en la figura 3.9 el esquemático de la conexión implementada para el FT232R. Para la transmisión y recepción de datos, se conecta el puerto TXD Y RXD del chip con RXD y TXD del microcontrolador respectivamente.

Luego se conectan las señales características del mecanismo de control de flujo

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

por hardware: CTS y RTS. En este mecanismo de control que forma parte del estándar RS232, se emplean dos pines más del conector RS232, RTS (Request to Send) y CTS (Clear to Send), que permiten al receptor y transmisor informarse entre sí sobre su estado. El transmisor sube su línea RTS, lo que provoca una interrupción en el receptor, para consultar si puede enviar datos. Si el receptor está en posición de recibir los datos, subirá su línea CTS, es decir, el transmisor puede comenzar a enviar.

Esta forma de procesar una comunicación, permite a los controladores de los dispositivos que implementan este código, mantener una conexión de datos confiable entre el transmisor y el receptor con la ventaja de que en caso de haber datos corruptos en tránsito, no se afecta el mecanismo de control ya que va por dos líneas aparte, especialmente dedicadas al control e independientes de las líneas de datos (de aquí el nombre, control por hardware).

Por otro lado los pines USBDM Y USBDP van hacia el DM y DP respectivamente del conector USB pasando previamente por la protección contra ESD.

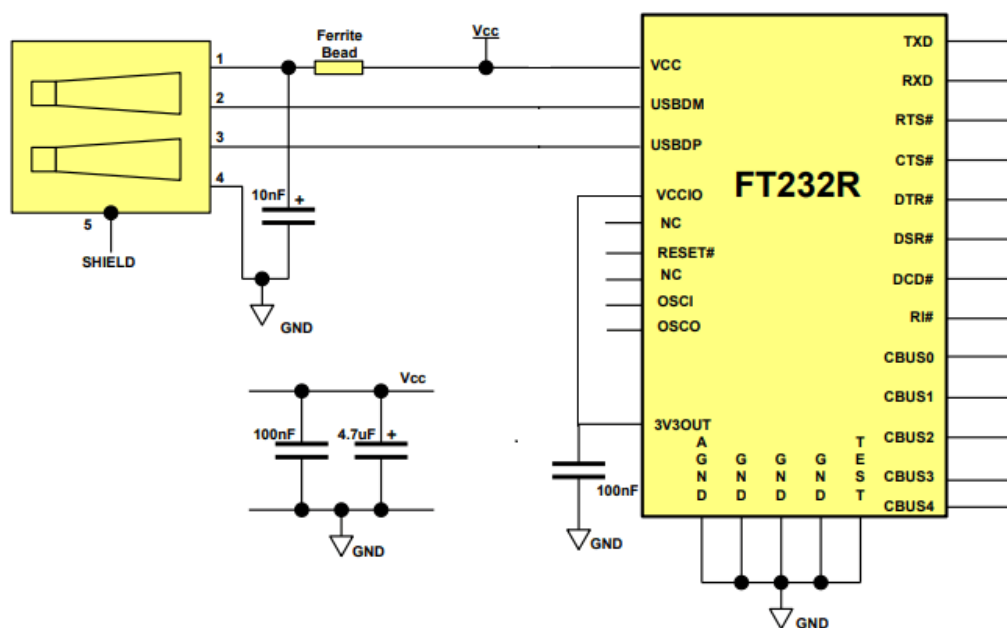


Figura 3.9: Esquemático general del chip FT232R.

Chip contra descargas electrostáticas

Una descarga electrostática se produce por la liberación repentina de electricidad desde un objeto cargado a otro, cuando ambos entran en contacto. Para los circuitos integrados el voltaje generado y la corriente de pico de estas descargas pueden generar fallas en el funcionamiento e incluso llegar a quemar el integrado.

3.2. Descripción del circuito

En virtud de que el usuario médico pueda comunicarse con la computadora el conector USB se encuentra accesible y es razonable pensar que será conectado y desconectado varias veces por el mismo, pudiendo provocar una descarga electrostática a través de la interfaz, a raíz del contacto con el cuerpo. Por este motivo para proteger los circuitos es necesario agregar al sistema una protección. De lo contrario si la misma no existe el pico de corriente puede fluir directamente hacia los integrados y dañarlos.

En la figura 3.10 se observa el esquema funcional de protección implementado en el TPD2E001. Está constituido por una red de diodos del tipo Transient Voltage Suppressor (TVS) que protegen cada línea de datos y reducen la carga capacitiva. A su vez este arreglo conecta a VCC para la protección de la línea de alimentación.

Este circuito pasivo se activa cuando el voltaje está por encima del voltaje de *Breakdown*¹ o por debajo del negativo del voltaje directo de los diodos $-V_{forward}$. Así durante una descarga electrostática, se crea un camino de baja impedancia que limita el voltaje, desviando el flujo de corriente a tierra a través de la red descrita, evitando que el voltaje en bornes alcance valores que podrían llegar eventualmente a 15 KV si no se tuviera esta protección.

Una vez que el voltaje en las líneas entra en el rango permitido, el integrado revierte a su estado original de alta impedancia.

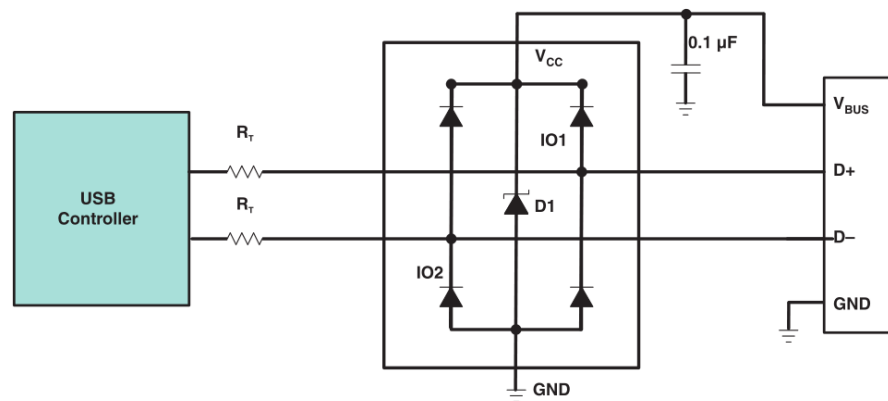


Figura 3.10: Diagrama funcional del TPD2E001 para protección contra ESD.

Conector micro USB

Para la conexión física del dispositivo con el puerto USB de la computadora se utilizó un conector micro USB B, de tipo SMD. Para acceder al conector fue necesario realizar una extensión en la placa de manera de alcanzar un extremo de

¹Voltaje de Breakdown o 'tensión de ruptura' de un diodo es la mínima tensión necesaria en polarización inversa para hacer que el diodo conduzca en sentido inverso.

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

la caja como se detalla en el capítulo 6. El conector empleado se muestra en la figura 3.11.



Figura 3.11: Conector USB elegido.

3.2.4. Bloque de alimentación

Requerimientos principales

- Fuente de alimentación total de 3 V nominales al comienzo de vida, basada en dos pilas AA alcalinas.
- Alimentación de 5 V regulada.
- Alimentación de 3.3 V regulada.
- Corriente de carga desde los 5 V menor a 40 mA.

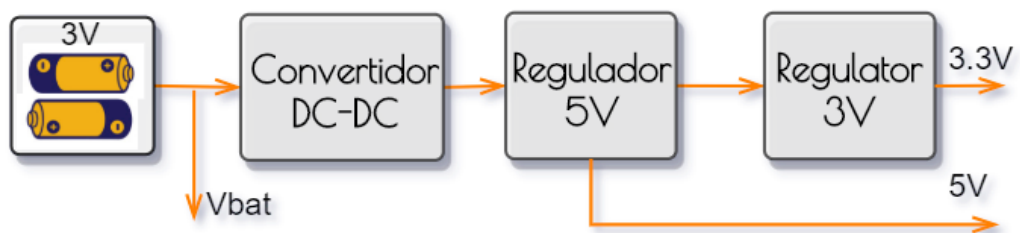


Figura 3.12: Diagrama de electrónica del bloque de alimentación.

Elección de componentes

Procediendo a evaluar las distintas alimentaciones que son necesarias para los circuitos que componen el sistema, en primer lugar se considera que el display utiliza para su funcionamiento dos niveles de tensión. Por un lado 5 V empleados por el convertidor interno con el objetivo de generar 20 V para alimentar el LCD backlight y por otro lado 3.3 V necesarios para manejar el resto de la lógica propia de su funcionamiento.

Luego se observa que el microcontrolador puede funcionar con niveles de tensión que van desde 1.8 V hasta 3.6 V, por lo que se elige alimentarlo con 3.3 V siendo este un nivel de tensión estándar, usado en otras ocasiones. En particular el Launchpad con el que se realizaron las pruebas del prototipo, alimentaba el microcontrolador con este valor de tensión, que se derivaba de los 5 V de la alimentación USB.

Finalmente para los circuitos de estímulo, sensado y la conexión JTAG para programar el microcontrolador, se utilizó también una tensión de 3.3 V dado que los mismos aceptan este nivel de tensión para su correcto funcionamiento.

De lo anterior se desprende que los niveles necesarios son 5 V y 3.3 V, por lo que se decide utilizar una batería de 3 V formada por dos pilas alcalinas AA de 1.5 V nominales. Optar por este tipo de batería tiene principalmente la ventaja de

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

que los usuarios no especializados (usuarios médicos) puedan obtener repuestos de manera simple.

Entre los convertidores DC/DC existentes se consideraron dos posibles configuraciones, el step up y la charge-pump. El primero de ambos, cuyo funcionamiento se explica en la sección siguiente, permite obtener una tensión de salida mayor que el voltaje de entrada.

Por otro lado, la idea general en la que se basa una charge-pump es en el uso de switches MOSFET que conmutan su estado para cargar un condensador a partir de una tensión de entrada continua. Al conmutar de estado nuevamente, se conecta el condensador cargado en serie con otro (para aumentar el voltaje), o con polaridad invertida a la salida (inversor).

Luego de analizadas las dos opciones, se decide utilizar para generar los 5 V el step up **TPS61041** de Texas Instruments, utilizado por el proyecto ESpiDD (Epileptic Spike Detection Device) de Facultad de Ingeniería, a cargo de los estudiantes Martín Beiro, Maximiliano Cardenas y Leo Reyes, el cual tenía necesidades de alimentación similares. Seguido a este conversor se ubica el regulador lineal **TPS70950** de Texas Instruments para lograr una alimentación limpia dado que la salida de un step up en general se caracteriza por tener mucho ripple.

De manera similar se requiere una alimentación regulada de 3.3 V para el microcontrolador, el display y el circuito de estímulo y de sensado, por tanto se utilizó el regulador **TPS70933**. Este regulador se alimenta desde la salida del regulador de 5 V, formando un circuito de alimentación en cadena.

Descripción de los componentes

Step up

Partiendo entonces que se usarán dos pilas alcalinas AA, se coloca en primer lugar un convertidor DC/DC que aumenta la tensión desde el voltaje proporcionado por las pilas hasta 5.5 V. Se eligió subir hasta este valor para considerar el voltaje de dropout característico de los reguladores de tensión, en vista de que a continuación de este conversor, se coloca el regulador de 5 V.

El convertidor elegido es el TPS61041, en la figura 3.13 se muestra el esquemático de una aplicación típica del step up, extraída de su hoja de datos. Opera en un rango de la tensión de entrada desde 1.8 V a 6 V y puede generar voltajes de salida de hasta 28 V.

Posee un oscilador interno que funciona con una frecuencia de oscilación de hasta 1 MHz y un transistor MOSFET actuando como llave, que cambia la corriente que atraviesa la inductancia L_1 a través del terminal SW.

3.2. Descripción del circuito

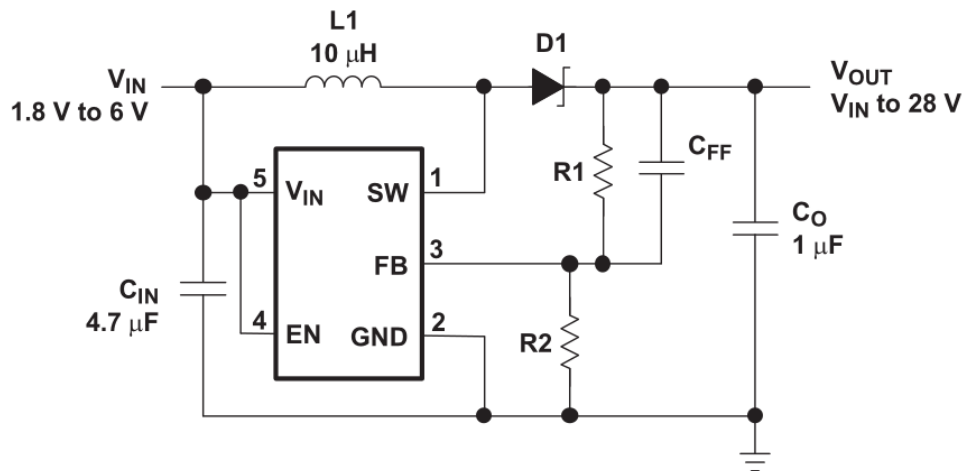


Figura 3.13: Aplicación típica del convertidor TPS61041.

Se utiliza un diodo Schottky para conducir la corriente cuando el transistor corta, debido a que este diodo tiene un bajo voltaje directo y permite alcanzar altas frecuencias de switcheo.

En la figura se observa que una fracción del voltaje de salida V_{OUT} , que depende de la relación entre las resistencias R_1 y R_2 se compara con una referencia de tensión fija, interna del chip. Si el nivel de tensión está por debajo del valor de referencia que típicamente vale 1.233 V, el switch interno se enciende y la corriente comienza a aumentar, hasta que la corriente por la inductancia alcanza el valor de pico establecido internamente, aproximadamente de 250 mA, momento en que el switch se apaga.

Para elegir los componentes externos necesarios para que convertidor logre elevar la tensión, se empleó la herramienta WEBENCH Power Designer, disponible de manera gratuita en la web de Texas Instruments.

En esta aplicación es posible indicar el modelo del componente a utilizar, la tensión de entrada, la tensión de salida deseada y la corriente demandada por el terminal de salida. Ingresando estos parámetros, se simula el circuito y se extraen los valores de los componentes adecuados, obteniéndose el diseño mostrado en la figura 3.14

Regulador de tensión de 5 V

Como se mencionó en la sección anterior, el display necesita 5 V desde los cuales un elevador de tensión interno deriva 20 V para alimentar el LCD backlight.

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

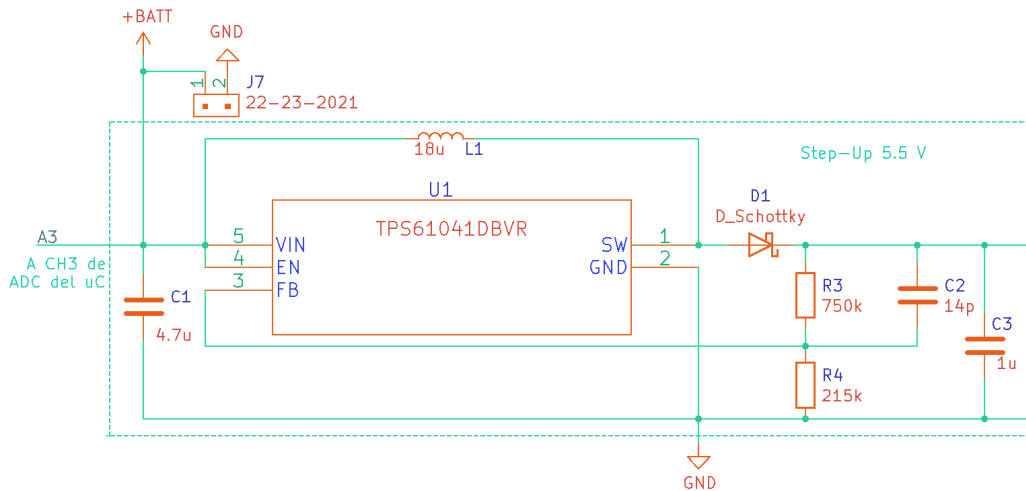


Figura 3.14: Esquemático asociado al step up.

Para mantener esta tensión con el menor ruido posible, se coloca un regulador lineal, en este caso el TPS70950. En la figura 3.16 se presenta una aplicación típica del regulador empleado.

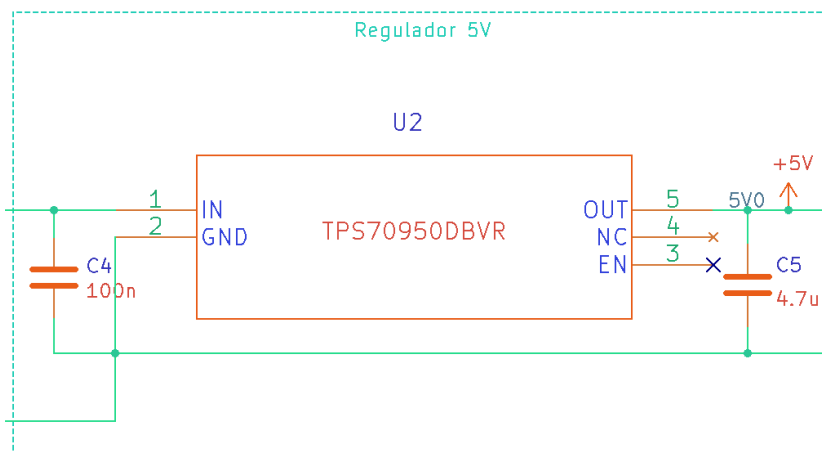


Figura 3.15: Esquemático asociado al regulador de 5V.

El regulador de voltaje, acepta una tensión de entrada, la cual regula hasta cierto voltaje de salida deseado, de esta forma se logra mantener un nivel de tensión constante.

Para que el regulador genere su voltaje nominal, debe recibir un voltaje de entrada más alto que este último. La diferencia mínima de voltaje en que la entrada debe ser mayor a la salida, se conoce como voltaje de caída, V_{DO} (Drop Out Voltage).

3.2. Descripción del circuito

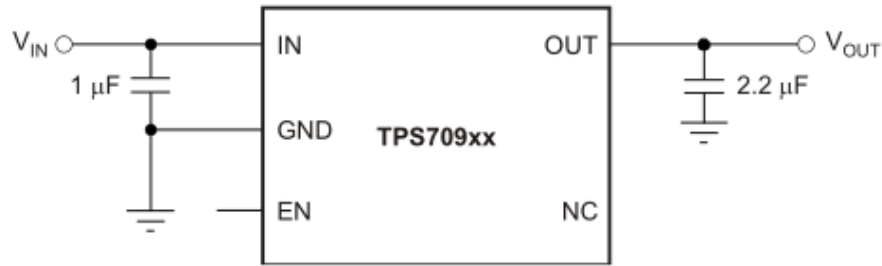


Figura 3.16: Aplicación típica del regulador TPS709.

Cuanto mayor es la diferencia entre el voltaje de entrada y el de salida, más calor se genera, pudiendo provocar sobrecalentamiento del chip, hasta el punto de funcionar incorrectamente o destruirse si no cuenta con un disipador de calor, además de aumentar el consumo del circuito.

Se recomienda por tanto, seguir el V_{DO} dado por el fabricante en la hoja de datos, ya que en contraposición, un voltaje demasiado bajo a la entrada, ocasionará que no se alcance el voltaje nominal deseado.

En este caso el V_{DO} máximo es de 0.5 V a una corriente de salida de 50 mA. De esta manera se configuró el step up de forma que a la entrada del regulador se tengan 5.5 V.

Nuevamente para seleccionar los condensadores externos de forma que el regulador genere 5 V a su salida, se empleó la herramienta WEBENCH Designer y se obtuvo el esquemático de la figura 3.15.

Regulador de tensión de 3.3 V

Como se mencionó anteriormente se alimentarán con un voltaje de 3.3 V, el microcontrolador, el circuito de estímulo, el de sensado, el display y la conexión JTAG para cargar el firmware. Estos circuitos son de gran importancia para el correcto funcionamiento del dispositivo, por lo que se decide colocar a la salida del regulador de 5 V, otro regulador de 3.3 V de manera de tener un nivel de 3.3 V con el menor ruido posible, alimentando desde su salida regulada los circuitos mencionados.

Dado que el integrado TPS709 comprende una serie de reguladores lineales para varios niveles de tensión también se encuentra en su versión para 3.3 V, el TPS70933. En el prototipo se probó el TPS70950 resultando en un desempeño adecuado para la aplicación, por esta razón se elige nuevamente usar en el dispositivo final el TPS70950 y el TPS70933.

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

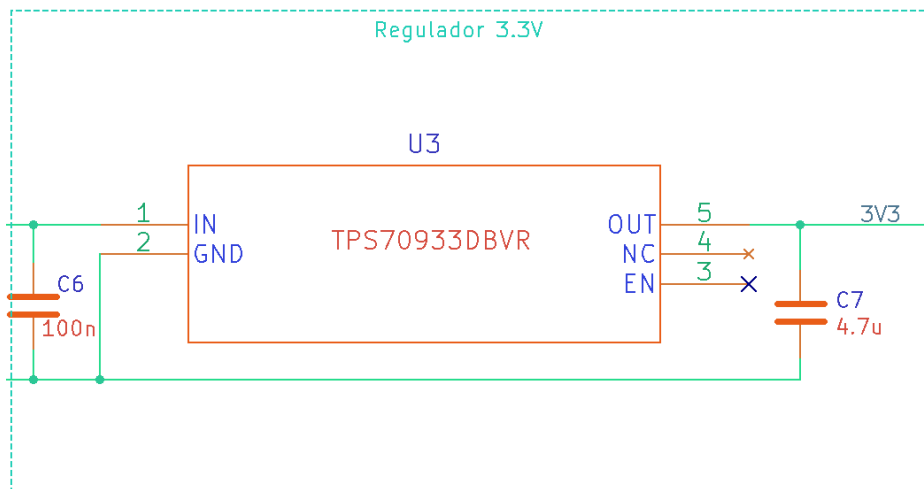


Figura 3.17: Esquemático asociado al regulador de 3.3 V.

La base de su funcionamiento es la misma que la explicada anteriormente para el regulador de 5 V. En este caso al simular con la herramienta de WEBENCH Designer se obtienen como es de esperar, otros valores para los condensadores de entrada y salida. Se observa el esquemático resultante en la figura 3.17.

Este regulador se alimenta desde la salida del regulador de 5 V con el fin de obtener una salida aún más limpia al tener a la entrada una tensión regulada provista por el primer regulador. Además de que no se tiene inconveniente con el voltaje de caída, ya que el máximo voltaje de Drop Out del regulador de 3.3 V es, según su hoja de datos de 650 mV a una corriente de salida de 50 mA.

3.2.5. Bloque de medida

Requerimientos principales

- Estimulación con pulsos de corriente bifásicos de $100\ \mu\text{A}$.
- Sensado diferencial de la señal de tensión proveniente del paciente.
- Amplificación la señal sensada.
- Posibilidad de variar la ganancia

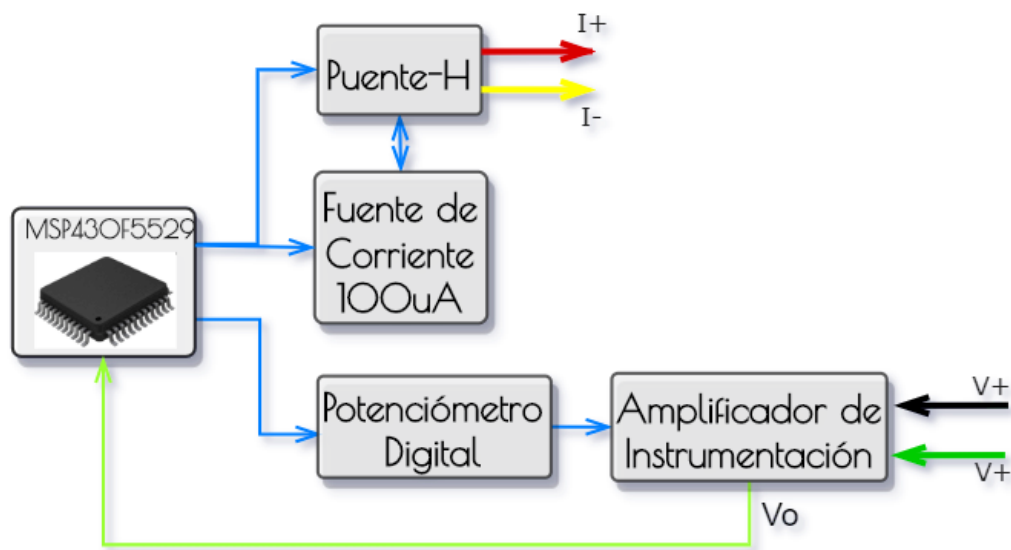


Figura 3.18: Diagrama de electrónica del bloque de medición.

Elección de componentes

Lo primero a definir para el bloque de medición fue la configuración a usar para efectuar el estímulo con un pulso bifásico de corriente, para lo cual se decidió implementar un puente H. Esta configuración consiste en cuatro llaves dispuestas en dos ramas laterales y una rama central donde se encuentran las salidas hacia los electrodos por los cuales se inyecta corriente. La misma se observa en la figura 3.19.

Para la elección de las llaves necesarias para el puente en primera instancia se investigó la posibilidad de construirlas en base a componentes discretos. Sin embargo se entendió que eligiendo un integrado se obtiene mayor robustez a la hora de la construcción de la placa, en particular se eligió la llave digital **ADG1612**.

Un elemento que tuvo muchos cambios en su composición fue la fuente de corriente. Inicialmente se estudiaron variantes de espejos de corriente y se consideró

la configuración de Wilson (se explica con más profundidad en el capítulo 7). En una primera versión del prototipo, se prueba esta configuración y se concluye que no es lo suficientemente precisa, por lo que se decide considerar una fuente de corriente integrada.

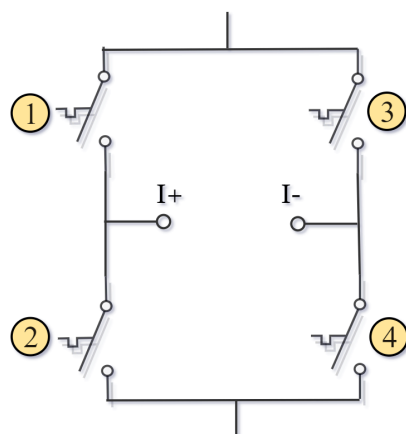


Figura 3.19: Esquema de la configuración de un puente H.

La fuente elegida fue la LM234 de STMicroelectronics, ya que se encontraba en el stock de la empresa Integer. Esta presentó varias complicaciones como ser errores significativos en la hoja de datos. Esto llevó a quemar varios ejemplares y desistir en su uso. Finalmente se optó por una configuración básica de espejo de corriente (con transistores discretos BJT) que se pudiera calibrar en la fabricación del dispositivo para lograr precisión. La calibración no significa gran dificultad debido a que el dispositivo no está pensado para ser construido masivamente.

Para el amplificador de ganancia programable se eligió el **INA122** de Texas Instruments ya que estaba en el stock de la empresa Integer y cumplía con las características necesarias para el dispositivo. Dicho amplificador brinda la posibilidad de seleccionar la ganancia mediante el valor de una resistencia externa según una ecuación que se detallará más adelante. Para esto último se empleó una resistencia de valor programable desde el microcontrolador.

La resistencia elegida fue el chip **MCP41100**, con $100\text{ k}\Omega$ de fondo de escala, con 256 pasos de programación. En un principio se eligió para el prototipo la MCP41010 con $10\text{ k}\Omega$ de fondo de escala, con misma tecnología que la mencionada anteriormente. El prototipo fue probado con esta resistencia y se comprobó que el fondo de escala más pequeño presentaba una limitación importante en la programación de la ganancia del INA122 y por ende se cambió el componente.

Por último fue necesario colocar un amplificador en configuración de seguidor con un transistor en su salida actuando como fuente de corriente. El amplificador seleccionado para esto fue el μPC4250 que se encontraba en el stock de la empresa

3.2. Descripción del circuito

Integer. En la imagen 3.20 se aprecia la configuración general para el bloque de medida, compuesto por el puente H, la fuente de corriente, la etapa de amplificación y donde Z_P representa la impedancia del paciente

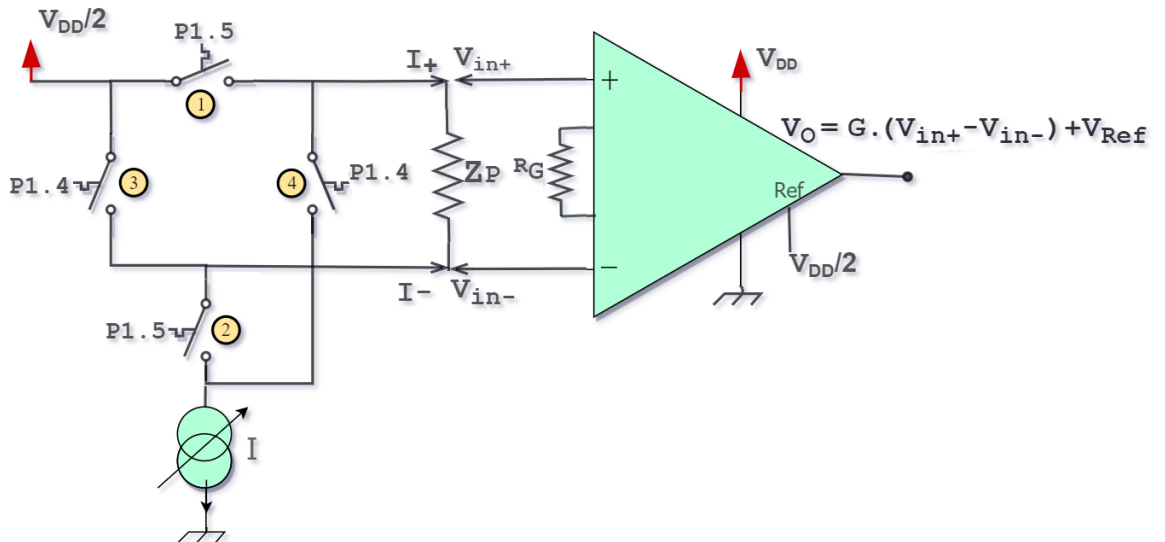


Figura 3.20: Esquema general de la configuración usada para el estímulo y sensado.

El objetivo de implementar el estímulo a través de dos electrodos, con pulsos bifásicos de corriente, fue obtener un balance de carga activo, de forma de no entregar corriente continua al paciente, lo que puede ocasionar que el tejido se polarice. Al circular corriente en un sentido durante una fase y en el otro sentido durante la fase complementaria, se asegura de que la componente continua de la corriente se cancela al circular corriente en sentido inverso. Por este motivo es importante que las llaves permanezcan cerradas el mismo intervalo de tiempo, de manera que circule la misma cantidad de carga durante ambas fases. Este balance es activo ya que se requiere consumo de corriente para generar la fase opuesta.

Por otra parte, la medida diferencial de la señal de tensión obtenida desde el paciente se realiza mediante dos electrodos de sensado, distintos a los electrodos de estímulo, como se observa en la configuración de la figura 3.21, donde se omite el puente H para simplificar la observación del esquema. Esto tiene como finalidad, por un lado, la eliminación del ruido aditivo presente en ambas señales de entrada al amplificador y por otro lado la independización de la impedancia característica de la interfaz electrodo-tejido. El fundamento tanto de este último objetivo como del detallado para el estímulo se profundiza en el apéndice A.

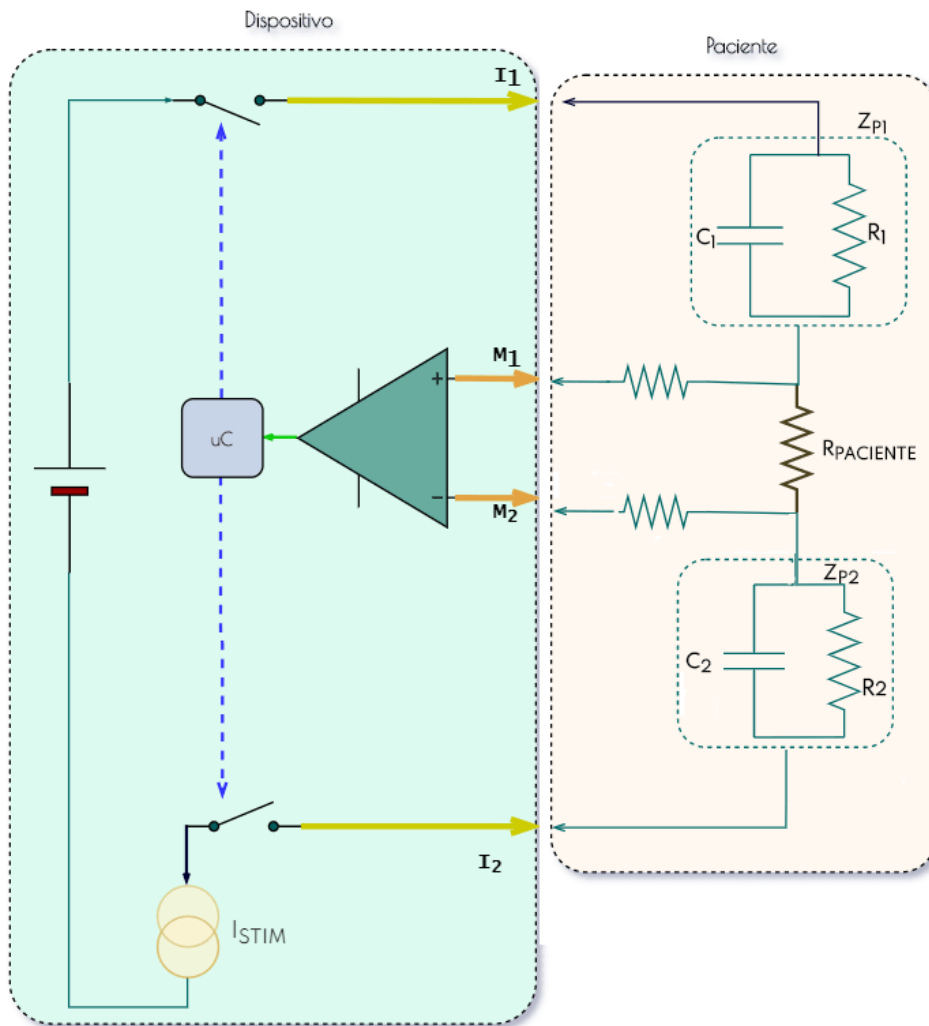


Figura 3.21: Esquema general de medición.

Descripción de los componentes

Llaves

Para la generación de la señal de estímulo se empleó una configuración en puente H, constituida por cuatro llaves integradas, controladas digitalmente a través del microcontrolador. El componente elegido fue el integrado ADG1612, de Analog Devices y puede apreciarse su esquema en la figura 3.22.

Se ve que el mismo consiste en cuatro switches SPST² independientes, comandados cada uno desde una entrada lógica IN_i por donde se recibe la señal de

²Un switch SPST, Single Pole-Single Throw es aquel que tiene solo una entrada y puede conectarse solo una salida,

3.2. Descripción del circuito

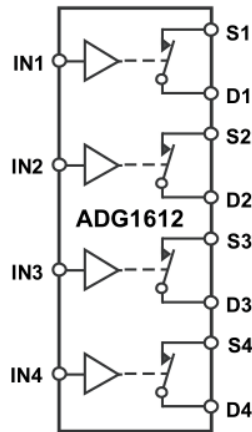


Figura 3.22: Esquema de las cuatro llaves que componen el integrado ADG1612, extraído de su hoja de datos

control desde un puerto del microcontrolador.

Es este caso se emplearon para IN_1 e IN_2 el puerto 1.5 y para IN_3 e IN_4 el puerto 1.4. De esta forma se envía por dichos puertos un '1' lógico correspondiente a un nivel de tensión de 3.3 V, cuando se requiere cerrar las llaves para poder efectuar las distintas fases del estímulo.

En la primera fase de la señal de corriente se cierran las llaves 1 y 2, formando el pulso positivo y en la segunda se cierran 3 y 4 formándose el pulso negativo. En cualquier otro caso el nivel de tensión permanece en 0 V, que corresponde a la llave abierta.

Observando su hoja de datos se extrae que cada switch posee una resistencia de encendido máxima de 3.6Ω bajo alimentación Single Supply de 3.3 V. Con este dato se puede estimar la caída de voltaje en las llaves y por consiguiente la potencia disipada en ellas producto de la corriente de estímulo

$$P_d = 3,6\Omega \times 100\mu A \times 100\mu A = 36nW$$

Además al estar construidas con tecnología CMOS presentan una baja potencia disipada debido al funcionamiento en sí mismo, por debajo de 16 nW. Estos valores se consideran adecuados para dispositivos portables y alimentados a batería.

Fuente de corriente

La fuente de corriente diseñada para el dispositivo se basó en un espejo de corriente simple con transistores BJT. Se muestra su esquema en la figura 3.23 y su integración con el puente H en el esquemático de la figura 3.24.

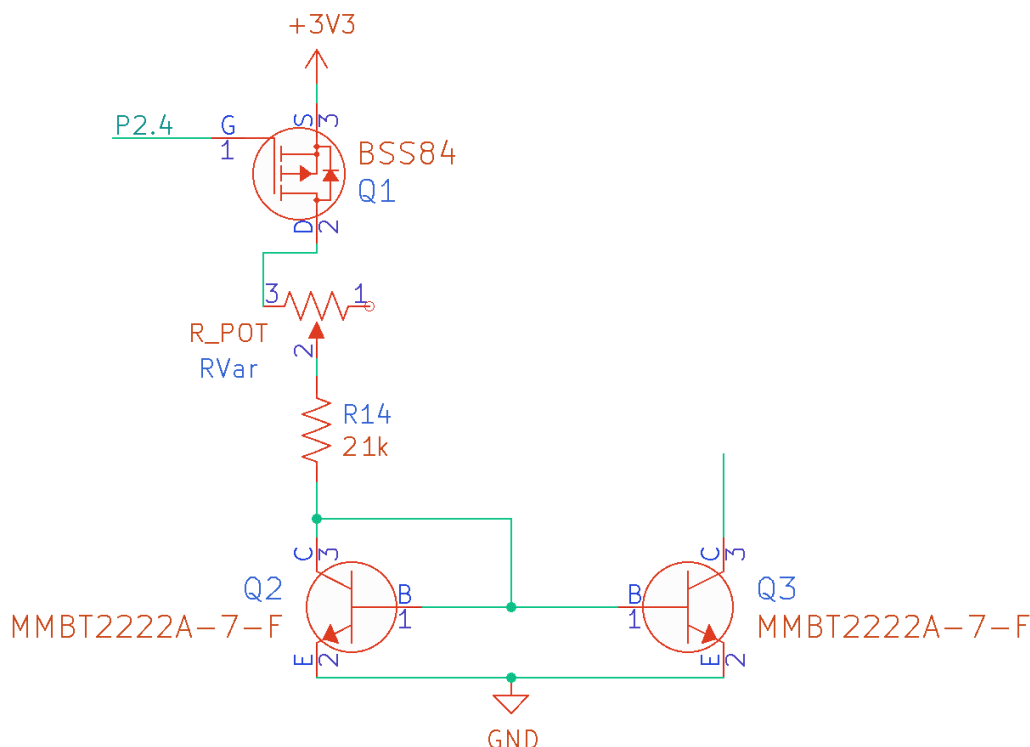


Figura 3.23: Esquemático de la fuente de corriente implementada.

Para obtener el valor de corriente deseado, se decidió colocar un preset de $5\text{ k}\Omega$ de fondo de escala en serie con la resistencia R de forma de calibrar la corriente a su valor óptimo en el primer momento y lograr una mayor precisión en la señal de estímulo.

Esta calibración además de ser simple de realizar, no supone un problema ya que dado el alcance de un proyecto final de carrera se entiende que no se construirán gran cantidad de ejemplares del dispositivo final, no suponiendo mayor dificultad calibrar la cantidad que se fabriquen.

Con el objetivo de tener en funcionamiento la fuente únicamente en los momentos en que se debe estimular, se añade un transistor pMOS, modelo BSS84, controlado desde el puerto 2.4 del microcontrolador. Por este puerto se envía un '0' lógico para activar el transistor y conectar a V_{DD} . Se desprende de aquí que la fuente es activa por nivel bajo, por lo que en los momentos donde no se debe inyectar corriente, este puerto se mantiene en un nivel de 3.3 V .

Los transistores usados para el espejo de corriente fueron NPN, modelo MMBT2222A, de Diodes Inc. y tienen un V_{BE} máximo de 1.2 V .

Así el valor para la resistencia R , sabiendo que la corriente deseada es de

3.2. Descripción del circuito

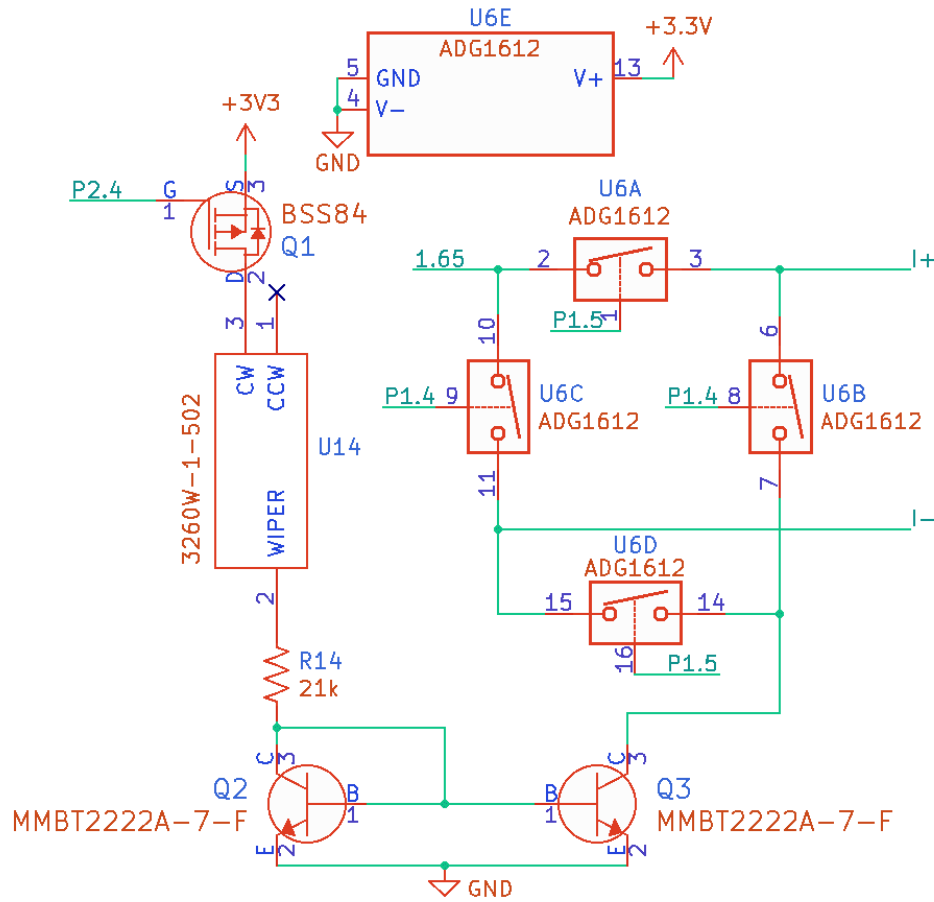


Figura 3.24: Esquemático asociado al bloque de estímulo.

$100\mu A$, se obtiene como:

$$V_B = V_{BE} = V_C \Rightarrow I = \frac{V_{DD} - V_{BE}}{R + R_{pot}} \Rightarrow R + R_{pot} \geq \frac{3,3.V - 1,2V}{100\mu A}$$

$$\Rightarrow (R + R_{pot})_{min} = 21k\Omega$$

Se elige colocar entonces una resistencia de 21 k Ω fija, en serie con un preset de 5 k Ω

Amplificador diferencial

Para amplificar la señal de tensión recibida desde el paciente, es necesario colocar un amplificador antes de la entrada analógica al ADC del microcontrolador, de forma de llevarla a valores adecuados para su posterior procesamiento.

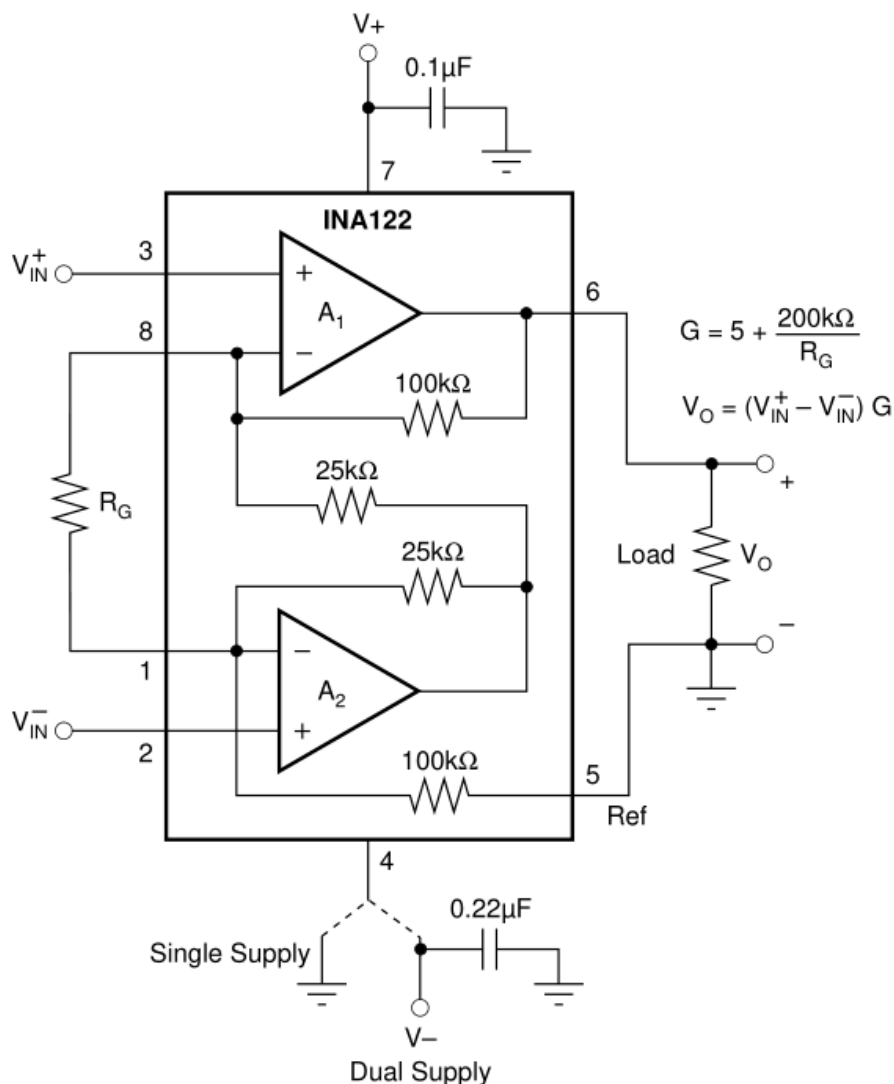


Figura 3.25: Esquema general del INA122 extraído de su hoja de datos.

El INA122 es un amplificador de precisión, que según el fabricante, amplifica la diferencia entre las entradas y suprime cualquier voltaje común a las mismas, lo que lo hace adecuado para independizarse del ruido presente en las señales provenientes del paciente. Se caracteriza por presentar bajo ruido en la adquisición diferencial de señales y una baja corriente de reposo³.

Puede operar con fuente de alimentación individual, con valores desde 2.2 V hasta 36 V. Para esta aplicación se decidió alimentarlo en configuración de Dual Supply, con una tensión de 3.3 V en el terminal de alimentación positivo y de 1.65 V en el terminal de Ref.

³La corriente de reposo, I_Q es la corriente consumida por un integrado cuando está en estado de reposo es decir, sin carga o sin realizar switcheos.

3.2. Descripción del circuito

Como se observa en su esquema en la figura 3.25, a través de una resistencia externa conectada entre los pines 1 y 8, es posible ajustar su ganancia en un rango que va desde los 5 V/V hasta 10000 V/V. En este caso, esta resistencia externa consiste en un potenciómetro digital cuyo valor es programado desde el microcontrolador para obtener la ganancia deseada, siguiendo la ecuación $G = 5 + \frac{200k}{R_G}$.

La salida del amplificador V_o está referida al voltaje de referencia, V_{ref} presente en el terminal Ref. La conexión a este terminal debe ser de baja impedancia para garantizar un buen rechazo al modo común de las entradas. Se extrae de la hoja de datos del amplificador las características más relevantes de su performance, mostradas en la tabla 3.3.

Característica	Valor	Condiciones
Rango de entrada en modo común	[0 ; 3.4] V	$V_S = +5V, R_L = 20 k\Omega$
Rango de excursión de la salida	[$V_- + 0,15$; $V_+ - 0,1$] V	$V_S = \pm 15 V, R_L = 20 k\Omega$
Corriente de reposo	$85 \mu A$	$V_S = +5V, R_L = 20 k\Omega$

Tabla 3.3: Características de del INA122.

Analizando la figura 3.26 se observa que la señal diferencial $V_{diff} = V_{in+} - V_{in-}$ obtenida, resulta en una señal bifásica. Esto en conjunto con que se utiliza alimentación individual y que el rango en que la salida puede excursionar se mantiene dentro de los límites impuestos por la alimentación, en este caso, [0,15 V; 3,2 V] (pues $V_- = 0 V$ y $V_+ = 3,3 V$) se deduce que no es posible sensar señales negativas con una alimentación individual entre tierra y V_{DD} .

Por tanto se plantea agregar una tensión de offset a la señal de salida V_o , lo que se logra colocando una tensión no nula en la entrada V_{ref} del amplificador.

El nivel de tensión elegido para V_{Ref} fue el de la mitad de la fuente de alimentación positiva, es decir $V_{Ref} = V_{DD}/2 = 1,65 V$. De esta forma la salida queda referida a este nivel y es necesario posteriormente restarlo para obtener el valor real de la señal sensada.

Para generar $V_{DD}/2$ se adiciona una configuración de seguidor, ya que como se mencionó antes, la conexión a la entrada Ref debe ser de baja impedancia. Así mediante un divisor resistivo se obtiene el voltaje requerido, que se conecta a la entrada de la etapa seguidora. Esta última provee sus características típicas de ser de baja impedancia de salida y alta impedancia de entrada, lo que no modifica las tensiones involucradas y satisface el requerimiento al conectar su salida al terminal de Ref del INA122. Dicha implementación se puede apreciar en la figura 3.27.

Otro comentario relevante es que observando la tabla 3.3 se tiene que el modo común a la entrada del amplificador, no es Rail to Rail, por lo que no se puede

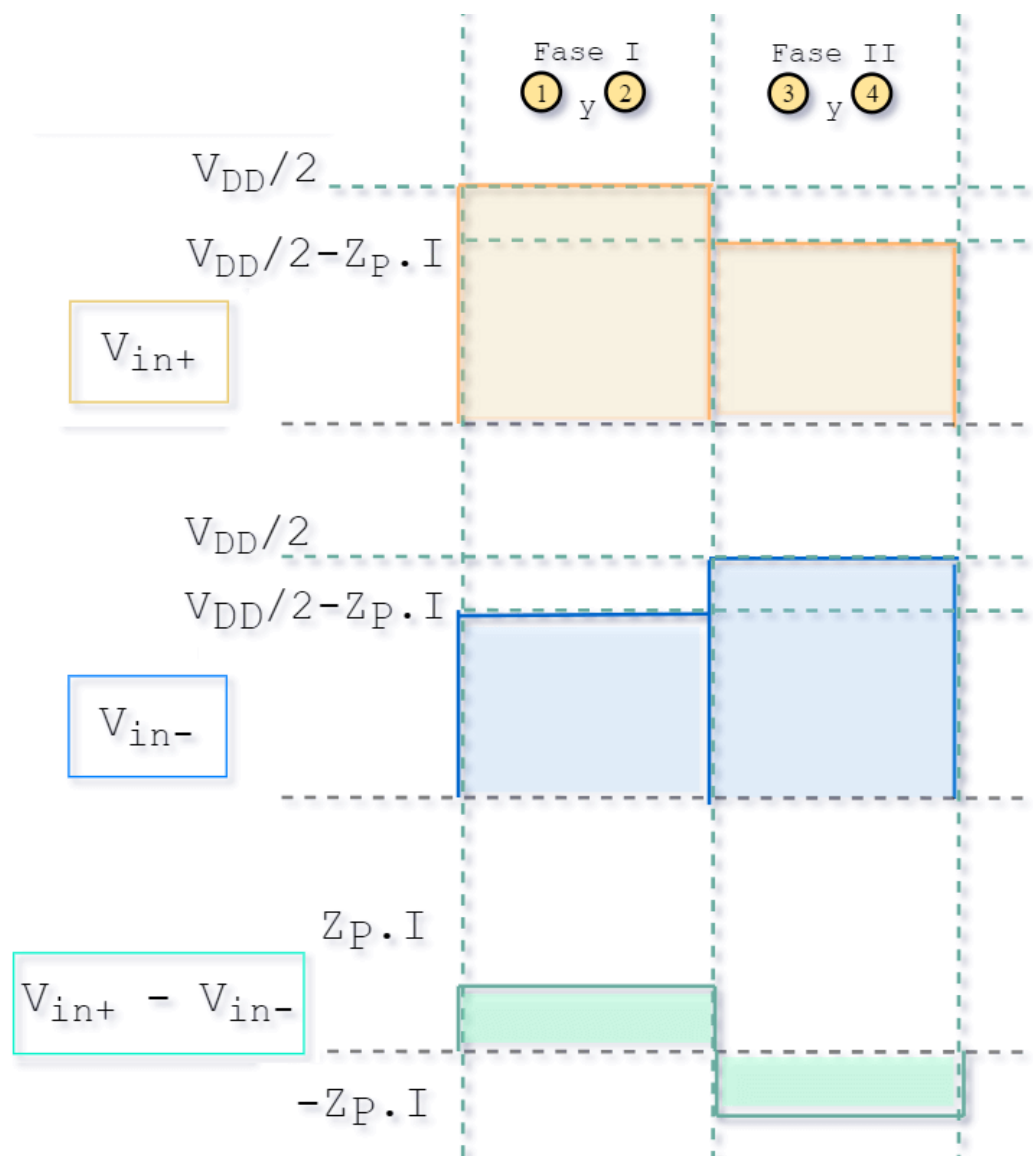


Figura 3.26: Señales sensadas en los terminales de entrada del amplificador y su diferencia.

conectar las entradas V_{in+} , V_{in-} a V_{DD} , de lo contrario el amplificador saturaría. Por tal motivo, aprovechando que está accesible el nivel de tensión $V_{DD}/2$, el mismo se conecta también al drain de las llaves 1 y 3 del circuito de estímulo, punto que coincide a su vez con la entrada inversora V_{in-} del amplificador, como puede observarse en la figura 3.20.

Potenciómetro digital

Para el diseño del dispositivo final, se utilizó el potenciómetro digital MCP41100 con un fondo de escala de 100 k Ω , en lugar del MCP41010 con fondo de escala de 10 k Ω empleado en el prototipo. Con este nuevo fondo de escala es posible ajustar

3.2. Descripción del circuito

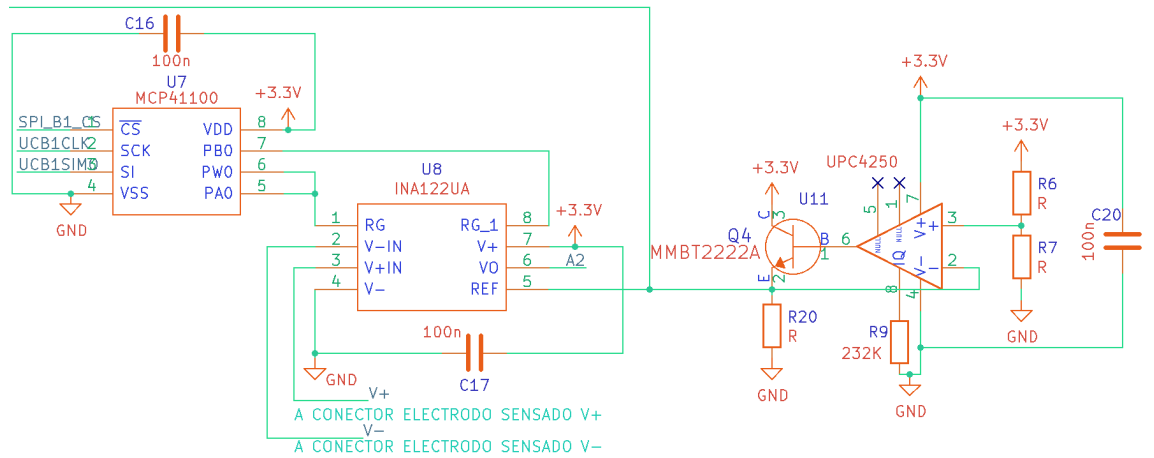


Figura 3.27: Esquema del circuito de sensado.

la ganancia en un rango que va desde 7 V/V hasta 10000 V/V. Esto permite tener un intervalo amplio donde variar la ganancia programable, antes de que la señal de salida del amplificador comience a saturar a causa de un valor de G tal que haga sobrepasar los límites de su excursión.

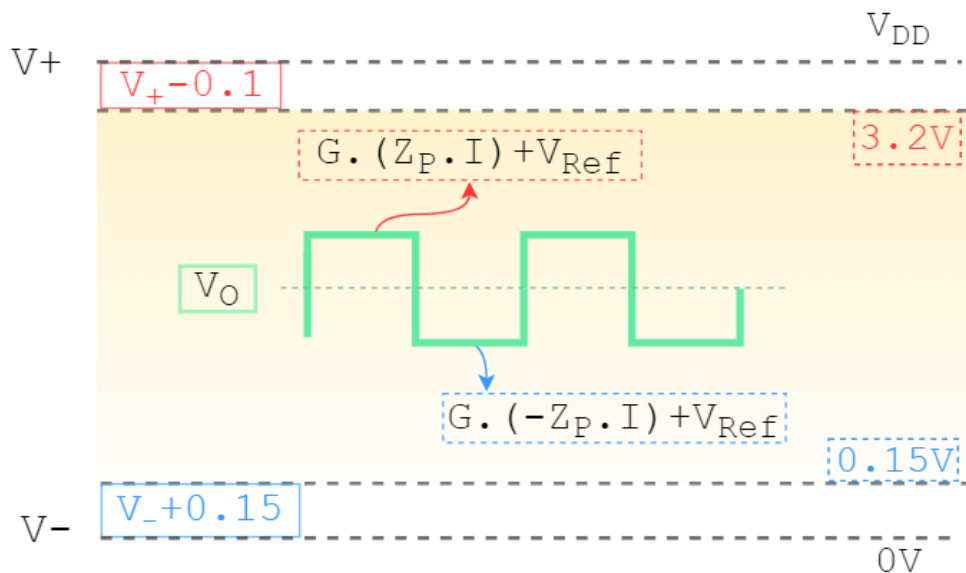


Figura 3.28: Intervalo en que puede excursionar la señal desde del paciente .

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

$$\begin{cases} R_G = \infty \text{ (No conectada)} & \Rightarrow G = 5 \\ R_G = 100k\Omega & \Rightarrow G = 7 \\ R_G = 10k\Omega & \Rightarrow G = 25 \end{cases}$$

Considerando como casos extremos que el valor de la impedancia del paciente variará en el rango $[10\Omega, 1k\Omega]$ y sabiendo que $V_{Ref} = 1,65V$ e $I = 100\mu A$ se tiene, según se ilustra en la figura 3.28:

$$\begin{cases} V_O = G(Z_P \cdot I) + V_{Ref} < V_+ - 0,1 & \xrightarrow{V_+ = 3,3V} G(Z_P \cdot I) < 1,55V \\ V_O = G(-Z_P \cdot I) + V_{Ref} > V_- + 0,15 & \xrightarrow{V_- = GND} -G(Z_P \cdot I) > -1,5V \end{cases}$$

Si $Z_P = 10\Omega$:

$$\begin{cases} Z_P \cdot I = 0,001V & \Rightarrow G < 1550V/V \\ -Z_P \cdot I = -0,001V & \Rightarrow G < 1500V/V \end{cases}$$

Si $Z_P = 1k\Omega$:

$$\begin{cases} Z_P \cdot I = 0,1V & \Rightarrow G < 15,5V/V \\ -Z_P \cdot I = -0,1V & \Rightarrow G < 15V/V \end{cases}$$

Se deduce de lo anterior, que el valor de la ganancia G está acotado siempre por $15V/V$, de forma que para cualquier valor de impedancia entre 10Ω y $1k\Omega$ y una corriente de estímulo de $100\mu A$ la señal de salida se mantiene dentro de los límites impuestos por la alimentación del amplificador.

El MCP41100 se programa mediante una comunicación SPI que inicia con el microcontrolador, para lo cual se utiliza la USCI B1 de este último. Por los puentes P2.3, P4.2 y P4.3 se envían hacia el potenciómetro las señales de Chip Select (B1_CS), Slave Input (B1_SIMO) y del reloj (B1_CLK) respectivamente.

El potenciómetro cuyo diagrama de bloques se presenta en la figura 3.29, está compuesto por una resistencia variable y un registro de datos de 8 bits, (lo que permite 256 posiciones) que determina la posición del terminal de wiper. Presenta una resistencia nominal de 52Ω en dicho terminal para la versión de $10k\Omega$ y de 125Ω en su versión de $100k\Omega$.

La resistencia entre el terminal de wiper y cualquiera de los otros dos terminales adyacentes, varía linealmente de acuerdo al valor almacenado en el registro de datos. Con el valor 00h se conecta wiper al terminal B. Mediante la interfaz serial

3.2. Descripción del circuito

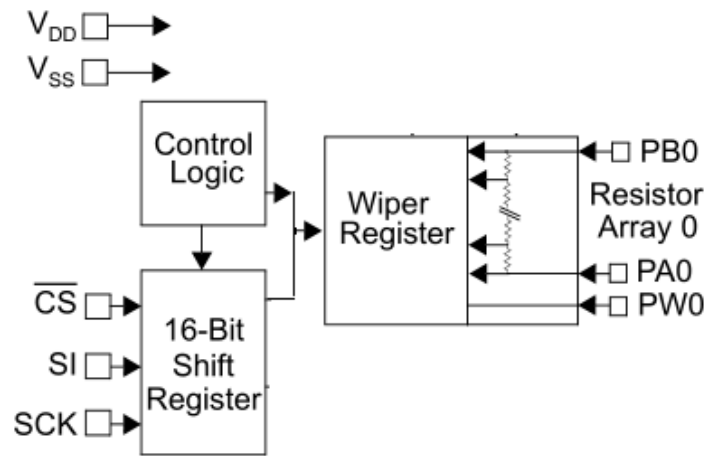


Figura 3.29: Diagrama de bloques del potenciómetro usado, extraído de su hoja de datos.

establecida con el microcontrolador se cargan los datos primero en el shift register y serán luego transferidos al registro de datos.

Puede utilizarse en modo de reóstato o de divisor resistivo, para la aplicación particular, se emplea en modo reóstato. En esta configuración, el potenciómetro queda como un elemento resistivo de dos terminales y el terminal no utilizado debe conectarse al terminal wiper. De esta forma se tiene control de la resistencia total presente entre ambos puntos, pudiendo incrementarse al aumentar el LSB del byte de datos, hasta la resistencia total dada por el fondo de escala.

Seguidor

El seguidor utilizado fue el $\mu PC4250$ de la compañía NEC. Este componente está ya discontinuado, pero se encontraba en el stock de la empresa Integer. Se logró ensayar el integrado en conjunto con el circuito de sensado ya construido, además un divisor resistivo con resistencias de $1\text{ M}\Omega$ para generar el voltaje necesario a colocar en la entrada Ref del INA122.

El $\mu PC4250$ permite programar sus parámetros, como consumo, slew rate, producto ganancia por ancho de banda, entre otros, mediante el ajuste de la corriente de polarización a través de una resistencia externa entre el puerto 8 y tierra, como se observa en la figura 3.30, según la ecuación, $I_{SET} = \frac{V_+ - 0,5}{R_{SET}}$.

Funciona con voltajes que van desde $\pm 1\text{ V}$ hasta $\pm 18\text{ V}$ y puede obtenerse un muy bajo consumo frente a características de ganancia por ancho de banda pequeñas.

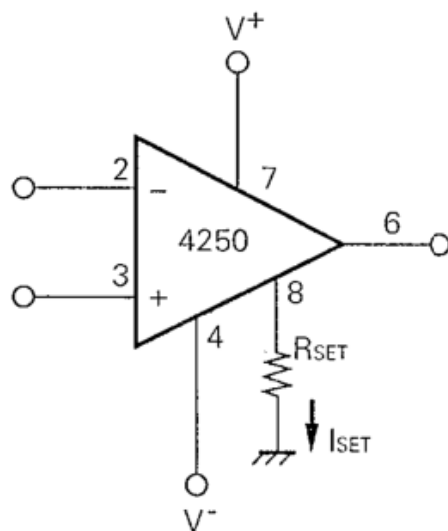


Figura 3.30: Esquema del uPC4250.

En esta ocasión fue utilizado en configuración de seguidor, de manera de copiar el nivel de tensión generado en el divisor resistivo, en la terminal Ref del INA122. Además de esto se colocó entre este terminal y la salida del $\mu PC4250$ un transistor NPN funcionando como fuente de corriente, de forma de aumentar la corriente de salida del seguidor hasta $100 \mu A$, dado que este nodo va también hacia las llaves 1 y 3 del puente H.

Para asegurar que el transistor se mantiene en zona activa, se colocó una resistencia a tierra de $1 \text{ k}\Omega$ en el emisor, con el objetivo de garantizar un voltaje estable independientemente de si entrega o recibe corriente. En el caso de que el transistor pasara a zona de corte, la realimentación negativa se perdería, por lo que se deja de seguir al voltaje en la entrada V_{in+} del amplificador.

Con la configuración completa, se obtienen 1.65 V generados desde el divisor resistivo conectado a 3.3 V , que están accesibles tanto para el INA122 como para el circuito de estímulo, a través de una conexión de baja impedancia, gracias al seguidor implementado.

3.2.6. Medida de la batería

Para monitorear el estado de la batería se conectó directamente en el canal 3 del ADC del microcontrolador, la entrada del step up a la cual llega el voltaje de las baterías.

Dado que el fondo de escala del ADC es de 3.3 V , no hay inconveniente al momento de realizar la conversión digital, ya que el voltaje de las baterías siempre estará por debajo de los 3.3 V y comenzará a decaer a medida que el dispositivo

3.2. Descripción del circuito

es utilizado.

Por lo que si N_{ADC} es el número hexadecimal que resulta de la conversión analógica y V_{BAT} el voltaje de las pilas a la entrada del step up, se tiene:

$$V_{BAT} = \frac{3,3 V \times N_{ADC}}{4096}, V_{BAT} < 3,3V$$

3.2.7. Layout

El layout de la placa se realizó en el programa de automatización de diseño electrónico KiCad. Fue implementado en dos capas y se fabricaron 3 placas, en las cuales posteriormente fueron poblados los componentes por técnicos de la empresa Integer. En la figura 3.31 se presenta el layout del PCB realizado.

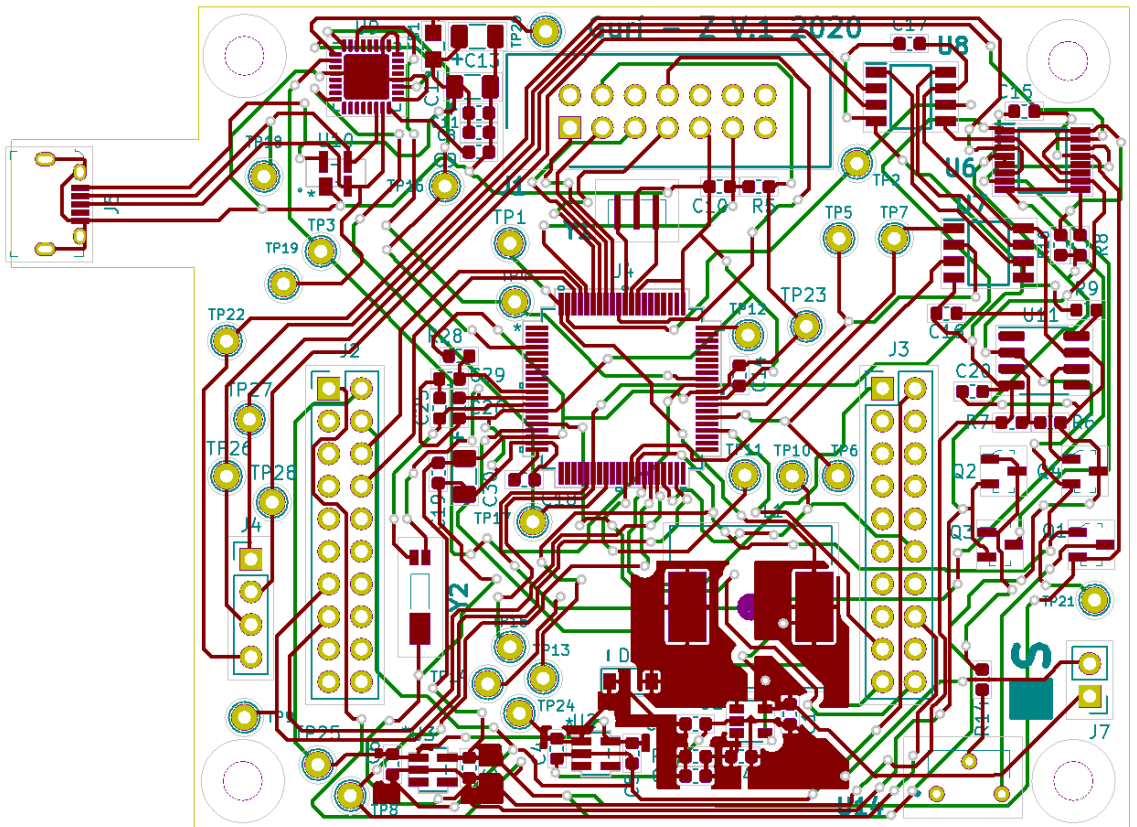


Figura 3.31: Diseño del layout realizado.

Cuidados particulares

Para el diseño del mismo, se tuvieron en cuenta ciertos componentes que requerían de un layout particular. Es el caso del step up, para el cual la hoja de

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

datos sugiere diseñar con ciertas precauciones, a efectos de minimizar el ruido y el jitter en la frecuencia de switcheo. En este sentido, el fabricante recomienda colocar el condensador de entrada lo más próximo al pin de entrada para lograr un buen filtrado del voltaje de entrada.

Por otro lado, la inductancia y el diodo deben situarse tan cercanos como se pueda al pin SW para minimizar el ruido en otros circuitos. Además se sugiere que el pin de feedback y las resistencias de la red de realimentación se protejan con un plano de tierra para minimizar el ruido en esta parte del circuito.

Para la batería y el conector LEMO se dejaron pines a los que posteriormente al momento del ensamblaje del dispositivo se soldaron los cables correspondientes.

Rutado en estrella

El rutado de las alimentaciones se realizó siguiendo una configuración en estrella. Esto implica conectar múltiples puntos en el circuito a un nodo central de la alimentación o tierra. Diseñar el ruteo de las alimentaciones con esta topología es útil si se quiere evitar que ninguno de los componentes afecte el consumo de energía o degrade la señal de alimentación, como sucedería si se conectaran en cadena. El objetivo es proporcionar una línea directa a cada punto hacia las alimentaciones o las tierras.

Condensadores de desacople

Se colocaron condensadores de desacople con el objetivo de filtrar las componentes de alterna que pudieran superponerse a las alimentaciones en continua, minimizando de esta manera el ruido presente en las mismas. Dichos condensadores se dispusieron en cada caso tan cerca de los pines V_{CC} y GND del componente, como el diseño permitía.

Testpoints

A efectos de realizar pruebas en la placa de circuito impreso con los componentes ya montados se colocaron 27 testpoints para analizar las señales más relevantes mediante el osciloscopio. Entre estas señales se encuentran, tensión de 5 V a la salida del primer regulador, tensión de 3.3 V a la salida del segundo regulador, salida V_o amplificada del circuito de sensado, puertos de control lógico desde el microcontrolador P1.4 y P1.5, salidas en corriente del circuito de estímulo I_+ e I_- , entre otras.

3.2.8. Consumo esperado

Se realizó un análisis del consumo global del dispositivo en base a la información presente en las hojas de datos de los componentes utilizados. El valor extraído

3.2. Descripción del circuito

en cada caso corresponde al máximo indicado por el fabricante, por lo que el cálculo final corresponde a un peor caso de consumo del dispositivo.

Se muestra en la tabla 3.4 el resultado del análisis del consumo de todos los circuitos que se conectan a la salida del step up y a continuación de la misma las consideraciones tenidas en cuenta para cada situación.

Componente	Condiciones	Consumo (μA)
Regulador 5 V	* ₂	2.25
Regulador 3.3 V	* ₂	2.05
FTDI	* ₃	0.000
Microcontrolador	Modo Activo	1200
Microcontrolador	LPM 3	2.10
Display LCD y lógica	* ₄	10000
Display LED backlight	* ₄	22600
Llaves analógicas	* ₃	0.001
Fuente de corriente	* ₃	100
Amplificador	* ₃	85
Potenciómetro digital	* ₃	500
Seguidor	* ₃	90
Total		34581 = 34.58 mA

Tabla 3.4: Consumo máximo de los componentes, extraído de sus hojas de datos.

*₁: Para el caso del step up, se estimó su consumo teniendo en cuenta la eficiencia, la corriente que debe entregar y los voltajes de entrada y salida.

En vista de que el voltaje de las baterías va cambiando a medida que las mismas se descargan, para poder calcular el consumo promedio a lo largo de la vida se debe considerar el voltaje promedio a lo largo de la vida. Para esto se debe integrar la curva de voltaje en función de la capacidad $V(C)$, hasta la capacidad de corte C_{off} . En la sección 4.6 del capítulo 4, se calcula dicha capacidad, la cual resulta en $C_{off} = 2,65 \text{ Ah}$.

Cómo no se conoce la expresión de la curva $V(C)$ que define el voltaje de la batería, se empleó el programa de cálculo *Octave* para proceder a calcular numéricamente el área marcada en la figura 3.32 (obtenida en la sección 4.6). Utilizando la función *trapz(x,y)* que devuelve el área encerrada bajo la curva definida por el conjunto de puntos dados en los vectores x e y , se obtiene que dicha área vale 3.4058 V.Ah por lo que sí:

$$\overline{V_{Pila}} = \frac{1}{2,65 \text{ Ah}} \int_{C=0}^{C=2,65 \text{ Ah}} V(C) dC$$

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

$$\overline{V_{Pila}} = \frac{1}{2,65 Ah} \times AREA \Rightarrow \frac{1}{2,65 Ah} \times 3,4058 V.Ah = 1,2852 V$$

$$\Rightarrow \overline{V_{BAT}} = 1,2852 V \times 2 = 2,5704 V$$

Donde el voltaje $\overline{V_{BAT}}$ representa el voltaje promedio de la batería.

Ahora procediendo finalmente a calcular el consumo, de la hoja de datos se extrae que la eficiencia vale $\eta = 0,83$, Y la corriente de reposo $I_Q = 27 \mu A$ por lo que se obtiene:

$$\eta = \frac{V_{out} \times I_{out}}{V_{in} \times I_{in}} = 0,83 \Rightarrow I_{in} = \frac{V_{out} \times I_{out}}{\overline{V_{BAT}} \times \eta} + I_Q = \frac{5,5 V \times 34,58 mA}{2,5704 V \times 0,83} + 27 \mu A$$

$$\Rightarrow I_{in} = 89,18 mA$$

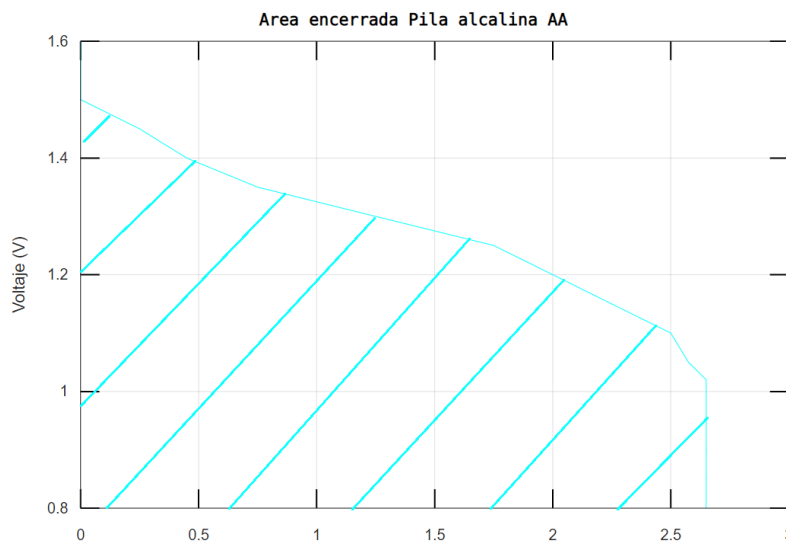


Figura 3.32: Área de interés para el cálculo del voltaje promedio de las baterías.

*2: En todos los casos se tomó el valor de la hoja de datos, que siguiendo una estrategia conservadora, correspondía a la condición por exceso más cercana.

*3: Con la configuración implementada para el chip FTDI, el integrado se alimenta desde el bus de 5 V del USB, por lo que su consumo cuando el dispositivo no se encuentra conectado a la computadora es nulo.

*4: Para el display se consideró por un lado el consumo correspondiente a la lógica y al control del LCD y por otra parte el consumo del convertidor interno que emplea para aumentar la tensión desde 5 V hasta 20 V, sumado al consumo propio del backlight.

3.2.9. Errores

Se analizan a continuación las fuentes de error que podrían influir en el resultado final de la medida de la impedancia.

Fuente de corriente

Para calcular el error introducido por la fuente de corriente se procedió a realizar la calibración de la corriente a través del preset. Considerando que el error estará dado por el método de ajuste al valor de corriente deseado, se toma como error el porcentaje de variación al mover la perilla del preset para fijar la corriente en 100 μA .

Efectuando dicho procedimiento, se constató que era posible llegar a 100 μA , al aumentar, pasar a 101 μA y al disminuir alcanzar 99 μA , por lo que se aceptó un error del 1 %.

$$\Rightarrow \sigma_I = 1 \mu\text{A}$$

Conversor A/D

Para el conversor analógico digital se extrajo de su hoja de datos del microcontrolador el error de desajuste total TUE (Total Unadjusted Error). Este error representa la desviación máxima entre la función de transferencia ideal y la real de un ADC.

Tiene en cuenta el efecto de la combinación de tres tipos de no idealidades características de un conversor:

- Error de Offset: Es la diferencia constante entre la curva real y la ideal. Se obtiene midiendo la salida digital cortocircuitando la entrada del ADC a tierra.
- Error de ganancia: Es la diferencia entre la pendiente de la curva ideal y la real a la salida del ADC.
- Integral Non-Linearity error : Es la máxima desviación no lineal en la dirección vertical, entre la curva ideal y la real del ADC.

En la hoja de datos se indica un valor de TUE de 3.5 LSB, dónde

$$1 \text{ LSB} = \frac{V_{R+} - V_{R-}}{2^{12}} = \frac{3,3 \text{ V}}{4096} = 0,8057 \text{ mV}$$

por lo que:

$$TUE = 3,5 \times 0,8057 \text{ mV} = 2,82 \text{ mV}$$

$$\Rightarrow \sigma_V = 2,82 \text{ mV}$$

Capítulo 3. Diseño de la Electrónica

Amplificación

En el caso del error debido a la amplificación de la señal, se considera el error introducido por la variación de la ganancia debido al potenciómetro digital MCP41100. De la hoja de datos, el error sustancial es el proveniente de la discretización y vale $\sigma_{R_G} = \pm 1 \text{ LSB}$, dónde ahora para el potenciómetro digital:

$$1 \text{ LSB} = \frac{R_{fe}}{2^8} = \frac{100 \text{ k}\Omega}{256} = 390,625 \Omega$$

$$\Rightarrow \sigma_{R_G} = 390,625 \Omega$$

Sabiendo que la ecuación para la ganancia del amplificador es $G = 5 + \frac{200\text{k}\Omega}{R_G}$, usando la fórmula de propagación de errores, resulta

$$\begin{aligned} \frac{\sigma_G}{G} &\approx \sigma_5 + \frac{\sigma_{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}}}{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}} = \frac{\sigma_{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}}}{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}} \\ \frac{\sigma_{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}}}{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}} &\approx \frac{\sigma_{200\text{k}\Omega}}{200\text{k}\Omega} + \frac{\sigma_{R_G}}{R_G} \approx \frac{\sigma_{R_G}}{R_G} \\ \Rightarrow \frac{\sigma_G}{G} &\approx \frac{\sigma_{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}}}{\frac{200\text{K}\Omega}{R_G}} \approx \frac{\sigma_{R_G}}{R_G} \end{aligned}$$

Error en la medida de impedancia

Teniendo en cuenta las fuentes de error anteriores, se procede a calcular el error total en la medida de la impedancia. Considerando que la misma se obtiene como:

$$Z = \frac{V}{G \cdot I}$$

Utilizando la fórmula de propagación de errores se tiene

$$\frac{\sigma_Z}{Z} \approx \frac{\sigma_V}{V} + \frac{\sigma_I}{I} + \frac{\sigma_G}{G}$$

σ_I = Error introducido por la fuente de corriente

σ_G = Error en la ganancia

σ_V = Error introducido por el conversor A/D

σ_{R_G} = Error en el potenciómetro

Con $R_G = \frac{100 \text{ k}\Omega \times D_n}{256} + R_{wiper}$, siendo D_n el número binario que se programa la resistencia y donde se utilizó para los cálculos siguientes $R_{wiper} = 250 \Omega$.

Por tanto, se obtiene finalmente la siguiente ecuación para el cálculo del error relativo en la medida de impedancia del paciente:

$$\frac{\sigma_Z}{Z} \approx \frac{\sigma_V}{V} + \frac{\sigma_I}{I} + \frac{\sigma_{R_G}}{R_G}$$

3.2. Descripción del circuito

$$\frac{\sigma_Z}{Z} \approx \frac{2,82 \text{ mV}}{V} + \frac{1 \mu\text{A}}{100 \mu\text{A}} + \frac{390,625 \Omega}{R_G}$$

Utilizando que la corriente está fijada en $100 \mu\text{A}$ se procede a acotar las variables V y R_G dentro de cuatro escenarios posibles para los rangos de impedancia que el dispositivo aceptará:

$$Z \in [10, 130] \Omega \Rightarrow \begin{cases} G_{calc} = 95,78 \text{ V/V} \\ R_{Gcalc} = 2,20 \text{ k}\Omega \\ V_{min} = 0,09 \text{ V} \end{cases} \Rightarrow \frac{\sigma_Z}{Z} < 0,219$$

$$Z \in (130, 250] \Omega \Rightarrow \begin{cases} G_{calc} = 53,12 \text{ V/V} \\ R_G < 4,15 \text{ k}\Omega \\ V_{min} = 0,69 \text{ V} \end{cases} \Rightarrow \frac{\sigma_Z}{Z} < 0,108$$

$$Z \in (250, 490] \Omega \Rightarrow \begin{cases} G_{calc} = 27,61 \text{ V/V} \\ R_{Gcalc} < 8,84 \text{ k}\Omega \\ V_{min} = 0,68 \text{ V} \end{cases} \Rightarrow \frac{\sigma_Z}{Z} < 0,058$$

$$Z \in (490, 1000] \Omega \Rightarrow \begin{cases} G_{calc} = 14,04 \text{ V/V} \\ R_{Gcalc} < 22,12 \text{ k}\Omega \\ V_{min} = 0,69 \text{ V} \end{cases} \Rightarrow \frac{\sigma_Z}{Z} < 0,032$$

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 4

Diseño de Firmware

4.1. Descripción general

En el presente capítulo se detalla el proceso de diseño de firmware del dispositivo. El firmware del dispositivo fue programado utilizando lenguaje de programación C, con el entorno de desarrollo Code Composer Studio (CCS) versión 9.3.0.00012. Se utilizó la librería gráfica MSP Graphics Library proporcionada por Texas Instruments, para la interacción entre el display y el microcontrolador.

El programa se diseñó de forma que el dispositivo sea capaz de generar/adquirir señales, comunicarse con la computadora, relevar el estado interno y recibir/transmitir información a través de la pantalla. En las secciones siguientes, se presentará la estructura del programa, los módulos utilizados y los estados de funcionamiento.

4.2. Arquitectura

La arquitectura de software elegida fue Round-Robin con interrupciones. El algoritmo de dicha arquitectura se basa fundamentalmente en un *loop* principal donde se consulta periódicamente si ocurrió un evento a través de una bandera (*flag*). En caso de ocurrir se realiza la acción correspondiente por medio de una función (*handler*). Las banderas son encendidas en alguna de las rutinas de atención a las interrupciones (*ISR*) y son apagadas antes de ejecutar la acción. Para dejar una idea más clara, se ilustra en la imagen 4.1 un esquema del algoritmo adaptado al programa de este proyecto.

La razón por la cual se eligió esta arquitectura es debido a su flexibilidad. El código es fácilmente adaptable ante la necesidad de agregar una nueva tarea al programa.

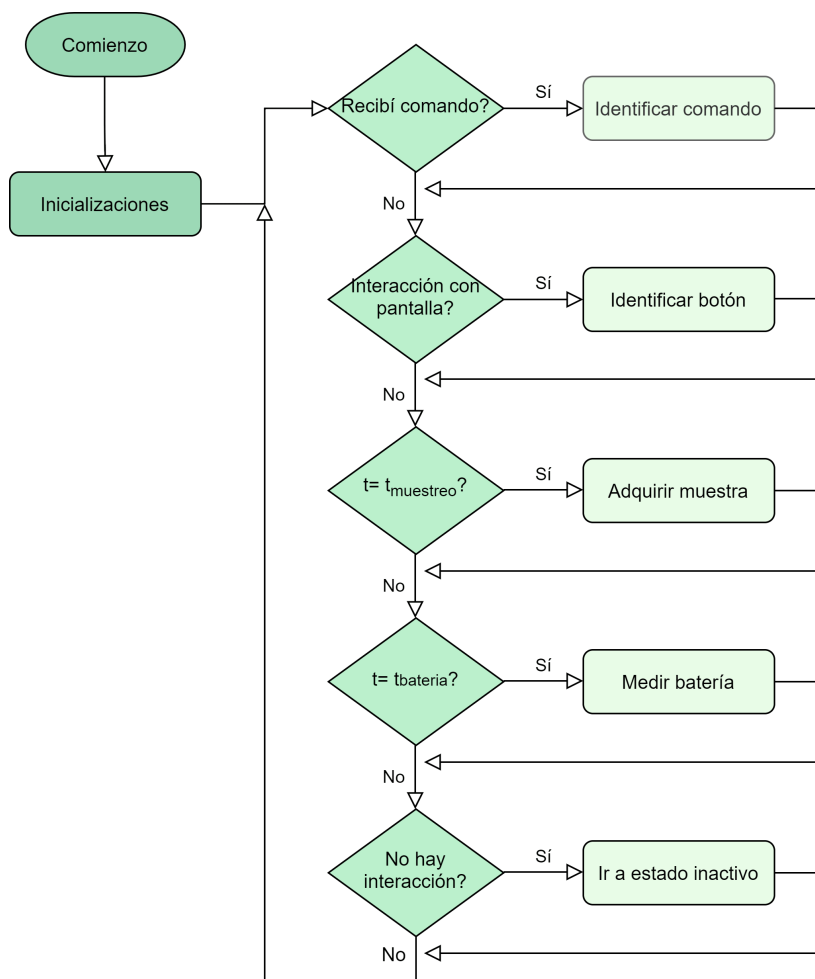


Figura 4.1: Arquitectura del sistema asociada a Round-Robin con interrupciones.

4.3. Modularización

El código correspondiente al firmware del dispositivo fue organizado en distintos módulos en el que cada uno emplea una funcionalidad específica. En el diagrama de módulos de la figura 4.2 se presentan los módulos asociados al firmware, empezando por el nivel más bajo donde se tienen los módulos enfocados a la configuración del hardware y finalizando en el programa principal (*main*). A continuación se realiza una breve descripción de los módulos presentados en el diagrama.

- **ADC:** Módulo que contiene la configuración de los registros del ADC y funciones de lectura del conversor. Mediante interrupción obtiene el nivel de batería del dispositivo y la caída de tensión vista entre los electrodos.
- **Timers:** Son los módulos encargados de configurar los timers del microcontrolador. Contienen las rutinas de atención a la interrupción asociadas a

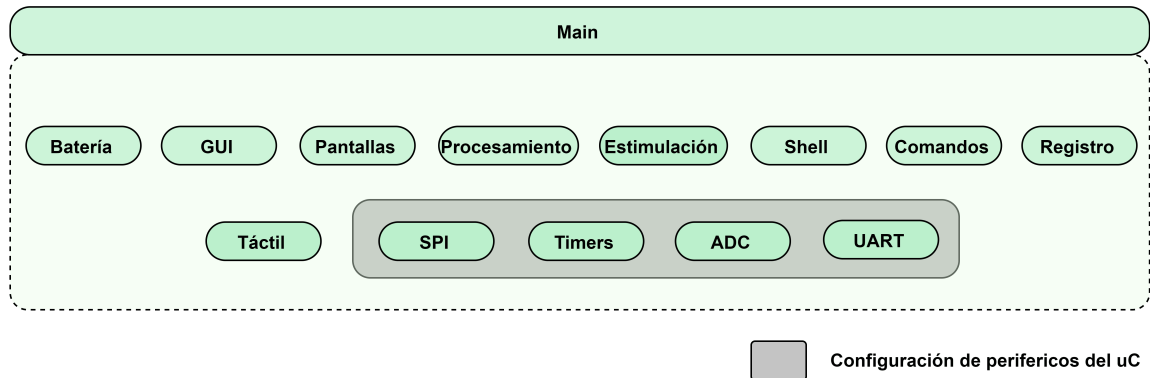


Figura 4.2: Diagrama de módulos del firmware del sistema.

cada timer.

- **SPI:** Módulo que gestiona la comunicación SPI del microcontrolador con la resistencia programable del circuito de sensado. Contiene funciones de inicialización y de recepción y transmisión de datos. Además contiene la función de calibración de la ganancia del circuito de amplificación.
- **UART:** Es el encargado de la comunicación entre la UART del microcontrolador y la computadora. En este módulo se encuentra la rutina de atención a la interrupción para la recepción y transmisión y la inicialización del periférico USCI.
- **Shell:** Procesa e interpreta los comandos recibidos a través de la UART y ejecuta las funciones correspondientes.
- **Comandos:** En este módulo se reciben los datos enviados desde la computadora y se chequea si el comando coincide con alguno de los definidos en la shell. Luego se encarga de atender dicho comando.
- **Formar:** Se encarga de brindar una forma amigable para el usuario a los distintos datos a ser desplegados, tanto en la pantalla como para la computadora.
- **Batería:** Contiene las funciones que procesan el voltaje de la batería adquirido por el ADC para ser señalado en pantalla. Esto se realiza a través de un indicador de barras.

Capítulo 4. Diseño de Firmware

- **Estimulación:** Este módulo contiene la inicialización y configuración de los puertos encargados de generar el pulso de estimulación.
- **Procesamiento:** En este módulo se encuentran las funciones correspondientes para realizar el cálculo de la impedancia eléctrica y la cantidad de líquido corporal.
- **Registro:** Módulo encargado de almacenar y extraer en la memoria flash la información recibida a través de la UART desde la computadora, correspondiente a los datos del paciente.
- **GUI:** Se organiza en dos funciones principales. La primera función se encarga de procesar el significado de cierto botón táctil siendo accionado dependiendo del estado en el que se encuentra el display. Mientras que la otra únicamente tiene el rol de desplegar las distintas pantallas en el display.
- **Pantallas:** En este módulo se cuenta con las funciones de tipo escritura de datos, dibujo de rectángulos, cambios de colores y tamaños de letra, que básicamente se encargan de mostrar las distintas pantallas en el display.
- **Táctil:** Contiene las funciones encargadas de la inicialización de la interfaz táctil. Esto incluye la inicialización de los botones estableciendo coordenadas de posición para cada uno y la función de calibración de la pantalla. Además contiene la función encargada de detectar cuando fue pulsada la pantalla.
- **Main:** Módulo que contiene el programa principal del firmware siguiendo la arquitectura de Round-Robin con interrupciones.

Esta forma de implementación sigue el concepto de modularización. Se eligió con el objetivo de obtener una estructura más organizada, en la cual se puede verificar el funcionamiento de cada módulo antes de probar el programa completo. Además si se quisiera agregar o sacar una funcionalidad nueva al programa, es mucho más sencillo de llevarlo a cabo. A efectos de documentar el firmware, los módulos se agruparon en cuatro tareas principales que debe ser capaz de realizar el sistema:

- Comunicación con la computadora.
- Comunicación con display.
- Medida de impedancia.
- Medida de alimentación.

En la figura 4.3 se representa en un diagrama la interacción entre los módulos definidos anteriormente y el hardware. Más adelante se desarrollan los cálculos realizados y la implementación en el código para llevar a cabo dichas tareas.

4.4. Funcionamiento del sistema

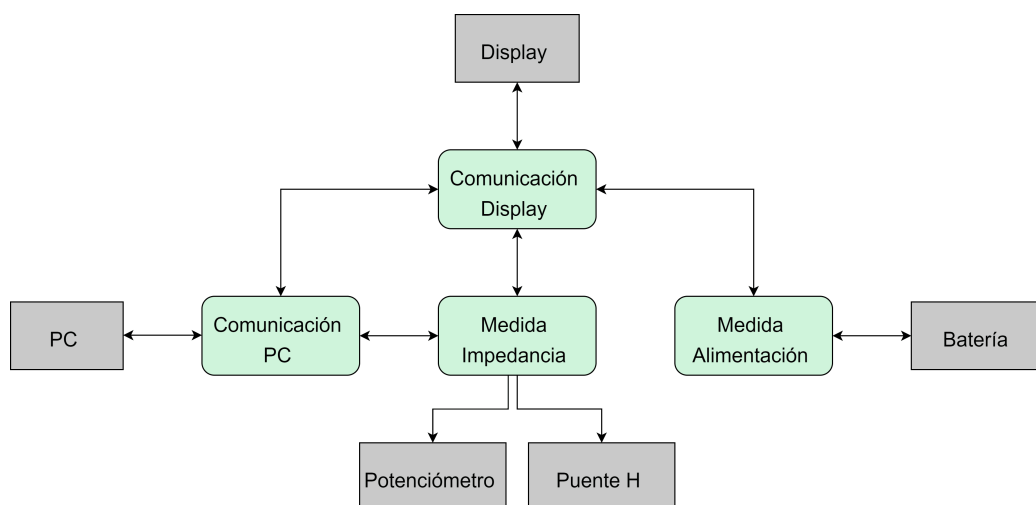


Figura 4.3: Diagrama de interacción entre módulos y hardware.

4.4. Funcionamiento del sistema

El dispositivo tiene dos estados de funcionamiento que son 'inactivo' y 'activo'. Cuando es encendido, parte del estado 'activo' y el *loop* finaliza cuando el dispositivo es apagado mediante la opresión de un switch.

Estado inactivo

En este estado el dispositivo se encuentra en modo de bajo consumo, con el microcontrolador en *low power mode 4* (LPM4), es decir la CPU y todos los relojes deshabilitados y el LED backlight del display desactivado. Se ingresa en este estado si transcurren más de 45 segundos sin interactuar con la pantalla. El objetivo de este modo de funcionamiento es ahorrar en consumo cuando no se use el dispositivo.

Estado activo

Estado en el cual el dispositivo muestra la pantalla encendida y el microcontrolador está en modo activo, por tanto el usuario puede interactuar con el mismo, navegar por los diferentes menús de manera táctil, iniciar la medida y ver los datos de los pacientes.

Se definen tres modos fundamentales en este estado:

- Modo Navegación
- Modo Medida
- Modo Ingresar

En la imagen 4.4 se muestra como ir de un modo a otro y cuando el sistema entra y sale de estado inactivo.

Capítulo 4. Diseño de Firmware

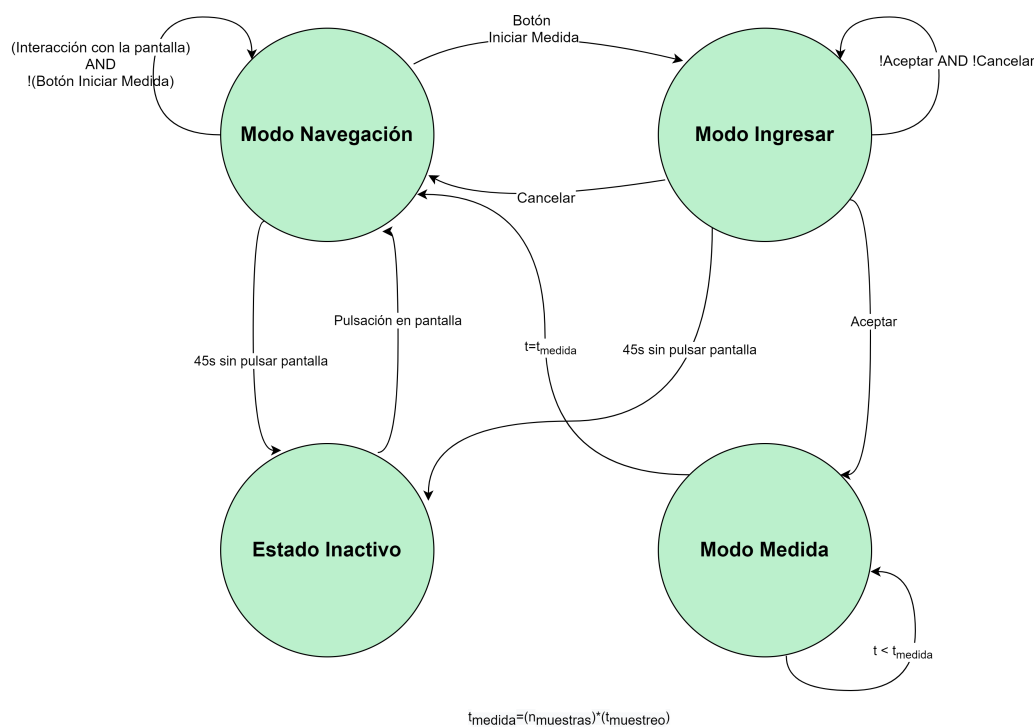


Figura 4.4: Diagrama de funcionamiento del sistema.

4.4.1. Modo Navegación

Es el modo en que el usuario navega por la lista de pacientes o la lista de medidas realizadas, con el fin de obtener o chequear los datos que fueron previamente guardados.

El dispositivo está diseñado para que sea capaz de guardar en memoria un total de diez pacientes. Una vez que la lista se completa, el próximo paciente se sobrescribe en el lugar del paciente que ocupa el primer lugar. Se consultó con anterioridad al cliente médico la cantidad de pacientes que ingresan por edema pulmonar simultáneamente y no supera los diez, por ello no se perderá información transcendental al sobrescribir.

Cada paciente tiene capacidad para guardar en su 'ficha' los siguientes datos:

- Nombre y Apellido
- Cédula de identidad
- Peso
- Altura

4.5. Medida de impedancia

- Lista de las últimas diez medidas de impedancia y cantidad de líquido corporal realizadas

Nombre, apellido y cédula de identidad se ingresan por la computadora una única vez, aunque pueden ser modificadas en caso de un error en el ingreso de las mismas. Peso y altura son variables que se deben actualizar cada vez que se realice una medida debido a que pueden cambiar con el paso del tiempo.

La lista de medidas cumple el mismo criterio que la lista de pacientes cuando se llena. De igual modo, fue consultado con antelación que diez medidas sean suficiente para tratar a un paciente.

4.4.2. Modo Medida

Existen dos formas de realizar una medida, las cuales se describen a continuación.

- **Medida rápida:** medida que se realiza sin ingresar datos del paciente. Solo devuelve la impedancia eléctrica y ésta no queda guardada en memoria sino que se pierde una vez que el usuario sale de la pantalla.
- **Medida a paciente registrado:** el usuario debe haber ingresado previamente los datos del paciente. El dispositivo devuelve la impedancia y la cantidad de líquido corporal. La misma queda guardada en memoria, junto con los datos del paciente.

Independientemente del tipo de medida que el usuario elija, el procedimiento de estimulación y adquisición es el mismo.

4.4.3. Modo Ingresar

Al seleccionar el botón 'Iniciar Medida' el sistema automáticamente solicita que se actualicen las variables peso y altura para poder continuar. Esto se debe a que la fórmula para calcular la cantidad de líquido corporal necesita dichos valores.

El programa carga en pantalla el último valor guardado y por medio de dos botones táctiles el usuario debe incrementar o decrementar dicho valor al que posee el paciente al momento de realizar la medida.

4.5. Medida de impedancia

En esta sección se desarrolla el procedimiento para obtener la medida de impedancia y cómo se calcula la cantidad de líquido a partir de ella.

Capítulo 4. Diseño de Firmware

4.5.1. Señal de estimulación

Para efectuar la estimulación, se explicó en el capítulo de electrónica que se utiliza fundamentalmente un puente H conformado por 4 llaves integradas y una fuente de corriente.

Cada llave consta de una entrada lógica, que controla la apertura o cierre del interruptor. Ver esquema en la figura 4.5. El microcontrolador es el encargado de enviar la señal de control a dicha entrada de la siguiente forma:

- μC envía '1' lógico \rightarrow interruptor cerrado.
- μC envía '0' lógico \rightarrow interruptor abierto.

Por otro lado la fuente de corriente está conectada a un transistor pMOS que funciona como interruptor y es el microcontrolador también el encargado de enviar la señal al transistor para prender/apagar dicha fuente.

- μC envía '1' lógico \rightarrow fuente apagada.
- μC envía '0' lógico \rightarrow fuente encendida.

Por lo tanto se configuran 3 puertos del microcontrolador, como puertos de salida que son los encargados de generar el pulso. El puerto P1.4 se encuentra conectado a la entrada de control de las llaves 3 y 4, el puerto P1.5 conectado a la entrada de control de las llaves 1 y 2 y el puerto P2.4 conectado al gate del transistor pMOS.

En la figura 4.6 se representa gráficamente el estado de los puertos del microcontrolador durante un pulso de estimulación. Cada pulso está compuesto por pre-pulso, fase positiva, intermedio y fase negativa. En pre-pulso e intermedio todas las llaves están encendidas pero la fuente de corriente se encuentra apagada, cortocircuitando de esta forma al paciente a V_{ref} . En la fase positiva están las llaves 1 y 2 y la fuente de corriente encendidas. Y en la fase negativa se encuentran las llaves 3 y 4 y la fuente de corriente encendidas.

Dicho pulso se repite una cantidad $n_{muestras}$, donde esa cantidad es dispuesta por el usuario a través de la computadora, o de lo contrario si el usuario no especificó, se toma un total de 100 muestras que es el valor por defecto que tiene programado el sistema. El período entre pulso y pulso es de 100 ms.

La fuente de corriente es activa por bajo, debido a eso el puerto del μC se encuentra en 0 cuando debe estimular.

Dicha configuración de firmware, en conjunto con la electrónica, dan como resultado la señal de estimulación que se ilustra en la figura 4.7.

4.5. Medida de impedancia

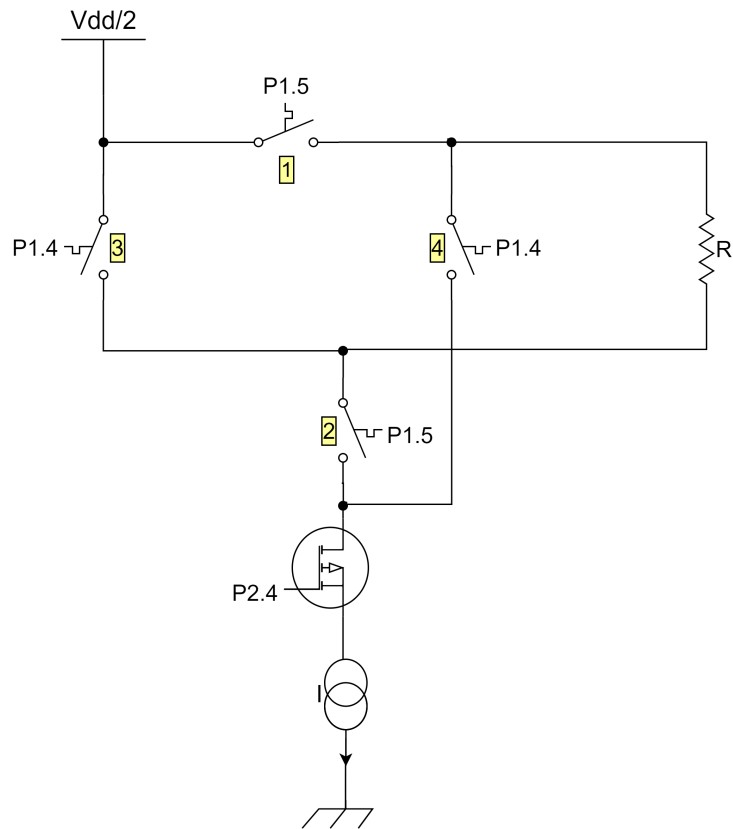


Figura 4.5: Esquema de control del circuito de estimulación.

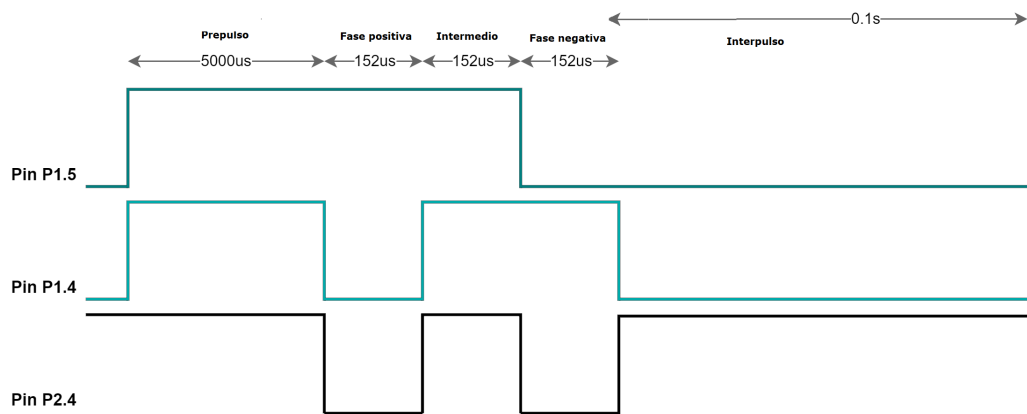


Figura 4.6: Puertos asociados a la señal de estimulación.

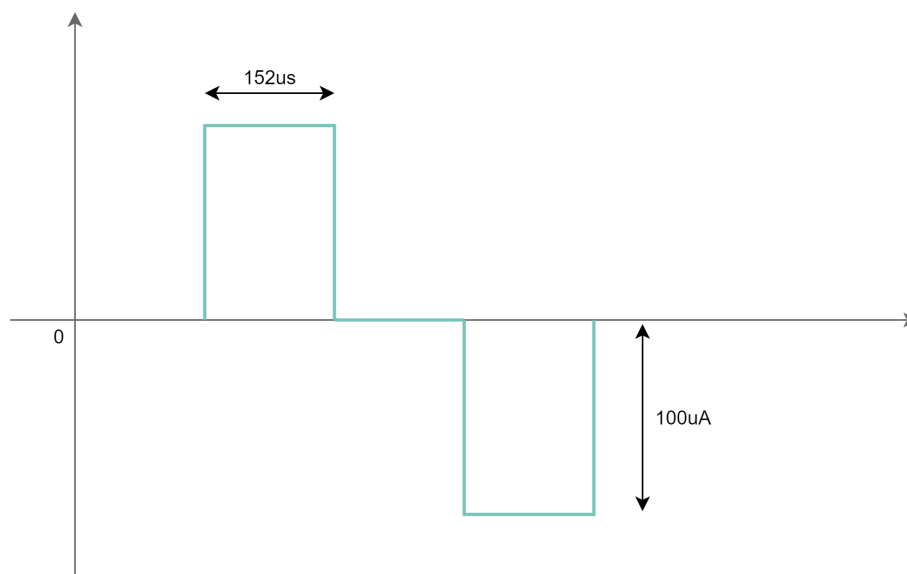


Figura 4.7: Señal de estimulación.

4.5.2. Conversión

Al iniciar una medida, el dispositivo comienza a estimular al paciente mediante una señal de corriente bifásica como la que se muestra en la figura 4.7. Luego adquiere una señal analógica que equivale a la tensión entre bornes de la impedancia transtorácica.

Dicha señal es procesada por el convertor A/D del microcontrolador obteniendo un número digital que cumple la siguiente relación.

$$N_{ADC} = 4095 \frac{V_{ADC} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}}.$$

Donde $V_{R+} = 3,3V$ y $V_{R-} = 0V$.

Por lo tanto se debe realizar la siguiente conversión de forma de obtener la señal analógica a la entrada del canal.

$$V_{ADC} = \frac{N_{ADC}}{4095} \times 3.3 \text{ V} \quad (4.1)$$

En cada muestra se adquiere una señal al final del estímulo positivo (V_{ADC+}) y otra al final del estímulo negativo (V_{ADC-}).

4.5.3. Cálculo de impedancia

Para asegurarse que el dispositivo funcione correctamente para todo el rango de resistencias consideradas, se utiliza una ganancia programable. Más adelante se explicará sobre la programación de dicha ganancia, por ahora se llamará G a

4.5. Medida de impedancia

efectos de poder realizar los cálculos de la impedancia.

Como se explicó en el capítulo 3, la salida del amplificador está referenciada a un voltaje igual a $\frac{3.3V}{2} = 1.65V$, por lo cual lo que se obtiene a la entrada del ADC es lo siguiente:

$$\begin{aligned} V_{ADC+} &= GV_{z+} + V_{ref} \\ V_{ADC-} &= V_{ref} - GV_{z-} \end{aligned}$$

Donde V_{ref} es el voltaje de referencia mencionado, y V_{z+} y V_{z-} las amplitudes del pulso positivo y negativo visto en el tejido.

El voltaje entre los electrodos de sensado se calcula como el promedio de la caída en ambas fases, es decir como $\frac{V_{z+}+V_{z-}}{2}$.

Utilizando las ecuaciones anteriores se obtiene que el promedio de las fases es igual a $\frac{V_{ADC+}-V_{ADC-}}{2G}$.

Por lo tanto se define el valor de cada muestra $V_{muestra}$ como $V_{ADC+} - V_{ADC-}$.

Previo a calcular el promedio con las $V_{muestras}$ adquiridas, se debe realizar la calibración del sistema de sensado. Esto implica tomar muestras de prueba para obtener la ganancia que mejor adecúe. Más adelante en este capítulo se explicará cómo se realiza dicha calibración.

Una vez hecha la calibración el procedimiento de estimulación y adquisición se repite $n_{muestras}$ veces. Cuando se obtiene la totalidad de muestras $V_{muestras}$, se realiza el promedio de los voltajes, dividiendo sobre $n_{muestras}$ y se obtiene así V_{prom} .

La amplitud del pulso vale $Z \cdot I_{est}$. Entonces finalmente para realizar el cálculo de la impedancia transtorácica del paciente se debe efectuar la siguiente operación.

$$Z = \frac{1}{2G} \frac{V_{prom}}{I_{est}} \quad (4.2)$$

Luego para calcular lo que representará a efectos prácticos la cantidad de líquido corporal, se utilizó la siguiente fórmula empírica extraída de [26].

$$Agua = 0,18 \times \frac{h^2}{Z} + 0,39 \times w + 0,76 \quad (4.3)$$

h : altura en centímetros,

w : peso en kilogramos,

Z : impedancia en Ω y

$Agua$: cantidad de líquido corporal en kilogramos

En el algoritmo 1 se expone un básico pseudocódigo asociado a la medida de impedancia, para fijar ideas.

Algoritmo 1: Pseudocódigo asociado al cálculo de impedancia

```

if cont == n_muestras then
    flag_n_muestras=1;
    cont=0;
    calcular_impedancia();
    promedio_parcial = 0;
    if paciente_registrado then
        | calcular_agua();
    end
else
    cont++;
    adquirir_vmuestra();
    promedio_parcial = promedio_parcial + vmuestra;
end

```

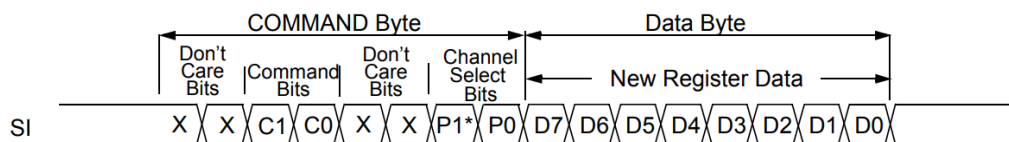


Figura 4.8: Serial Data Input del MCP41100.

4.5.4. Selección de ganancia del amplificador

El amplificador seleccionado posee una ganancia que se ajusta a través del valor de una resistencia R_G . Como ya se mencionó en el capítulo de electrónica, la relación entre ambos valores está dada por la siguiente ecuación:

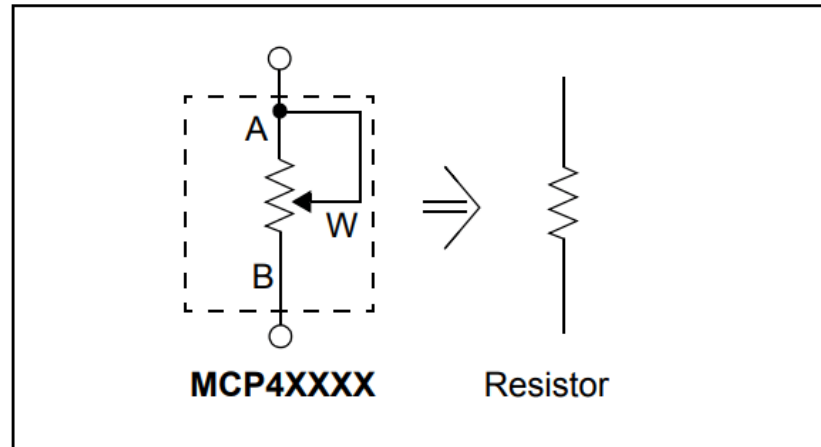
$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G}$$

Con el fin de poder variar el valor de amplificación del circuito de sensado, se utiliza como R_G un potenciómetro digital MCP41100, el cual es controlado por el microcontrolador a través del protocolo de comunicación SPI.

La comunicación se realiza por medio de 3 señales:

- SCLK (Serial Clock)
- SSTE (Chip Select)
- SIMO (Master Output Slave Input)

El microcontrolador actúa como maestro y el potenciómetro como esclavo. El potenciómetro, recibe la información que le envía el microcontrolador como se expone en la figura 4.8, extraída de la hoja de datos.

Figura 4.9: *Rheostat Mode* de MCP41100.

El primer byte recibido corresponde al byte de comando, el cual permanece inalterado. El segundo corresponde al byte de datos, que contiene el valor de la resistencia. Dicho byte es el que va a variar dependiendo de la amplitud con la que se necesite amplificar.

El potenciómetro tiene como fondo de escala $100\text{ K}\Omega$, por lo cual es lo máximo programable. Esto se corresponde con una ganancia mínima del amplificador de $G = 5 + \frac{200\text{k}\Omega}{100\text{k}\Omega} = 7$.

El MCP41100 tiene dos modos de configuración: *Rheostat Mode* y *Potentiometer Mode*. En este caso se elige conectarlo en *Rheostat Mode* como se muestra en la figura 4.9.

Para hallar el valor a enviar al Serial Data Input se extrajo la siguiente ecuación de la hoja de datos del potenciómetro [28].

$$R_{WB}(D_n) = \frac{(R_{AB})(D_n)}{256} + R_W \Rightarrow D_n = 256 \frac{(R_{WB} - R_W)}{R_{AB}}$$

Donde D_n es el valor recibido por el potenciómetro digital, R_{AB} el máximo valor programable, $R_W = 250\ \Omega$ la resistencia de wiper y R_{WB} es el valor de la resistencia en ohms. De esta forma para una ganancia requerida G , se debe programar D_n con el siguiente valor:

$$D_n = \frac{256}{100\text{k}\Omega} \left(\frac{200\text{k}\Omega}{G - 5} - 250\Omega \right) \quad (4.4)$$

Para llevar a cabo esto, primero se debe garantizar que la amplificación de la señal respete los límites establecidos en el capítulo de electrónica. En el mismo se vio que la amplificación no puede ser tal que el voltaje adquirido por el ADC supere los 1.5 V , por lo tanto se establece la cota superior en 1.4 V .

Capítulo 4. Diseño de Firmware

Por otro lado si la resistencia es muy chica, la amplificación resultaría insuficiente y se perdería precisión en la medida. Dada esa consideración se dispuso la cota inferior en $1.4 \text{ V}/2 = 0.7 \text{ V}$.

$$\rightarrow 0,7V \leq R_{paciente} \cdot 100\mu A \cdot G \leq 1,4V$$

Se estima que las impedancias a medir se van a encontrar en el orden de pocos cientos de ohmios. Sin embargo, se quiere cubrir para un rango de resistencias de 10Ω a 1000Ω .

En concordancia con lo anterior, se realizó la programación del sistema para que por defecto se amplifique la señal con 7 V/V . Luego, por medio de un algoritmo (ver algoritmo 2) se va aumentando la ganancia en un factor de dos hasta que el voltaje medido es mayor a 0.7 V o la ganancia es 112 V/V . Incrementando en un factor de dos, se comprueba automáticamente la condición de que no supere los 1.4 V , siempre que no se haya superado en un principio.

Dicho algoritmo se corre previo a la realización de cada medida y ninguna de las muestras adquiridas en la calibración son consideradas en el cálculo de la impedancia.

La razón por la cual no se utilizan ganancias mayores a 112 V/V , es debido a que una ganancia alta implica una resistencia programable chica. Para resistencias chicas, la resistencia de wiper tiene mayor impacto y esto no es favorable. Por lo tanto se trató de encontrar un equilibrio para que la amplificación de la señal no termine afectando en contra.

Para calcular la resistencia a enviar por SPI, se sustituye por ejemplo $G=14 \text{ V/V}$ en la ecuación 4.4. De la misma se obtiene $D = 57$ y dicho valor en binario es lo que se envía.

Es importante aclarar que el valor de G con el cual se amplifica la señal de sensado, no queda registrado en el dispositivo.

4.6. Medida de alimentación

En la esquina superior derecha de la pantalla se encuentra un indicador de barras para la batería como el que se muestra en la figura 4.10. En esta sección se describe la implementación para obtener la medida de la alimentación del dispositivo y para representar dicho valor en el indicador.

Para que el dispositivo funcione de forma óptima, el step up del circuito de alimentación debe ser alimentado en el rango de entrada que dispuso el fabricante.

Algoritmo 2: Pseudocódigo asociado a la determinación de la ganancia óptima.

```

if  $V\_muestra < 0,7$  then
  if  $cont == 0$  then
     $G = 14;$ 
     $resistencia[1] = r\_14;$ 
  end
  else if  $cont == 1$  then
     $G = 28;$ 
     $resistencia[1] = r\_28;$ 
  end
  else if  $cont == 2$  then
     $G = 56;$ 
     $resistencia[1] = r\_56;$ 
  end
  else if  $cont == 3$  then
     $G = 112;$ 
     $resistencia[1] = r\_112;$ 
     $cont = 0;$ 
     $estado\_calibracion = final;$ 
  end
   $cont++;$ 
   $configurar\_R();$ 
else
   $cont = 0;$ 
   $estado\_calibracion = final;$ 
end

```

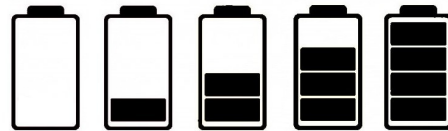


Figura 4.10: Indicadores de batería.

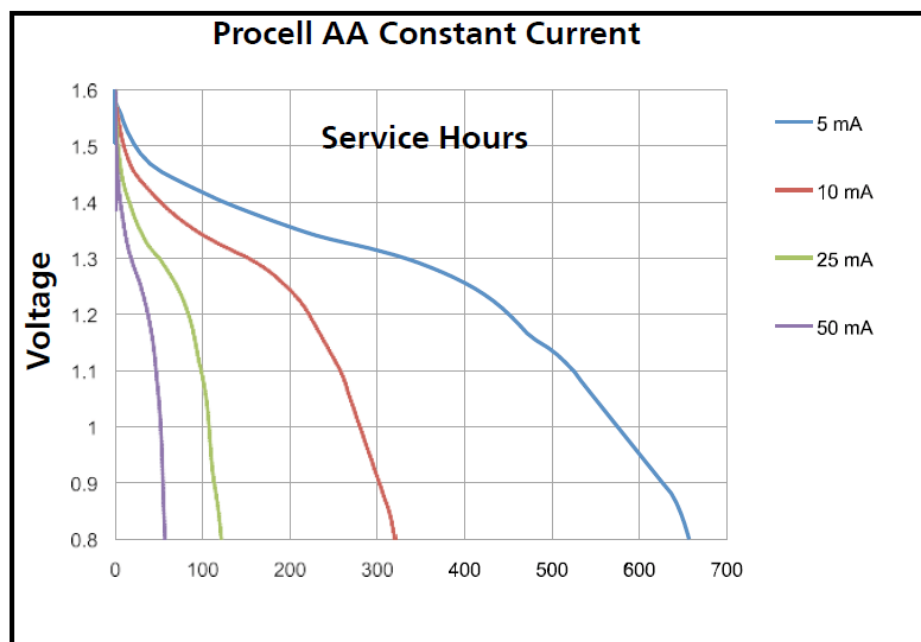


Figura 4.11: Horas de servicio de pila alcalina AA *Duracell*.

Para el componente TPS61041 el fabricante recomienda un voltaje de entrada mínimo de 1.8 V. Por lo tanto se define un voltaje End Of Service (V_{EOS}) igual a 1.9 V, lo que significa 0.95 V por pila.

Se buscó la hoja de datos de pilas alcalinas AA que se encuentren típicamente en el mercado uruguayo. En la figura 4.11 se presenta una gráfica extraída de la hoja de datos de la marca *Duracell* [22].

A partir de dicha gráfica y previendo un consumo del dispositivo de 25 mA se construyó la gráfica que se observa en la imagen 4.12 de voltaje en función de capacidad.

Se puede ver de la misma, que a un voltaje de 0.95 V le corresponde una capacidad de 2.725 Ah. Luego suponiendo un uso de 1 hora por día del dispositivo, se calculó el consumo nominal diario que es igual a 0.025 Ah.

Para calcular el voltaje al cual el dispositivo se deberá apagar, se definió C_{off} como la capacidad cuando le queda tres días de consumo nominal hasta C_{EOS} (*End of Service*).

$$\rightarrow C_{off} = 2,725Ah - 0,075Ah = 2,65Ah$$

$$\rightarrow V_{off} = 2 \cdot V(C_{off}) = 2 \cdot 1,02V = 2,04V$$

El objetivo es poder avisar que el dispositivo no tiene batería antes de que se apague, de forma que le tiempo al usuario para cambiar las pilas. Por lo tanto, el

4.6. Medida de alimentación

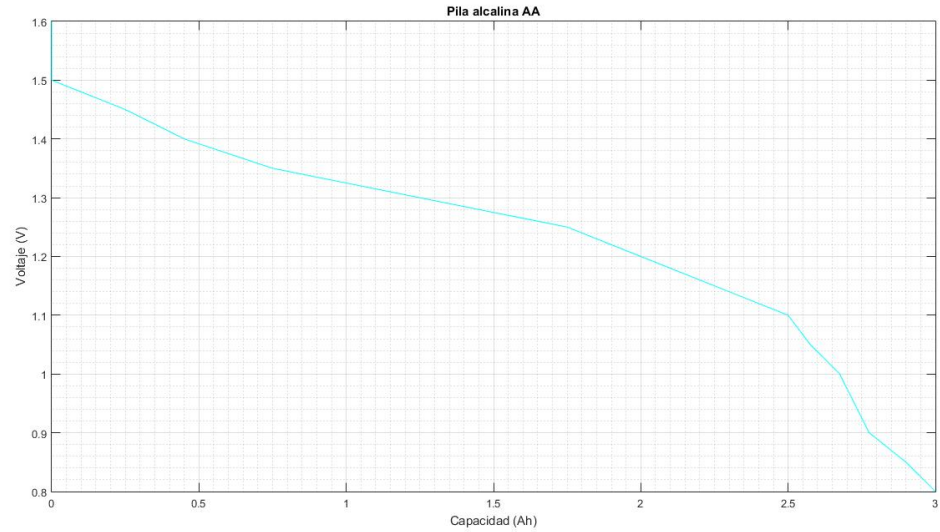


Figura 4.12: Voltaje en función de capacidad para un consumo de 25mA.

voltaje de EOL (*End Of Life*) se definió cuando le queda un día de uso nominal hasta el apagado.

$$\rightarrow V_{EOL} = 2 \cdot V(C_{EOL}) = 2 \cdot V(2,575Ah) = 2 \cdot 1,05V = 2,1V$$

En caso de que la batería esté en el nivel de voltaje V_{EOL} , además de representarlo en el indicador de barras se desplegará una pantalla de advertencia con el texto 'batería baja'.

En la tabla 4.1 se encuentran los niveles posibles de batería con su correspondiente indicador.

Estado	Rangos	Indicador
Lleno	$2,72 < V_{bat} \leq 3,00$	Cuatro barras
Normal	$2,60 < V_{bat} \leq 2,72$	Tres barras
Normal	$2,42 < V_{bat} \leq 2,60$	Dos barras
Bajo	$2,10 < V_{bat} \leq 2,42$	Una barra
Crítico	$2,04 < V_{bat} \leq 2,10$	Sin barras

Tabla 4.1: Niveles de batería.

Los valores de voltaje de la tabla fueron determinados de manera que cada raya represente la misma capacidad. Es decir, se dividió entre cuatro la capacidad disponible hasta EOL y a partir de las capacidades resultantes se calcularon los voltajes asociados.

4.7. Comunicación con la computadora

Para guardar los datos de un paciente en la memoria del microcontrolador, se deben ingresar previamente a través de una computadora. Al igual que si se quiere modificar la cantidad de muestras. Asimismo el dispositivo debe enviarle información a la computadora sobre si se pudo o no efectuar la orden. En esta sección se explica como se implementó la comunicación entre ambos.

4.7.1. Recepción y transmisión de datos

Para la comunicación con la computadora se utilizó el modulo UART. Se dispone de dos buffers, uno para la recepción y otro para la transmisión de datos.

El buffer de recepción es escrito en la ISR con los caracteres recibidos a través del registro correspondiente hasta encontrar el carácter de fin de línea '\r'. Cuando esto sucede, se indica que se tiene un mensaje completo.

Por otro lado el buffer de transmisión es copiado al registro del microcontrolador en cada interrupción hasta que es detectado el carácter de fin de línea, lo que significa que se escribió un mensaje completo.

4.7.2. Intérprete de comandos

Los comandos implementados fueron los siguientes:

Comando	Función
IM	Setea cantidad de muestras
ID	Ingresar los datos del paciente
MD	Mostrar los datos del paciente
ED	Exportar los datos del paciente
BD	Borrar los datos del paciente
MI	Modificar los datos del paciente
AP	Actualizar pantalla en dispositivo

Tabla 4.2: Comandos implementados.

Cada argumento es recibido como un string que luego es separado en fracciones de texto, tomando el primero como el comando a ejecutar, se busca el mismo en una lista de comandos. Si este existe, se llama a la función que corresponda para que procese el resto del argumento. En caso de que contenga información válida, se retorna 'OK' y se realiza la acción, de lo contrario se retorna 'ERROR'.

4.8. Comunicación con display

La comunicación con el display se efectúa a través de la interfaz SPI. Cabe mencionar que las funciones correspondientes a la configuración de SPI para el display no fueron implementadas por el grupo, sino que fueron extraídas de la web de Texas Instruments. También se adquirió de allí las funciones asociadas a la configuración de los pines GPIO utilizados para controlar la pantalla LCD.

Para la interacción del usuario con las pantallas se implementó la funcionalidad táctil del display.

4.8.1. Implementación de pantallas

Se programaron las siguientes pantallas para la visualización en el display:

- Mensaje de bienvenida.
- Menú principal.
- Mensaje de espera.
- Lista de pacientes.
- Menú de paciente.
- Lista de medidas.
- Ingresar peso/altura.
- Mensaje de advertencia.
- Resultado de la medida.

MSP Graphics Library

Para la implementación de las pantallas se utilizó una librería gráfica compatible con el microcontrolador elegido. La misma fue proporcionada por Texas Instruments y adaptada al proyecto para la creación de las diferentes pantallas.

Entre el código provisto se utilizaron las siguientes funciones:

- Escritura de string en pantalla.
- Dibujo de figuras simples como rectángulos y círculos.
- Reproducción de imágenes.
- Fuentes de letra.
- Colores para letra y fondo.
- Configuración de pantalla táctil.

Capítulo 4. Diseño de Firmware

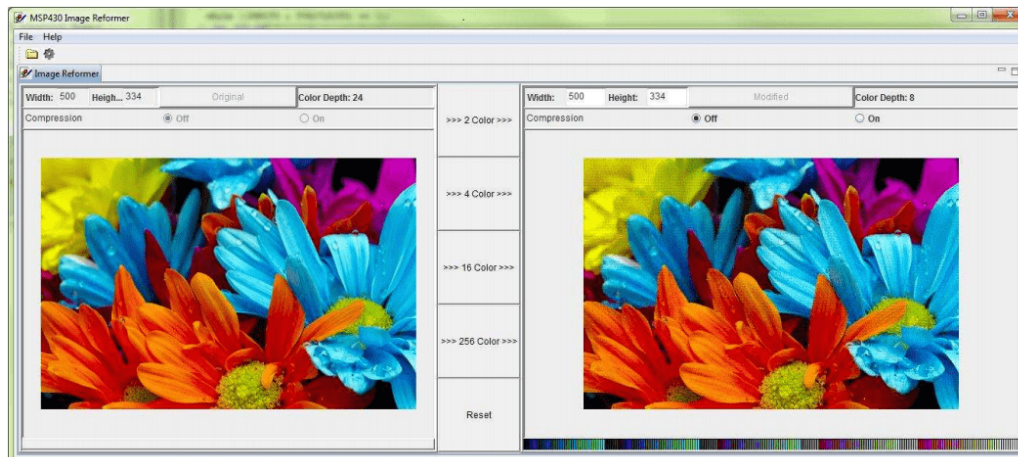


Figura 4.13: MSP430 Image Reformer.

MSP430 Image Reformer

Para la reproducción de imágenes en pantalla, se utilizó una herramienta de Texas Instruments llamada *Image Reformer* [24] que convierte imágenes en código C para usar con la librería gráfica.

En la imagen 4.13 se muestra la herramienta en ejecución.

4.8.2. Funcionalidad táctil

Algoritmo 3: Pseudocódigo asociado a la configuración del táctil

```
touch_inicializacion();  
if pantalla_calibrada == false then  
    | calibrar_pantalla();  
    | pantalla_calibrada= true;  
end  
if toque_detectado == true then  
    | if botonA then  
    | | atiendo_botonA();  
    | end  
    | else if botonB then  
    | | atiendo_botonB();  
    | end  
    | toque_detectado=false;  
end
```

Para implementar la funcionalidad táctil se definen botones que pueden ser texto o una imagen. Al presionar un botón en el display, el ADC se encarga de leer

4.9. Registro de datos en memoria

las coordenadas X e Y que representan una ubicación en la pantalla, es decir la posición en que se presionó la pantalla táctil. Luego se envía la información a una función que identifica el botón que se corresponde con dichas coordenadas. Para profundizar en como se obtienen se recomienda leer el Anexo B.

En el algoritmo 3, se puede observar un pseudocódigo que propone representar parte de la programación de la funcionalidad táctil. En el programa principal se pregunta si fue detectado un toque en pantalla. En caso de ser verdadero se pasa a identificar el botón y a realizar la acción correspondiente. Si es falso, se continua con el programa.

La calibración de la pantalla se realiza una única vez, antes de ser entregado al cliente.

4.9. Registro de datos en memoria

Para guardar los datos en el dispositivo, ingresados tanto por la computadora, como por la pantalla táctil se utilizó la memoria flash del microcontrolador de 128KB.

4.9.1. Lugares de memoria ocupados para el registro

Al realizar el registro de datos en esta memoria se debe tener en cuenta algunos elementos: el propio firmware se guarda allí y por tanto el programa y el registro no se deben solapar, la memoria flash tiene lugares reservados que no se deben modificar y finalmente el grabar datos en una memoria de estas características no es inmediato como lo es en RAM.

Por estas razones se estudió la estructura de la memoria flash de este microcontrolador en particular. En la figura 4.14 se muestran tres tipos de memoria bien diferenciados. Luego se encuentran los segmentos correspondientes a *Bootload*, estos se refieren a lo que se carga por defecto en el microcontrolador luego de un reinicio. Finalmente se encuentra la memoria principal, dispuesta en cuatro bancos de 32 KB conformados por 64 segmentos de 512 bytes cada uno.

Para alojar el registro de memoria, se descartó el uso de los segmentos correspondientes a la memoria de *Bootload*, se optó por no modificar estos segmentos y así conservar las características del reinicio. Luego los segmentos de información son cuatro y cada uno tiene 128 bytes. Su grabado y borrado es más sencillo que el de los bancos pero son muy pequeños para tener un registro de 10 pacientes, con 10 medidas.

Por último en la memoria principal se encuentra el programa, sin embargo sobra espacio suficiente para guardar el registro de pacientes, esto se confirmó mediante la herramienta Memory Allocation del CCS. Mediante dicha herramienta se puede

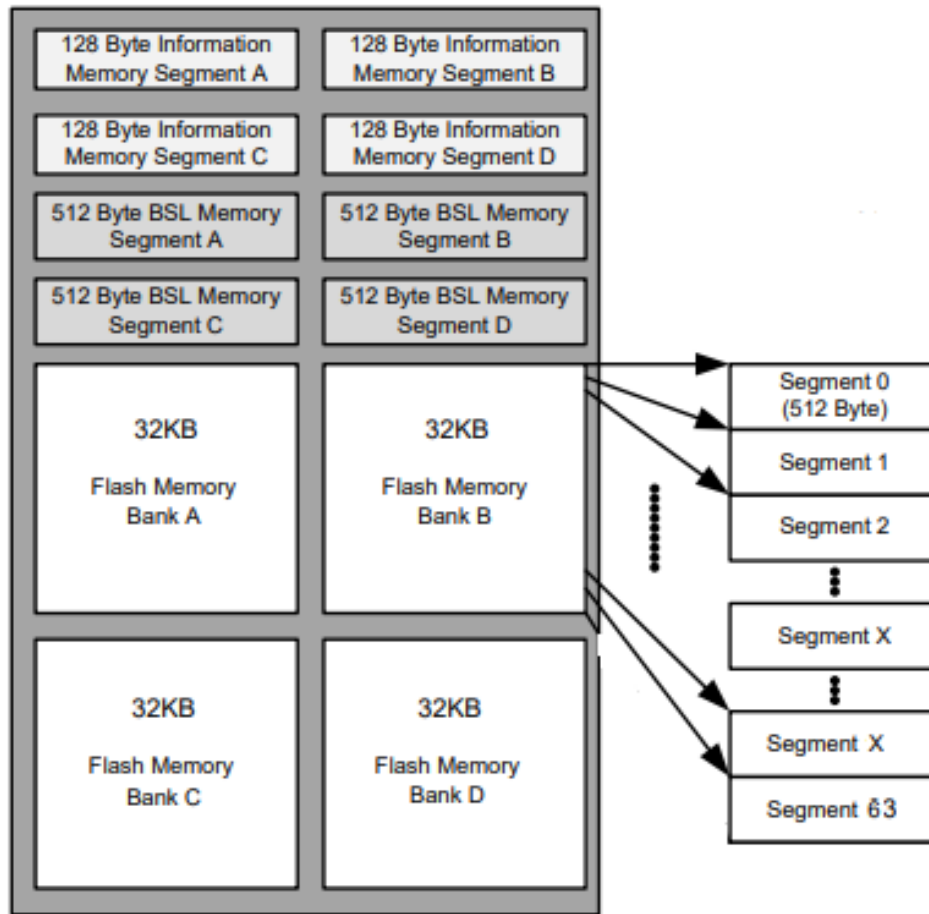


Figura 4.14: Distintos bloques de memoria flash del MSP4305529.

asegurar que el Banco D nunca se llega a utilizar para el guardado el programa y por esto se utiliza para el registro.

4.9.2. Funcionamiento del registro

En la figura 4.15 se presenta un esquema, dentro del banco D de la memoria, de cómo están dispuestos los registros de cada paciente. La memoria flash presenta dos particularidades que definen la estructura del registro.

Primera, las memorias flash tienen un límite de veces que pueden ser grabadas, en el caso de este microcontrolador cada segmento puede ser grabado alrededor de 10.000 veces. Segunda, permite grabar o borrar por segmento (de 512 bytes para los segmentos del banco D), es decir que cada vez que se graba o se borra un byte se debe hacer en paquetes de 512 bytes.

4.9. Registro de datos en memoria

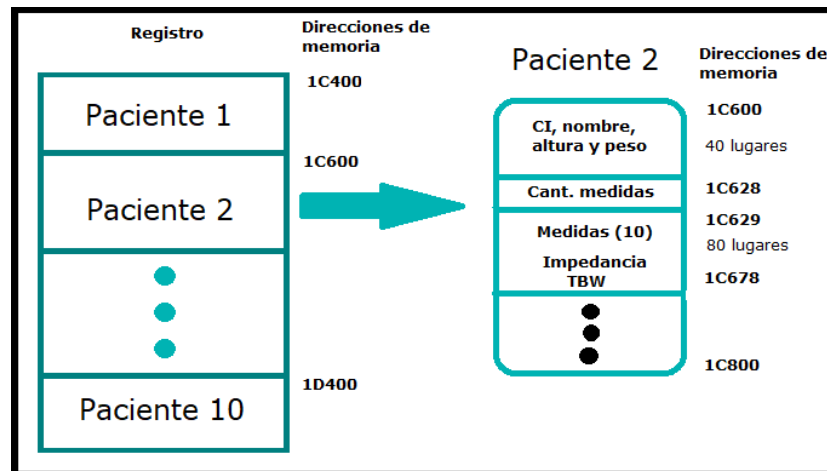


Figura 4.15: Bloque D - Organización interna del registro.

La primera determina que se usará un segmento de 512 bytes por paciente. En realidad la estimación de bytes necesarios por paciente para realizar el registro son aproximadamente 120 bytes (nombre, apellido, cédula, peso, altura y medidas). Esto puede resultar ineficiente en términos de memoria ocupada pero el desarrollo de lógicas más eficientes, que usaran un segmento para más de un paciente, significaba grabar muchas veces el mismo segmento. Esto hacía peligrar la vida útil del dispositivo ya que los segmentos tienen un límite de grabado.

La segunda determina cómo se realiza el guardado de los datos. Se supone que se quiere cambiar el peso, que al ser una variable de tipo float, ocupa 4 bytes de memoria. Para cambiar este dato se deberá respaldar todo el resto de información relativa al paciente y reescribir todo el segmento de forma íntegra incluyendo los nuevos bytes para el peso. En resumen cada vez que se necesite guardar o cambiar un dato del paciente se debe respaldar todo en memoria RAM momentáneamente.

En contraposición al guardado de datos, la extracción de información es muy simple y se realiza observando los lugares de memoria correspondientes a la información requerida.

4.9.3. Otras informaciones en memoria

Dentro de los segmentos de información (128 bytes cada uno), en particular el segmento B, se guardan datos que necesitan mucho menos espacio que el registro pero son igualmente necesarios.

- Inicialización del registro: Una vez en la historia del dispositivo, el registro debe ser inicializado para quitar datos 'basura'. El dispositivo debe saber luego de encenderse si debe 'limpiar' el registro o no, ya que si lo hiciera todas las veces al encenderse se perderían todos los datos de paciente. La

Capítulo 4. Diseño de Firmware

información que dice si el registro está inicializado o no, se guarda en el segmento B.

- **Calibración del display:** Esta calibración se guarda para que el usuario médico no tenga que calibrar (por ejemplo, reconocer los bordes de la pantalla táctil) el dispositivo cada vez al encenderse. Esta calibración se guarda en el segmento B para ser recuperada cuando se prende el dispositivo.

4.10. Interfaz de programación

Para realizar la depuración del programa en la placa se utilizó la interfaz de programación MSP-FET430UIF. La misma permite conectar una computadora con el microcontrolador, a través del conector JTAG que se encuentra en la placa.

En la imagen 4.16 se muestra la interfaz MSP-FET430UIF que tiene en uno de sus extremos un cable USB para conectarla a la computadora, y en el otro un cable de 14 pines para conectarla al JTAG de la placa.



Figura 4.16: Interfaz de programación MSP-FET430UIF.

Capítulo 5

Diseño de Software

5.1. Descripción general

Se describe en el presente capítulo el desarrollo de la Aplicación Gurí-Z, que utilizará el usuario médico para comunicarse con el dispositivo a través de la computadora. Para la realización de la misma se utilizó el lenguaje de programación Python en su versión 3.8.1, empleándose la librería Tkinter de la biblioteca gráfica Tcl/Tk.

Tkinter es la librería estándar para la creación de una interfaz gráfica de usuario en Python y está disponibles en la mayoría de las plataformas Unix, así como en los sistemas Windows, particularmente es el que viene por defecto con la instalación para Microsoft Windows.

Combinando Python con el módulo Tkinter se obtiene una herramienta simple para crear aplicaciones GUI. Tkinter proporciona gran cantidad de widgets y opciones como etiquetas, botones, entradas de texto, entre otros, que permiten la interacción con el usuario pidiéndole el ingreso de datos, capturando la pulsación de teclas, eventos del mouse y desplegando mensajes de advertencia y/o de error etc.

A continuación se mencionan las funciones que el usuario es capaz de realizar través de la interfaz gráfica, las cuales se explican con más detalle en las secciones siguientes.

- ingresar un nuevo paciente
- modificar los datos de un paciente
- eliminar la información de un paciente
- visualizar en pantalla las medidas de impedancia y cantidad de líquido realizadas por el dispositivo

Capítulo 5. Diseño de Software

- exportar dichas medidas a un archivo CSV
- configurar la cantidad de muestras a tomar (esto cambia la duración de una medida completa)

Además de la librería Tkinter, se emplearon también las librerías *csv*, para la lectura y escritura de archivos en formato CSV, *serial*, para la comunicación UART entre la computadora y el dispositivo, entre otras.

Para utilizar la aplicación en Windows se creó un ejecutable a través del módulo *auto-py-to-exe*, que convierte el código en Python a un .exe de forma de poder ser usado en una computadora con dicho sistema operativo. El ejecutable se denomina “main.exe” y se encuentra en un .zip de nombre “aplicacion_guriz” que es entregado al usuario médico.

Por último se realizó una guía para el usuario, donde se explica la configuración del puerto COM para poder utilizar el programa. La misma es accesible desde la carpeta donde se encuentra el ejecutable o también desde la aplicación misma.

5.2. Funciones implementadas

Menú inicial

Al abrir la aplicación aparece en pantalla la ventana mostrada en la figura 5.1. En esta ventana, el usuario médico, en caso que lo desee, puede registrar su nombre junto a la fecha y hora en la que realizó la comunicación con el dispositivo. La información ingresada queda guardada en un archivo denominado “loginUsuarios.csv”, en la misma carpeta donde se ubica el programa, una vez que se haga clic en el botón “Guardar”.

Si simplemente el usuario quiere realizar alguna de las acciones que la aplicación permite, se le indica que debe presionar directamente el botón “Continuar”.

En la figura 5.2 se muestra las funciones añadidas en una barra de herramientas accesible desde el menú inicial. Como se observa, desde esta ventana se puede ir directamente al ingreso de un nuevo paciente o a la visualización de sus datos; abrir en PDF tanto la guía de uso de la aplicación, como el manual de usuario propio del dispositivo, entre otras.

Menú principal

Ingreso de pacientes

En esta ventana se realiza el ingreso de los datos de un nuevo paciente. Como se muestra en la figura 5.3 se debe ingresar necesariamente, el nombre completo, cédula, peso y altura inicial y de manera alternativa la fecha de nacimiento, la

5.2. Funciones implementadas



Figura 5.1: Pantalla principal de la aplicación.

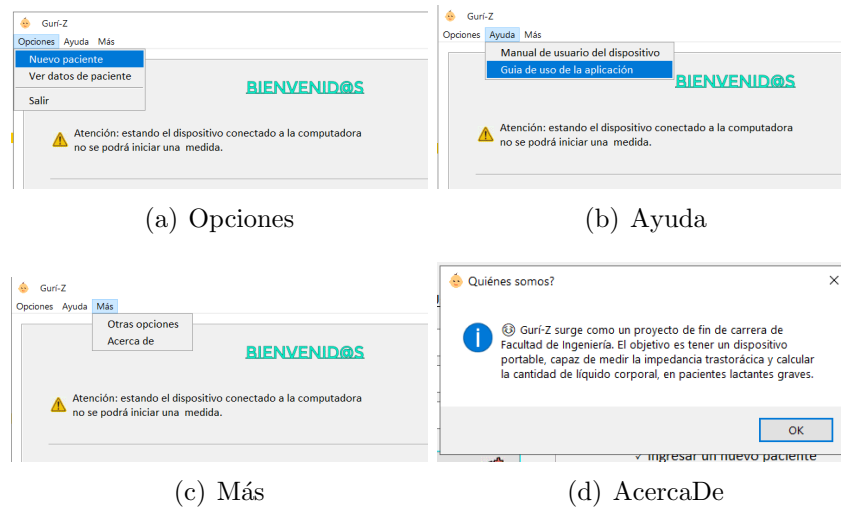


Figura 5.2: Barra de herramientas del menú inicial.

Capítulo 5. Diseño de Software

fecha de ingreso al hospital y un campo adicional de observaciones.

Toda esta información es transferida por el USB al microcontrolador mediante la interfaz UART del mismo. A la vez también se almacena en un archivo bajo el mismo directorio donde el usuario médico corre la aplicación. El nombre del archivo generado lleva la cédula del paciente que se ingresa. Se utilizó un código que realiza un algoritmo para verificar si la cédula ingresada por el usuario es válida. El mismo fue obtenido de [1] y se ejecuta cada vez que se ingresa una cédula, ya sea en el ingreso de datos, como en la consulta, modificación y borrado de un paciente.

The screenshot shows a software window titled "Gurí-Z Menú Principal" with a menu bar containing "Ingresar paciente", "Modificar datos", "Ver datos", "Eliminar paciente", and "Otras opciones". The main content area is titled "Ingreso de pacientes" and contains the following elements:

- Information icon: "Ingrese a continuación los datos del nuevo paciente"
- Information icon: "Todos los campos marcados con * son necesarios"
- Form fields:
 - Nombre: * (text input: José)
 - Apellido: * (text input: Artigas)
 - Cédula: * (text input: 46331916) with a help icon: "Cédula sin puntos ni guiones y con dígito verificador"
 - Fecha de nacimiento: (dropdown: 6/19/19)
 - Peso inicial (kg): * (text input: 2.3) with a help icon: "Peso inicial en kg, menor a 99, formato xx.x"
 - Altura inicial (cm): * (text input: 102.4) with a help icon: "Altura inicial en cm, menor a 200, formato xxx.x"
 - Fecha de ingreso: (dropdown: 7/17/20)
- Information icon: "Si lo desea puede agregar observaciones que crea relevante"
- Text area for "Observaciones:" containing the text: "Paciente ingresa con síntomas leves. Se realiza primera toma de medidas y se analiza su evolución."
- Information icon: "Se creará automáticamente un archivo cccccc.csv donde encontrará la información registrada, siendo cccccc la cedula del paciente ingresado"
- "Ingresar datos" button (with a plus icon)
- "Atrás" button (with a left arrow icon)

Figura 5.3: Pestaña para el ingreso de pacientes.

Modificación de datos

Aquí es posible modificar los datos previamente ingresados de un paciente en particular. Especificando la cédula y seleccionando que parámetro requiere modi-

5.2. Funciones implementadas

ficar, el usuario es capaz de editar tanto el nombre, como el peso y/o altura del paciente.

Para esto el usuario debe seleccionar desde la lista de opciones el parámetro a modificar, marcando la casilla respectiva, se desplegará la ventana de edición correspondiente al item elegido, como se ve en las figuras 5.4 y 5.5

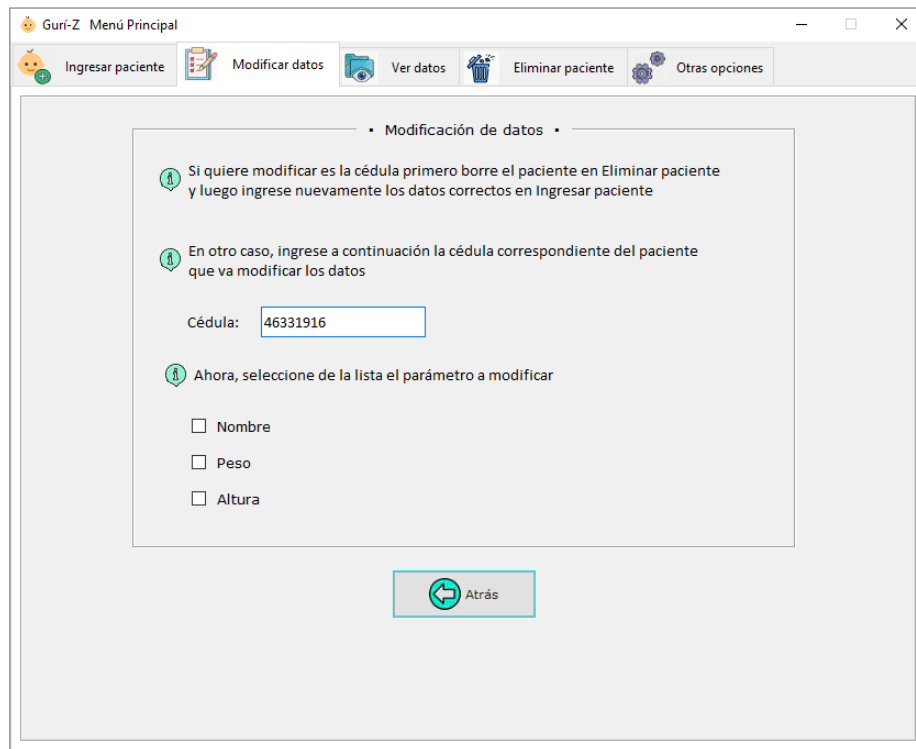


Figura 5.4: Pestaña de modificación de datos - selección.

Consulta de datos

A través de esta pantalla, el usuario puede visualizar en pantalla los datos previamente cargados de un paciente y sus medidas de impedancia y cantidad de líquido realizadas, exportar dichas medidas a un archivo CSV y/o ver la ficha con los datos que ingresó la primera vez (el archivo que se crea con las observaciones).

Las medidas se almacenan en un archivo en formato CSV, en la misma carpeta donde se encuentra el ejecutable de la aplicación, con el nombre “medidas_paciente_XXXXXXX” siendo XXXXXXXX la cédula del paciente del cual se solicitan los datos.

Como se ve en la imagen 5.7 la información aparece en una nueva ventana, donde es posible desplegar los ítems y ver los datos personales del paciente y todas

Capítulo 5. Diseño de Software



Figura 5.5: Pestaña de modificación - edición del nombre.

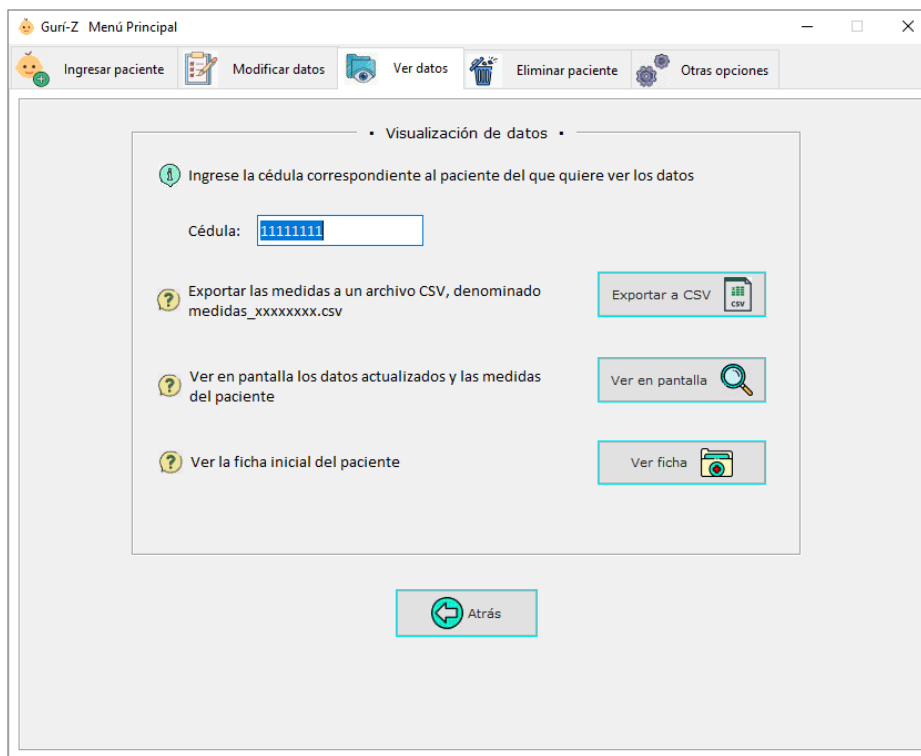


Figura 5.6: Pestaña correspondiente a la visualización de datos.

5.2. Funciones implementadas

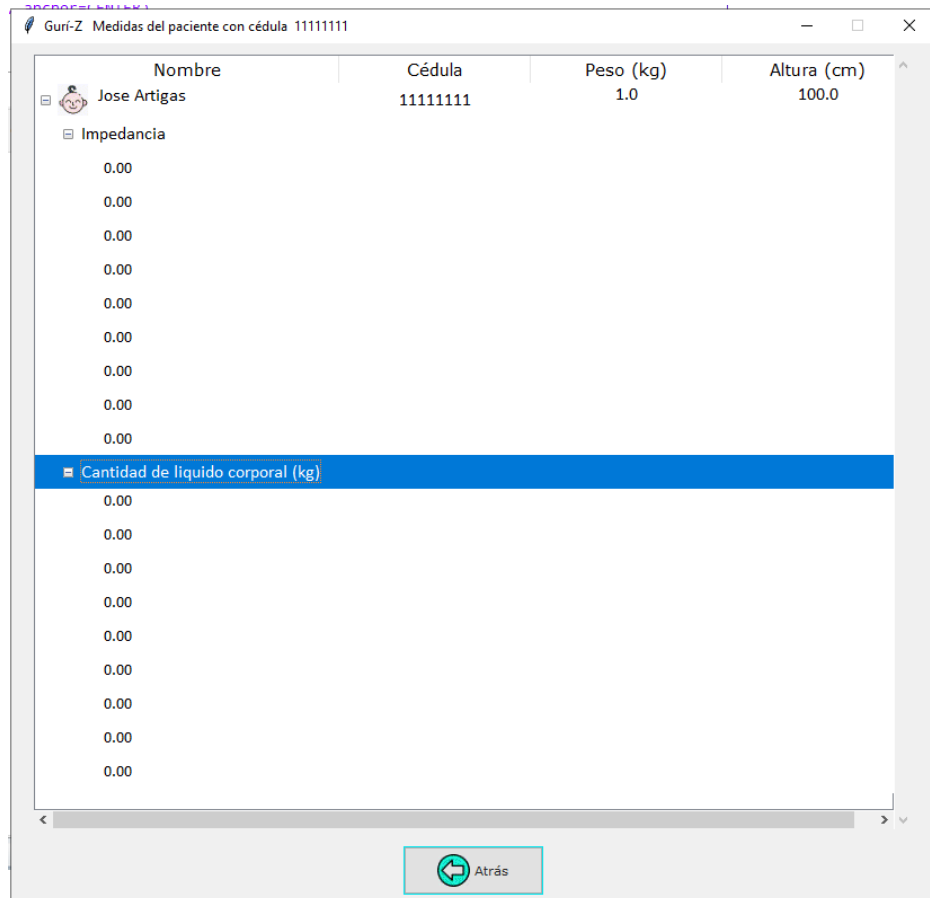


Figura 5.7: Ventana de visualización de datos y medidas de un paciente.

las medidas realizadas al momento por el dispositivo. En esta pantalla se muestran valores cero tanto para la impedancia como para la cantidad de líquido corporal porque aún no se han ingresado medidas para el paciente en cuestión.

Eliminación de datos

En esta ventana, es posible eliminar por completo los datos ingresados de un paciente, además de sus medidas de impedancia y cantidad de líquido total asociadas. Al ingresar la cédula y presionar "Borrar datos", se eliminan todos los archivos relacionados al paciente en cuestión y todo su registro en el dispositivo.

Esta operación solicita previamente, una confirmación, para evitar que el usuario médico elimine la información y los archivos del paciente, sin quererlo.

Configuración de la cantidad de muestras a promediar

También se permite editar la cantidad de muestras a tomar, para ser promediadas posteriormente. Se solicita por tanto el número n de muestras que se desean

Capítulo 5. Diseño de Software

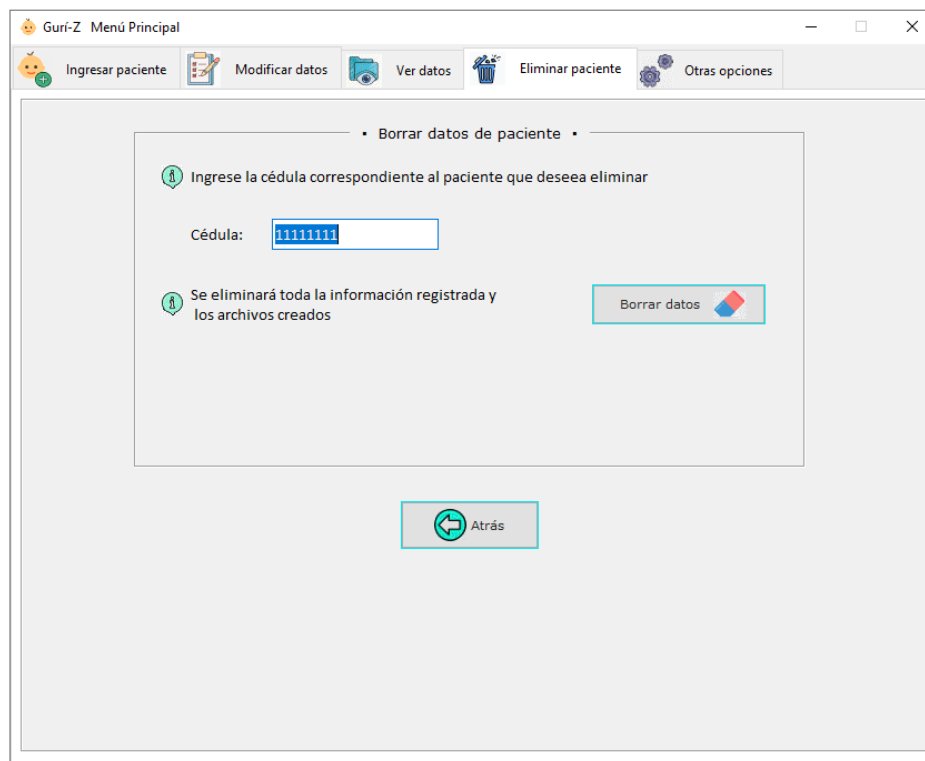


Figura 5.8: Pestaña para eliminar la información de un paciente.

recabar.

5.2. Funciones implementadas

paciente

Modificar datos

Ver datos

Eliminar paciente

Otras opciones

Cantidad de muestras a promediar

Ingrese la cantidad de muestras que quiere adquirir

Numero de muestras:

Aceptar

Atrás

Figura 5.9: Pestaña de configuración del número de muestras.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 6

Diseño Mecánico

6.1. Descripción general

En este capítulo se describe el diseño mecánico del dispositivo y del cable que conecta el dispositivo con el paciente.

El diseño se creó contemplando los requerimientos y teniendo en cuenta que su uso está previsto en un ambiente hospitalario. Además se intentó conseguir un diseño funcional e intuitivo para el usuario médico, procurando reducir el tamaño lo máximo posible de forma que sea fácilmente maniobrable.

6.2. Diseño del dispositivo

Carcasa

Para la carcasa del dispositivo se eligió una caja plástica con compartimento para 2 pilas AA, marca *OKW* [29]. A continuación se detallan las especificaciones técnicas de la caja:

- **Modelo:** A9073207 DATEC-MOBIL-BOX S, VERS. II.
- **Material:** ABS (UL 94 HB).
- **Color:** off-white RAL 9002.
- **Tamaño:** 152x83x33.5 mm.
- **Clase de protección:** IP 65.

A la caja se le realizaron 4 perforaciones: para el display, USB, switch y conector LEMO. En la figura 6.1 se expone el dispositivo con la carcasa adaptada para el proyecto.



((a)) Parte delantera del dispositivo



((b)) Parte trasera del dispositivo

Figura 6.1: Diseño mecánico del dispositivo

Conectores

Para la conexión USB (Universal Serial Bus) se usó un conector micro-USB 2.0 modelo 10118194-0001LF [23]. Al mismo se conecta un cable que posee una terminal micro-USB y otra USB.

Para conectar el cable de paciente se eligió un conector LEMO circular hembra de 6 pines modelo PLG.M0.6GL.LG [25].

En la imagen 6.2 se muestra ambos conectores acoplados al dispositivo.

El conexionado desde el PCB hasta el conector LEMO se realiza por medio de cuatro cables. Los mismos van soldados por un extremo a los cuatro pines del

6.2. Diseño del dispositivo



Figura 6.2: Conectores del dispositivo.



Figura 6.3: Interruptor del dispositivo

PCB y por el otro extremo a cuatro pines del conector ensamblado en la carcasa.

Interruptor

Para el apagado/encendido del dispositivo se seleccionó un toggle switch modelo 7101P3YZQE [21] que posee la funcionalidad On/Off. El mismo se puede visualizar en la imagen 6.3.

El conexionado del switch se realiza también mediante cables soldados a los pines. El pin 1 del switch se conecta a la conexión positiva del compartimiento de pilas, el pin 2 al pin del PCB correspondiente a V_{CC} y el pin 3 se deja libre.

Por último, el pin del PCB correspondiente GND se conecta a la conexión negativa del compartimiento, para cerrar el circuito de alimentación.

Dimensiones, masa y protección

- Dimensiones: 180x100x44 mm \pm 1 mm
- Masa: 0.212 Kg \pm 0.001 Kg
- Grados de protección: IPx1



Figura 6.5: Diseño del cable de paciente

6.4. Diseño para la manufactura

Luego de seleccionada la carcasa, se diseñó el PCB del dispositivo teniendo en cuenta ciertas características en relación al ensamblaje.

Entre las mismas se encuentran: forma y dimensiones del PCB, posición de los conectores externos, limitación de alturas de componentes y zonas libres de componentes definidas para anclaje.

Por otra parte también se tuvo que evitar la existencia de posibles interferencias mecánicas entre la placa y la carcasa.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 7

Prototipo

7.1. Descripción general

En esta sección se describe el prototipo realizado con el objetivo de probar y evaluar los bloques diseñados en una primera etapa. Posteriormente en base al desempeño de los mismos, se procedió a implementar el dispositivo definitivo, realizando las modificaciones pertinentes y adicionando los bloques faltantes.

En el prototipo, se utilizó el Launchpad MSP-EXP430F5529LP, el Display Kentec QVGA K350QVG-S1 y se construyeron tres placas PCB por separado, correspondientes al circuito de estímulo, de sensado y al de alimentación. Se describen a continuación el diseño de estas tres placas y finalmente su integración con el Launchpad y el Display.

7.2. Estímulo

El bloque de estimulación se implementó mediante una configuración de puente H, una fuente de corriente y un transistor pMOS para encender o apagar dicha fuente. En la figura 7.1 se observa el esquemático correspondiente al circuito de estímulo.

Puente H

Para la implementación del puente H se utilizó la llave analógica ADG1612BRUZ de Analog Devices. Esta consiste en cuatro switches SPST (Single Pole, Single Throw), cuyas entradas lógicas son controladas desde el Launchpad.

Se alimentó la llave entre 3.3 V y GND (single supply). De esta manera, de la hoja de datos se obtiene una resistencia R_{ON} típica entre terminales de 3.2Ω .

Cada vez que se requiere cerrar las llaves uno y dos para el estímulo con el pulso positivo, se envía por el puerto 1.5 del microcontrolador un uno lógico. De

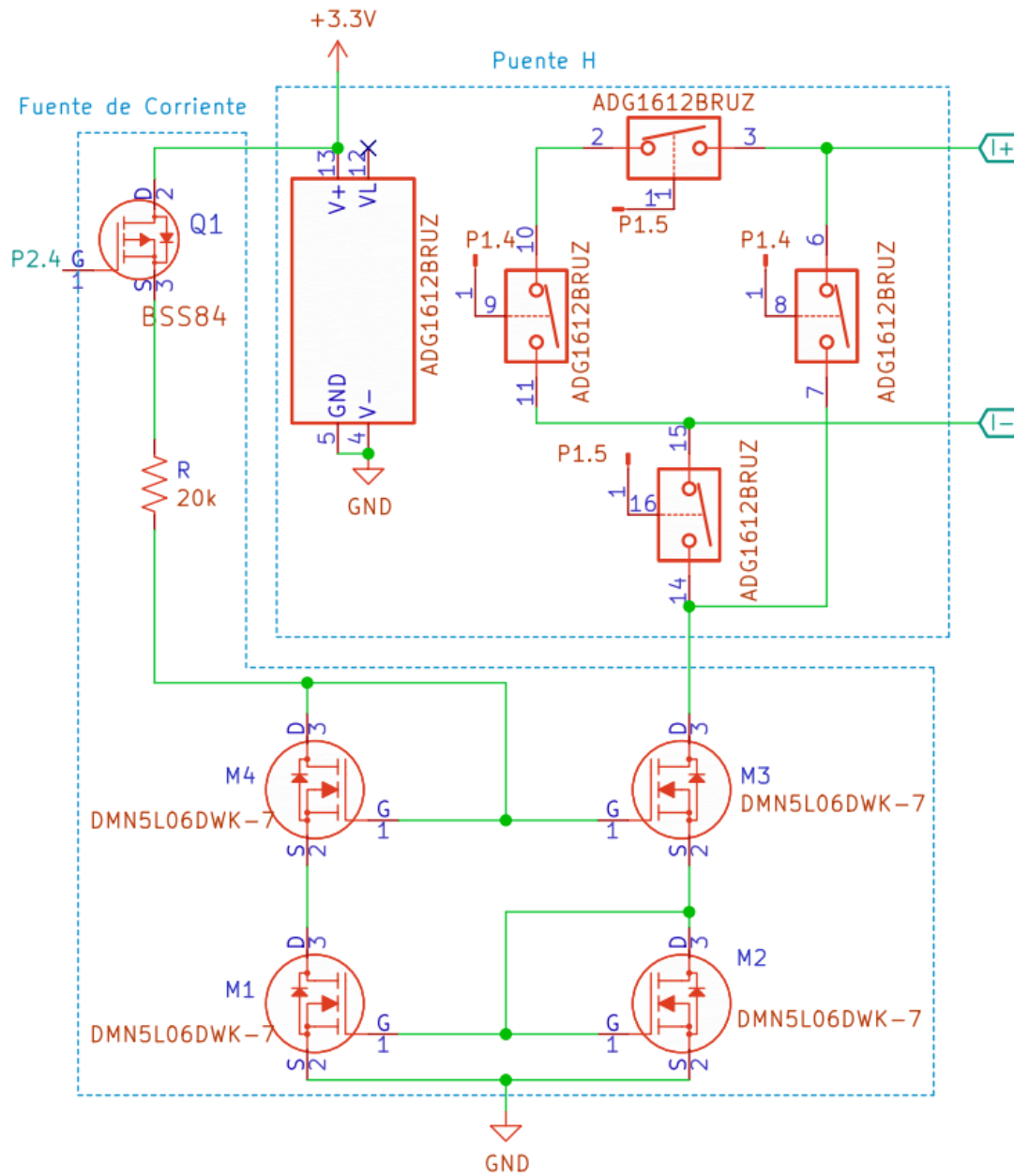


Figura 7.1: Esquemático del circuito de estímulo implementado en el prototipo.

igual forma, cada vez que se deben cerrar las llaves tres y cuatro, se envía por el puerto 1.4 un uno lógico, entregando así un pulso negativo. A continuación se muestra un diagrama ilustrativo del puente H implementado.

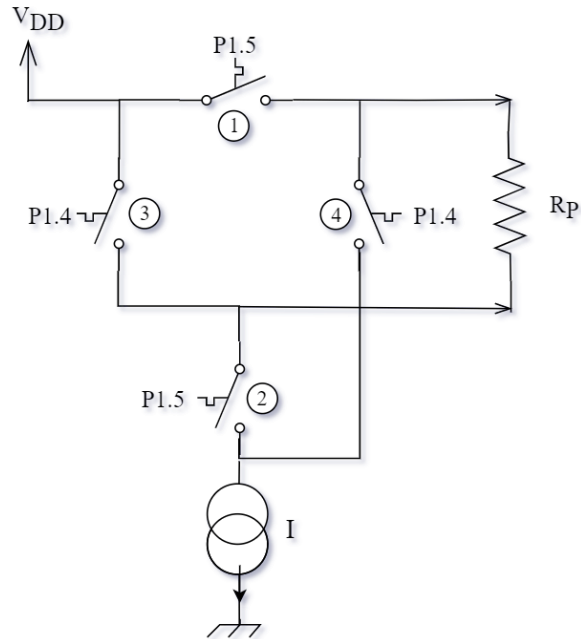


Figura 7.2: Diagrama del puente H utilizado para el bloque de estimulación.

Fuente de Corriente

La fuente de corriente se realizó con un espejo de corriente Wilson modificado. La configuración de éste se muestra en la figura 7.3. Se utilizaron cuatro transistores nMOS modelo DMN5L06DWK-7 de Diodes Incorporated, cuyos parámetros se extrajeron de simulaciones Spice características de dicho modelo.

Se optó por esta configuración con el fin de mejorar las características propias de un espejo de corriente simple de dos transistores nMOS. El espejo Wilson modificado provee de una mayor resistencia de salida vista desde el drain de M3, que brinda más independencia de la carga que se le conecta a la fuente, logrando que sea más estable. Aproximadamente la misma resulta en:

$$R_{out} \simeq (g_m r_{03}) r_{02}$$

donde generalmente el factor $(g_m r_{03})$ es mucho mayor a la unidad, teniendo así un incremento de la impedancia vista desde este nodo.

Una desventaja de esta configuración es que el rango de voltaje de salida se reduce dado que se deben agregar los transistores M3 y M4, propios de la configuración de Wilson. Esto hace que el rango en el cual puede excursionar la salida se

Capítulo 7. Prototipo

vea limitado a

$$V_{omin} = V_{GS1} + V_{DSAT3} = V_{Th} + V_{DSAT1} + V_{DSAT3}$$

La corriente de polarización se fijó con una resistencia, alimentada desde 3.3 V, así la corriente resulta en

$$I = \frac{3.3V - V_{D4}}{R}$$

Se buscó obtener una corriente de 100 μ A por lo cual se realizaron los siguientes cálculos a fin de obtener el valor de la resistencia R:

$$\begin{aligned} 100\mu A &= I_{Ref} = I_{D4} = \frac{1}{2}\mu C_{ox} \frac{W}{L} (V_{GS4} - V_{th})^2 \\ &= \frac{3,3V - V_{G4}}{R} \end{aligned} \quad (7.1)$$

$$I_{D1} = \frac{1}{2}\mu C_{ox} \frac{W}{L} (V_{GS1} - V_{th})^2$$

Suponiendo $I_{D1} \simeq I_{D4}$ lo que equivale a despreciar la corriente de gate se tiene que $I_{D1} \simeq I_{Ref} \Rightarrow I_{D1} \simeq 100\mu A$

$$\Rightarrow V_{GS1} = \sqrt{\frac{2 * 100\mu A W}{\mu C_{ox} L}} + V_{Th} \Rightarrow V_{G1} \simeq 1,23V$$

Como $I_{D1} = I_{D4} \simeq V_{GS4} \simeq V_{GS1} \Rightarrow V_{GS4} \simeq 1,23V$

\Rightarrow En 7.1:

$$R = \frac{3,3V - 1,23V}{100\mu A} = 20,7k\Omega$$

Finalmente se usó $R = 20k\Omega$

Para tener la fuente de corriente encendida únicamente en los momentos correspondientes al estímulo se agregó el transistor pMOS BSS84, cuyo gate fue conectado al puerto P2.4 del microcontrolador. De esta forma enviando un cero lógico desde el microcontrolador el transistor pMOS se activa conectando a V_{DD} la resistencia R, polarizando el espejo con la corriente deseada.

Podría suceder que se encienda la llave de la fuente de corriente y todas las ramas del puente H están apagadas. Esta situación se debería evitar debido a un gasto de energía innecesario, sin embargo el paciente está seguro por la desconexión simultánea de las cuatro llaves.

7.3. Sensado

Para la parte de sensado, se empleó en primera instancia el amplificador INA122 de Texas Instruments y el potenciómetro digital MCP41010 de Microchip. El objetivo principal a la hora de elegir los componentes de este bloque fue agregar la

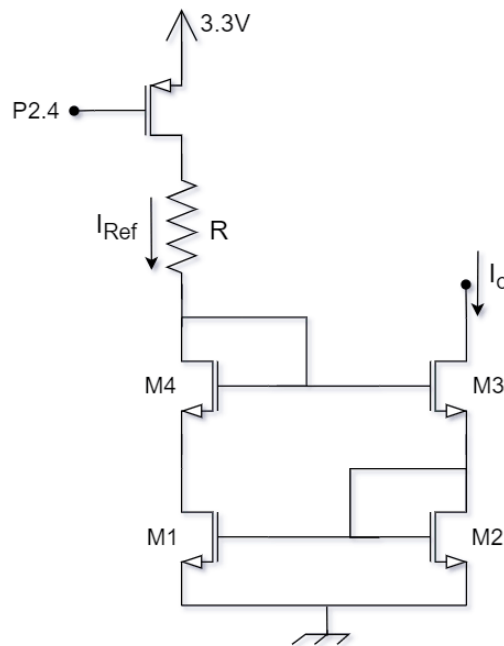


Figura 7.3: Espejo de corriente Wilson

funcionalidad de tener ganancia ajustable desde el microcontrolador. Por lo cual se decidió utilizar dicho potenciómetro conectado al amplificador y comandado desde el microcontrolador.

Sin embargo, este diseño no fue suficiente debido a que no es posible sensar señales negativas con una alimentación entre tierra y V_{DD} . Para solucionar dicho inconveniente se agregó un offset a la señal de salida V_{out} , lo cual se llevó a cabo colocando una tensión no nula en la entrada V_{ref} del amplificador. La tensión V_{ref} elegida fue $V_{DD}/2 = 1,65 V$. Se observa en la figura 7.4 el esquemático del circuito de sensado completo.

Amplificador

El amplificador elegido se trata de un amplificador de instrumentación que tiene la configuración mostrada en la figura 7.5. Como se observa de la imagen, la ganancia se ajusta mediante una resistencia externa R_G , la cual en este caso corresponde al potenciómetro digital.

De esta manera, variando R_G se puede obtener la ganancia deseada, siguiendo la relación de la ecuación 7.2.

$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G} \quad (7.2)$$

Capítulo 7. Prototipo

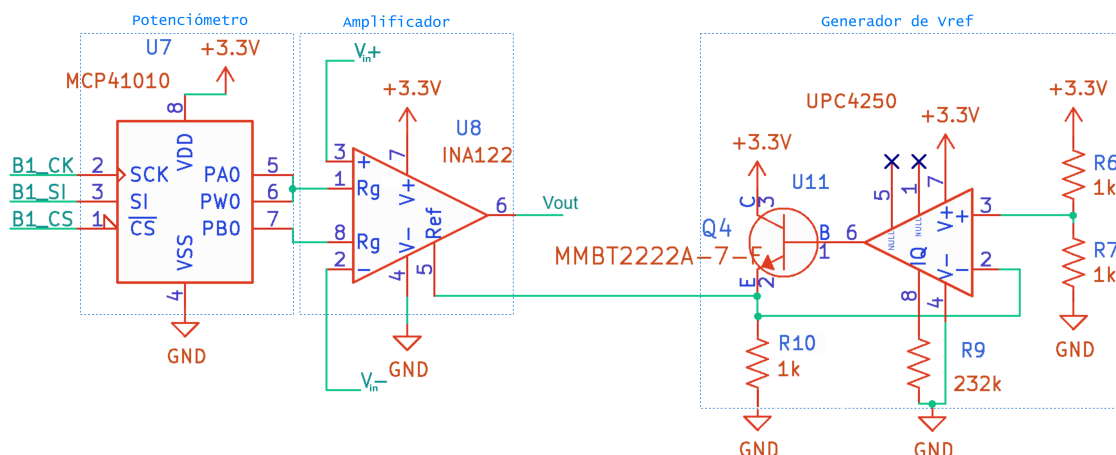


Figura 7.4: Esquemático del circuito de sensado diseñado para el prototipo.

Por ejemplo, para obtener una ganancia $G=50 \text{ V/V}$, se debe programar R_G de forma que su valor sea $4,5 \text{ k}\Omega$.

Potenciómetro digital

Se decidió utilizar el potenciómetro digital MCP41010, el cual es controlado por el microcontrolador a través del protocolo de comunicación SPI. En este caso el MSP430F5529 actuó como maestro y el potenciómetro como esclavo.

La configuración SPI realizada fue la siguiente:

- SCLK (Serial Clock)
- SSTE (Chip Select)
- SIMO (Master Output Slave Input)

El fondo de escala del potenciómetro es de $10 \text{ k}\Omega$, esto delimita un valor de ganancia mínima igual a $G=25 \text{ V/V}$.

El primer byte recibido corresponde al byte de comando y el segundo corresponde al byte de datos, que indica el valor de la resistencia.

El componente tiene dos modos de funcionamiento, el que más se adaptaba a la necesidad del proyecto es *Rheostat Mode*, por lo tanto se realizó la conexión para dicha configuración.

Para hallar el valor a enviar al Serial Data Input se debe realizar el siguiente cálculo:

$$D_n = \frac{256}{R_{AB}}(R_{WB} - R_W) = \frac{256}{10 \text{ k}\Omega}(R_{WB} - 52 \Omega)$$

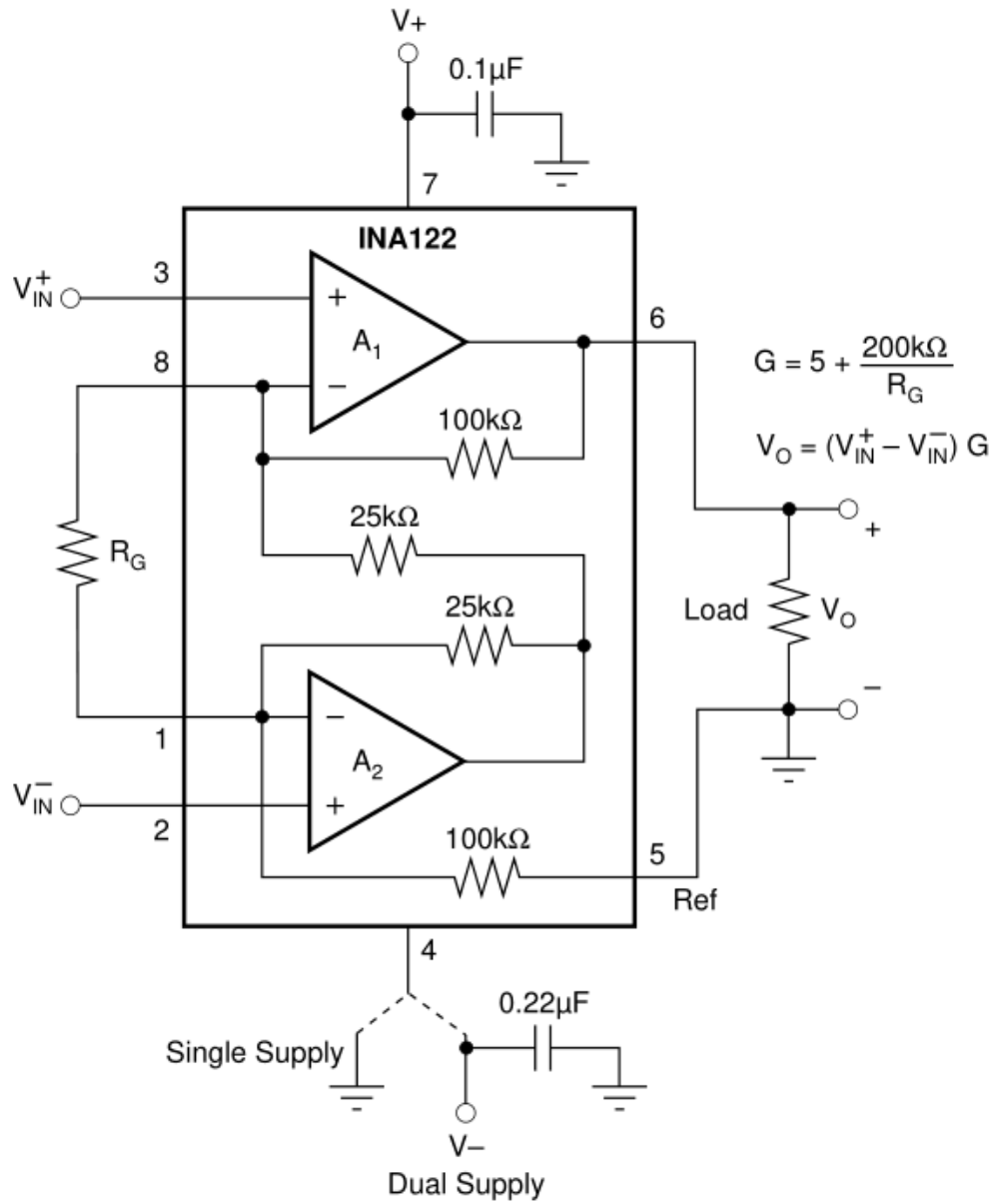


Figura 7.5: Conexiones básicas del INA122.

Capítulo 7. Prototipo

Generador de Vref

Para generar la tensión de referencia V_{ref} se utilizó un divisor de tensión que reduce de 3.3 V a 1.65 V, un amplificador seguidor $\mu PC4250$ y un transistor bipolar $MMBT2222A$ que funciona como fuente de corriente.

Luego la señal resultante del generador de V_{ref} se conecta al pin de referencia del amplificador INA122.

De esta forma la salida del circuito de sensado queda referenciado a dicho nivel. Para obtener el valor real de la señal sensada, se debe restar V_{ref} .

7.4. Alimentación

La alimentación del prototipo debía ser capaz de proveer a partir de los 3 V correspondientes a dos pilas AA en serie, los 5 V necesarios para alimentar el Launchpad MSP430F5529LP. Se empleó por tanto un elevador de tensión (step up) y conectado a su salida, un regulador de 5 V.

En la figura 7.6 se observa el esquemático diseñado para alimentar el prototipo.

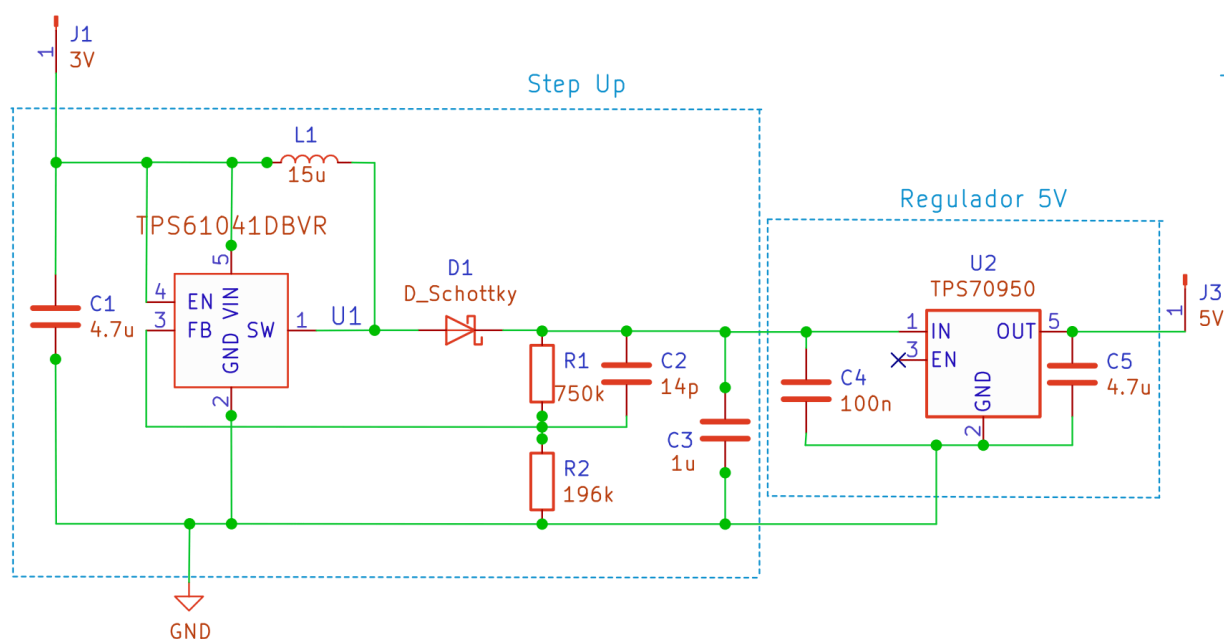


Figura 7.6: Esquemático del circuito de alimentación.

Step up

Para aumentar la tensión desde las pilas hasta los 5 V, se colocó el step up TPS61041DBVR de Texas Instruments.

A fin de que el regulador lineal funcione correctamente, se necesita que el step up entregue 5 V más un cierto voltaje V_{DO} el cual depende del regulador.

Para elegir los componentes externos necesarios para que el convertidor logre elevar la tensión, se empleó la herramienta WEBENCH Power Designer, disponible en la web de Texas Instruments.

En esta aplicación es posible indicar el componente a utilizar (en este caso TPS61041DBVR), la tensión de entrada, la tensión de salida deseada y la corriente demandada por el terminal de salida. Ingresando estos parámetros, se simula el circuito y se obtienen los valores de los componentes adecuados.

Regulador 5 V

Como el voltaje de salida de los step up es ruidoso, se decidió utilizar un regulador lineal de voltaje a la salida del mismo. Para ello se eligió un regulador de tensión de 5 V, ya que se quiere alimentar al Launchpad a dicho nivel de tensión. Se utilizó el integrado TPS70950, también de la compañía Texas Instruments.

El regulador de voltaje, acepta una tensión de entrada, la cual regula hasta cierto voltaje de salida deseado, de esta forma se logra mantener un nivel de tensión constante.

Para que el regulador genere su voltaje nominal, debe recibir un voltaje de entrada más alto que este último. La mínima caída de voltaje entre la entrada y la salida, se conoce como voltaje de caída, V_{DO} (Drop Out Voltage).

En este caso el V_{DO} máximo es de 0.5 V a una corriente de salida de 50 mA. Por lo tanto se dimensionó el step up de forma que a la entrada del regulador se tengan aproximadamente 6 V.

Nuevamente para seleccionar los condensadores externos de forma que el regulador provea los 5 V a su salida, se empleó la herramienta WEBENCH Designer.

7.5. Integración

Una vez fabricadas las tres placas detalladas, se procedió a probarlas en conjunto con el Launchpad

En primera instancia se probó el circuito de estimulación. Para ello se conectó los pines del Launchpad que fueron programados para el control de las llaves y de la fuente de corriente, con sus respectivos pines a la placa de estimulación. Esto es el puerto P1.4 a los pines de control de las llaves que conforman el pulso negativo, el puerto P1.5 a las que conforman el pulso positivo y el P2.4 al transistor que

Capítulo 7. Prototipo

prende y apaga la fuente de corriente. Luego, se conectó una resistencia de prueba entre las salidas I_+ e I_- de la placa y con las puntas del osciloscopio en los bornes de la misma se pudo visualizar el pulso de estimulación.

Con el objetivo de probar la placa de sensado, se conectó a los pines del potenciómetro Chip Select, Slave Input y Serial Clock, las señales provenientes del Launchpad con dicha configuración. Además se conectó la salida del circuito de sensado (salida del amplificador), al canal de entrada del ADC del μC .

Colocando una resistencia de valor conocido que simule la resistencia del paciente, se pudo ver en los registros del ADC que la señal sensada se correspondía con el valor de la resistencia y la ganancia programada.

Para probar el circuito de alimentación, se utilizó un compartimiento para pilas alcalinas 2AA, el cual se conectó al pin de entrada de la placa de alimentación (entrada del step up). Luego, la salida de la placa (salida del regulador de 5V) se conectó al pin del Launchpad correspondiente a 5V.

Posteriormente se pasó a sensar con un osciloscopio los pines del Launchpad y se probó el display en funcionamiento. De esta forma se comprobó que sin ningún otro tipo de alimentación de la placa en cuestión, el Launchpad funcionara de manera correcta.

Capítulo 8

Verificación y Validación

Este capítulo resume la verificación de los requerimientos del sistema global expuestos en el capítulo 2 y la validación del dispositivo final.

Es relevante mencionar que los requerimientos detallados enunciados en el capítulo 2 no son exhaustivos por ende la verificación realizada es incompleta e informal. Se centra en verificar que el sistema funcione con las características delineadas por los requerimientos en contraposición a presentar la verificación para cada requerimiento expuesto en 2.

Siguiendo la misma línea para realizar una validación completa (es decir demostrar que el sistema es capaz de realizar la tarea que tiene como cometido), se necesitan ensayos con una cantidad de pacientes significativa. Además de tests que involucren intervalos de tiempo prolongados para poder observar el comportamiento del sistema en el largo plazo.

Esto resulta fuera del alcance del presente proyecto principalmente por dos razones, el acceso a una cantidad grande de pacientes es dificultoso en Uruguay por los números que se manejan en los CTI pediátricos y la época del año en que se presentan. Eso se mezcla con los tiempos del propio proyecto que no permitieron pruebas en pacientes pediátricos. Sin embargo se realizaron pruebas en solución salina simulando el tejido humano para la medida de impedancia transtorácica y así contar con un testeado del sistema "punta a punta": electrodos, dispositivo y sistema de carga y descarga de datos.

8.1. Verificación

8.1.1. Circuito de alimentación

En primera instancia se probó este circuito para comprobar que la placa estaba siendo alimentada correctamente. El objetivo de este circuito es generar 5 V y 3.3 V lo suficientemente estables para alimentar al display con los dos voltajes y el resto

Capítulo 8. Verificación y Validación

de los circuitos únicamente con el segundo.

Generación de 5 V

Como ya fue descrito anteriormente en el capítulo 3, para generar este voltaje se utiliza la alimentación de las baterías, luego un step up y un regulador de 5 V. La prueba consistió en la observación de la salida del regulador en un osciloscopio para registrar el nivel de voltaje, la estabilidad de la señal, el ruido y ripple que presenta.

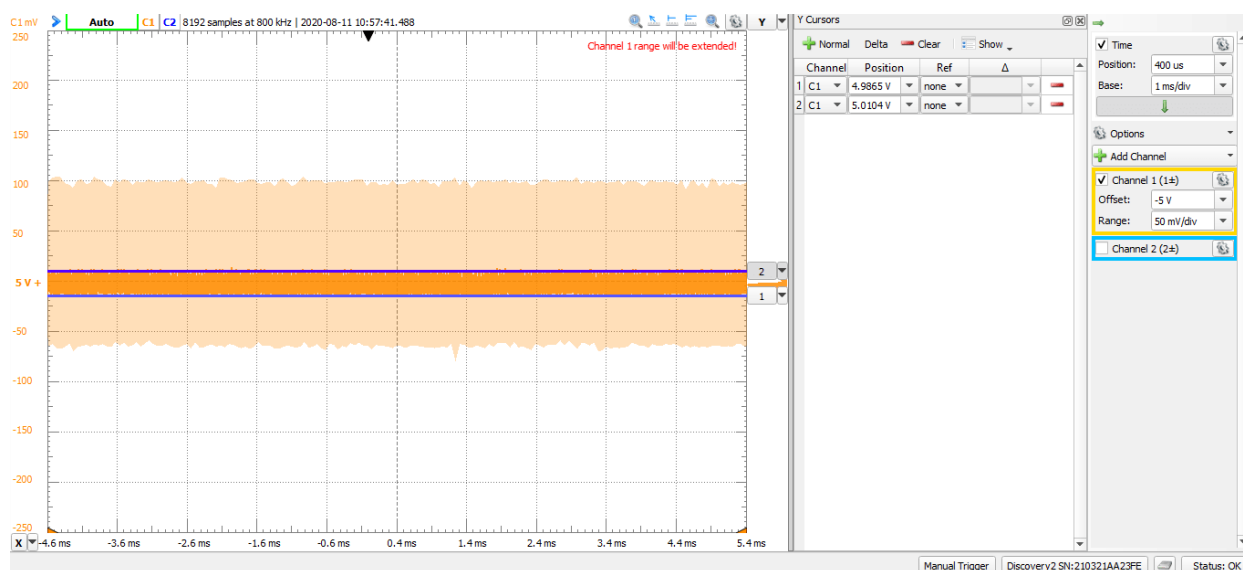


Figura 8.1: 5 volts generados por el circuito de alimentación.

En la figura 8.1 se muestran los resultados, se aclara que se le puso un offset negativo a la señal para poder apreciarla en pantalla de manera precisa, el instrumento tiene una apreciación de 0.005 V en la escala utilizada. Se puede observar cómo la salida del regulador tiene el valor deseado en forma constante. La señal presenta un ruido de amplitud 0.0124 V en torno a su valor esperado. Siendo 400 veces más pequeño que el valor esperado se entiende que no implica un problema para los circuitos a ser alimentados, el regulador cumple su función.

Generación de 3.3 V

El análisis y las condiciones del instrumento son completamente análogos al caso anterior, como ya fue descrito anteriormente en el capítulo 3 para generar este voltaje se utiliza un regulador de 3.3 V conectado a la salida del regulador de 5 V. Se observa la salida del regulador de 3.3 V en el osciloscopio para registrar nivel de voltaje, la estabilidad de la señal, el ruido y ripple que presenta.

8.1. Verificación

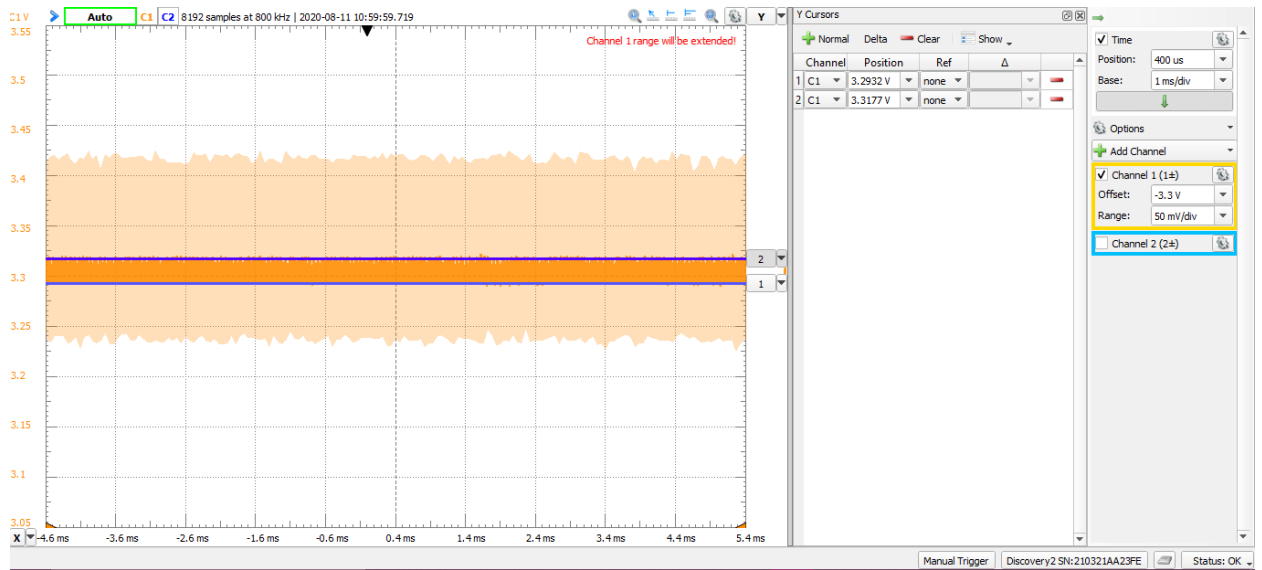


Figura 8.2: 3.3 volts generados por el circuito de alimentación.

En la figura 8.2 se muestran los resultados y se ve como la salida del regulador tiene el valor deseado en forma constante. La señal presenta un ruido de amplitud 0.01045 V en torno a su valor esperado. Siendo 300 veces más pequeño que el valor esperado se entiende que no implica un problema para los circuitos a ser alimentados, el regulador cumple su función.

8.1.2. Circuito de estímulo

El circuito de estímulo es una parte fundamental de la placa ya que controla las condiciones a las que se somete al paciente durante la medida, durante cuánto tiempo se estimula, con qué corriente de estimulación, con qué forma de pulso.

Como se desarrolló en los capítulos 3 y 4, desde distintas perspectivas, para realizar una medida el circuito de estimulación debe generar un pulso cada 100 ms hasta totalizar 100 pulsos. Es decir que una medida lleva 10 s.

Estos pulsos son bifásicos, de forma rectangular y cuentan con un intermedio entre fases donde no se estimula. Además se tiene una parte denominada prepulso que en conjunto con el intermedio cumplen la función de referenciar el paciente a un voltaje conocido. En la tabla 8.1, se resumen los tiempos teóricos de cada zona o etapa del pulso a ser verificados, donde el *interpulso* refiere al tiempo desde que empieza un pulso hasta que comienza el siguiente.

Capítulo 8. Verificación y Validación

Zona	Tiempos
Prepulso	5 ms
Fase positiva	152 μ s
Intermedio	152 μ s
Fase negativa	152 μ s
Interpulso	100 ms

Tabla 8.1: Tiempos teóricos del pulso.

Para poder realizar el testeo se conectaron las salidas de estimulación I+ e I- de la placa a una resistencia programable. De esta forma se tiene una resistencia conocida a la que se le entrega una corriente fijada por el circuito. Utilizando la Ley de Ohm se puede calcular la corriente entregada en base a examinar en el osciloscopio el voltaje en bornes de esta resistencia, también se pueden estudiar los tiempos que involucran al pulso. La configuración de esta prueba se muestra en la figura 8.3.

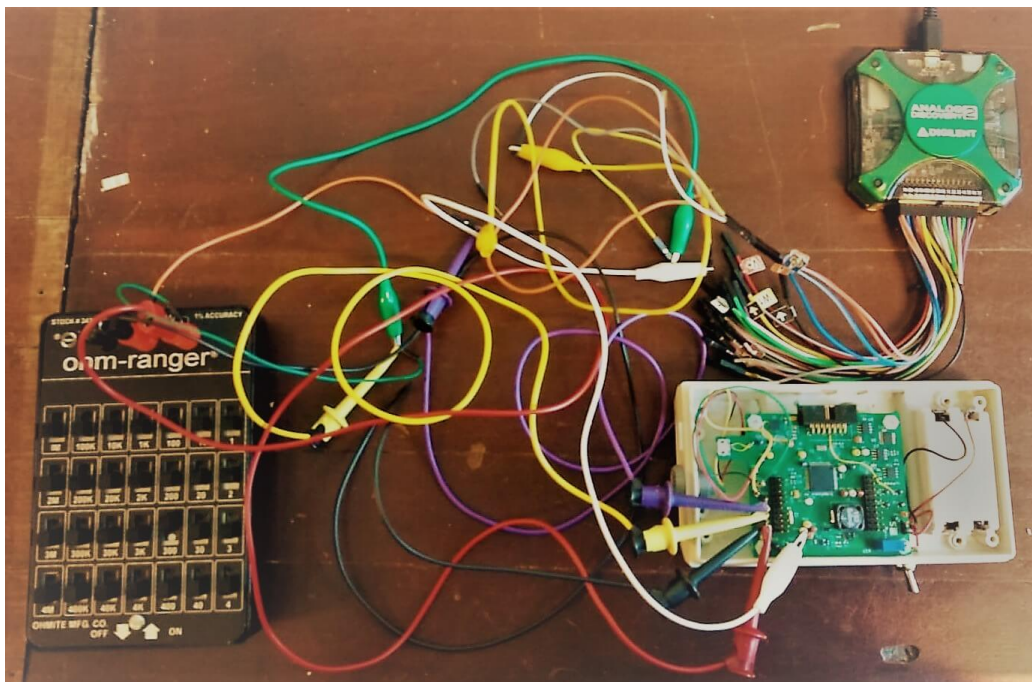


Figura 8.3: Configuración para las pruebas del circuito de estimulación.

Es relevante mencionar que para lograr mejor visualización en esta prueba se utilizaron las señales generadas por firmware de control del estímulo (P1.4, P1.5 y P2.4) como señales de disparo debido a que la magnitudes de las mismas permitían un manejo más simple del osciloscopio.

En adición se debe considerar que se utilizaron varios valores de resistencias para hacer estas pruebas. Sin embargo para no presentar el mismo análisis varias ve-

8.1. Verificación

ces, los resultados siguientes fueron obtenidos con una resistencia en bornes de las salidas de estimulación de $500\ \Omega$, al 1 %.

Tiempos interpulsos

En la figura 8.4 se visualiza parte del tren de pulsos emitidos para cierta medida realizarse cada 100.09 ms. Se cree que la diferencia de 0.09 ms es responsabilidad del instrumento de medida y no del tiempo programado en sí mismo. Si existe tiempos de demora en el firmware o en el hardware son despreciables frente a los 100 ms.



Figura 8.4: Tren de pulsos con distancia de 100ms interpulso.

Tiempos intrapulsos

En la figura 8.5 se visualiza un pulso completo. En primer lugar se ven claramente diferenciadas las cinco zonas descritas anteriormente en 8.1. En esta figura se mide el prepulso, con una escala de tiempos de 1 ms por división, con una apreciación de 0.1 ms. En la figura 8.6 se observan las siguientes etapas del pulso con más detalle. La tabla 8.2 contrasta los valores teóricos contra los experimentales y calcula el error para cada tiempo.

En primer lugar es importante registrar que la fase positiva y la fase negativa tienen tiempos iguales. Esto es de suma importancia a la hora de no entregar corriente continua al paciente. La separación que muestran con respecto a su valor teórico es de de 3,5 %.

Esta diferencia se explica debido a los tiempos de conversión del periférico ADC

Capítulo 8. Verificación y Validación

del microcontrolador. Es decir, la lógica en las fases de estimulación, es la siguiente: se cuentan 152 μs , en ese momento, con una adecuada estabilidad del pulso de estimulación, se realiza una medida, se convierte la misma a digital y luego se baja la llave de control de la fase correspondiente. El tiempo de muestreo y conversión son del orden de μs y de allí la diferencia. De todos modos no es relevante una diferencia porcentual mientras se mantenga la paridad de los tiempos de las fases positivas y negativas.

En segundo lugar el interpulso presenta un error de 0,66 %, esto se atribuye a la apreciación del instrumento ya que ésta y la separación del valor teórico coinciden. Y por último un mismo argumento se puede usar para el prepulso, el error se considera aceptable.



Figura 8.5: Pulso de estimulación completo

Zona	Tiempos teóricos	Tiempos relevados	Error porcentual
Prepulso	5 ms	4.99 ms	0,2 %
Fase positiva	152 μs	155.5 μs	3,5 %
Intermedio	152 μs	151.0 μs	0,66 %
Fase negativa	152 μs	155.5 μs	3,5 %

Tabla 8.2: Comparación teórica práctica de los tiempos intrapulso.

Corriente entregada durante el pulso

En las figuras del apartado anterior del circuito de estímulo se puede advertir un ruido homogéneo tanto en la fase positiva como en la negativa. El ruido tiene

8.1. Verificación

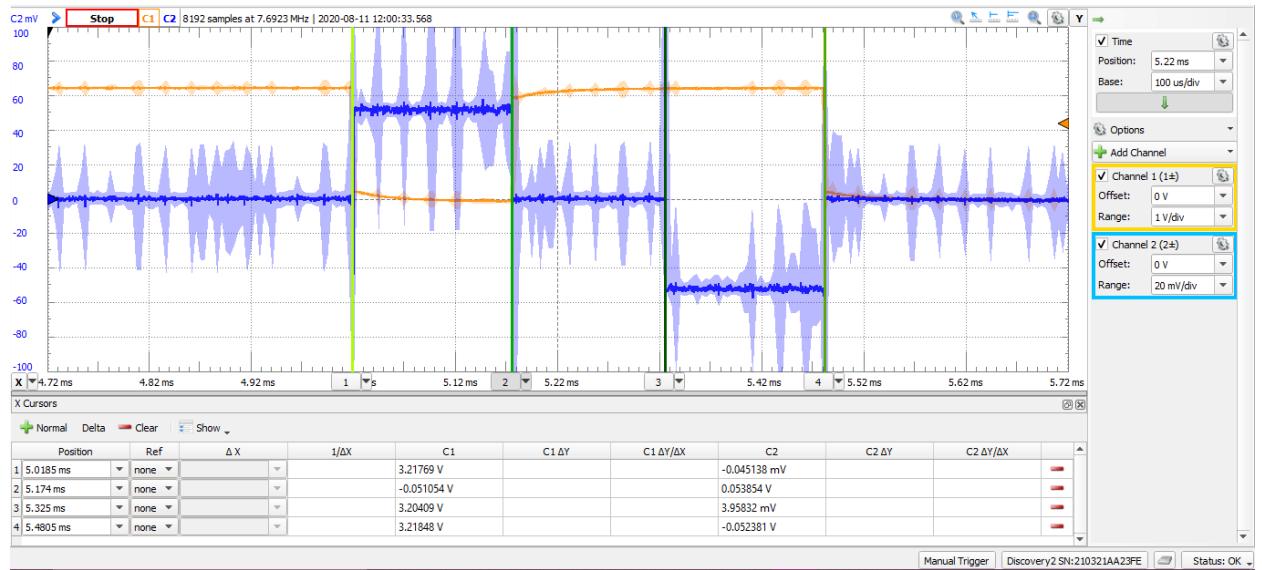


Figura 8.6: Pulso de estimulación fases de estímulo e intermedia.

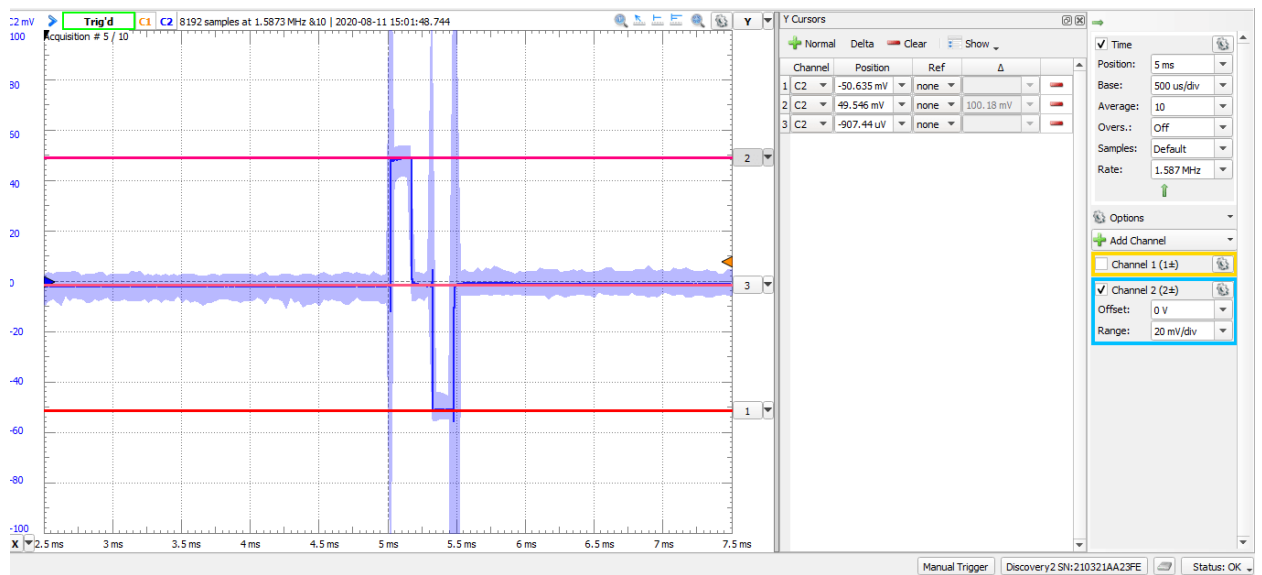


Figura 8.7: Pulso de estimulación con promedio de muestras.

su origen en la medida que se realiza y es responsabilidad del instrumento. Esto se constató cortocircuitando las terminales del osciloscopio y observando que la señal estaba levemente por encima de tierra. Para poder tener una estimación más exacta de la amplitud de la señal se realizó un promedio de 10 muestras en el osciloscopio y así obtener señales más uniformes. También se removió la señal de control del estímulo (P1.4).

De la figura 8.7 se puede obtener que $V_{pp} = 100.18 \text{ mV}$. Para calcular la co-

Capítulo 8. Verificación y Validación

riente con la que se está estimulando se debe realizar el cociente entre $\frac{V_{pp}}{2}$ y la resistencia entre bornes de las salidas de estímulo, $R = 500 \Omega$. Por tanto se obtiene que $I_{exp} = 100.18 \mu A$. Siendo el valor teórico de $I_{teo} = 100 \mu A$, se tiene un error de 0,18 %. Sabiendo que se trabaja con resistencias al 1 %, este error se considera aceptable y se confirma el funcionamiento correcto de la fuente de corriente.

Corriente DC

La corriente continua entregada al paciente se puede analizar tanto en el intrapulso como en el interpulso. En el intrapulso como ya fue mencionado en el apartado del estudio de tiempos las fases negativas y positivas tienen la misma duración, por tanto en el intrapulso no se está entregando corriente continua.

Mientras que para el interpulso se puede observar la figura 8.7, que indica un voltaje en continua de $-907.44 \mu V$. Sin embargo este offset es propio del instrumento de medida, porque cuando se cortocircuitan los bornes positivo y negativo del osciloscopio se presenta un offset de magnitudes similares. Por esto se puede concluir que al paciente no se le está entregando una componente de continua.

Otra prueba para confirmar una corriente continua nula es calcular el área debajo de la gráfica del pulso, durante todo el pulso (integrar la señal) y obtener como resultado cero. Como el instrumento introducía el offset mencionado y la integral de la señal no iba a resultar en cero se optó por no realizar este cálculo.

8.1.3. Circuito de sensado

Para el testeo del circuito de sensado se analizaron los valores obtenidos por el ADC del microcontrolador, habiendo conectado las salidas de estimulación I+ e I- y las entradas de sensado V+ y V- a los bornes de una resistencia programable. Al igual que para el circuito de estímulo, se realizaron las pruebas con varios valores de resistencia. Pero a modo de simplificar la descripción se muestran los resultados con dos valores de resistencia a sensar. Esto está pensado para que se les apliquen dos ganancias distintas y así poder verificar el funcionamiento de este circuito.

Caso con 900Ω

Según el algoritmo de calibración explicado en el capítulo 4 para una resistencia de 900Ω en una primera iteración se tiene un voltaje de decisión correspondiente al siguiente cálculo $V_z = 900 \cdot 100^{-6} \cdot 7 = 0.63 V$, por tanto se produce una iteración. Este nuevo voltaje de decisión es $V_z = 900 \cdot 100^{-6} \cdot 13,99 = 1.26 V$ que es mayor al umbral ($V_{umbral} = 0,7$) y por tanto la medida se realizará con una ganancia de $G = 13,99$.

En base al cálculo anterior, se debería observar un voltaje sensado por el bloque ADC que cumpla $V_{ppesperado} = 2.52 V$. El voltaje obtenido por el ADC es de $V_{ppobtenido} = 2.523 V$. Si se divide el voltaje obtenido entre 2, entre la corriente

8.1. Verificación

($I = 100 \mu\text{A}$) y la ganancia esperada ($G = 13,99$), se obtendría una resistencia de $R = 901,7 \Omega$. Este valor es coherente ya que se está usando una $R = 900 \Omega$ al 1 %.

Caso con 30Ω

De forma análoga al caso anterior para una resistencia de 30Ω se realizan cuatro iteraciones (se omiten los cálculos intermedios). En la iteración final se tiene un voltaje de decisión de $V_z = 30 \cdot 100^{-6} \cdot 89 = 0.267 \text{ V}$ este voltaje es menor al umbral, pero es la última ganancia a programar y por tanto la medida se realizará con una ganancia de $G = 89$.

En base al cálculo anterior se debería observar un voltaje sensado por el bloque ADC que cumpla $V_{ppesperado} = 0.534 \text{ V}$. El voltaje obtenido por el ADC es de $V_{ppobtenido} = 0.5395 \text{ V}$. Si se divide el voltaje obtenido entre 2, entre la corriente ($I = 100 \mu\text{A}$) y la ganancia esperada ($G = 89$), se obtendría una resistencia de $R = 30,31 \Omega$. Este valor es coherente ya que se está usando una $R = 30 \Omega$ al 1 %.

8.1.4. Batería

Medida de batería

Para el testeo de la medida de batería se utilizó un generador de continua reemplazando la batería formada de pilas, para simular distintos niveles y así no ser dependientes del real nivel de la batería, esperando su natural descarga. Los distintos niveles generados fueron constatados por los voltajes adquiridos por el ADC del microcontrolador.

- Nivel alto de batería

El generador fue seteado en 3,00 V, medido con osciloscopio en 3,04 V. El ADC sensó un voltaje de $V_{obtenido} = 3.07 \text{ V}$. Esta medida tiene un error de 0,99 %. Se considera un error pequeño y por ende aceptable. Los casos siguientes son totalmente análogos.

- Nivel intermedio de batería

El generador fue seteado en 2.6 V, el osciloscopio sensó un voltaje de 2,62 V. El ADC sensó un voltaje de $V_{obtenido} = 2.63 \text{ V}$. Esta medida tiene un error de 0,38 %.

- Nivel bajo de batería

El generador fue seteado en 2,1 V, con el osciloscopio midiendo 2,12 V. El ADC sensó un voltaje $V_{obtenido} = 2.14 \text{ V}$. Esta medida tiene un error de 0,94 %.

Capítulo 8. Verificación y Validación

Despliegue de batería

Se confirma que el despliegue de las barras en pantalla se realiza de forma correcta. En el siguiente apartado en la parte de las pantallas se puede observar cómo se muestra el nivel de batería hacia el usuario médico.

8.1.5. Display

Funcionalidad táctil

El requerimiento del uso táctil fue testeado directamente mediante el manejo del propio dispositivo a través del display. La navegación por los menús, el ingreso del peso y la altura de cada paciente se realiza con esta funcionalidad.

Pantallas

En referencia a la visualización del display se testearon y verificaron todas las pantallas diseñadas. En la figura 8.8 se procede a mostrar algunas pantallas relevantes.

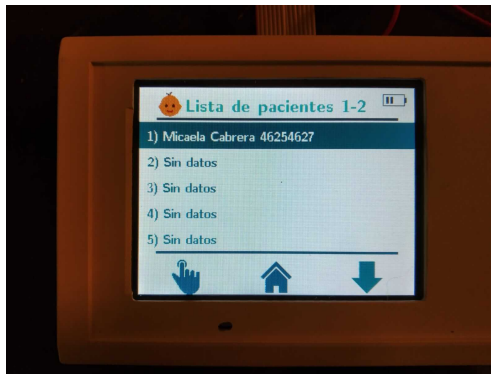
8.1.6. Diseño Mecánico

- La masa del dispositivo debía ser menor a 400g. Se midió la masa en una balanza con una apreciación de 1 g , la medida fue de 212 g, esto cumple con lo pedido.
- El tamaño diagonal de la pantalla es de 3.54 pulgadas y las dimensiones de la caja del dispositivo son: $9 \times 8,3 \times 3,5\text{cm}^3$. Estas medidas se realizaron con una cinta métrica de apreciación 0.1 cm. Los dos tamaños cumplen con los requerimientos.
- La caja cuenta con la conexión LEMO adecuada para complementar el conexionado del cable de paciente.
- La señalización de la caja y las pruebas para el rango de la temperatura de funcionamiento se dejaron para una etapa futura. Se consideraron requerimientos de baja prioridad.
- Con respecto a la caja, que debe clasificarse como IPx1 (no tiene protección específica contra sólidos pero la caja debe estar diseñada para evitar el ingreso de gotas verticales). Esto se debe testear, en particular, para los orificios del USB y del display.

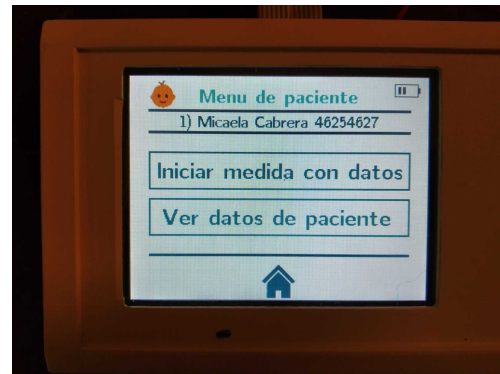
8.1.7. Cable de paciente

El cable de paciente cuenta con cinco cables, de los cuales se usarán cuatro, dos para conectar electrodos de sensado y dos para conectar electrodos de estimulación. La conexión al dispositivo es mediante LEMO, cumpliendo el requerimiento.

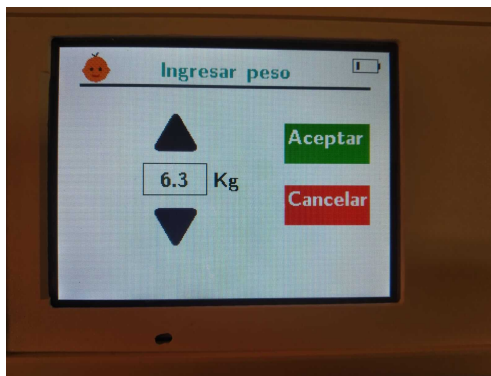
8.1. Verificación



Lista de pacientes 1-2



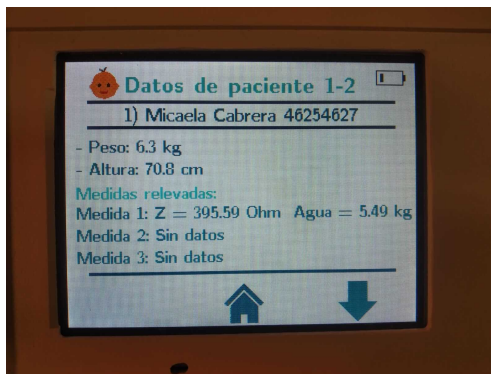
Menú personal de cada paciente



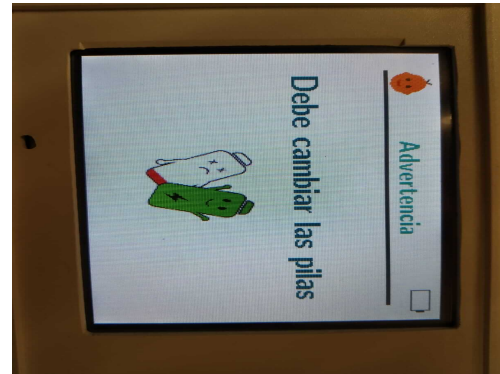
Ingreso de altura de cada paciente



Ingreso de peso de cada paciente



Resumen de los datos de paciente



Aviso Batería baja

Figura 8.8: Despliegue de ciertas pantallas del dispositivo.

También se tiene que el largo del cable es: 3.29 m, que es mayor a 0.8 m y menor a 3.5 m, cumpliendo lo solicitado. Estas medidas se realizaron con una cinta métrica de apreciación 0.1 cm.

Capítulo 8. Verificación y Validación

8.1.8. Sistema de carga de datos de paciente

Se verificó el cumplimiento con los requerimientos planteados: encendido interfaz, almacenamiento, creación de nuevo paciente, borrado de pacientes. En el capítulo 5 y en el Manual se describe el funcionamiento de dichas prestaciones. Asimismo, conectando un cable USB a la computadora se verificó que el sistema de carga de datos transfiere datos del dispositivo a la aplicación en el ordenador y viceversa, correctamente.

8.1.9. Consumo y longevidad

Consumo

Para realizar las pruebas de consumo se conectó una resistencia de prueba pequeña ($0,25\Omega$) en paralelo con un gran capacitor de prueba ($1000\mu\text{F}$). Luego esta impedancia fue conectada en serie con la batería para luego ir hacia la placa. Con el osciloscopio se sensó la caída de voltaje en la resistencia de prueba para obtener la corriente consumida.

Se eligió una resistencia muy pequeña porque en base a las pruebas preliminares se esperaban consumos elevados. La resistencia pequeña asegura que un consumo de corriente alto no implique una gran caída de voltaje en el R-C (esto haría que no llegue la alimentación necesaria a la placa). El valor de capacitor grande se utiliza para poder detectar picos de consumo.

Con la anterior configuración para las pruebas se consideraron dos escenarios de uso:

- Display conectado con backlight encendido sin LPM4: $V_{R-C} = 22,60\text{mV}$, considerando la resistencia de $0,25\Omega$, hay una $I_{CB} = 90,40\text{mA}$.
- Display conectado con backlight apagado con LPM4: $V_{R-C} = 8,37\text{mV}$, considerando la resistencia de $0,25\Omega$, hay una $I_{SB} = 33,47\text{mA}$.

Este consumo es extremadamente elevado y tiene dos orígenes bien diferenciados. Por un lado el display elegido tiene un consumo alto, en el capítulo 3 se estimó un consumo elevado para la pantalla. De cualquier manera no es comparable con los valores encontrados en las pruebas descriptas.

Por otro lado, la implementación del modo de bajo consumo utilizado debería alcanzar valores inferiores a los encontrados. Esto puede implicar que el firmware no está implementando de manera óptima para que efectivamente haya un ahorro de consumo (*low power modes* utilizados erróneamente, puertos mal inicializados, recomendaciones de consumo no aplicadas dadas por la plataforma de desarrollo). Esta dificultad es de fácil solución mientras no implique cambiar la lógica general de la programación.

Longevidad

Para el cálculo de la longevidad se asumió el siguiente uso esperado: cada dos días se realizan cinco medidas por paciente, se asume que hay tres pacientes simultáneos. Cada medida se estima en 1,5 minutos con display prendido con backlight y 5 minutos con display prendido sin backlight.

Esto es equivalente a un uso cada dos días de $5 \times 3 \times 1,5 = 22,5 \text{ min} = 0,375 \text{ h}$ con backlight encendido y $5 \times 3 \times 5 = 75 \text{ min} = 1,25 \text{ h}$ con backlight apagado.

Para calcular el consumo diario se debe realizar la siguiente operación en base a los datos anteriores: $\frac{90,4 \times 0,375 + 33,5 \times 1,25}{2} = 38 \text{ mA h}$ por día.

Para calcular la longevidad se debe realizar el cociente entre la capacidad usable (calculada en el capítulo 4) y el consumo calculado anteriormente. $\frac{2650}{38} = 70$ días. Es una longevidad muy corta para el tipo de dispositivo diseñado. Por esta razón el consumo es un elemento a seguir trabajando.

8.2. Validación

8.2.1. Pruebas en componentes resistivos conocidos

Para comenzar la validación del dispositivo se realizaron pruebas de medición con resistencias conocidas con precisión al 1%. La configuración de la prueba se muestra en la figura 8.9. Se hicieron varias medidas por cada valor en todo el rango de funcionamiento del sistema y se calcularon los errores para cada una de ellas. Los resultados se resumen en la tabla 8.3.

Capítulo 8. Verificación y Validación

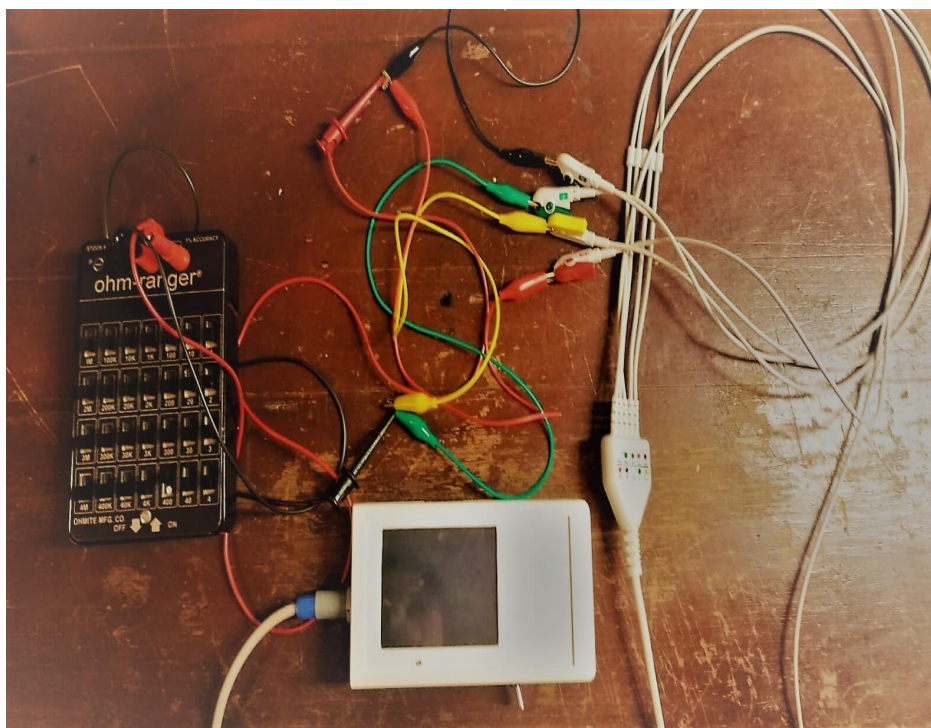


Figura 8.9: Configuración de las medidas de resistencia.

Resistencia (Ω)	Medida 1 (Ω)	Medida 2 (Ω)	Medida 3 (Ω)	Error promedio (%)
1000	1029	1029	1028	2,9
900	899,1	907,9	898,7	0,21
800	796,9	797,8	801,9	0,14
700	700,4	704,2	704,6	0,43
600	601,5	605,3	605,9	0,71
500	502,2	501,8	502,4	0,43
400	405,2	407,6	405,2	1,5
300	307,3	306,8	306,8	2,3
200	205,4	205,2	205,3	2,7
150	154,6	154,5	154,6	3,0
125	125,1	125,0	125,0	0,27
100	100,1	100,2	100,1	0,11
70	70,32	70,93	70,81	0,98
50	50,52	50,15	50,57	0,82
30	30,38	30,38	30,38	1,3
10	10,11	10,17	10,18	1,5

Tabla 8.3: Pruebas para medida de resistencia en todo el rango de funcionamiento.

Los resultados arrojan un error menor al 3% en todos los casos, esto se consi-

dera un error sumamente aceptable para el sistema. Sin embargo se cree se puede seguir mejorando con ciertos ajustes, en particular la resistencia de wiper de la resistencia programable que afecta la ganancia de la medida.

8.2.2. Pruebas en solución salina

En una segunda etapa se procedió a simular el tejido humano. Este tipo de prueba se realiza para tener en cuenta las impedancias de interfaz electrodo- tejido. La configuración fue con una solución salina en un recipiente, conformada de nueve medidas de agua destilada y una de suero fisiológico a una concentración de 9g l^{-1} . Además se usaron electrodos del tipo que se usan en dispositivos implantables para el sensado. La estimulación fue realizada en los bordes del recipiente. En la figuras 8.10 y 8.11 se muestra la configuración para la prueba, se procedió a poner los electrodos en distintas posiciones relativas para observar el cambio de impedancia entre ellos. La tabla 8.4 enumera los resultados de impedancia y las distancias entre los electrodos (medidas con una cinta métrica de 0.1 cm de apreciación).

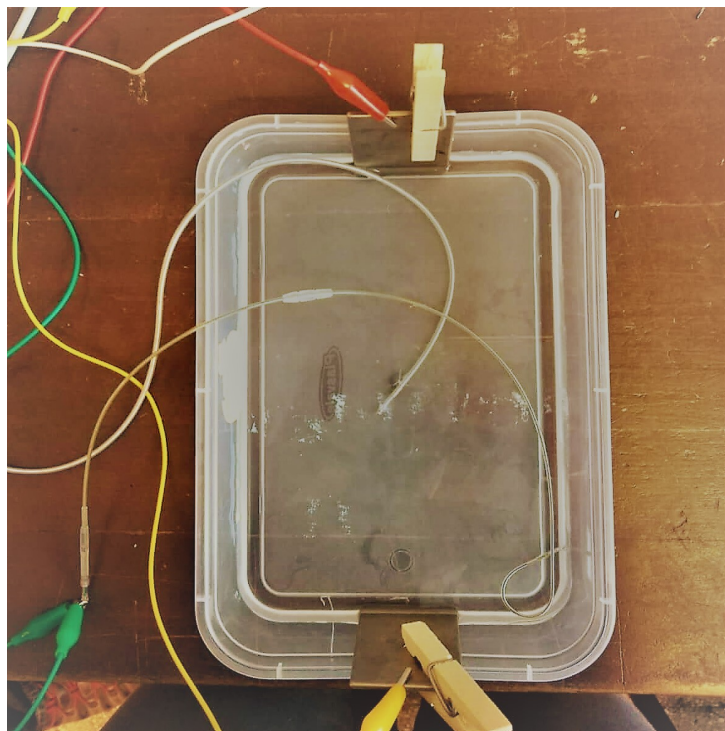


Figura 8.10: Configuración del suero.

Capítulo 8. Verificación y Validación

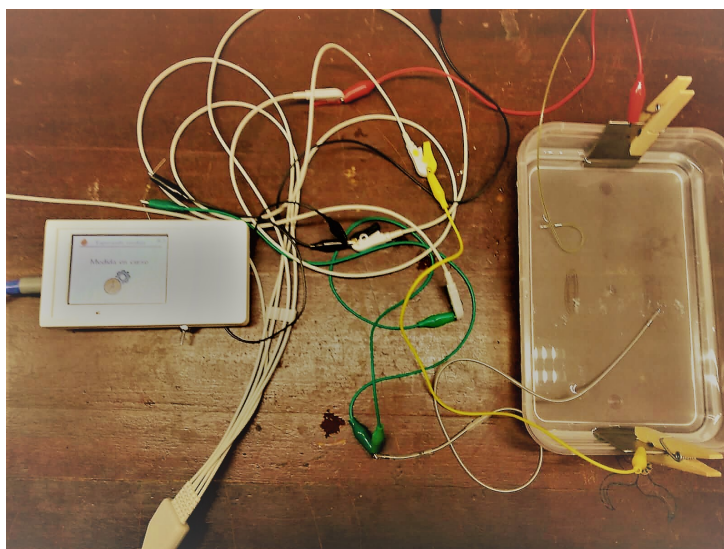


Figura 8.11: Configuración del suero incluyendo el sistema.

Distancia (cm)	Medida 1 (Ω)	Medida 2 (Ω)	Medida 3 (Ω)
17,00	631,7	633,0	627,0
10,00	448,6	448,6	446,0
6,00	292,1	294,0	292,0
3,50	190,4	191,7	190,3
2,00	100,1	101,7	100,2
0,02	3,09	3,50	3,53

Tabla 8.4: Medidas en solución salina a distintas distancias.

De la anterior tabla se ve como cuando la distancia entre las puntas de los electrodos de sensado es menor, la impedancia disminuye y por el contrario cuando la distancia entre los electrodos es mayor, la impedancia aumenta. Esto tiene sentido y el resultado permite validar el funcionamiento del sistema en otro nivel distinto que únicamente con valores de resistencia controlados. En este sentido podrían usarse otras soluciones de tipo salino para generar distintas bases de pruebas.

Capítulo 9

Conclusiones

Se logró el diseño de un sistema para la medida de impedancia eléctrica. Los requerimientos para este sistema fueron probados mediante verificaciones informales.

El sistema desarrollado es capaz de realizar una medida de impedancia eléctrica, desplegar el resultado en la pantalla del dispositivo, ingresar los datos de un paciente por la aplicación de carga y descarga de pacientes en la computadora y transmitirlos al dispositivo, además de exportar las medidas realizadas a un archivo CSV. Es relevante mencionar que mediante el display táctil se ingresan el peso y la altura de cada paciente al momento de realizar una medida con estimación de líquido corporal. El dispositivo incluye la funcionalidad de desplegar un resumen de las medidas realizadas para cada paciente y un resumen de sus datos, esta información puede enviarse a la computadora. También puede estimar la cantidad de líquido corporal (con una expresión externa al proyecto que relaciona la impedancia eléctrica con la cantidad de líquido corporal).

Durante el transcurso del proyecto, fueron transitadas las distintas etapas que conlleva el desarrollo de un dispositivo médico de medición. Éstas fueron desde el origen, el planteamiento y primera versión de los requerimientos que el sistema debía tener, el diseño del firmware y la electrónica para la realización de un prototipo de prueba. Posteriormente las pruebas con el mismo, ayudaron a reevaluar el diseño inicial y encontrar las mejoras adecuadas de cara al dispositivo final. El diseño mecánico fue una variable fundamental a la hora de desarrollar la versión final del dispositivo. Otra etapa necesaria fue el desarrollo de un software con el objetivo de tener una interfaz gráfica en la computadora, para que el usuario médico pueda comunicarse de manera cómoda con el dispositivo.

Se debió redactar un manual de usuario para el manejo del dispositivo. En la misma línea se realizó un manual para el uso de la aplicación en el ordenador. Tanto los manuales como la aplicación de carga y descarga de datos se realizaron enfocándose en la creación de interfaces amigables al usuario.

Se resalta la incorporación de herramientas y técnicas nuevas como lo son: pro-

Capítulo 9. Conclusiones

gramación embebida para el desarrollo del firmware, KiCad para el diseño de esquemáticos y placas PCB (prototipo y dispositivo final), Python para el diseño del programa de carga y descarga de pacientes en el ordenador, entre otras. Además se destaca los conceptos aprendidos sobre las etapas y la gestión de un proyecto.

9.1. Trabajo a futuro

Como todo proyecto de fin de carrera existen muchos elementos para seguir desarrollando. El próximo paso es continuar la validación del sistema realizando pruebas en humanos sanos para luego seguir a pacientes pediátricos. Asimismo se pueden realizar mejoras en temas de consumo, el display utilizado limitó las posibilidades pero fue elegido para que no existiera una curva de aprendizaje excesiva. Otra modificación sería trabajar en un cable de paciente con electrodos de estimulación más adecuados para la función en cuestión.

Apéndice A

Principio de funcionamiento del dispositivo

A.1. Fundamentos

La mayor parte de los tejidos del cuerpo humano, presentan un gran porcentaje de agua y sales (soluciones iónicas), que lo hacen un buen conductor de la electricidad. Cualquier parte del organismo que se sitúe entre dos puntos de contacto eléctrico, constituye un conductor volumétrico no homogéneo, donde la distribución del flujo de corriente viene determinado por la conductividad local del tejido [20].

La medida de impedancia del cuerpo se puede ver influenciada por:

- el tipo de tejido que se estimula: dado que la impedancia y conductividad varían de un tejido a otro, en función de la cantidad de líquido corporal que posea:
 - un mayor contenido de líquido provoca una disminución en la impedancia y un aumento en la conductividad, lo que ocurre en las capas más profundas de la piel, como los nervios y músculos.
 - menor cantidad de líquido origina que la impedancia aumente, como sucede en los huesos, la grasa y también la capa más externa de la piel (epidermis), que resultan en malos conductores de la electricidad.
- la salud del tejido: el estado del tejido cambia la impedancia, debido a que la misma aumenta con un enfermedades como el edema, la isquemia, la arterosclerosis, entre otros.

El tórax representa un conductor de volumen, por lo que si se aplican las leyes validadas para un conductor volumétrico y se inyecta una corriente conocida I a través de un par de electrodos y se mide el voltaje que aparece entre ellos, se obtiene un valor de impedancia calculando el cociente $Z = V/I$.

Apéndice A. Principio de funcionamiento del dispositivo

La corriente que se inyecta entre dos puntos situados a cada extremo del tórax debe atravesar una serie de capas que alteran su dirección, las dos primeras se caracterizan por su alta resistividad ya que se trata de la piel y una capa de tejido adiposo debajo de esta. Posteriormente se encuentran los músculos que conforman un tejido anisótropo, es decir, su conductividad varía según la dirección en que es observada, de forma que en la dirección longitudinal presentan baja resistividad, y en las restantes direcciones posibles una elevada resistividad. Este tejido muscular cubre el tejido óseo que forma las costillas, que al tratarse de hueso, tienen baja conductividad (0.06 mS/cm, [33]), comportándose casi como aislantes. Por último la corriente alcanza los pulmones, por donde circula a través de la sangre. La misma posee uno de los valores más altos de conductividad (6.3 mS/cm [33]) que tiene el cuerpo humano, debido a su elevado porcentaje de agua (entre un 80 y 90 % de su composición). [20]

Cuando se inhala, los pulmones se airean y aumentan su volumen, por lo cual se altera el flujo de corriente a través de los mismos, derivando en un cambio en la impedancia que se quiere medir. De esta manera, el valor de impedancia que se obtiene, se ve afectada por las variaciones de volumen de la cavidad torácica durante la respiración [36]. Por este motivo es adecuado, al momento de querer obtener un valor representativo de la impedancia transtorácica, tomar el promedio de cierto número de muestras, de forma de abarcar varios ciclos respiratorios del paciente y considerar este efecto.

A.1.1. Configuración de la medida

Medida con dos y cuatro electrodos

Para efectuar una medida de la impedancia entre dos puntos del cuerpo, pueden considerarse dos configuraciones básicas: una empleando dos electrodos y una con cuatro electrodos [20]. En el método con dos electrodos se inyecta una corriente de valor constante que circula a través de los mismos. La interfaz electrodo-tejido, presenta una impedancia que generalmente es mucho mayor que la que realmente se desea medir. La señal diferencia de tensión detectada entre ambos electrodos, depende de la impedancia presente entre ellos y de los cambios que ocurren a nivel fisiológico en el paciente. Por esto, es importante tener en cuenta que al poner el electrodo en contacto con la superficie de la piel, la impedancia de ésta, queda en serie con la impedancia del electrodo, lo que origina una impedancia de contacto entre el electrodo y la piel más grande que la propia impedancia del tejido que se quiere caracterizar, dando errores en la medida final. [32]

En cambio, la configuración con cuatro electrodos, utiliza dos electrodos por los cuales se aplica una corriente y otros dos electrodos diferentes donde se mide la diferencia de tensión entre ambos, como se muestra en el esquema de la figura A.1. La gran ventaja que trae esta configuración, es que se logra independizar de la impedancia de la interfaz electrodo-tejido, siempre y cuando la impedancia de entrada del circuito amplificador con el que se detecta la señal sea mucho mayor

A.1. Fundamentos

en comparación con la impedancia de los electrodos. Por lo general se utiliza un amplificador de instrumentación que debido a que posee una alta impedancia de entrada, los electrodos de sensado se pueden considerar aproximadamente sin pasaje de corriente, de esta forma la medida de la impedancia del tejido se independiza de la impedancia de contacto.

Por otro lado, utilizar un pulso bifásico para efectuar el estímulo, permite que el ruido aditivo presente en las señales sensadas, que es común a ambas entradas, se cancele al restarlas entre sí.

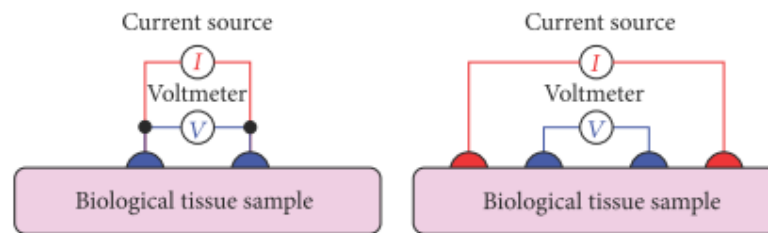


Figura A.1: Configuración con dos y cuatro electrodos extraída de [20]

Pulsos de estimulación

Para estimular el tejido con pulsos de corriente, se pueden considerar tres formas básicas de la señal de estímulo, pulsos bifásicos, bifásicos con interpulso y monofásicos, los tres tipos se observan en la figura A.2. En nuestro caso los pulsos a entregar deben ser simétricos y el tiempo total de los mismos debe ser mucho menor a 20 ms, por ser 50 Hz la frecuencia de interferencia más común. En general la estimulación con pulsos bifásicos es preferible ya que en este caso se consigue efectuar un balance de carga, evitando que la corriente entregada al paciente tenga una componente de continua pudiendo dañar el tejido.

Al estimular con pulsos de corriente se altera el potencial de membrana de las células expuestas a campos eléctricos, cambiando de esta manera las propiedades electroquímicas de los tejidos estimulados. La carga eléctrica puede ser inyectada en distintas formas de onda y el efecto total que tengan sobre el tejido depende de las características de la forma de onda empleada. Estas formas se pueden caracterizar según la amplitud, el ancho y frecuencia del pulso de corriente, que se combinan para entregar cierta cantidad de carga a los tejidos. Si una corriente continua apreciable es entregada al paciente en cada estímulo y la misma no se elimina al finalizar el proceso, las células que componen el tejido se polarizarían pudiendo ser severamente afectadas y provocando al tejido incluso un daño irreversible, por esto es importante la necesidad de realizar un balance de carga.

Dicho balance de carga se puede realizar de manera pasiva o activa, como se observa en la figura A.3 extraída de [5]. En el caso del balance pasivo, no se requiere

Apéndice A. Principio de funcionamiento del dispositivo

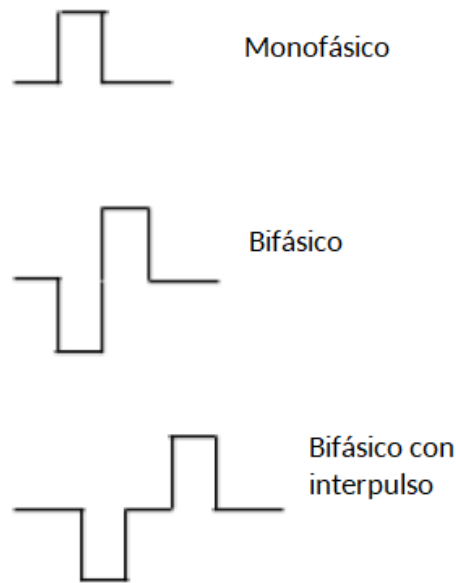


Figura A.2: Formas de pulso para realizar el estímulo [30]

consumo de energía extra para realizarlo. La primer imagen de la figura representa un esquema de un circuito de estímulo típico de marcapasos que estimula con pulsos de voltaje. Este tipo de balance es pasivo, ya que se estimula al paciente y después se desconecta la fuente, no hay mas gasto de energía, simplemente se cortocircuita al paciente durante el tiempo que dure el balance.

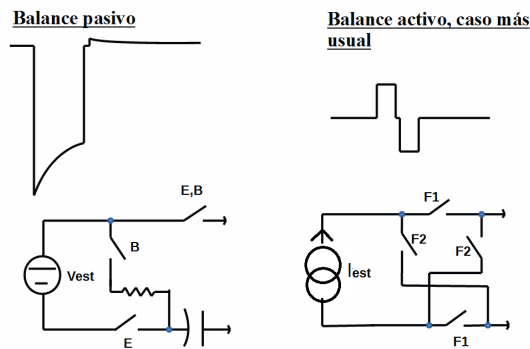


Figura A.3: Tipos de balance de carga [5].

Otra forma de no entregar corriente continua es hacer que circule la corriente en un sentido durante un determinado tiempo, por ejemplo una fase y exactamente la misma corriente en el sentido inverso en la otra fase, por tal motivo las fases deben

ser totalmente simétricas y de la misma duración. Este tipo de pulsos corresponden al caso bifásico y se trata de un balance activo ya que hay consumo de corriente extra para generar la fase opuesta. Esto se muestra en la imagen de la derecha de la figura A.3 Como puede verse en dicha imagen, luego del estímulo la señal se invierte y circula corriente en sentido inverso de manera que el balance neto de corriente es cero.

A.1.2. Electrodo

Características comunes

Los electrodos de sensado detectan la señal biológica proveniente del cuerpo del paciente, por lo que tienen un papel fundamental en un sistema de medida, ya que son la interfaz electroquímica entre el tejido que se va a medir y el dispositivo electrónico de medida. Se puede modelar su impedancia característica como una resistencia en serie con una reactancia, con un comportamiento tal que a medida que la frecuencia aumenta su valor disminuye. Determinar un modelo exacto para la impedancia de un electrodo no es sencillo ya que sus características dependen del tipo de metal empleado en su construcción, el área de los mismos, el electrolito usado, la cantidad de corriente que los atraviesa y la frecuencia de la misma.

Dado que la función principal de un electrodo para sensado de señales biológicas es traducir el voltaje de su forma iónica en el cuerpo humano a la forma electrónica en los cables, los electrodos se clasifican en polarizables o no polarizables (denominados como electrodos secos o húmedos, respectivamente). En los polarizables ninguna carga atraviesa la interfaz, mientras que en los no polarizables la corriente pasa libremente a través de la interfaz. Dentro de los electrodos no polarizables los más utilizados son del tipo Ag/AgCl, constituidos por un metal (Ag) cubierto con una capa de un compuesto iónico (AgCl). En estos electrodos, se produce un proceso electroquímico entre el gel electrolítico y el tejido que genera un camino conductor entre la piel del paciente y el electrodo permitiendo que la corriente eléctrica fluya a través de la interfaz.

En una situación en que se requiere medir con electrodos colocados superficialmente sobre la piel, se debe tener en cuenta que su capa más externa, es decir la epidermis, se constituye de subcapas de células muertas, las cuales difieren de las células vivas, en particular poseen menor hidratación por lo que la impedancia de esta capa resulta mayor.

Por este motivo al medir con electrodos, se suele tratar de quitar la capa de células muertas, lo que se logra por ejemplo colocando y removiendo cinta scotch repetidas veces en la misma zona, frotándola con un papel, o humedeciéndola con alcohol, entre otros métodos. También ocurre que el vello presente sobre la superficie de la piel interfiere con el contacto entre la misma y el electrodo, lo que origina nuevos errores en las medidas realizadas.

Apéndice A. Principio de funcionamiento del dispositivo

La interfaz de contacto se compone del electrodo metálico, el gel electrolítico y la piel. El comportamiento que distingue a esta primera interfaz, se caracteriza por tres zonas diferenciadas según la frecuencia de trabajo. En la gráfica de la figura A.4 extraída de [6] se muestra dicha característica. A bajas frecuencias, región que se denomina Farádica, la impedancia del contacto es resistiva pura. Cuando la frecuencia se incrementa hasta los 100 Hz, se entra en la zona de Warburg, donde la impedancia comienza a disminuir ya que empiezan a influir las capacitancias consideradas en el modelo. Al llegar a la última región el comportamiento se vuelve plano con la variación de la frecuencia y difiere en aproximadamente dos ordenes en comparación con la región Farádica.

Resulta por tanto que a bajas frecuencias la impedancia del electrodo es mayor, por lo que conjunto electrodo-piel origina una dispersión del valor real del tejido que se quiere medir. Además a bajas frecuencias aumentará por tanto la impedancia de entrada al amplificador de instrumentación empleado.

En resumen, la impedancia del contacto entre el electrodo y la piel puede caracterizarse como resistiva pura en un cierto rango de frecuencias, pero que a medida que la frecuencia aumenta, la parte imaginaria comienza a ser considerable con relación a la parte real, no pudiendo ser despreciada en los cálculos. Por otro lado, el hecho que la impedancia disminuya conforme la frecuencia aumenta indica que la misma varía con la frecuencia de manera capacitiva [6].

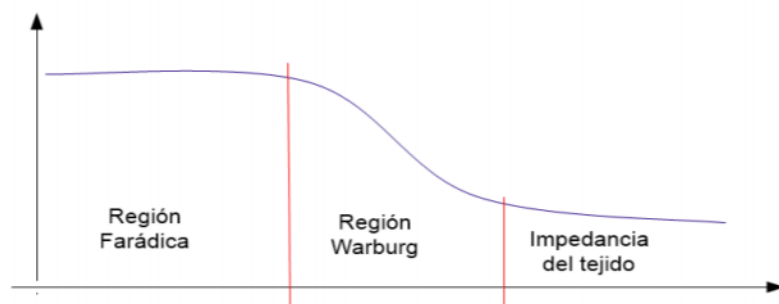


Figura A.4: Característica de la interfaz electrodo-tejido en función de la frecuencia [6]

Interfaz electrodo-tejido

Analizando bibliografía donde se desarrollan estudios relacionados al impacto que tiene la interfaz electrodo-piel en las medidas de distintas señales del cuerpo, se extrae de [35] el modelo eléctrico usual para representar la impedancia de la interfaz electrodo-piel, que se muestra en la figura A.5. Este circuito equivalente se conoce como modelo constante de tiempo único. Esta conformado por una resistencia R_S , en serie con el paralelo de un condensador C_d y una resistencia R_d y donde el voltaje E_{hc} representa la diferencia de tensión entre la piel y el electrolito presente en el electrodo. El modelo suele ser aplicable a los electrodos del tipo Ag/AgCl, y cada componente simula los siguientes efectos:

A.1. Fundamentos

- C_d - Carga eléctrica almacenada entre la piel y el electrodo
- R_d - Resistencia al pasaje de corriente que presenta dicha interfaz al inyectar carga eléctrica
- R_s - Resistencia que representa el gel electrolítico y el tejido subyacente de la piel.

Del circuito de la figura A.5 se obtiene una expresión para la impedancia de contacto $Z(\omega)$

$$Z(j\omega) = \frac{R_d}{1 + R_d C_d j\omega} + R_s \quad (\text{A.1})$$

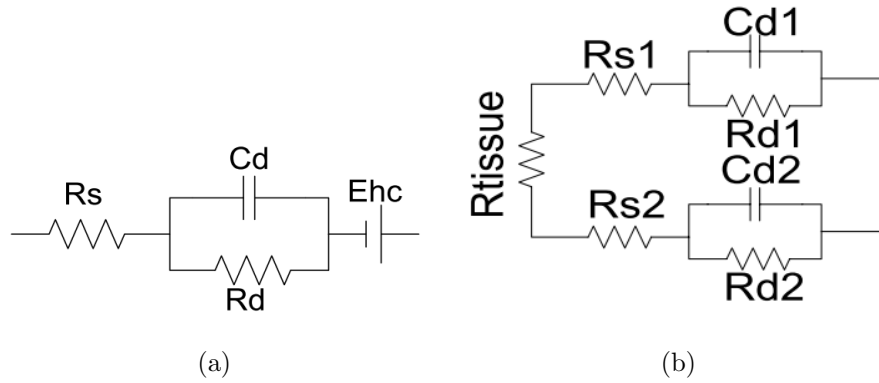


Figura A.5: Modelo eléctrico equivalente de la interfaz electrodo-tejido [35].

De la ecuación A.1, se observa que efectivamente, para bajas frecuencias ($\omega \rightarrow 0$) la impedancia electrodo tejido se aproxima por $R_s + R_d$ y a medida que la frecuencia aumenta empieza a tener efecto el condensador C_d que modela dicha interfaz. Diversos trabajos [32], [35], [18] han caracterizado experimentalmente el modelo mostrado en la figura A.5, con electrodos de tipo Ag/AgCl, obteniendo que la componente resistiva a bajas frecuencias, (cercanas a la frecuencia de interés de 10 Hz) se ubica aproximadamente en un rango de 10 k Ω a 1 M Ω . Esto muestra que efectivamente de no independizarse de la impedancia de contacto electrodo-tejido, el valor de la impedancia interna que se requiere sensar se verá afectado en gran medida por la misma.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice B

Teoría funcionamiento Display TFT LCD

Pantallas LCD

El cristal líquido es un estado intermedio de la materia, entre el sólido cristalino y el líquido. En estas sustancias, las moléculas tienen un nivel de orden mayor al de los líquidos, pero no alcanzan el ordenamiento de un sólido cristalino puro [9]. Se mantienen unidas por fuerzas lo suficientemente fuertes como para darles una forma definida como en los sólidos, pero ante aplicaciones de energía mecánica o eléctrica dichos enlaces pueden vencerse logrando que la sustancia adquiera la fluidez característica de un líquido y con propiedades anisotrópicas¹.

Así en este estado, las moléculas tienen índices de refracción, constantes dieléctricas y otras características físicas similares a las de los cristales, que dependen de la dirección, sin necesidad de tener la estructura ordenada típica de estos materiales.

Una pantalla de cristal líquido (LCD, Liquid Crystal Display) [11] consiste de una capa de cristal líquido contenido entre dos láminas de vidrio, dos electrodos transparentes unidos a la superficie interna de cada lámina y dos placas polarizadoras que se sitúan en el lado externo a cada lámina de vidrio, como se observa en la figura B.1.

Sin voltaje aplicado entre los electrodos, las moléculas de cristal líquido se alinean en paralelo con la superficie del vidrio. Cuando se aplica una diferencia de tensión, las moléculas cambian su dirección y se vuelven perpendiculares a dicha superficie, variando las características ópticas, dependiendo de su orientación.

De esta forma, la cantidad de luz transmitida se puede controlar combinando el movimiento de las moléculas y la dirección de polarización de la luz que las atraviesa, dada por las placas polarizadoras. Las celdas de cristal líquido cambian dicha dirección y conforme esta cambia, más o menos luz es capaz de pasar, lo que

¹Sustancias cuyas propiedades dependen de la dirección en que se miden.

Apéndice B. Teoría funcionamiento Display TFT LCD

se ajusta variando el campo eléctrico aplicado.

Luego se traduce este cambio de polarización en contrastes claros y oscuros. La pantalla se implementa de tal forma que, sin campo eléctrico aplicado se obtiene un nivel de brillo extremo, mientras que con un campo máximo, se tiene lo opuesto. Un campo intermedio crea un nivel de brillo intermedio.

Para aplicar el campo eléctrico es necesario utilizar conductores transparentes de manera que el efecto del cristal líquido en la luz se pueda apreciar, para lo cual se emplea Óxido de Indio Estaño (ITO). La capa de ITO se añade a las láminas de vidrio y sus diferentes formas y patrones definen los píxeles o iconos a visualizar en la pantalla [2].

Los LCD no producen iluminación por sí solos, por lo que dependen por completo de la luz que les provea una fuente externa para generar las imágenes. Cuando la luz que pasa a través de la lámina de vidrio proviene únicamente de una fuente externa, desde el fondo de la pantalla (conocida como backlight), el modo de operación se denomina transmisivo [10] .

Una ventaja de las pantallas LCD es que presentan menor consumo (del orden de μW) en comparación con las pantallas LED (del orden de mW). Esta característica de bajo consumo hace que sea compatible con los circuitos integrados basados en lógica CMOS. Por otro lado son de bajo costo y poseen un buen contraste frente a otro tipo de pantallas.

Como desventajas se puede destacar el hecho de necesitar una fuente de luz adicional, un rango limitado de temperatura de operación (aproximadamente de 0 a 60°) y tener escasa visibilidad en ambientes con poca iluminación.

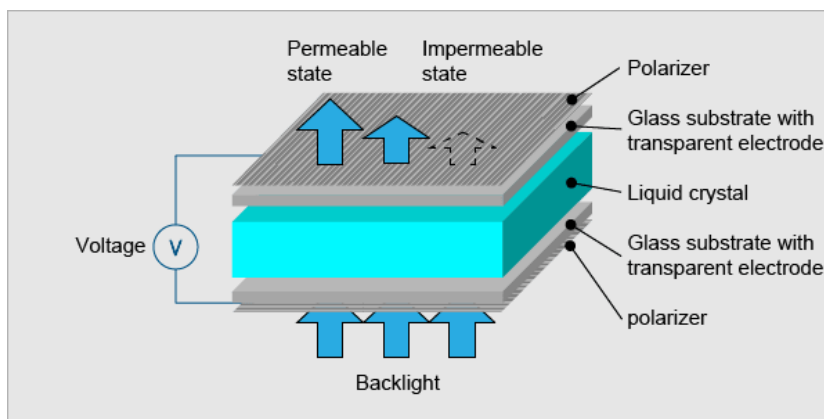


Figura B.1: Estructura de una pantalla LCD [9] .

Pantallas TFT LCD

Una pantalla LCD TFT esta conformada de una gran cantidad de píxeles y cada píxel por tres subpíxeles, rojo, verde y azul, (RGB). Para activar un subpíxel se necesita por cada uno lo que se denomina, "Transistor de película delgada" (TFT, Thin Film Transistor). Este es un dispositivo semiconductor que actúa como una llave de control para proporcionar un voltaje apropiado al cristal líquido [7].

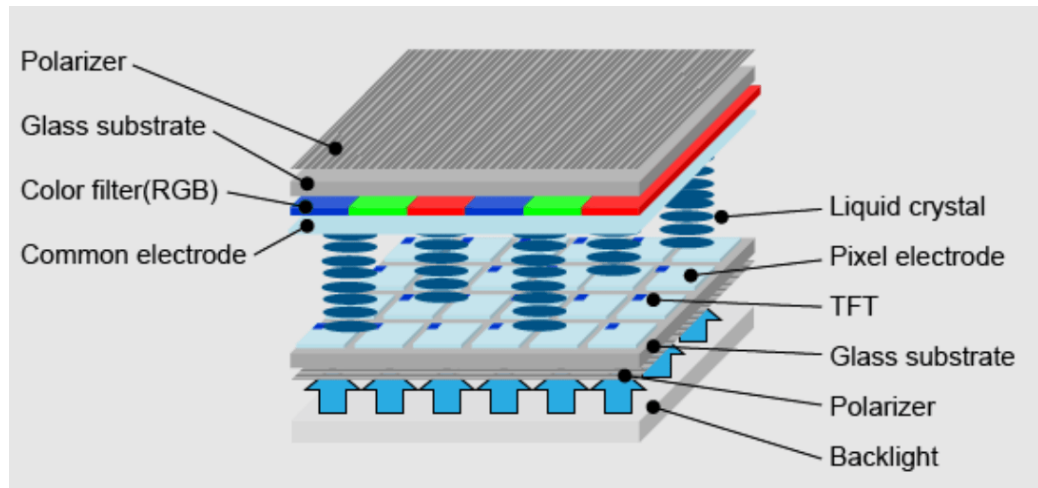


Figura B.2: Estructura de una pantalla TFT LCD [9] .

La estructura de la pantalla está compuesta por una capa de cristal líquido, contenida entre dos sustratos de vidrio: uno de ellos formado por transistores TFT y electrodos de píxel transparentes y el otro formado por un filtro de color conteniendo los tres colores primarios y un electrodo transparente común, (electrodos transparentes de ITO). Se colocan luego placas polarizadoras del lado externo a cada sustrato y una fuente backlight, como se ilustra en la figura B.2.

La capa de cristal líquido contenida entre un electrodo de píxel y el electrodo común, forma un condensador de cristal líquido (C_{LC}). Dado que el cristal líquido no resulta en un condensador perfecto, se añade también un condensador de almacenamiento (C_S), para mantener el nivel de voltaje frente a posibles fugas desde el C_{LC} .

Así cada subpíxel contiene un TFT, un electrodo de píxel y un condensador de cristal líquido y de almacenamiento. En el caso de tener una resolución QVGA (Quarter Video Graphics Array, 320x240) se tienen 320x240x3 subpíxeles. Cada uno se conecta a una de las líneas de gate y a una de las líneas de datos, formando una matriz de $m \times n \times 3$. La línea de gate conecta todos los gates de los TFT en una misma fila, mientras que la línea de datos conecta todos los sources en una misma columna. El terminal de drain se conecta al electrodo de píxel, por lo que queda directo a uno de los bornes de C_{LC} . Un circuito equivalente correspondiente a un subpíxel se presenta en la figura B.3.

Apéndice B. Teoría funcionamiento Display TFT LCD

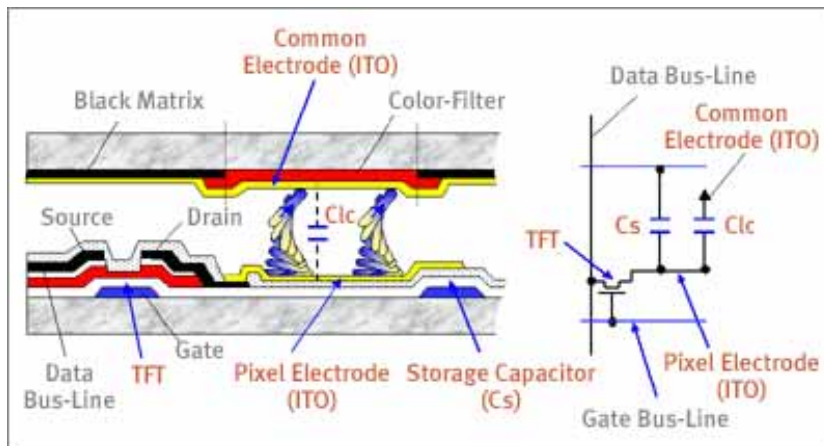


Figura B.3: Composición de un subpíxel y su circuito equivalente [15] .

Aplicando un voltaje positivo a la línea de gate, el TFT se enciende y el dato presente en la línea de datos (el source del transistor), representado por cierto nivel de voltaje dado, se transfiere al drain cargando ambos condensadores hasta la amplitud de tensión correspondiente. Cuando se está en este estado (encendido), el TFT presenta baja impedancia, al contrario, cuando se está apagado, presenta alta impedancia, no circula ninguna corriente, por lo que el dato en el source no se transfiere.

La placa polarizadora inferior se dispone de forma perpendicular a la placa superior, sin campo eléctrico aplicado, las moléculas de cristal líquido están alineadas en una estructura como la de la figura B.4 y la luz cambia su dirección de acuerdo a esta estructura. Así cuando llega a la capa inferior es capaz de atravesar totalmente el polarizador al estar a 90° y el píxel aparece brillante.

Cuando se aplica una diferencia de potencial entre los electrodos, las moléculas rotan y se alinean en la dirección del campo eléctrico. Ahora cuando la luz incide en la placa inferior no logra penetrar ya que es bloqueada por el polarizador y el píxel aparece oscuro.

Este movimiento y rotación de las moléculas, generado por la aplicación de un voltaje es lo que permite la formación de los colores y los distintos niveles de brillo visualizados en la pantalla, valiéndose del uso del filtro de color, para formar cada color y del cambio en el ángulo con que la luz atraviesa la estructura para formar cada nivel de intensidad.

El desempeño de una pantalla TFT LCD está relacionado con los parámetros de diseño de cada subpíxel, dados por la longitud del canal del transistor, en ancho del canal, el tamaño de los condensadores, el solapamiento entre los electrodos, el ruteo de las líneas de gate y source, entre otros.

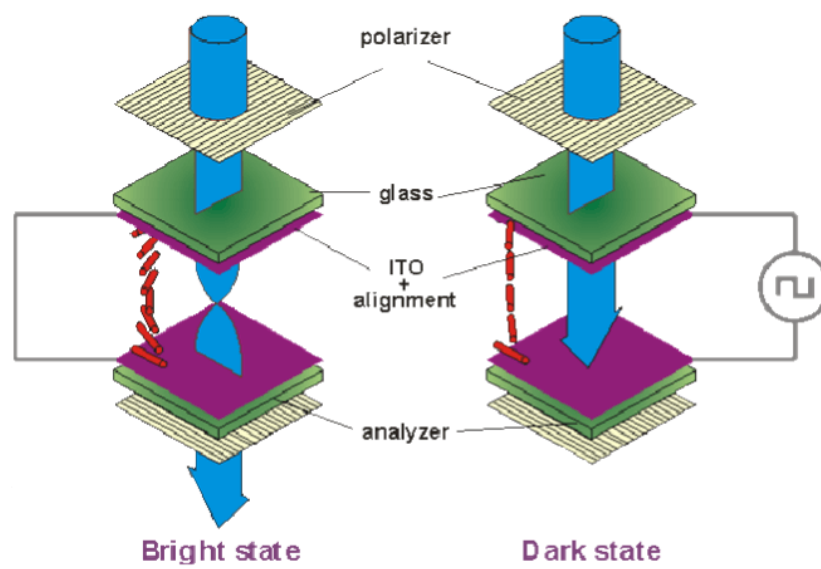


Figura B.4: Disposición de las moléculas en el cristal con y sin voltaje aplicado [14].

Apéndice B. Teoría funcionamiento Display TFT LCD

Tecnología 4-wire

Las pantallas táctiles analógicas LCD pueden ser de tres tipos, 4-wire, 5-wire o 8-wire. Generalmente, están conformadas de al menos tres capas, una membrana flexible fabricada en PET, una capa rígida de vidrio o acrílico y una capa conductora transparente entre ambas.

La capa flexible está expuesta al exterior, hacia el usuario. Las superficies internas de ambas capas, están recubiertas de un revestimiento resistivo, generalmente ITO.

Como se ve en la figura B.6, en la configuración 4-wire, una de las capas externas contiene dos barras conductoras verticales, en los bordes izquierdo y derecho y la otra, dos barras horizontales en los bordes superior e inferior del panel. Las barras conductoras están protegidas con Silver Ink (tinta conductora) y se conectan al controlador táctil a través de cuatro cables, que son referidos como X+ (izquierda), X- (derecha), Y+ (arriba) e Y- (abajo). Las caras flexible y rígida se montan con las barras conductoras perpendiculares entre sí [3], [2].

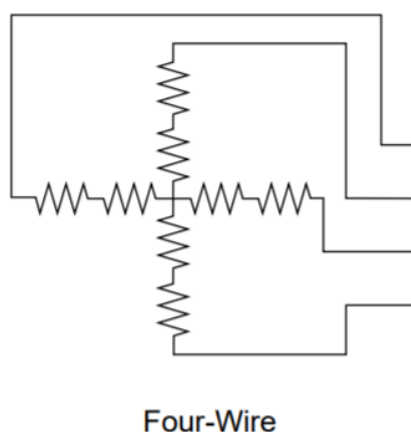


Figura B.5: Resistencias equivalentes en una configuración 4-wire [17] .

Al aplicar un voltaje a dos de las barras, se forma un campo eléctrico uniforme en la cubierta de ITO, por lo que cuando el usuario presiona la pantalla, la superficie conductora de la capa flexible hace contacto con la superficie conductora de la capa rígida, formando una conexión eléctrica entre ambas, en el punto de contacto. De esta manera, una pantalla táctil resistiva puede verse como una llave eléctrica, que necesita para cerrarse la aplicación de una cierta presión.

Para medir a lo largo del eje X, la barra de la izquierda se conecta a 0 V y la de la derecha a V_{DD} , que usualmente es 5 V. Luego conectando la barra superior o la inferior a la entrada de un conversor ADC se realiza la medida cuando las

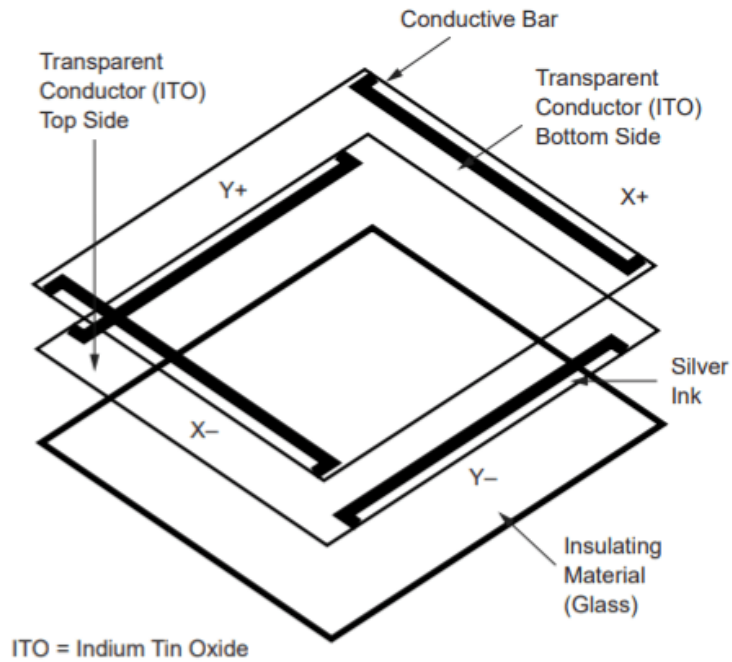


Figura B.6: Estructura de una pantalla táctil en configuración 4-wire [17] .

capas entran en contacto. Para medir en la dirección del eje Y, se realiza el mismo procedimiento pero ahora con las barras superior e inferior (conectadas a V_{DD} y 0 V respectivamente). Así las medidas se realizan dos veces como se muestra en la figura B.7, aplicando un gradiente de voltaje a una de las capas y midiendo en la otra y a la inversa [4].

El valor de tensión obtenido se relaciona linealmente con la posición del punto de contacto, por lo que las coordenadas X e Y del punto pueden conocerse a través de sensar $V_{PX} = V_{DD} \frac{R_{X-}}{R_{X-} + R_{X+}}$ y $V_{PY} = V_{DD} \frac{R_{Y-}}{R_{Y-} + R_{Y+}}$

Apéndice B. Teoría funcionamiento Display TFT LCD

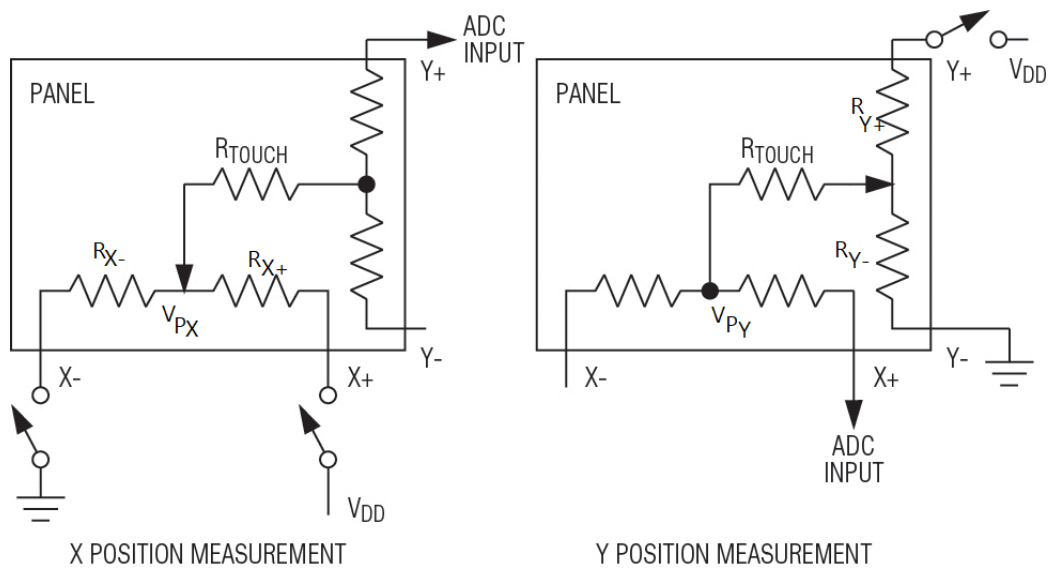


Figura B.7: Medidas realizadas para calcular el punto de contacto [16].

Controlador SSD2119

El controlador SSD2119 junta en un solo integrado, los circuitos de alimentación y el controlador de gate y source para cada TFT que corresponde a un subpixel en el modulo TFT LCD. Es diseñado para controlar hasta 262000 colores en una pantalla LCD cuya resolución sea de 320 RGB x 240 [13].

El bloque de alimentación está conformado por un convertidor DC/DC y un generador de tensión, de manera de producir el voltaje necesario para el controlador, utilizando la menor cantidad posible de componentes externos.

Puede funcionar con voltajes desde 1.4 V hasta 3.6 V, por lo que es adecuado para dispositivo portables que deben ser compactos y operan con baterías requiriendo funcionar por largos periodos.

Backlight

El backlight es una de las técnicas usadas para iluminar las pantallas LCD. Cómo se mencionó anteriormente, los LCD no emiten luz por sí mismas, por lo tanto necesitan de una fuente de iluminación externa para producir una imagen visible.

Por mucho tiempo se utilizaron como fuente de backlight las lámparas fluorescentes de cátodo frío (CCFL, Cold Cathode Fluorescent Lamp) pero debido a las desventajas que presentaban, como el mayor consumo de energía, el diseño del panel mas grueso, un rápido envejecimiento, entre otros, actualmente fueron desplazadas por la fuente de LED backlight [12], [14].

El LED Backlight puede ser de dos tipos, White LED backlight o RGB LED backlight. El white LED es usualmente formado por un LED azul cubierto con fósforo amarillo para poder producir la luz blanca [8].

Este método genera la luz blanca en un único LED, combinando un LED de corta longitud de onda como ser el azul o el ultravioleta con una cubierta de fósforo amarillo. Los fotones azules emitidos por la luz LED viajan a través de la capa de fósforo, y al combinarse con los fotones amarillos de esta capa forman la luz blanca.

La luz blanca producida mediante este método presenta generalmente mayor rendimiento y eficiencia que la producida por el método RGB, donde se combinan en cantidades apropiadas rojo, azul y verde para formar el color blanco. Por este motivo es comúnmente el método mas usado para producir luz blanca con dispositivos LED.

Apéndice B. Teoría funcionamiento Display TFT LCD

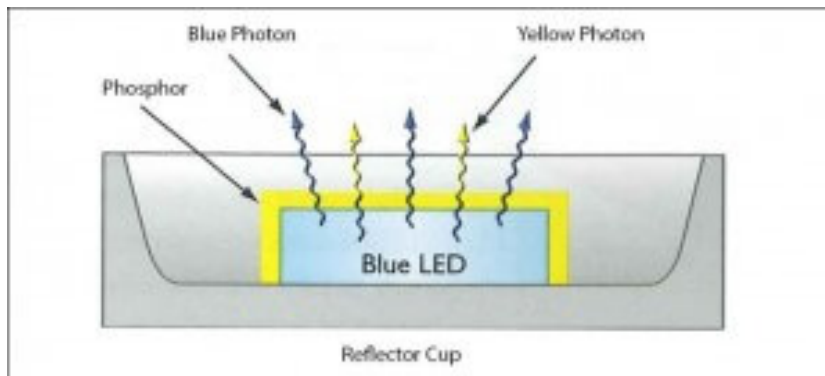


Figura B.8: Estructura de una fuente White LED backlight [8].

El white LED es simple de controlar convirtiéndose en una opción útil para ser usados como fuente backlight en los dispositivos portables que emplean un display LCD. El filtro de color divide la luz blanca que se emite, en tres subpíxeles, rojo, azul y verde, para formar los colores presentes en una imagen. El espesor de estos tres subpíxeles debe ser ajustado en función de la longitud de onda correspondiente para corregir el balance de blanco en el LCD.

El backlight produce gran cantidad de luz, resultando en una pantalla muy brillante. El backlight requiere para su funcionamiento de la mayor parte de la energía dentro del LCD pero debe permanecer encendido para poder visualizar las imágenes en pantalla.

Apéndice C

Manuales de Usuario

Manual de Usuario Gurí-Z



Versión 1.0

15/08/2020

Contenido

1 Uso Esperado	1
2 Descripción del dispositivo	1
3 Partes del sistema.....	1
4 Uso del dispositivo	4
5 Gestión de energía.....	6
6 Configuración y preferencias	8
7 Fallos y advertencias.....	8
8 Mantenimiento	8
9 Uso del software para PC Gurí-Z.....	9
10 Almacenamiento y transporte.....	9
11 Limpieza y desinfección	9
12 Especificaciones técnicas	10

1 Uso Esperado

El dispositivo Gurí-Z es un instrumento portátil de uso manual que ayuda al personal médico a obtener un mejor monitoreo de la evolución del paciente afectado por enfermedades como edema pulmonar.

Está diseñado para ser utilizado en pacientes pediátricos, en particular lactantes, y dentro de ambientes hospitalarios.

2 Descripción del dispositivo

El dispositivo funciona mediante la estimulación en corriente entre dos puntos del tórax del paciente, para determinar de esta forma su impedancia eléctrica transtorácica. Luego a través de dicho valor obtiene una estimación de la cantidad de agua corporal.

El sistema consta de un dispositivo portable, con el cual el usuario interactúa por medio de su pantalla táctil. Al mismo se conecta el cable de paciente que contiene cuatro terminales que van a los electrodos pegados en el tórax del paciente y un cable USB que se conecta a una PC que contenga la aplicación Gurí-Z.

3 Partes del sistema

El sistema está compuesto por los siguientes componentes:

- Dispositivo
- Cable de paciente
- Sistema de carga/descarga de datos

Dispositivo

Es el componente principal del sistema. Su función es generar la señal de estímulo, adquirir el valor de impedancia y mostrar los resultados en pantalla.



Cable de paciente

Es la conexión entre el dispositivo y los electrodos que van pegados en el tórax del paciente. Tiene en uno de sus extremos un conector LEMO de 6 pines que va al dispositivo, y en su otro extremo posee 4 terminales tipo clamp, donde se conectan los electrodos.



Sistema de carga/descarga de datos

Se compone de un cable USB, una PC y la aplicación Gurí-Z. Es la encargada de realizar la configuración del dispositivo, ingresar/borrar los pacientes y extraer desde el dispositivo las medidas realizadas a un archivo CSV.




3 | MANUAL DE USUARIO GURÍ-Z

La PC requiere sistema operativo Windows 10 y una interfaz USB.

El cable USB es la conexión entre el dispositivo y el PC con la aplicación Gurí-Z. Tiene una terminal USB y otra micro-USB.



4 Pantalla

Interpretación de botones táctiles	
	Volver a Menú Principal
	Seleccionar
	Moverse hacia abajo

En caso de no interactuar con la pantalla por más de 45 segundos, la misma se apagará con el objetivo de ahorrar consumo. Para volver a prenderla solo debe tocar la pantalla una vez.

5 Uso del dispositivo

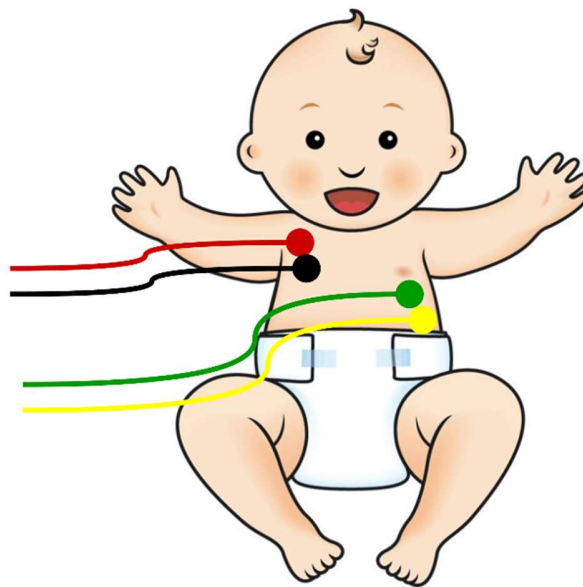
Pasos básicos

Antes de utilizar el dispositivo Gurí-Z en un paciente, lea todas las advertencias y precauciones indicadas en este manual.

Colocación del cable de paciente

Conectar en cada una de las cuatro terminales del cable de paciente, un electrodo pediátrico.

Luego, ubicar los electrodos directamente sobre el tórax del paciente, como se indica en la siguiente imagen.



ADVERTENCIA: Asegurarse antes de colocar los electrodos que el tórax del paciente se encuentre limpio y seco.



Por último, conectar el otro extremo del cable del paciente al conector LEMO del dispositivo Gurí-Z.

Iniciar una medida

Para iniciar una medida de impedancia sin haber registrado previamente al paciente, debe seguir los pasos indicados a continuación:



1. Encender el dispositivo con el switch on-off que se encuentra en la parte superior del dispositivo.
2. Seleccionar la opción **Iniciar medida rápida** del menú principal.
3. Aparecerá un cartel con la indicación "Medida en curso". No realizar ninguna acción hasta que aparezca el resultado.
4. La medida de impedancia se desplegará como "Z=".

Para iniciar una medida de impedancia y cantidad de agua a un paciente registrado previamente, debe seguir los pasos indicados a continuación:

1. Encender el dispositivo con el switch on-off que se encuentra en la parte superior del dispositivo.
2. Seleccionar la opción **Ver pacientes** del menú principal.
3. Moverse con el botón  hasta llegar al paciente de interés.
4. Ingresar al menú del paciente con el botón de selección .
5. Seleccionar la opción **Iniciar medida con datos**.
6. Actualizar el peso del paciente y al finalizar seleccionar el botón **Aceptar**.
7. Actualizar la altura del paciente y al finalizar seleccionar el botón **Aceptar**.
8. Aparecerá un cartel con la indicación "Medida en curso". No realizar ninguna acción hasta que aparezca el resultado.
9. La medida de impedancia se desplegará como "Z=" y la medida de agua como "Agua=".


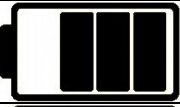



Ver medidas guardadas

Para ver las medidas de un paciente que ya fueron realizadas, debe seguir los pasos indicados a continuación:

1. Encender el dispositivo con el switch on-off que se encuentra en la parte superior del dispositivo.
2. Seleccionar la opción **Ver pacientes** del menú principal.
3. Moverse con el botón  hasta llegar al paciente de interés.
4. Ingresar al menú del paciente con el botón de selección .
5. Seleccionar la opción **Ver datos de paciente**.

6 Gestión de energía

Indicadores de carga de la batería

Indicador	Estado de carga
	75 – 100 %
	50 – 75 %
	25 – 50 %
	0 – 25 %
	0 %

El indicador de carga de la batería del dispositivo se encuentra en la parte superior derecha de la pantalla. Este representa la cantidad de vida operativa de la que dispone la batería.

Cuando la batería se agota, además de mostrarlo con el indicador de barras, emite la siguiente advertencia: "Debe cambiar las pilas".

Cambio de las baterías

Cuando el indicador de batería en la pantalla muestre cero barras, significa que la batería se agotó y se deben cambiar las pilas. A continuación, se describen los pasos a seguir para realizar dicho cambio.

1. Apagar el dispositivo.
2. Retirar los cables que estén conectados al dispositivo.
3. Buscar en la parte trasera del dispositivo el compartimiento para pilas.
4. Quitar la tapa.
5. Cambiar las dos pilas que se encuentran en el compartimiento, por dos pilas alcalinas AA.
6. Colocar la tapa.

ADVERTENCIA: Cambie siempre ambas pilas a la vez.

ADVERTENCIA: Asegúrese de estar colocando las pilas en el sentido que muestra en la figura.



7 Configuración y preferencias

Parámetros por defecto

Los parámetros por defecto que el dispositivo tiene configurado son los siguientes:

Tiempo de muestreo	0.1 segundos
Cantidad de muestras	100 muestras

Modificar parámetros

Para modificar el parámetro cantidad de muestras que tiene configurado por defecto, se debe conectar el dispositivo a la PC que contiene la aplicación Gurí-Z. Luego desde la PC se modifica el parámetro según la preferencia del usuario. Para ello consultar el manual de la aplicación Gurí-Z.

8 Fallos y advertencias

No utilice el dispositivo Gurí-Z si el cable de paciente se encuentra en mal estado.

Si el dispositivo no responde adecuadamente, apáguelo y vuelva a prenderlo. Si reanuda su funcionamiento adecuado, es seguro continuar utilizándolo. De lo contrario, deje de utilizar el dispositivo.

Si el dispositivo tiene signos de recalentamiento, deje de utilizarlo.

9 Mantenimiento

Utilice únicamente los accesorios recomendados.

No desmontar el dispositivo.

Apagar el dispositivo siempre que no se esté utilizando, para que la batería rinda más.

Mantener siempre cerrado el compartimiento de la batería.

10 Uso de la aplicación para PC Gurí-Z

Una vez instalada la aplicación Gurí-Z en su PC, debe conectar el dispositivo al mismo mediante el cable USB que incluye el sistema.

Al abrir la aplicación, el dispositivo permanecerá inhabilitado. Esto implica dispositivo encendido, pero pantalla apagada con táctil desactivado. Luego que el usuario cierre la aplicación, el dispositivo volverá a su funcionamiento normal.

Si la aplicación PC no puede hallar el dispositivo, compruebe las conexiones o intente en otro puerto.

ADVERTENCIA: No utilice la aplicación Gurí-Z si el dispositivo indica un voltaje equivalente menor a dos barras.

11 Almacenamiento y transporte

Cuando no se encuentre en uso, el dispositivo Gurí-Z debe colocarse en un lugar seguro y libre de polvo.

Para transportar el dispositivo, asegúrese de protegerlo ante posibles golpes.

12 Limpieza y desinfección

Los usuarios deberían comprobar el estado del dispositivo Gurí-Z, limpiarlo y desinfectarlo según exijan las políticas de su institución, para garantizar que se encuentre suficientemente limpio antes de cada uso.

Al limpiar el dispositivo Gurí-Z, observe las siguientes advertencias para no dañar el dispositivo:

ADVERTENCIA: No sumerja el dispositivo en líquido, ni lo humedezca hasta el punto de que fluya líquido.

ADVERTENCIA: No trate de esterilizar el dispositivo con métodos de esterilización por calor o presión.

ADVERTENCIA: No proceda a la limpieza del dispositivo mientras se encuentre conectado al paciente o la PC.

ADVERTENCIA: No limpie el dispositivo cuando se haya retirado o abierto la tapa de la batería.

Para limpiar la carcasa del dispositivo, utilice un paño humedecido con agua y jabón o alcohol. Para limpiar la pantalla del dispositivo utilice un paño únicamente con alcohol isopropílico.

El dispositivo debe estar completamente seco antes de usarlo.

13 Especificaciones técnicas

Condiciones de funcionamiento, transporte y almacenamiento

Funcionamiento	Temperatura	0°C a 25°C
	Humedad	5% a 70%
Transporte y	Temperatura	-10°C a 40°C
Almacenamiento	Humedad	5% a 85%

Especificaciones del dispositivo Gurí-Z

Peso	0.212 Kg
Tamaño	52x83x33,5mm
Penetración de líquidos	IPx1
Batería	Alcalina AA (2 unidades)
Funcionamiento en uso habitual	70 días

El uso habitual se define como 45 minutos de uso diario.



Guía de uso Interfaz gráfica por computadora

Julio 2020

Version 1.0

Índice

1 Antes de empezar.....	3
1.1 <i>Importante</i>	3
1.2 <i>Funciones básicas</i>	3
2 Primeros pasos.....	3

1 Antes de empezar

1.1 Importante

- ➔ Antes de conectar asegúrese que el dispositivo esté encendido y con una carga mínima equivalente a dos barras del indicador de batería mostrado en pantalla.
- ➔ Mientras el dispositivo se encuentre conectado a la computadora, no se podrá realizar una nueva medida de impedancia.
- ➔ La pantalla del dispositivo se mostrará inactiva durante todo el transcurso de la conexión con la computadora.

1.2 Funciones básicas

Mediante la aplicación podrá:

- ✿ Ingresar un nuevo paciente.
- ✿ Modificar los datos de un paciente ya ingresado.
- ✿ Consultar los datos y las medidas realizadas.
- ✿ Eliminar toda la información relacionada a un paciente.

2 Primeros pasos

1. Conecte el dispositivo a la computadora mediante el cable USB provisto.
2. En un sistema operativo Windows 7 o posterior:
Ir al menú de inicio de Windows, escribir en el cuadro de búsqueda: **administrador de dispositivos**.
3. Se abrirá la ventana de la figura 2, donde se muestran los dispositivos asociados a la computadora.
4. Buscar el ítem **Puertos COM y LPT**.

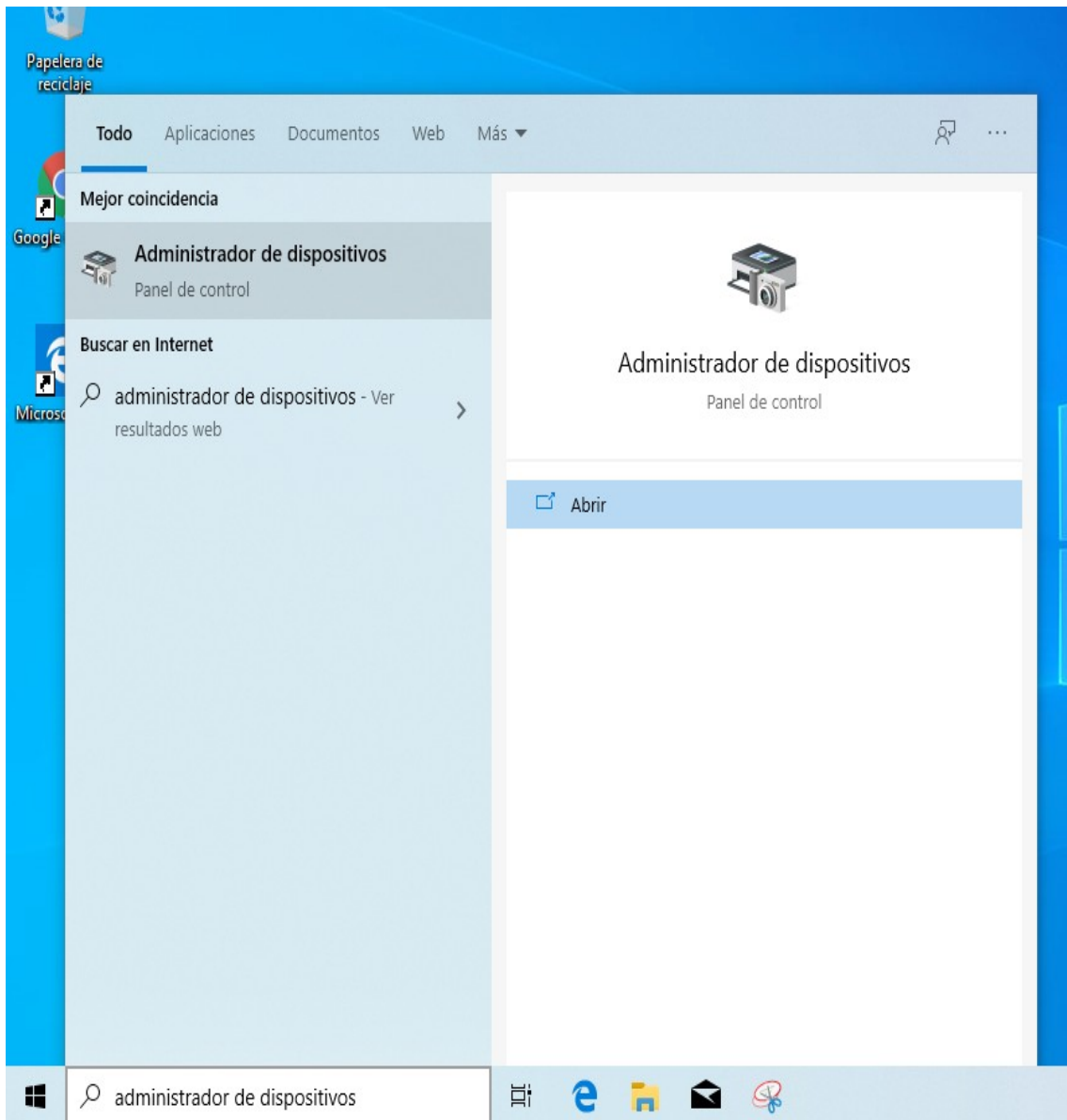


Figura 1: Búsqueda del Administrador de dispositivos

5. Al hacer click sobre él debe visualizar **USB Serial Port (COMx)**.
El objetivo es cambiar el número de puerto COM asignado al dispositivo.
 - Si el mismo ya se encuentra configurado en COM9, NO cambiarlo y saltar al paso 9.
 - Si en cambio tiene asignado un número distinto de 9, proceder al paso siguiente.
6. Haga click derecho sobre el puerto y seleccione **Propiedades**

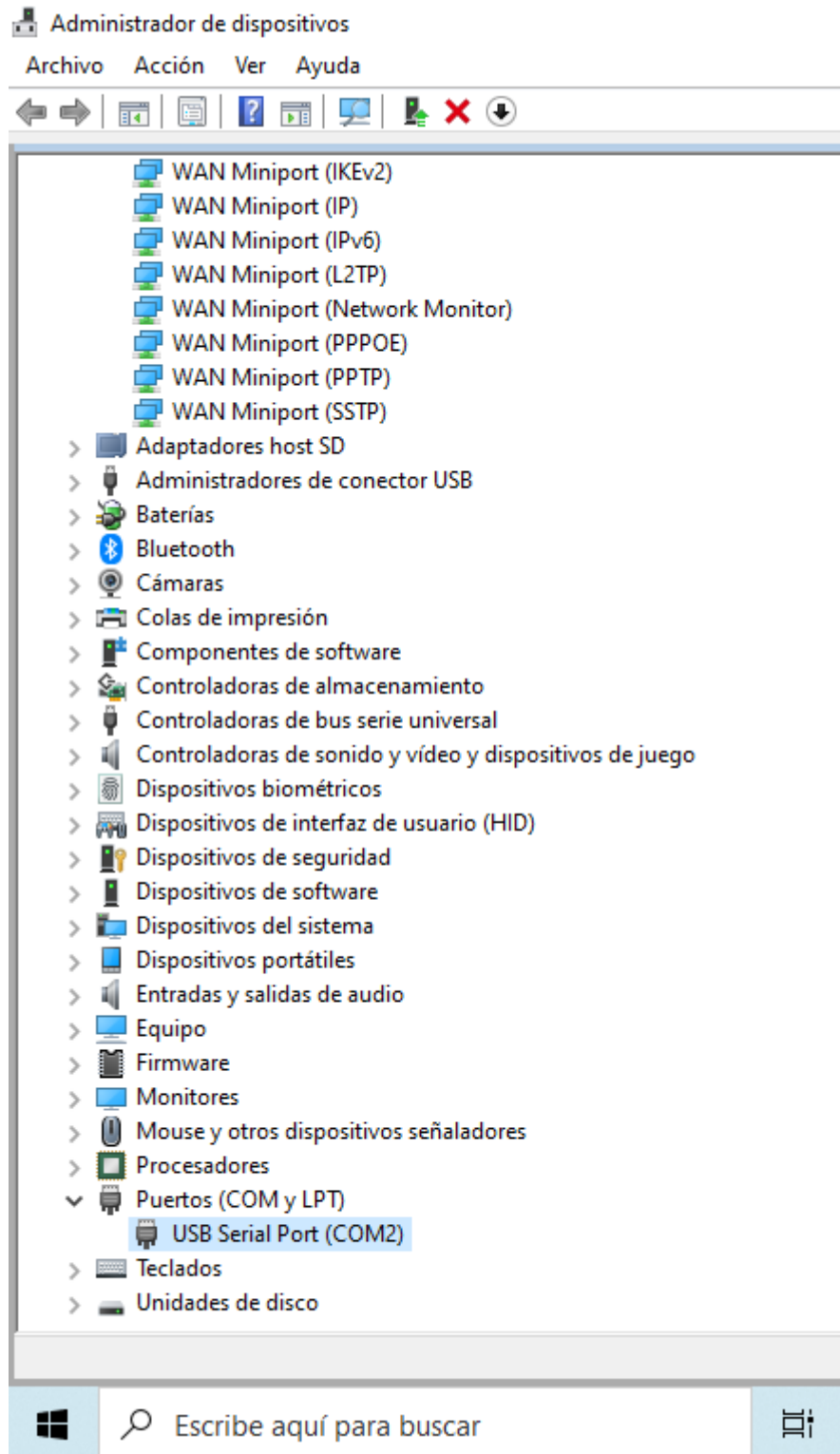


Figura 2: Administrador de dispositivos

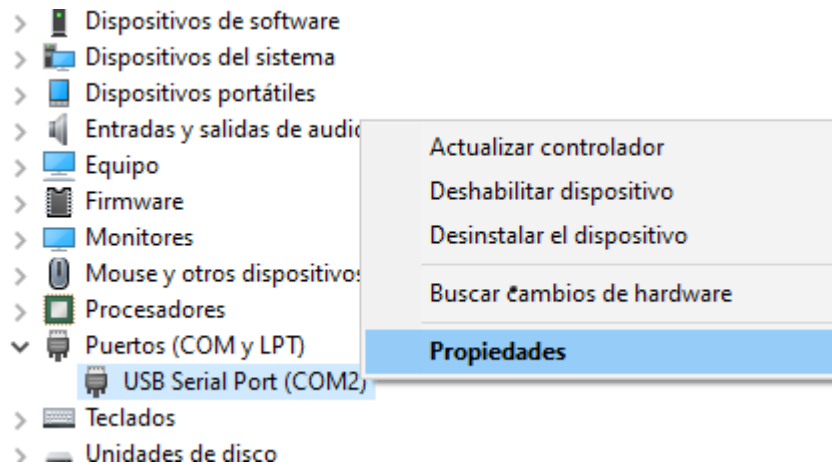


Figura 3: Puerto COM

7. En la pestaña **Configuración de puerto**, seleccionar el botón **Opciones Avanzadas**.

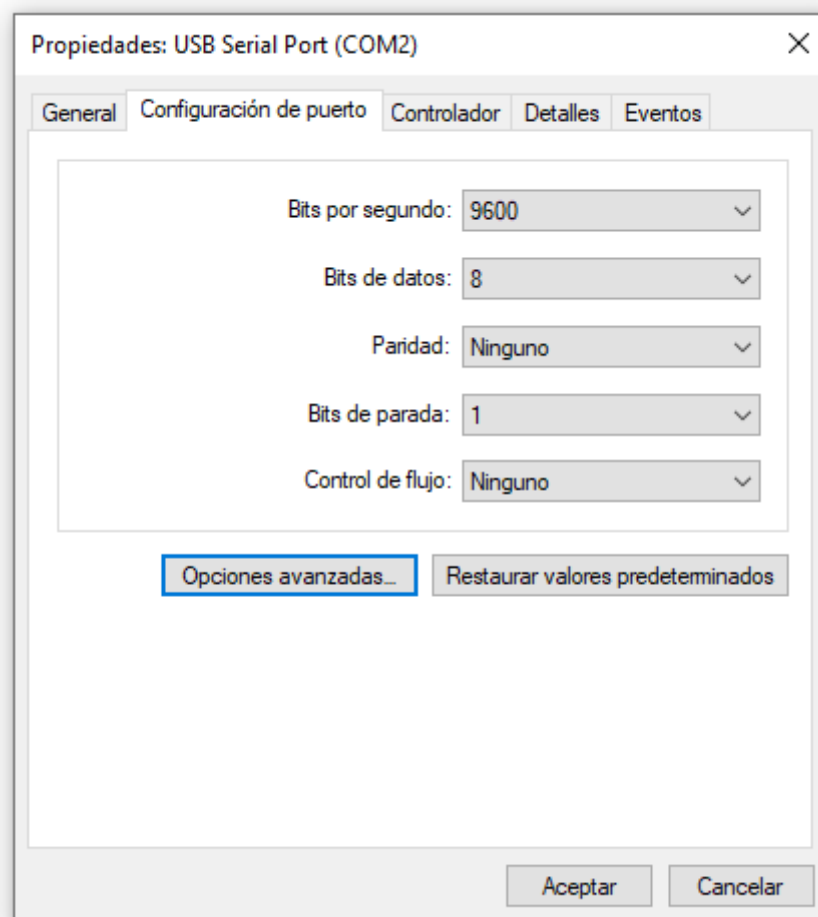


Figura 4: Configuración del Puerto COM

En la entrada, Número de puerto COM, seleccionar COM9

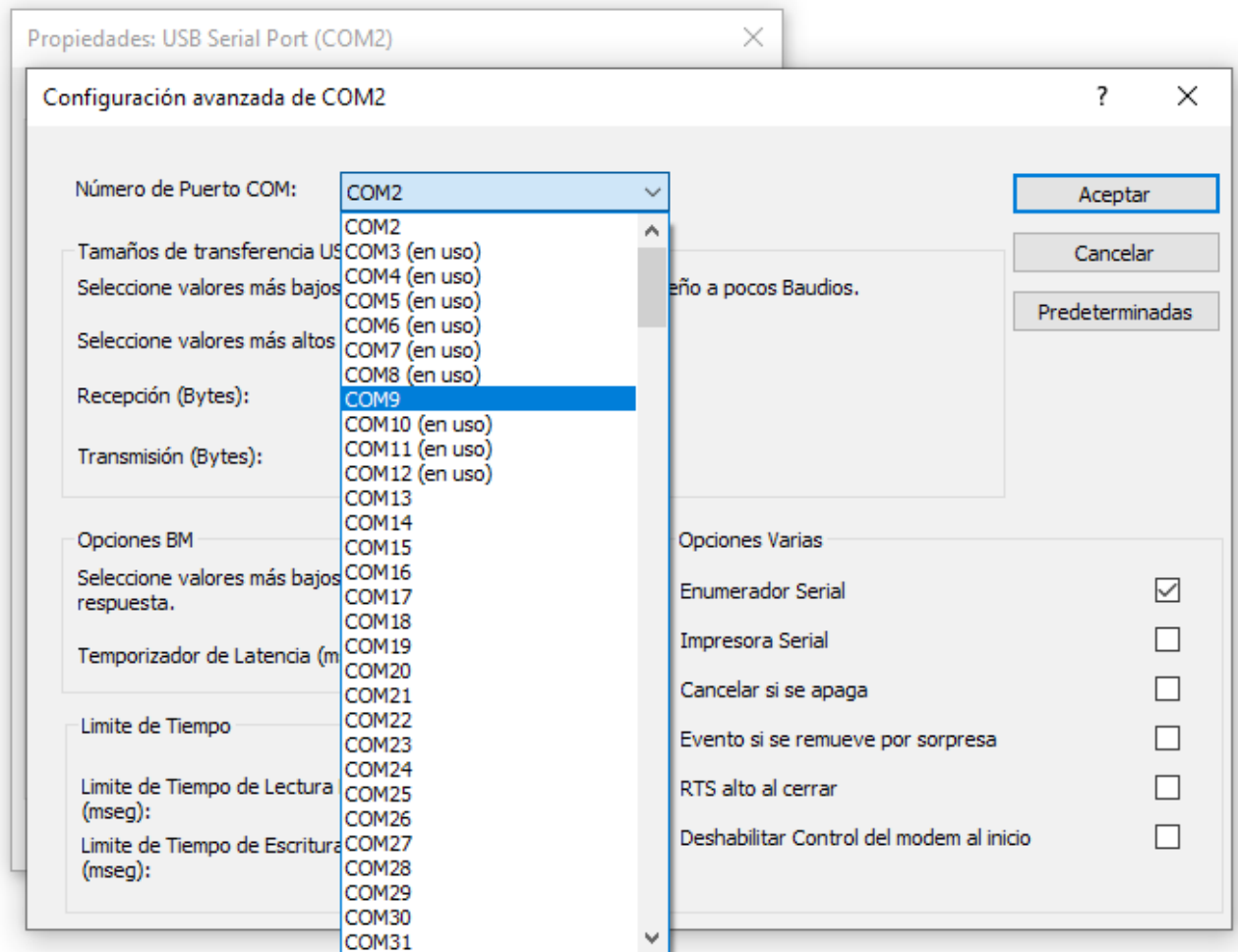


Figura 5: Asignación del Puerto COM número 9

8. Hacer click en Aceptar, hasta que aparezca nuevamente la ventana del Administrador de dispositivos. Comprobar que ahora figura COM9.
9. Cerrar el Administrador de dispositivos y abrir la carpeta IGC_Guriz donde se encuentra la aplicación. Ejecutar IGC_Guriz.exe.

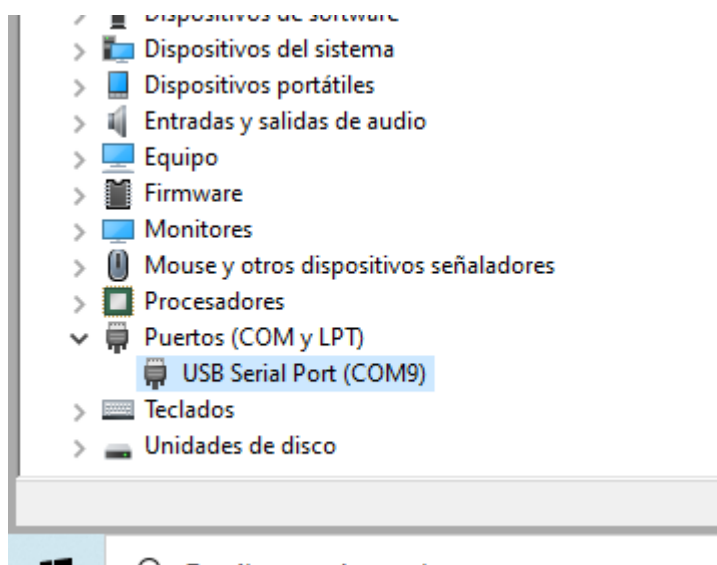
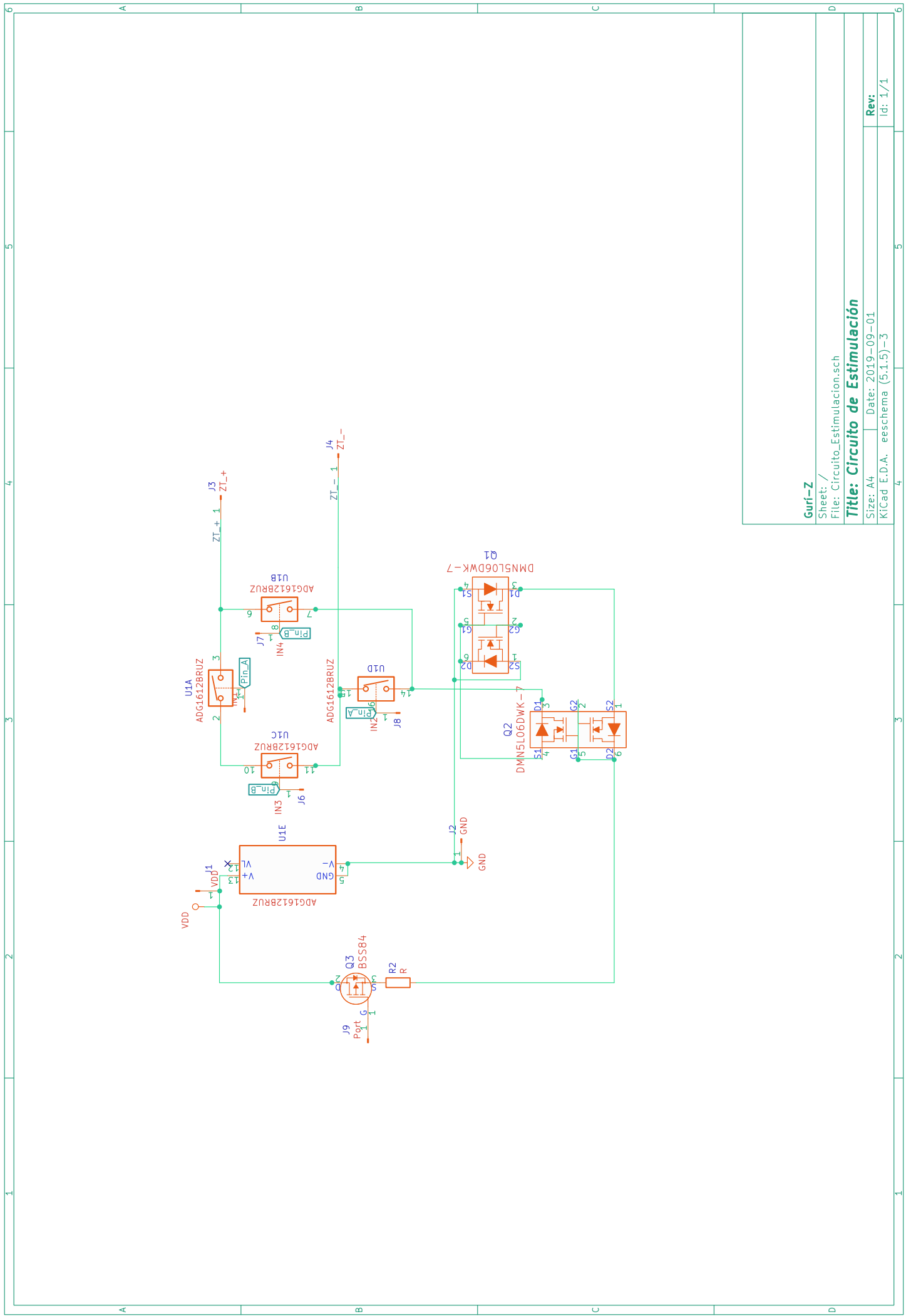


Figura 6: Puerto COM 9 configurado

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice D

Esquemático del prototipo



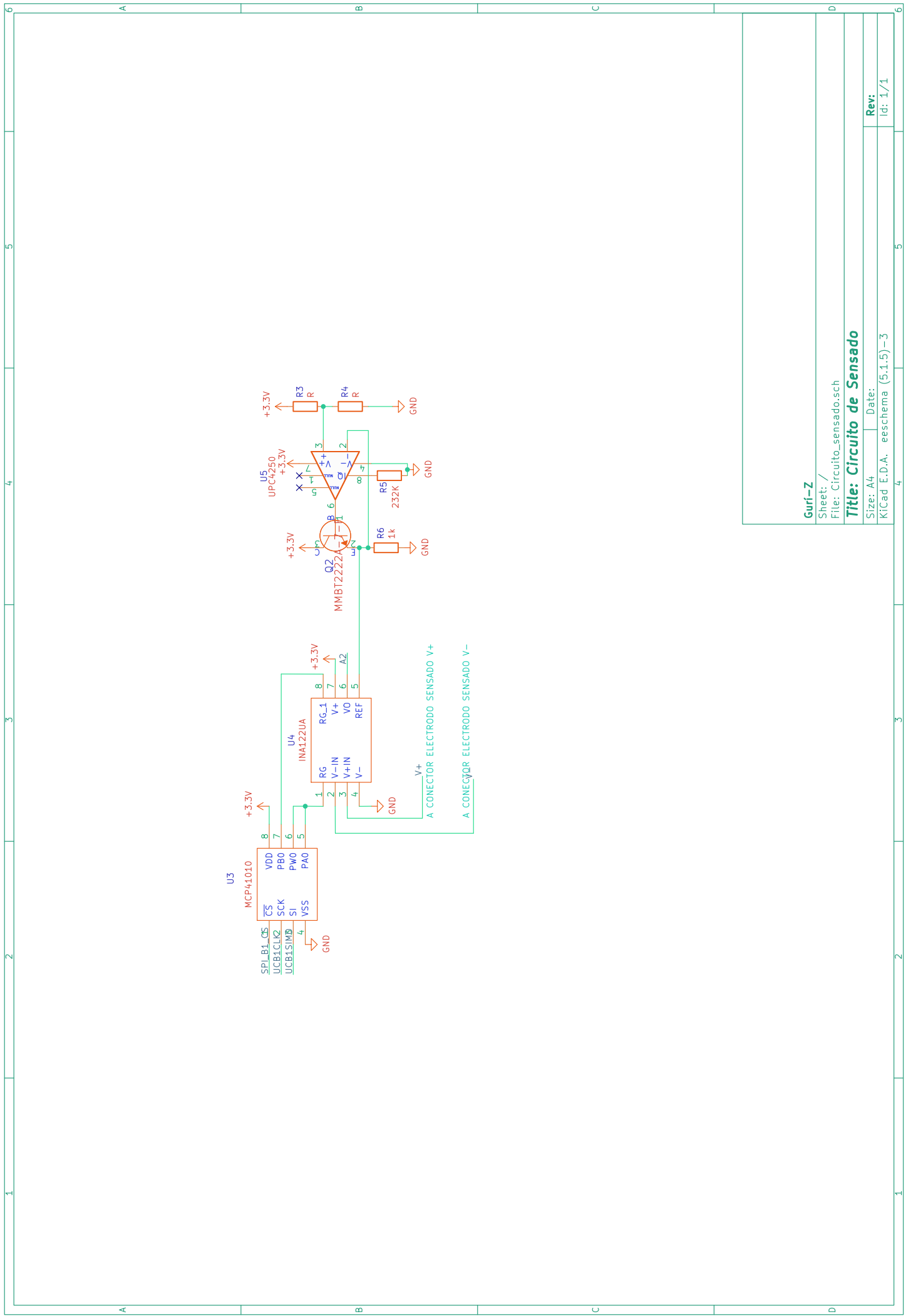
Guri-Z

Sheet: /
File: Circuito_Estimulacion.sch

Title: Circuito de Estimulación

Size: A4 Date: 2019-09-01
KiCad E.D.A. eeschema (5.1.5)-3

Rev: 1/1
Id: 1/1



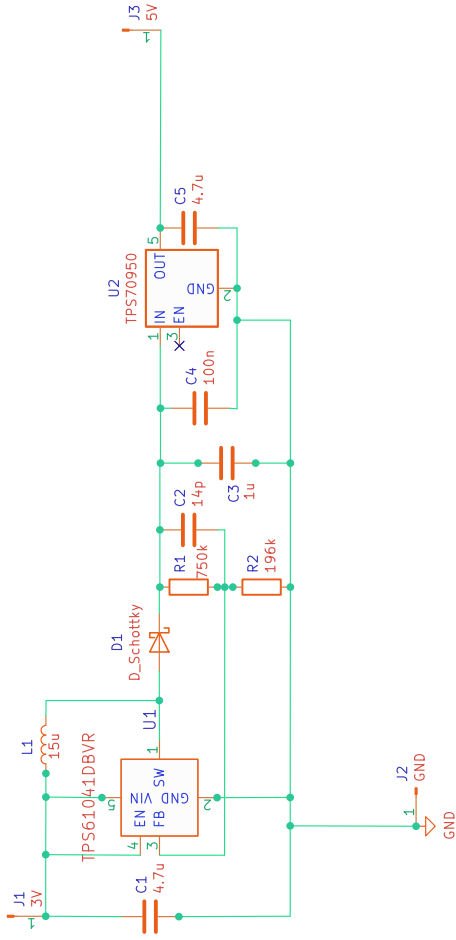
Guri-Z

Sheet: /
File: Circuito_sensado.sch

Title: **Circuito de Sensado**

Size: A4 Date: / /
Kicad E.D.A. eeschema (5.1.5)-3

Rev: 1/1
Id: 1/1



Guri-Z

Sheet: /
File: Circuito_alimentacion.sch

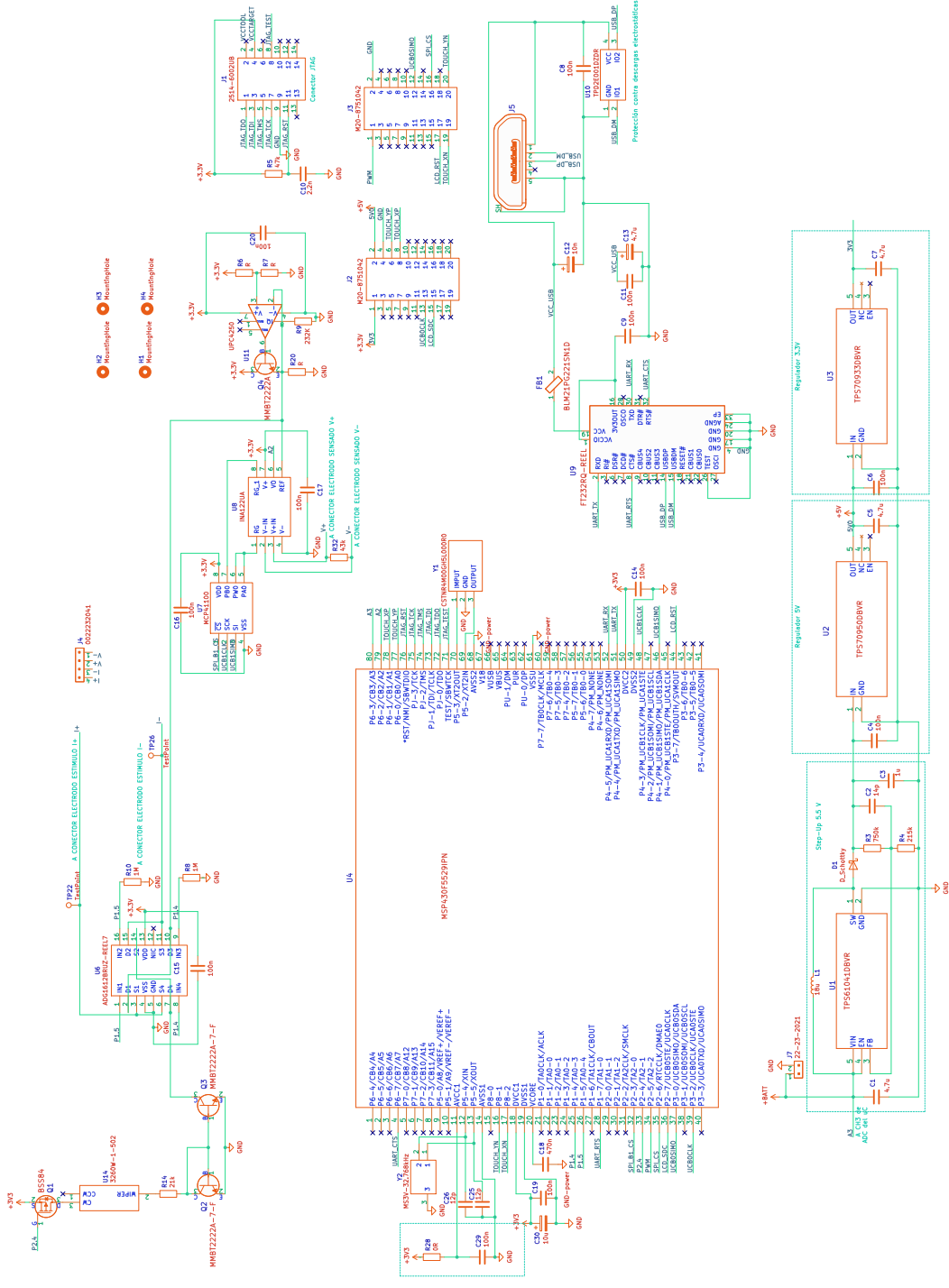
Title: **Circuito de Alimentación**

Size: A4 Date: 2019-09-01
KICad E.D.A. eeschema (5.1.5)-3

Rev:
Id: 1/1

Apéndice E

Esquemático del dispositivo final



Apéndice F

Lista de componentes utilizados para el dispositivo final

Referencia en PCB	Componente	Part. Number
U4	Microcontrolador	MSP430F5529IPN
U1	Step Up	TPS61041DBVR
U2	Regulador 5V	TPS70950DBVR
U3	Regulador 3.3V	TPS70933DBVR
Q1	Transistor pMOS	BSS84LT1
U6	Llave	ADG1612BRUZ
U8	Amplificador	INA122UA
U7	Potenciómetro	MCP41100-I/SN
U9	Chip USB-UART	FT232RQ-REEL
J2,J3	Pines Display	Provisto por Integer
U10	Protección ESD	TPD2E001DZDR
U11	Seguidor	Discontinuado
Q2,Q3,Q4	Transistor NPN	MMBT222A-7-F
J1	Conector JTAG	30314-5002HB
J5	Conector micro USB	10118194-0001LF
FB1	Ferrita	BLM21PG221SN1D
J4	Pines para LEMO	Provisto por Integer
J7	Pines para batería	Provisto por Integer
Y1	Resonador cerámico 4M	CSTNR4M00GH5L000R0
Y2	Cristal 32.768k 12.5pF	MS3V-T1R-32.768kHz
C25, C26	Capacitor 12pF	Provisto por Integer
C2	Capacitor 14pF	Provisto por Integer
C10	Capacitor 2.2nF	Provisto por Integer
C4, C6, C8, C9, C11, C14, C15, C16, C17, C19, C20, C29	Capacitor 100nF	Provisto por Integer
C18	Capacitor 470n	Provisto por Integer
C3	Capacitor 1uF	Provisto por Integer
C1, C5, C7	Capacitor 4.7uF	Provisto por Integer
C13	Capacitor Polarizado 4.7uF	Provisto por Integer
C30	Capacitor Polarizado 10uF	Provisto por Integer
C12	Capacitor Polarizado 10nF	Provisto por Integer
R6, R7	Resistencia 1k	Provisto por Integer
R14	Resistencia 24k	Provisto por Integer
R5	Resistencia 47k	Provisto por Integer
R4	Resistencia 215k	Provisto por Integer
R9	Resistencia 232k	Provisto por Integer
R3	Resistencia 750k	Provisto por Integer
R28	Resistencia 0R	Provisto por Integer
R8, R10	Resistencia 1M	Provisto por Integer
U14	Preset 5k	3260W-1-502
L1	Inductor 18u	MSS1260-183MLB
D1	Diodo Schottky	MBR0520LT1G
NC	Micro USB cable	Provisto por Integer
NC	Conector IDE de 20 Pines macho/hembra	IDMD-10-T-12.00-G
NC	Switch toggle	7101P3YZQE
NC	Conector LEMO	PLG.M0.6GL.LG

Referencias

- [1] Algoritmo de verificación de cédula uruguaya. https://picandocodigo.github.io/ci_js/. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [2] The basic working principle of four wire resistive. <http://www.kentecdisplay.com/uploads/soft/Datasheet/Analog%20Touch%20Screens%20Application%20Note.pdf>. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [3] The basic working principle of four wire resistive. <https://www.rinalgp.com/info/the-basic-working-principle-of-four-wire-resis-25333024.html>. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [4] The basic working principle of four wire resistive. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/doc8091.pdf>. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [5] Curso Sistemas Médicos Implantables Activos. Fing - UdelaR, Diapositivas de teórico. <https://eva.fing.edu.uy/course/view.php?id=913>. Accessed: 20-Junio-2020.
- [6] Diseño y simulación de componentes para un dispositivo de bioimpedancia aplicado en pacientes renales. <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/70403>. Accessed: 20-Julio-2020.
- [7] Graphics lcd technologie. https://www.nxp.com/wcm_documents/techzones/microcontrollers-techzone/Presentations/graphics_lcd.technologies.pdf. Accessed: 3-Mayo-2020.
- [8] How leds produce white light. http://www.photonstartechnology.com/learn/how_leds_produce_white_light. Accessed: 3-Mayo-2020.
- [9] Lcd basics. <https://www.j-display.com/english/technology/lcdbasic.html>. Accessed: 2-Mayo-2020.
- [10] Lcd display module modes reflective transmissive transfective. <https://newvisiondisplay.com/lcd-display-module-modes-reflective-transmissive-transfective/>. Accessed: 2-Mayo-2020.
- [11] Liquid crystal displays lcd working. <http://www.circuitstoday.com/liquid-crystal-displays-lcd-working>. Accessed: 2-Mayo-2020.

Referencias

- [12] New developments in-liquid-crystals introduction to led backlight driving techniques for liquid crystal display panels. <https://www.intechopen.com/books/new-developments-in-liquid-crystals/introduction-to-led-backlight-driving-techniques-for-liquid-crystal-display-panels>. Accessed: 2-Mayo-2020.
- [13] Ssd2119 controller. <https://www.crystalfontz.com/controllers/SolomonSystech/SSD2119/352/>. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [14] Tft lcd display principle. <https://www.vislcd.com/tft-lcd-display-principle/>. Accessed: 2-Mayo-2020.
- [15] Tft lcd displays. <https://www.rose-hulman.edu/class/ee/hover/ece331/old%20stuff/LCD%20Panel%20Info/What%20is%20TFT%20LCD%20TV%20and%20LCD%20Monitor%20Panel.htm>. Accessed: 2-Mayo-2020.
- [16] Touch screen technologies. <https://www.planetanalog.com/touch-screen-technologies-enable-greater-user-device-interaction/>. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [17] Touchscreen controllers. <http://www.kentecdisplay.com/uploads/soft/Datasheet/TOUCHSCREENCONTROLLERTIPS.pdf>. Accessed: 4-Mayo-2020.
- [18] Anas Albulbul. Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology. *Bioengineering*, 3, 2016.
- [19] R N Baumgartner, W C Chumlea, and A F Roche. Estimation of body composition from bioelectric impedance of body segments. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 50(2):221–226, 08 1989.
- [20] Tushar Kanti Bera. Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: A review. *Journal of Medical Engineering*, 2014:1–28, 06 2014.
- [21] CK. 7101.
- [22] Duracell. *PC15US1214 Datasheet*.
- [23] Amphenol ICC. *10118194-0001LF Datasheet*.
- [24] Texas Instruments. *Image Reformer Users Guide*, 2005.
- [25] LEMO. *PLG.M0.6GL.LG Datasheet*.
- [26] Dale A. Schoeller Lynn C. Danford and Robert F. Kushner. Comparison of two bioelectrical impedance analysis models for total body water measurement in children. *Annals of Human Biology*, 19:603–607, 1992.
- [27] Shmuel Meyler Simcha Meisel-Moshe Weintraub Galina Mengeritsky Morris Mosseri y Pavel Rabinovich Michael Shochat, Gideon Charach. Prediction of cardiogenic pulmonary edema onset by monitoring right lung impedance. *Intensive Care Medicine*, 32:1214–1221, 2006.

- [28] Microchip. *MCP41100 Datasheet*.
- [29] OKW. *DATEC-MOBIL-BOX Datasheet*.
- [30] DAO-YANG OU, PING SHI, HONG-LIU YU, and PEI-YUAN WANG. Design and testing of a novel electrical stimulator base on wrist- ankle acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation. *DEStech Transactions on Biology and Health*, 02 2018.
- [31] John F. Murray-Jay A. Nadel Michael Gotway V. Courtney Broaddus Joel D. Ernst Talmadge E. King Jr. Robert J. Mason, Arthur Slutsky. *Murray and Nadel's Textbook of Respiratory Medicine*. Elsevier Saunders, 6 edition, 2016.
- [32] J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny, and J. G. Webster. Skin impedance from 1 hz to 1 mhz. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(8):649–651, 1988.
- [33] Morales-Sánchez E. Ireta-Moreno F. Ávalos-Zúñiga R. González-Barbosa J.J.. San-Pablo-Juárez, M.A. Método para medir densidad ósea a partir de conductividad eléctrica calculada por tomografía de impedancia eléctrica. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 38:492 – 506, 08 2017.
- [34] V. Seppä*, J. Viik, and J. Hyttinen. Assessment of pulmonary flow using impedance pneumography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(9):2277–2285, 2010.
- [35] B. Taji, S. Shirmohammadi, V. Groza, and I. Batkin. Impact of skin–electrode interface on electrocardiogram measurements using conductive textile electrodes. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 63(6):1412–1422, 2014.
- [36] Vinko Tomicic and Rodrigo Cornejo. Lung monitoring with electrical impedance tomography: technical considerations and clinical applications. *Journal of Thoracic Disease*, 11:3122–3135, 07 2019.
- [37] P Hofman GF Gillies-E Robinson y WS Cutfield VJ Tyrrell, G Richards. Foot-to-foot bioelectrical impedance analysis: a valuable tool for the measurement of body composition in children. *International journal of obesity and related metabolic disorders*, 25:273–278, 2001.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Índice de tablas

3.1. Pines de conector JTAG	20
3.2. Señales utilizadas en la comunicación SPI.	22
3.3. Características de del INA122.	43
3.4. Consumo máximo de los componentes, extraído de sus hojas de datos.	51
4.1. Niveles de batería.	73
4.2. Comandos implementados.	74
8.1. Tiempos teóricos del pulso.	110
8.2. Comparación teórica práctica de los tiempos intrapulso.	112
8.3. Pruebas para medida de resistencia en todo el rango de funcionamiento.	120
8.4. Medidas en solución salina a distintas distancias.	122

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Índice de figuras

2.1. Diagrama de bloques del sistema.	7
2.2. Conexión de los electrodos en el paciente.	9
3.1. Diagrama general de la arquitectura del sistema.	15
3.2. Diagrama de los subcircuitos a implementar y sus interacciones. . .	18
3.3. Conexión 4-wire JTAG.	20
3.4. Esquemático asociado al microcontrolador.	21
3.5. Display elegido para el dispositivo.	22
3.6. Vista inferior del PCB asociado al módulo del display.	23
3.7. Diagrama de electrónica del bloque de comunicación.	24
3.8. Esquemático asociado al bloque de comunicación.	25
3.9. Esquemático general del chip FT232R.	26
3.10. Diagrama funcional del TPD2E001 para protección contra ESD. . .	27
3.11. Conector USB elegido.	28
3.12. Diagrama de electrónica del bloque de alimentación.	29
3.13. Aplicación típica del convertidor TPS61041.	31
3.14. Esquemático asociado al step up.	32
3.15. Esquemático asociado al regulador de 5V.	32
3.16. Aplicación típica del regulador TPS709.	33
3.17. Esquemático asociado al regulador de 3.3 V.	34
3.18. Diagrama de electrónica del bloque de medición.	35
3.19. Esquema de la configuración de un puente H.	36
3.20. Esquema general de la configuración usada para el estímulo y sensado.	37
3.21. Esquema general de medición.	38
3.22. Esquema de las cuatro llaves que componen el integrado ADG1612, extraído de su hoja de datos	39
3.23. Esquemático de la fuente de corriente implementada.	40
3.24. Esquemático asociado al bloque de estímulo.	41
3.25. Esquema general del INA122 extraído de su hoja de datos.	42
3.26. Señales sensadas en los terminales de entrada del amplificador y su diferencia.	44
3.27. Esquema del circuito de sensado.	45
3.28. Intervalo en que puede excursionar la señal desde del paciente . . .	45
3.29. Diagrama de bloques del potenciómetro usado, extraído de su hoja de datos.	47

Índice de figuras

3.30. Esquema del uPC4250.	48
3.31. Diseño del layout realizado.	49
3.32. Área de interés para el cálculo del voltaje promedio de las baterías.	52
4.1. Arquitectura del sistema asociada a Round-Robin con interrupciones.	58
4.2. Diagrama de módulos del firmware del sistema.	59
4.3. Diagrama de interacción entre módulos y hardware.	61
4.4. Diagrama de funcionamiento del sistema.	62
4.5. Esquema de control del circuito de estimulación.	65
4.6. Puertos asociados a la señal de estimulación.	65
4.7. Señal de estimulación.	66
4.8. Serial Data Input del MCP41100.	68
4.9. <i>Rheostat Mode</i> de MCP41100.	69
4.10. Indicadores de batería.	71
4.11. Horas de servicio de pila alcalina AA <i>Duracell</i>	72
4.12. Voltaje en función de capacidad para un consumo de 25mA.	73
4.13. MSP430 Image Reformer.	76
4.14. Distintos bloques de memoria flash del MSP4305529.	78
4.15. Bloque D - Organización interna del registro.	79
4.16. Interfaz de programación MSP-FET430UIF.	80
5.1. Pantalla principal de la aplicación.	83
5.2. Barra de herramientas del menú inicial.	83
5.3. Pestaña para el ingreso de pacientes.	84
5.4. Pestaña de modificación de datos - selección.	85
5.5. Pestaña de modificación - edición del nombre.	86
5.6. Pestaña correspondiente a la visualización de datos.	86
5.7. Ventana de visualización de datos y medidas de un paciente.	87
5.8. Pestaña para eliminar la información de un paciente.	88
5.9. Pestaña de configuración del número de muestras.	89
6.1. Diseño mecánico del dispositivo	92
6.2. Conectores del dispositivo.	93
6.3. Interruptor del dispositivo	93
6.4. Fijación del display	94
6.5. Diseño del cable de paciente	95
7.1. Esquemático del circuito de estímulo implementado en el prototipo.	98
7.2. Diagrama del puente H utilizado para el bloque de estimulación.	99
7.3. Espejo de corriente Wilson	101
7.4. Esquemático del circuito de sensado diseñado para el prototipo.	102
7.5. Conexiones básicas del INA122.	103
7.6. Esquemático del circuito de alimentación.	104
8.1. 5 volts generados por el circuito de alimentación.	108
8.2. 3.3 volts generados por el circuito de alimentación.	109
8.3. Configuración para las pruebas del circuito de estimulación.	110

8.4.	Tren de pulsos con distancia de 100ms interpulso.	111
8.5.	Pulso de estimulación completo	112
8.6.	Pulso de estimulación fases de estímulo e intermedia.	113
8.7.	Pulso de estimulación con promedio de muestras.	113
8.8.	Despligue de ciertas pantallas del dispositivo.	117
8.9.	Configuración de las medidas de resistencia.	120
8.10.	Configuración del suero.	121
8.11.	Configuración del suero incluyendo el sistema.	122
A.1.	Configuración con dos y cuatro electrodos extraída de [20]	127
A.2.	Formas de pulso para realizar el estímulo [30]	128
A.3.	Tipos de balance de carga [5].	128
A.4.	Característica de la interfaz electrodo-tejido en función de la frecuencia [6]	130
A.5.	Modelo eléctrico equivalente de la interfaz electrodo-tejido [35].	131
B.1.	Estructura de una pantalla LCD [9]	134
B.2.	Estructura de una pantalla TFT LCD [9]	135
B.3.	Composición de un subpíxel y su circuito equivalente [15]	136
B.4.	Disposición de las moléculas en el cristal con y sin voltaje aplicado [14].	137
B.5.	Resistencias equivalentes en una configuración 4-wire [17]	138
B.6.	Estructura de una pantalla táctil en configuración 4-wire [17]	139
B.7.	Medidas realizadas para calcular el punto de contacto [16].	140
B.8.	Estructura de una fuente White LED backlight [8].	142

Esta es la última página.
Compilado el martes 17 noviembre, 2020.
<http://iie.fing.edu.uy/>