



PONTIFICIA **UNIVERSIDAD CATÓLICA** DEL PERÚ

Esta obra ha sido publicada bajo la licencia Creative Commons
Reconocimiento-No comercial-Compartir bajo la misma licencia 2.5 Perú.

Para ver una copia de dicha licencia, visite
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/pe/>



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

IMPLEMENTACIÓN DE UN OSCILADOR DE ONDA ACÚSTICA
DE SUPERFÍCIE A 80 MHZ CON SALIDA DIGITAL PARA LA
ELABORACIÓN DE UN BIOSENSOR

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Paulo César Arana Gamarra

ASESOR: Willy Eduardo Carrera Soria

Lima, Agosto del 2010

RESUMEN

Los circuitos de osciladores basados en Ondas Acústicas Superficiales (SAW) están siendo usados en la actualidad, entre una serie de aplicaciones, para construir biosensores destinados a la optimización del tiempo en los procesos de detección de enfermedades en muestras de sangre, basándose en el principio de cambios rápidos de frecuencias. Sin embargo, en el Perú, los establecimientos de salud no tienen acceso a este tipo de tecnologías debido a los altos costos de adquisición.

En el presente trabajo se implementa un lazo oscilador a 80MHz basado en un sensor de onda acústica superficial (SAW) cuyos objetivos principales están basados en la construcción de los diferentes bloques componentes del lazo oscilador, para lo cual se hace uso de los conceptos relacionados con circuitos de alta frecuencia, como son los *Parámetros Scattering* y la *Carta Smith*.

Los componentes del lazo oscilador constan de un amplificador RF que proporcione la ganancia equivalente a las pérdidas a lo largo de todo el lazo; el atenuador, que permitirá restringir el nivel de ganancia del lazo oscilador; el filtro de desplazamiento de fase, que facilita la obtención de un desfase total de 0° a través de todo el lazo. Finalmente, para cerrar el lazo oscilador, se usará un divisor de potencia con el propósito de conservar el nivel de impedancia de 50 Ohm en todos los trayectos de la señal.

Índice general

1. SITUACIÓN ACTUAL Y PROBLEMÁTICA DEL DESARROLLO DE BIOSENSORES APLICADOS EN SISTEMAS DE DETECCIÓN DE MUESTRAS	1
1.1. Análisis de factores determinantes para la aplicación de tecnologías de investigación en el entorno general	1
1.2. Estado actual de la investigación para el desarrollo e implementación de equipamiento médico en el Perú.	2
1.2.1. Estado de los establecimientos de salud	2
1.2.2. Desarrollo de proyectos de investigación	2
1.3. Factores determinantes en el desarrollo del presente proyecto	3
1.4. Proceso de desarrollo del proyecto, descripción y análisis de los factores determinantes en su implementación	3
1.4.1. Descripción	3
1.4.2. Análisis de posibles problemas de implementación	4
1.5. Declaración del marco problemático	5
2. EL PROCESO DE IMPLEMENTACIÓN EN ALTA FRECUENCIA, CONCEPTUALIZACIONES GENERALES, EL OSCILADOR SAW.	7
2.1. Estado del arte	7
2.1.1. Presentación del asunto de estudio	7
2.1.2. Estado de la investigación	9
2.1.2.1. Métodos de estudio y detección viral	9
2.1.3. Síntesis sobre el asunto de estudio	14
2.2. El dispositivo SAW (surface acoustic wave)	14
2.2.1. Un repaso a la tecnología de la onda acústica	14

2.2.2.	El sensor SAW	15
2.2.2.1.	Origen y funcionamiento	15
2.2.2.2.	Principales aplicaciones de los sensores SAW	16
2.3.	Sensor SAW DL801	19
2.4.	Objetivos generales y específicos del proyecto	20
3.	DESCRIPCIÓN DE LAS FASES DE IMPLEMENTACIÓN DE LOS BLOQUES COMPONENTES DEL CIRCUITO OSCILADOR	21
3.1.	Amplificador RF	22
3.2.	Adaptación de impedancias del cristal SAW DL801	23
3.3.	Atenuador	25
3.4.	Filtro de desplazamiento de fase	26
3.5.	Divisor de Potencia	27
3.6.	Consideraciones generales para implementación de circuitos en altas frecuencias	28
3.6.1.	Proceso de diseño y construcción de las tarjetas	28
3.7.	Diagramas esquemáticos de las tarjetas componentes del circuito oscilador	29
3.7.1.	Circuito amplificador, atenuador y divisor de potencia	30
3.7.2.	Circuito del filtro de desplazamiento de fase	31
3.7.3.	Tarjetas de adaptación de impedancias del cristal	32
3.7.4.	Tarjetas implementadas	33
4.	PRUEBAS Y RESULTADOS FINALES	35
4.1.	Mediciones realizadas con el cristal SAW	35
4.1.1.	Mediciones de los parámetros de reflexión directa e inversa del cristal SAW	36
4.1.2.	Mediciones de los parámetros de transmisión directa e inversa del cristal SAW	38
4.2.	Lista de componentes utilizados	41

Índice de figuras

1.1. Diagrama de bloques del sistema que se implementará con el oscilador de 80MHz.[10]	4
2.1. Inmunofluorescencia directa[5]	11
2.2. Detección de virus mediante la técnica ELISA directa [5]	12
2.3. Propagación de la onda de energía en la superficie del sensor SAW [13]	16
2.4. Algunos tipos de sensores SAW[6]	16
2.5. Sensor SAW para medición de presión[13]	17
2.6. Se muestra un biosensor[13]	18
2.7. Cristal SAW DL 801 [18]	19
3.1. Lazo Oscilador (<i>Fuente: Elaboración propia</i>)	21
3.2. Criterio de Barkhausen [7]	22
3.3. Efecto de la ganancia de realimentación mayor a 1 3.2	22
3.4. Diagrama de conexiones ABA-32563 [17]	23
3.5. Red de adaptación de impedanciasPI	24
3.6. Diseño de la red PI de entrada del sensor	25
3.7. Red de adaptación de impedancias	27
3.8. Cálculo del ancho de pistas con el software AppCad	29
3.9. Diagrama esquemático del amplificador, divisor de potencia y atenuador	31
3.10. Diagrama esquemático del filtro de desplazamiento de fase	32
3.11. Diagrama esquemático de las tarjetas de adaptación de impedancias del cristal a la entrada y salida respectivamente	33
3.12. Tarjetas de adaptación de impedancias del cristal SAW (a) Entrada, (b)Salida	33

3.13. Tarjeta del bloque amplificador, divisor de potencia y atenuador	34
3.14. Tarjeta del filtro de desplazamiento de fase	34
4.1. Analizador Vectorial (VNA) Anritsu M646	36
4.2. Medición de las impedancias de entrada del Cristal SAW	37
4.3. Medición de las impedancias de salida del Cristal SAW	37
4.4. Transmisión directa (Magnitud y Fase) del cristal a 80MHz	38
4.5. Transmisión inversa (Magnitud y Fase) del cristal a 80MHz	39
4.6. Analizador de espectros Agilent E4401	39
4.7. Uno de los resultados errones debido al filtraje de ruido	40
4.8. Espectro de la oscilación a la frecuencia central (80MHz)	40
4.9. Lazo oscilador conectado al analizador de espectros	41



Índice de cuadros

2.1. Características del sensor SAW DL 801 [18]	19
3.1. Características del amplificador elegido (<i>Fuente: Elaboración propia</i>)	23
3.2. Valores de los componentes para las redes de entrada y salida del cristal (<i>Fuente: Elaboración propia</i>)	25
3.3. Características del atenuador elegido (<i>Fuente: Elaboración Propia</i>) .	26
3.4. Características del divisor de potencia elegido (<i>Fuente: Elaboración propia</i>)	27
4.1. Lista de componentes utilizados (<i>Fuente: Elaboración propia</i>)	42

INTRODUCCIÓN

Actualmente la salud de la población peruana se encuentra amenazada por enfermedades que día a día van cobrando vidas. Este problema se basa en que no siempre éstas se pierden por la gravedad de la enfermedad, sino por la falta de un método de detección de dichas enfermedades a su debido tiempo y al alcance del ingreso económico de la población.

Para citar un ejemplo, la *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública* publicó en un artículo un estudio titulado “*Factores asociados al diagnóstico tardío de pacientes con tuberculosis pulmonar en Lima Este*”, en cuyas conclusiones menciona: “...se identificaron siete factores asociados independientemente al diagnóstico tardío de tuberculosis pulmonar: edad mayor a 15 años, ser obrero o comerciante, residencia rural, automedicación, percepción de un tiempo de espera prolongado, percepción de un costo elevado...”[1].

Además, según fuentes tomadas por el INEI, la proporción entre la cantidad de centros de salud y la población total es de 1 a 3387. Asimismo, el 54.7% de la población no acude a los centros de salud en caso de enfermedades debido a su condición de pobreza [2].

Actualmente ya existen instrumentos que proporcionan diversas soluciones a los problemas descritos anteriormente; sin embargo, los recursos económicos de los establecimientos públicos no permiten la adquisición de dichos instrumentos debido principalmente a su alto costo [3]. A esto se debe sumar la carencia de investigaciones y desarrollos de tecnología en el país.

Debido a los problemas descritos líneas arriba se plantea desarrollar en el presente documento el proyecto que tendrá como características principales el rápido acceso a resultados de las tomas de muestras de sangre, sospechosamente infectadas por algún virus, a un bajo costo de acceso, tomando en cuenta la confiabilidad y optimización del proceso en lo que respecta a resultados obtenidos en tiempos manejables que no impliquen horas de espera para los pacientes.

Capítulo 1

SITUACIÓN ACTUAL Y PROBLEMÁTICA DEL DESARROLLO DE BIOSENSORES APLICADOS EN SISTEMAS DE DETECCIÓN DE MUESTRAS

1.1. Análisis de factores determinantes para la aplicación de tecnologías de investigación en el entorno general

El incesante crecimiento de la población mundial implica establecer los medios necesarios para garantizar las condiciones necesarias de salud que, si bien es cierto no implica necesariamente establecer la inmunidad ante ataques virales, nos pueda asegurar la detección exacta e inmediata de dichas enfermedades para la pronta aplicación de los debidos procesos que aseguren la cura y, por ende, la prevención del desarrollo de epidemias a largo plazo.

Es debido a esto que la tecnología se encuentra ampliamente comprometida en el desarrollo de nuevos dispositivos que faciliten el establecimiento de las condiciones mencionadas en el párrafo anterior.

Tal y como se mencionó en la primera parte, la población se encuentra propensa a la adquisición de nuevas enfermedades debido al constante incremento de la densidad poblacional, es debido a esto que la inversión en proyectos de investigación aplicando

nuevas tecnologías se hace necesaria, a la par de la adquisición de nuevos conocimientos, producto de las investigaciones que se vienen realizando en países que invierten un presupuesto considerable en el rubro de la investigación, valga la redundancia.

Cabe mencionar que las naciones de la Unión Europea (UE) son los que más invierten en el desarrollo de equipos médicos, sin dejar atrás a países americanos que, si bien es cierto no se encuentran al nivel de los europeos, también empiezan a tomar interés debido a los resultados fructíferos que resulta del apoyo a la investigación. Para citar como ejemplo, un análisis del Acuerdo de Asociación entre Centroamérica y la Unión Europea indica que en el año 2005 los países mas representativos en la producción de equipos médicos son Alemania (45 %), Francia (13 %), Reino Unido (12 %), Italia (11 %) e Irlanda (5 %)[3].

1.2. Estado actual de la investigación para el desarrollo e implementación de equipamiento médico en el Perú.

1.2.1. Estado de los establecimientos de salud

Es sabido que el índice de mortandad poblacional (también propensa a la aparición de nuevas enfermedades) se debe en parte a la detección tardía de las enfermedades que aquejan las víctimas de los hospitales públicos del Perú, que usan métodos convencionales en sus procedimientos de análisis y detección. Esto debido a que el gobierno no cuenta con políticas de inversión en la constante renovación de tecnología médica, pues existe la solución al problema pero no los recursos financieros para su adquisición. La realidad es distinta en países desarrollados que cuentan con laboratorios equipados con tecnología de punta, es gracias a esto que logran respuestas óptimas en tiempos cortos en sus procesos de detección[1].

1.2.2. Desarrollo de proyectos de investigación

Así como no hay inversión para la renovación de equipos, tampoco existe el apoyo económico para la elaboración de proyectos de investigación en gran magnitud, pues el estado no apuesta por la educación y capacitación de los investigadores, quienes podrían desarrollar dispositivos fabricados en el Perú a bajo costo y al mismo nivel de los equipos de alto costo que tanto se requiere. Esto es fácilmente comprobable debido al hecho de que no existe el desarrollo de tecnología nacional, ya que los aparatos médicos utilizados en los establecimientos públicos provienen de importaciones [3].

1.3. Factores determinantes en el desarrollo del presente proyecto

A nivel organizacional, se cuenta con laboratorios debidamente equipados que son necesarios para el desarrollo del proyecto, así como los recursos necesarios para su debida implementación, ya que se pretende lograr la construcción de un dispositivo usando recursos de fácil acceso para el desarrollo.

A la vez, también se cuenta con conocimientos de los procesos de adquisición de datos, así como diseños previos que dan una visión amplia del proceso de estudio e implementación[10] .

Los recursos financieros también deben ser tomados en cuenta en este proceso, y no son ajenos, ya que se cuenta con una tendencia al financiamiento de proyectos de investigación en la universidad por parte de la Dirección Académica de Investigación (DAI).

1.4. Proceso de desarrollo del proyecto, descripción y análisis de los factores determinantes en su implementación

1.4.1. Descripción

Para el diseño del oscilador a 80MHz. y del mezclador de señales se toma en cuenta un diseño previo existente [10], a partir del cual se harán análisis de las diferentes etapas y sus respectivos parámetros que serán considerados. En la *Figura 1.1* mostrada a continuación se puede apreciar que el oscilador a implementar forma parte de un sistema en el cual se aprecian dos osciladores iguales, uno de referencia y uno de prueba, cuyas salidas van a un mezclador de señales, a continuación dicha señal va a un filtro pasabajos, el cual servirá para filtrar, valga la redundancia, la señal obtenida a la salida del mezclador y así solo obtener la diferencia de la oscilación.

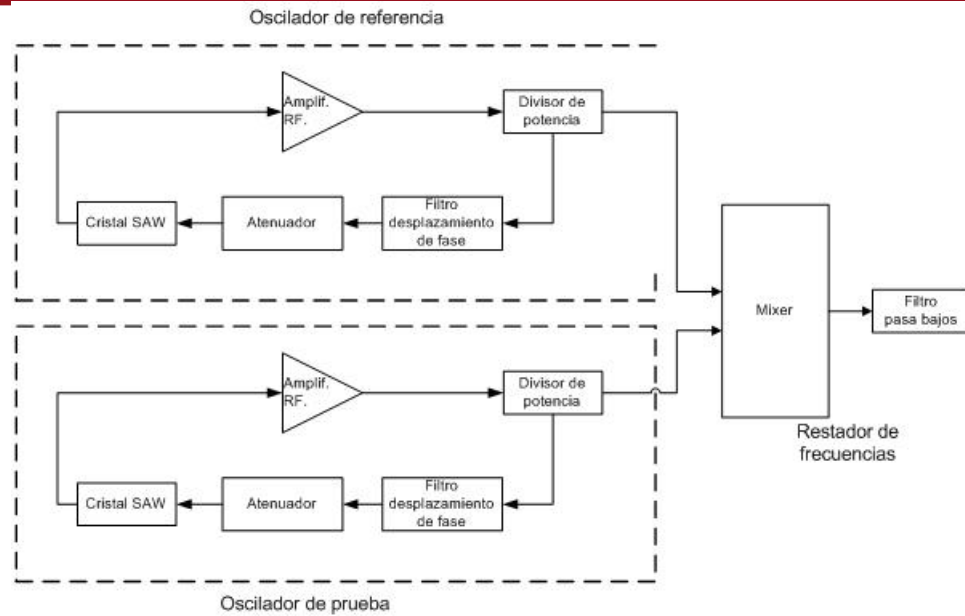


Figura 1.1: Diagrama de bloques del sistema que se implementará con el oscilador de 80MHz.[10]

Las diferentes etapas constan de:

1. Implementación de la etapa del amplificador
2. Verificación de la correcta adaptación de impedancias del cristal
3. Verificación de la máxima transferencia de potencia entre el cristal, el amplificador y el atenuador
4. Implementación del filtro de desplazamiento de fase para lograr que la fase total del lazo sea 0°
5. Implementación del divisor de potencia y de la etapa restadora de frecuencias

Debido a la complejidad de medir frecuencias en el orden de los Hz., en comparación a la frecuencia de oscilación (80MHz.), se opta por la utilización de un mezclador restador de frecuencias para así evitar la utilización de aparatos complejos que dificulten las mediciones.

1.4.2. Análisis de posibles problemas de implementación

Entre los posibles problemas de implementación se puede observar lo siguiente:

- Si** la ganancia del amplificador no es igual a las pérdidas en el lazo, se distorsionará la onda de salida. En teoría, el punto más estable para efectos de oscilación se da cuando la ganancia del bloque amplificador iguala a las pérdidas a través de todo el lazo. Además, se dan pérdidas por inmersión en el medio líquido al que será expuesto el cristal oscilador.
- Se** debe considerar la adaptación de impedancias. El corte del cristal se toma en cuenta debido a que la amplitud de las ondas transversales de la superficie del cristal debe ser máxima. A la vez, se debe tener en cuenta la adaptación de impedancias para obtener una máxima transferencia de potencia, que se traduce en una mínima atenuación de la señal, ya que el cristal es el único elemento en el lazo oscilador que no tiene los puertos adaptados a la impedancia especificada.
- Se** debe restringir el nivel de ganancia del lazo oscilador; por lo tanto, esta etapa depende del buen diseño de la etapa de amplificación y de la elección del cristal. La restricción en el nivel de ganancia del lazo oscilador se debe a la acción de unir amplificadores en cascada, ya que en dicha etapa uno solo no es suficiente para los requerimientos dados.
- Se** forman inductancias y capacitancias parásitas, lo cual altera el valor de la impedancia característica de los circuitos impresos. Este hecho se da a medida de que se trabaja con señales de frecuencias altas. El propósito es conservar la impedancia establecida en todos los trayectos de las señales. La selección del dispositivo será un factor clave para el logro de este objetivo.

1.5. Declaración del marco problemático

La implementación adecuada del circuito oscilador, a pesar de la existencia previa del diseño, se torna dificultosa a medida que se va llevando a la realidad los resultados obtenidos en simulaciones y fundamentos teóricos debido a que se trabaja en altas frecuencias, esto implica tomar en cuenta modelos no vistos en los cursos de pregrado como son los parámetros Scattering (S), trabajar con la carta Smith, entre otros[4].

De hecho, existen variables críticas que se deben tomar en cuenta al momento de la implementación. Empezando por el criterio de estabilidad, por ejemplo, en la etapa del amplificador se pueden ubicar fácilmente zonas estables e inestables, asimismo, el manejo de impedancias complejas, pues de ellas dependen las respuestas de amplitud y fase de las señales.

Otra variable de consideración es la técnica de medición. En muchas ocasiones puede que la variación de frecuencia no será generada exclusivamente por la masa que el

usuario deposite en el cristal, sino también por factores externos como la temperatura y humedad, en consecuencia, esto implica ajustar los rangos de valores a considerar en más de una variable, por ejemplo, en ganancia del amplificador y características del cristal.

Los cambios de temperatura y humedad del medio en el cual se realizan las mediciones afectan considerablemente, así como las variaciones de alimentación y carga, esto implica que la estabilidad en frecuencia (sobre todo en oscilaciones) debe ser tomada en cuenta al momento de la implementación. Asimismo, el ruido puede afectar considerablemente la potencia de la onda que sale del transductor; por lo tanto, la relación señal ruido debe ser lo más grande posible.

La exactitud y precisión son características importantes en todo instrumento de medición, pues el dispositivo debe dar resultados muy cercanos al verdadero valor de la magnitud que se está midiendo, es por eso que el sensor debe someterse a un proceso de calibración estático. De igual manera, el dispositivo debe ser capaz de leer el mismo resultado para el mismo ensayo que se ha realizado sucesivamente a las mismas condiciones en un corto intervalo de tiempo, cuyos detalles se verán en posteriores trabajos de investigación.

La razón de cambio en la respuesta del instrumento al cambio de la propiedad medida por unidad de concentración es un factor importante a considerar, ya que el dispositivo debe ser sensible a la mínima alteración de masa al cual es sometido.

Capítulo 2

EL PROCESO DE IMPLEMENTACIÓN EN ALTA FRECUENCIA, CONCEPTUALIZACIONES GENERALES, EL OSCILADOR SAW.

2.1. Estado del arte

2.1.1. Presentación del asunto de estudio

El estudio de enfermedades que atacan al ser humano se intensifica día a día debido a la urgencia por la detección de infectados en una determinada área poblacional para así, de esta manera, evitar la aparición de epidemias que a la larga podrían resultar fatales para el sector mas propenso de la población, los niños y ancianos.

La implementación adecuada del circuito oscilador, a pesar de la existencia previa del diseño, se torna dificultosa a medida que se va llevando a la realidad los resultados obtenidos en simulaciones y fundamentos teóricos debido a que se trabaja en altas frecuencias, esto implica tomar en cuenta modelos no vistos en los cursos de pregrado como son los parámetros Scattering (S), trabajar con la carta Smith, entre otros[4].

De hecho, existen variables críticas que se deben tomar en cuenta al momento de la implementación. Empezando por el criterio de estabilidad, por ejemplo, en la etapa del amplificador se pueden ubicar fácilmente zonas estables e inestables, asimismo, el

manejo de impedancias complejas, pues de ellas dependen las respuestas de amplitud y fase de las señales.

Otra variable de consideración es la técnica de medición. En muchas ocasiones puede que la variación de frecuencia no será generada exclusivamente por la masa que el usuario deposite en el cristal, sino también por factores externos como la temperatura y humedad, en consecuencia, esto implica ajustar los rangos de valores a considerar en más de una variable, por ejemplo, en ganancia del amplificador y características del cristal.

Los cambios de temperatura y humedad del medio en el cual se realizan las mediciones afectan considerablemente, así como las variaciones de alimentación y carga, esto implica que la estabilidad en frecuencia (sobretudo en oscilaciones) debe ser tomada en cuenta al momento de la implementación. Asimismo, el ruido puede afectar considerablemente la potencia de la onda que sale del transductor; por lo tanto, la relación señal ruido debe ser lo mas grande posible.

La exactitud y precisión son características importantes en todo instrumento de medición, pues el dispositivo debe dar resultados muy cercanos al verdadero valor de la magnitud que se está midiendo, es por eso que el sensor debe someterse a un proceso de calibración estático. De igual manera, el dispositivo debe ser capaz de leer el mismo resultado para el mismo ensayo que se ha realizado sucesivamente a las mismas condiciones en un corto intervalo de tiempo, cuyos detalles se verán en posteriores trabajos de investigación.

La razón de cambio en la respuesta del instrumento al cambio de la propiedad medida por unidad de concentración es un factor importante a considerar, ya que el dispositivo debe ser sensible a la mínima alteración de masa al cual es sometido.

El estudio de enfermedades que atacan al ser humano se intensifica día a día debido a la urgencia por la detección de infectados en una determinada área poblacional para así, de esta manera, evitar la aparición de epidemias que a la larga podrían resultar fatales para el sector mas propenso de la población, los niños y ancianos.

En ese sentido, de acuerdo a los factores críticos de optimización en el proceso de estudio de las muestras tomadas para determinar la infección (tiempo de respuesta, costo del análisis, factibilidad de acceso al servicio), se propone el uso de un dispositivo oscilador, basado en un sensor SAW (surface acoustic wave) que oscile a 80MHz., para la detección rápida de enfermedades. Asimismo, la detección de dichos agentes patógenos se realizará usando anticuerpos que “atrapen” el virus contenido en una muestra de sangre que será tomada del paciente y, de este modo, se establezca un estado diferente al estado inicial en el dispositivo. Dicho estado establecerá las condiciones necesarias para que el dispositivo indique la infección de la muestra, en caso se

dé, o permitirá descartar la infección si es que las condiciones iniciales no cambian en el dispositivo.

Este documento expone las características de los métodos de estudio y diagnóstico viral que se utilizan en la actualidad, los avances tecnológicos relacionados a las tareas de detección de infecciones y una síntesis de los avances tecnológicos que se proponen para el diseño de un dispositivo que solucione todos los requerimientos propuestos.

De esta manera, gracias a la implementación de este dispositivo se logrará mejorar significativamente los tiempos de respuesta, en comparación con los métodos actuales, en la detección de enfermedades, para así, de esta manera, aportar indirectamente a la prevención de epidemias y asegurar un bajo índice de mortandad de seres humanos debido al desconocimiento de las causas que afectan su salud y no recibir el tratamiento adecuado e inmediato.

2.1.2. Estado de la investigación

2.1.2.1. Métodos de estudio y detección viral

Hoy en día el análisis que determine personas infectadas por algún virus se puede realizar por varios métodos, los cuales consideran la manera de tomar la muestra para el respectivo análisis, el transporte de dichas muestras, el análisis en cuestión realizado en un laboratorio y la toma de resultados, entre otros detalles. En el presente documento solo es de interés el análisis de la muestra; por lo tanto, se tomará en cuenta la descripción de dicho proceso.

Actualmente se sabe de dos técnicas de análisis llamados métodos directo e indirectos, estos datos fueron extraídos del documento de investigación que se menciona en la bibliografía [5].

1. Métodos Directos:

Son aquellos que detectan:

El virus como agente infeccioso (aislamiento viral)

La presencia de antígenos virales (técnicas inmunológicas): Inmunofluorescencia (IF), Enzimoimmunoanálisis (EIA), Test de Aglutinación.

La presencia de ácidos nucleicos virales (PCR, etc.)

El virus como partícula viral (microscopía electrónica)

A continuación se describen cada uno de estos procesos:

a) *Aislamiento viral*: el aislamiento del virus tiene una sensibilidad y una especificidad muy alta. Debido a que sólo se amplifica el virus, se aumenta la sensibilidad sin disminuir la especificidad. Sin embargo, existen algunas desventajas en el aislamiento del virus:

- El proceso suele ser lento, ya que demanda de días a semanas para la identificación, y en consecuencia puede no estar disponible a tiempo para influir en la atención del paciente.
- Es un proceso laborioso y caro.
- Requiere del uso de sistemas de cultivos adecuados; por ejemplo, se necesitan varias líneas celulares para la detección óptima de virus. Los cultivos celulares son, pues, los biosubstratos corrientemente empleados para la propagación de los virus. Un cultivo celular es obtenido de explantes de órganos o de embriones de animales.

b) *Detección de antígenos (Técnicas inmunológicas)*: los antígenos son agentes externos que reaccionan ante la presencia de un determinado virus. En esta técnica, se utiliza un anticuerpo específico antiviral para objetivar la reacción. Hay varios submétodos:

- 1) *Inmunofluorescencia directa (ID)*: Es una de las técnicas más antiguas y de uso más difundido en el laboratorio clínico. El principio básico de la inmunofluorescencia directa se ilustra en la *Figura 2.1*. Muestras clínicas apropiadas son recolectadas y colocadas sobre portaobjetos donde se dejan secar y fijar. Luego se agregan anticuerpos específicos marcados con isotiocianato de fluoresceína que difunden a través de la membrana celular y se combinan con los antígenos víricos en el interior de las células. La reacción antígeno anticuerpo se visualiza con el microscopio de fluorescencia, por la aparición de fluorescencia de color verde manzana. Esta técnica se puede utilizar para una identificación rápida del virus directamente sobre la muestra (por ejemplo: células eluidas de un lavado nasal, o de un hisopo nasofaríngeo), o se la puede emplear para la confirmación del efecto citopático observado en cultivos celulares.

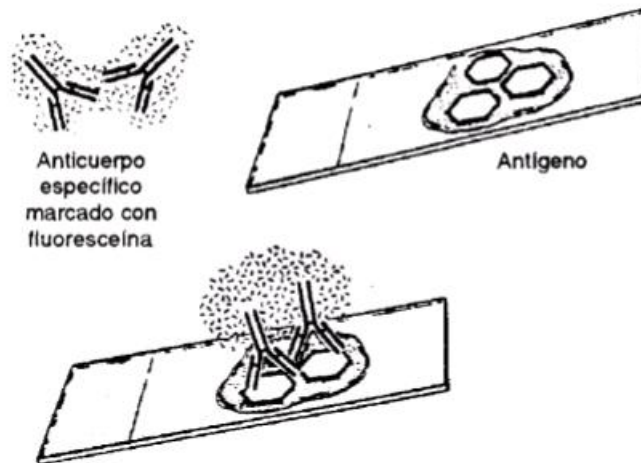


Figura 2.1: Inmunofluorescencia directa[5]

- 2) *Test de aglutinación*: El test de aglutinación es un método simple, de un solo paso, que a veces se usa para la detección de antígenos virales en muestras clínicas. Los ensayos de aglutinación dependen de la fijación inicial de anticuerpos antivirales específicos sobre eritrocitos o partículas de látex. Luego, este reactivo se incuba con la muestra clínica en la cual se investiga el antígeno y las partículas se aglutinan si el antígeno adecuado se encuentra presente. Estas pruebas en general se complementan o se confirman por medio de otros ensayos debido al elevado porcentaje de reacciones inespecíficas. Es una técnica rápida y barata.
- 3) *Enzimoinmunoanálisis (EIA)*: Los EIA para la detección de antígeno se basan habitualmente en la captura del antígeno por anticuerpos específicos unidos a una fase sólida, en general el pocillo de una microplaca o una pequeña esfera de plástico. El antígeno viral presente en la muestra clínica se combina con el anticuerpo fijado a la fase sólida y el antígeno viral se detecta mediante la adición de otro anticuerpo específico conjugado a una enzima. Por esta técnica se puede procesar gran número de muestras en forma rápida y automatizada, no requiriendo de un observador experimentado para leer los resultados, ya que estos se leen por medio de espectrofotómetros especialmente diseñados, siendo entonces una técnica más objetiva. Lo explicado se puede ver en la *Figura 2.2*:

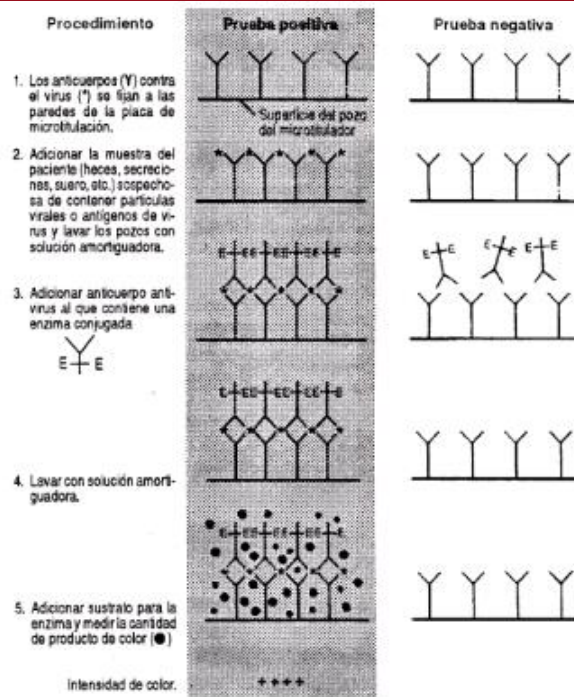


Figura 2.2: Detección de virus mediante la técnica ELISA directa [5]

c) *Técnicas de biología molecular, investigación de ácidos nucleicos virales:*

Estas técnicas se presentan a partir de estudios de biología molecular:

- *Sondas de ácidos nucleicos:* Mediante esta técnica se extrae secuencias específicas de un fragmento de ADN para su respectivo estudio y análisis, combinándolo con enzimas o con isótopos radioactivos.
- *Determinación de ácidos nucleicos virales por sonda sintética:* Es un ensayo de hibridación molecular con una sonda marcada. Primero se trata a muestras con reactivos que solubilizan y desnaturalizan los ácidos nucleicos. Posteriormente se añade un DNA marcado, complementario del DNA del virus y se incuba en condiciones para que se produzca la hibridación, luego de la hibridación se realiza un proceso de aplicación de un gel a la muestra, dependiendo de estos resultados, se determina presencias de agentes virales en la muestra.
- *Amplificación de ácidos nucleicos virales mediante una reacción en cadena de la polimerasa (PCR):* Es una nueva técnica desarrollada para incrementar el número de moléculas de DNA blanco en las muestras. Es un proceso de alta sensibilidad.

2. Métodos Indirectos:

Los métodos indirectos son similares a los métodos directos, la única diferencia radica que para este caso, se reconoce la respuesta inmune por parte del huésped (virus) y no por parte del antígeno. También existen submétodos indirectos:

Detección de anticuerpos específicos antivirales por técnicas inmunológicas (EIA, IFI, WB, etc.).

Producción de anticuerpos in Vitro.

A continuación se describen cada uno de estos procesos:

a) *Detección de anticuerpos específicos antivirales por técnicas inmunológicas*: Dichas técnicas son las siguientes:

- 1) *Inmunofluorescencia indirecta (IFI)*: La IFI es un método rápido y confiable para la determinación de anticuerpos antivirales en el suero del paciente. Se basa en la unión de anticuerpos antivirales presentes en el suero del paciente a los antígenos virales expresados en la superficie y citoplasma de células infectadas, que han sido fijadas a un portaobjeto de vidrio.
- 2) *Enzimoimmunoanálisis indirecto (EIA)*: Los EIA indirectos se han aplicado en los últimos años al diagnóstico de anticuerpos virales. Tiene la ventaja de ser un método versátil, relativamente económico, sensible y de lectura objetiva (instrumental).
- 3) *Test de aglutinación*: El fundamento y el procedimiento de esta técnica ya fue descrito para el estudio del método directo. La diferencia es que ahora se busca detectar anticuerpos antivirales.
- 4) *Western Blot (WB)*: Las técnicas inmunológicas del inmunoblot están encontrando amplias aplicaciones en el diagnóstico virológico. Son particularmente útiles para el diagnóstico del VIH. La técnica del WB se basa en la separación electroforética de proteínas virales que son posteriormente inmovilizadas con el objeto de determinar la presencia de anticuerpos específicos contra una de esas proteínas. Esta técnica es muy similar a la EIA, menos posible pero más específica que esta.

b) *Producción de anticuerpos In Vitro*: Es una técnica nueva que ha sido aplicada para el diagnóstico de la infección perinatal. Revela la presencia de anticuerpos antivirales producidos in vitro, a partir de los linfocitos B extraídos de la sangre, lo que indicaría que el sistema inmune del paciente ha sido estimulado por el virus. Esta técnica pUn repaso a la tecnología de la onda acústicaomete ser de gran valor en el diagnóstico temprano de niños infectados por el VIH.

2.1.3. Síntesis sobre el asunto de estudio

Se puede utilizar un oscilador con un sensor SAW, oscilando en conjunto a 80MHz. con la presencia de un anticuerpo determinado.

La implementación de este dispositivo se puede lograr gracias a trabajos de tesis en los cuales se ha hecho diseños semejantes para aplicaciones diferentes, gracias a los cuales existe la base teórica para dicha implementación.

De acuerdo a lo descrito anteriormente en este capítulo, la detección de enfermedades virales se realiza de diversos métodos; es decir, la tecnología se ha incrementado en esta área, el inconveniente radica en que nuestro entorno social no está al alcance de estas tecnologías, sobretodo en las clases económicas bajas, que es la que prima en nuestra sociedad. Por lo tanto, el desarrollo de este dispositivo sería de gran ayuda en centros de salud públicos en los cuales la cantidad de gente infectada es grande, y la calidad de atención, junto a los aparatos usados para este fin es pobre.

2.2. El dispositivo SAW (surface acoustic wave)

Los dispositivos SAW han estado en uso comercial por más de 60 años, teniendo como mayor consumidor a la industria de las telecomunicaciones (aproximadamente 3 billones de filtros de onda acústica al año), principalmente en celulares y estaciones base.

Muchas aplicaciones emergentes vienen igualando eventualmente al mercado de las telecomunicaciones en lo que respecta el uso de dispositivos SAW, tales como: sensores de torque y tensión, aplicaciones médicas (sensores químicos), y aplicaciones industriales y comerciales (sensores de vapor, humedad, temperatura y masa).

2.2.1. Un repaso a la tecnología de la onda acústica

Los sensores de onda acústica deben su nombre al hecho que su mecanismo de detección es una onda mecánica o acústica. Como las ondas se transportan a través o mediante la superficie de los materiales, cualquier cambio o perturbación en la propagación afectará su velocidad o su amplitud. Sin embargo, los cambios en la velocidad se pueden monitorear midiendo las características de frecuencia o fase del sensor y pueden ser correlacionadas a la cantidad física correspondiente que se está midiendo.

Los dispositivos SAW hacen uso de un material piezoeléctrico para generar la onda acústica. La piezoelectricidad fue descubierta en 1880 por los hermanos Pierre y Paul Jacques Curie, pero recibió la denominación de piezoelectricidad en 1881 de Wilhelm

Hankel. Sin embargo, permaneció solo como una curiosidad hasta 1921, cuando Walter Cady descubrió el resonador de cuarzo para establecer los osciladores eléctricos.

Así, la piezoelectricidad se refiere a la generación de cargas eléctricas por la imposición de una tensión mecánica. Bajo este principio, aplicando un campo eléctrico apropiado a un material piezoeléctrico podemos crear una tensión mecánica. Entonces, los sensores SAW aplican un campo eléctrico oscilatorio para así generar ondas mecánicas que se propagan a través del sustrato, las cuales son convertidas al regresar en un campo eléctrico para su medición.

2.2.2. El sensor SAW

2.2.2.1. Origen y funcionamiento

En 1887 Lord Rayleigh descubrió la forma de propagación a través de ondas acústicas de superficie. Debido a ello estas ondas fueron llamadas “ondas de Rayleigh”.

Estas ondas tienen una componente vertical y longitudinal que pueden acoplarse a la superficie del dispositivo que sirve como medio de transmisión. El acoplamiento afecta la velocidad y la amplitud de la onda.

Esta propiedad hace que los sensores SAW sean capaces de medir directamente masa y propiedades mecánicas, asimismo, los movimientos en la superficie también permite usarlos como microactuadores. La onda tiene una velocidad cuyo orden de magnitud es cinco veces más pequeño que su onda electromagnética correspondiente, ubicándolas entre las ondas más lentas que se propagan en elementos sólidos. Las amplitudes de las ondas son típicamente 10 veces la amplitud y las longitudes de onda en el rango correspondiente entre 1 y 100 micrones.

Los sensores SAW típicos actúan entre 25 y 500 MHz. Una desventaja de estos dispositivos es que las ondas de Rayleigh son ondas normales a la superficie, esto las hace pobremente útiles para las mediciones de líquidos, ya que si un sensor SAW interactúa en un medio líquido, las ondas resultantes causan una excesiva atenuación en la onda superficial. La *figura 2.3* detalla la el campo deformado causado por la propagación SAW a través del eje Z y la distribución asociada de energía potencia.

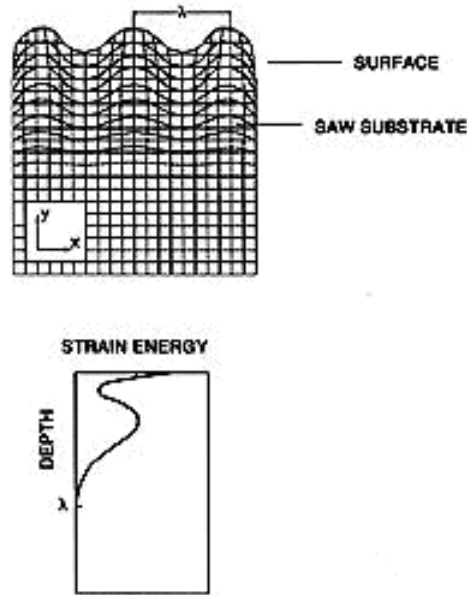


Figura 2.3: Propagación de la onda de energía en la superficie del sensor SAW [13]

En la figura anterior se puede observar la energía de la onda es limitada dentro de una longitud de onda desde la superficie hacia el sensor SAW. Esta característica proporciona un sensor muy sensible a las interacciones con la superficie [13].

2.2.2.2. Principales aplicaciones de los sensores SAW

Todos los sensores son altamente sensitivos, para variación de grados, para perturbaciones de diferentes parámetros físicos [7, 8]. Algunos sensores SAW comerciales se muestran en la *Figura 2.4*.



Figura 2.4: Algunos tipos de sensores SAW[6]

Todos los dispositivos SAW fabricados para la industria de las telecomunicaciones deben estar herméticamente sellados para prevenir cualquier disturbio, ya que estos serán medidos por el dispositivo y causarán un cambio inesperado a la salida.

El rango de parámetros que pueden ser medidos por el sensor SAW pueden ser expandidos cubriendo los dispositivos con materiales que sometan cambios en su masa, elasticidad o conductividad bajo la exposición de algunos estímulos físicos o químicos. De esta manera, se vuelven sensores de presión, torque, descarga y detectores de fuerza bajo una tensión aplicada que cambie las dinámicas del medio de propagación.

Se convierten en sensores de masa o gravedad cuando sus partículas son habilitadas para tener contacto con el medio de propagación, cambiando la tensión encima de él. Se convierten en sensores de vapor cuando se les aplica una cubierta que absorba algunos vapores químicos específicos. Así, estos dispositivos trabajan midiendo la masa del vapor absorbido. Si el cobertor absorbe algunos químicos biológicos en líquidos, el dispositivo se convierte en un biosensor.

Como se notó previamente, un sensor de temperatura inalámbrico puede ser creado seleccionando la correcta orientación de propagación. El medio de propagación cambia con la temperatura, afectando la salida. A continuación se detallan las principales utilidades de los sensores:

Temperatura: Las velocidades de las ondas de superficie son dependientes de la temperatura y son determinados por la dirección y el tipo de material cristalino usado para su fabricación. Estos sensores, basados en un oscilador de retardo de línea, tienen miligramos de resolución, buena linealidad, y baja histéresis. Sin embargo, son muy sensitivos a la carga de masa, por lo tanto deben ser sellados en un encapsulado hermético.

Presión: En 1975 el primer aviso acerca de la utilización de un sensor usando tecnología SAW fue acerca de un sensor de presión. Las velocidades SAW son fuertemente afectadas por las tensiones aplicadas al substrato piezoeléctrico en la cual la onda se está propagando. El sensor de presión SAW es creado poniendo el dispositivo SAW dentro de un diafragma. Se puede observar este tipo de sensor en la *Figura 2.5*:

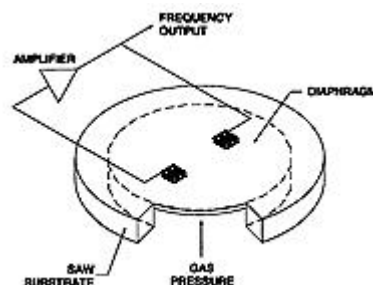


Figura 2.5: Sensor SAW para medición de presión[13]

Torque: Si un sensor SAW es rígidamente montado a un punto plano sobre un eje

y dicho eje experimenta un momento de rotación, este momento de rotación acentuará el sensor y se convertirá en un detector de momento de rotación pasivo, de peso ligero. Como el eje es hecho girar en una sola dirección, el SAW es colocado en tensión; si se le hace girar en dirección opuesta es colocado en compresión.

Masa: De todos los dispositivos evaluados aquí, los sensores SAW son los más sensibles para congregar cargas. Esto tiene varios usos incluyendo sensores de grosor de película. Si el sensor es cubierto de una sustancia adhesiva cualquier partícula que aterriza sobre la superficie permanecerá allí y perturbará la propagación de onda. Particularmente estos sensores son usados en monitores de calidad del aire, y monitores atmosféricos.

Punto-Humedad de Rocío: Si un SAW con temperatura controlada es expuesto al ambiente atmosférico, el agua se condensará sobre ello, haciéndolo un sensor de punto de rocío eficaz. Instrumentos corrientes comerciales para medidas de punto de rocío de precisión alta están basados en técnicas ópticas, que han costado la contaminación, la exactitud y la sensibilidad.

Biosensor: Similar a sensores de vapor químicos, detectan sustancias químicas, pero en líquidos mejor que en vapores. Como se notó antes, el SAW es una buena opción para esta aplicación, como el componente vertical de la onda que se propaga, éste será suprimido por el líquido. Los biosensores han sido fabricados usando el resonador TSM, SH-APM, y sensores SH-SAW. Se muestra un biosensor en la *Figura 2.6*:

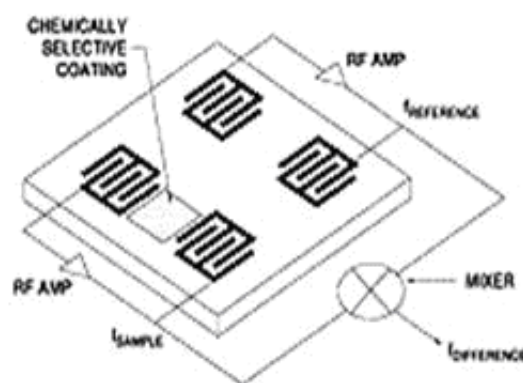


Figura 2.6: Se muestra un biosensor[13]

En la figura anterior se muestra un sensor de vapor químico, el cual se fabrica cubriendo un sensor SAW con un polímero. La adición de un dispositivo SAW adicional reduce al mínimo el flujo de temperaturas y proporciona una frecuencia de diferencia manejable.

2.3. Sensor SAW DL801

En el diseño preexistente se eligió este transductor debido a sus bondades observadas en proyectos realizados por el grupo de biosensores de la PUCP, principalmente en cuanto al tiempo de vida y a la disponibilidad de éste [16].

Características principales

Las características presentadas corresponden a la hoja técnica del cristal con el que se cuenta para este proyecto. Las condiciones de medición se dieron a 23°C y 50 ohmios como impedancias de entrada y de salida.

A continuación se presenta una tabla 2.1 en la cual se indica las características del cristal elegido (SAW DL801):

Cuadro 2.1: Características del sensor SAW DL 801 [18]

Descripción	Valor	Unidad
Frecuencia central (f_0)	~ 80	MHz.
Ancho de banda (3dB)	> 1.0	MHz.
Perdidas por inserción (f_0)	~ 18	dB
Atenuación relativa: (inferior ($f_0 - 4.5$)) (superior ($f_0 + 4.5$))	≥ 15	MHz.
Distancia entre substratos (d)	12.0	mm
Coefficiente de frecuencia-temperatura	-50	ppm/°C
Material del substrato	41°YX LiNbO3	

En la *figura 2.7* se muestra la configuración de pines del cristal SAW DL 801, el cual cuenta con dos sensores en el mismo encapsulado:

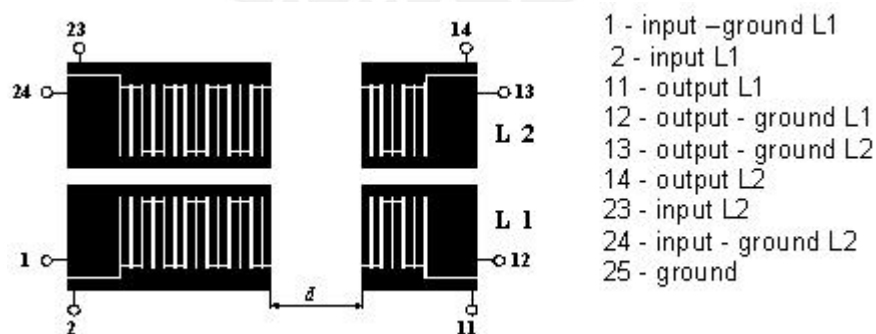


Figura 2.7: Cristal SAW DL 801 [18]

2.4. Objetivos generales y específicos del proyecto

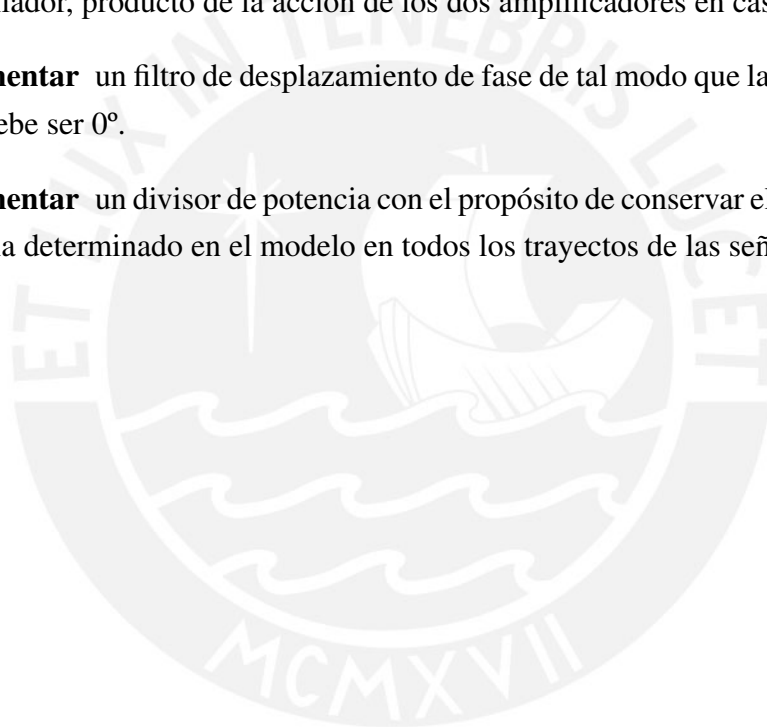
Se desea diseñar un dispositivo basado en un oscilador SAW que oscile a 80MHz. para la medición rápida del cambio de frecuencias al ser sometido a diferentes muestras, obteniendo como resultado la detección de presencia de agentes patógenos en muestras tomadas de pacientes posiblemente infectados. Esto se logrará a medida que se alcancen las siguientes metas:

Implementar un amplificador RF que permita obtener una ganancia equivalente a las pérdidas que se generan a través del lazo oscilador.

Implementar un atenuador que permita restringir el nivel de ganancia del lazo oscilador, producto de la acción de los dos amplificadores en cascada.

Implementar un filtro de desplazamiento de fase de tal modo que la fase total del lazo debe ser 0° .

Implementar un divisor de potencia con el propósito de conservar el nivel de impedancia determinado en el modelo en todos los trayectos de las señales.



Capítulo 3

DESCRIPCIÓN DE LAS FASES DE IMPLEMENTACIÓN DE LOS BLOQUES COMPONENTES DEL CIRCUITO OSCILADOR

A lo largo del presente capítulo se procederá a explicar los procesos que forman parte de las fases de implementación del lazo oscilador, incluyendo especificaciones, componentes utilizados y técnicas de diseño que fueron tomadas como base para la realización de este circuito. Tomando como punto de inicio, se muestra en la *Figura 3.1* el lazo oscilador a implementar, a partir de este diagrama se irá describiendo consecutivamente cada uno de los bloques observables.

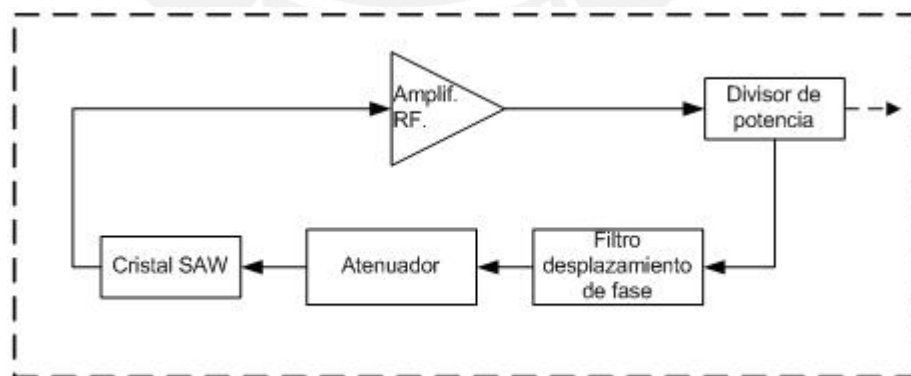


Figura 3.1: Lazo Oscilador (*Fuente: Elaboración propia*)

3.1. Amplificador RF

El objetivo fundamental de esta etapa es cumplir el Criterio de Barkhausen: “*La ganancia del bloque amplificador debe igualar las pérdidas a través de todo el lazo*”, pues de esa forma los polos del lazo se ubicarán en el eje imaginario, en el cual las oscilaciones se mantienen; del mismo modo: “*El desfase del conjunto del lazo debe ser nulo*”. [9]

En la *Figura 3.2* se explica esquemáticamente lo enunciado líneas arriba:

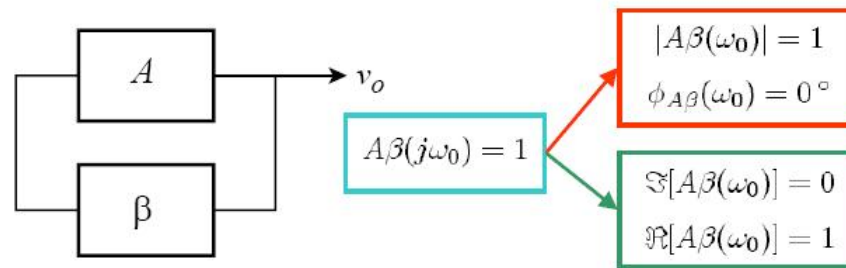


Figura 3.2: Criterio de Barkhausen [7]

Entonces, de acuerdo a lo enunciado, se busca que el amplificador posea una ganancia total unitaria; sin embargo, por cuestiones de diseño, se debe considerar un margen extra de 6dB, dado que se debe asegurar que el amplificador trabaje en el inicio de su región de saturación, esto provocaría una ganancia de lazo mayor a uno, con lo cual, a la vez, se asegura la condición de arranque del oscilador. Esta condición se ilustra en la *Figura 3.3*:

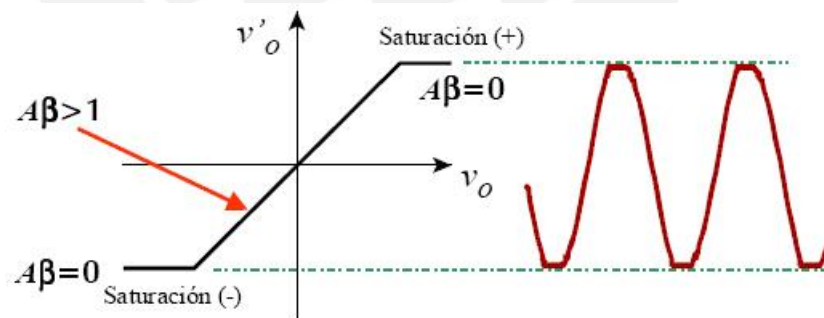


Figura 3.3: Efecto de la ganancia de realimentación mayor a 1 3.2

Otro factor de atenuación a considerar es la pérdida por inserción del cristal, de 18dB, el cual es un dato importante que se obtiene de las especificaciones técnicas del cristal, las cuales se encuentran en el capítulo 2 del presente documento. Además también se suma a esto las pérdidas en el recorrido del lazo (divisores de señal, adaptación de impedancias) que suman 5dB aproximadamente. En resumen, la ganancia del amplificador debe incluir:

- Margen de ganancia para asegurar que el amplificador trabaje al inicio de su región de saturación: 6dB.
- Pérdidas por inserción del cristal: 18dB
- Pérdidas a través del lazo: 5dB

En total se debe buscar que el amplificador tenga una ganancia de 29 dB.

Así, de acuerdo a las especificaciones, se utilizará un amplificador RF de circuito integrado, cuyas salidas y entradas ya vienen adaptadas a 50 Ohm. A continuación se indican las características del amplificador:

Cuadro 3.1: Características del amplificador elegido (*Fuente: Elaboración propia*)

Descripción	Característica
Circuito Integrado	ABA-32563
Fabricante	Avago Technologies
Frecuencia de Operación	~ 2.5GHz.
Ganancia	19dB.
Alimentación	3VDC

En la figura 3.4 se muestra el diagrama de conexiones del circuito amplificador:

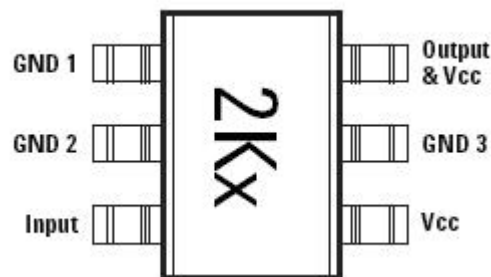


Figura 3.4: Diagrama de conexiones ABA-32563 [17]

3.2. Adaptación de impedancias del cristal SAW DL801

A lo largo de todo el lazo de realimentación, el dispositivo SAW DL801, que es el cristal elegido para el oscilador, es el único componente cuyas impedancias de sus puertos no se encuentran adaptadas a 50 Ohm. La red de adaptación de impedancias elegida es la correspondiente a la topología “ Π ”, debido a su capacidad de brindar un ancho de banda selectivo y a la facilidad de elegir el factor de ganancia Q [9]. Cabe señalar que otros modelos a que se pudieron haber considerado en el diseño de la red de adaptación de impedancias son los de topologías L y T, los motivos por los cuales se descartó estos modelos son los siguientes:

- El modelo de red L no se utilizó debido a que en esta topología no se tiene acceso al factor Q, muy importante para lograr un ancho de banda selectivo.
- El modelo de red T tiene una estructura y bondades parecidas a la topología Π ; sin embargo, se ha elegido ésta última por cuestiones de disponibilidad del software de diseño.

El modelo de la red Π a diseñar se visualiza en la *Figura 3.7*:

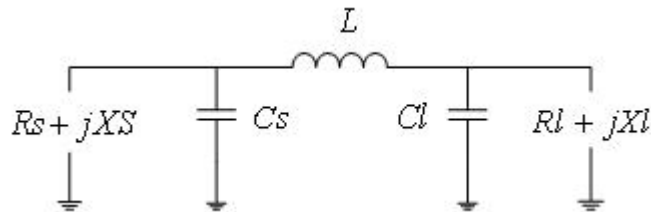


Figura 3.5: Red de adaptación de impedancias Π

Los parámetros obtenidos del dispositivo SAW, medidos con un analizador vectorial (VNA), el cual utiliza la carta Smith para el cálculo de las impedancias de entrada y salida de una red de dos puertos (ver Capítulo 4), son los siguientes:

$$Z_{in} = 22,643 - j21,415\Omega$$

$$Z_{out} = 37,158 - j29,641\Omega$$

Los datos de entrada del software de diseño para la red de entrada son los siguientes:

$$R_S = 50 \quad X_S = 0$$

$$R_L = 22,643 \quad X_L = -21,415\Omega$$

Las figuras mostradas a continuación (*Figura 3.6*) muestran los pasos realizados para obtener estos resultados, a partir del software que se utilizó para éste propósito:

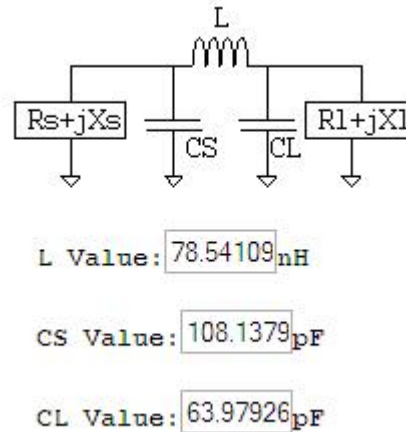


Figura 3.6: Diseño de la red PI de entrada del sensor

Después de un cálculo de adaptación de impedancias mediante el software TPI Net se obtienen los siguientes resultados:

Cuadro 3.2: Valores de los componentes para las redes de entrada y salida del cristal (Fuente: Elaboración propia)

Entrada		Salida	
Componente	Valor	Componente	Valor
L	82nH	L	68nH
C_S	130pF	C_S	80pF
C_L	58pF	C_L	130pF

3.3. Atenuador

El objetivo principal de este bloque es restringir el nivel de ganancia del lazo oscilador, provocado por la conexión de los dos amplificadores en cascada. Un factor importante a considerar en esta parte de la implementación es el punto de compresión a 1dB., producto de los dos amplificadores que se usarán. El punto de compresión a 1dB. se define como la potencia que debe aplicarse a la entrada de la red para que la potencia a la salida sea 1dB. inferior a la potencia de salida que se obtendría si la red fuese perfectamente ideal. Así, sabemos que el punto de compresión a 1dB. () del amplificador ABA-32563, por dato, es 12dBm. Para hallar el del sistema se utilizará la siguiente fórmula:

$$\frac{1}{P_{1dB_{SYS}}} = \frac{1}{P_{1dB_1G_2}} + \frac{1}{P_{1dB_2}}$$

Donde:

- $P_{1dB_{1sys}}$: Punto de compresión a 1dB de todo el sistema
- P_{1dB_1} : Punto de compresión a 1dB. del amplificador $i:1,2 = 12dB$.
- G_2 : Ganancia del amplificador $2 = 19dB$.

Así, después de realizar esta operación, el $P_{1dB_{1sys}}$ resulta igual a 11.25dB

En la descripción de la etapa del amplificador se indicó que la magnitud total a amplificar es de 29dB, que sumados a los 11.25dB. resultan un total de 41dB.

Entonces, la atenuación total del lazo deberá ser de 41dB.; sin embargo, debido a que a esta cantidad se debe disminuir los 18dB que atenúa el cristal, mas los 6dB adicionales para el arranque de oscilación y los 5dB producto de la atenuación de los componentes del lazo, que suman 29dB, solo se debe atenuar 12dB.

Así, el circuito atenuador elegido se puede ver en el cuadro 3.3:

Cuadro 3.3: Características del atenuador elegido (*Fuente: Elaboración Propia*)

Descripción	Característica
Circuito Integrado	LAT-12+
Fabricante	Mini Circuits
Impedancia característica	50 Ohm
Atenuación	12dB.

3.4. Filtro de desplazamiento de fase

En esta parte el objetivo principal es lograr que la fase total del lazo sea 0° en la frecuencia de resonancia (80MHz.). Estas fases dependen exclusivamente del cristal y de los amplificadores en cascada. Estos datos están dados por el fabricante, y son los siguientes:

- Cristal:
 - Magnitud: -17.144dB.
 - Fase: 198.558°
- Amplificador:
 - Magnitud: 21.073dB.
 - Fase: 354.449°
 - Fase resultante: $354.45 \times 2 + 195.56 = 907.46^\circ = 187.46^\circ$.

Entonces, el desfase total debe ser de 172.54° (lo que le falta a 187.46° para llegar a 360°), adaptados a 50 Ohm.

La topología recomendada es la red Π (Π).

Lo recomendable, para diseño de redes con gran desfase, utilizar redes con pequeños desfases fijos y la última con desfase variable [4]. Entonces, se ha elegido cuatro redes en cascada, tres de 45° fijos y una de 45° variable (idealmente 37.54°), para evitar excesivas pérdidas de potencia, además de obtener mayor control sobre el circuito, pues los cálculos no son totalmente exactos. Así, la suma de cada red dará como resultado la pérdida de potencia y el desplazamiento de fase totales. La red calculada se muestra en la *Figura 3.7*:

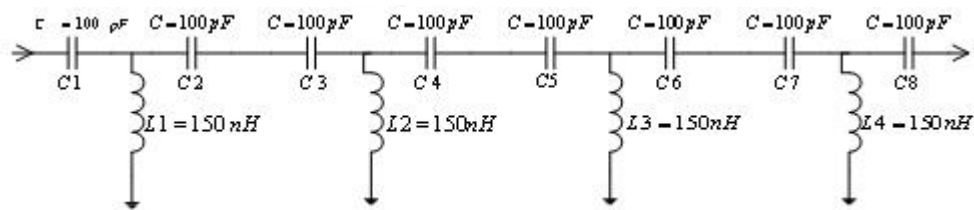


Figura 3.7: Red de adaptación de impedancias

3.5. Divisor de Potencia

Esta etapa tiene su razón de ser en el hecho de que al trabajar en altas frecuencias, el valor de la impedancia característica de las pistas de los circuitos se altera debido a capacitancias e inductancias parásitas que se forman. Es por eso que en esta parte del lazo, se considerará una red de división de potencia de dos vías, una para la re-alimentación y otra para la salida del oscilador. Para esta tarea, se ha seleccionado el siguiente dispositivo (Tabla 3.4):

Cuadro 3.4: Características del divisor de potencia elegido (*Fuente: Elaboración propia*)

Descripción	Característica
Circuito Integrado	SPA-0701-25
Fabricante	Premier Devices
Impedancia característica	50 Ohm
Frecuencia de trabajo	1 – 650 MHz.

3.6. Consideraciones generales para implementación de circuitos en altas frecuencias

En el caso de los amplificadores, se conectará una bobina en el terminal 6 de cada uno de ellos para proporcionarles baja reactancia en DC y al mismo tiempo evitar el paso de la señal RF a la fuente de 3VDC.

Se conectará un condensador de desacoplo entre el extremo de la fuente de 3 VDC y GND.

La línea de alimentación deberá estar bien canalizada, con un condensador de alto valor, esto debido a que se está usando una configuración en cascada de los amplificadores y es probable que produzca una realimentación con la consecuente aparición de oscilaciones no deseadas.[10]

3.6.1. Proceso de diseño y construcción de las tarjetas

Dado que se está trabajando en altas frecuencias, los métodos tradicionales utilizados para realizar pruebas en bajas frecuencias (uso del protoboard, cables rígidos, osciloscopios convencionales) no son útiles, debido a que al trabajar en altas frecuencias estos instrumentos pueden servir como fuente de ruido. Esto, sumado al hecho de trabajar con componentes de montaje superficial, resulta dificultoso para poder realizar pruebas previas a la implementación. Debido a ello fue necesario construir varias tarjetas hechas de fibra de vidrio, para las cuales se tomaron las siguientes consideraciones[10]:

- Todas las pistas de la señal RF fueron diseñadas de tal manera que tengan una impedancia de 50 Ohm para reducir los casos de reflexión. Para esto se utilizó el software AppCad, en el cual se ingresaron como variables las dimensiones de la tarjeta, así como la constante dieléctrica del material (Fibra de vidrio y la frecuencia de oscilación (80MHz), obteniendo como resultado un ancho de 1.65mm.

La *Figura 3.8* muestra el resultado obtenido con el programa mencionado:

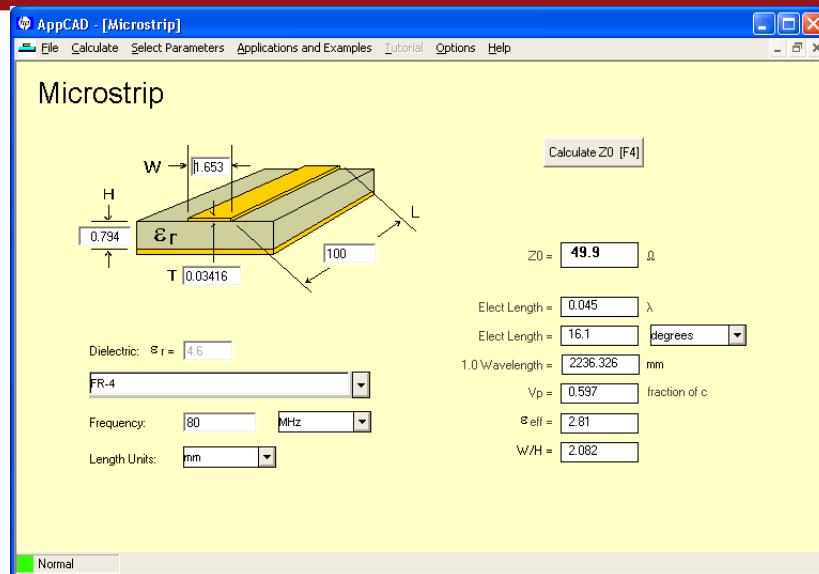


Figura 3.8: Cálculo del ancho de pistas con el software AppCad

- Las tarjetas PCB constan de dos capas, pues en una de ellas se implementó la malla de tierra y en la otra capa se realizaron las pistas de interconexión RF. Ambas capas fueron unidas mediante agujeros metalizados para obtener un máximo contacto y, a la vez, evitar el filtrado de ruido indeseable.
- La disposición física de los componentes es otro factor que se tomó en cuenta, ya que éstos no deben estar muy separados pues las pistas que conducen la señal podrían originar pérdidas resistivas, conductivas e inductivas, asimismo, podrían originar corrientes RF y así provocar que la energía que transportan se asiente en todo el espectro de frecuencias de trabajo.
- Se evitaron en la medida de lo posible las bifurcaciones en T, sobretudo en las pistas transportadoras de la señal, pues en caso exista, la impedancia característica ya no sería 50 Ohm, sino 100 Ohm, lo cual podría causar alteraciones en la señal.
- Cabe señalar que todas las pistas de señal fueron ubicadas en la misma capa para evitar problemas de interferencia electromagnética y el ruido crosstalk.

3.7. Diagramas esquemáticos de las tarjetas componentes del circuito oscilador

A continuación se muestran los diagramas esquemáticos de los circuitos implementados, para las conexiones entre tarjetas se utilizaron cables coaxiales con conectores

SMA adaptados a 50 Ohm. La salida del circuito está dada por un conector BNC debido al conector del analizador de espectros utilizado (Agilent E-4401).

3.7.1. Circuito amplificador, atenuador y divisor de potencia

En la *Figura 3.9* se puede observar el diagrama esquemático correspondiente al circuito que contiene el bloque amplificador, divisor de potencia y atenuador del lazo:



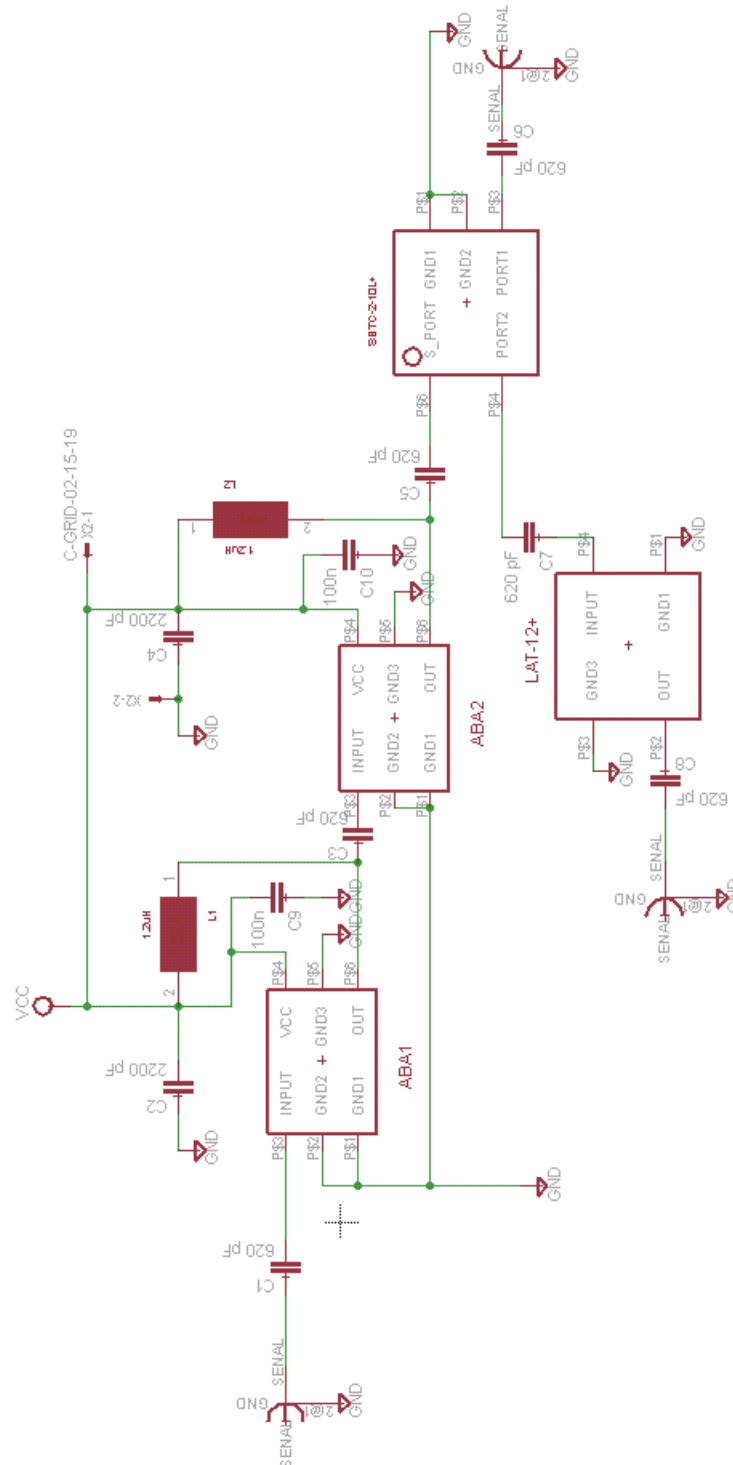


Figura 3.9: Diagrama esquemático del amplificador, divisor de potencia y atenuador

3.7.2. Circuito del filtro de desplazamiento de fase

En la *figura 3.10* se puede observar el diagrama esquemático correspondiente al bloque del filtro de desplazamiento de fase:

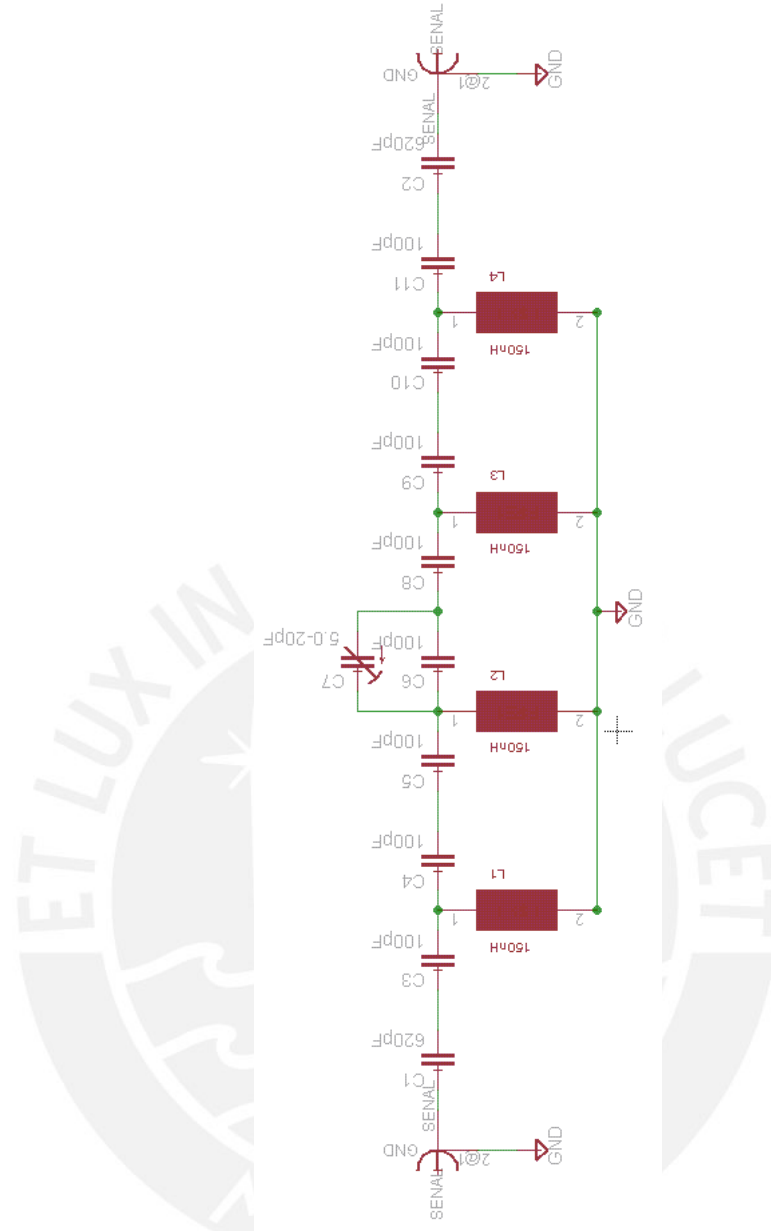


Figura 3.10: Diagrama esquemático del filtro de desplazamiento de fase

3.7.3. Tarjetas de adaptación de impedancias del cristal

La *figura 3.11* muestra las tarjetas de adaptación de impedancias a 50 Ohm a la entrada y salida del cristal:

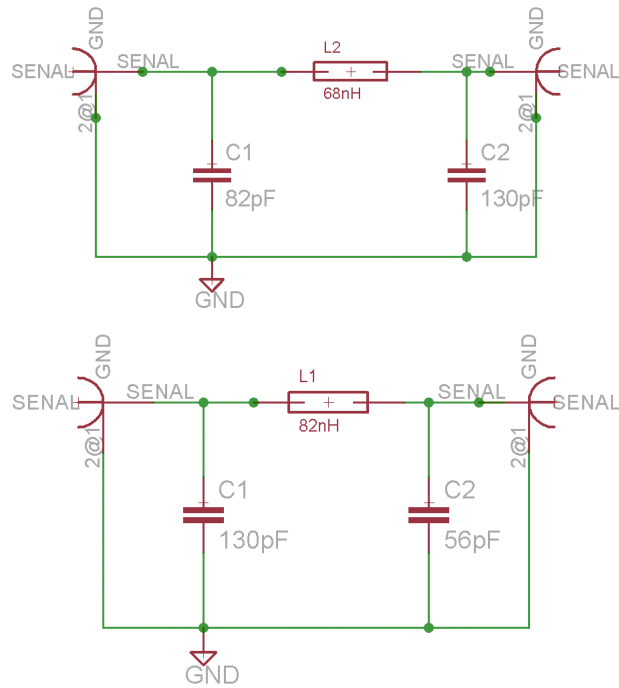


Figura 3.11: Diagrama esquemático de las tarjetas de adaptación de impedancias del cristal a la entrada y salida respectivamente

3.7.4. Tarjetas implementadas

Las siguientes imágenes muestran las tarjetas que fueron implementadas a partir de los circuitos esquemáticos descritos en los párrafos anteriores. Se debe notar la presencia en gran cantidad de agujeros metalizados, los cuales ayudan a evitar el filtraje de ruido indeseado, pues cuando se trabaja en altas frecuencias el manejo del ruido puede ser muy tedioso.

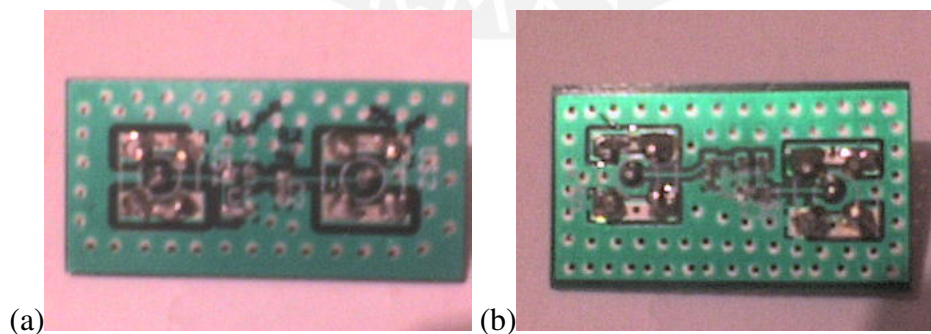


Figura 3.12: Tarjetas de adaptación de impedancias del cristal SAW (a) Entrada, (b)Salida

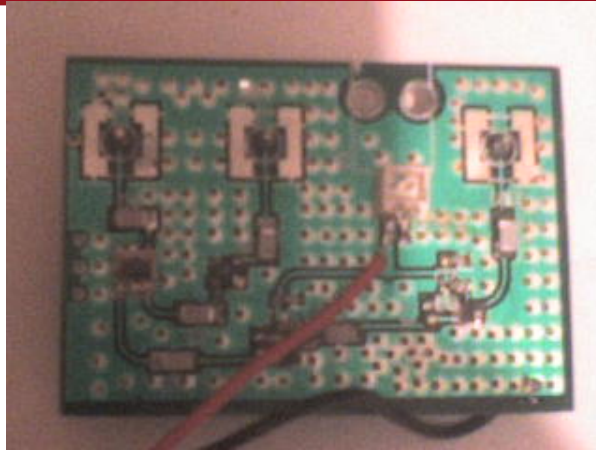


Figura 3.13: Tarjeta del bloque amplificador, divisor de potencia y atenuador

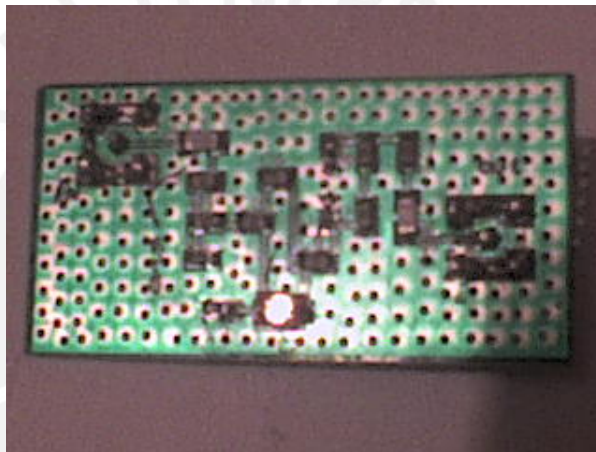


Figura 3.14: Tarjeta del filtro de desplazamiento de fase

Capítulo 4

PRUEBAS Y RESULTADOS FINALES

4.1. Mediciones realizadas con el cristal SAW

Tal como se indicó anteriormente, el Cristal es el único dispositivo del lazo oscilador que no cuenta con las impedancias adaptadas a 50 Ohm, es debido a ello que se utilizaron los *parámetros Scattering* y la *Carta Smith* (Ver Anexo 1) para poder obtener sus impedancias de salida y así proceder a realizar el diseño de las tarjetas de adaptación de impedancias, que se describió en el capítulo 3.

Las características de la tarjeta en la cual se realizó el montaje del cristal son las siguientes:[10]

- Material: fibra de vidrio
- Espesor: $\frac{1}{32}$ pulgadas
- Se implementaron dos conectores BNC (terminales para uso de cables coaxiales) para facilitar la medición de los parámetros mencionados con el analizador vectorial (VNA), el cual se puede apreciar en la *Figura 4.1*:



Figura 4.1: Analizador Vectorial (VNA) Anritsu M646

4.1.1. Mediciones de los parámetros de reflexión directa e inversa del cristal SAW

Las mediciones de los parámetros de transmisión directa e inversa del cristal nos dan información acerca de las impedancias de entrada y salida del cristal (Z_{in} y Z_{out}) a la frecuencia de trabajo (80 Mhz.) que se muestran en el Cap. 3.2 fueron obtenidos de las mediciones con el VNA. En la *Figura 4.2* y *Figura 4.3* se presentan las mediciones obtenidas a partir de las cuales se obtuvieron las impedancias de entrada y salida características del cristal SAW, se puede ver que se marcaron varios puntos de medición, de los cuales el punto 1 indica la medición a 80MHz.

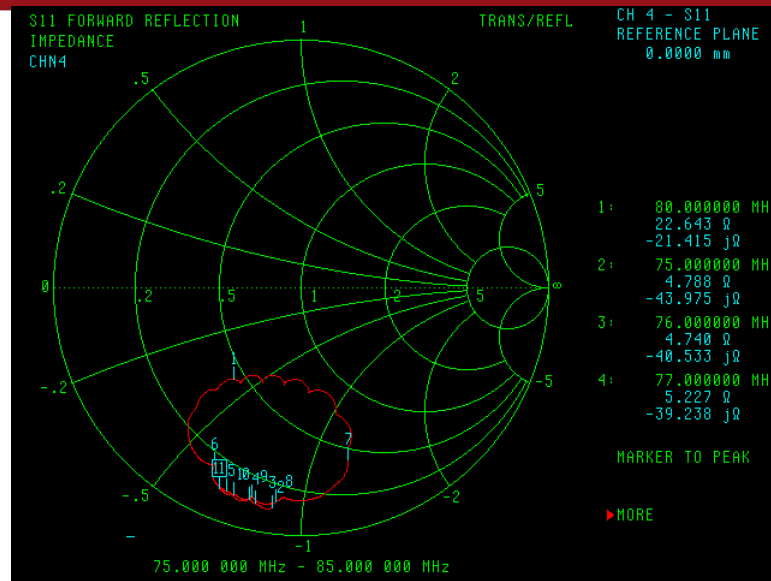


Figura 4.2: Medición de las impedancias de entrada del Cristal SAW

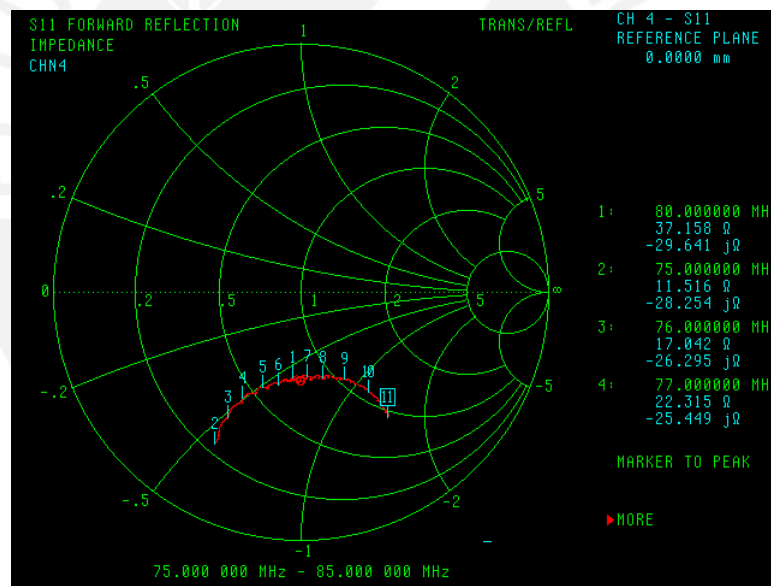


Figura 4.3: Medición de las impedancias de salida del Cristal SAW

Por lo tanto, se obtienen las impedancias de entrada y de salida que sirvieron para hallar los componentes de la red Π de adaptación de impedancias, que fue descrito en el Capítulo 3.2:

$$Z_{in} = 22,643 - j21,415\Omega$$

$$Z_{out} = 37,158 - j29,641\Omega$$

4.1.2. Mediciones de los los parámetros de transmisión directa e inversa del cristal SAW

Los parámetros de transmisión directa e inversa (magnitud y fase) del cristal nos proporcionan valiosa información para la implementación, ya que estos parámetros se traducen en la ganancia del cristal. Las *figuras 4.4* y *4.5* representan las mediciones de los parámetros de transmisión directa e inversa respectivamente. Del mismo modo al paso anterior, se muestran las mediciones en varios puntos, siendo el más importante el punto 1 debido a que se realizó a la frecuencia de oscilación (80MHz).

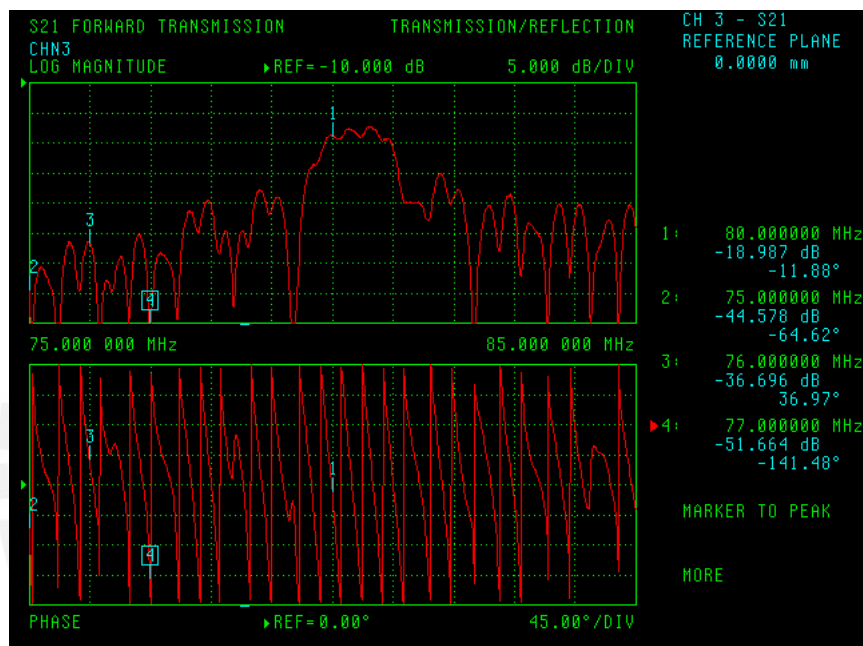


Figura 4.4: Transmisión directa (Magnitud y Fase) del cristal a 80MHz

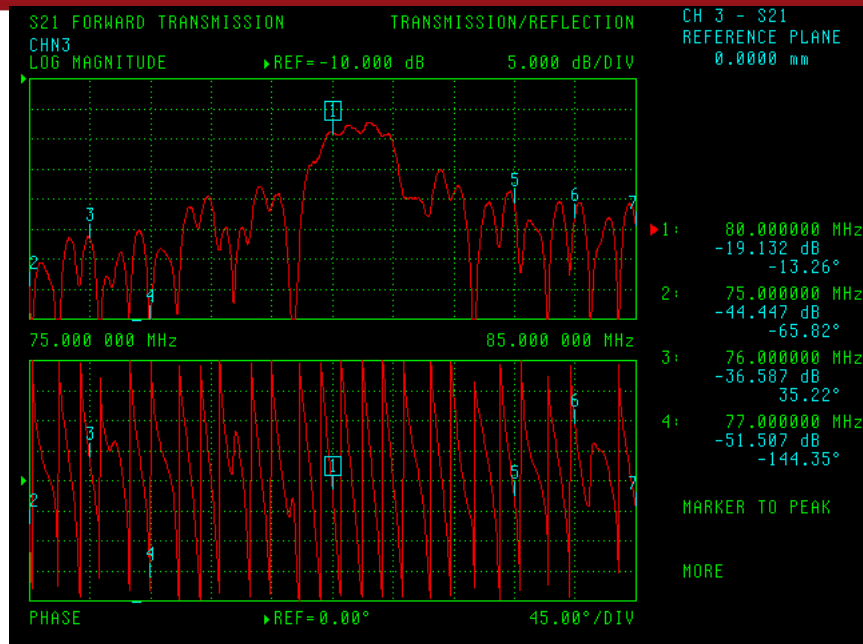


Figura 4.5: Transmisión inversa (Magnitud y Fase) del cristal a 80MHz

Una vez implementadas las tarjetas componentes de cada uno de los bloques del lazo oscilador, se procedió a conectarlas y realizar las pruebas respectivas con el analizador de espectros Agilent E4401 que se muestra en la *figura 4.6*



Figura 4.6: Analizador de espectros Agilent E4401

Sin embargo, en un principio, se obtuvieron errores debido a la presencia de ruido, lo cual se traducía en errores a la salida del circuito, un ejemplo de ello se muestra en la *figura 4.7*

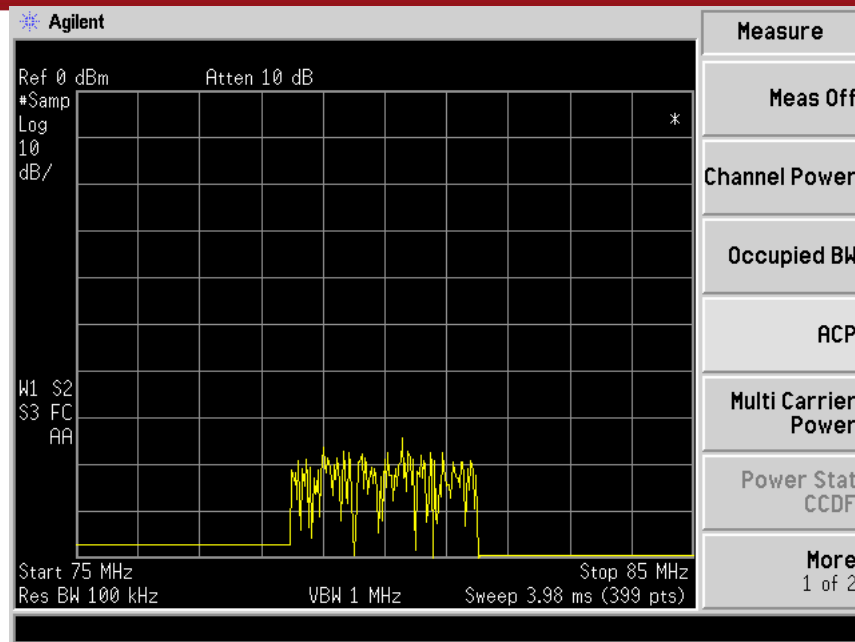


Figura 4.7: Uno de los resultados erróneos debido al filtraje de ruido

Este es uno de los errores que más se presentaron durante el proceso de implementación, el cual fue corregido mediante la inclusión de condensadores de desacoplo para evitar el filtraje de ruido de altas frecuencias proveniente de la señal DC.

Es así que se corrigió el problema, llegando a obtener el espectro de la oscilación a la frecuencia requerida (80MHz), el cual se muestra en la *figura 4.8*

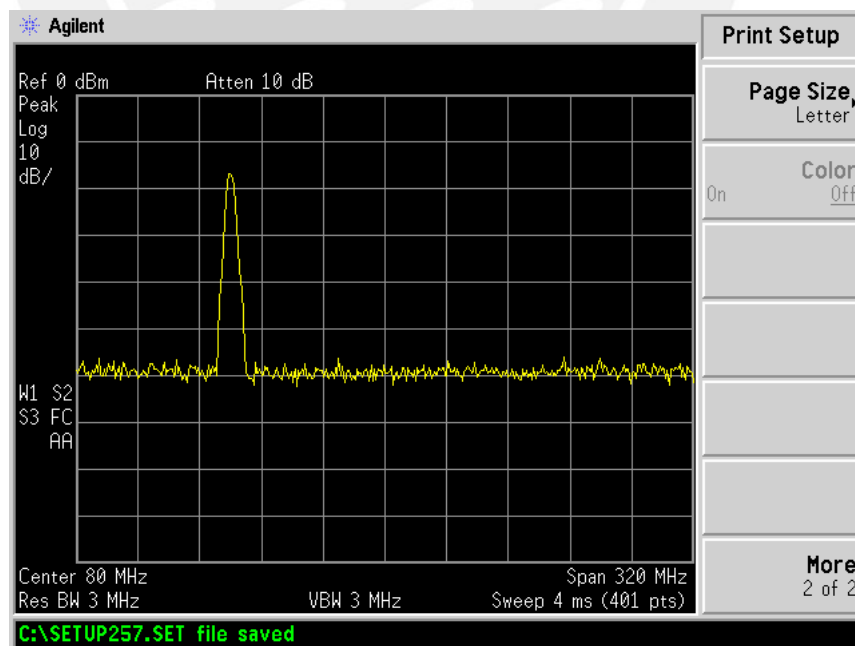


Figura 4.8: Espectro de la oscilación a la frecuencia central (80MHz)

En la *figura 4.9* se muestra una foto donde se puede ver todo el sistema conectado al

analizador de espectros Agilent E4401.



Figura 4.9: Lazo oscilador conectado al analizador de espectros

4.2. Lista de componentes utilizados

En la tabla 3.5 se puede encontrar el listado de componentes que se utilizarán para el desarrollo del proyecto:

Cuadro 4.1: Lista de componentes utilizados (*Fuente: Elaboración propia*)

Componente	Descripción	Precio unitario (\$)
Condensador	CAP ceramic 130pf 5% 50V	0.57 (10 unid.)
Condensador	CAP ceramic 56pf 5% 250V	0.15 (2 unid.)
Condensador	CAP ceramic 82pf 5% 250V	0.15 (1 unid.)
Condensador	CAP ceramic 620pf 5% 50V	0.35 (2 unid.)
Condensador	CAP ceramic 2200pf 5% 50V	0.06 (1 unid.)
Condensador	CAP ceramic 100pf 5% 25V	0.15 (1 unid.)
Condensador	CAP ceramic 100pf 5% 50V	0.15 (2 unid.)
Condensador	CAP variable 5.0-20pf 100V	0.64 (1 unid.)
Condensador	CAP ceramic 620pf 5% 100V	0.35 (2 unid.)
Inductancia	INDUCTOR 82NH 2%	0.35 (2 unid.)
Inductancia	INDUCTOR 68NH 2%	0.35 (1 unid.)
Inductancia	INDUCTOR 1.2UH 10%	0.26 (1 unid.)
Inductancia	INDUCTOR 150NH 2%	0.50 (1 unid.)
Inductancia	INDUCTOR 470NH 5%	0.27 (1 unid.)
Resistencia	RES 49.9OHM 1/8W 1%	0.038 (10 unid.)
Resistencia	RES 11.8OHM 1/8W 1%	0.035 (10 unid.)
Adaptador	SMA 50OHM CONNECTOR	9.36 (7 unid.)
Cristal	XTL DUAL DELAY LINE LINBO3	50.00 (1 unid.)
Amplificador	IC AMP RFIC 3.5GHZ 3V SOT-363	0.72 (1 unid.)
Divisor de potencia	CHIP 2 WAY POWER DIVIDER 1-600MHZ	2.96 (1 unid.)
Atenuador	CHIP ATTENUATOR 12DB DC-3GHZ	1.95 (1 unid.)
Conectores	SPOX CONNECTORS 2CKT 1.5mm	0.84 (9 unid.)
TOTAL		140.22

Conclusiones

A partir de lo desarrollado en el documento anterior se pueden obtener las siguientes conclusiones:

- Se** logró la construcción del amplificador RF de 29 dD de ganancia, de tal manera que logre amplificar todas las pérdidas obtenidas a través de todo el lazo oscilador de acuerdo a lo descrito en el capítulo 3.1.
- Se** logró adaptar las impedancias de entrada salida del cristal SAW a 50 Ohm mediante la utilización de los parámetros Scattering y la Carta Smith de acuerdo a lo descrito en el capítulo 3.2.
- Se** logró restringir el nivel de ganancia del lazo oscilador mediante la construcción de un atenuador de 12dB conformante del lazo oscilador de acuerdo a lo descrito en el capítulo 3.3.
- Se** logró obtener un desfase total de 0° alrededor de todo el circuito oscilador, a partir de la construcción de un filtro de desplazamiento de fase de acuerdo a lo descrito en el capítulo 3.4.
- Se** logró implementar un divisor de frecuencia que garantice una impedancia de 50 Ohm a la salida del oscilador mediante el uso de un divisor de potencia de acuerdo a lo descrito en el capítulo 3.5.

De esta manera, se pudo comprobar el funcionamiento del lazo oscilador implementado a la frecuencia de 80 MHz.

Recomendaciones

Para posteriores trabajos relacionados con circuitos en alta frecuencia y específicamente para terminar de implementar el circuito de la *figura 1.1* se puede sugerir lo siguiente:

- Se recomienda realizar pruebas a largo plazo para poder establecer los parámetros característicos del cristal que afecten la estabilidad en frecuencia, tales como el envejecimiento (*aging*), número de ppm, etc.
- Se recomienda implementar los bloques componentes del lazo oscilador en tarjetas independientes, para así obtener cálculos más específicos referentes a características técnicas del oscilador.
- Se recomienda colocar buffers para reducir los efectos de carga de los instrumentos de medición; asimismo, pines de medición a la entrada y salida de cada bloque componente del lazo oscilador para optimizar las mediciones.
- Se recomienda seguir el presente trabajo de investigación de tal manera que se llegue a implementar el diagrama de bloques de la Fig. 1.1 para así poder implementar el biosensor que permita optimizar los procesos de análisis de muestras para detección inmediata de enfermedades.
- Se recomienda la implementación de laboratorios con equipos en los cuales se puedan realizar pruebas con circuitos en altas frecuencias dado que para el presente proyecto se presentaron inconvenientes debido a que los aparatos utilizados son escasos en la PUCP así como altamente requeridos para trabajos de laboratorio y de docencia. En este caso particular el analizador de espectros y el analizador vectorial utilizados fueron prestados por la especialidad de telecomunicaciones dado que la especialidad de electrónica no cuenta con éstos.

Las técnicas de diseño de las tarjetas PCB influyen considerablemente en la obtención del resultado esperado, se debe considerar lo siguiente:

- El posicionamiento de los componentes en las tarjetas influye en la medida de que a mayor distancia entre componentes hay una mayor longitud de las pistas, lo cual se traduce en la generación de inductancias parásitas en el circuito.
- Las bifurcaciones de las pistas (pistas en forma de T) alteran la impedancia característica del circuito.
- El diseño de las pistas deben aproximarse a líneas rectas, en caso haya cambios bruscos de dirección, éstas deben ser curvas para evitar la generación de puntos de inflexión en ángulos de 90°.
- Los agujeros metalizados ayudaron en la conexión de la capa de tierra del segundo plano de las tarjetas, ya que aseguran una mejor conexión en todo el circuito.
- Trabajar con cables coaxiales es lo mas recomendable para circuitos en alta frecuencia.



Bibliografía

- [1] MUÑOZ, Delia et all.
Factores asociados al diagnóstico tardío de pacientes con tuberculosis pulmonar en Lima Este, Perú. ESSALUD
2006
- [2] Instituto Nacional de Estadística e Informática - INEI.
Población con algún problema de salud atendida según lugar o Establecimiento de Salud
2004-2007
- [3] Análisis del Acuerdo de Asociación entre Centroamérica y la Unión Europea
- [4] ANDERSON, Richard; SMITH, Lee, GRUZAYNSKY, Jeff; PATSTONE, Walt,
S-Parameter Techniques HP
- [5] SANDIN, María Daniela, Métodos de estudio y diagnóstico viral, pp. 10
2005
- [6] CATTRALL, Robert.
Chemical Sensors, New York : Oxford University, 1997
- [7] PALLAS, R.; WEBSTER, I.
Sensors and signal conditioning., Wiley Interscience Publication
1991
- [8] SANKARANARAYANAN, Subramanian K.R.S.
Design of surface acoustic wave sensors with nanomaterial sensing layers. Application to chemical and biosensing
2007
- [9] BOWICK, Chris
RF Circuit Design
1997

- [10] CASTRO RUIZ, Cecilia.
Diseño de un oscilador de onda acústica de superficie a 80MHZ. con salida digital para la elaboración de un biosensor. Pontificia Universidad Católica del Perú.
2007
- [11] Management Science Associates.
Surface Acoustic Wave (SAW) Technology for the Detection of Nerve and Blister Agents <http://www.msa.com>
- [12] BAHL, Inder; BHARTIA, Prakash.
Microwave solid state circuit design.
2003
- [13] Bill Drafts
Microsensor Systems Inc, Acoustic Wave Technology Sensors
<http://www.sensormag.com/articles/1000/68/main.shtml>
- [14] Instituto Nacional de Estadística e Informática - INEI.
Perú: Infraestructura del Sector Salud por Tipo de Establecimiento
2002 - 2007
- [15] Instituto Nacional de Estadística e Informática - INEI.
Población afiliada por tipo de Seguro de Salud
- [16] NUÑOVERO, Nicolás; MONTOYA, Manuel; OBREGÓN, Miguel; CARRERA, Willy.
Desarrollo de sensores SAW para la detección y cuantificación de micotoxinas.,
Pontificia Universidad Católica del Perú.
2006
- [17] Agilent Technologies
www.agilent.com/semiconductors
- [18] INSTITUTE OF ELECTRONIC MATERIALS TECHNOLOGY
Wólczyńska 133, 01-919 WARSAW, POLAND