

UNIVERSIDAD NACIONAL DE MAR DEL PLATA

FACULTAD DE INGENIERIA

Laboratorio de Comunicaciones

Tesis de grado Ingeniería Electrónica

**Sistema no invasivo para medir niveles de glucosa en  
sangre**

**Autor: Manuel Casadei**

Directores:

Dr. Ing. Jorge Castiñeira Moreira

Dr. Ing. Alejandro José Uriz



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-  
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

## RESUMEN

La diabetes es una afección crónica que se desencadena cuando el organismo pierde su capacidad de producir suficiente insulina o de utilizarla con eficacia para mantener los niveles de glucosa en la sangre dentro de los márgenes normales. La insulina es una hormona producida por el páncreas que permite que la glucosa de los alimentos pase a las células del organismo, en donde se convierte en energía para que funcionen los músculos y los tejidos. Como resultado, una persona con diabetes no absorbe la glucosa adecuadamente, de modo que ésta queda circulando en la sangre (híper glucemia) y dañando los tejidos con el paso del tiempo, pudiendo provocar lesiones en los ojos, los riñones, los nervios, enfermedades cardíacas, derrames cerebrales e incluso la necesidad de amputar un miembro. Estas complicaciones se pueden reducir entre un 40 % y un 75 % mediante un adecuado control de los niveles de glucosa en sangre.

Hoy en día existen numerosos aparatos que permiten realizar un control de los niveles de glucosa en sangre, pero requieren, en general, de una punción en alguna parte del cuerpo para extraer una muestra de sangre. La naturaleza invasiva de los métodos convencionales, resulta dolorosa y suele provocar que la mayoría de los pacientes no realice el control adecuado. Si bien existen algunas empresas que han incursionado en la glucometría no invasiva, aun no existe una técnica ampliamente adoptada y su aplicación se encuentra por el momento en estado experimental.

El presente trabajo propone desarrollar la circuitería electrónica para excitar y medir la respuesta de un sensor de niveles de glucosa en sangre. Este sistema se basa en un sensor del tipo microstrip diseñado por el grupo y que se encuentra patentado a través de CONICET. Las características electromagnéticas del sensor varían de acuerdo a los niveles de glucosa en sangre del individuo. Dicho sensor debe ser excitado mediante un generador de barrido en frecuencia hasta 3GHz, y su respuesta debe ser registrada mediante un sistema de detección. También se presenta un acoplador direccional, como parte del sistema de medición completo para medir parámetro  $s_{1,1}$  (Señal reflejada). En una segunda etapa del trabajo se propone un nuevo sensor con un segundo diagrama en bloques para medir la señal transmitida  $s_{2,1}$ .

Se ha demostrado que las propiedades dieléctricas de la sangre y de los tejidos subcutáneos cambian debido a modificaciones en los niveles de glucosa presentes en la sangre en mucho mayor medida que las variaciones de otros compuestos presentes en ella. Estos cambios pueden ser detectados por un sensor de microondas, ya que cambios en la composición dieléctrica de una muestra de tejido biológico alteran la distribución de los campos electromagnéticos presentes en el sensor.

## CONTENIDO

|  |    |
|--|----|
| RESUMEN .....  | 2  |
| CONTENIDO.....   | 3  |
| INDICE DE FIGURAS.....   | 4  |
| 1 INTRODUCCIÓN.....  | 7  |
| Organización del trabajo.....  | 7  |
| 1.1 Diabetes.....  | 7  |
| 1.2 Relación entre propiedades eléctricas y concentración de glucosa ..... | 8  |
| 1.3 Modelo del tejido humano.....  | 9  |
| 1.4 Productos comerciales .....  | 10 |
| 2 DESARROLLO DE LOS DIFERENTES BLOQUES DEL SISTEMA PROPUESTO. ....         | 16 |
| 2.1 Generador barredor de frecuencia .....                                 | 17 |
| 2.2 Detector.....  | 24 |
| 2.3 Etapa de control .....   | 30 |
| 2.3.1 Implementación .....   | 32 |
| 2.3.2 Conexión RS232 .....   | 34 |
| 2.3.3 Conversor analógico digital.....                                     | 36 |
| 2.3.4 Pantalla de Cristal líquido (LCD).....                               | 37 |
| 2.3.5 Módulo Bluetooth.....  | 39 |
| 2.3.6 Reloj en tiempo real (RTC) .....                                     | 41 |
| 2.3.7 Lector de Tarjetas SD .....  | 44 |
| 2.3.8 Programación del microcontrolador PIC18F4550 .....                   | 45 |
| 2.4 Acoplador y amplificador .....   | 49 |
| 2.5 Segundo Diagrama en bloques propuesto.....                             | 50 |
| 3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE CIRCUITOS.....                                | 52 |
| 3.1 Consideraciones de diseño de circuitos impresos .....                  | 52 |
| 3.2 Diseño de los circuitos impresos.....                                  | 54 |
| 3.3 Implementación del circuito impreso .....                              | 61 |
| 3.4 Soldadura de placas. ....  | 65 |
| 3.5 Prototipo completo.....  | 67 |
| 4 MEDICIONES.....  | 68 |
| 5 CONCLUSIONES.....  | 74 |
| APÉNDICE .....   | 76 |
| BIBLIOGRAFÍA.....  | 79 |

## INDICE DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| FIGURA 1. CANTIDAD DE TRABAJOS EN REVISTAS CIENTÍFICAS PUBLICADOS POR DÉCADA.  | 11 |
| FIGURA 2. MEDIDOR NO INVASIVO DE LA EMPRESA CNOGA.   | 13 |
| FIGURA 3. RENDER DEL PRODUCTO GLUCOGENIUS. MÁS ALLÁ DE LA DIFERENCIA EN LA FORMA DE MEDIR LA GLUCEMIA, LA ESTÉTICA DEL MEDIDOR ES SIMILAR A LA DEL PRODUCTO PROYECTADO.  | 14 |
| FIGURA 4. VISTA LATERAL DEL PRODUCTO GLUCOGENIUS. PUEDEN VERSE LAS MEDIDAS DEL MISMO.  | 14 |
| FIGURA 5. MEDIDOR NO INVASIVO DE LA EMPRESA HITACHI. SI BIEN ES MÁS VOLUMINOSO QUE OTROS MODELOS, TIENE FUNCIONALIDADES QUE LO HACEN APROPIADO PARA PERSONAS QUE NO SEAN USUARIAS NATIVAS DE COMPUTADORAS O TELÉFONOS CELULARES. | 15 |
| FIGURA 6. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SISTEMA COMPLETO.  | 16 |
| FIGURA 7. DIAGRAMA EN BLOQUES FUNCIONAL.   | 17 |
| FIGURA 8. MAPA DE REGISTROS 0 Y 1.   | 19 |
| FIGURA 9. DIAGRAMA DEL PLL.  | 19 |
| FIGURA 10. DIAGRAMA DEL PLL.   | 20 |
| FIGURA 11. MAPA DE REGISTRO 4.   | 20 |
| FIGURA 12. BLOQUES DE SALIDA DE RF.  | 20 |
| FIGURA 13. SOFTWARE DE CONFIGURACIÓN PROVISTO POR EL FABRICANTE.   | 21 |
| FIGURA 14. DIAGRAMA TEMPORAL PARA LA CARGA DE UN SOLO REGISTRO.  | 22 |
| FIGURA 15. OSCILADOR DE 10MHZ. SEÑAL DE REFERENCIA.  | 23 |
| FIGURA 16. DIAGRAMA EN BLOQUES FUNCIONAL   | 24 |
| FIGURA 17. CARACTERÍSTICAS IDEALES PARA MAGNITUD Y FASE DEL AD8302.  | 26 |
| FIGURA 18. TENSIÓN DE MAGNITUD VS $V_{INPA} / V_{INPB}$ (GANANCIA) PARA FRECUENCIAS DE 100MHZ, 900, 1900, 2200 Y 2700MHZ.  | 26 |
| FIGURA 19. TENSIÓN DE FASE VS DIFERENCIA DE FASE PARA FRECUENCIAS DE 100MHZ, 900, 1900, 2200 Y 2700MHZ   | 27 |
| FIGURA 20. CONEXIONES BÁSICAS EN MODO DE COMPARACIÓN Y CONTROL.  | 27 |
| FIGURA 21. CONEXIONES BÁSICAS EN MODO DE MEDICIÓN.   | 28 |
| FIGURA 22. DIAGRAMA EN BLOQUES SIMPLIFICADO DE LA ETAPA DE SALIDA.   | 28 |
| FIGURA 23. CONEXIONES BÁSICAS.   | 29 |
| FIGURA 24. DIAGRAMA DE PINES DEL PIC18F4550.   | 30 |
| FIGURA 25. ARQUITECTURA INTERNA DEL PIC18F4550.  | 31 |
| EL CONECTOR POR EL CUAL SE ACCEDE AL PUERTO SERIE DE UNA COMPUTADORA ES DB9 DE TIPO MACHO. ESTE TIPO DE CONECTOR, JUNTO A LA DENOMINACIÓN DE SUS PINES, SE MUESTRA EN LA FIGURA 26.  | 34 |
| FIGURA 27. CONECTOR DB9.   | 34 |
| FIGURA 28. ESQUEMÁTICO DEL MAX232.   | 35 |
| FIGURA 29. DIAGRAMA EN BLOQUES DE UN CONVERTOR A/D.  | 36 |
| FIGURA 30. MODELO DEL CONVERTOR A/D DEL PIC18F4550.  | 37 |
| FIGURA 31. PINES DE LA PANTALLA LCD 20X04.   | 37 |
| FIGURA 32. MÓDULO BLUETOOTH HC06.  | 39 |
| FIGURA 33. MÓDULO RTC.   | 41 |
| FIGURA 34. DIAGRAMA DE PINES.  | 41 |
| FIGURA 35. DIAGRAMA TEMPORAL DE LECTURA/ESCRITURA DE UN BYTE.  | 42 |
| FIGURA 36. LECTORA DE TARJETA SD.  | 44 |
| FIGURA 37. DIAGRAMA DE FLUJO DEL ALGORITMO.  | 45 |
| FIGURA 38. SEGMENTO DE CÓDIGO NECESARIO PARA LA CONFIGURACIÓN DEL ADF4351.   | 46 |
| FIGURA 39. FUNCIÓN DE ESCRITURA DE REGISTROS DEL CI ADF4351.   | 47 |
| FIGURA 40. FUNCIÓN PROGRAMADA PARA EL BARRIDO EN FRECUENCIAS.  | 48 |
| FIGURA 41. ACOPLADOR DIRECCIONAL HP778D.   | 49 |

|  |    |
|--|----|
| FIGURA 42. DIAGRAMA DE PINES, ERA 5. PINES 2 Y 4 CORRESPONDEN A MASA. PIN 1 (ENTRADA). PIN 3 (SALIDA).   | 50 |
| FIGURA 43. CIRCUITO INTERNO DEL ERA 5.   | 50 |
| FIGURA 44. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SISTEMA COMPLETO.   | 51 |
| FIGURA 45. PERFIL DE UNA LÍNEA DE TRANSMISIÓN MICROSTRIP.  | 53 |
| FIGURA 46. SOFTWARE PARA CÁLCULO DE MICROSTRIP.  | 54 |
| FIGURA 47. DISEÑO DEL PCB DE LA ETAPA DE CONTROL.  | 54 |
| FIGURA 48. VISTA EN 3D DE LA PLACA DE CONTROL.   | 55 |
| FIGURA 49. CIRCUITO ESQUEMÁTICO DEL GENERADOR (IZQUIERDA) Y DETECTOR (DERECHA).  | 55 |
| FIGURA 50. DISEÑO DEL CIRCUITO IMPRESO DEL DETECTOR.   | 55 |
| FIGURA 51. CIRCUITO IMPRESO DEL DETECTOR EN NEGATIVO.  | 56 |
| FIGURA 52. VISTA EN 3D DEL DETECTOR.   | 56 |
| FIGURA 53. DISEÑO DEL CIRCUITO IMPRESO DEL GENERADOR.  | 56 |
| FIGURA 54. CIRCUITO IMPRESO DEL GENERADOR EN NEGATIVO.   | 57 |
| FIGURA 55. VISTA EN 3D DEL GENERADOR.  | 57 |
| FIGURA 56. INTERCONEXIÓN DE LAS HOJAS DEL PROYECTO.  | 58 |
| FIGURA 57. CIRCUITO ESQUEMÁTICO CORRESPONDIENTE A LA HOJA DE CONTROL.  | 59 |
| FIGURA 58. CIRCUITO ESQUEMÁTICO CORRESPONDIENTE AL DETECTOR.   | 59 |
| FIGURA 59. CIRCUITO ESQUEMÁTICO CORRESPONDIENTE AL GENERADOR DE FRECUENCIAS.   | 60 |
| FIGURA 60. DISEÑO DEL CIRCUITO IMPRESO DE LA PLACA GENERAL (10CM X 10CM).  | 60 |
| FIGURA 61. VISTA 3D DEL PCB FINAL.   | 60 |
| FIGURA 62. INSOLADORA UTILIZADA EN ESTE PROYECTO.  | 62 |
| FIGURA 63. PLACA CON FILM ADHERIDO.  | 63 |
| FIGURA 64. EJEMPLO ANTES DE REMOVER EL FILM.   | 64 |
| FIGURA 65. PCB FINALIZADO.   | 64 |
| FIGURA 66. PRIMER PROTOTIPO DEL SISTEMA. CON EL FIN DE AGILIZAR EL DISEÑO Y LAS PRUEBAS DE CADA ETAPA, CADA MÓDULO SE HA ENSAMBLADO POR SEPARADO: CONTROL, DETECTOR, GENERADOR DE SEÑALES. | 65 |
| FIGURA 67. IMAGEN DEL HORNO INFRARROJO T-962.  | 65 |
| FIGURA 68. CURVA DE CALOR UTILIZADA.   | 66 |
| FIGURA 69. IMAGEN DE LA DISTRIBUCIÓN INTERNA DEL PROTOTIPO.  | 67 |
| FIGURA 70. IZQUIERDA: SISTEMA FINALIZADO CON TODOS SUS BLOQUES FUNCIONANDO. . DERECHA: SE PRESENTA UN EJEMPLO EL PROCEDIMIENTO DE MEDICIÓN.  | 67 |
| FIGURA 71. GRÁFICO DE TENSIÓN DE SALIDA EN FUNCIÓN DE LA GANANCIA ENTRE CANALES A Y B.   | 68 |
| FIGURA 72. CAPTURA DE PANTALLA PASO A PASO DE UNA MEDICIÓN.  | 69 |
| FIGURA 73. BANCO DE MEDICIÓN UTILIZADO PARA HALLAR LA TRANSFERENCIA DEL SENSOR.  | 70 |
| FIGURA 74. RESPUESTA DEL SENSOR EN VACÍO PARA FRECUENCIAS ENTRE 0 Y 2.9 GHZ.   | 70 |
| FIGURA 75. RESPUESTA DEL SENSOR CON EL DEDO PARA FRECUENCIAS ENTRE 1400 MHZ Y 1800 MHZ.  | 71 |
| FIGURA 76. RESPUESTA DEL SENSOR SIN EL DEDO PARA FRECUENCIAS ENTRE 1400 MHZ Y 1800 MHZ.  | 71 |
| FIGURA 77. GRÁFICO DEL VALOR DEL CONVERSOR ANALÓGICO DIGITAL EN FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA INCIDENTE.  | 72 |
| FIGURA 78. GRÁFICO DEL VALOR DEL CONVERSOR ANALÓGICO DIGITAL EN FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA INCIDENTE.  | 73 |

## INDICE DE TABLAS

|   |    |
|---|----|
| TABLA 1. TABLA DE VERDAD DE CONTROL DE REGISTROS.           | 17 |
| TABLA 2. TABLA DE VERDAD DEL DIVISOR DE FRECUENCIA.         | 21 |
| TABLA 3. TABLA DE CONFIGURACIÓN DE POTENCIA DE SALIDA.      | 21 |
| TABLA 4. CONFIGURACIÓN DE PINES.                            | 25 |
| TABLA 5. VALORES DE LOS DIFERENTES COMPONENTES UTILIZADOS.  | 28 |
| TABLA 6. CONFIGURACIÓN ESTABLECIDA DE PINES DEL PIC18F4550. | 32 |
| TABLA 7. PINES DE LA PANTALLA LCD 20X04.                    | 38 |
| TABLA 8. TENSIÓN DE SALIDA EN FUNCIÓN DE LA GANANCIA.       | 68 |

# 1 INTRODUCCIÓN

## **Organización del trabajo**

A lo largo del siguiente trabajo se presentan los diferentes aspectos estudiados para ejecutar el plan de tesis establecido. Estos comprenden tanto los detalles del desarrollo llevado a cabo, los principios de funcionamiento de los dispositivos utilizados, como también los resultados obtenidos.

En este capítulo, se introduce la dolencia que es motivo de este trabajo y la relación existente entre la glucosa y las propiedades eléctricas de la sangre. Además, se describe brevemente el estado actual de diferentes dispositivos comerciales.

Capítulo 2: Se presenta el diagrama en bloques propuesto justificando la inclusión de cada uno de los bloques en particular. A partir del diagrama, se procede con un análisis detallado de cada etapa que interviene teniendo en cuenta sus especificaciones, principios de funcionamiento y las conexiones establecidas. Al final de esta sección, se propone un segundo diagrama en bloques.

Capítulo 3: En este capítulo se describe el desarrollo y la construcción de las placas necesarias para la realización del prototipo. Como se diseñaron los circuitos impresos y el proceso para construir todas las placas del prototipo.

Capítulo 4: Se presentan las mediciones realizadas con el fin de mostrar el correcto funcionamiento del sistema, en base a lo esperado.

## **1.1 Diabetes**

La diabetes es una afección crónica que se desencadena cuando el organismo pierde su capacidad de producir suficiente insulina o de utilizarla con eficacia para mantener los niveles de glucosa en la sangre dentro de los márgenes normales. La insulina es una hormona que se fabrica en el páncreas y que permite que la glucosa de los alimentos pase a las células del organismo, en donde se convierte en energía para que funcionen los músculos y los tejidos.

Como resultado, una persona con diabetes no absorbe la glucosa adecuadamente, de modo que esta queda circulando en la sangre (hiperglucemia) y dañando los tejidos con el paso del tiempo, pudiendo provocar lesiones en los ojos, los riñones, los nervios, enfermedades cardíacas, derrames cerebrales e incluso la necesidad de amputar un miembro. Las mujeres embarazadas también pueden desarrollar otro tipo de diabetes, la llamada diabetes gestacional.

Existen varios tipos de diabetes, pero los principales son:

- **Diabetes tipo 1.** La diabetes tipo 1 está causada por una reacción autoinmune, en la que el sistema de defensas del organismo ataca las células productoras de insulina del páncreas. Como resultado, el organismo deja de producir la insulina que necesita. La enfermedad puede afectar a personas de cualquier edad, pero suele aparecer en niños o jóvenes adultos. Las personas con esta forma de diabetes necesitan inyecciones de insulina a diario con el fin de controlar sus



niveles de glucosa en sangre. Sin insulina, una persona con diabetes tipo 1 moriría.

- **Diabetes tipo 2.** La diabetes tipo 2 es el tipo más común de la dolencia (la padece el 80% de los individuos que sufren diabetes). Suele aparecer en adultos, pero cada vez hay más casos de niños y adolescentes. En la diabetes tipo 2, el organismo puede producir insulina pero, o bien no es suficiente, o el organismo no responde a sus efectos, provocando una acumulación de glucosa en la sangre. El problema también se conoce como resistencia a la insulina, y es la raíz del deterioro del sistema de absorción de la glucosa en sangre. Los niveles de glucosa se controlan mediante dietas específicas y ejercicio.
- **Diabetes mellitus gestacional (DMG).** Se dice que una mujer tiene diabetes mellitus gestacional (DMG) cuando se le diagnostica diabetes por primera vez durante el embarazo. Cuando una mujer desarrolla diabetes durante el embarazo, suele presentarse en una etapa avanzada y surge debido a que el organismo no puede producir ni utilizar la suficiente insulina necesaria para la gestación.

Ya que la diabetes gestacional suele desarrollarse en una etapa avanzada de la gestación, el bebé ya está bien formado, aunque siga creciendo. El riesgo para el bebé es, por lo tanto, menor que los de cuyas madres tienen diabetes tipo 1 o tipo 2 antes del embarazo. Sin embargo, las mujeres con DMG también deben controlar sus niveles de glucemia a fin de minimizar los riesgos para el bebé. Esto normalmente se puede hacer mediante una dieta sana, aunque también podría ser necesario utilizar insulina.

La diabetes gestacional de la madre suele desaparecer tras el parto. Sin embargo, las mujeres que han tenido DMG corren un mayor riesgo de desarrollar diabetes tipo 2 con el paso del tiempo. Los bebés nacidos de madres con DMG también corren un mayor riesgo de obesidad y de desarrollar diabetes tipo 2 en la edad adulta.

Los tejidos biológicos están compuestos por conjuntos de células con una función específica, quedando entre ellas espacios llenos de líquido extracelular. Cada una de estas estructuras poseen propiedades eléctricas muy particulares, que determinan la respuesta de la muestra biológica a la acción de un campo eléctrico.

## **1.2 Relación entre propiedades eléctricas y concentración de glucosa**

Existen numerosos trabajos que muestran una correlación entre las propiedades eléctricas de la sangre (permitividad eléctrica relativa  $\epsilon_r$  y conductividad  $\sigma$ ) y la concentración de glucosa presente en la misma. En [5] se demostró dicha correlación midiendo las propiedades eléctricas de muestras de sangre de 10 adultos de entre 18 y 40 años. Dichas mediciones fueron realizadas en el rango de frecuencias de 500 MHz y los 20 GHz.

También se demostró en [6] la relación existente entre muestras in-vitro de sangre, y el valor de permitividad de la misma, midiendo tanto el coeficiente de reflexión, como el de transmisión utilizando una guía de ondas electromagnéticas hasta la frecuencia de 20 GHz.

Basándose en esta relación, es que se propone un método no invasivo de sensado de la concentración de glucosa en sangre de una persona, de manera indirecta, es decir, midiendo propiedades eléctricas con un sensor. El grupo previamente ha trabajado en la temática [1] [2]. Se ha realizado un estudio detallado de diferentes técnicas para desarrollar sensores. Además, se parte de estudios previos acerca de acopladores, en los que se pusieron a prueba las diferentes topologías para hallar el mejor comportamiento.

### **1.3 Modelo del tejido humano**

Para la aplicación en mediciones in vivo, es de interés utilizar modelos que tengan en cuenta las posibles capas que presentan en general los tejidos biológicos, y que dichas capas se encuentren, en lo posible, dieléctricamente bien diferenciadas. Una de las aplicaciones de modelos multi-capa en mediciones fisiológicas, es facilitar y estimar si es factible la detección de los cambios de propiedades dieléctricas en las diferentes capas del tejido en cuestión.

En *Nuutinen (2004)* [3], por ejemplo, los autores miden la permitividad de grasa subcutánea de manera no invasiva (e in vivo) y utilizan un modelo de piel de tres capas para evaluar: edemas locales, problemas de inflamación de tejidos y retención de líquido. Un procedimiento similar es utilizado en *Alanen. (1998)* [4] para la detección de fibrosis subcutánea. Bajo la capa de piel se encuentran estructuras (tejidos subcutáneos) muy diferentes entre sí, como músculo, hueso, cúmulos adiposos y otros tejidos de muy diversa constitución. A su vez, en cada una de estas estructuras cabe diferenciar otras subcapas dependiendo de aspectos tales como la zona corporal donde se sitúa. Por esto es necesario precisar qué zona del cuerpo humano se eligió para efectuar el sensado, para de esta manera elaborar un modelo multicapa más preciso que pueda caracterizar mejor los tejidos biológicos que se presenten en el mismo.

Se eligió el dedo meñique para utilizar el sensor, tomando en consideración las dimensiones del sensor, que el mismo resulte inocuo y que la zona sea de fácil acceso y pueda ser factible garantizar cierto grado de repetitividad en los ensayos y pruebas que se realicen. La otra razón para seleccionar el dedo meñique es que presenta menor dispersión de parámetros entre individuo e individuo, lo cual colabora con el desarrollo de un medidor más exacto.

La piel es el órgano más externo del cuerpo humano y lo envuelve casi completamente. Está compuesto principalmente por tres capas bien diferenciadas: epidermis, dermis e hipodermis. La epidermis constituye la barrera externa que protege al cuerpo humano del exterior y mantiene el nivel adecuado de los líquidos internos, permitiendo además, que algunos de ellos puedan salir al exterior. El espesor de la epidermis es, en general, muy delgado, aunque existen zonas con diferente grosor. Así, mientras que en ciertas zonas como la planta de los pies o las palmas de las manos, puede medir 1,5 mm, en otros lugares, como el contorno de los ojos, es inferior a 0,04 mm. Debajo de la epidermis se encuentra la dermis, la cual

desempeña una función protectora y representa la segunda línea de defensa contra los traumatismos. Las capas profundas de la dermis contienen folículos, y glándulas sebáceas.

Su grosor es entre 20 y 30 veces mayor que el de la epidermis. La capa más profunda de la piel es la hipodermis, la capa adiposa del organismo. Representa la reserva energética más importante del organismo gracias al almacenamiento y a la liberación de ácidos grasos. Está compuesta por lipocitos, ligamentos cutáneos, vasos linfáticos y vasos sanguíneos.

## **1.4 Productos comerciales**

### **Métodos invasivos**

La gran mayoría de los métodos actuales para obtener una indicación certera del nivel de glucosa en sangre son invasivos. Todos requieren que el paciente se punce o pinche un dedo, mano o antebrazo con una lanceta de manera que una pequeña muestra de sangre pueda ser colectada. Estos glucómetros, también llamados reflectómetros automatizados, están basados en la electroquímica de una tira de prueba para determinar los niveles de glucosa en sangre, y suelen estar equipados con lancetas cargadas con resortes para que la extracción de sangre resulte menos dolorosa. Cada tira contiene 10 capas de químicos, incluyendo glucosa oxidasa y ferrocianuro de potasio microcristalino. Cuando se incide una gota de sangre en una de las tiras, la glucosa de la muestra reacciona con las sustancias químicas y una corriente eléctrica es producida. La corriente es determinada por el medidor, el cual calcula la cantidad de glucosa. El resultado es mostrado en la pantalla del glucómetro.

Existe una gran variedad de estos dispositivos en el mercado; algunos de los más populares son el *Accutrend® Alpha*, *TRUEread®* y *OneTouch® SelectSimple®*. Tienen un amplio rango de medición (0 a 600 mg/dl) y demoran solamente entre 5 y 12 segundos para visualizar el resultado en pantalla.

En general, los rangos de medición varían entre glucómetros y no son lineales en todo el rango, por lo que las medidas muy bajas o muy altas están abiertas a interpretaciones y deben ser confirmadas por mediciones repetidas tomadas a partir de diferentes glucómetros. Existen varios factores que afectan directamente las mediciones efectuadas con estos glucómetros, como pueden ser el alcohol en gel, agua o jabón al limpiar la zona de testeo al mezclarse con la gota de sangre, el tamaño de dicha gota, el rango muy alto o muy bajo de glucosa (tal como se comentó antes), o tiras afectadas por la humedad. La dispersión de los glucómetros comerciales está en general en el orden del 10 %, pero se incrementa con los factores enunciados anteriormente, los cuales deberían ser corregidos antes de realizar la medición.

Existen también los sistemas de monitorización continua de glucosa en tiempo real (SMCG-TR), en los cuales dispositivos mínimamente invasivos son utilizados para medir los niveles de glucosa en el líquido intersticial que rodea las células de la piel, suministrando información continua sobre las fluctuaciones de glucosa en sangre. Son planteados como alternativa a la medición mediante punción en pacientes con rápidos cambios de los niveles de glucosa, o cuando éstos se producen durante la noche. Habitualmente constan de una membrana a la que se acopla la enzima glucosa oxidasa y que se sitúa sobre un sensor

amperométrico que es capaz de responder linealmente a la glucosa en el intervalo de 40 mg/dl a 700 mg/dl, dependiendo del equipo. La descarga de datos es realizada de forma inalámbrica a una computadora personal.

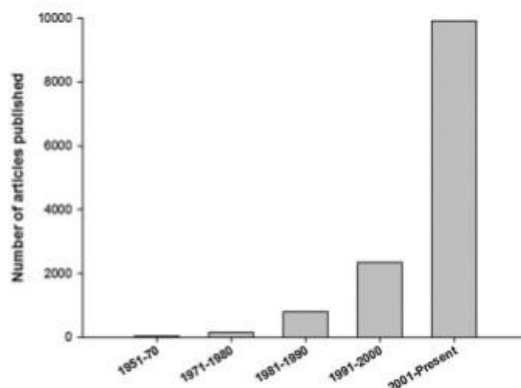
El **“2in1 Smart glucose meter”** es un accesorio para teléfonos inteligentes que permite colocar la tira utilizada para depositar la sangre en una medición tradicional, y procesarla mediante un teléfono inteligente con sistema operativo *Android®* o *Apple®*. Además, permite guardar registros de las mediciones realizadas.

A diferencia de este tipo de desarrollos, el sistema propuesto permite registrar los parámetros de forma no invasiva, lo que mejora la calidad de vida del individuo.

### **Métodos no invasivos**

Además de los métodos invasivos, se han planteado varias alternativas no invasivas. Las más populares son ***GlucoWatch® Automatic Glucose Biographer*** y ***GlucoBand®***.

En los últimos 15 años existió un incremento sostenido del número de publicaciones científicas relacionadas con técnicas de medición no invasiva de niveles de glucosa en sangre. En la Figura 2 se aprecia la cantidad de publicaciones en revistas científicas relacionadas con este tema. Puede verse que en el período entre 2001 y el 2013 se publicaron más de 10.000 trabajos, mientras que la sumatoria de los años anteriores asciende a menos de 4.000.



**Figura 1.** Cantidad de trabajos en revistas científicas publicados por década.

Este crecimiento en las actividades de investigación se ha visto reflejado en desarrollos comerciales. Las más populares son ***GlucoWatch® Automatic Glucose Biographer*** y ***GlucoBand®***.

***GlucoWatch*** se ideó inicialmente para que funcionara como complemento a las mediciones invasivas, por lo que de ninguna forma debe reemplazarlas. Está compuesto de dos partes: un monitor que se lleva en la muñeca como si fuera un reloj, el cual lleva una pantalla para visualizar los resultados, y un autosensor que actúa como parche. El monitor funciona enviando una pequeña corriente eléctrica a través de la piel, midiendo la glucosa a través del líquido intersticial que está debajo de la piel por un proceso conocido como *ionoelectroforesis*. Como consecuencia de esto en realidad el medidor cae en la categoría de ser semi – invasivo. El monitor debe programarse de acuerdo a cada paciente. El ***GlucoWatch*** hace sonar una alarma o

vibra cuando detecta unos niveles de glucosa en sangre demasiado altos o bajos para los parámetros del paciente. Presenta graves desventajas, entre las que se puede enumerar la dificultad de adquisición de dispositivos, su alta sensibilidad a la temperatura que provoca variaciones importantes en el nivel de glucosa medido, un periodo de precalentamiento de 3 horas, y principalmente su alto precio.

A diferencia del GlucoWatch (que realiza la medición mediante iontoelectroforesis), la invención propuesta realiza la medición utilizando una técnica distinta (se considera el sistema resonador-dedo como la carga de una línea de transmisión y se mide la onda reflejada). Además, el GlucoWatch requiere un proceso de precalentamiento, mientras que el prototipo funcional no requerirá dicho proceso.

GlucoBand es un dispositivo electrónico de escaneo compacto que hace uso de fenómenos de bioresonancias para medir los niveles de glucosa en sangre en forma no invasiva y monitorearlos en forma continua. El dispositivo, con forma similar a un reloj de muñeca, está integrado por una pantalla LCD, un microcontrolador embebido, memoria flash, electrodos integrados, batería y malla ajustable. La tecnología de Resonancia Bioelectromagnética (BEMR®) está basada en la detección de cambios en la impedancia eléctrica del cuerpo humano causados por una onda electromagnética aplicada externamente, donde cada concentración de glucosa tiene una única auto oscilación molecular distintiva debido a dicha onda incidida. Presenta inconvenientes tales como su demora, su elevado costo y su escasa disponibilidad en el mercado.

A diferencia del GlucoBand (que realiza la medición en la muñeca del individuo), la invención propuesta tal como se dijo previamente, realiza la medición en el dedo meñique del individuo. Desde el punto de vista médico, el dedo es un punto más adecuado de medición porque es un lugar donde se produce mayor concentración de azúcar en sangre, dando así una estimación de “peor caso” de la medición.

Existen otros métodos alternativos bastante novedosos. El **GlucoTrack**® DF-F es un sensor pequeño que se sujeta al lóbulo de la oreja y se conecta a un control de mano/unidad de visualización del tamaño de un teléfono inteligente. El lóbulo de la oreja contiene un gran número de vasos capilares y la sangre fluye relativamente lenta; todos estos factores, en conjunto con una cantidad baja de grasa y nervios, y ausencia de hueso, contribuyen a una mejor lectura. GlucoTrack emplea una combinación de tres métodos, utilizando el ultrasonido, el método electromagnético, y las tecnologías térmicas para obtener lecturas de glucosa en sangre. Las mediciones independientes son obtenidas utilizando los tres métodos simultáneamente durante un período de un minuto. Luego los resultados son correlacionados y promediados utilizando un algoritmo propietario. GlucoTrack puede medir tanto los niveles de glucosa en el momento como los continuos y con resultados que se muestran en una pantalla LCD de gran tamaño. Aunque la compañía dice que el proceso de calibración es muy simple, requiere de bastante tiempo (alrededor de 1,5 horas). Un puerto USB es utilizado para la descarga de datos y para recargar la batería. Nuevamente, a diferencia del GlucoTrack (que realiza la medición en el lóbulo de la oreja del individuo), la invención propuesta tal como se dijo previamente, realiza la medición en el dedo meñique del individuo.

Sobresalen también métodos ópticos no invasivos, como la espectroscopía fotoacústica. La espectroscopía fotoacústica al infrarrojo permite extraer información de la composición química del material medido (piel). El efecto fotoacústico es la generación de sonido debido a la absorción de luz, entonces sólo basta medir con un micrófono la intensidad del sonido producido para medir la combinación de colores absorbida por el azúcar.

El **C8 MediSensor®**, es un sensor óptico donde los niveles de glucosa son medidos utilizando la espectroscopía Raman (mediante la cual un láser es aplicado sobre la huella del dedo y la luz coloreada que sale del otro lado es analizada, donde los diferentes colores de salida representan distintas cantidades y químicos en las capas). Hay una ventana pequeña de vidrio en la parte posterior del sensor que es colocada en contacto con la piel mediante un poco de gel ultrasonido para facilitar el acoplamiento óptico. La glucosa en sangre es medida por el aparato en contacto con la piel cada tres minutos y éste envía los valores vía Bluetooth a un teléfono inteligente (actualmente con sistema operativo Android, pero se está desarrollando una aplicación para iPhone®). El **LighTouch®**, de la empresa Medical Inc., también hace uso de la espectroscopía Raman.

**SCOUT Diabetes Score®**, de la empresa Verelight, mide la fluorescencia de la piel usando la tecnología patentada para detectar marcadores biológicos que se encuentran en la piel relacionados con la exposición glucémica acumulativa, el estrés oxidativo y cambios microvasculares. Un algoritmo patentado es ajustado a las variaciones en el tono de la piel y transforma la fluorescencia de la piel medida, midiendo la reflectancia en un SCOUT DS.



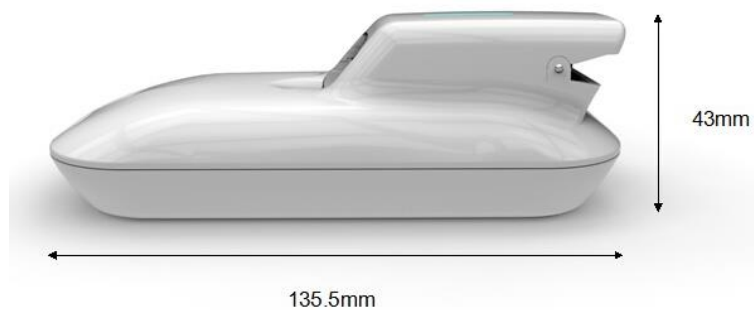
**Figura 2.** Medidor no invasivo de la empresa CNOGA.

El CNOGA es un medidor óptico, la calibración es individual a cada persona. Debe ser calibrado aproximadamente cada 15 días. El producto no es fiable para hipoglucemias. Asimismo, a diferencia de estas técnicas que estiman los parámetros mediante procesos químicos, el desarrollo objeto de esta solicitud de financiamiento realiza la medición utilizando conceptos de electromagnetismo y un sensor que consiste en un resonador desarrollado con tecnología del tipo microstrip.

El Glucogenius es un medidor que además de un sensor infrarrojo, utiliza varios sensores para realizar la aproximación. Su estética y rendimiento son muy similares al producto propuesto.



**Figura 3.** Render del producto Glucogenius. Más allá de la diferencia en la forma de medir la glucemia, la estética del medidor es similar a la del producto proyectado.



**Figura 4.** Vista lateral del producto Glucogenius. Pueden verse las medidas del mismo.

Existen más métodos ópticos que hacen uso de las propiedades de la luz al atravesar un determinado material, dado que la glucosa causa polarización en la luz. También puede analizarse la absorción o emisión en la región entre 2,5 a 25  $\mu\text{m}$  causada por la presencia de glucosa en un fluido. Por último, en la Figura 5 se presenta un medidor no invasivo marca Hitachi®, el cual se diferencia de los anteriores por poseer una pantalla LC



**Figura 5.** Medidor no invasivo de la empresa Hitachi. Si bien es más voluminoso que otros modelos, tiene funcionalidades que lo hacen apropiado para personas que no sean usuarias nativas de computadoras o teléfonos celulares.

#### **Diferencias existentes entre el sistema propuesto y productos comerciales.**

Respecto a los medidores invasivos, esta invención se diferencia por el hecho de no ser invasivo. En cuanto a los medidores no invasivos previamente descritos:

A diferencia del GlucoWatch (que realiza la medición mediante iontoelectroforesis), el producto desarrollado realiza la medición utilizando una técnica distinta (se considera el sistema resonador-dedo como la carga de una línea de transmisión y se mide la onda reflejada).

A diferencia del GlucoBand (que realiza la medición en la muñeca del individuo), la invención propuesta tal como se dijo previamente, realiza la medición en el dedo meñique del individuo. Desde el punto de vista médico, el dedo es un punto más adecuado de medición porque es un lugar donde se produce mayor concentración de azúcar en sangre, dando así una estimación de “peor caso” de la medición. Asimismo, existe una menor dispersión de parámetros entre individuos en el dedo meñique, respecto de la muñeca de los mismos.

Respecto a los medidores ópticos, este sistema trabaja con ondas electromagnéticas de menor frecuencia.

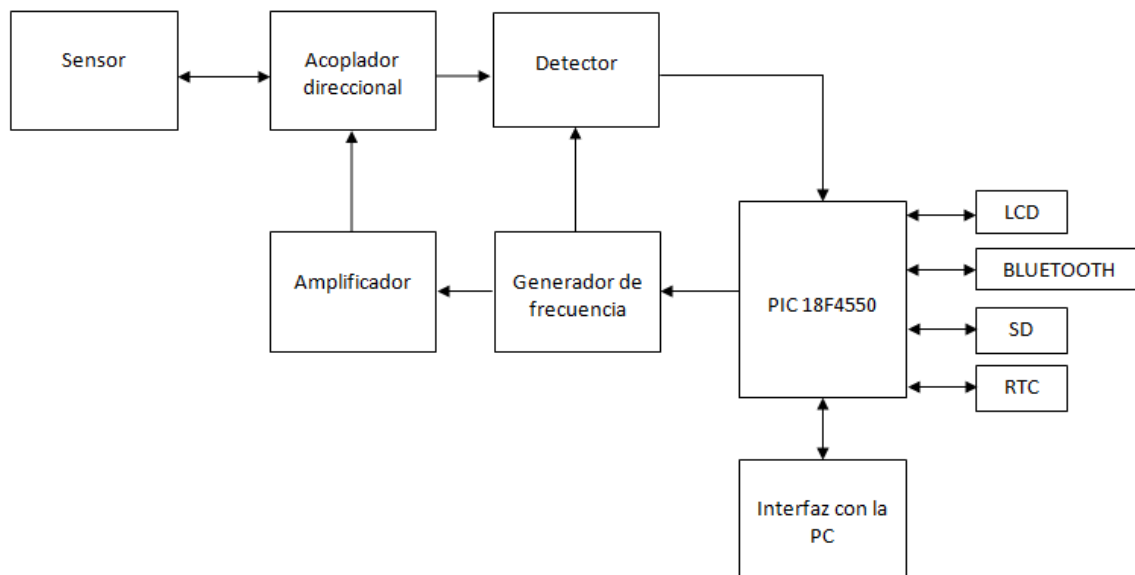
A diferencia de estas técnicas, la invención propuesta realiza la medición utilizando ondas electromagnéticas en el rango de 500 MHz y 3GHz. Por último, se destacan también métodos no invasivos basados en el aliento, cuyo principio de funcionamiento radica en un dispositivo capaz de medir el nivel de glucosa en base a la acetona del aliento, sabiendo que el aliento con olor a fruta dulce o acetona es un indicador de diabetes; y en la saliva, hallándose proteínas que indican prediabetes y diabetes tipo 2. A diferencia de estas técnicas que estiman los parámetros mediante procesos químicos, el sistema propuesto realiza la medición utilizando conceptos de electromagnetismo y un sensor que consiste en un resonador desarrollado con tecnología del tipo microstrip y patentado por el grupo de investigación del laboratorio.



## 2 DESARROLLO DE LOS DIFERENTES BLOQUES DEL SISTEMA PROPUESTO.

En esta sección se presenta la implementación del sistema completo con todos los módulos que intervienen tanto en la medición, procesamiento y visualización del nivel de glucosa en sangre. En la Figura 6 se puede observar un diagrama en bloques del sistema completo con todos sus módulos internos y la comunicación que existe entre ellos.

Para caracterizar un sistema lineal, se utilizan ciertos parámetros que describen el comportamiento eléctrico. Existen los parámetros “S” (*Scattering parameters*) en los que se trabaja con ondas viajantes en lugar de tensiones o corrientes. Sistemas de alta frecuencia tienen una fuente de potencia que puede ser incidente, transmitida o reflejada. El sistema cuyo diagrama en bloques se muestra en la Figura 6 se basa en la medición de la potencia reflejada, es decir, el parámetro  $S_{1,1}$ .



**Figura 6.** Diagrama en bloques del sistema completo.

En este Capítulo también se detalla puntualmente el objetivo y funcionamiento de cada bloque que interviene en el sistema.

## 2.1 Generador barredor de frecuencia

Esta etapa se basa en un circuito integrado (ADF4351) [7] basado en un oscilador controlado por tensión, capaz de generar una salida senoidal con una frecuencia en el rango 35-4400 MHz. En la Figura 7 se puede observar el diagrama en bloques del integrado de Analog Devices en donde  $RF_{OUTA}$  y  $RF_{OUTB}$  son dos salidas idénticas e independientes.

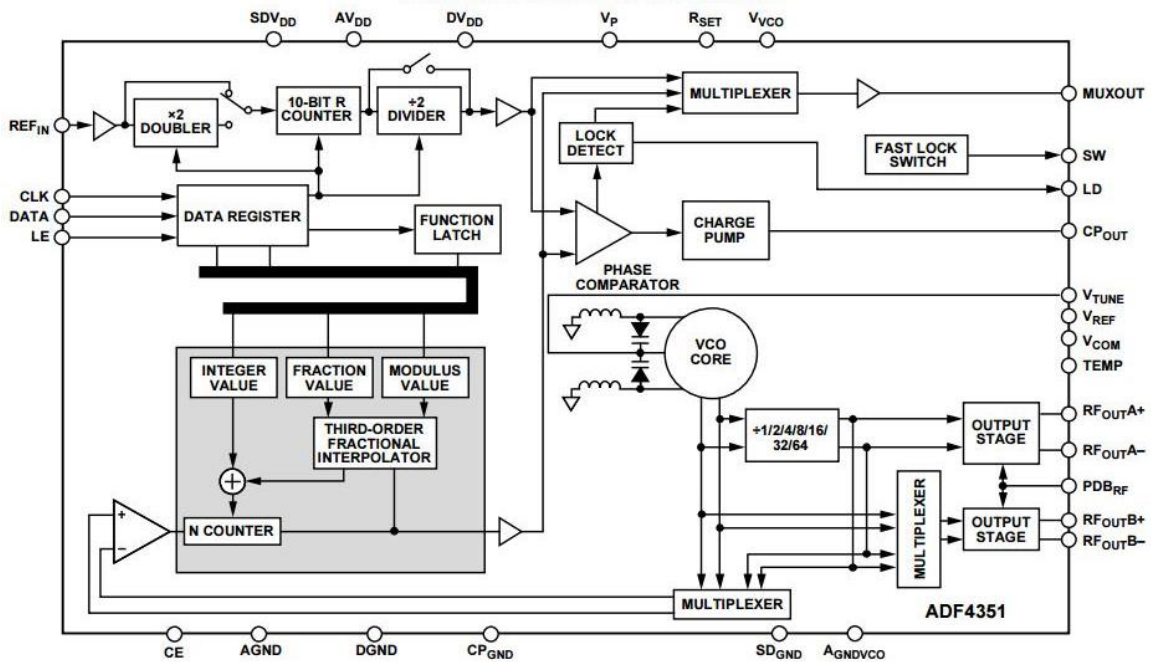


Figura 7. Diagrama en bloques funcional.

La frecuencia de salida es programable mediante registros. El integrado consta de 6 registros de 32 bits. Todos tienen en común un campo de tres bits reservado para el control. La Tabla 1 muestra la tabla de verdad para estos 3 bits de control. Esta configuración permite además establecer la potencia de salida de cada una de las dos salidas así como inhabilitar alguna de ellas.

| Bit 0 | Bit 1 | Bit 1 | Registro |
|-------|-------|-------|----------|
| 0     | 0     | 0     | 0        |
| 0     | 0     | 1     | 1        |
| 0     | 1     | 0     | 2        |
| 0     | 1     | 1     | 3        |
| 1     | 0     | 0     | 4        |
| 1     | 0     | 1     | 5        |

Tabla 1. Tabla de verdad de control de registros.

Los registros deben ser configurados en orden descendente comenzando por el R5. La frecuencia de salida solamente se actualiza ante cambios del registro principal R0.

La frecuencia de la señal de salida se calcula a partir de la Ecuación 1 donde INT, FRAC, MOD y R son campos de los diferentes registros de configuración. En la Figura 8 se pueden observar los dos registros principales que contienen los campos requeridos para el cálculo de la frecuencia. Por otra parte  $REF_{IN}$  es la frecuencia de referencia a utilizar; en este caso en particular se tomó una referencia de 10MHz.

$$RF_{OUT} = f_{PFD} * \left( INT + \frac{FRAC}{MOD} \right) \quad (1)$$

Donde:

$$f_{PFD} = \frac{REF_{IN}}{Divisor} * \left[ \frac{1 + D}{R * (1 + T)} \right]$$

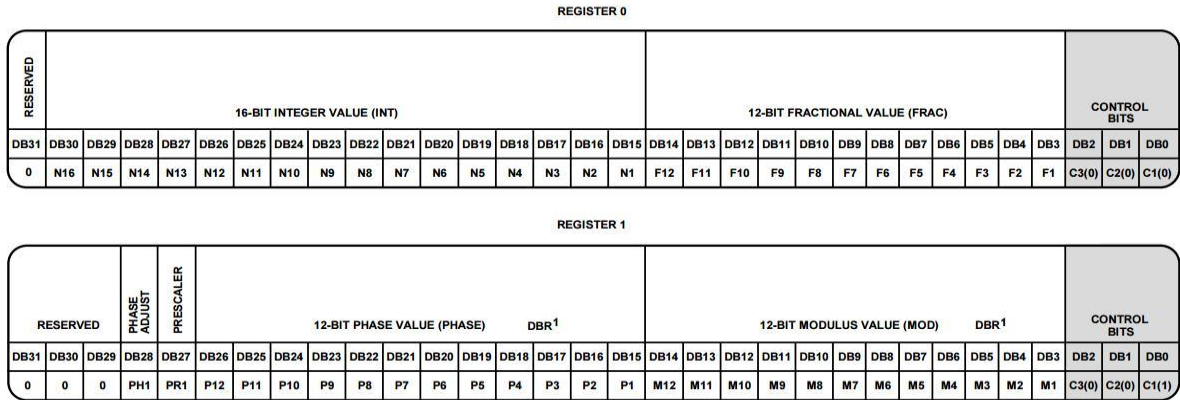
- INT = número entre 23 y 65535.
- FRAC = de 0 a (MOD-1).
- MOD = de 2 a 4095.
- D = Duplicador de referencia (0 o 1).
- R = Divisor (de 1 a 1023).
- T = Divisor por 2 (0 o 1).
- Divisor =  $2^n$  para  $n \leq 6$ .

Por simplicidad de cálculo adoptamos T = 1, D = 0 y R = 1. Por lo tanto,

$$f_{PFD} = \frac{REF_{IN}}{2} = 5MHz.$$

Para poder lograr una resolución de 100kHz se adopta MOD = 100 dado que la resolución es  $\frac{REF_{IN}}{MOD}$ . Luego para calcular los valores de INT y FRAC se procede con las siguientes ecuaciones:

- $INT = floor\left(\frac{RF_{OUT}}{f_{PFD}}\right) = floor\left(\frac{RF_{OUT}}{5MHz}\right)$
- $FRAC = (RF_{OUT} - INT * f_{PFD}) * \frac{MOD}{f_{PFD}} = (RF_{OUT} - INT * 5MHz) * \frac{MOD}{5MHz}$

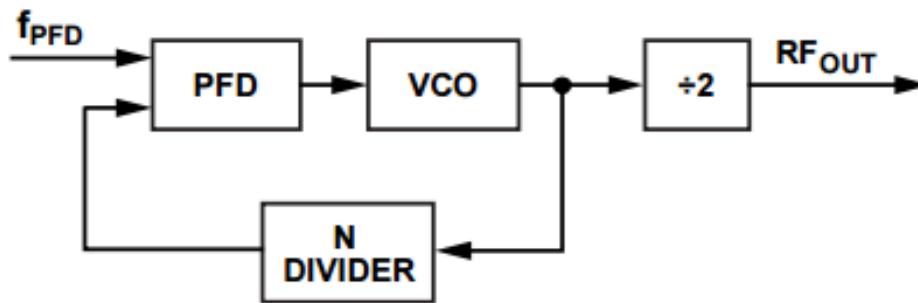


**Figura 8.** Mapa de registros 0 y 1.

El registro 0 resulta entonces ser igual a:

$$\text{Registro 0} = 8 * \text{FRAC} + 32768 * \text{INT}$$

En cuanto al funcionamiento, esta etapa se basa principalmente en un PLL. Este último es un circuito realimentado que permite generar frecuencias de salida más altas que las de entrada mediante sus diferentes bloques como se muestra en el diagrama de la Figura 9. Se puede observar el bloque PFD (*Phase frequency detector*) mencionado previamente.



**Figura 9.** Diagrama del PLL.

El divisor “N divider” depende de los valores configurados INT, FRAC y MOD. En el diagrama de la Figura 10 se puede observar cómo se determina el valor del Divisor N. Este bloque responde a la siguiente ecuación:

$$N = INT + \frac{FRAC}{MOD}$$

Es decir,

$$N = \frac{RF_{OUT}}{f_{PFD}}$$

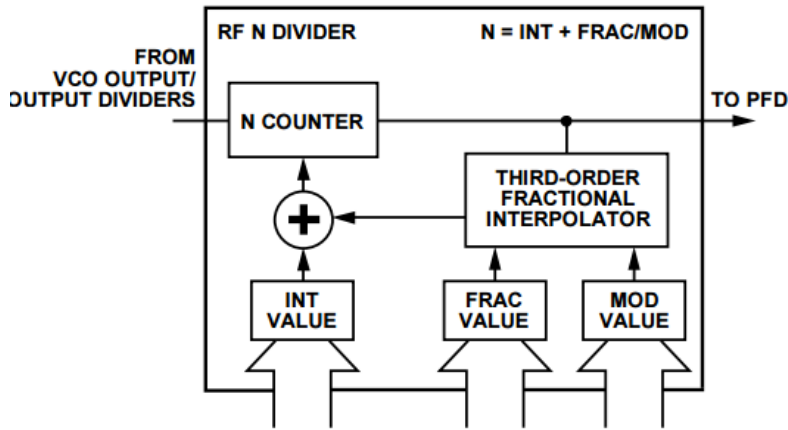


Figura 10. Diagrama del PLL.

En la Figura 11 se muestra el mapa del registro 4 en el cual se encuentra el parámetro “Divisor”. Se utiliza para poder trabajar en diferentes rangos de frecuencia y los valores posibles son potencias de 2. Este divisor se representa mediante un bloque entre el VCO y la salida como se muestra en la Figura 12. La tabla de verdad correspondiente a este campo se muestra en la Tabla 2. En cuanto a la potencia de salida, también es configurable mediante los bits 3 y 4 del registro 4 como se muestra en la Tabla 3.

| RESERVED |      |      |      |      |      |      |      | FEEDBACK SELECT | RF DIVIDER SELECT |      | 8-BIT BAND SELECT CLOCK DIVIDER VALUE |      |      |      |      |      |      |      | VCO POWER-DOWN | MTLD | AUX OUTPUT SELECT | AUX OUTPUT ENABLE | AUX OUTPUT POWER | RF OUTPUT ENABLE | OUTPUT POWER |     |     | CONTROL BITS |       |       |       |
|----------|------|------|------|------|------|------|------|-----------------|-------------------|------|---------------------------------------|------|------|------|------|------|------|------|----------------|------|-------------------|-------------------|------------------|------------------|--------------|-----|-----|--------------|-------|-------|-------|
| DB31     | DB30 | DB29 | DB28 | DB27 | DB26 | DB25 | DB24 | DB23            | DB22              | DB21 | DB20                                  | DB19 | DB18 | DB17 | DB16 | DB15 | DB14 | DB13 | DB12           | DB11 | DB10              | DB9               | DB8              | DB7              | DB6          | DB5 | DB4 | DB3          | DB2   | DB1   | DB0   |
| 0        | 0    | 0    | 0    | 0    | 0    | 0    | 0    | D13             | D12               | D11  | D10                                   | BS8  | BS7  | BS6  | BS5  | BS4  | BS3  | BS2  | BS1            | D9   | D8                | D7                | D6               | D5               | D4           | D3  | D2  | D1           | C3(1) | C2(0) | C1(0) |

Figura 11. Mapa de registro 4.

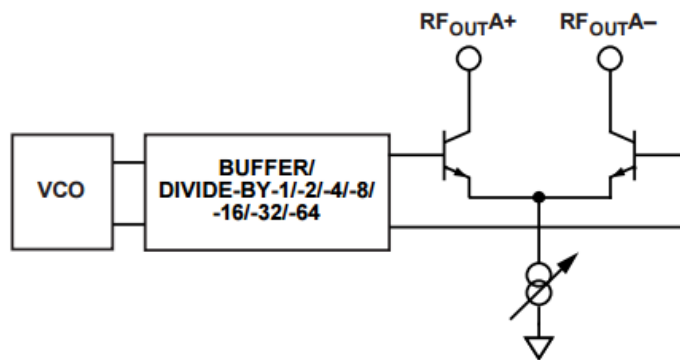


Figura 12. Bloques de salida de RF.

| D12 | D11 | D10 | Divisor de RF |
|-----|-----|-----|---------------|
| 0   | 0   | 0   | 1             |
| 0   | 0   | 1   | 2             |

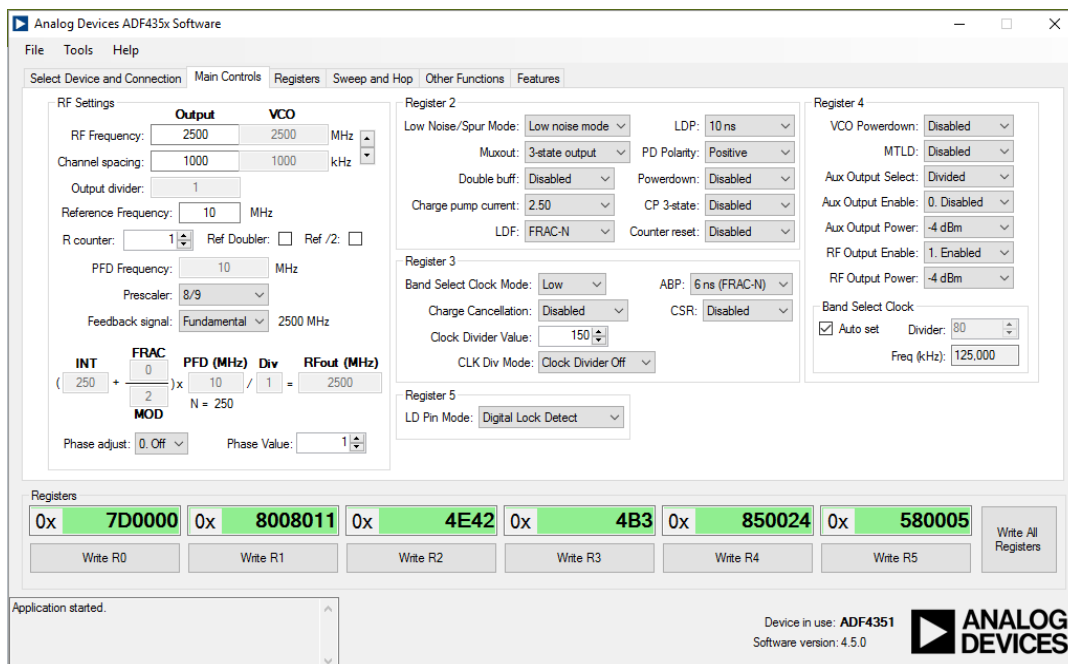
|   |   |   |    |
|---|---|---|----|
| 0 | 1 | 0 | 4  |
| 0 | 1 | 1 | 8  |
| 1 | 0 | 0 | 16 |
| 1 | 0 | 1 | 32 |
| 1 | 1 | 0 | 64 |

**Tabla 2.** Tabla de verdad del Divisor de frecuencia.

| D2 | D1 | Potencia de Salida |
|----|----|--------------------|
| 0  | 0  | -4dBm              |
| 0  | 1  | -1dBm              |
| 1  | 0  | +2dBm              |
| 1  | 1  | +5dBm              |

**Tabla 3.** Tabla de configuración de potencia de salida.

Para un cálculo inicial, se puede utilizar un software proporcionado por el fabricante. Este mismo, permite obtener los valores de los seis registros mediante la selección de los diferentes parámetros como se observa en la Figura 13. Por ejemplo, se pueden observar los diferentes registros para obtener una frecuencia de salida de 2500 MHz, con una potencia de -4 dBm a partir de una señal de referencia de 10 MHz.

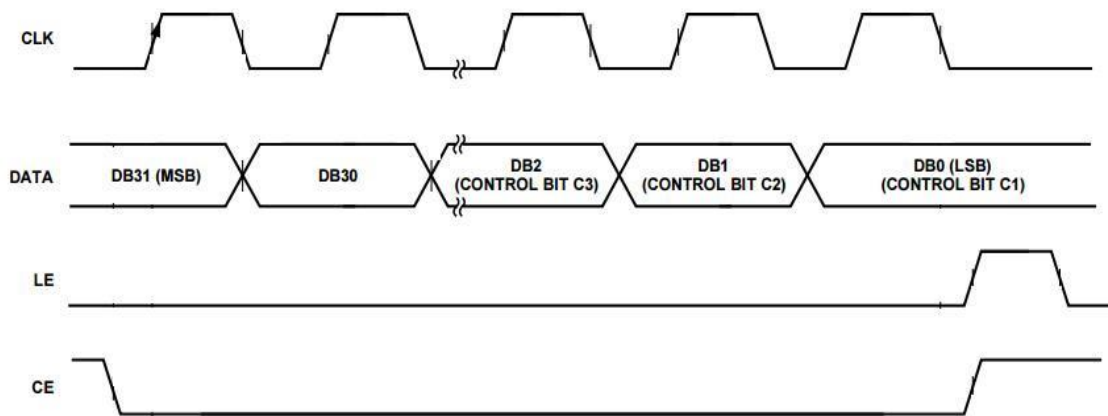


**Figura 13.** Software de configuración provisto por el fabricante.

En cuanto a la programación del circuito integrado, requiere de una interface de 4 canales denominada SPI. Consta de una línea de reloj (CLK), datos (DATA), *chip enable* (CE) y *load enable* (LE).

- CLK: Provee el sincronismo de los datos.
- DATA: Los datos enviando primero el bit más significativo (MSB).
- LE: Cuando se pone en alto, los 32 bits que se encuentran en buffer son cargados en el registro correspondiente a los 3 bits de control.
- CE: Bit de habilitación de la salida de RF.

En la Figura 14 se muestra un diagrama de tiempos representativo de las diferentes líneas de comunicación que forman parte de la carga de un registro.



**Figura 14.** Diagrama temporal para la carga de un solo registro.

Para la conexión con el microcontrolador se establecieron los siguientes pines del PIC18F4550. El microcontrolador cuenta con un puerto SPI físico, aunque se optó por dejarlo libre y utilizar un puerto por software.

- CLK PIN\_C0
- DATA PIN\_C1
- LE PIN\_C2
- CE PIN\_C4

Como se mencionó anteriormente, la señal de referencia se adoptó de 10 MHz. En primera instancia se utilizó un generador de funciones para comprobar el correcto funcionamiento del sintetizador. Se generó una onda cuadrada de amplitud pico a pico 1,2V y 0,6V de offset para proteger al dispositivo de tensiones negativas. En una segunda instancia, se propuso independizar el dispositivo de un instrumento comercial y de semejante tamaño. Una señal de 10MHz se puede generar con un oscilador. En la Figura 15 se puede apreciar el circuito esquemático del oscilador propuesto basado en un cristal de 10MHz. El circuito cuenta con dos transistores NPN 2N3904. La elección de este modelo de transistor se debe al ancho de banda

ya que debe operar en los 10MHz. El transistor utilizado posee un ancho de banda de 150MHz, información extraída de hojas de datos.

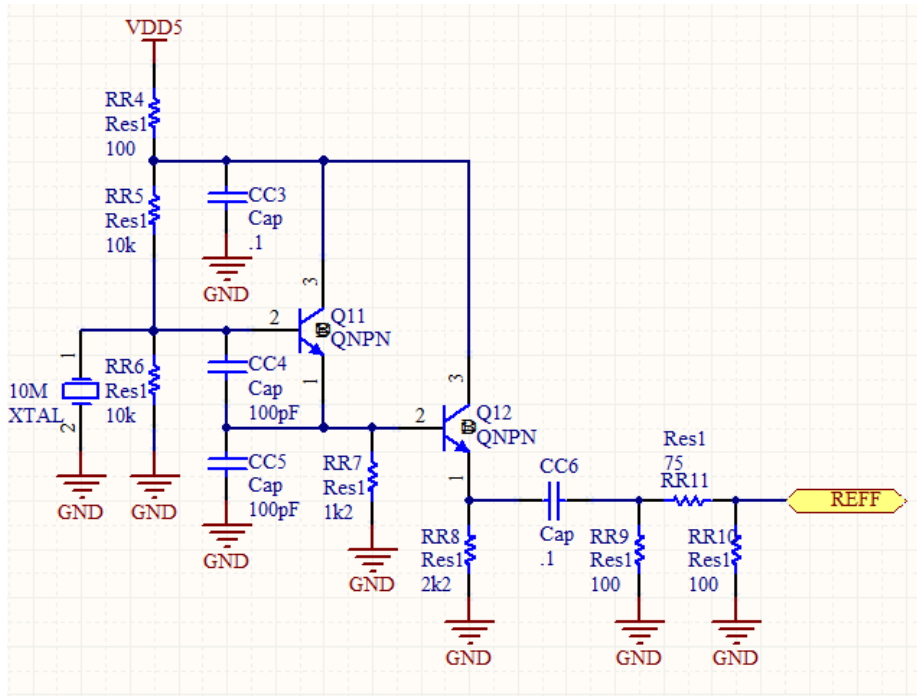


Figura 15. Oscilador de 10MHz. Señal de referencia.



## 2.2 Detector

Otro componente crítico para este proyecto es el encargado de medir la respuesta del sensor diseñado. Esta etapa consta de un circuito integrado (AD8302) [8] utilizado para medir ganancia y fase entre dos señales A y B. Requiere una fuente de alimentación entre 2,7v – 5,5 v. En el mercado, se pueden encontrar diferentes circuitos integrados de este tipo. Sin embargo, se tuvo en cuenta el rango dinámico así como también la frecuencia de trabajo. Este integrado puede soportar potencias de entrada entre -60 dBm y 0dBm y funciona correctamente hasta una frecuencia de 2,7 GHz. A partir de la medición interna de ganancia y defasaje entre ambas entradas, se establece la salida a un nivel de tensión dado.

En la Figura 16 se observa el diagrama en bloques funcional del integrado.

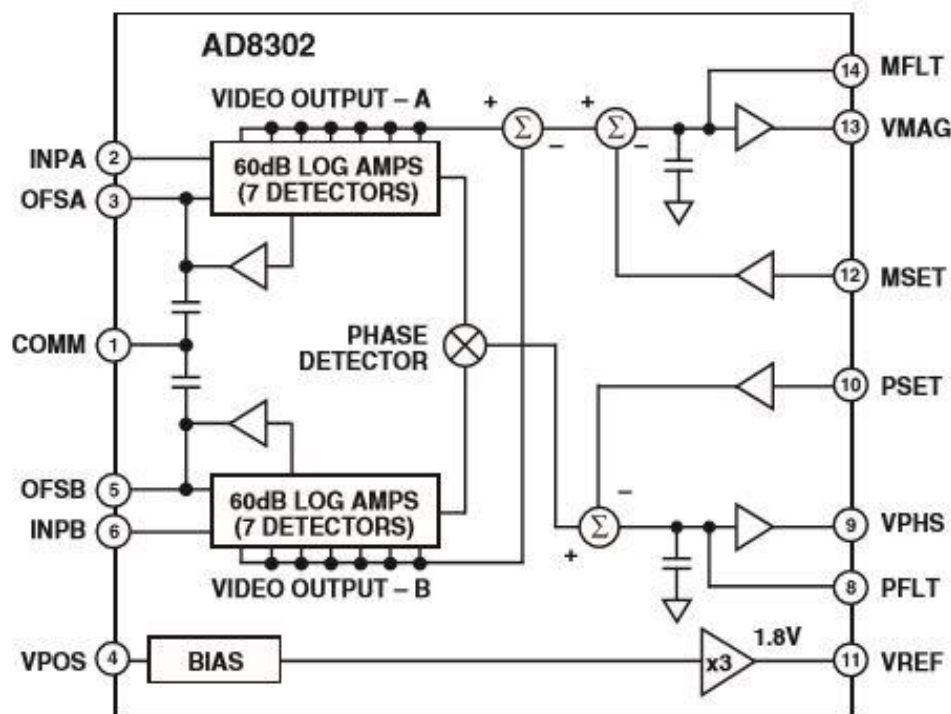


Figura 16. Diagrama en bloques funcional

Este circuito se basa en dos amplificadores logarítmicos que proveen una función de compresión logarítmica lo que permite convertir un gran rango dinámico de entrada en una salida compacta en escala de decibeles. Esta última característica fue determinante a la hora de la elección del componente, dada la importancia y simplicidad de los cálculos por tratarse de una salida proporcional a la entrada. En la Tabla 4 se describe la función de cada uno de los pines del circuito integrado AD8302.

| Nro. PIN | Etiqueta | Función  |
|----------|----------|--|
| 1,7      | COMM     | Conectada a 0V.  |
| 2        | INPA     | Entrada de alta impedancia, canal A.                         |
| 3        | OFSA     | Un condensador a 0V en este pin permite compensar el offset. |
| 4        | VPOS     | Fuente de alimentación. Entre 2,7V a 5,5V                    |
| 5        | OFSB     | Un condensador a 0V en este pin permite compensar el offset. |
| 6        | INPB     | Entrada de alta impedancia, canal B.                         |
| 8        | PFLT     | Filtro pasabajos de la salida de Fase.                       |
| 9        | VPHS     | Salida proporcional a la diferencia de fase entre A y B.     |
| 10       | PSET     | Permite modificar la escala de VPHS.                         |
| 11       | VREF     | Tensión de referencia generada internamente de 1,8V.         |
| 12       | MSET     | Permite modificar la escala de VMAG.                         |
| 13       | VMAG     | Salida proporcional a los decibeles entre A y B.             |
| 14       | MFLT     | Filtro pasabajos de la salida de Magnitud.                   |

**Tabla 4.** Configuración de pines.

En la Ecuación 2 se observa la operación matemática a la que responde la tensión de salida de cada uno de los dos amplificadores logarítmicos.

$$V_{out} = V_{slp} * \log\left(\frac{V_{in}}{V_z}\right) \quad (2)$$

Donde  $V_{in}$  es la tensión de entrada,  $V_{slp}$  es la pendiente y  $V_z$  es la tensión necesaria a la entrada para obtener salida  $V_{out}$  nula. A la salida de los amplificadores logarítmicos se encuentra un restador ( $V_{out A} - V_{out B}$ ). Por propiedad de logaritmo:

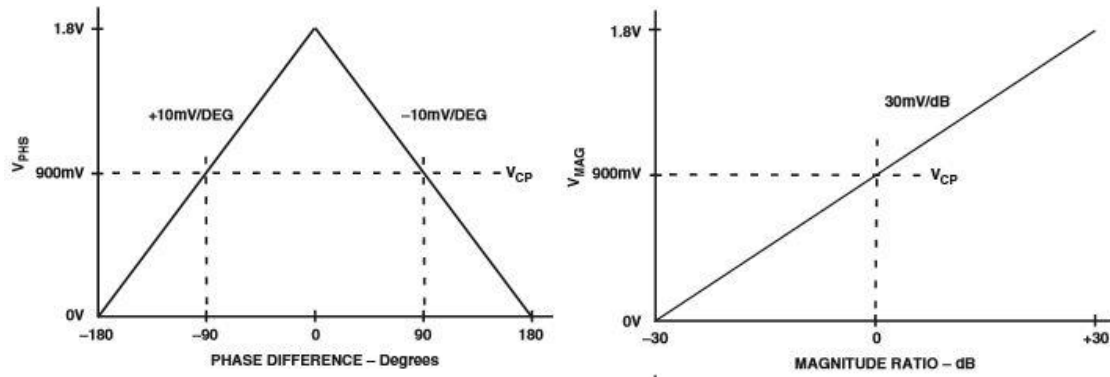
$$V_{out A} - V_{out B} = V_{slp} * \log\left(\frac{V_{inA}}{V_z}\right) - V_{slp} * \log\left(\frac{V_{inB}}{V_z}\right) = V_{slp} * \log\left(\frac{V_{inA}}{V_z} * \frac{V_z}{V_{inB}}\right)$$

$$V_{mag} = V_{slp} * \log\left(\frac{V_{inA}}{V_{inB}}\right)$$

Donde  $V_{inA}$  y  $V_{inB}$  son las tensiones de entrada. De esta forma,

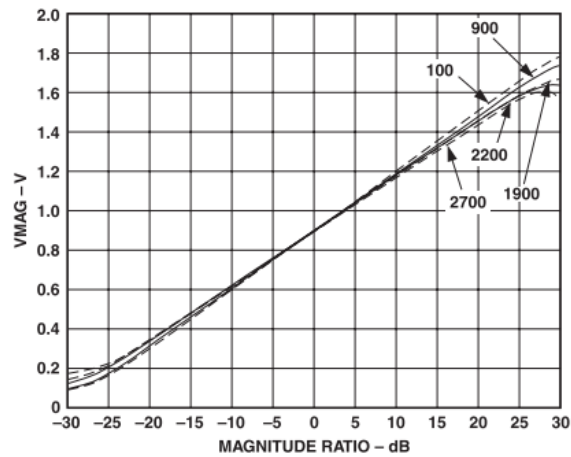
$$\frac{V_{slp}}{20} = \frac{Volts}{dB}$$

Mediante diferentes valores de componentes electrónicos, se pueden variar las rectas de salida. En cuanto a la salida de fase,  $V_{fase} = V_{\emptyset} [(\emptyset(V_{inA}) - \emptyset(V_{inB}))]$  donde  $V_{\emptyset}$  es la pendiente de salida de fase. Por comodidad, se utilizó la configuración típica y propuesta por el fabricante la cual provee una medición de 30mV / dB y 10 mV / grado, como se observa en la Figura 17.

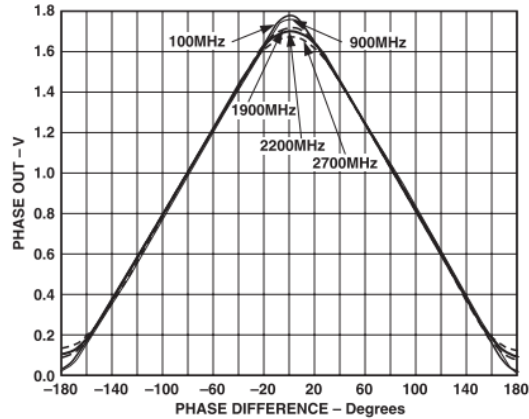


**Figura 17.** Características ideales para magnitud y fase del AD8302.

Para ambas gráficas, el circuito integrado genera internamente una tensión de offset de 900mA para establecer en esa tensión el punto central. En la Figura 18 y Figura 19 se puede observar cómo se ve alterada la característica ideal a medida que se varía la frecuencia de trabajo.

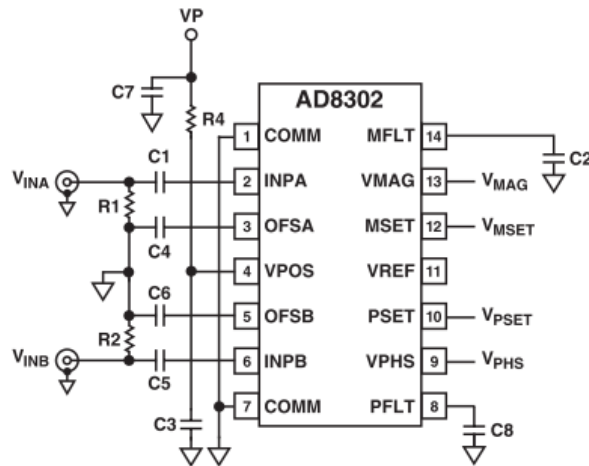


**Figura 18.** Tensión de magnitud vs  $V_{INPA} / V_{INPB}$  (Ganancia) para frecuencias de 100MHz, 900, 1900, 2200 y 2700MHz.



**Figura 19.** Tensión de fase vs diferencia de fase para frecuencias de 100MHz, 900, 1900, 2200 y 2700MHz

El integrado AD8302 posee dos modos de funcionamiento: Modo de comparador y control o el modo de medición. La Figura 20 muestra las conexiones para el modo de comparación. En este modo, las salidas de magnitud y fase pueden ser 0V ó 1,8V en caso de superar cierto umbral. En la Figura 21 se muestran las principales conexiones (modo medición) para obtener una característica de salida como la presentada anteriormente, donde  $V_{MAG}$  y  $V_{PHS}$  son las tensiones de relación de magnitudes y defasaje respectivamente. Para lograr la salida proporcional, se utilizan los pines VSET y MSET para obtener una realimentación en la etapa de salida. En la Figura 22 se muestra el diagrama en bloques simplificado de la etapa de salida, en donde se puede apreciar la corriente  $I_{FB}$  o corriente de feedback que corresponde a la realimentación mencionada.



**Figura 20.** Conexiones básicas en modo de comparación y control.

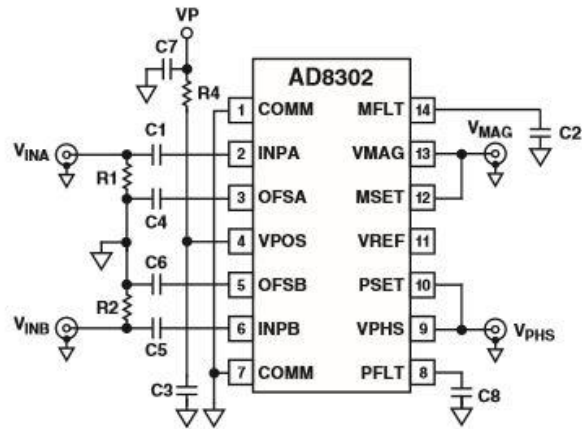


Figura 21. Conexiones básicas en modo de medición.

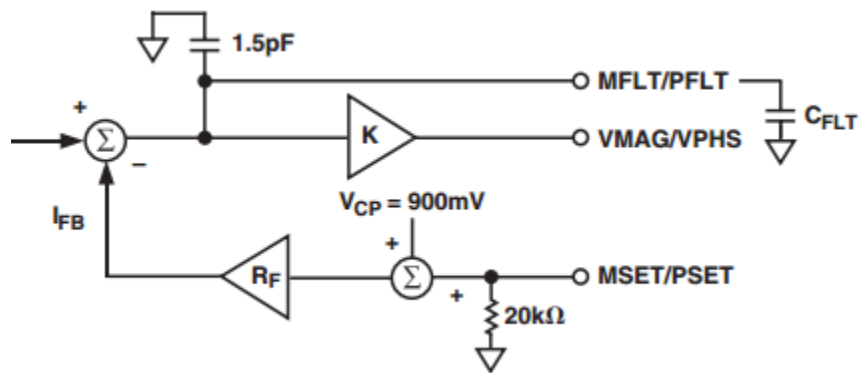


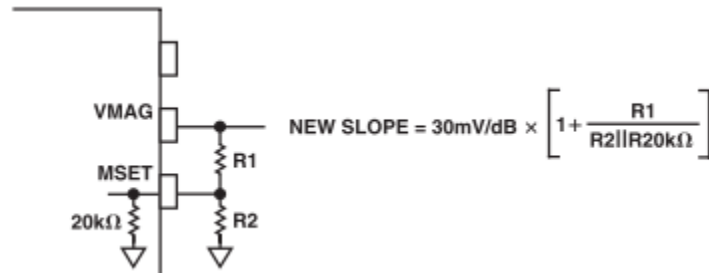
Figura 22. Diagrama en bloques simplificado de la etapa de salida.

Es importante tener en cuenta que en alta frecuencia, puede aparecer la modulación cruzada entre las entradas A y B. Cuando las dos señales de entrada presentan una gran diferencia de amplitud (>20dB) los efectos de la modulación cruzada se hacen notar. Sin embargo este límite de 20dB depende de la frecuencia de trabajo y que tan grande es la diferencia entre A y B. Los principales componentes de la Figura 21 se detallan en la siguiente Tabla 5.

| Component      | Value               | Quantity |
|----------------|---------------------|----------|
| R1, R2         | 52.3 $\Omega$       | 2        |
| R5, R6         | 100 $\Omega$        | 2        |
| C1, C4, C5, C6 | 0.001 $\mu\text{F}$ | 4        |
| C2, C8         | Open                |          |
| C3             | 100 pF              | 1        |
| C7             | 0.1 $\mu\text{F}$   | 1        |

Tabla 5. Valores de los diferentes componentes utilizados.

Es importante destacar la simplicidad de los cálculos para modificar la pendiente de la salida proporcional. Para ello se debe utilizar los pines MSET y PSET. En la Figura 23 se pueden observar las conexiones que se deben realizar para modificar la pendiente típica.



**Figura 23.** Conexiones básicas.

El integrado no requiere de ninguna programación. En cuanto a la lectura, la etapa de control, la cual será detallada posteriormente, deberá registrar la tensión presente a la salida del detector. Para la conexión, en el microcontrolador se establecieron los siguientes pines como dos entradas analógicas.

- Magnitud PIN\_A0
- Fase PIN\_A1

## 2.3 Etapa de control

Esta etapa costa principalmente de un microcontrolador de Microchip PIC 18F4550 [9]. La línea de 18F se trata de microcontroladores de 8 bits con una amplia variedad de pines, memoria, puertos, entre otras características. En particular, el 4550 es un integrado de 40 pines con la distribución que se aprecia en la Figura 24.

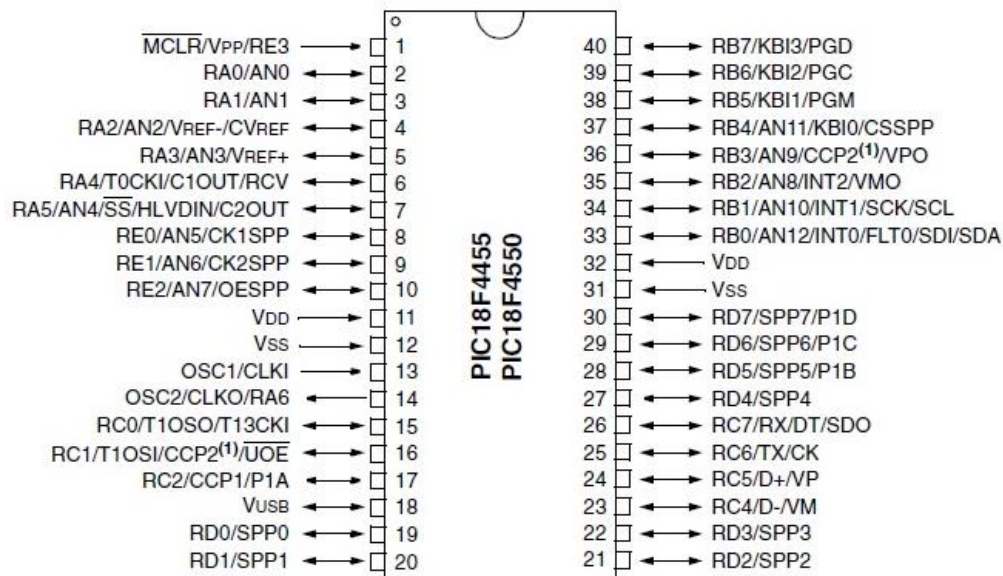


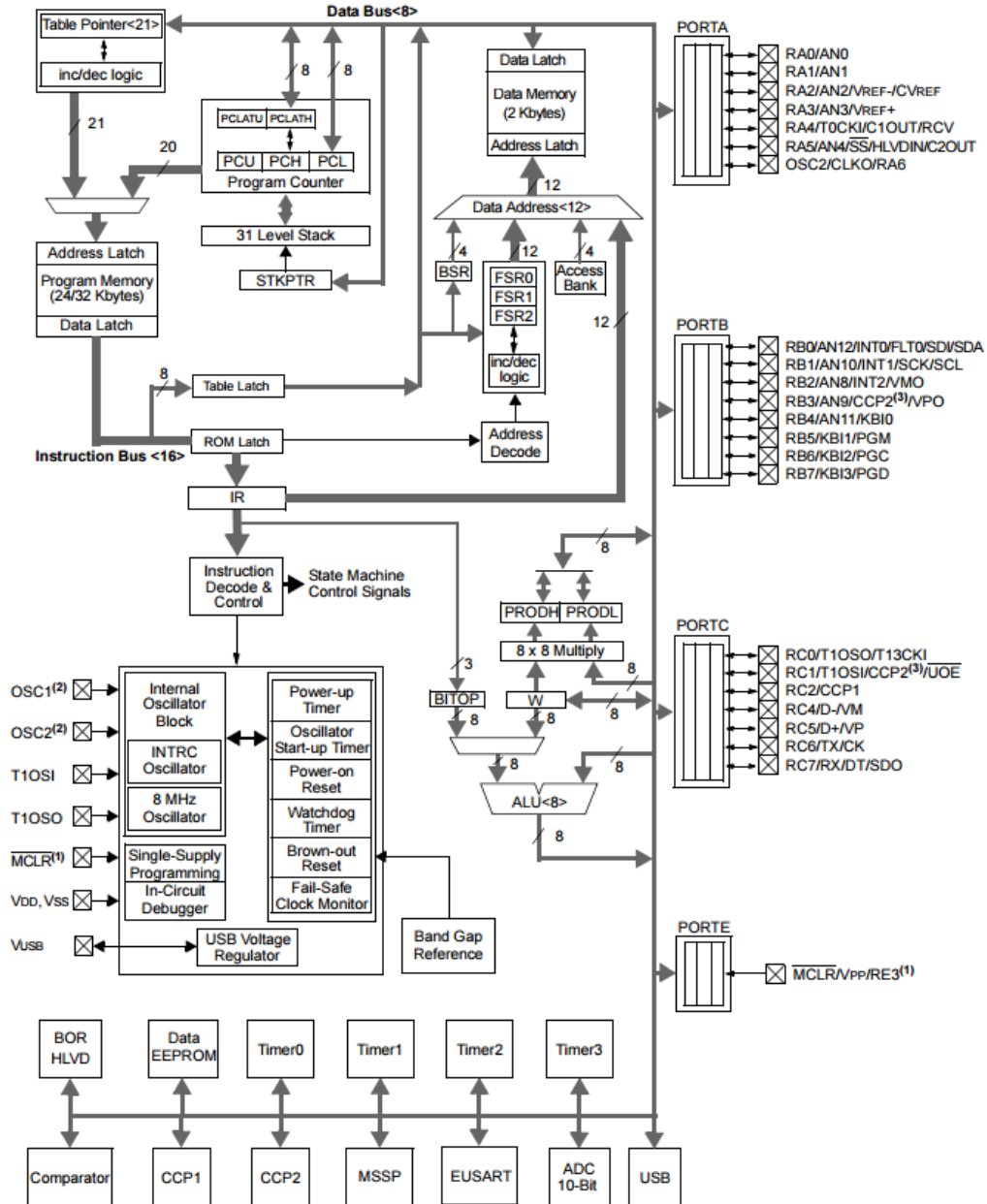
Figura 24. Diagrama de pines del PIC18F4550.

Esta elección se basa en que cumple con todos los requisitos requeridos para esta etapa y además, por ser un PIC muy utilizado en el Laboratorio de Comunicaciones (LAC), se dispone de todas las herramientas necesarias para su programación (software y programador). Además es un microcontrolador que se encuentra comúnmente como opción en el mercado. Algunas de las características más importantes del PIC 18F4550 son:

- Voltaje de alimentación: 4,2V a 5,5V.
- Pines: 28.
- Memoria tipo FLASH.
- 32 kBytes de memoria de programa.
- 2048 Bytes de memoria RAM.
- 256 Bytes de memoria EEPROM.
- Interfaz USB 2,0 de alta velocidad 12Mbit/s.
- Frecuencia de operación hasta 48 MHz.
- Oscilador interno programable de 32KHz a 8MHz.
- Puertos de comunicación UART/USART, SPI, I2C.
- Periféricos de Captura/Comparación/PWM.
- Temporizadores de 16-bits, 1 temporizador de 8-bits.

- 13 canales ADC de 10 bits.
- Comparadores Analógicos.
- Temporizadores.
- Variedad de interrupciones.

En la Figura 25 se muestra la arquitectura interna del microcontrolador PIC18F4550.



**Figura 25.** Arquitectura interna del PIC18F4550.

Cada pin del PIC18F4550 se configuró de manera particular de modo de establecer la función de cada uno de ellos de acuerdo a las necesidades del equipo. Cabe destacar que en la



mayoría de sus pines se colocaron conectores tipo postes para darle flexibilidad a este módulo a la hora de conectarle hardware adicional.

### 2.3.1 Implementación

La manera en que se definió esa configuración se detalla a continuación en la Tabla 6.

| Número de pin | Configuración |
|---------------|---------------|
| 1             | Master Clear  |
| 2             | Poste         |
| 3             | Poste         |
| 4             | Poste         |
| 5             | Poste         |
| 6             | Poste         |
| 7             | Poste         |
| 8             | VSS           |
| 9             | OSC1          |
| 10            | OSC2          |
| 11            | Poste         |
| 12            | Poste         |
| 13            | Poste         |
| 14            | Poste         |
| 15            | Poste         |
| 16            | Poste         |
| 17            | UART-TX       |
| 18            | UART-RX       |
| 19            | VSS           |
| 20            | VDD           |
| 21            | Poste         |
| 22            | Poste         |
| 23            | Poste         |
| 24            | Poste         |
| 25            | Poste         |
| 26            | Poste         |
| 27            | PGC y Poste   |
| 28            | PGD y Poste   |

**Tabla 6.** Configuración establecida de pines del PIC18F4550.

El pin 1 es el llamado Master Clear. Permite reiniciar el dispositivo, depurar y programar el mismo. Se utilizó en el mismo la configuración propuesta en la hoja de datos del PIC. Los contactos 8 y 19 fueron soldados al plano de masa mientras que el pin 20 a Vcc (5 Volts).

El oscilador usado es de tipo externo (cristal de 20 MHz) y se conectó entre los pines 9 y 10. Luego cada uno de estos pines fue conectado a masa a través de condensadores de 22pF para su correcto funcionamiento.

Los pines 27 y 28, junto con el Master Clear, permiten programar y depurar, y fueron soldados a conectores tipo postes en los cuales se puede enchufar el programador del dispositivo.

La comunicación con la PC así como también con el modulo Bluetooth se realizó por UART. Los pines del PIC18F4550 que tienen asignada esta función de comunicación son: el pin 17 para la transmisión y el pin 18 para la recepción.

Es necesario remarcar que el circuito integrado ADF4350 (Generador de frecuencia) funciona con 3,3Volt y el PIC con 5V. A la hora de establecer las conexiones para la comunicación entre las dos etapas, hubo que colocar un divisor resistivo de tensión entre los pines del PIC (5V) y los del generador (3,3V).

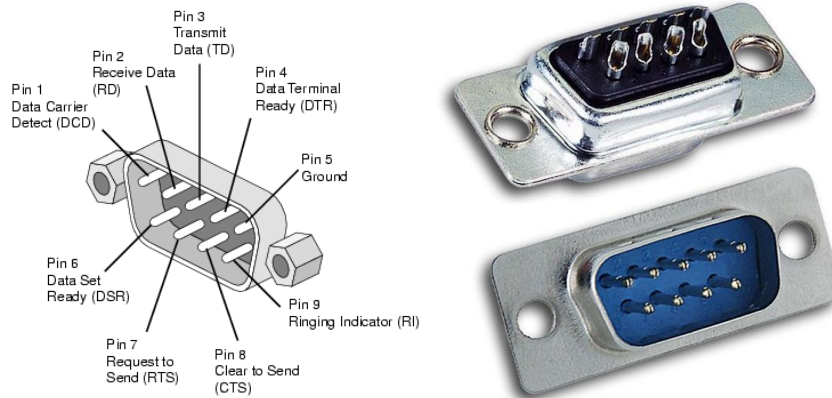
En el resto de los pines del PIC18F4550 se colocaron conectores tipo postes para poder realizar la conexión de los módulos de hardware adicional.

### 2.3.2 Conexión RS232

Disponer de enlaces de datos entre dispositivos hoy en día es una necesidad. Una alternativa interesante es basar a los mismos en el protocolo UART. El cual además, permite conectar el equipo a una PC. Esto es de gran utilidad ya que brinda la posibilidad de visualizar datos de diversas maneras utilizando programas y herramientas muy poderosas que cualquier PC puede tener actualmente, y además hacerlo en tiempo real almacenado los datos en la misma.

La forma más simple de comunicar un microcontrolador con una computadora es a través del puerto serie utilizando el estándar RS232 (EIA 232) [10]. A pesar de su antigüedad es una comunicación muy utilizada en la industria o en conexiones a computadoras. Actualmente las notebook no poseen este tipo de conector, pero se soluciona fácilmente utilizando un conversor USB/RS232. Debido a que un PIC utiliza niveles TTL, es necesario un conversor de niveles, ya que los niveles del puerto serie son RS232. El más utilizado es el circuito integrado MAX232 de Dallas Semiconductor [11]. El MAX232 (Maxim) es un circuito integrado utilizado para adaptar los niveles requeridos en una conexión donde interviene un dispositivo que maneja niveles de tensión TTL (un microcontrolador, por ejemplo) y otro capaz de trabajar bajo los parámetros de la norma EIA/TIA-232E y las V.28/V.24. Expresado en niveles de tensión, los niveles TTL operan entre los 0 y 5 Volts y la norma, conocida en el mundo técnico como RS-232 (Recommended Standard-232), utiliza tensiones que van desde los -12Volts a los +12Volts. Este circuito integrado está especialmente diseñado para conectar equipos que utilicen bajos niveles de tensión (5 Volts), con los niveles de tensión RS232. Las tensiones son generadas internamente por el MAX232, utilizando multiplicadores de voltaje, y requiere de muy pocos componentes externos para lograr un funcionamiento óptimo. Requiere solamente de 5 condensadores electrolíticos externos de 1  $\mu$ F (respetando siempre su polaridad). Cuenta con cuatro adaptadores inversores de tensión: dos son utilizados para la conversión TTL-RS-232 y los otros dos para la operación inversa.

El conector por el cual se accede al puerto serie de una computadora es DB9 de tipo macho. Este tipo de conector, junto a la denominación de sus pines, se muestra en la Figura 26.



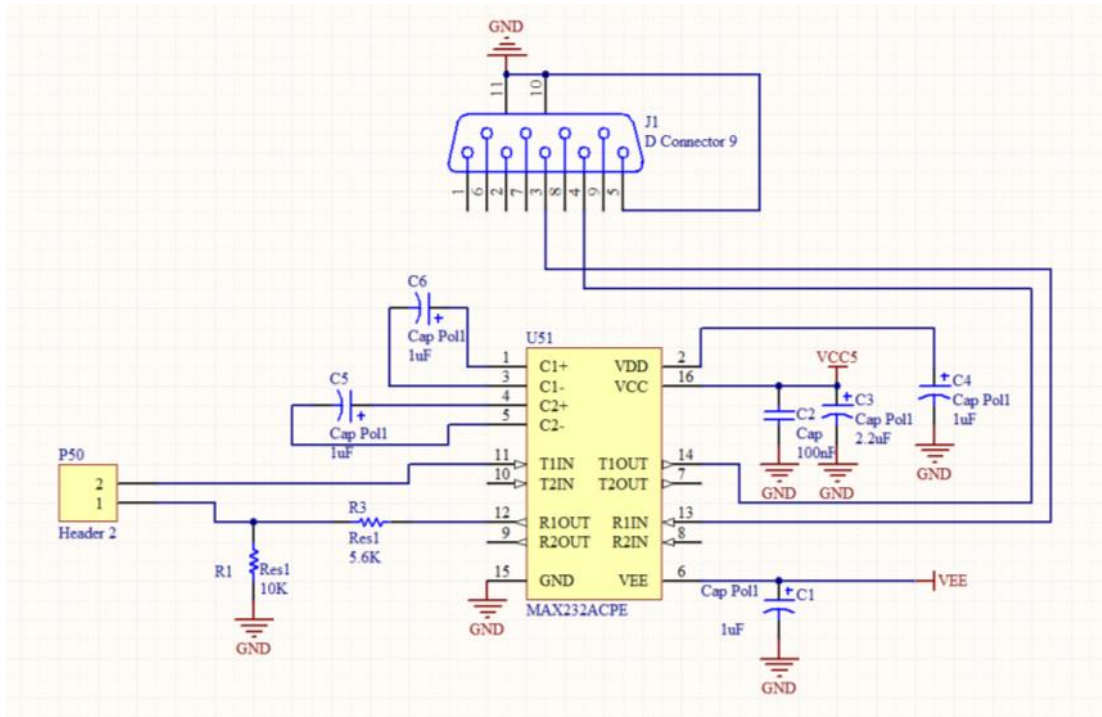
**Figura 27.** Conector DB9.

En la comunicación PC-microcontrolador los pines que intervienen son 3:

- 2, RXD, Recepción de datos.
- 3, TXD, Transmisión de datos.
- 5, GND, 0V.

La velocidad de transmisión (información enviada por segundo) se denomina baudio (bits por segundo), y las más utilizadas son 4800, 9600 o 14400 baudios.

En la Figura 28 se muestra un diagrama esquemático de las conexiones del MAX232.



**Figura 28.** Esquemático del MAX232.

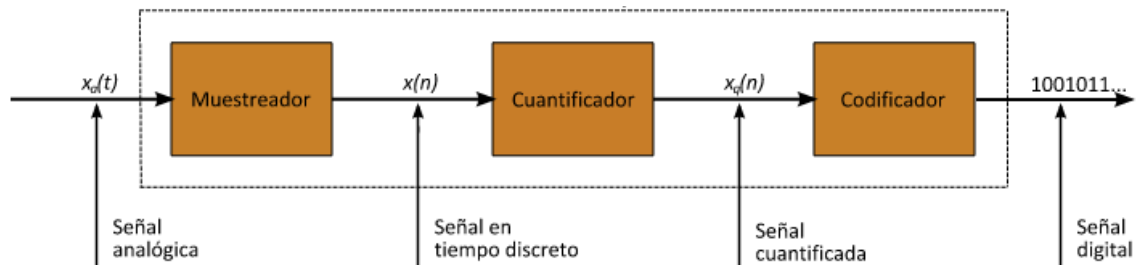
En este proyecto, en los pines RXD y TXD del MAX232, se colocaron conectores tipo postes para poder conectar la UART de uno de los microcontroladores del dispositivo de medición a una PC.

Existen programas de computadoras que permiten utilizar la comunicación serie para la prueba, análisis y simulación de protocolos de comunicación serie (RS232, RS485/422 y otros). Permiten controlar o comprobar la comunicación serie entre una PC y un microcontrolador. Este tipo de software ayuda significativamente al desarrollo y pruebas de equipo que poseen este tipo de comunicación.

### 2.3.3 Convertor analógico digital

Un convertor analógico digital es un dispositivo capaz de convertir una señal analógica en una digital mediante un cuantificador dando como resultado un número binario. Cada valor numérico binario se corresponde con un solo valor de tensión. En la Figura 29 se observa un diagrama en bloques de un convertor A/D. Existen diferentes tipos de convertidores como:

- Aproximaciones sucesivas
- Delta sigma
- Flash
- Rampa o doble rampa



**Figura 29.** Diagrama en bloques de un convertor A/D.

El muestreo es el proceso de tomar muestras de una señal a intervalos periódicos. La frecuencia a la que se realiza el muestreo se denomina razón, tasa o más conocida como frecuencia de muestreo y se mide en Hercios (Hz). El tiempo de muestreo es el que define el período durante el cual un condensador de muestreo  $C_{\text{HOLD}}$  se encuentra conectado a la señal de entrada. Terminado el proceso de muestreo, el condensador de muestreo se desconecta de la entrada y se conecta a la entrada del convertor. La tensión del condensador es la que luego es cuantificada y codificada por el convertor.

La cuantización, representa el componente de muestreo de las variaciones de valores de tensiones tomados en diferentes puntos de la señal, que permite medirlos y asignarles sus correspondientes valores en el sistema numérico decimal, antes de convertir esos valores en sistema numérico binario. Por último, la codificación es la que permite asignarle valores numéricos binarios equivalentes a los valores de tensiones que conforman la señal eléctrica analógica original.

En la Figura 30 se puede observar el modelo de entrada del convertor AD del PIC18F4550, el cual utiliza el método de aproximaciones sucesivas.

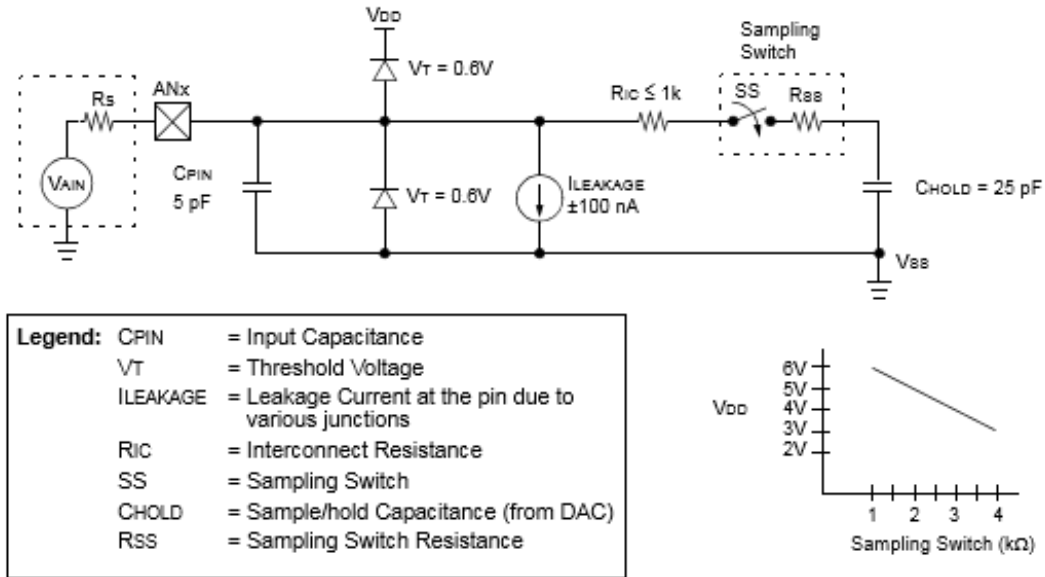


Figura 30. Modelo del conversor A/D del PIC18F4550.

### 2.3.4 Pantalla de Cristal líquido (LCD)

Para la presentación de los datos, se optó por un display de cristal líquido de 4 filas de 20 caracteres cada una [12]. Los módulos LCD tienen la capacidad de mostrar cualquier carácter alfa numérico y funcionan a partir de la reflexión de la luz sobre el cristal líquido. La pantalla es retro iluminada por lo que se puede ver en total oscuridad. Estos dispositivos poseen toda su lógica de control pre programada de fábrica. Como ventaja adicional, su consumo de corriente es mínimo, y no hace falta realizar la decodificación binaria que se hace con los displays de siete segmentos. En la Figura 31 se muestra una imagen representativa de la pantalla incluyendo sus pines de conexión mientras que en la Tabla 7 se muestran los 16 pines que forman parte de la conexión de un LCD20x04.

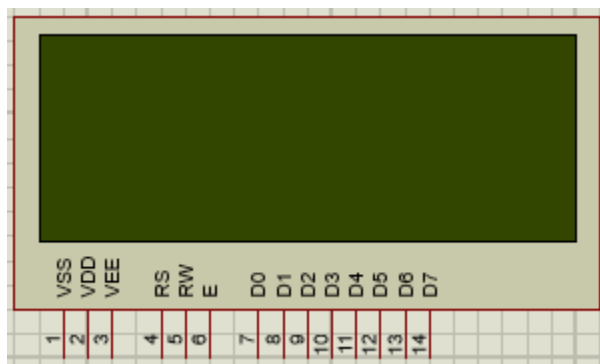


Figura 31. Pines de la pantalla LCD 20x04.

| PIN NUMBER | SYMBOL | FUNCTION                               |
|------------|--------|--|
| 1          | Vss    | GND                                    |
| 2          | Vdd    | + 3V or + 5V                           |
| 3          | Vo     | Contrast Adjustment                    |
| 4          | RS     | H/L Register Select Signal             |
| 5          | R/W    | H/L Read/Write Signal                  |
| 6          | E      | H → L Enable Signal                    |
| 7          | DB0    | H/L Data Bus Line                      |
| 8          | DB1    | H/L Data Bus Line                      |
| 9          | DB2    | H/L Data Bus Line                      |
| 10         | DB3    | H/L Data Bus Line                      |
| 11         | DB4    | H/L Data Bus Line                      |
| 12         | DB5    | H/L Data Bus Line                      |
| 13         | DB6    | H/L Data Bus Line                      |
| 14         | DB7    | H/L Data Bus Line                      |
| 15         | A/Vee  | + 4.2V for LED/Negative Voltage Output |
| 16         | K      | Power Supply for B/L (OV)              |

**Tabla 7.** Pines de la pantalla LCD 20x04.

Los pines 1, 2 y 16 corresponden a la alimentación de +5V y masa. Los pines DB0-7 conforman el bus de datos de 8 bits. Sin embargo, para reducir la cantidad de pines necesarios del microcontrolador se optó por utilizar un bus de datos de 4 bits lo que implica un multiplexado. Por lo tanto, se utilizan los bits 4 al 7 mientras que los bits 0 al 3 no se utilizan pero se conecta a masa para evitar cualquier perturbación. Existen dos pines denominados RS Y R/W que son utilizados para habilitar la comunicación e indicar si se trata de escritura o lectura.

Como se mencionó previamente, el dispositivo se encuentra retro iluminado por lo que se puede regular el contraste de la pantalla LCD mediante la tensión presente en el pin 3. Para la conexión se establecieron los siguientes pines del microcontrolador PIC18F4550.

- LCD\_ENABLE\_PIN PIN\_D0
- LCD\_RS\_PIN PIN\_D1
- LCD\_RW\_PIN PIN\_D2
- LCD\_DATA4 PIN\_D4
- LCD\_DATA5 PIN\_D5
- LCD\_DATA6 PIN\_D6
- LCD\_DATA7 PIN\_D3

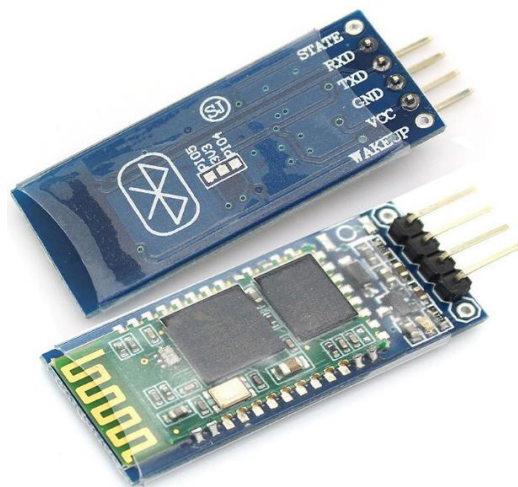
### 2.3.5 Módulo Bluetooth

Además de mostrar los resultados de manera rápida en el LCD20x04, se consideró un acceso remoto a los datos mediante una comunicación Bluetooth. Este es un protocolo que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de 2,4 GHz. Los principales objetivos de esta comunicación son:

- Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles.
- Ofrecer posibilidad de crear redes inalámbricas pequeñas y facilitar sincronización de datos.
- Eliminar cables y conectores.

En este proyecto se eligió el módulo HC06 [13] ya que es reconocido internacionalmente, y de fácil disponibilidad. En la Figura 32 se muestra una imagen del módulo y las etiquetas de los pines a conectar (RXD, TXD, GND, VCC, WAKEUP). Las especificaciones del módulo son las siguientes:

- Protocolo Bluetooth: Bluetooth Specification v2.0+EDR.
- Frecuencia: 2,4 GHz, Banda ISM
- Modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying).
- Potencia de emisión: 4dBm.
- Sensibilidad: -84dBm
- Velocidad: Asíncrona 2.1Mbps, Síncrona 1Mbps.
- Seguridad: Autenticación y encriptación.
- Baud rate: 4800, 9600, 19200 entre otros.



**Figura 32.** Módulo Bluetooth HC06.

La comunicación entre el módulo y el PIC 18F4550 es de tipo serie y mediante el protocolo RS232. Los pines RXD y TXD son los responsables de esta comunicación, que como sus

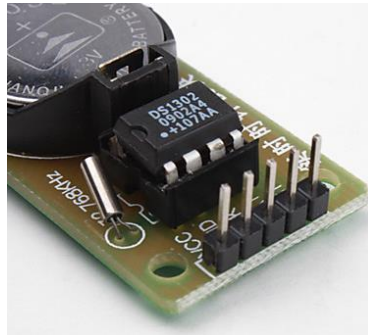


siglas lo indican, corresponden a la recepción y transmisión de datos. En cuanto a los pines restantes, VCC GND y WAKEUP se conectan a +5V, 0V (GND) y +5V respectivamente. Para la configuración inicial del módulo, existen comandos predefinidos denominados comandos AT. La inicialización del módulo contiene información de diversos tipos y siempre que recibe un comando, envía una respuesta.

- ID o nombre del dispositivo:
  - "AT+NAME**nombre**"
  - "OK**nombre** "
- Contraseña:
  - "AT+PIN**contraseña**"
  - "OKsetpin"
- Velocidad de transmisión (9600(4) baud en este caso):
  - "AT+BAUD**4**"
  - "OK**9600**"

### 2.3.6 Reloj en tiempo real (RTC)

Uno de los requerimientos del producto es establecer la fecha y hora de cada medición de glucemia. Para ello, se incluyó un reloj de tiempo real (RTC). Un RTC es un reloj ubicado dentro de un circuito integrado que permite mantener la hora actual. Este mismo, permite almacenar fecha y hora en cualquier momento. Este reloj es de gran importancia y su principal beneficio es el bajo consumo de batería ya que se alimenta con una pila. De esta forma, se evita mantener constantemente encendido el equipo completo. Una vez encendido el Medidor de Glucosa, se consulta la fecha y hora en su inicialización. En este proyecto se optó por el Módulo RTC DS1302 [14] (Figura 33).

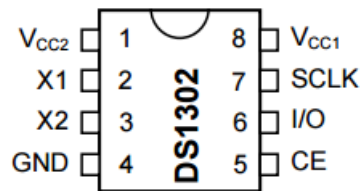


**Figura 33.** Módulo RTC.

Otras funciones importantes del CI DS1302 son:

- Liberar recursos del microcontrolador.
- Fuente confiable y precisa de medición del tiempo.
- Pueden proveer avisos al microcontrolador sobre eventos a realizar.

En la Figura 34 se observa la distribución de pines del circuito integrado DS1302.

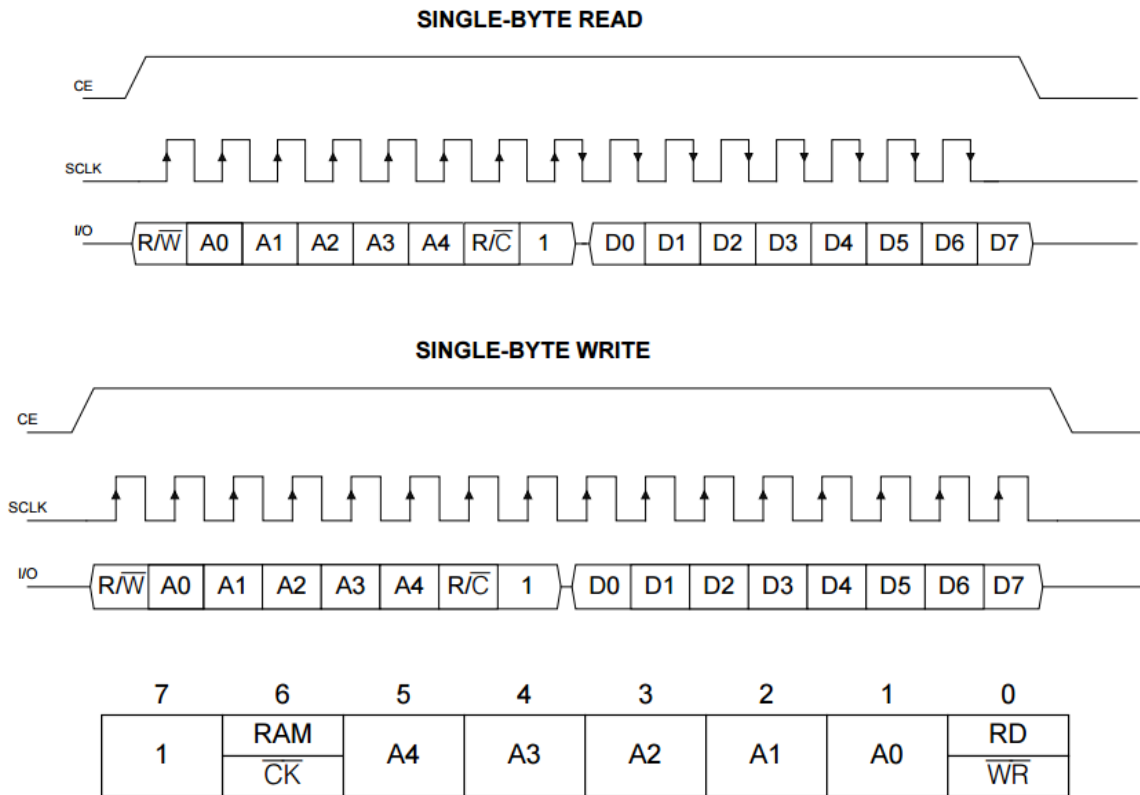


**Figura 34.** Diagrama de pines.

- Los pines 1 (Vcc2)4 (GND) y 8 (Vcc1) corresponden a la alimentación externa, masa y alimentación interna, respectivamente. La interna, es la fuente primaria y proviene de la etapa de control. En cambio, la alimentación externa es en este caso la pila, que es utilizada solo en caso de apagarse la principal. Esta última permite mantener activo el RTC.
- X1 (2) y X2 (3) son los terminales para el cristal de cuarzo de 32.768 kHz.

- SCLK (7) es el pin encargado de proveer la señal de entrada para el sincronismo de comunicación.
- El pin I/O (6) corresponde a la señal de entrada/salida de la comunicación del módulo con el PIC.
- CE (*Chip Enable*) habilita o deshabilita todo tipo de comunicación serie.

La comunicación serie entre el RTC y el PIC utiliza un protocolo que es una variante de I2C. Es una interfaz de tres cables (Habilitación, datos y sincronismo). En la Figura 35 se muestra un diagrama temporal de una operación de lectura o escritura de un byte, así como también los bits que conforman los datos.



**Figura 35.** Diagrama temporal de lectura/escritura de un byte.

El bit más significativo debe ser siempre un uno lógico. Para indicar si la operación es sobre la memoria RAM o sobre los registros de fecha y hora, el bit 6 debe ser “1” ó “0” respectivamente. Los bits 5, 4, 3, 2, y 1 indican la dirección del registro al que se dirige la instrucción. Por último, el bit menos significativo indica si la operación en curso es de lectura o escritura.

Para la conexión de la comunicación serie, se establecieron los siguientes pines del microcontrolador PIC18F4550.

- SCLK : pin (RB3)

- I/O : pin (RB5)
- CE : pin (RB4)

El módulo cuenta con una librería de funciones que sirven para inicializar, configurar fecha y hora, y para leer los registros del módulo.

Funciones:

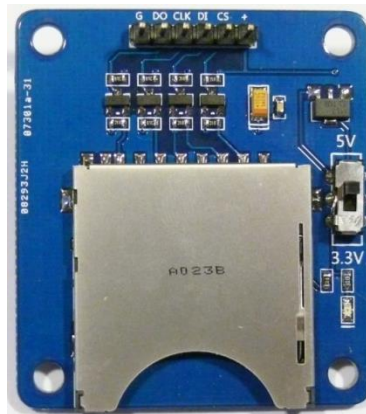
- rtc\_init()
- rtc\_set\_datetime( day , mth , year , dow , hour , min)
- rtc\_get\_date( day , mth , year , dow)
- rtc\_get\_time( hr , min , sec)

donde day (1-31), mth (1-12), year (00-99), dow (1-7), hour (00-59), min (00-59).

### 2.3.7 Lector de Tarjetas SD

Otro requisito de diseño fue que el sistema fuese capaz de almacenar las mediciones en una memoria interna para su posterior análisis. Para ello, se optó por agregar al sistema un lector de tarjetas SD. *Secure Digital* (SD) es un dispositivo en formato de tarjeta de memoria para dispositivos portátiles. Es importante destacar que es un formato de memoria no volátil por lo que permite retener la información estando apagada su fuente de alimentación. Hoy en día esta tecnología es muy accesible y permite leer y escribir datos con una programación básica.

La comunicación entre el controlador y la tarjeta utiliza el protocolo SPI que consta de 4 líneas (DO, DI, CLK y CS). Por un lado, las líneas de datos, entrada (Data Input) y salida (Data Output). La línea CLK es la encargada de proveer el sincronismo de la comunicación. Por último, CS (*Chip Select*) se utiliza para habilitar/ deshabilitar el módulo por lo que se logra controlar múltiples dispositivos que se encuentran conectados al bus paralelo, pero solo activando uno por vez. En la Figura 36 se muestra el módulo para la memoria. En el mercado hay gran variedad de módulos aunque se le dio importancia a la compatibilidad con 3,3-5V de alimentación.



**Figura 36.** Lectora de tarjeta SD.

La comunicación se lleva a cabo mediante el envío de comandos del PIC hacia la tarjeta y de respuestas por parte de la memoria. En caso de la lectura de la tarjeta, el microcontrolador envía el comando de petición y la tarjeta envía una respuesta confirmando la petición seguida de los datos de la dirección solicitada. Al momento de escribir sobre la tarjeta, el PIC debe solicitar y esperar la confirmación de escritura sobre cierto registro. Una vez autorizada la escritura, se envían los datos a la memoria.

Como se dijo anteriormente, El PIC 18F4550 cuenta con un puerto SPI por hardware. Para la comunicación se establecieron los siguientes pines:

- CLK : pin (RB1)
- DI : pin (RB0)
- DO : pin (RC7)
- CE : pin (RD7)

### 2.3.8 Programación del microcontrolador PIC18F4550

Para programar el microcontrolador PIC18F4550 se utilizó el programa CCS PIC COMPILER, basado en lenguaje c. El programa consta de la medición de los parámetros para un rango de frecuencias y la comunicación de los datos medidos y resultados obtenidos hacia diferentes periféricos. En la Figura 37 se puede observar el diagrama de flujo con las operaciones más importantes.

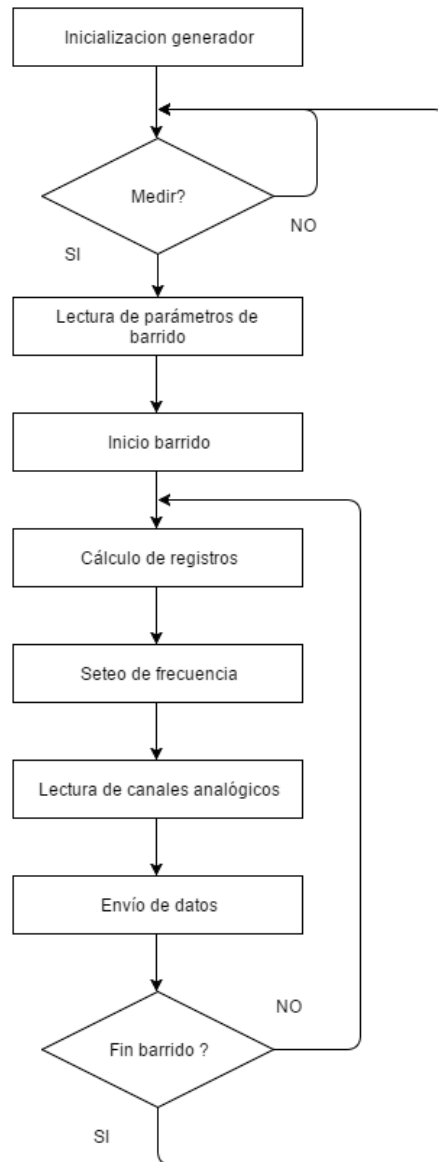


Figura 37. Diagrama de flujo del algoritmo.

En cuando al funcionamiento, se incluyeron dos pulsadores para la interacción del dispositivo con el humano. Los botones corresponden a las funciones de “Inicio/Reseteo” y “Siguiete”. Diferentes opciones de disparo y comunicación fueron contempladas en el prototipo.

El PIC18F4550 cuenta con interrupciones externas disparadas por flanco ascendente, así como también una interrupción por UART. De aquí parten las dos opciones de uso:

- **Interrupción externa**: Interacción por medio de los pulsadores. El usuario no accede a la configuración de los parámetros de barrido.
- **Interrupción UART**: Se programó especialmente para poder modificar las frecuencias inicial y final junto con la resolución del barrido por comunicación serie (recordando que el modulo Bluetooth se encuentra conectado a la UART). Esto brinda la compatibilidad con una aplicación para teléfonos móviles Android.

Además de los dos modos de funcionamiento mencionados, se dejaron dos modos configurables para realizar el barrido paso a paso mediante un pulsador comandado por el usuario.

Ante la ausencia de librerías para la comunicación con el circuito integrado ADF4351, se procedió a analizar detalladamente el estado de cada una de las líneas con un analizador lógico. De esta manera, se logró realizar la comunicación SPI por software en 4 pines a elección dejando libre el puerto SPI físico para la interacción con la memoria SD.

Dado que cinco de los seis registros necesarios para configurar una frecuencia de salida coinciden para todo el rango de operación, se decidió partir de seis registros iniciales para luego ir variando el registro 0 que contiene los campos INT y FRAC. En la Figura 38 se incluye el segmento de código necesario para la configuración inicial del generador de frecuencias en 2,1 GHz.

```
void frecuencia_init( int init) // inicializo cargando 2.2 GHz
{
    int i,m;
    unsigned int32 FREC_INIT[2][6]={{ 0xD20000, 0x8008321, 0x4E42, 0x4B3, 0x950024, 0x580005},
                                     { 0x708000, 0x8008321, 0x4E42, 0x4B3, 0x850024, 0x580005}};
    output_low(CE); //CE Select device
    for (i=0; i<=5;i++) // for 6 registros
    {
        output_low(LE); // LE LOW
        for (m=0;m<=31;m++) //for 32 bits
        {
            output_low(CLK);
            output_bit(DATA_S,bit_test(FREC_INIT[init][5-i],31-m));
            output_high(CLK);
        }
        output_low(CLK);
        output_high(DATA_S);
        output_high(LE); //LE HIGH
    }
    output_high(CE); //CE Deselect device
    output_low(LE);
    delay_ms(1);
    output_high(LE); //LE high
}
```

**Figura 38.** Segmento de código necesario para la configuración del ADF4351.

Función de escritura de una frecuencia ingresada (*nro\_frecuencia*). En esta función se realiza el cálculo de los registros 0 y 1, y luego se los envía al ADF4351. Cabe aclarar que por cuestiones de tiempo de establecimiento de la señal de alta frecuencia, se debió limitar la velocidad del barrido incluyendo ciertos retardos del orden de los milisegundos entre frecuencias. En la Figura 39 se puede apreciar el funcionamiento de las 4 líneas de comunicación que intervienen en la escritura de los diferentes registros para configurar la frecuencia de salida.

- La línea CE se pone en bajo al comenzar, y luego en alto para finalizar la escritura.
- El pin LE pasa a estado bajo para comenzar la escritura de un registro. Se debe pasar a estado alto para indicar la finalización del registro en cuestión.
- Los datos pueden cambiar únicamente durante el estado bajo de la línea de sincronismo. Una vez establecido el dato (1 bit), se genera un flanco positivo en CLK.

Se puede observar que dentro de la misma función se realiza el cálculo de los registros a partir de la frecuencia deseada "*nro\_frecuencia*".

```
void set_frequency( float nro_frecuencia )
{
    int i , m ;
    unsigned int32 intt , frac , register_0 ,divisor;
    float intt_f ;

    divisor = 5;
    if (nro_frecuencia == 2200){
        divisor = 10;
        frequency_init(1);}
    intt_f = (nro_frecuencia / divisor ) ;
    intt = floor (intt_f);
    frac = (100 / divisor) * (nro_frecuencia - divisor * intt);
    register_0 = "" ;
    register_0 = 8 * frac + 32768 * intt ;

    output_low(CE);          //CE Select device
    output_low(LE);         // LE LOW
    for (m=0;m<=31;m++)    //for 32 bits
        { output_low(CLK);
          output_bit(DATA_S,bit_test(register_0,31-m));
          output_high(CLK); }
    output_low(CLK);
    output_high(DATA_S);
    output_high(LE);       //LE HIGH
    output_high(CE);       //CE Deselect device
    output_low(LE);
    delay_ms(1);
    output_high(LE);       //LE high
}
```

**Figura 39.** Función de escritura de registros del CI ADF4351.



## Función de barrido en frecuencia

A partir de parámetros como frecuencia superior, inferior y resolución, configura la frecuencia correspondiente, realiza mediciones y graba en memoria los datos obtenidos. En la Figura 40 se aprecia el segmento de código de la función generada para controlar el barrido en frecuencia.

```
void set_barrido( unsigned int32 frec_bajo , unsigned int32 frec_alto , float resolucion )
{
    char ch;
    char medstr[6];
    unsigned int32 l;
    printf lcd_putc, "\f %lu a %lu MHz ",frec_bajo,frec_alto);
    lcd_putc(" Ingrese el dedo ");
    printf lcd_putc, "Resolucion %4.2f MHz ",resolucion);
    lcd_putc(" Presione continuar ");
    while (!input(PIN_B7))
    {
        n_freq = frec_bajo;
        frequency_init(0);
        m_max = 0 ;
        f_max = 0 ;
        lcd_putc("\f GlucoLAC v2.0 \n");
        printf lcd_putc, "\ Espere por favor \n");
        while (n_freq <= frec_alto )
        {
            lcd_putc("\f GlucoLAC v2.0 \n");
            printf lcd_putc, "\ Espere por favor \n");
            printf lcd_putc, "\n Midiendo... %4.2f \n",n_freq);
            set_frequency(n_freq);
            n_freq = n_freq + resolucion ;
            set_adc_channel(0);
            delay_ms(10);
            graba_sd();
            medicion = read_adc();
            fputc(medicion);
            if (( n_freq < 1800 ) & ( n_freq > 1400 ) & (medicion > m_max) )
            {
                m_max = medicion;
                f_max = n_freq;
            }
        }
        delay_ms(10);
    }
}
```

**Figura 40.** Función programada para el barrido en frecuencias.

Al momento de programar el equipo, se debe tener en cuenta la interacción con el usuario. Para ello se utilizan dos pulsadores en conjunto con el display (LCD) previamente mencionado.

Cabe destacar, que el sistema fue programado para poder optar entre idioma inglés y español. Para ello, al encender el equipo, se da la opción para pasar a idioma inglés durante 3 segundos. En caso contrario, finalizado ese tiempo de espera, el sistema entra en modo predeterminado (el cual fue asignado al idioma Español).

## 2.4 Acoplador y amplificador

Como se mencionó al comienzo del capítulo, el sistema propuesto realiza la medición de la potencia reflejada por la carga. Para poder medir el parámetro  $s_{1,1}$  es fundamental separar las señales incidente, reflejada y transmitida con un acoplador direccional. Las propiedades más importantes de estos instrumentos son un ancho de banda amplio, alta directividad y buena impedancia de adaptación.

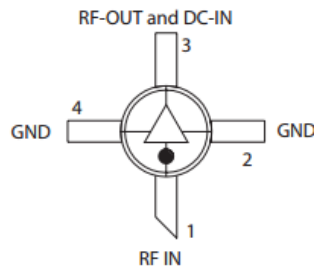
En el Laboratorio de Comunicaciones se cuenta con un acoplador direccional HP 778D como se muestra en la Figura 41. Las principales características son:

- Diseñado para un rango de frecuencias 100MHz a 2GHz.
- Gran directividad.
- Perdidas de inserción: 0,6dB.

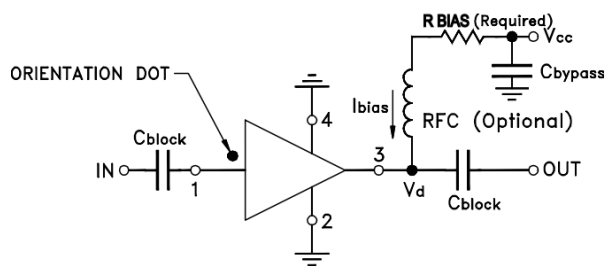


**Figura 41.** Acoplador direccional HP778D.

Debido a que la salida de onda reflejada se encuentra 20 dB por debajo de la onda incidente, y teniendo en cuenta el rango de operación del detector, se incluyó un amplificador de radiofrecuencia. Para ello, se utilizó un circuito integrado, amplificador de gran ancho de banda y amplio rango dinámico (ERA-5). En la Figura 42 se muestra el diagrama del integrado que cuenta con 4 pines correspondientes a masa, señal de entrada y señal de salida. Si bien existen diferentes integrados que permiten amplificar, se optó por el ERA 5 ya que permite obtener una ganancia de 22dB en el rango de los 100MHz hasta los 8GHz y presenta baja resistencia térmica. En la Figura 43 se puede observar el circuito de la etapa de amplificación basada en este circuito integrado.



**Figura 42.** Diagrama de pines, ERA 5. Pines 2 y 4 corresponden a masa. Pin 1 (Entrada). Pin 3 (Salida).

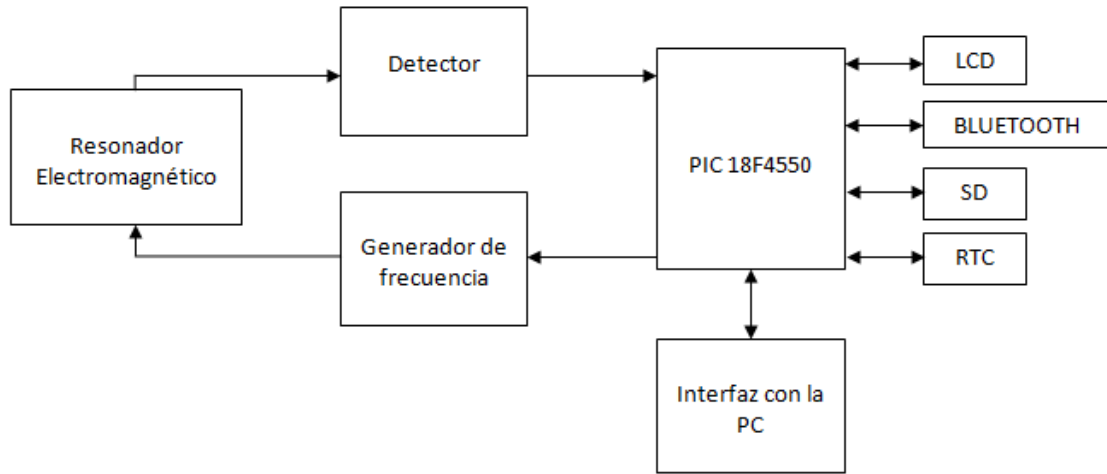


**Figura 43.** Circuito interno del ERA 5.

## 2.5 Segundo Diagrama en bloques propuesto

En esta sección se presenta una nueva propuesta de la implementación del sistema completo. En la Figura 44 se puede observar un diagrama en bloques del sistema con todos sus módulos internos y la comunicación que existe entre ellos. A diferencia del modelo propuesto en la sección anterior, se sustituyó el sensor coplanar junto con el acoplador direccional por un nuevo sensor. Para el desarrollo de este nuevo sensor se fijó como condición que el mismo operara en el modo  $s_{2,1}$  con el fin de no requerir un acoplador direccional. Esto además, de reducir el costo del prototipo final, trae aparejado una reducción importante en el tamaño del equipo, su peso y el costo de componentes del sistema.

La principal ventaja de esta propuesta es que no se utiliza tanto el acoplador como el amplificador para medir la reflexión. Como se mencionó en el capítulo previo, la medición del parámetro  $s_{1,1}$  (Reflexión) requiere de la separación de las ondas incidente, transmitida y reflejada. Al momento de utilizar el sensor electromagnético se debe medir la señal transmitida, es decir, el parámetro  $s_{2,1}$ . En estas condiciones, no se deben separar las diferentes ondas por tratarse de la única señal presente a la salida del sensor.



**Figura 44.** Diagrama en bloques del sistema completo.

### 3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE CIRCUITOS.

En este capítulo se describe el desarrollo y la construcción de las placas necesarias para la realización del prototipo. Los circuitos impresos se diseñaron utilizando un programa de diseño que permite construir circuitos impresos de forma intuitiva y dinámica. En este capítulo también se detalla diferentes accesorios y mejoras que el prototipo actual podría tener, ya que este equipo está pensado para poder agregarle diferentes funcionalidades en futuras implementaciones.

#### 3.1 Consideraciones de diseño de circuitos impresos

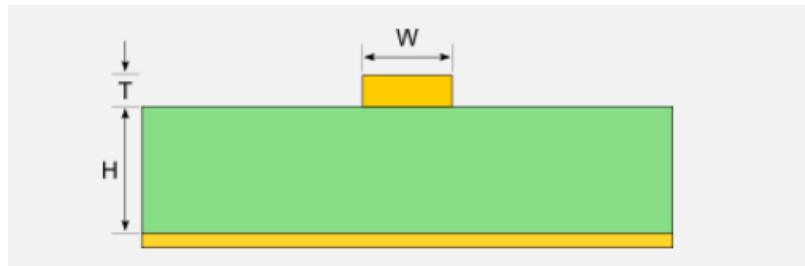
En la etapa de diseño, es necesario definir el diagrama esquemático del circuito y el diagrama de conexiones que formarán las pistas de cobre sobre la placa. Generalmente se hace en dos fases. En primer lugar, partiendo de las especificaciones sobre la funcionalidad del circuito, se deciden los componentes a utilizar y las interconexiones necesarias entre ellos. Luego a través del editor de esquemas del software se realiza el diagrama esquemático.

A continuación se detallan las consideraciones necesarias para el desarrollo de un correcto PCB teniendo en cuenta varios factores.

- **Elección adecuada de los componentes.** Se deben adquirir todos los componentes y conectores o tener la seguridad de disponer de los encapsulados a utilizar. Antes de construir la placa se verificó cuidadosamente la interconexión y numeración de cada componente y de cada circuito integrado, así como también la correspondencia del tamaño de cada uno de ellos en el PCB.
- **Efecto resistivo en las pistas.** Diseñar las pistas teniendo en cuenta la longitud, grosor y máxima corriente que deban conducir. En los circuitos de instrumentación y de medición, ubicar los componentes de tal forma que la longitud de las pistas sea lo más pequeña posible, para evitar efectos de carga en la línea de interconexión.
- **Error de impresión.** Verificar que la impresora no genere discontinuidades y que imprima en la escala correcta.
- **Pruebas de funcionamiento.** Colocar puntos de prueba a la salida de cada etapa, en ubicaciones de la placa donde se pueda conectar instrumental fácilmente.
- **Simplificar el ensamblaje.** Diseñar la placa de forma estandarizada y modular, de tal manera que la fabricación y ensamblaje sea práctico.
- **Otras consideraciones:** No utilizar pistas, ni colocar componentes cerca de los bordes de las placas donde puedan tener contacto con los tornillos de fijación, guías o con la estructura. La separación mínima entre 2 pistas adyacentes debe de ser 0,8 mm, lo que garantiza un buen aislamiento eléctrico. Colocar un plano de masa en las partes de la placa donde no existan otras pistas.

El *microstrip* es un tipo de línea de transmisión eléctrica que puede ser fabricada utilizando placa de circuito impreso (PCB). Las líneas *microstrip*, cuya geometría se muestra en la

Figura 45, han sido ampliamente utilizadas en numerosas aplicaciones como interconexiones, alimentadores, filtros, acopladores, antenas, etc. Una línea *microstrip* consiste en un plano de masa y una tira conductora separados por una capa dieléctrica (substrato). En este diseño se utilizó un tipo especial de *microstrip* (coplanar waveguide) [15]. Esto se debe al tamaño de los conectores SMA utilizados, ya que al tener el plano de masa a ambos lados de la traza de 50 Ohms, se reduce aproximadamente a la mitad el espesor de la traza de 50.



**Figura 45.** Perfil de una línea de transmisión Microstrip.

La geometría básica de una línea microstrip con un único sustrato dieléctrico es la que se muestra en la Figura 45. Los principales parámetros de la estructura son:

- El ancho (W).
- Altura (t) de la tira conductora.
- Altura del sustrato dieléctrico (h).
- Permitividad relativa  $\epsilon_r$ .

Dada la presencia de señales de alta frecuencia, se debieron tomar los recaudos correspondientes a la adaptación de impedancias. Por este motivo, partiendo de la impedancia característica de  $50\Omega$  definida por el fabricante de los circuitos integrados, las líneas correspondientes a salidas de radiofrecuencia del generador y las entradas del detector se diseñaron de forma tal que presenten una impedancia característica de  $50\Omega$ .

Si bien los cálculos son simples, existen programas que facilitan el diseño. En la Figura 46 se pueden observar los diferentes campos a completar por el usuario del software para el cálculo de microstrip dando como resultado la impedancia de la línea.

| Inputs               |    |     |     |
|----------------------|----|-----|-----|
| Trace Thickness      | T  | 1.2 | mil |
| Substrate Height     | H  | 63  | mil |
| Trace Width          | W  | 10  | mil |
| Substrate Dielectric | Er | 4   |     |

| Output         |          |
|----------------|----------|
| Impedance (Z): | 138 Ohms |

Figura 46. Software para cálculo de Microstrip.

### 3.2 Diseño de los circuitos impresos

En esta sección se muestran los diseños de los circuitos impresos o PCB (de su traducción del inglés: *Printed Circuit Board*) que involucran todas las etapas del equipo desarrollado a partir de los diferentes esquemáticos. Asimismo, se muestra un circuito impreso único para el prototipo final que involucra todas las etapas.

En las Figura 47 y 48 se puede observar el diseño del PCB que involucra todas las etapas que se muestran en el diagrama en bloques de la Figura 44. Como se mencionó en secciones anteriores los módulos independientes que no están incluidos en este PCB son: el RTC, la pantalla, el zócalo para la memoria SD; además de las posibles expansiones.

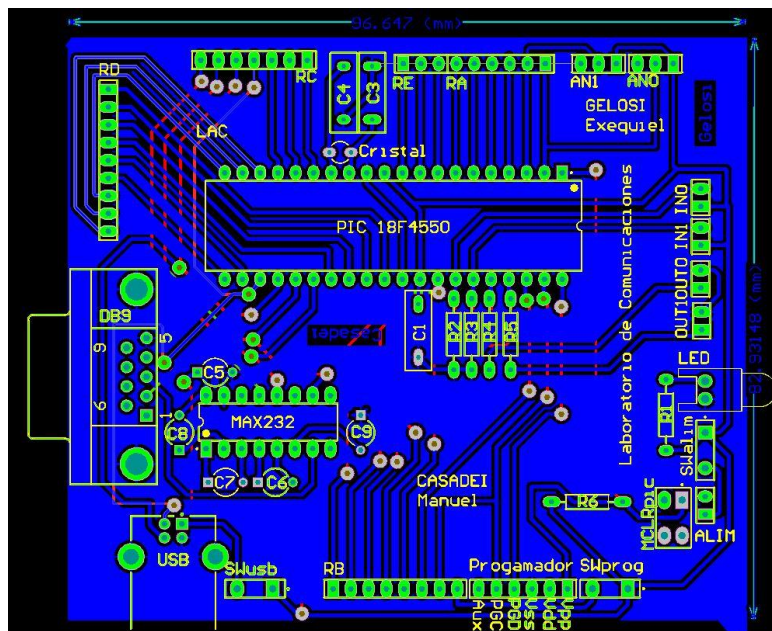


Figura 47. Diseño del PCB de la etapa de control.

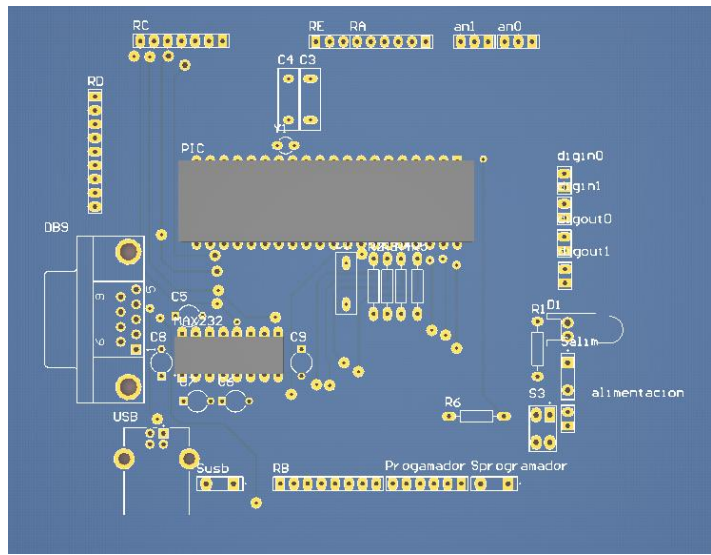


Figura 48. Vista en 3D de la placa de control.

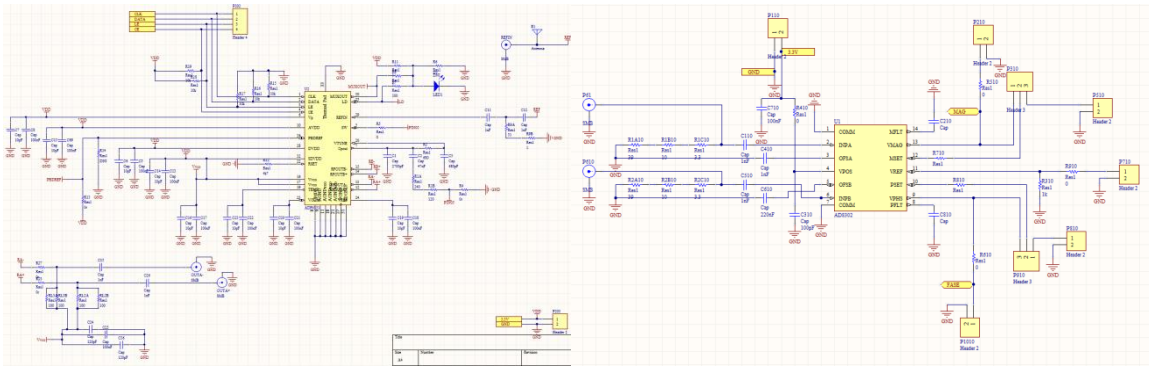


Figura 49. Circuito esquemático del generador (izquierda) y detector (derecha).

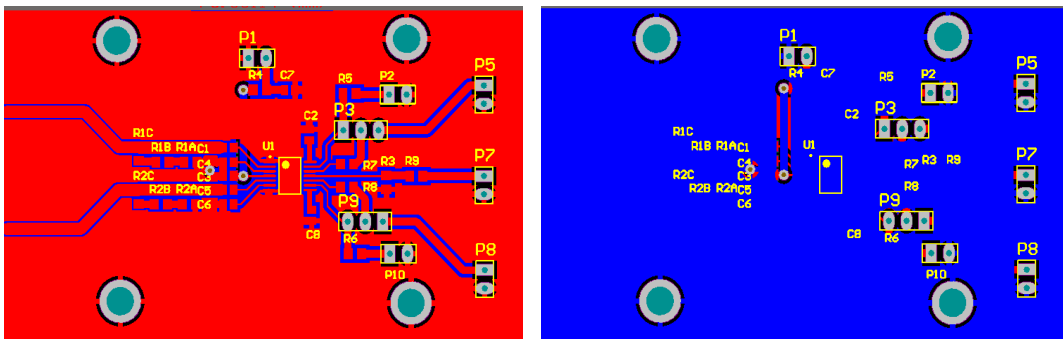


Figura 50. Diseño del circuito impreso del detector.



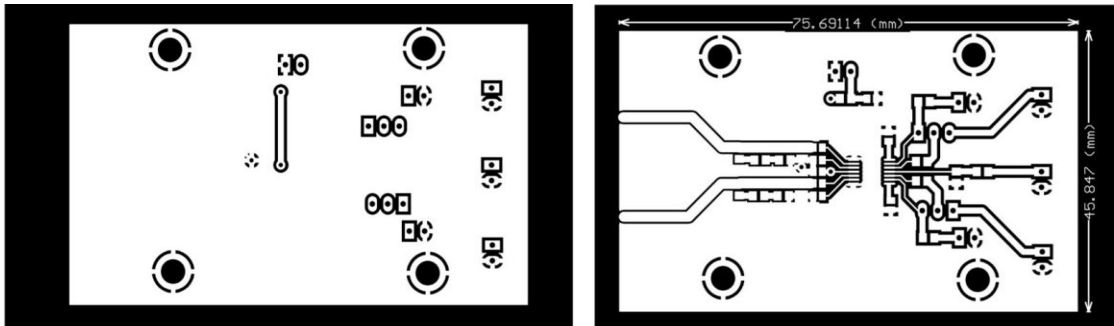


Figura 51. Circuito impreso del detector en negativo.

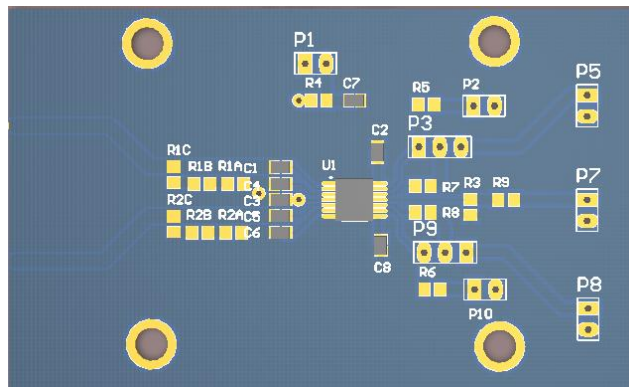


Figura 52. Vista en 3D del detector.

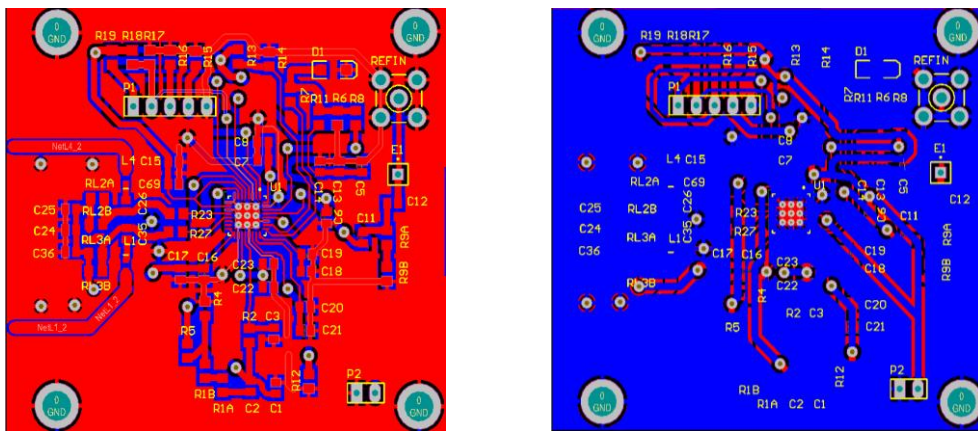
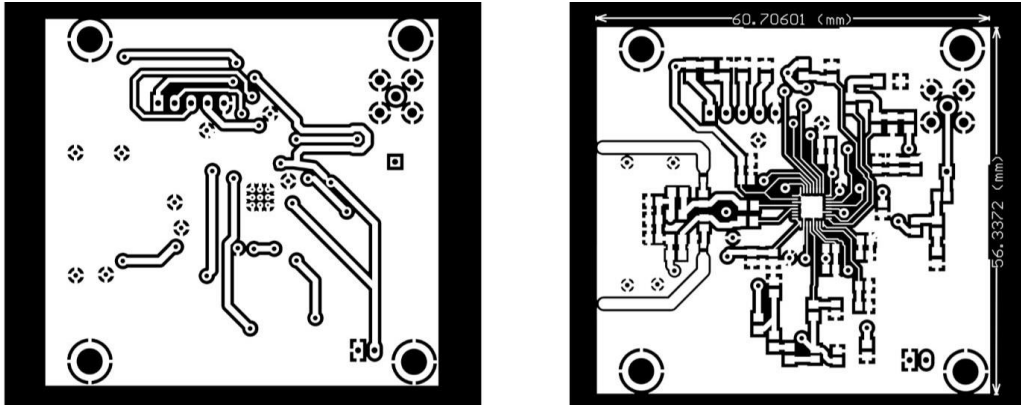
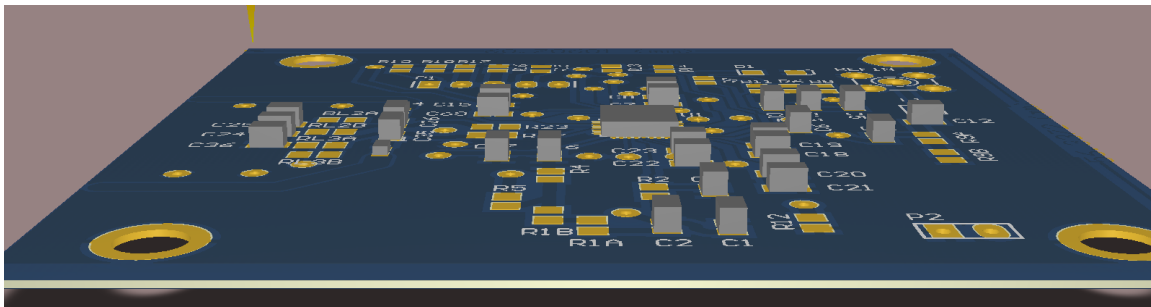


Figura 53. Diseño del circuito impreso del generador.



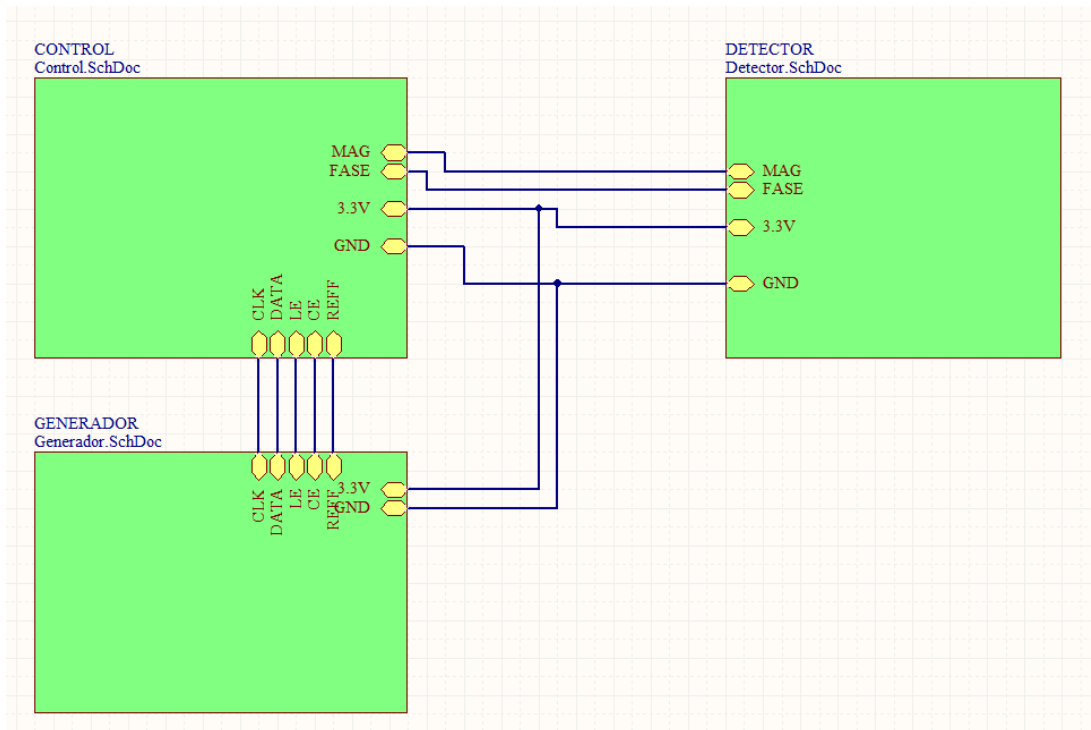
**Figura 54.** Circuito impreso del generador en negativo.



**Figura 55.** Vista en 3D del generador.

Para evitar problemas debido a cables o conexiones e incluso para reducir los tamaños del primer prototipo, se procedió con el diseño de un único PCB que contiene a todas las etapas del segundo sistema propuesto. En el software utilizado se encuentra disponible la opción de un proyecto multi-hoja, que permite crear diferentes esquemáticos y conectarlos entre sí. En la Figura 56 se puede observar la hoja principal, en la que aparecen las tres etapas principales: Control, detector y Generador.

Para lograr dimensiones pequeñas de la placa se utilizó tecnología SMD (*Surface Mount Device*), es decir de montaje superficial. Sin embargo, se dificulta la soldadura de los integrados de manera manual por ser muy pequeños los contactos. Para ello, se utilizó un horno programable con una cierta curva de temperatura. De esta manera se logra soldar homogéneamente todos los pines del integrado a la placa.



**Figura 56.** Interconexión de las hojas del proyecto.

En Figura 57, Figura 58 y Figura 59 se pueden observar los circuitos esquemáticos separados por etapas, con los cambios necesarios para la interconexión entre ellos.

En la hoja correspondiente al control (Figura 57), se encuentra no solo el microcontrolador sino también todas las conexiones para los módulos externos como la tarjeta SD, el módulo RTC, receptor Bluetooth, display LCD y los pulsadores. En cuanto a la alimentación del prototipo, posee un jack de alimentación de 2,1mm (12V) y una entrada USB clase C (5V). Debido a que se manejan tensiones de 12V, 5V y 3,3V, se incluyeron en esta etapa los reguladores de tensión necesarios.

Es importante recordar que la etapa de control trabaja con 5V mientras que el generador trabaja en 3,3V. Para evitar cualquier daño que pueda ser causado por ingresar con 5V al generador, se debió agregar divisores resistivos a las cuatro líneas de comunicación.

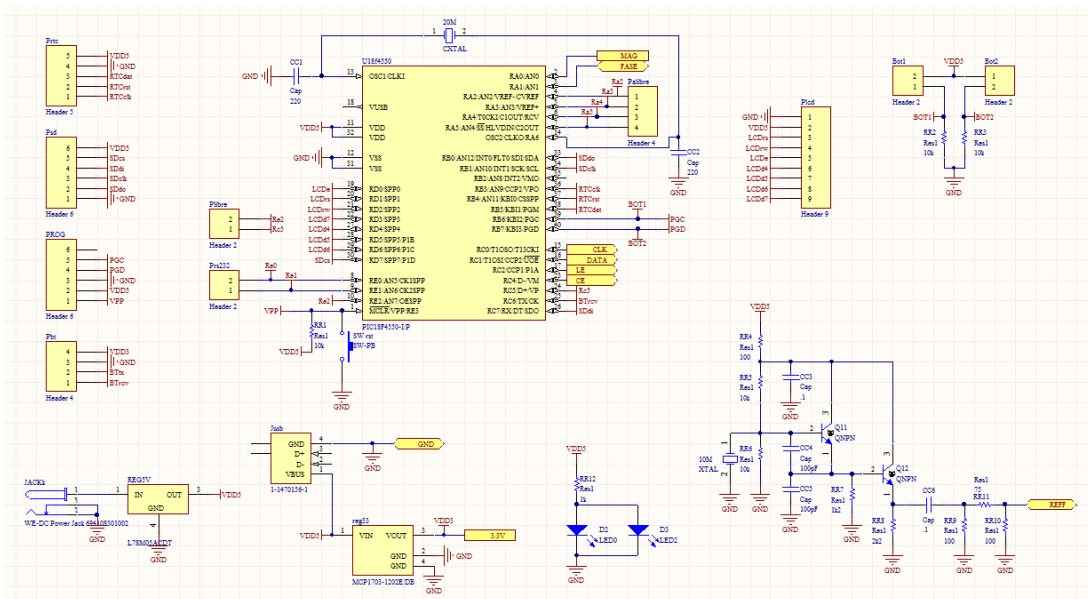


Figura 57. Circuito esquemático correspondiente a la hoja de control.

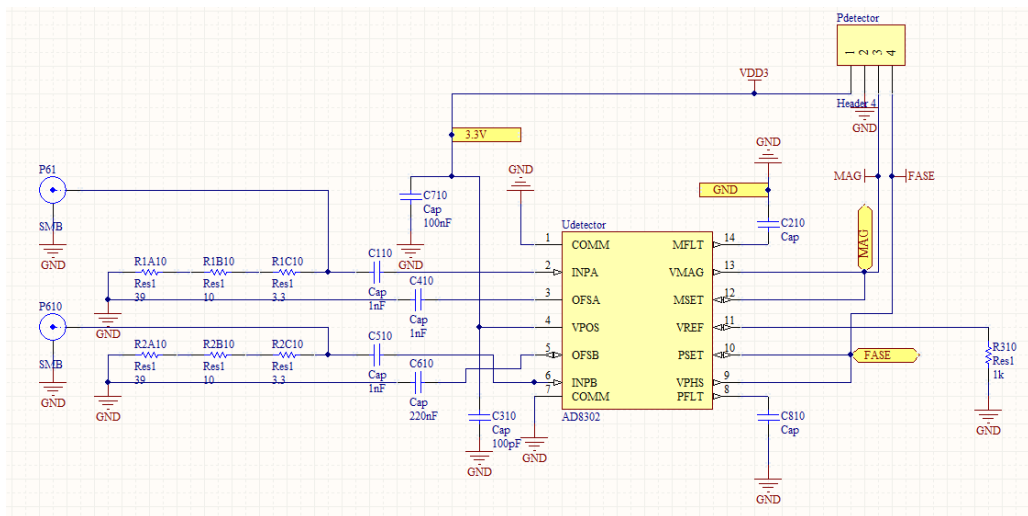


Figura 58. Circuito esquemático correspondiente al detector.

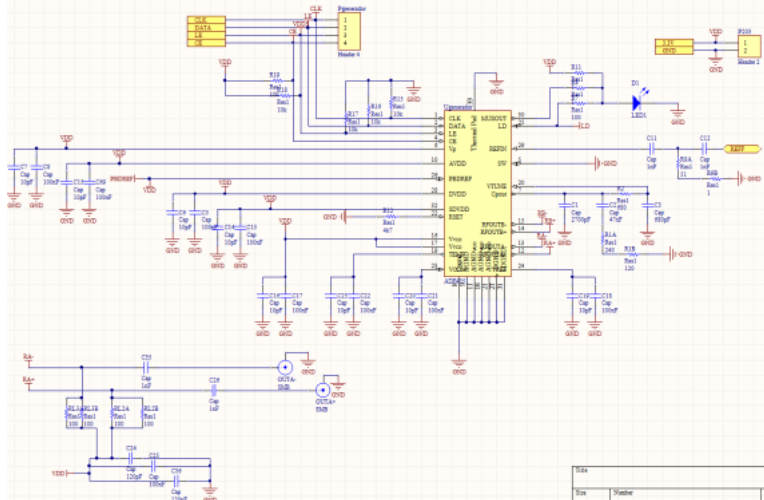


Figura 59. Circuito esquemático correspondiente al generador de frecuencias.

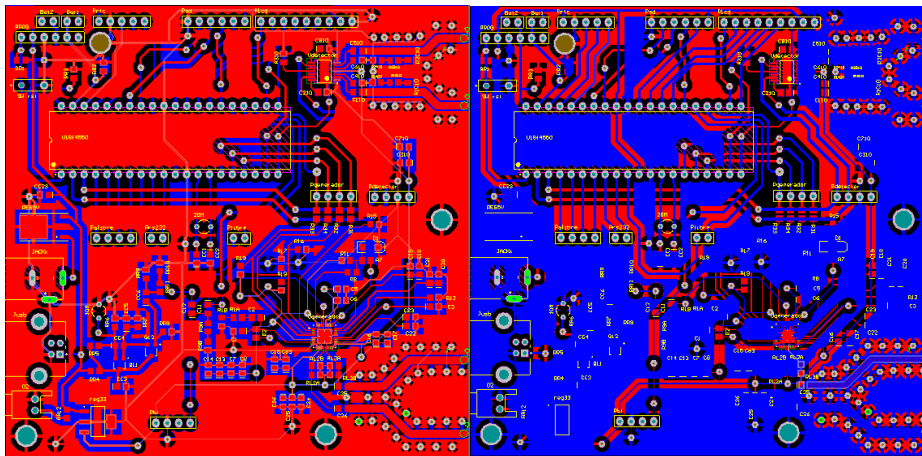


Figura 60. Diseño del circuito impreso de la placa general (10cm x 10cm).

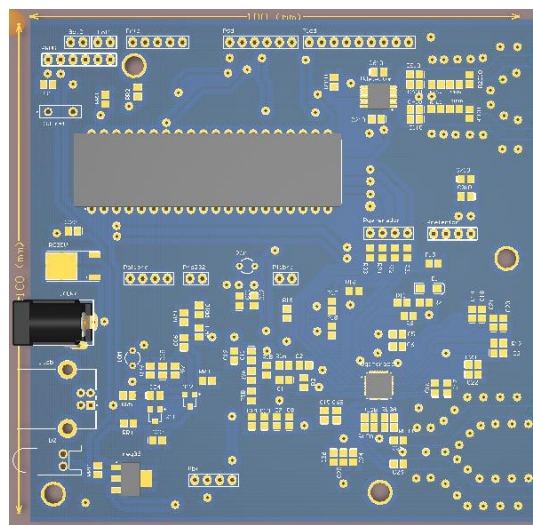


Figura 61. Vista 3D del PCB final.

### **3.3 Implementación del circuito impreso**

Tal como se evidenció previamente, en el campo de la electrónica, uno de los aspectos más importantes a la hora de ensamblar un sistema, es el circuito impreso [16] (PCB). Un PCB cumple el rol de unir mecánica y eléctricamente los distintos componentes de un sistema electrónico. En la actualidad, existen circuitos impresos de muy alta complejidad, debido a que existen componentes electrónicos con alta densidad de pines. Además, se suele requerir una gran cantidad de pistas (conexiones) que pueden ser de tamaños pequeños. Incluso, debido a la alta densidad de pistas, se requiere una separación muy baja entre las mismas. Es por ello que se requiere que las técnicas de construcción de circuitos impresos posean una muy buena resolución y una muy baja tolerancia de construcción.

Debido a que los sistemas utilizados para la realización de circuitos impresos de calidad industrial son de alto costo para estudiantes y los plazos de construcción suelen ser de al menos dos semanas, dio lugar a la búsqueda de métodos más económicos y con la mayor precisión posible. Entre los métodos para la realización de circuitos impresos se pueden hallar:

- **Circuitos impresos elaborados con tinta indeleble:**

Esta manera de producir placas de circuito impreso, es la más económica a baja escala que existe, ya que solo es necesario tinta indeleble, la placa donde se plasma el diseño y el agente que se encarga de corroer la superficie de cobre no deseada. Este método se realiza mediante el dibujo manual de las pistas del circuito, razón por la cual resulta muy difícil llegar a obtener trabajos de mediana complejidad, además de carecer de calidad de impresión.

- **Circuitos impresos elaborados con logotipo:**

La elaboración mediante logotipo es similar a la mencionada anteriormente. Este solo difiere en la forma de impresión ya que en el procedimiento anterior se dibuja a mano el circuito sobre la placa con la tinta indeleble. Esta técnica consiste en colocar sobre la placa logotipos (calcomanías) que tienen diversas figuras: pistas y terminales de componentes. Las calcomanías tienen la característica de que inhiben sobre la superficie cubierta la acción corrosiva. De esta forma se logra mejor calidad que con el procedimiento anterior, aunque no deja de ser una forma artesanal de producción. De la misma manera resulta muy difícil llegar a obtener diseños de circuito impresos de mediano y gran tamaño.

- **Circuitos impresos elaborados con la técnica de serigrafía:**

Esta técnica tiene la ventaja de obtener trabajos de buena calidad a un precio razonable. Además permite la realización de varias copias del mismo diseño una vez que se ha revelado en la seda, lo que nos lleva a una producción en serie de tarjetas impresas. Aunque no deja de ser un proceso manual, es válida y permite obtener trabajos con la suficiente calidad y presentación para la realización de prototipos electrónicos.

- **Circuitos impresos elaborados con la técnica de luz ultravioleta:**

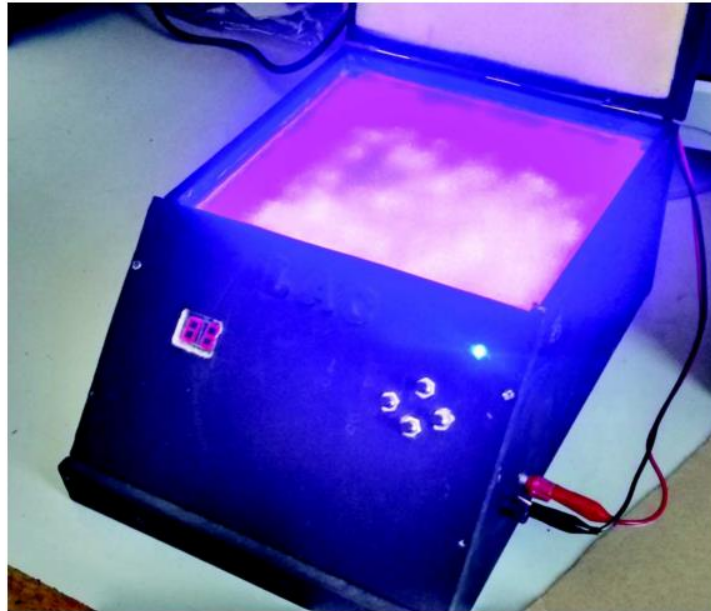
El método fotográfico para la elaboración de circuitos impresos se lleva a cabo a partir de un fotolito negativo, ya sea de un dibujo manual en papel o de un diseño por computadora impreso. Esta técnica posee la ventaja de obtener una buena calidad de

trabajo para mediana y alta complejidad, y si bien no es económico como las otras técnicas mencionadas anteriormente, lo es en relación a la calidad de trabajo obtenido.

- **Circuitos impresos elaborados por fabricantes:**

Este es el método más efectivo dado que en él los circuitos poseen una excelente definición. Si bien es la mejor opción para la realización de un circuito impreso, entre las técnicas mencionadas anteriormente, es la de mayor costo. Además tienen un tiempo de fabricación de al menos dos semanas.

Luego de observar los distintos métodos existentes, se llegó a la conclusión que el que se hallaba con los requerimientos buscados era por medio de luz ultravioleta. Como fuente de luz, se utilizó un dispositivo de iluminación LED con un temporizador programable construido previamente en el laboratorio. En la Figura 62 se muestra el dispositivo encendido.



**Figura 62.** Insoladora utilizada en este proyecto.

La realización del circuito impreso mediante esta técnica consta de 7 pasos, en los cuales se debe asegurar al comienzo de tener los siguientes elementos, dado que en el caso de detener el proceso, podría no obtenerse la calidad deseada. Los elementos son:

- Percloruro Férrico.
- Film fotosensible (el utilizado es el que posee tres capas y será explicado a continuación).
- Pistola de calor.
- Impresión en papel transparente del circuito impreso a realizar (en negativo).
- Revelador.
- Removedor.

Para el primer paso, se debe tomar la placa en la cual se desea realizar el circuito y limpiarle la suciedad de modo uniforme. Antes de continuar, debe asegurarse que el ambiente en el cual se realice el procedimiento posea una iluminación tenue (para no revelar el film antes de completar el proceso. No es necesario un cuarto oscuro). Una vez finalizado el primer paso, se debe recortar el film fotosensible del tamaño de la placa. Del film se pueden observar tres capas, de las exteriores posee una opaca y otra brillante. Primero, se debe remover la opaca, es posible notarlo dado que es la más gruesa. Para removerlo de modo simple, se debe colocar un adhesivo sobre la capa que se desea retirar y luego lentamente retirarla hasta que se desprenda de las dos capas restantes. Antes de colocar el film se debe rociar con agua (solo que humedezca la placa), dado que el agua ayuda al colocar el film a poder moverlo y colocarlo en la mejor posición.

Una vez colocado el film, se debe presionar con un paño toda la superficie hasta que no queden rastros ni de burbujas ni de agua. Pasado el paño, se calienta el film con la pistola de calor para que de este modo el agua restante sea evaporada (por un corto plazo, dado que sino el film, puede perder la adhesión). Esta última acción se debe repetir alternadamente con el paño y la pistola de calor, 3 ó 4 veces hasta notar la perfecta adhesión del film. Una vez adherido se debe dejar reposar entre 5 y 10 minutos hasta que se enfríe la placa para poder pasar al siguiente paso, el cual se presenta en la Figura 63.



**Figura 63.** Placa con film adherido.

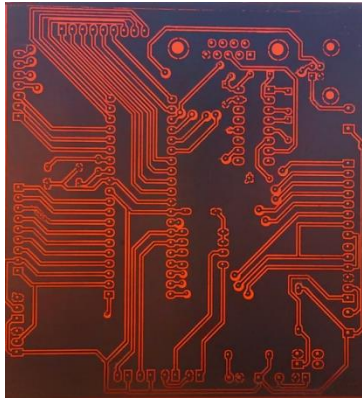
Una vez que la placa se enfría se debe colocar sobre ella el circuito impreso que se desea transferir a la misma. La placa con la impresión se colocan sobre el vidrio esmerilado el cual iluminará con luz UV durante el tiempo necesario. Este tiempo depende del espesor y la separación de las pistas del circuito a construir. Finalizado el tiempo de exposición, se debe remover el segundo film autoadhesivo y colocar la placa en revelador, en el cual debe permanecer un breve período. Con la ayuda de un pincel, se debe ir removiendo los excesos o porciones expuestas a la luz UV. En la Figura 64 se muestra a modo de ejemplo el resultado de este proceso.





**Figura 64.** Ejemplo antes de remover el film.

El siguiente paso consiste en colocar la placa dentro de percloruro férrico para remover todo el cobre no deseado. Por último, queda pasar la placa por removedor para que quite los restos del film que quedaron adheridos. Para ello, se deposita la placa dentro de la sustancia removedora basada en soda cáustica. Luego de 60 segundos se obtendrá el circuito impreso como se muestra en la Figura 65.

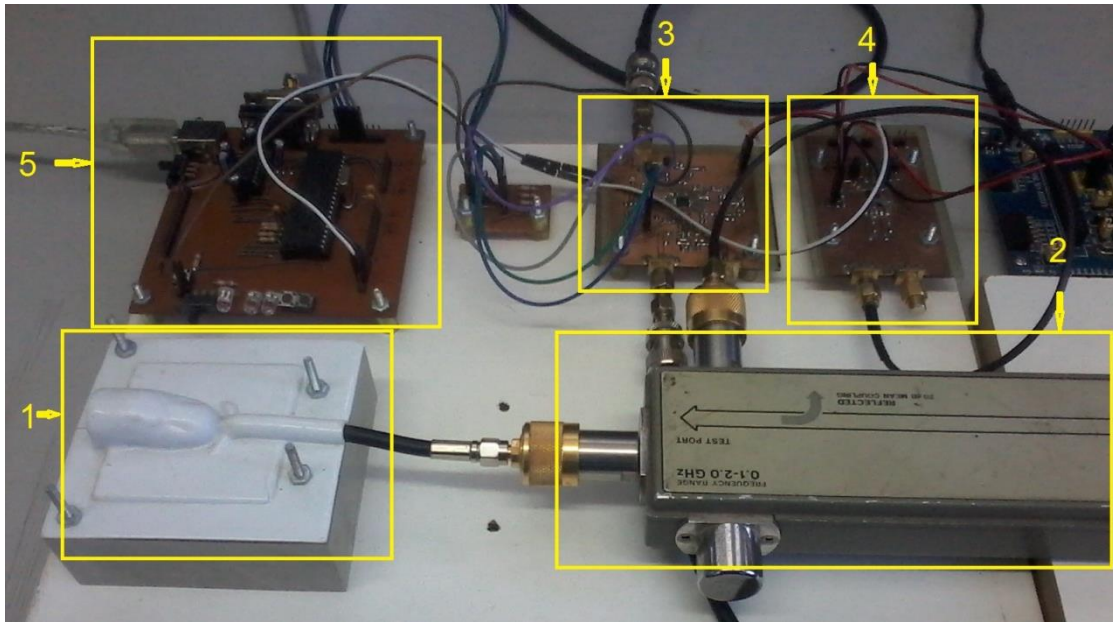


**Figura 65.** PCB finalizado.

Hasta aquí hemos visto los diseños de cada placa en particular, quedando el sistema modularizado como se muestra en la Figura 66. En dicha Figura se presentan los distintos bloques que componen el prototipo:

- 1- Primer sensor implementado.
- 2- Acoplador direccional
- 3- Generador de radiofrecuencias (genera la señal que excita el sensor)
- 4- Detector de magnitud y fase. Mide la respuesta del sensor.
- 5- Microcontrolador. Controla al generador de radiofrecuencia, adquiere las respuestas de magnitud y fase del detector, y envía la información recibida a la computadora (o a un teléfono móvil).

Como ya se mencionó, el segundo prototipo propuesto cuenta con un resonador electromagnético a cambio de los bloques 1 y 2 de la Figura 66.



**Figura 66.** Primer prototipo del sistema. Con el fin de agilizar el diseño y las pruebas de cada etapa, cada módulo se ha ensamblado por separado: Control, detector, generador de señales.

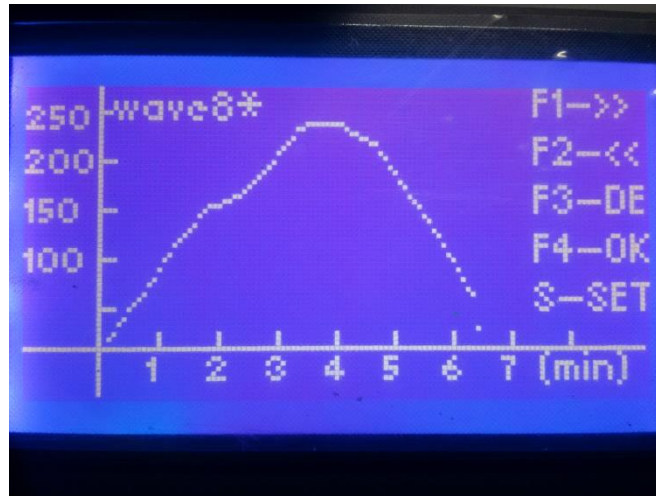
### **3.4 Soldadura de placas.**

Dadas las dimensiones de los componentes, más precisamente de los circuitos integrados, la soldadura de los mismos se realizó utilizando un horno infrarrojo T-962 como se muestra en la Figura 67.



**Figura 67.** Imagen del horno Infrarrojo T-962.

Este dispositivo posee 8 curvas de calor; las últimas dos totalmente programables. En la Figura 68 se puede apreciar en detalle la curva utilizada para este trabajo. Es importante destacar la temperatura máxima así como también el tiempo de exposición a temperatura máxima. Se aseguró no superar los 250°C dado que las hojas de datos de los integrados a utilizar indican una temperatura máxima de 260°C durante 40 segundos.

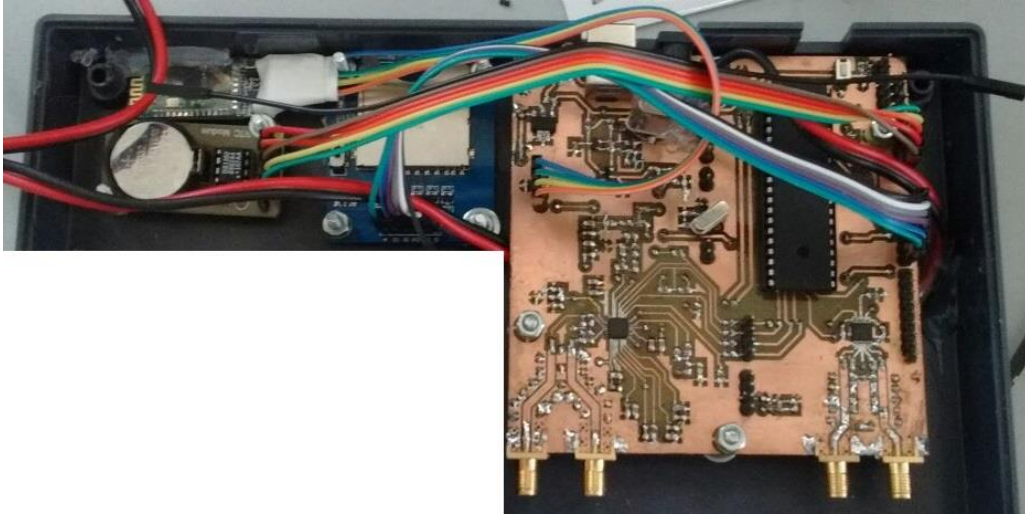


**Figura 68.** Curva de calor utilizada.

### 3.5 Prototipo completo.

En la Figura 69 se puede observar la distribución interna del sistema finalizado. Se destaca la placa realizada a partir de los diseños previamente mostrados. En el extremo superior izquierdo de la figura, se observan los diferentes módulos utilizados como el Bluetooth, RTC, y lectora de SD.

En la Figura 70 se muestra el equipo terminado y con todas sus partes funcionando. Se puede apreciar el display encendido, en el cual se muestra la fecha, hora y el nombre del producto.



**Figura 69.** Imagen de la distribución interna del prototipo (El sensor se encuentra oculto por motivos de confidencialidad).



**Figura 70.** Izquierda: Sistema finalizado con todos sus bloques funcionando. . Derecha: Se presenta un ejemplo el procedimiento de medición.

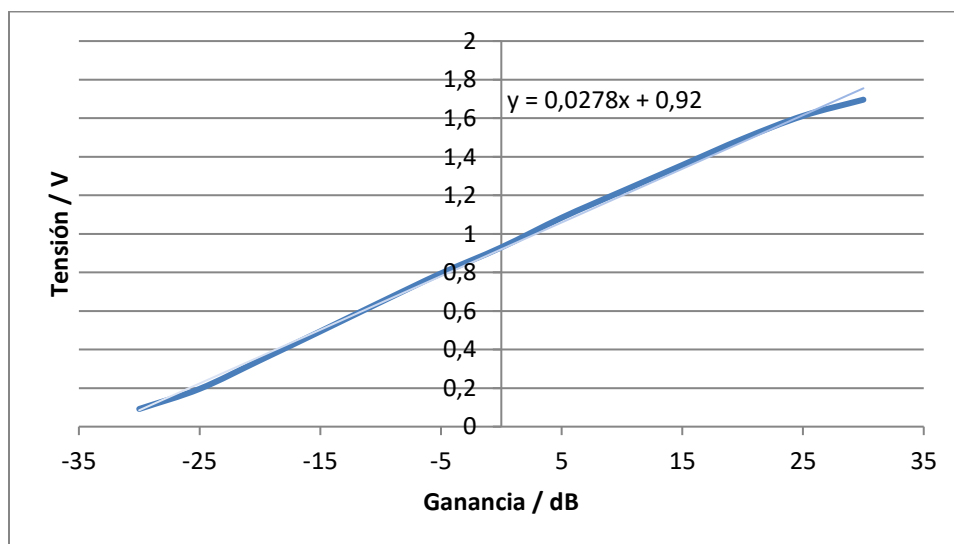
## 4 MEDICIONES

En la Tabla 8 se puede observar la medición de la tensión a la salida del detector en función de la ganancia entre los canales A y B. Al canal A se conectó una señal de 100MHz, y amplitud -30dBm mientras que al canal B se ingresó con un barrido en frecuencia, de amplitud variable. Con esta última variación, se lograron ganancias en el rango de  $\pm 30$ dB.

| A (dBm) | B (dBm) | Ganancia | V <sub>rms</sub> |
|---------|---------|----------|------------------|
| -30     | -60     | 30       | 1,696            |
|         | -55     | 25       | 1,612            |
|         | -50     | 20       | 1,493            |
|         | -45     | 15       | 1,357            |
|         | -40     | 10       | 1,221            |
|         | -35     | 5        | 1,0837           |
|         | -30     | 0        | 0,93             |
|         | -25     | -5       | 0,795            |
|         | -20     | -10      | 0,646            |
|         | -15     | -15      | 0,494            |
|         | -10     | -20      | 0,344            |
|         | -5      | -25      | 0,196            |
|         | 0       | -30      | 0,0918           |

**Tabla 8.** Tensión de salida en función de la ganancia.

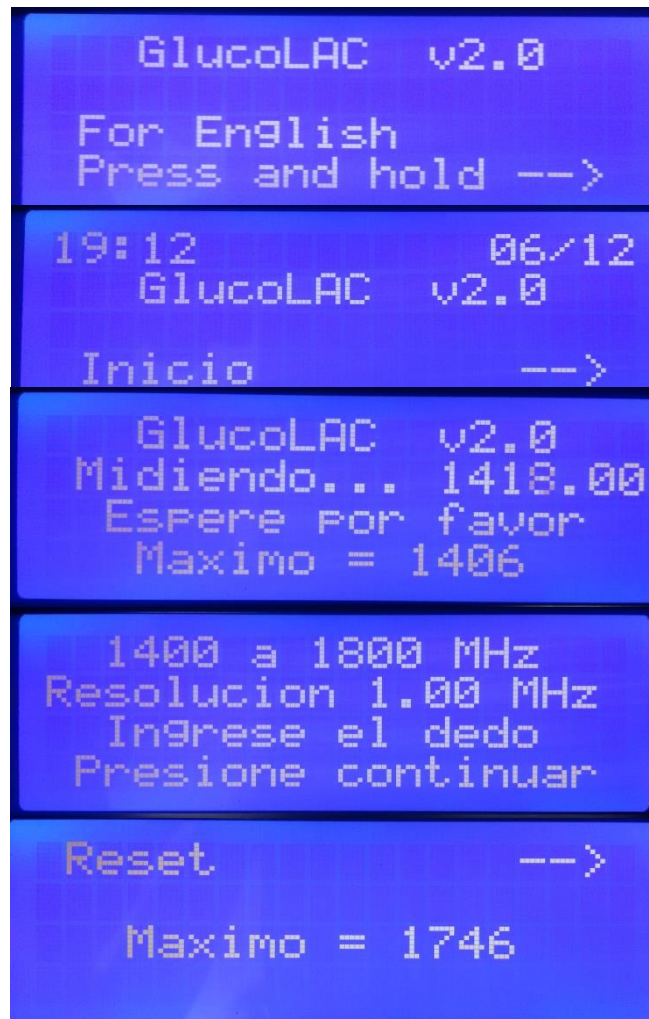
En la Figura 71 se puede apreciar la linealidad que presenta la tensión de salida vs Ganancia. Como se detalló en el capítulo anterior, la recta presenta una ordenada al origen en el entorno de los 0,9V y una pendiente de 30mV/dB.



**Figura 71.** Gráfico de tensión de salida en función de la ganancia entre canales A y B.

## **Sistema completo:**

Para realizar la medición, se deben utilizar los dos pulsadores siguiendo las indicaciones en el display. A continuación, se puede observar en la Figura 72 una captura de la pantalla paso a paso para realizar dicha medición.

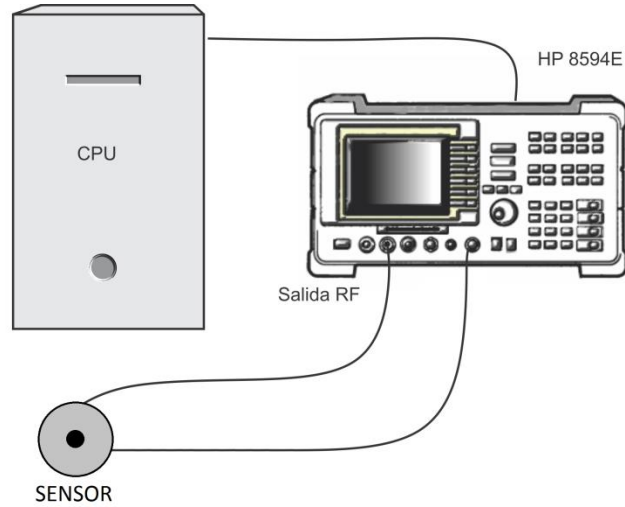


**Figura 72.** Captura de pantalla paso a paso de una medición.

Para corroborar el correcto funcionamiento del sistema se procedió con la medición completa. En primer lugar, se conectó el sensor a utilizar a un analizador de espectros. Utilizando el propio generador de barrido del instrumento, se obtuvo la captura de pantalla que se observa en la Figura 74. La Figura 75 (Con dedo), y Figura 76 (sin dedo) fueron obtenidas a partir de una reducción de la banda de barrido.

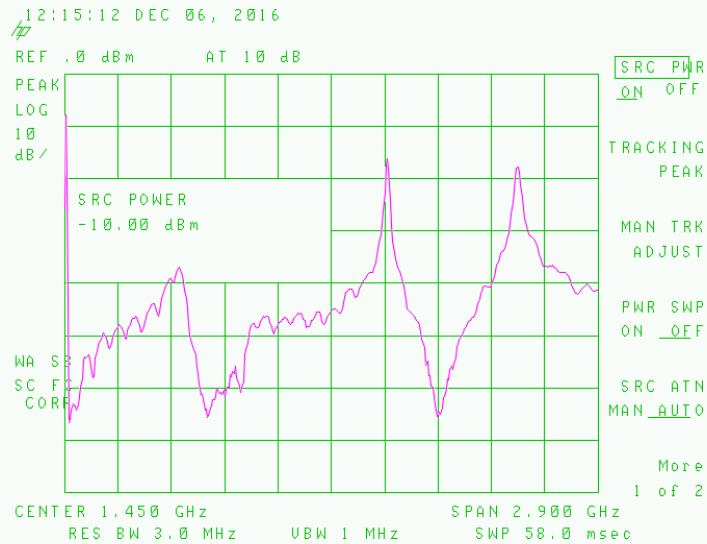
Debido a que la información que se busca se encuentra en la resonancia, (1400 MHz a 1800 MHz) se optó por reducir el ancho del barrido para ganar velocidad en la medición. De esta forma se reduce el tiempo de medición.

En primer lugar, para registrar las curvas correspondientes al sensor, se armó un banco de medición conformado por un analizador de espectros, el sensor y un bus GPIB para realizar capturas de pantalla a través de la computadora como se muestra en la Figura 73.

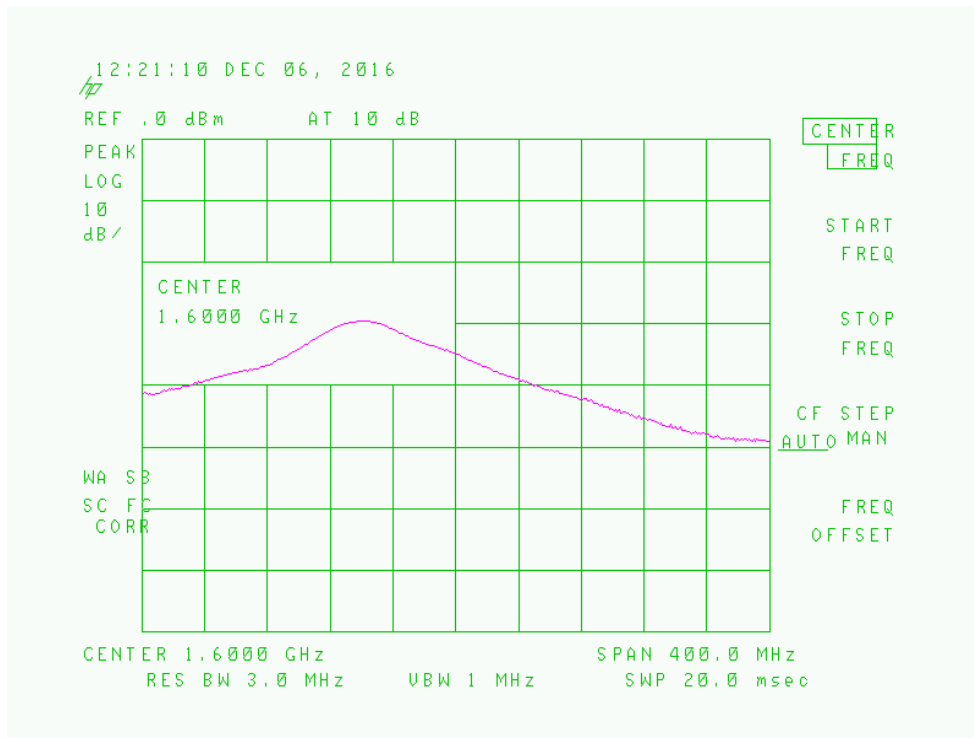


**Figura 73.** Banco de medición utilizado para hallar la transferencia del sensor.

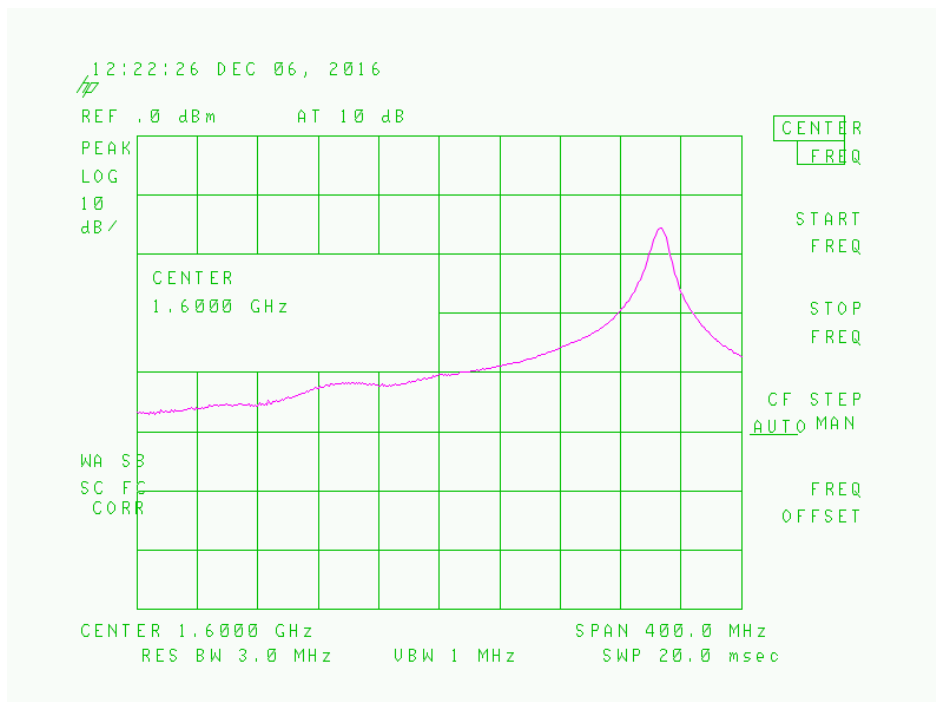
En una segunda instancia, se utilizó el sistema armado para corroborar el funcionamiento del mismo. Para ello, se utilizaron los datos almacenados en la memoria SD en un archivo de *Excel*. De esta forma, se puede replicar el experimento.



**Figura 74.** Respuesta del sensor en vacío para frecuencias entre 0 y 2.9 GHz.



**Figura 75.** Respuesta del sensor con el dedo para frecuencias entre 1400 MHz y 1800 MHz.



**Figura 76.** Respuesta del sensor sin el dedo para frecuencias entre 1400 MHz y 1800 MHz.

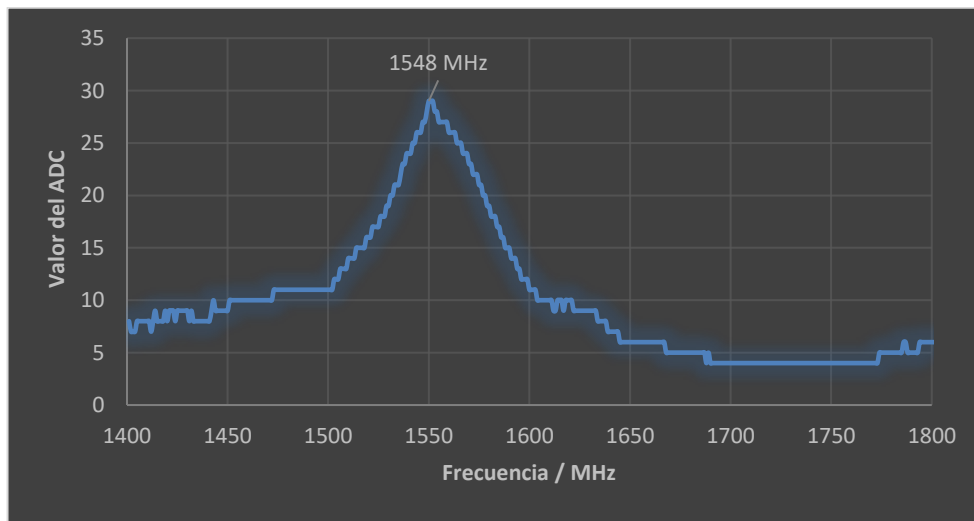
En la Figura 75 se puede apreciar el pico de resonancia en una frecuencia de 1550MHz dado que hay 40MHz por división y centrado en 1,6 GHz. En cuanto a la



medición sin dedo (Figura 76) la resonancia se encuentra en una frecuencia de 1755 MHz.

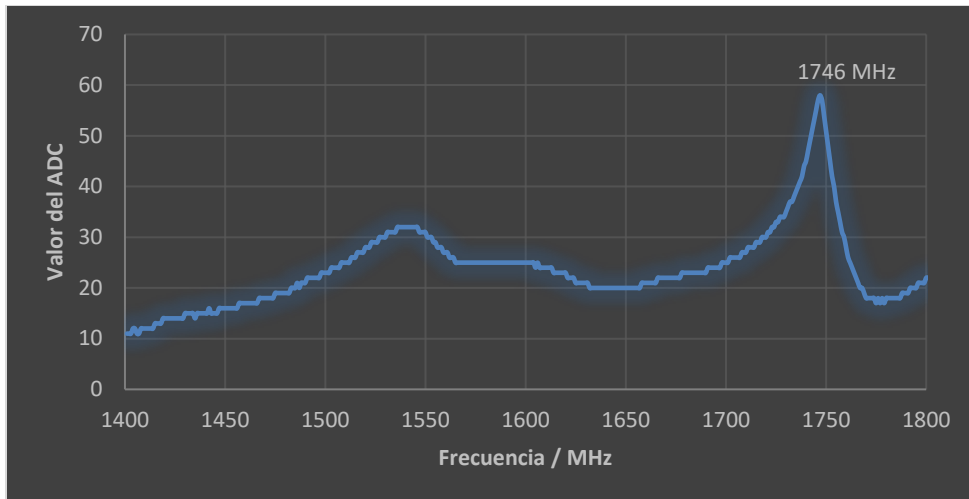
Como se mencionó en el capítulo anterior, el circuito integrado AD8302 (Bloque detector) genera una tensión en función de la ganancia entre dos canales. Para lograr el correcto funcionamiento del sistema, se debieron utilizar ambos canales. De esta forma, se conectó una de las salidas del generador al canal A, y la señal de salida del sensor al canal B. Es decir, el detector calcula la ganancia (A – B) en dB. Aquí entran en cuestión razones técnicas por las cuales realizar (Señal de referencia – Salida) o viceversa. Cabe aclarar que en un caso el pico de resonancia se deberá observar invertido respecto a las mediciones realizadas con el analizador de espectros.

En la Figura 77 se puede observar un gráfico del valor obtenido en el convertor analógico digital (correspondiente a la tensión de salida del detector) en función de la frecuencia de la señal incidente al sensor con el dedo. Además, se logró corroborar la frecuencia de resonancia con lo mostrado en la pantalla LCD del equipo (Máximo = 1548 MHz).



**Figura 77.** Gráfico del valor del convertor analógico digital en función de la frecuencia incidente.

De igual manera se procedió a medir y graficar la situación sin el dedo en la que se corroboró el correcto funcionamiento del sistema, así como también la exactitud de los resultados dado que el analizador de espectros utilizado es de calidad y gran precisión. Cabe destacar que el máximo se encuentra en 1746 MHz, y coincidió con el mostrado en la pantalla LCD del equipo.



**Figura 78.** Gráfico del valor del convertor analógico digital en función de la frecuencia incidente.

## 5 CONCLUSIONES

En este proyecto se diseñó y construyó un sistema de medición de glucosa en sangre de manera no invasiva. En este trabajo se cumplieron todos los objetivos propuestos al comienzo. Se partió de la hipótesis de observar variaciones eléctricas a partir de cambios de glucosa en sangre. El sistema desarrollado cumple con las especificaciones de diseño.

Como se explicó anteriormente, los resultados obtenidos son siempre relativos a mediciones anteriores. Partiendo de la hipótesis de que la glucosa es el principal componente que varía diariamente en el dedo a diferencia del colesterol que varía a largo plazo, se logró establecer un método de calibración para el prototipo. El proceso de calibración requiere de un análisis comparativo de la frecuencia de resonancia junto con el valor de glucosa en sangre medido con métodos invasivos y de alta confiabilidad dando como resultado una tabla personal de pares de números (Frecuencia de resonancia vs Nivel de glucosa en sangre). A partir de la calibración, el equipo deberá trabajar basándose en la tabla personal del usuario.

Existen diferentes factores que pueden hacer variar las mediciones como el cambio de peso, cambio de alimentación, variación de las concentraciones de sustancias en sangre, entre otras. Por esta razón, se debe considerar una calibración con cierta periodicidad para evitar el enmascaramiento de la glucemia a partir de otros factores presentes en el dedo meñique.

En cuanto a posibles mejoras se encuentran el desarrollo del sensor, así como también la velocidad de la medición. Por un lado, el sensor puede ser ampliamente mejorado en cuanto a la sensibilidad frente a la glucosa; es decir la conveniencia del mayor desplazamiento en frecuencia posible para poder identificar pequeños cambios de la glucosa en sangre.

Por parte de la velocidad de medición, es una gran limitación del sistema lo que genera cierto rechazo mantener el dedo quieto por un tiempo prolongado. Además, el cansancio del dedo puede provocar posibles movimientos, sudor, e incluso mala circulación de la sangre provocando errores de medición que puedan enmascarar las variaciones reales de la glucosa en sangre.

Al comienzo del trabajo, el barrido era lo suficientemente rápido. Sin embargo, a medida que se fueron incorporando nuevas funciones, comunicaciones y módulos, el sistema fue perdiendo velocidad. Se pudo observar el tiempo que implica guardar los datos en la memoria SD por lo que se propone a futuro guardar en memoria interna los datos hasta finalizar la medición. Una vez retirado el dedo, el equipo será el encargado de transferir toda la información a la memoria.

Por su parte, la pantalla LCD debe ser actualizada constantemente por lo que también influye en cuestiones de tiempos y velocidad de la medición. Una posible mejora para el equipo consiste en la incorporación de un display amplio en el cual se puedan mostrar las diferentes gráficas sin la necesidad de abrir los archivos almacenados en la memoria SD con una computadora.

Dado que este equipo puede ser compartido por múltiples usuarios, se propone a futuro permitir el ingreso de caracteres para poder registrar con nombre y apellido a cada paciente. Esto permitiría generar una base de datos con información de cada usuario a lo largo del

tiempo. Además, se propone adaptar el equipo para buscar y leer tablas personales de calibración disponibles en la memoria SD para permitir rápida adaptación a un nuevo usuario.

El equipo ha sido patentado a través de la Oficina de Vinculación del CONICET y actualmente se está trabajando para que el mismo pueda ser transferido al medio. Además, para estudiar cuestiones de calibración, se realizaran pruebas de laboratorio en un grupo de pacientes a diario para comparar resultados de laboratorio con los obtenidos a partir del equipo.

## APÉNDICE

### A) Poster presentado en congreso internacional, La Plata, Septiembre de 2016.



# Sistema no invasivo para medir niveles de glucosa en sangre

## INTRODUCCIÓN

Si bien en mercado existen diversos equipos para medir niveles de glucosa en sangre, la mayoría de ellos requieren de una extracción de sangre a través de un "pinchazo" para determinar el valor de esta magnitud.

**M. Casadei; J. Castiñeira; A Uriz; J Bonader**  
Ingeniero en electrónica, UNMdP  
Laboratorio de Comunicaciones, UNMdP  
Jorge Castiñeira Moreira  
Uriz A  
Bonadero J  
Ingeniería, Arquitectura y Tecnología  
Casti@fi.mdp.edu.ar

## OBJETIVOS

El objetivo de este trabajo es desarrollar los circuitos electrónicos para un sensor de niveles de glucosa en sangre. El sistema es no invasivo, por lo que elimina el "pinchazo" en el dedo que deben realizarse los individuos que padecen de diabetes cada vez que desean conocer su nivel de glucosa. En la Figura 1 se observa el render del producto diseñado.



Figura 1. Render del producto propuesto.

## METODOLOGÍA

El trabajo consiste del diseño y construcción de un primer prototipo del sistema. Una vez ensamblado, se desarrollarán pruebas de laboratorio en conjunto con un Instituto de Investigaciones clínicas para verificar que cumpla con las expectativas.

## RESULTADOS

El trabajo consistió en sustituir los instrumentos de laboratorio utilizados para la medición. En la Figura 2 se observa la medición realizada de la respuesta del sensor utilizando instrumental de laboratorio (izquierda) y el sistema desarrollado (derecha). Puede verse que en ambos casos se mide la respuesta en frecuencia del sensor de forma similar.

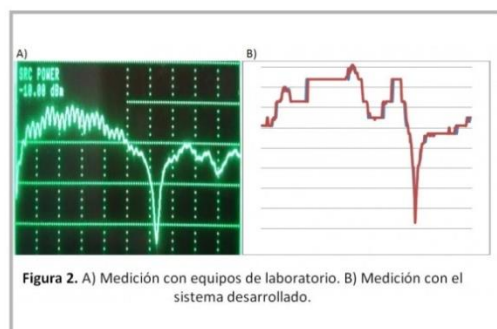


Figura 2. A) Medición con equipos de laboratorio. B) Medición con el sistema desarrollado.

## CONCLUSIONES

El sistema desarrollado cumple con las especificaciones de diseño. Sin embargo, se advirtió que era necesario realizar mejoras tanto en el equipo como en el sensor las cuales serán realizadas a futuro.

**B) Código de Matlab utilizado para realizar mediciones provisionarias y corroborar el correcto funcionamiento del sistema previo a la inclusión de la memoria SD.**

```
close all
clear
clc

% Cerrar puerto serial si ya está abierto
s1 = instrfind;
if ~isempty( s1 )
    fclose( s1 );
    delete( s1 );
    clear s1
end

s1=serial('COM1', 'BaudRate', 9600);
%s1.ReadAsyncMode='continuous';
%s1.BytesAvailableFcnCount = 1;
%s1.BytesAvailableFcnMode = 'byte';
%set(s1,'DataBits',8);
set(s1,'DataBits',8);
set(s1,'Parity','none');
set(s1,'StopBits',1);
%set(s1,'FlowControl','none');
s1.InputBufferSize=1024;
%set(s1, 'Timeout',1);
fopen(s1)

j=1;
cantidad_muestras= 1;  %1 medición por segundo, durante 15 minutos.
frec_bajo = 1000 ;
frec_alto = 2200 ;
frecuencia = [frec_bajo : 1 : frec_alto];
frecuencia = frecuencia(1:length(frecuencia)-1) ;
cantidad= frec_alto - frec_bajo;
cantidad_frecuencias= cantidad*2;
mediciones=zeros(cantidad_muestras,cantidad_frecuencias);
while j<(cantidad_muestras+1)
    file=zeros(1,cantidad_frecuencias);
    x=[];
    y=[];
    fprintf(s1,'%s','A');
    for i=1:cantidad %Runs for 200 cycles - if you cant see the symbol, it is "less than" sign. so
while (t less than 200)
        %i
        a=fread(s1,1); %reads the data from the serial port and stores it to the matrix a
        x=[x a]; % Merging the value to an array, this is not very computationally effective, as the
array size is dynamic.
```

```

    a=fread(s1,1); %reads the data from the serial port and stores it to the matrix a
    y=[y a];
end
if length(x)==cantidad
    mediciones(j,1:cantidad)=x(1,:);
    mediciones(j,cantidad+1:cantidad_frecuencias)=y(1,:);
    figure(j),subplot(2,1,1),plot(frecuencia,mediciones(j,1:cantidad)),axis([frec_bajo frec_alto 0
255]),subplot(2,1,2),plot(frecuencia,mediciones(j,cantidad+1:cantidad_frecuencias));
    axis([frec_bajo frec_alto 0 255])
    j=j+1;
else
    j=j;
end
pause(1)
end
fclose(s1),
figure(9);
k=1;
for i=1:cantidad_muestras

subplot(cantidad_muestras,2,k),plot(frecuencia,mediciones(i,1:cantidad)),xlabel('frecuencia'),su
bplot(5,2,k+1),plot(frecuencia,mediciones(i,cantidad+1:cantidad_frecuencias));
    axis([frec_bajo frec_alto 0 255])
    k = k+2;
end
maxf'
```

## BIBLIOGRAFÍA

1. Cebedio, M. Celeste; Rabioglio, L. Andrés; Romani J. Ernesto; "Estudio y desarrollo de sensores planares para la detección no invasiva de cambios en la glucemia". Tesis de grado (2014), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata.
2. Pimentel, Santiago; "Análisis y diseño de un sensor no invasivo de glucosa en sangre basado en microondas". Tesis de grado (2013), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata.
3. Nuutinen J., Ikaheimo R. and Lahtinen T, "Validation of a new dielectric device to assess changes of tissue water in skin and subcutaneous fat", *Physiol. Meas.*, 25, 447-454 (2004).
4. Alanen E., Lahtinen T. and Nuutinen J, "Measurement of dielectric properties of subcutaneous fat with open-ended coaxial sensors", *Phys. Med. Biol.*, 43, 475-485 (1998).
5. Topsakal, E.; Karacolak, T.; Moreland, E.C., "Glucose-dependent dielectric properties of blood plasma, "General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI , vol., no.,pp.1,4, 13-20 Aug. 2011
6. Hofmann Maximilian, Fischer George, Weigel Robert, Kissinger Dietmar, "Microwave Based Non-invasive Concentration Measurements for Biomedical Applications", *IEEE Transaction on microwave theory and technique*, Vol. 61, No. 5, mayo 2013.
7. Generador de frecuencias. Hoja de datos en:  
<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADF4193.pdf>
8. Detector de Ganancia y fase AD8302. Hoja de datos en:  
<http://www.analog.com/media/cn/technical-documentation/data-sheets/AD8302.pdf>.
9. PIC18F4550. Hoja de datos en:  
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632b.pdf>.
10. "RS232 (EIA232)". Disponible en:  
<http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/039001258CEF8FB686256E0F005888D1>.
11. "MAX232" (Datasheet). Disponible en:  
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/max232.pdf>.
12. LCD 20x04. Hoja de datos en:



[https://www.beta-estore.com/download/rk/RK-10290\\_410.pdf](https://www.beta-estore.com/download/rk/RK-10290_410.pdf)

13. Bluetooth HC06. Hoja de datos en:

<https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf>.

14. RTC “DS1302”. Disponible en:

<http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1302.pdf>.

15. Coplanar waveguide. Disponible en:

<http://wcalc.sourceforge.net/cgi-bin/coplanar.cgi>

16. Circuitos impresos. Disponible en: [http://es.wikipedia.org/wiki/Circuito\\_impreso](http://es.wikipedia.org/wiki/Circuito_impreso).

17. Gelosi, Casadei, Calcagno, Martín, Uriz, Agüero. “Equipo de bajo costo para la construcción de circuitos impresos mediante el uso de luz ultravioleta”. Foro tecnológico, CASE 2015.