



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA**  
**ELÉCTRICA-SISTEMAS ELECTRÓNICOS**

**SISTEMA DOPPLER ULTRASÓNICO BIDIRECCIONAL PARA MEDICIÓN DE FLUJO SANGUÍNEO**  
**BASADO EN UN MÓDULO FPGA**

**TESIS**

**QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:**  
**MAESTRO EN INGENIERÍA**

**PRESENTA:**

**ING. HUGO ROLÓN ACEVEDO**

**TUTOR**

**DR. JUAN MARIO PEÑA CABRERA, IIMAS**

**CIUDAD DE MEXICO, ABRIL 2023**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



## *Dedicatoria*

*A mi padre,  
aunque ya no pueda verle más vida  
su recuerdo perdurará en mí por siempre.*

*A mi madre y hermano,  
por siempre haber estado a mi lado.  
Ustedes han sido, son y siempre serán  
parte de mi fortaleza emocional.*



## *Agradecimientos*

A mi alma mater la UNAM, por haberme brindado una excelente formación en sus aulas por más de diez años desde que ingresé como estudiante a Iniciación Universitaria.

A la Facultad de Ingeniería y al posgrado de Ingeniería, por haber despertado mi sed de conocimiento para resolver problemas en beneficio de la sociedad de la que formo parte.

Al Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS) y en particular al Departamento de Ingeniería de Sistemas Computacionales y Automatización (DISCA) por todas las facilidades otorgadas para la realización de esta tesis.

Al Dr. Mario Peña Cabrera, por haber depositado su confianza en mí para ser parte de la realización de este proyecto, por dejarme trabajar con él y con ello brindarme todo su conocimiento adquirido a lo largo de todos sus años de experiencia, por acceder a dirigir mi tesis y por su apoyo moral a lo largo de las distintas etapas de desarrollo de la misma.

Al Ing. Martín Fuentes Cruz, por haber apoyado en el diseño e implementación de la electrónica analógica de este proyecto, además de ayudar con su visión acerca de las problemáticas del diseño digital presentadas a lo largo del proyecto.

Al Lic. Antonio Arvizu, por su tutela a lo largo de todo este proyecto, su perspectiva ayudó en varias ocasiones a darle el rumbo correcto al mismo, además de brindar su invaluable experiencia en el uso de distintas herramientas de software permitió resolver problemáticas con las que él se había enfrentado previamente.

A mi padre Hugo, en el corto periodo de vida que compartió conmigo me dejó enseñanzas que recuerdo y atesoro hasta el día de hoy. Aunque él ya no esté conmigo en vida, sigue siendo la persona que ha dejado la huella más profunda en mí ser, su partida ha sido un punto de inflexión en mi vida y es por ello solo la puedo honrar siendo una mejor versión de mí mismo día con día.

A mi madre Adriana y mi hermano Ivo, por haber sido siempre los mejores compañeros de vida que podría desear. Sin ustedes no hubiera podido realizar muchas de mis metas, gracias por acompañarme y ser parte de todos mis logros, pero también haberme apoyado durante mis tropiezos y fracasos con sus consejos.

A mi tío Pedro, por apoyarme a lo largo de toda mi vida para la realización de varias experiencias, me considero una persona muy afortunada de tenerle por todo lo que hizo y sigue haciendo hasta el día de hoy por mí, mi madre y mi hermano.

A mi novia Mariana, por apoyarme a lo largo de todo el último año, su apoyo fue fundamental en la realización de este trabajo apoyando incluso con su conocimiento de medicina veterinaria aplicada en este trabajo. Soy una persona muy afortunada de tenerla, y espero poderle algún día retribuirle todo lo que hace y sigue haciendo día a día por nuestra relación.

A mi hermana Claudia por haberme apoyado y escuchado durante los meses de mayor incertidumbre de este proyecto, la estancia en su casa durante el invierno del año pasado fue y sigue siendo al día de hoy uno de los mejores momentos que he vivido en mi vida y fueron de vital importancia para renovar mis ganas de terminar esta etapa en mi vida.

A todos los miembros de mi familia paterna y materna con los que he convivido cercanamente, ya que han sido parte fundamental de mis experiencias de vida y sé que siempre podré contar con ustedes cuando necesite de ayuda en los años venideros.

A mis entrenadores del equipo de tenis de mesa de la UNAM Héctor y Luz, por haberme enseñado que en la vida como en el deporte las derrotas nunca son el fin de nuestro camino. Gracias por todos sus consejos a lo largo de mis estudios universitarios, sin ellos mi vida deportiva y académica no hubiera tenido el mismo sentido.

A todos mis compañeros del equipo de tenis de mesa de la UNAM, por haber sido mis amigos y haberme dejado compartir algunas de las mejores experiencias de vida en los entrenamientos y torneos a su lado.

A mis amigos más cercanos de la Facultad de Ingeniería Sergio, Yves y Omar, sin su compañía mi carrera universitaria que posteriormente me condujeron al posgrado, no hubiera sido igual de gratificante. Gracias por haber estado a mi lado en todos los desvelos de proyectos y estudios de exámenes.

A mis amigos Julio, Luis, Ricardo, Chase, Andrés y Erick por mostrarme día a día el valor de la perseverancia, además de aceptarme con los defectos y virtudes que poseo. Su consejo, ayuda y rivalidad en el deporte a lo largo de estos últimos años siempre fueron invaluable para mí.

A la familia Guadarrama, que siempre ha sido una invaluable amistad para mi familia cercana, con el paso de los años los he llegado a valorar como algo más que simples amigos por todos los momentos que hemos vivido en nuestros viajes y reuniones.

A mis compañeros de trabajo de P3 y Ford México, en este último medio año, ustedes me apoyaron siempre y me compartieron su experiencia para lograr nuevas metas y éxitos profesionales más allá del ámbito académico.





# Índice general

<b>1.- Introducción</b>	<b>1</b>
1.1.- Introducción general.....	1
1.2.- Objetivos .....	2
1.2.1.-Objetivo General.....	2
1.2.2.-Objetivos específicos .....	2
1.3.- Alcances y metas.....	2
1.4.- Metodología.....	3
1.5.- Organización de la Tesis .....	3
1.6.- Estado del Arte .....	4
<b>2.- Marco teórico</b>	<b>13</b>
2.1.- Conceptos básicos.....	13
2.1.1.- La sangre.....	13
2.1.2.- Flujo sanguíneo .....	15
2.1.3.- Ultrasonido .....	15
2.2.- Inspección por ultrasonido .....	16
2.2.1.- Contexto histórico .....	16
2.2.2.- Efecto Doppler .....	16
2.3.- Estimación del flujo sanguíneo por métodos ultrasónicos.....	18
2.3.1.- Extracción de la señal Doppler .....	19
2.3.2.-Análisis de la señal Doppler de flujo sanguíneo .....	19
2.3.3.-Doppler de onda continua (DC).....	20
2.3.4.-Doppler de pulsos/pulsado.....	21
2.3.5.- Solapamiento, superposición ( <i>Aliasing</i> ) .....	23
2.3.6.- Procesamiento de la señal Doppler de flujo sanguíneo en el dominio de la frecuencia.....	24
2.3.7.- Cálculos e información referente a la señal Doppler .....	25
2.4.- Métodos de detección de flujo sanguíneo .....	28
2.4.1.-Demodulación homodina.....	28
2.4.2.-Demodulación heterodina.....	28
<b>3.- Diseño y construcción del sistema Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo</b>	<b>31</b>
3.1.- Principio de operación del sistema .....	32
3.2.- Requerimientos del sistema .....	32
3.3.- Dispositivos de lógica reconfigurable (FPGA´s).....	34
3.4.- Componentes del sistema Doppler de flujo sanguíneo.....	37
3.4.1.- Transductor ultrasónico .....	37
3.4.2.- Módulo FPGA De10-nano y su IDE Quartus II.....	37
3.4.3.- Generación de las señales de control para el detecto Doppler .....	42
3.5.- Diseño e implementación de la sección analógica del detector Doppler.....	43
3.5.1.- Diseño y elaboración del circuito impreso .....	45
3.6.- Adquisición de las señales Doppler ultrasónicas de flujo sanguíneo .....	46
3.6.2.- Procesamiento y despliegue de la señal Doppler Ultrasónica .....	48
3.7.- Metodología del procesamiento de la señal Doppler .....	51

3.7.1.- Adquisición y envío de la señal Doppler .....	51
3.7.2.- Interfaz gráfica con LabVIEW.....	53
3.7.3.- Construcción y despliegue de espectrogramas de las señales Doppler de flujo sanguíneo ..	54
<b>4.- Resultados</b>	<b>60</b>
4.1 Generación de las señales de control del detector Doppler pulsado bidireccional implementadas en el módulo FPGA.....	60
4.2 Diseño del circuito del circuito impreso del detector Doppler .....	62
4.3.- Plataforma de experimentación y pruebas .....	62
4.3.1 Pruebas en Matlab.....	62
4.3.2 Pruebas con señales Doppler usando la interfaz gráfica implementada en LabVIEW .....	63
<b>5.- Conclusiones</b>	<b>68</b>
<b>6.- Referencias</b>	<b>71</b>

# Índice de Imágenes y Tablas

Figura 1.1: Pantalla típica utilizada por el método de estimación espectral convencional. ...	6
Figura 1.2: Resultado de mediciones en el interior estenosado de la arteria carótida .....	6
Figura 1.3: Diagrama de bloques de un sistema Doppler pulsado a base de un módulo FPGA .....	7
Figura 1.4: Ejemplo de un sistema de flujometría Doppler pulsado con electrónica analógica y un FPGA.....	8
Figura 1.5: Resultados obtenidos por un sistema Doppler espectral pulsado .....	9
Figura 1.6: Concepto de una red portátil de flujometría Doppler remota a base de pMUTs	10
Figura 1.7: Gráficas tridimensionales de los resultados obtenidos para el espectro de potencia Doppler para diferentes flujos sanguíneos .....	11
Figura 2.1: Componentes básicos de la sangre.....	14
Figura 2.2: Tipos y perfiles de flujos sanguíneos.....	15
Figura 2.3: Representación gráfica del efecto Doppler.....	17
Figura 2.4: Representación básica de un instrumento de ecografía Doppler empleando un transductor de dos elementos piezoeléctricos.....	17
Tabla 2.1: Variación del término $\cos \theta$ de la ecuación Doppler con el ángulo de exposición a ultrasonidos.....	18
Figura 2.5: Cambios en la frecuencia Doppler detectados en distintos ángulos de exposición al ultrasonido .....	18
Figura 2.6: Diagrama de bloques básico de un equipo Doppler de ondas continuas .....	19
Figura 2.7: Ejemplo de composición de un espectrograma Doppler .....	20
Figura 2.8: Modos de operación y señales en los detectores Doppler ultrasónicos de flujometría sanguínea .....	21
Figura 2.9: Etapas del proceso de la ecografía Doppler por medio de un detector Doppler pulsado .....	22
Figura 2.11: Gráfica de la curva de velocidad media y/o frecuencia media con 6 ciclos cardíacos.....	27
Figura 2.12: Curva de frecuencias medias de un ciclo cardíaco .....	27
Figura 2.13: Proceso del traslado de la información espectral de la señal Doppler .....	29
Figura 3.1: Diagrama de bloques de la arquitectura propuesta en este proyecto para un sistema Doppler de flujo sanguíneo .....	31
Figura 3.2: Principio de operación de un detector de flujometría Doppler.....	32

Figura 3.3: Diagrama de tiempos de las señales de control para el detector Doppler pulsado bidireccional. ....	33
Figura 3.4: Estructura general de un FPGA .....	36
Figura 3.5: Estructura general de un CPLD .....	36
Figura 3.6: Transductor ultrasónico Koven VRP-8.....	37
Figura 3.7: Vista superior e inferior de la tarjeta DE10-Nan-.....	38
Figura 3.8: Ventana principal del IDE Quartus II .....	39
Figura 3.9: Ejemplo del proyecto en la parte de descripción de un código de VHDL .....	40
Figura 3.10: Ejemplo del proyecto en la parte del entorno gráfico .....	41
Figura 3.11: “Pin planner”, en esta parte del IDE se realiza la asignación de pines para relacionar el software con el hardware de la tarjeta.....	41
Figura 3.12: Diseño de la lógica de control del dispositivo .....	42
Figura 3.13: Diagrama de tiempos de las señales del sistema de flujometría Doppler. ....	43
Figura 3.14: Diagrama esquemático de la sección analógica correspondiente al Driver de transmisión y al amplificador de RF.....	44
Figura 3.15: Diagrama esquemático de la sección analógica, correspondiente a los demoduladores en cuadratura y los amplificadores de audio.....	44
Figura 3.16: Diagrama a bloques de las conexiones del detector Doppler implementado con un módulo FPGA, conectado al transductor ultrasónico y a una computadora personal. ...	46
Figura 3.17: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del módulo analógico del detector Doppler de flujo sanguíneo implementado con el módulo DE10-nano Kit.....	46
Figura 3.18: Graficación de la pantalla de la interfaz propuesta donde se observa en la parte superior el espectrograma y el inferior el electrocardiograma. ....	48
Figura 3.19: Gráfica del Índice de Pulsatilidad (IP) de un ciclo cardiaco. ....	51
Figura 3.20: Diagrama del sistema de transmisión de datos seriales UART para el sistema de flujometría Doppler implementado en el módulo FPGA. ....	52
Figura 3.21: Recepción de cadena de caracteres con la información Doppler en la computadora por medio del puerto USB con las configuraciones especificadas en la terminal serial. ....	53
Figura 3.22: Implementación de un controlador PI en LabVIEW.....	54
Figura 3.23: Implementación del algoritmo de FFT para una señal senoidal con ventaneo Hamming en LabVIEW. ....	55
Figura 3.24: Adecuación de las señales con las operación mencionadas y en el arreglo FOR dentro del VI de labVIEW.....	56
Figura 3.25: Adecuaciones del algoritmo de FFT dentro de labVIEW. ....	56
Figura 3.26: FFT de la señal Doppler de los dos canales sin alteraciones .....	57

Figura 3.27: Diagrama esquemático completo del diseño (.vi) del sistema en LabVIEW. .	58
Tabla 4.1 Relación de parámetros los diferentes parámetros requeridos, su valor esperado y el valor implementado en el módulo FPGA DE10-NanoSoC.....	60
Figura 4.1: a)Diagrama esquemático de la lógica de control del detector Doppler pulsado bidireccional implementado en el módulo DE10-Nano-SoC y b) Diagrama de tiempos de las señales del sistema de flujometría Doppler .....	61
Figura 4.2: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del módulo analógico del detector Doppler de flujo sanguíneo implementado con el módulo DE10-nano Kit.....	62
Figura 4.3: a) Señal Doppler de flujo sanguíneo, b) espectrograma correspondiente a la señal de a), procesada con FFT usando el software Matlab.....	63
Figura 4.4: a) se muestra un segmento de 20mS de señal Doppler con ventaneo Hamming. En b) espectro en frecuencia correspondiente de la señal a) usando FFT, procesadas con LabVIEW. ....	63
Figura 4.5: Plataforma del sistema Doppler, usada para probar la interfaz gráfica en LabVIEW .....	64
Figura 4.6: Despliegue de espectrogramas de la señal Doppler con el sistema de flujometría implementado en LabVIEW. La señal Doppler corresponde a una arteria femoral (femoral.wav). ....	65
Figura 4.7: Despliegue de espectrogramas de la señal Doppler por el sistema de flujometría implementado en LabVIEW. La señal Doppler corresponde a una arteria braquial izquierda. ....	65
Figura 4.8: Despliegue completo de la interfaz gráfica implementada en LabVIEW para el proyecto.....	66





# 1.- Introducción

## 1.1.- Introducción general

El ultrasonido es una técnica ampliamente utilizada en el diagnóstico médico moderno. Es por ello que el estudio de las ondas ultrasónicas en tejidos blandos es de gran importancia y se ha utilizado en diversas aplicaciones, como lo pueden ser en la imagenología, en la detección de flujo sanguíneo o en la detección de temperatura. Una de las mayores ventajas del ultrasonido es su uso de manera no invasiva en los procedimientos donde se emplea, lo que permite que no se cause daño alguno en los tejidos u órganos que se deseen estudiar utilizando esta herramienta [1][2][3].

La flujometría Doppler constituye una herramienta de inspección no invasiva capaz de medir el flujo sanguíneo en venas y arterias, los sistemas ultrasónicos de este tipo son equipos de diagnóstico médico ampliamente empleados para la evaluación de padecimientos vasculares. Dentro de los sistemas Doppler la frecuencia de operación de los transductores ultrasónicos dependen específicamente de la aplicación deseada. Para medición de flujo en vasos profundos se usan frecuencias de 2 a 5 MHz, para vasos superficiales de 8 a 12 MHz y para vasos pequeños y superficiales de 10 a 20 MHz [2][3]. Los sistemas Doppler ultrasónicos pueden detectar la señal Doppler y discriminar la dirección del sentido del flujo sanguíneo; por esto, los sistemas pueden ser clasificados como direccionales o Bi-direccionales[2][3].

La señal Doppler contiene información referente a la velocidad de los componentes de la sangre, y por medio del espectro de frecuencia se representa el perfil de velocidad del flujo sanguíneo, ya sea de sentido directo o inverso. El detector usa un transductor que transmite ráfagas de energía de ondas ultrasónicas a una frecuencia fija sobre el torrente sanguíneo y posteriormente recibe una señal eco modificada por la velocidad de los componentes de la sangre, la diferencia entre la frecuencia emitida y la frecuencia recibida es denominada frecuencia Doppler, es aquí donde se requiere demodular la señal recibida para extraer la señal Doppler de flujo sanguíneo ( $f_{doppler}$ ) [2][3].

El presente trabajo tiene como propósito general el desarrollo de un detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo en modo pulsado para un sistema Doppler bi-direccional, implementado con base a un módulo FPGA (D10.Nano-SoC).

En este trabajo se describe el diseño de un detector Doppler ultrasónico para la estimación de flujo sanguíneo bi-direccional. La implementación se realiza usando una

tarjeta de desarrollo con un FPGA (por sus siglas en inglés de “*Field Programmable Gate Array*”), en el módulo FPGA se generan todas las señales de control para el detector Doppler, la conversión analógica/digital, la adquisición y el envío de las señales Doppler de flujo sanguíneo por un puerto de comunicación USB a una computadora “host” para su posterior procesamiento.

## **1.2.- Objetivos**

### **1.2.1.-Objetivo General**

Diseñar y desarrollar un sistema Doppler ultrasónico de detección de flujo sanguíneo bidireccional, usando demodulación homodina en cuadratura y/o modulación heterodina, para realizar la separación de flujo sanguíneo bidireccional de las señales Doppler en el dominio de la frecuencia. El sistema se implementará con base en un módulo FPGA (DE10-Nano-SoC).

### **1.2.2.-Objetivos específicos**

- I. Entender los conceptos relacionados con ultrasonido en medicina
- II. Estudiar los detectores Doppler ultrasónicos de flujo sanguíneo, con operación en modo continuo y en modo pulsado, simples o bi-direccionales
- III. Documentar los diferentes modelos de demodulación de señales usados para detectar la señal Doppler de flujo sanguíneo
- IV. Documentar los diferentes métodos de procesamiento empleados para separar flujo sanguíneo
- V. Diseñar e implementar un detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo usando demodulación heterodina
- VI. Adquirir y procesar las señales Doppler de flujo sanguíneo, implementando en el módulo FPGA (DE10-Nano-SoC) un algoritmo de estimación espectral y proporcionar por el puerto USB el vector de frecuencias obtenido a una PC para su posterior acondicionamiento y despliegue en la forma de un espectrograma de dos dimensiones (sonograma).
- VII. Realizar pruebas de funcionamiento y evaluar los resultados

## **1.3.- Alcances y metas**

Desarrollar un sistema Doppler ultrasónico bidireccional de flujometría sanguínea, el cual sea capaz de operar con demodulación homodina y/o demodulación heterodina dependiendo del detector Doppler que se desea usar. El dispositivo proporcionará la señal de flujo sanguíneo a la computadora “host” por medio de un puerto USB, donde mediante

un algoritmo de estimación espectral que generará el vector de frecuencias se podrá desplegar y visualizar los espectrogramas, curvas de velocidad media, curvas de flujo medio y otros parámetros de interés relacionados con el flujo sanguíneo.

#### **1.4.- Metodología**

Para el diseño del dispositivo propuesto se empleó el módulo de la marca Terasic, modelo DE10-Nano “*Development and Education Board*”, el cual cuenta con un chip de FPGA Cyclone V SoC. En el módulo se implementaron las diferentes señales de control requeridas para el diseño del detector Doppler de flujo sanguíneo, las cuales a su vez deben ser reconfigurables por lo que se podrán programar distintos parámetros, tales como: frecuencia de operación del transductor, frecuencia heterodina, señal en cuadratura, frecuencia de repetición, pulso de habilitación del transductor, número de pulsos del burst de transmisión, pulso de habilitación del receptor, burst de recepción para la demodulación homodina en cuadratura y heterodina, conversión analógico-digital de 12 bits.

El módulo DE10 Nano-SoC estará comunicado con una computadora personal (PC) por medio de un puerto serial. En la PC se implementará un algoritmo de estimación espectral basado en la transformada rápida de Fourier (FFT) y se generan espectrogramas de las señales Doppler.

Se realizó el estudio de circuitos electrónicos empleados para demodulación homodina en cuadratura y heterodina.

Se realizaron pruebas de funcionamiento y el procesamiento digital de las señales Doppler de flujo adquiridas, implementado un método basado en FFT en el software LabVIEW con las señales entregadas por el módulo FPGA (DE10-Nano-SoC) para realizar la separación de flujo sanguíneo directo e inverso.

#### **1.5.- Organización de la Tesis**

El presente trabajo se divide en 4 capítulos y dos secciones dedicadas a las referencias y anexos. A continuación, se agregará una breve descripción de cada uno de los capítulos:

- Capítulo 1: Descripción básica del presente trabajo e introducción al campo de investigación en flujometría Doppler
- Capítulo 2: Descripción de los principios físicos del efecto Doppler y los distintos métodos de demodulación de los detectores Doppler de flujo sanguíneo.
- Capítulo 3: Descripción del diseño e implementación del dispositivo, se detallan las etapas de cada uno de las secciones que lo constituyen y se describe brevemente el

funcionamiento de las arquitecturas de dispositivos FPGAs y las ventajas para su uso en instrumentación electrónica

- ❑ Capítulo 4: Se realiza la descripción de los experimentos realizados para la comprobación del funcionamiento del dispositivo, detallando en todo momento las condiciones en las que se realizaron
- ❑ Capítulo 5: Se realiza el análisis de los resultados obtenidos por medio del dispositivo Doppler de flujometría sanguínea y las conclusiones que se obtuvieron con la realización del presente trabajo
- ❑ Referencias: Contiene las referencias bibliográficas consultadas para la elaboración de este trabajo
- ❑ Anexo: Contiene diagramas esquemáticos, códigos y otros elementos relevantes para el desarrollo del detector Doppler de flujo sanguíneo.

## 1.6.- Estado del Arte

El siguiente es un compendio de anotaciones acerca de artículos consultados para la elaboración de la introducción del presente trabajo, esto con el objetivo de ubicar al lector en los estudios actuales de la flujometría Doppler con dispositivos de lógica reconfigurable.

En estos artículos se analizó principalmente las similitudes existentes entre los desarrollos actuales de la flujometría Doppler en sistemas Doppler pulsados y las conclusiones a las que llegaron para así aplicar algunas consideraciones en diseño y desarrollo del presente trabajo.

La instrumentación ultrasónica basada en ecografía Doppler en el campo de la medicina ha mostrado ser de gran ayuda en diversos diagnósticos y tratamientos. Aunque cabe destacar que sus aplicaciones no se limitan únicamente al campo de la medicina, ya que en la industria resulta de gran interés para obtener en tiempo real información referente a distintos fluidos entre los cuales se encuentran chocolate, flujos de fibras, metales líquidos, suspensiones minerales, entre otras [4].

### Estado actual dentro del campo de la medicina

Las enfermedades cardiovasculares, como son las enfermedades coronarias, anomalías en las válvulas cardíacas o fallas cardíacas, representan un riesgo a la salud que comúnmente vienen asociadas a flujos sanguíneos anormales [5]. Debido a lo anterior, las mediciones cuantitativas de dicho parámetro son de vital importancia para los diagnósticos clínicos.

La tecnología en los instrumentos de medición de última generación en el campo de la flujometría incluyen el cateterismo cardíaco, flujómetros sanguíneos láser Doppler, la

resonancia magnética y flujómetros sanguíneos ultrasónicos Doppler, siendo estos últimos uno de los más versátiles para detectar el flujo sanguíneo en función del efecto Doppler [5].

Los métodos de flujometría Doppler pulsados que emplean descomposición espectral cuentan principalmente con la capacidad de detectar la velocidad de la sangre en una ubicación concreta [6]. Esto se consigue a través de la transmisión de ráfagas breves de pulsos ultrasónicos (“bursts”), los cuales son dispersados a través de los glóbulos rojos en movimiento [7].

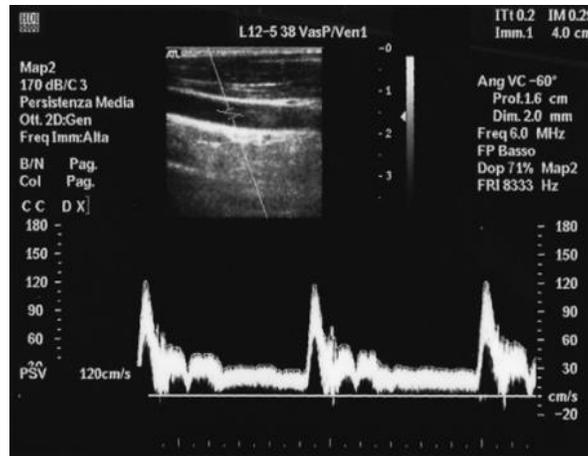
La confiabilidad de estos métodos en las mediciones de velocidades de sangre se ve comprometida por la dependencia intrínsecamente que existe entre el operador y el dispositivo, donde se destaca la importancia que existe entre el ángulo del haz que incide hacia el flujo sanguíneo que se desea medir, lo cual queda plasmado en ecuación Doppler [5][6].

$$f_d = 2f_o \frac{v}{c} \cos\theta \quad \dots(1)$$

En dicha ecuación  $c$  es la velocidad de propagación del ultrasonido,  $\theta$  es el ángulo de incidencia y  $f_o$  es la frecuencia de operación del sistema, y con ello se establece que la frecuencia Doppler detectada  $f_d$  depende de la velocidad del objetivo  $v$  en movimiento (sangre comúnmente), así como del coseno del ángulo de incidencia. En este último elemento un error de pocos grados en la estimación del ángulo, suele suponer un error significativo en la estimación de la velocidad a medir, por ello los ecografistas tratan de mantener el ángulo Doppler lo más cercano posible a los  $60^\circ$  [6].

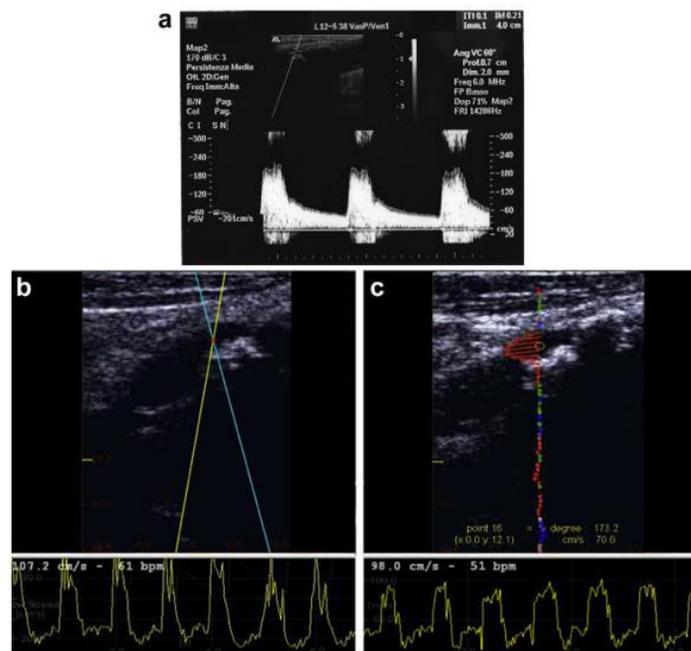
Es así que los métodos de la estimación Doppler espectral que se emplean mayormente en los escáneres comerciales extraen la velocidad sistólica máxima del espectrograma a partir del volumen de muestra que se analiza. Esto se logra convirtiendo las frecuencias máximas de Doppler a velocidades usando la ecuación (1), además de asumir un flujo paralelo a la dirección de un cursor alineado por el operador con las paredes del recipiente de la ecografía Doppler (“B-Mode”) [6].

Hoy en día por medio de la introducción de técnicas de *vector Doppler* con tecnologías de lógicas reconfigurables (FPGAs, PSoCs, entre otras), se busca finalmente remover la dependencia de ángulos que se correlacionan con el ensanchamiento espectral de las mediciones. Esto se consigue por medio del cálculo de la frecuencia media siempre que el volumen de la muestra sea lo suficientemente pequeño para evitar un sesgo importante debido al aumento en el ancho del gradiente de velocidad [6].



**Figura 1.1:** Pantalla típica utilizada por el método de estimación espectral convencional. Imagen tomada de “Comparison of carotid artery blood velocity measurements by vector and standard doppler approaches”[6].

A lo anterior se tiene que la alternativa más cercana al método Doppler espectral para obtener la velocidad es la extracción de ésta por medio de la frecuencia espectral máxima, considerando un factor de corrección adecuado que dependerá invariablemente del ángulo. Además de que las investigaciones consultadas plantean actualizar de manera adecuada los parámetros que actualmente correlacionan el grado de estenosis con las velocidades sistólicas máximas medidas [6].



**Figura 1.2:** Resultado de mediciones en el interior estenosado de la arteria carótida (70% de oclusión) comparativa entre métodos, a) Doppler espectral, b) vector de ángulo de rastreo Doppler y c) vector de onda plana Doppler. [6].

### Intervención de los dispositivos de lógica reconfigurable

Actualmente se están desarrollando diversos sistemas ultrasónicos en modo de emisor receptor en el campo de la flujometría Doppler, los cuales han empezado a ver en los FPGAs una excelente herramienta de desarrollo [4]. Esto se debe a que se pueden implementar las señales necesarias para la modulación y posterior procesamiento de datos en un solo lugar con gran eficiencia en cuanto consumo energético y recursos lógicos empleados, además de ser reconfigurables.

La velocidad del flujo sanguíneo puede ser estimada en el dominio del tiempo o de la frecuencia. La señal Doppler compleja se encuentra dada por:

$$f(t)=I(t)+iQ(t) \quad \dots(2)$$

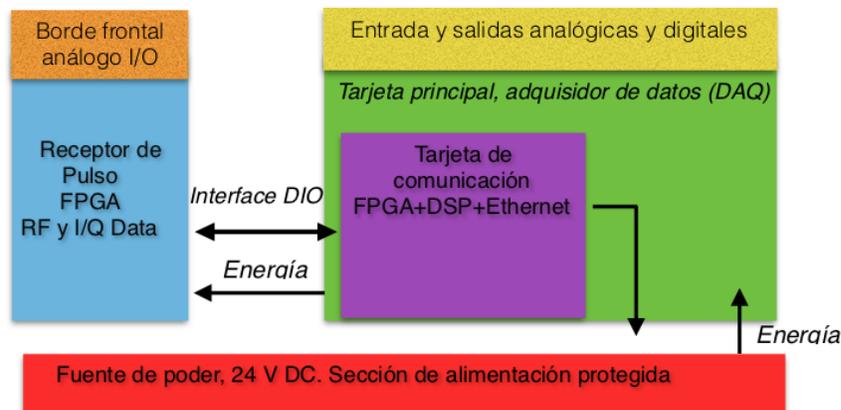
En donde  $I(t)$  y  $Q(t)$  son las señales de componentes en cuadratura,  $I(t)$  es *In phase* y  $Q(t)$  es *in Quadrature phase*. Por otro lado se tiene que los datos  $IQ$  son las señales eco recibidas al mismo tiempo después de un proceso de demodulación homodina en cuadratura [4].

Los dispositivos FPGA son capaces de calcular la transformada de Fourier y realizar estimación espectral por medio de algoritmos rápidos de FFTs usando los procesadores internos para las operaciones con punto flotante y en conjunto con lógica reconfigurable. Estos cálculos se relacionan con las siguientes ecuaciones.

$$\hat{f}(\omega)=\int_{-\infty}^{\infty}f(t)e^{-i\omega t}dt \quad \dots(3)$$

$$S(\omega)=\hat{f}^*(\omega)\hat{f}(\omega) \quad \dots(4)$$

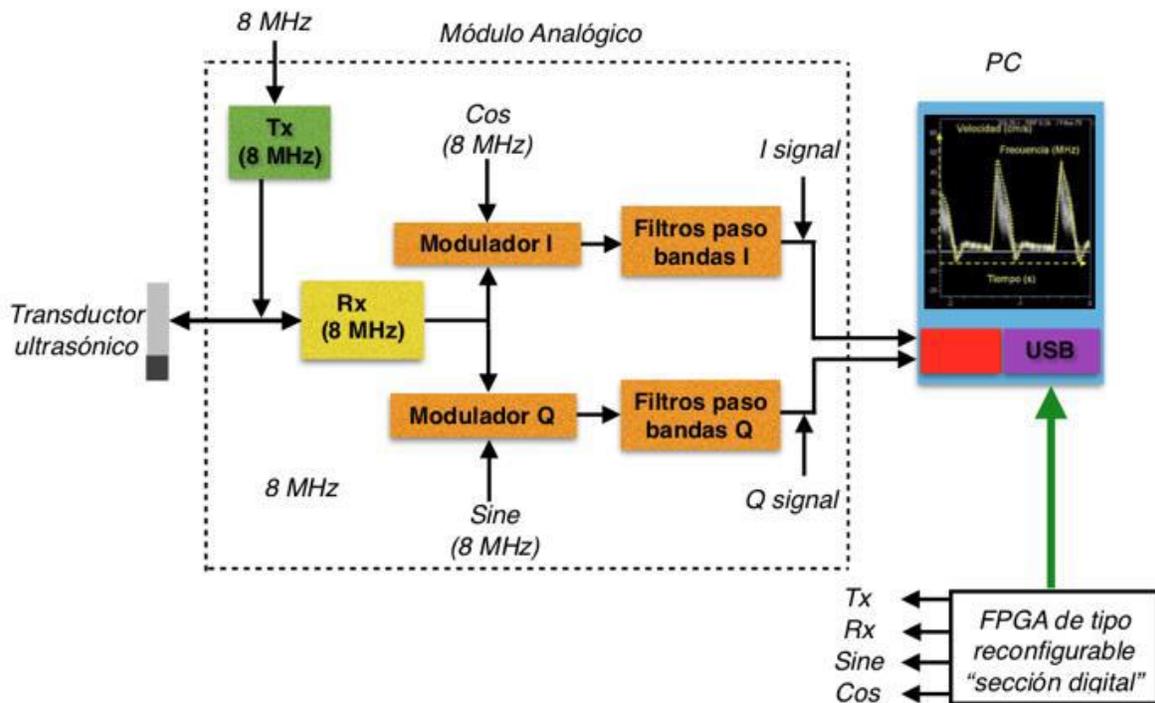
En la Figura 1.3, se muestra un diagrama de bloques que presenta un ejemplo de integración de un sistema Doppler pulsado con un FPGA para pruebas de flujometría industrial.



**Figura 1.3:** Diagrama de bloques de un sistema Doppler pulsado a base de un módulo FPGA [4]. Imagen obtenida en "Performance tests of a new non-invasive sensor unit and ultrasound electronics".

Además del uso de los FPGA en los sistemas Doppler se debe tener acondicionada la electrónica de manera que se transmita y reciba en conjunto trenes de pulsos de corta duración, obteniendo previamente la información del pulso anterior, esto se conoce como señales pulso-eco.

Es importante destacar que una de las ventajas principales que se tienen con los sistemas Doppler pulsados frente a los sistemas de Doppler continuo consiste en extraer la información referente a la distancia del objetivo que se está midiendo, ya que por medio de procesamiento en las señales el intervalo de tiempo entre la transmisión y la recepción se puede convertir en una distancia, lo cual se logra a su vez conociendo la velocidad del ultrasonido en el medio en cuestión, dicho de otra manera se puede conocer la profundidad y tamaño del vaso. [8] Como se muestra en la Figura 1.4.



**Figura 1.4:** Ejemplo de un sistema de flujometría Doppler pulsado con electrónica analógica y un FPGA. Imagen basada en "Doppler ultrasonic system for flow measurement in patients with Diabetic Foot using reconfigurable logic and Wishbone architecture" [8].

### Ejemplos de aplicaciones y desarrollos Doppler en la actualidad

En la actualidad en la flujometría Doppler se encuentran en desarrollo implementaciones para el diagnóstico de diversos tipos de trastornos médicos, los cuales han encontrado en la combinación de los dispositivos de lógica reconfigurable junto con el procesamiento digital de señales en las computadoras y en los teléfonos móviles inteligentes una excelente alternativa para materializarlos.

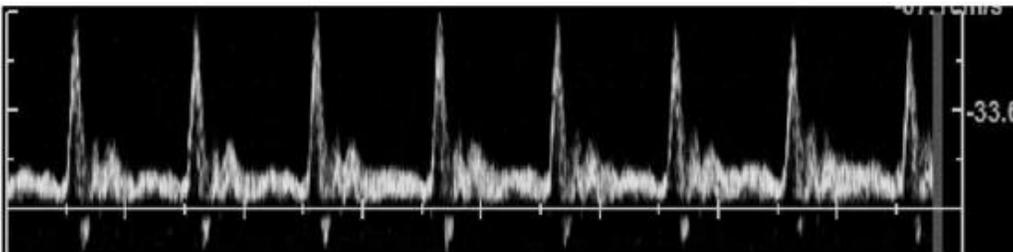
En 2017 investigadores del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV) en México con colaboración del Instituto de Cibernética, Matemática y Física de la Habana presentaron el planteamiento y parte del desarrollo de un sistema de Doppler color pulsado para uso en pacientes con pie diabético. Dicho dispositivo estaba basado en un módulo FPGA, un módulo de electrónica analógica y una computadora personal con un programa de aplicación en *Labview* [8].

El objetivo es identificar alteraciones en la condición de los pacientes con pie diabético, la cual está catalogada como un padecimiento de alto riesgo que se encuentra relacionado a procesos que conducen a la oclusión de los vasos sanguíneos y posibles amputaciones, por lo cual la determinación del flujo sanguíneo es de vital importancia [8].

Otro ejemplo de sistemas Doppler pulsados lo podemos apreciar en un sistema presentado en 2018 [7]. El sistema consiste en un dispositivo de Doppler con frecuencia de transmisión variable desde 2.083 MHz hasta 12.5 MHz [7], el cual usa para el procesamiento de las señales un módulo digital con un FPGA que enviaba por medio de un bus de datos la información de una FFT a una PC para su despliegue.

En cuanto al procesamiento digital de señales, su diseño se caracterizó por contar con una etapa de mezclado y filtrado digital por medio del FPGA, además de que su estimación espectral usó transformada corta de Fourier (STFT por sus siglas en inglés), con ventanas de 128 puntos [7]. Esta información es importante conocer ya que determina las capacidades y desempeños de los módulos FPGA en el desarrollo del instrumento propuesto.

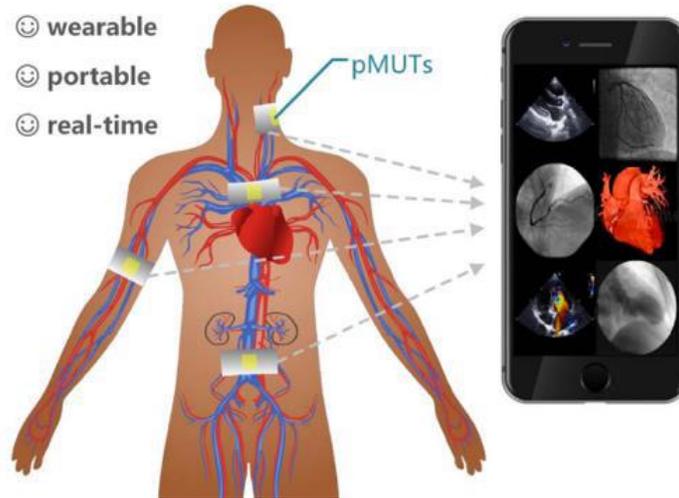
Los resultados presentados en [7] y [8] con su implementación con módulos FPGA, sirven como un precedente para lo que se pretende desarrollar en este trabajo.



**Figura 1.5:** Resultados obtenidos por un sistema Doppler espectral pulsado. Imagen tomada de "Implementation of a Pulsed-Wave Spectral Doppler Module on a Programmable Ultrasound System" [7].

Por otro lado se pueden encontrar también ejemplos de implementaciones de flujometría Doppler con lógica reconfigurable para aplicaciones de uso y monitoreo portátil continuo por medio de transductores piezoeléctricos y usando la tecnología de teléfonos inteligentes.

En el año 2020 científicos de la Universidad de Zhejiang en China y de la Universidad de Berkeley en EEUU, presentaron un dispositivo de flujometría Doppler pulsado portátil con el usuario, dicho dispositivo consiste en un arreglo de transductores ultrasónico piezoeléctricos micromaquinados (pMUT por sus siglas en inglés) con una frecuencia de operación de 3.7 MHz [5]. Como se muestra en la Figura 1.6.

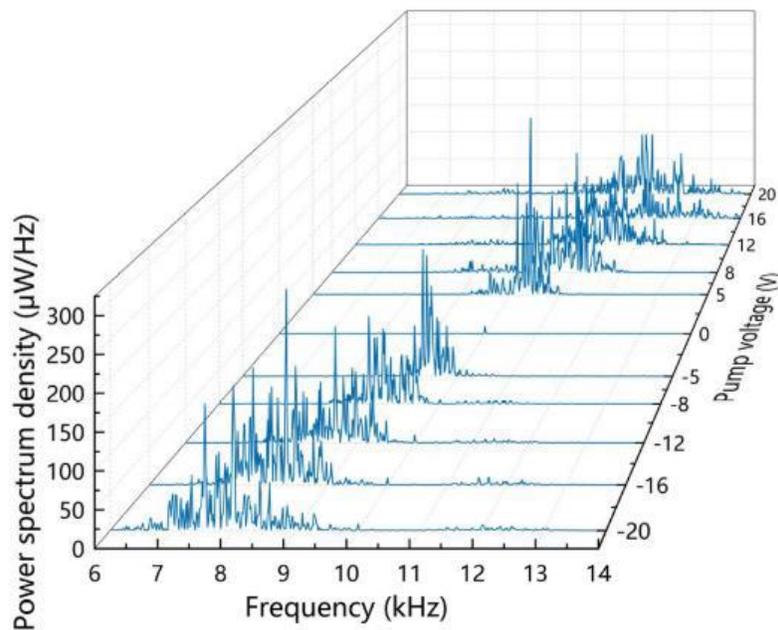


**Figura 1.6:** Concepto de una red portátil de flujometría Doppler remota a base de pMUTs. Imagen tomada de “Pulsed wave Doppler ultrasound using 3.7 MHz pMUTs toward wearable blood flow measurements” [5].

En su investigación ellos destacan el hecho de que la flujometría por medio de un dispositivo Doppler pulsado de medición es la opción más viable desde la perspectiva de tratamientos no invasivos, detección de vasos sanguíneos profundos, compatibilidad con implantes metálicos, costo y simplicidad [5]. Además de presentar principios muy similares en cuanto procesamiento digital de señales, por lo que se intuye que emplean probablemente dispositivos con lógica reconfigurable aunque no lo mencionen explícitamente en su investigación.

Su propuesta de sistema consiste en una red de pMUTs especialmente diseñados para ser dispuestos a lo largo del cuerpo humano, los cuales se encargan de emitir constantemente pulsos ultrasónicos que a su vez interactúan con el sistema de flujometría Doppler para obtener una medición en tiempo real del estado del paciente.

Al igual que la mayoría de desarrollos en el campo, la información es obtenida situando el haz ultrasónico incidente a un ángulo de  $60^\circ$ , generando así señales pulso eco que son comparadas entre sí por medio de la información referente a la ecuación (2), para posteriormente emplear un algoritmo de FFT y obtener el espectro de potencia de dichas señales [5].



**Figura 1.7:** Gráficas tridimensionales de los resultados obtenidos para el espectro de potencia Doppler para diferentes flujos sanguíneos. Imagen tomada de “Pulsed wave Doppler ultrasound using 3.7 MHz pMUTs toward wearable blood flow measurements” [5].

Como conclusión final los investigadores afirmaron que su dispositivo era capaz de medir el flujo de un líquido que imita la sangre por medio de los pMUTs con el esquema de un dispositivo Doppler pulsado.

Consideran que debido al bajo costo de su implementación se tiene un potencial de aplicaciones muy grande aún, también dicen que se requiere seguir trabajando principalmente en la cuestión de la comunicación inalámbrica, la integración del sistema y en las primeras pruebas en humanos. Es así que trabajos como este empiezan a marcar posibles caminos dentro del campo de la flujometría Doppler con lógica reconfigurable, además de hacer notar las posibles áreas de mejora dentro de los sistemas actuales.



## 2.- Marco teórico

### 2.1.- Conceptos básicos

En medicina y en otras áreas de la industria la ecografía Doppler es una herramienta empleada en el estudio de diferentes movimientos de fluidos, en la medicina es uno de los principales métodos de detección y estimación del flujo sanguíneo dentro de las arterias y venas del cuerpo humano. Lo anterior es gracias al perfil de velocidad y a los componentes de la sangre [9].

#### 2.1.1.- La sangre

La sangre constituye el medio de comunicación vital entre los diferentes tejidos dentro del cuerpo humano. Entre las principales funciones que realiza encontramos las siguientes:

- Distribuye nutrientes desde el sistema digestivo a los tejidos
- Participa en el intercambio gaseoso de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> a través de los tejidos
- Transporta productos de desecho resultantes del metabolismo celular, desde lugares de producción hasta los de eliminación
- Transporta hormonas desde las glándulas endocrinas hasta los tejidos diana
- Protege frente a microorganismos invasores
- Interviene en la coagulación frente a hemorragias

La sangre está constituida por una fase líquida denominada plasma sanguíneo y una fase sólida conformada por los eritrocitos, leucocitos y plaquetas, su característico color rojo se debe al contenido de hemoglobina dentro de los eritrocitos.

El volumen total de sangre circulante o volemia es la cantidad total de sangre que contiene un ser humano y en promedio corresponde al 8% del peso corporal. Del volumen sanguíneo total, alrededor de 1 litro se encuentra en los pulmones, 3 litros en la circulación venosa sistémica y el litro restante se divide entre el corazón, las arterias sistémicas, las arteriolas y los capilares [10].

Los cuatro componentes principales de la sangre son:

- 1) Plasma: líquido amarillento claro constituido por un 95% de agua y un 5% por diversas sustancias en solución y suspensión. Dichas sustancias incluyen iones minerales (sodio, potasio, calcio, cloro, etc.), pequeñas moléculas orgánicas

- 2) (aminoácidos, ácidos grasos y glucosa) y proteínas plasmáticas (albúminas, fibrinógeno, etc.)
- 3) Glóbulos rojos: constituyen el 99% de los elementos formes de la sangre. Tienen forma de discos bicóncavos, con un diámetro medio de 8 micras, son muy finos y flexibles y pueden deformarse para circular a través de los capilares más estrechos. La hemoglobina que contienen además de conferir el color rojo, se encarga del intercambio de gases ( $O_2$  y  $CO_2$ ); en cada milímetro cúbico de sangre existen de 4.5 a 5.5 millones de ellos, que constituyen el 42% del volumen sanguíneo
- 4) Glóbulos blancos: son las unidades móviles del sistema inmune del cuerpo humano, tienen mayor tamaño que los glóbulos rojos y están presentes en la circulación en un número mucho menor (unos  $7000/mm^3$ , ó 7 mil millones por litro de sangre). Una gran parte de ellos madura en la médula ósea, miden en promedio unos 10.2 micras
- 5) Plaquetas: también llamadas trombocitos, son discos redondos minúsculos de un diámetro de 2-4 micras. No tienen núcleo y se forman en la médula ósea a partir de la fragmentación de los megacariocitos. Participan en la hemostasia en la formación de coágulos o trombos para detener las hemorragias

En la Figura 2.1, se muestra la distribución de los componentes de la sangre

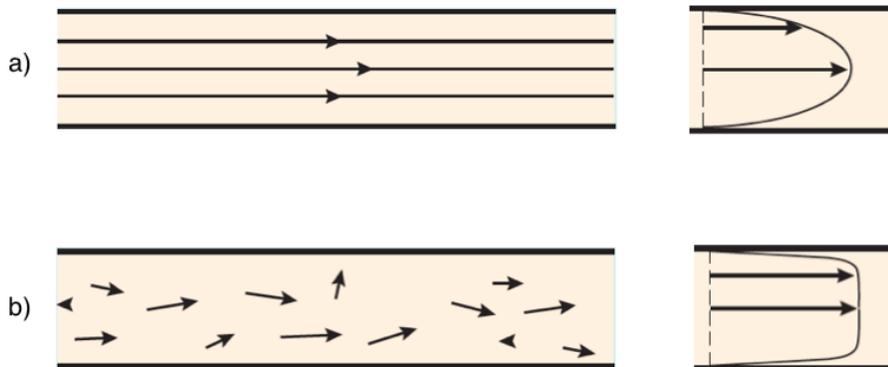


*Figura 2.1: Componentes básicos de la sangre [9][10].*

### 2.1.2.- Flujo sanguíneo

Se define como flujo sanguíneo a la cantidad de sangre que recorre la sección transversal de un vaso en un tiempo y se determina por medio de la diferencia de presión entre los dos extremos del vaso y la resistencia de las paredes del vaso [9]. Los flujos se clasifican en dos tipos: flujo laminar y flujo turbulento, como se ilustra en la Figura 2.2.

- Flujo laminar: se presenta en condiciones de baja velocidad, se caracteriza por el movimiento del flujo sanguíneo a lo largo de unas trayectorias bien definidas denominadas líneas de corriente. El perfil de velocidad que este describe a lo largo de un conducto recto alargado en condiciones de flujo continuo es de forma parabólica, ver Figura 2.2a [11].
- Flujo turbulento: se presenta cuando la velocidad es elevada, lo que ocasiona que algunos elementos del fluido ya no sigan las trayectorias bien definidas que se observan en el flujo laminar, por lo que existe un componente aleatorio del movimiento del fluido. La magnitud y la dirección de este tipo de flujo sanguíneo tienen componentes aleatorios por lo cual su forma del perfil promediado en el tiempo es como se muestra en la Figura 2.2b [11].



**Figura 2.2:** Tipos y perfiles de flujos sanguíneos a)Flujo laminar y su perfil de velocidad, b)Flujo turbulento y su perfil de velocidad promediado en el tiempo [11].

### 2.1.3.- Ultrasonido

El sonido es una perturbación (vibraciones) que se propaga a través de un medio. Esta perturbación se debe a cambios locales de presión  $p$ , velocidad vibratoria  $v$  o densidad  $\rho$ . Esta onda vibratoria se considera audible por el ser humano en frecuencias comprendidas entre 20 Hz y 20 kHz, aunque en la realidad el intervalo de frecuencias acertado para el oído humano según algunos experimentos es de 31 Hz a 17.6 kHz para el humano promedio. A

diferencia de las ondas de luz, el sonido requiere de un medio para viajar, ya que a diferencia de la primera éste no puede ser emitido en el vacío [12].

Las ondas ultrasónicas son ondas sonoras que se encuentran por encima del intervalo auditivo del ser humano, técnicamente se considera por encima de los 20 kHz [13]. El ultrasonido al constituir un medio no audible por el ser humano ha sido empleado en la historia reciente de manera intensiva en medicina, en la industria y otras ramas donde la ingeniería proporciona soluciones no invasivas.

## **2.2.- Inspección por ultrasonido**

### **2.2.1.- Contexto histórico**

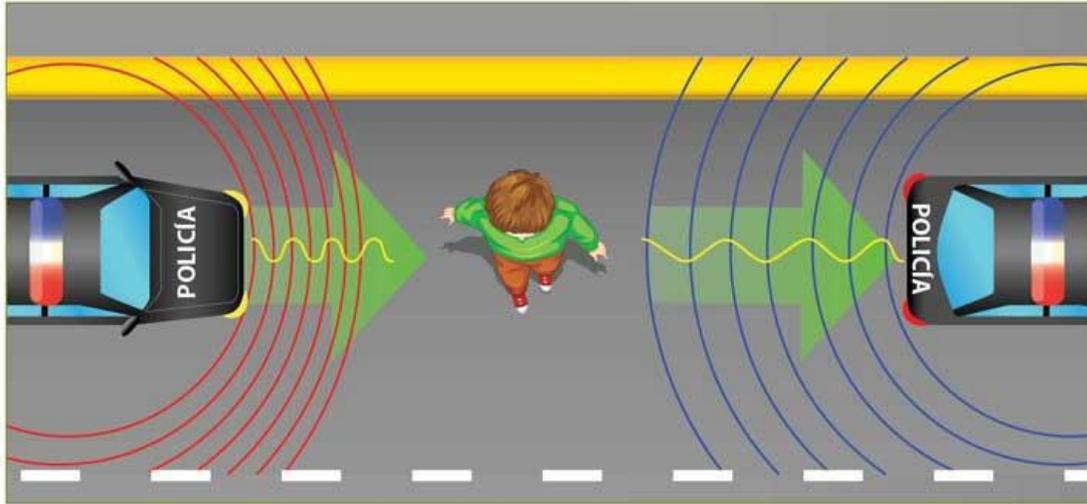
En 1842 un físico austriaco llamado Christian Doppler describió un efecto físico que lleva su nombre, empleó dicho efecto para su explicación acerca del color de las “estrellas dobles”. Sin embargo su teoría sería puesta a prueba por parte de un científico holandés por medio de dos trompetistas y un tren, uno de ellos a bordo del tren y el otro se quedó inmóvil mientras la intensidad del sonido de ambos era comparada por medio de un observador.

El experimento anterior comprobó la teoría de Christian Doppler, sin embargo, este no consiguió explicar el fenómeno original para la cual había sido planteada en un inicio, ya que para este problema de la astronomía resultaba ser incorrecto [12].

No fue hasta mediados del siglo veinte que investigaciones paralelas en Japón y Estados Unidos propondrían el uso de ultrasonido junto con el efecto Doppler para ser empleados en una técnica de inspección que a la larga cobraría el nombre de flujometría Doppler [9], constituyéndose así en una herramienta básica de la medicina hasta nuestros días.

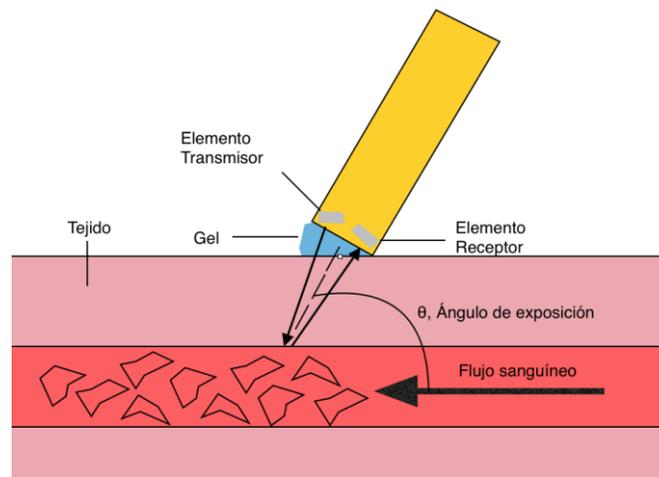
### **2.2.2.- Efecto Doppler**

Se conoce como efecto Doppler al fenómeno de expansión o contracción de las ondas sónicas desde su fuente emisora hasta su fuente. En objetos en movimiento (por ejemplo los componentes de la sangre), si se tiene un transductor ultrasónico que emite una frecuencia determinada, si el objeto a estudiar se acerca al transductor la onda sónica se comprime a su retorno, mientras que si se aleja dicho objeto la onda a su regreso se expande. Estas expansiones y contracciones al ser modificaciones en la longitud de onda modifican las frecuencias de las mismas y por ende en la composición espectral de las señales, es por ello que el análisis en frecuencia es de gran importancia para los sistemas de flujometría Doppler [14]. En la Figura 2.3 se muestra una representación gráfica del efecto Doppler.



**Figura 2.3:** Representación gráfica del efecto Doppler.

Dentro del campo de la ecografía vascular se emplea este método para el estudio del flujo sanguíneo. Los equipos sencillos de ecografía Doppler suelen emplear transductores piezoeléctricos, los cuales emiten ondas ultrasónicas que inciden en el torrente sanguíneo y también reciben las ondas de eco reflejadas por las células sanguíneas, como se muestra en la Figura 2.4.



**Figura 2.4:** Representación básica de un instrumento de ecografía Doppler empleando un transductor de dos elementos piezoeléctricos [12].

En este caso, el efecto Doppler es producido en dos ocasiones diferentes. En la primera, el transductor es una fuente inmóvil, mientras que las células de la sangre actúan como receptores móviles para las ondas de ultrasonido, después las ondas ultrasónicas se reflejan en las células sanguíneas, las cuales actúan como una fuente en movimiento y el transductor como un observador inmóvil [12].

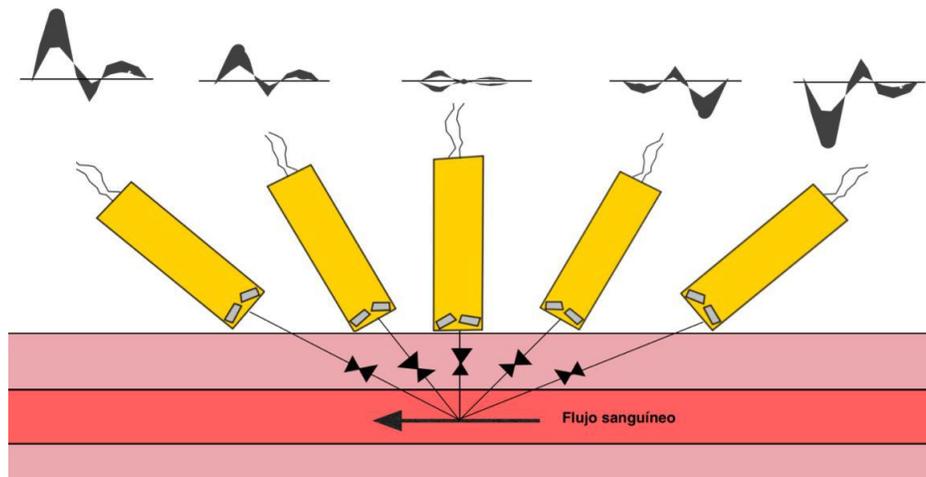
### 2.3.- Estimación del flujo sanguíneo por métodos ultrasónicos

El efecto Doppler como se describe en la sección 2.2, depende de la frecuencia de un ultrasonido emitido por un transductor ultrasónico y de las células del flujo sanguíneo en las que se refleja. La frecuencia que se obtiene depende del ángulo a partir del cual se incide al movimiento de la sangre, esta frecuencia está dada por la ecuación (1) expresada en la sección 1.6 [12] [6].

La ecuación (1) expresa que el cambio de la frecuencia Doppler que se detecte es dependiente del ángulo de exposición ( $\theta$ ), por medio del término  $\cos \theta$ . Cuando el ángulo corresponde a  $90^\circ$ , el término  $\cos \theta$  en la ecuación Doppler será 0 (haz ultrasónico paralelo), de tal modo que no será posible detectar cambio alguno en la frecuencia Doppler, caso contrario cuando el ángulo sea 0 el término es 1, lo que indicaría el máximo cambio de frecuencia Doppler para una velocidad de la sangre determinada y una frecuencia de transmisión [11] [12]. Véase la Tabla 2.1, los efectos en la señal se muestran en la Figura 25.

$\theta$ ( $^\circ$ )	$\cos \theta$
0	1
30	0.87
45	0.71
60	0.5
75	0.26
90	0

**Tabla 2.1:** Variación del término  $\cos \theta$  de la ecuación Doppler con el ángulo de exposición a ultrasonidos.



**Figura 2.5:** Cambios en la frecuencia Doppler detectados en distintos ángulos de exposición al ultrasonido.

### 2.3.1.- Extracción de la señal Doppler

La señal de eco recibidas por el transductor son señales que regresan con baja amplitud, se amplifican para posteriormente realizar la extracción de la frecuencia del efecto Doppler a partir de la señal amplificada, este proceso se conoce como “*demodulación*” [14][12]. En la Figura 2.6 se muestra un diagrama a bloques de un detector Doppler de flujo sanguíneo en modo continuo.

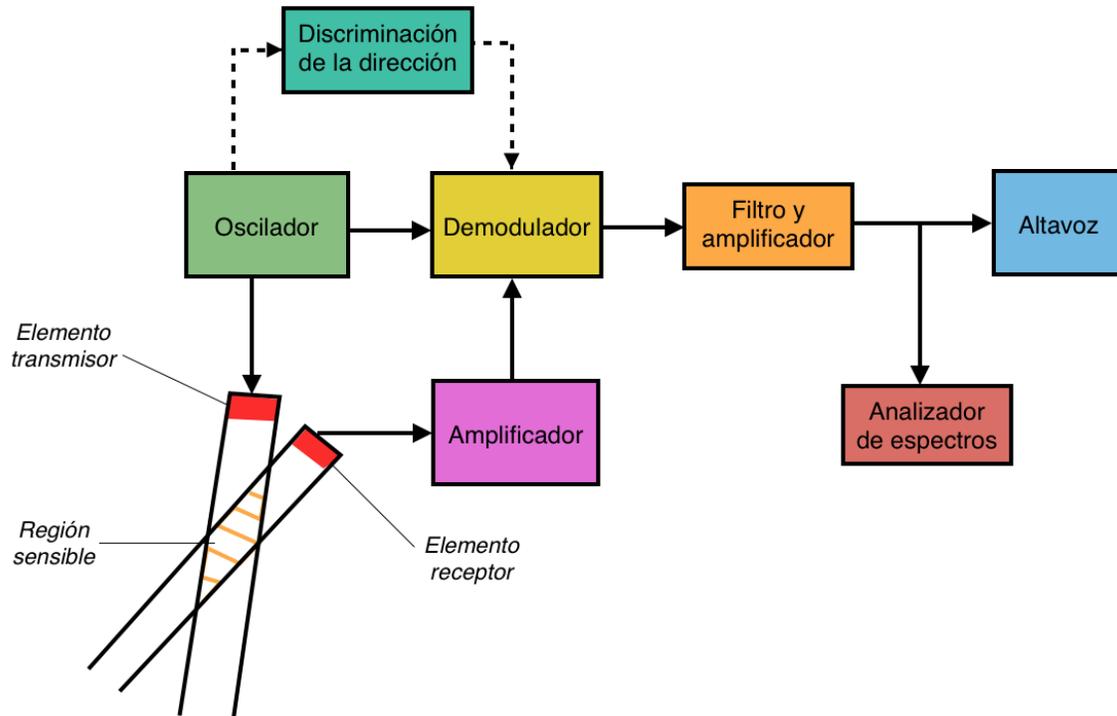
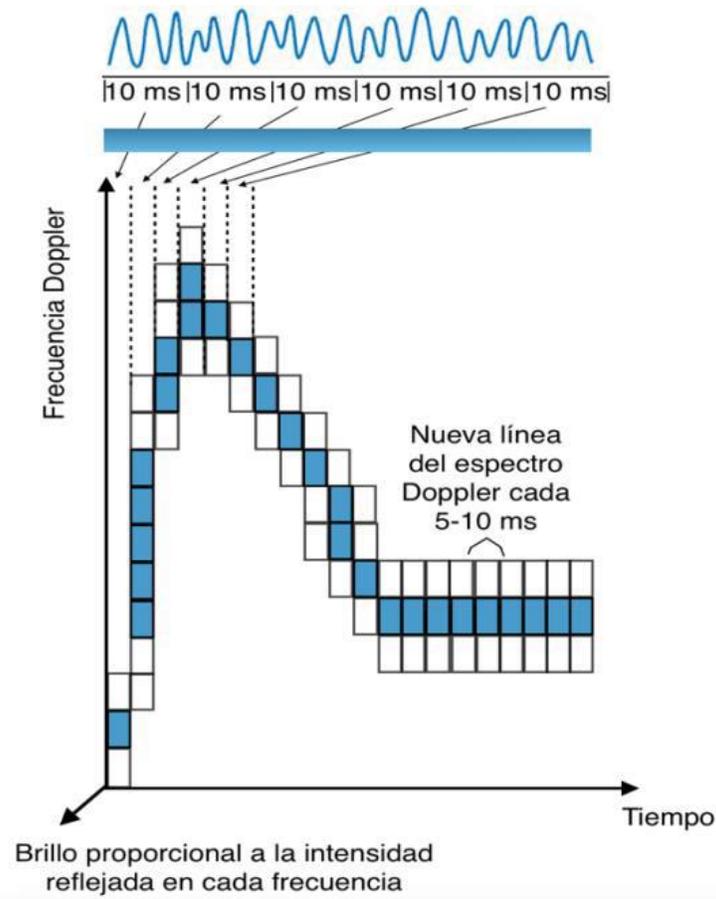


Figura 2.6: Diagrama de bloques básico de un equipo Doppler de ondas continuas [12].

### 2.3.2.-Análisis de la señal Doppler de flujo sanguíneo

El perfil de velocidad del flujo sanguíneo en los humanos se encuentra en un rango de 20-750 mm/s, y la velocidad del ultrasonido en tejidos blandos es del orden de 1540-1600 mm/s. Usando transductores ultrasónicos en el rango de 5 a 10 MHz, las señales Doppler del flujo sanguíneo se encuentra en el intervalo de 200-10,000Hz. Debido a que la velocidad de la sangre dentro de las arterias es pulsátil, la señal Doppler es ciclo-estacionaria, puede ser considerada como cuasi-estacionaria en segmentos de tiempos cortos (2-20 ms). La señal es comúnmente analizada utilizando métodos de estimación espectral como la transformada rápida de Fourier (FFT). La señal Doppler ultrasónica contiene información asociada con la velocidad de los componentes de la sangre, y su espectro en frecuencia representa el perfil de velocidad del flujo sanguíneo, el cual puede ser de sentido directo o inverso [11] [12] [15] [17].

Una señal Doppler de flujo sanguíneo usualmente se representa mediante espectrogramas, donde el eje horizontal es el Tiempo [s], el eje vertical es Frecuencia [Hz] o Velocidad de flujo en [mm/s] y las amplitudes se representan mediante colores o niveles de grises [15][17]. Cabe mencionar que para el cálculo de los espectrogramas se usan ventanas de 128, 256 o 512 datos multiplicados por una ventana Hanning o Haming, para reducir el ruido numérico por ventaneo. El espectrograma de la Figura 2.7, está formado por segmentos de 10 ms.



*Figura 2.7: Ejemplo de composición de un espectrograma Doppler [12].*

### 2.3.3.-Doppler de onda continua (DC)

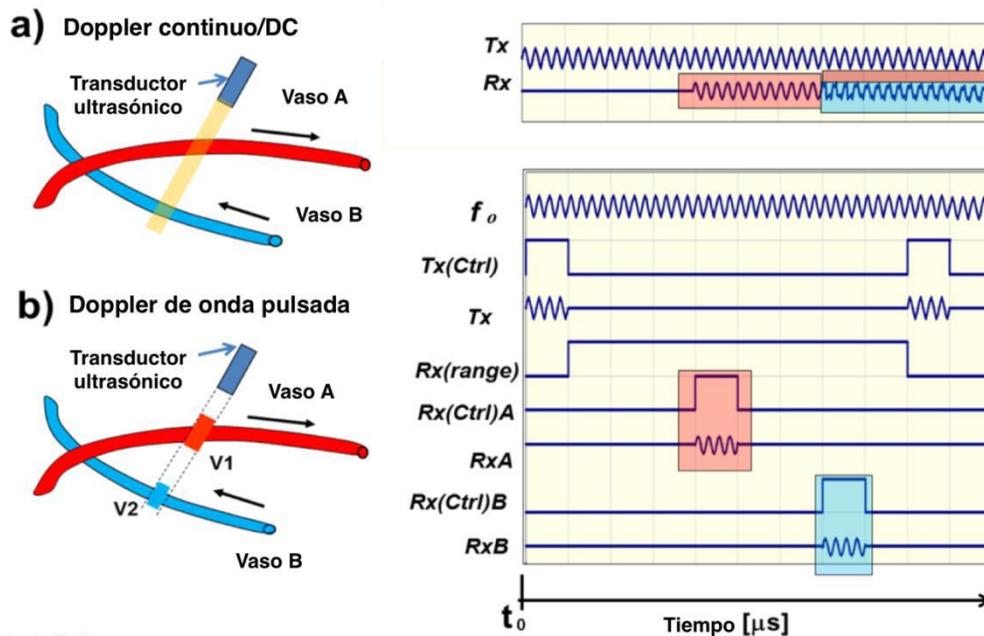
El detector Doppler que opera en modo continuo usa un transductor ultrasónico con dos elementos piezoeléctricos, uno para transmitir y otro para recibir de manera continua las ondas ultrasónicas. Estos dispositivos no tienen la capacidad para ver el tamaño y la profundidad entre vasos, esto se debe a que los diferentes ecos ocurren simultáneamente en el transductor [12], como se ilustra en la Figura 2.8a.

Lo anterior implica que el Doppler continuo es incapaz de brindar información concreta acerca de la profundidad de donde se devuelve la señal Doppler. Por lo mismo, se considera que este tipo de detectores carecen de una alta resolución en distancia. Un problema usual que se tiene es que las venas al encontrarse típicamente en las proximidades de las arterias, producen con este tipo de detectores una detección simultánea del flujo arterial y venoso [2].

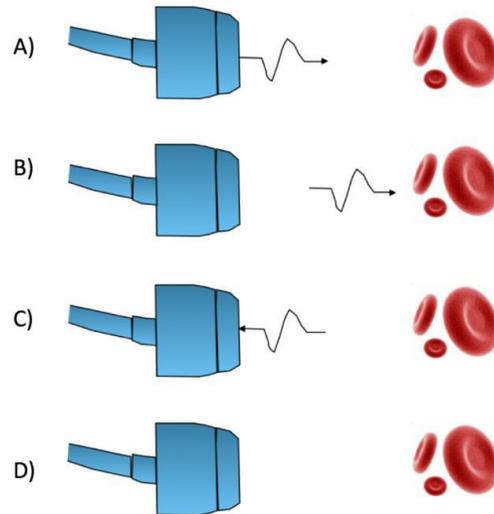
### 2.3.4.-Doppler de pulsos/pulsado

Con el propósito de resolver el problema de la detección simultánea del flujo arterial y venoso, se ha desarrollado el denominado detector Doppler pulsado, el cual requiere de sólo un elemento piezoeléctrico en el transductor el cual se usa para emitir y recibir las ondas ultrasónicas. Estos detectores operan utilizando pulsos de control en transmisión y en recepción, que dependen de la profundidad y el tamaño del vaso que se quiere medir.

Como se ilustra en la Figura 2.8b, se requiere de un pulso de control  $Tx(Ctrl)$  para emitir el tren de pulsos, cuya frecuencia de repetición depende de la profundidad a la que se encuentra el vaso a medir, y el ancho del pulso determina el diámetro del vaso. El rango de recepción del detector se define por el pulso  $Rx(range)$  y la información de interés se detecta con el pulso de control  $Rx(Ctrl)$  [15][17].



**Figura 2.8:** Modos de operación y señales en los detectores Doppler ultrasónicos de flujometría sanguínea; a) Doppler continuo, b) Doppler de onda pulsada.



**Figura 2.9:** Etapas del proceso de la ecografía Doppler por medio de un detector Doppler pulsado; A) Transmitir, B) y D) Esperar, C) Recibir.

Debido a que el transductor piezoeléctrico sólo emite ultrasonido durante un corto periodo de tiempo, es posible de igual manera recibir la señal reflejada con el mismo. El proceso se puede describir por medio de los pasos de transmisión, espera y recepción en distintos intervalos establecidos antes del procesamiento de las señales. Aunque el equipo no adquiera nuevas señales, tiene que esperar al retorno de los ecos procedentes de las estructuras más profundas antes de emitir el siguiente pulso. Como se muestra en la Figura 2.9.

El periodo durante la adquisición de la señal recibida lleva el nombre de compuerta de intervalo y se modifica por el observador en función de determinar el tamaño óptimo del volumen de la muestra a analizar. El volumen de la muestra es la región a partir de la que pueden ser detectadas las señales reflejadas, el tamaño de éstas depende no sólo de la compuerta de intervalo, también depende de la forma del pulso transmitido y de la morfología del haz ultrasónico que se suele describir en forma de lágrima. La profundidad del volumen de la muestra viene dada por el periodo de espera del equipo antes de la adquisición de la señal, que también está controlado por el operador [2].

Para determinar las frecuencias que contiene el flujo sanguíneo, se transmiten miles de pulsos por segundo del haz ultrasónico. Lo anterior tiene el nombre de frecuencia de repetición de pulsos (FRP dada en KHz usualmente), su límite superior está fijado por la necesidad del tiempo de espera de todos los ecos de retorno del último pulso antes de la transmisión del siguiente.

A diferencia del Doppler continuo, el Doppler pulsado no mide en realidad el cambio de frecuencia Doppler en el flujo analizado, sin embargo, la morfología de las señales detectadas es muy parecida al cambio de frecuencia Doppler que se tendría a partir de un sistema continuo, por lo que la ecuación Doppler sirve para describir este método y generalmente se hace referencia a ella como señal Doppler de la misma manera que en el modo continuo.

El Doppler pulsado permite una buena resolución en distancia, pero presenta el inconveniente de sufrir de algo conocido como solapamiento o “*aliasing*” en inglés, el cual impone un límite máximo a la frecuencia que puede detectarse por medio de este método y para la cual debe estar bien diseñado el detector Doppler [12].

### 2.3.5.- Solapamiento, superposición (*Aliasing*)

Es el fenómeno de superposición periódica sucesiva de los espectros de una señal, es lo que se conoce como aliasing o Efecto Nyquist, se conoce como el fenómeno de la estimación incorrecta de la frecuencia de una señal. Tiene lugar cuando la frecuencia de muestreo es menor a dos veces la frecuencia que se pretende estimar, lo que en procesamiento digital de señales se conoce como el teorema de Nyquist y/o frecuencia de Nyquist.

Este problema puede evitarse aumentando la frecuencia de muestreo, sin embargo hay un límite superior de la FRP que se puede emplear, el cual está dado por la espera del retorno de cada pulso antes de que pueda transmitirse el siguiente pulso. Por lo anterior se tiene las siguientes ecuaciones para la frecuencia Doppler máxima que se puede detectar usualmente [12].

$$f_{dmax} = \frac{FRP_{max}}{2} = \frac{2V_{max}f_t \cos\theta}{c} \quad \dots(5)$$

Que a su vez puede reescribirse de la siguiente forma:

$$V_{max} = \frac{FRP_{max}c}{4f_t \cos\theta} \quad \dots(6)$$

Para una profundidad deseada,  $d$ , y la velocidad del sonido,  $c$ :

$$FRP_{max} = \frac{c}{2d} \quad \dots(7)$$

El 2 en la ecuación anterior se debe al recorrido de ida y vuelta del pulso ultrasónico, lo cual da finalmente que:

$$V_{max} = \frac{c^2}{8df_r \cos\theta} \quad \dots(8)$$

Por lo que se sabe que la máxima velocidad que puede detectarse sin solapamiento depende de la profundidad del vaso sanguíneo.

### 2.3.6.- Procesamiento de la señal Doppler de flujo sanguíneo en el dominio de la frecuencia

La señal Doppler de flujo sanguíneo, por su naturaleza contiene muchos ruidos, ya que esta formada por ecos de ondas ultrasónicas que viajan por un medio formado de diferentes estructuras, algunas fijas y otras en movimiento como lo es el flujo sanguíneo. Todos los ecos más los ruidos internos que se producen en los circuitos electrónicos, hacen de la señal Doppler una señal ruidosa. Aunque analógicamente se limitan las bandas con un filtro paso altas y un filtro paso bajas, la señal contiene información que no es precisamente del flujo sanguíneo.

Para obtener la información de flujo sanguíneo lo más depurada posible se requiere de procesar la información en el dominio de la frecuencia. Una vez calculado la FFT, la información se presenta en vectores de frecuencias que tienen el mismo tamaño de la ventana de datos usada para estimar la FFT.

1	2	...	...	N/2	...	...	...	N
---	---	-----	-----	-----	-----	-----	-----	---

F <sub>min</sub>	2F <sub>min</sub>	...	...	N/2	...	3F <sub>min</sub>	2F <sub>min</sub>	F <sub>min</sub>
------------------	-------------------	-----	-----	-----	-----	-------------------	-------------------	------------------

El vector está formado por N valores de frecuencias múltiplos de la frecuencia mínima, pero solamente N/2 valores son útiles los valores después de N/2 y hasta N se repiten en espejo. Por lo tanto, el espectro en frecuencia de la señal Doppler está contenida en los valores de (1 - N/2).

En el caso de un sistema con demodulación heterodina, la información queda distribuida de la siguiente manera:

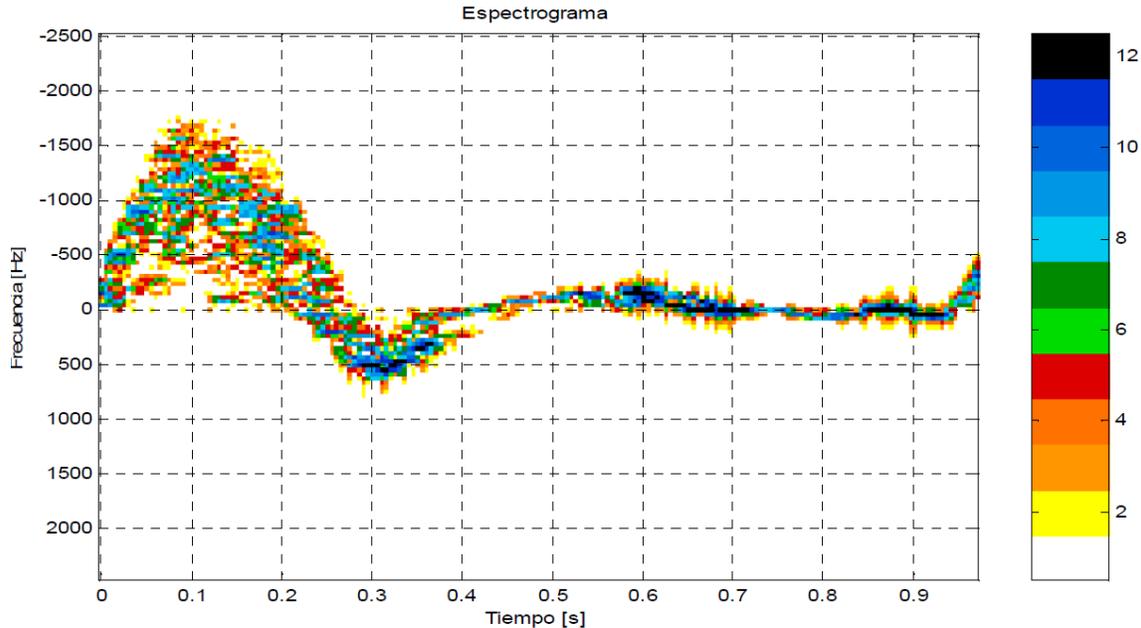
1	2	...	...	FHeterodina	...	...	...	N/2
---	---	-----	-----	-------------	-----	-----	-----	-----



o menor a un valor sea referido como cero, es decir, se eliminan los datos que no se desean para los cálculos a realizar

- **Rango dinámico:** se refiere al intervalo de valores que se emplean para los cálculos, por lo que el concepto anterior de umbral da la pauta de los valores mínimos a considerar, mientras que el rango dinámico se refiere al valor tope
- **Ganancia:** se refiere únicamente al aumento en la potencia de las señales contenidas dentro del rango dinámico, conocida también como ganancia dinámica del sistema

Para graficar los vectores de frecuencias y formar los espectrogramas se debe asignar colores. El rango dinámico se establece de [0 a Rd], se fija un color para el [0] y otro color para el [Rd], cubriendo escalas intermedias. Como se observa en la paleta de colores de la Figura 2.10.

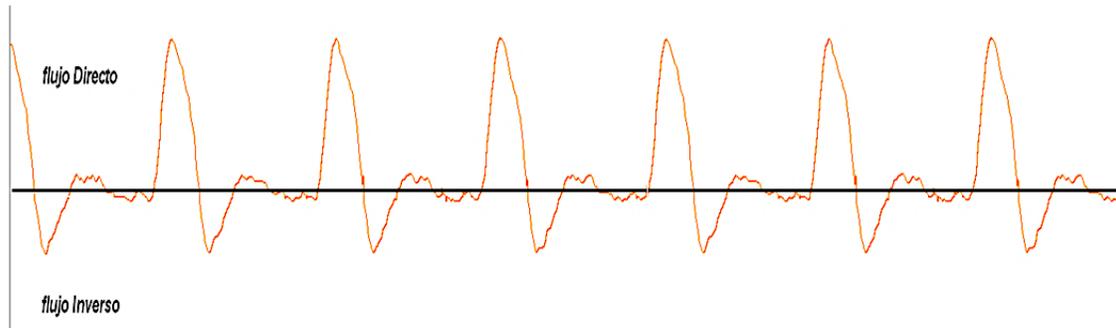


**Figura 2.10:** Espectrograma de un segmento de 1 ciclo cardiaco de señales de flujo sanguíneo, las frecuencias negativas (parte superior), corresponden al flujo Directo y las positivas (parte inferior) al flujo Inverso.

Una vez seleccionado y fijado los valores de umbral, rango dinámico y ganancia se procede a realizar cálculos.

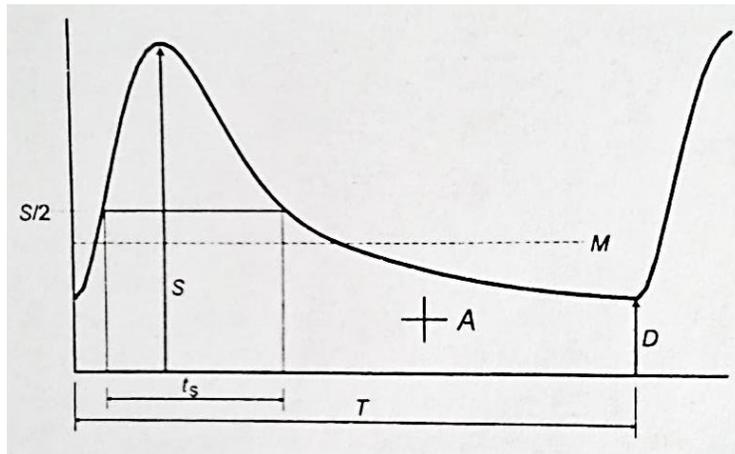
Para cada ventana de datos de la señal Doppler se deben estimar los espectros en frecuencia, calcular la frecuencia media instantánea, frecuencia máxima y frecuencia mínimas para cada ventana. Obtener la gráfica de las curvas de velocidad media y/o máxima o mínima, o gráfica de la frecuencia media como se muestra en la Figura 2.11. La curva de frecuencias medias es muy importante que esté bien definida ya que se usa para los cálculos

de los diferentes parámetros de interés, tales como: Flujo máximo (Qmax), Flujo mínimo (Qmin) (**esto no está en las correcciones de tu asesor**), Flujo promedio (Qmedio), Índice de pulsatilidad (IP), Índice de resistencia (IR). Cabe mencionar que para el cálculo de las frecuencias Doppler (Ecuación 1), el ángulo de inclinación se fija a 60 grados por medio de un accesorio especialmente diseñado para este propósito hecho con *rexolite*.



**Figura 2.11:** Gráfica de la curva de velocidad media y/o frecuencia media con 6 ciclos cardiacos

Los cálculos de los índices IP, se realizan obteniendo de un ciclo de la curva de frecuencias media, los parámetros que se especifican en la Figura 2.12.



**Figura 2.12:** Curva de frecuencias medias de un ciclo cardíaco.

Realizando los siguientes cálculos :

$$\text{Pulsatility Index.} \quad PI = (S - D)/M \quad \dots(9)$$

Es importante señalar que los cálculos de todos los parámetros se realizan cada ciclo cardíaco, pero los valores que se despliegan en pantalla son promedios acumulados de 5 ciclos, se actualizan los valores cada ciclo, pero se consideran los últimos 5 ciclos.

## 2.4.- Métodos de detección de flujo sanguíneo

En las secciones anteriores se describió el funcionamiento de los detectores y sus modos de operación, se puede considerar que un componente esencial de un detector de flujo sanguíneo es el circuito mezclador que realiza las tareas de demodulación y transforma la señal RF eco en una señal de baja frecuencia que corresponde a la señal Doppler de flujo sanguíneo [15][9].

El proceso de Modulación se puede entender a manera de una superposición de información sobre una onda electromagnética que funciona de portadora. La unión de la información y la onda portadora da como resultado lo que se conoce con el nombre de onda Modulada. Por otro lado el proceso de demodulación es el proceso contrario al anterior y consiste en obtener la señal modulante de la modulada, esto con el objetivo de recuperar la señal y por ende la información original [16].

### 2.4.1.-Demodulación homodina

En la mayoría de los sistemas de flujometría Doppler que son capaces de detectar el sentido del flujo sanguíneo se emplea la demodulación homodina en cuadratura. Consiste en demodular la señal RF proveniente del transductor (ver Figura 2.13<sup>a</sup>), con dos señales con la misma frecuencia de operación del transductor (coseno y seno), con lo cual se obtienen dos señales Doppler, una llamada en fase y otra llamada en cuadratura, las cuales deben mantener de manera ideal una fase relativa de 90° y una amplitud igual en todo su ancho de banda.

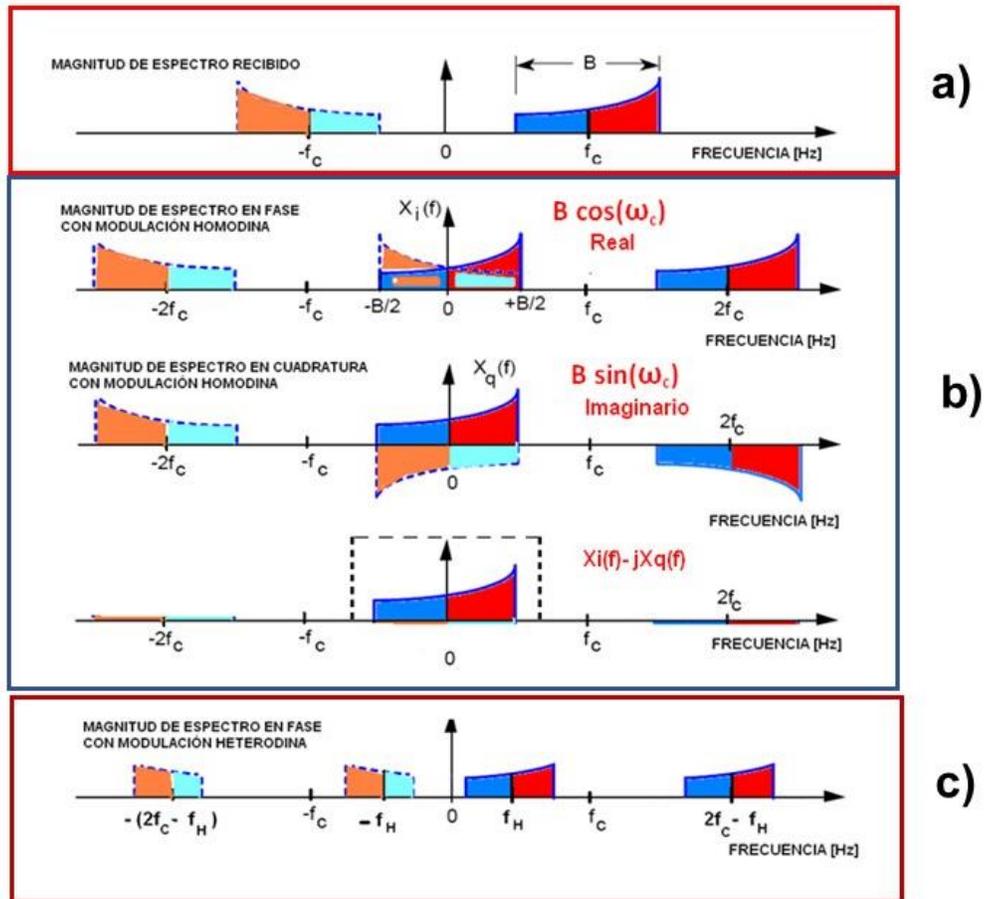
Este tipo de modulación tiene comúnmente el inconveniente de que en condiciones reales sus características son difíciles de alcanzar, esto es debido entre otros aspectos a ruidos en la señal Doppler, lo que genera artefactos en los espectros que dificultan la detección real de la dirección del flujo [17], como se muestra en la Figura 2.13b

### 2.4.2.-Demodulación heterodina

Otra alternativa es la demodulación heterodina, usualmente empleada en ingeniería en telecomunicaciones para trasladar información una banda de frecuencias a otro.

Este proceso consiste en trasladar la frecuencia de la portadora a una nueva frecuencia llamada frecuencia heterodina ( $f_h$ ), donde su valor debe ser mayor o igual al ancho de banda de la señal Doppler (BW) y aplicar posteriormente una serie de filtros paso bajas con frecuencias de corte de un valor igual a la suma del valor de la frecuencia heterodina más el ancho de banda de la señal Doppler ( $f_h+BW$ ). Haciendo lo anterior se consigue que el sentido

de la dirección que se representa en la señal Doppler queda separado por la frecuencia heterodina [17]. Como se puede observar en la Figura 2.13c.



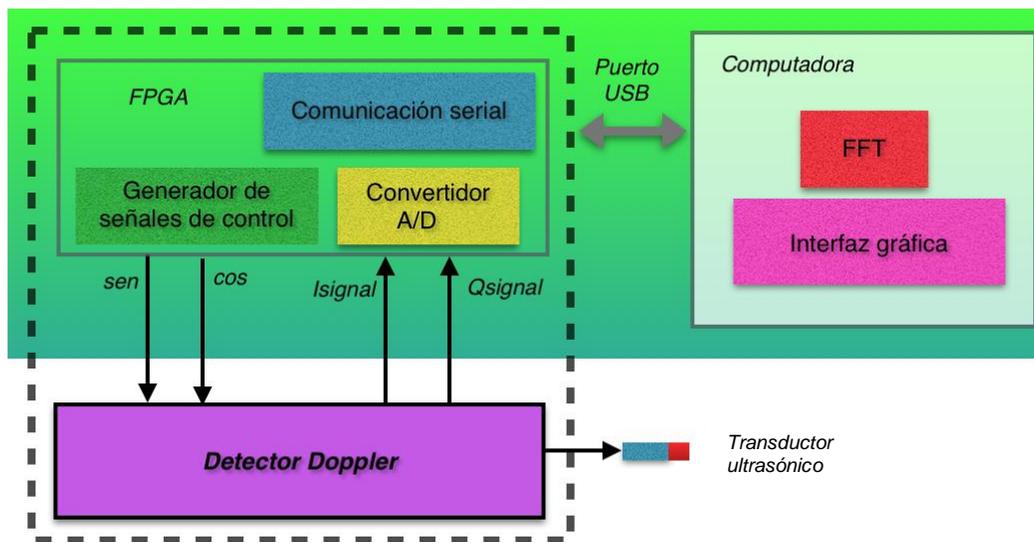
**Figura 2.13:** Proceso del traslado de la información espectral de la señal Doppler.  
 a) Espectro recibido por el transductor; b) Espectro con demodulación homodina; c) Espectro con demodulación heterodina [17].



### 3.- Diseño y construcción del sistema Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo

En este capítulo se describen el principio de operación y las partes que conforman el sistema Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo. El sistema consta principalmente de 4 partes: módulo de control con FPGA, un módulo analógico de interfaz con el transductor ultrasónico, un transductor ultrasónico y una computadora personal.

En la Figura 3.1 se muestra la arquitectura propuesta del sistema Doppler de flujo sanguíneo, en el bloque de la parte superior se muestran los componentes del presente trabajo de tesis.



**Figura 3.1:** Diagrama de bloques de la arquitectura propuesta en este proyecto para un sistema Doppler de flujo sanguíneo

En el módulo de control con FPGA se implementarán todas las señales requeridas para el funcionamiento, se realizará la adquisición y la transmisión de la información para el posterior procesamiento y el despliegue de la información en una computadora personal con el software de aplicación implementado en LabVIEW.

El módulo analógico tiene como funciones excitar al transductor ultrasónico para la transmisión de las ondas ultrasónicas, amplificar las señales recibidas en el transductor ultrasónico en recepción, demodular y filtrar las señales ecos recibidas, para obtener la señal Doppler de flujo sanguíneo.

Para el desarrollo del módulo de control se selecciona usar un módulo kit de desarrollo con FPGA, para el transductor ultrasónico se usará un modelo comercial de marca Koven VPR-8, con frecuencia de operación de 8.190 MHz.

### 3.1.- Principio de operación del sistema

El principio de funcionamiento de un detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo, consiste en irradiar las partículas que componen la sangre con un haz ultrasónico de frecuencia fija  $f_0$ , las ondas ultrasónicas inciden en el torrente sanguíneo y la velocidad con que se mueven dichas partículas modifica la frecuencia de la señal emitida, produciendo una señal de eco (RF), la cual contiene un conjunto de frecuencias muy próximas a  $f_0$ , estas frecuencias representan el perfil de velocidades del flujo sanguíneo. [2][3][17], como se muestra en la Figura 3.2.

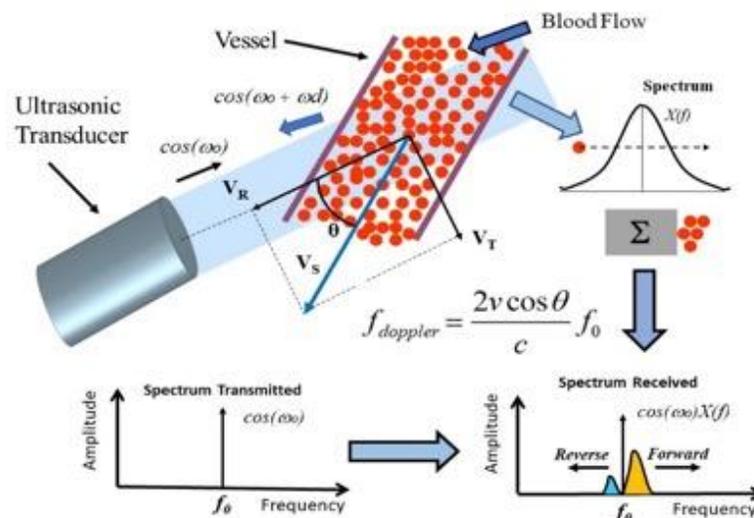


Figura 3.2: Principio de operación de un detector de flujometría Doppler.

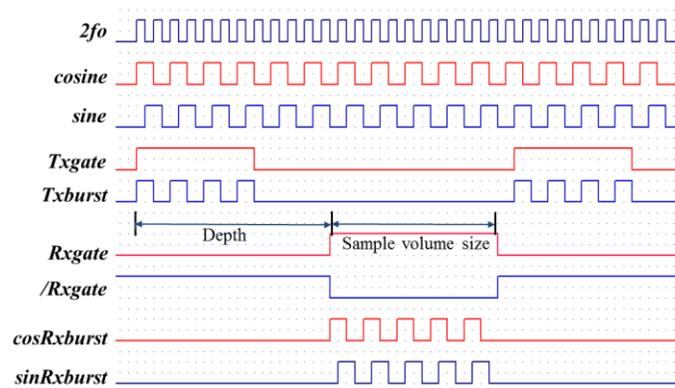
### 3.2.- Requerimientos del sistema

Considerando el transductor ultrasónico a utilizar para el desarrollo de este sistema Doppler bidireccional de flujo sanguíneo, a continuación, se enlistan los requerimientos para los parámetros de diseño del sistema:

- Frecuencia de operación del transductor “VRP-08 Koven” ( $f_0=8.190\text{MHz}$ )
- Señales en cuadratura (*sine, cosine* 8.190MHz)
- Frecuencia de repetición ( $Fr= 8.2\text{MHz}/64 = 128.125 \text{ kHz}$ )
- Pulso de habilitación del transmisor (*Txgate* 1 a 4  $\mu\text{S}$ )
- Burst de transmisión (*Txburst* 8 a 32 ciclos)

- Pulso de habilitación del receptor ( $Rxgate$  2 a 6  $\mu S$ )
- Burst de recepción ( $cosRxburst$  y  $sinRxburst$  16 a 64 ciclos)
- Frecuencia de operación menos la frecuencia heterodina ( $f_0 - f_H$ )  $\rightarrow$  ( $Fh$  8.180 MHz)
- Conversión análogo-digital 12 bits, 4 canales
- Estimación espectral FFT de 256 hasta 512 muestras por canal

En los requerimientos del sistema están las señales de control que se deben implementar en el módulo FPGA, estas señales deben tener sincronía entre ellas, por lo cual se deben generar a partir de un reloj base y realizar funciones lógicas y combinaciones, de acuerdo al diagrama de tiempos que se muestra en la Figura 3.3.



**Figura 3.3:** Diagrama de tiempos de las señales de control para el detector Doppler pulsado bidireccional.

Aunque la propuesta para este trabajo consiste en una plataforma de desarrollo reconfigurable usando un módulo FPGA para medir flujo sanguíneo, la aplicación específica es usar el sistema Doppler ultrasónico para medir flujo en vasos sanguíneos en injertos de revascularización coronaria.

Los valores de flujo volumétricos ( $Q$ ) reportados durante la revascularización coronaria, se encuentran en intervalos de 20-120 mL/min [13], aplicando las fórmulas (1) y (2), se puede estimar el ancho de banda  $BW$ .

$$f_d = \frac{2f_0 \cos \theta}{c} v \quad \dots(10)$$

Donde:  $f_d$  es la frecuencia Doppler,  $f_0$  es la frecuencia de operación del transductor,  $c$  es la velocidad de ultrasonido en la sangre,  $v$  la velocidad del flujo sanguíneo y  $\theta$  el ángulo de inclinación entre el haz ultrasónico y la dirección del flujo sanguíneo. La expresión para calcular los valores del gasto o flujo volumétrico ( $Q$ ) está dado por:

$$Q = Av \quad \dots(11)$$

Donde:  $A$  es el área de la sección del vaso.

Considerando que este proyecto tiene como propósito evaluar el flujo sanguíneo durante la revascularización coronaria se consideran los siguientes parámetros:

- Transductor ultrasónico de 8 MHz
- Una velocidad de la sangre de 1570 m/s
- Un ángulo de inclinación de 60 grados
- Un flujo máximo ( $Q_{máx}$ ) de 200 mL/min y vasos de 2–4 mm de diámetro

La señal Doppler del flujo sanguíneo a detectar considerando la Ecuación 1, tiene una frecuencia máxima ( $f_{máx}$ ) de 4.3 kHz; por lo que se considera para esta aplicación un ancho de banda ( $BW$ ) de 5 kHz. En el caso de usar un detector Doppler con demodulación homodina en cuadratura, debemos tomar en cuenta las siguientes consideraciones:

- Los límites del sistema están determinados por la frecuencia de muestreo y el tamaño de la ventana de datos a procesar
- La frecuencia de muestreo por Nyquist determina la frecuencia máxima que es posible procesar, la cual es la mitad de la frecuencia de muestro ( $F_s/2$ )
- Para un ancho de banda de 5kHz la frecuencia de muestreo debe ser al menos 10 kHz
- La resolución en frecuencia que se puede obtener depende directamente del tamaño de la ventana de datos ( $T_w$ ); es decir la frecuencia mínima a procesar es  $1/T_w$
- Si consideramos ventanas de 10mS, la resolución es de cada 100 Hz, para ventanas de 20 mS la resolución es de 50 Hz. Esto significa que tendremos valores discretos en frecuencia de 100 en 100 o de 50 en 50

Por otro lado para los requerimientos de este proyecto se requieren de procesar lo siguiente:

Ventanas de 20mS con 256 muestras ( $T_w = 20 \text{ mS} / 256$ ), Frecuencia de muestreo  $F_s = 12,800 \text{ Hz}$ , con traslapes de 128 muestras, esto da como resultados procesar ventanas de 10mS, con resolución de 50 Hz.

### 3.3.- Dispositivos de lógica reconfigurable (FPGA's)

Un FPGA (por sus siglas en inglés "*Field Programmable Gate Array*") es un dispositivo reconfigurable, hecho de una placa de silicio que permite cambiar su configuración inicial por medio de pulsos eléctricos generados a través de un proceso que involucra un código

compilador, código fuente (“*bit string*” en el caso de éstos) y finalmente un circuito digital resultante (ya sea secuencial o combinacional) [18]. Los FPGA’s ofrecen distintas ventajas sobre algunos de sus similares como los microcontroladores y los circuitos integrados de funciones específicas (ASIC por sus siglas en inglés *Application-Specific Integrated Circuit*). [18].

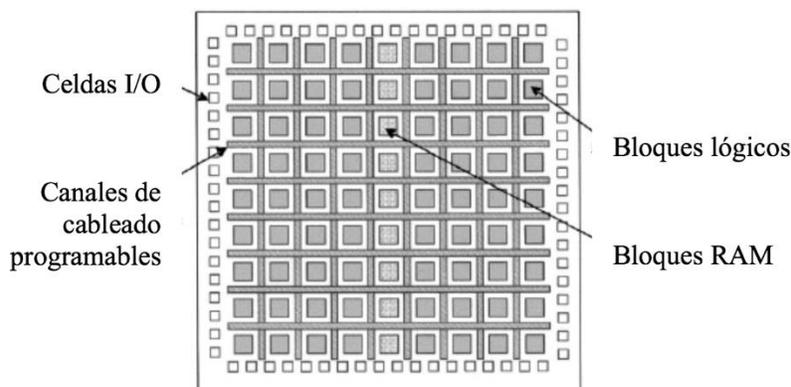
La primera compañía que introdujo un FPGA fue Xilinx en el año de 1984, aunque en sus inicios no se comercializaba con ese nombre y fue hasta el año de 1988 que la compañía Actel hizo popular el término [18]. De sus inicios a la fecha han tenido avances nuevas tecnologías lo que ha llevado a los FPGA’s a entrar en diversas aplicaciones al día de hoy.

La desventaja de los microcontroladores comparados con los FPGA’s es que dependen exclusivamente de la arquitectura interna que tenga, ya que su CPU se conecta de una manera exclusiva hacia sus periféricos, la cual no puede ser cambiada sino programada para que actúe de una manera deseada [19], mientras que los FPGA’s tienen una matriz de silicio reconfigurable, la cual es la encargada de la conexión con los periféricos que se tienen en la tarjeta de desarrollo o los que se le quiera agregar en una pcb (“*printed circuited board*”) de diseño propio. Inclusive se podría decir que un FPGA es capaz de crear “nuevos periféricos” siempre y cuando estos sean digitales, los cuales podría replicar en gran número hasta donde sus recursos en la matriz de silicio se lo permitan.

Solo por mencionar un ejemplo, en un microcontrolador convencional se suelen tener un par de módulos para modulación de ancho de pulso (PWM por sus siglas en inglés), en un FPGA el usuario sería capaz de crear uno con la precisión que el oscilador interno de éste se lo permita, y a su vez dicho nuevo módulo podría ser replicado una y otra vez sin que el dispositivo use siquiera un porcentaje muy elevado de sus recursos. Dicha aplicación podría ser de vital importancia por ejemplo en procesos de robótica para controlar un gran número de servo motores.

Para comprender el funcionamiento del dispositivo, es necesario comprender a grandes rasgos el funcionamiento de un FPGA y el porqué el lenguaje de descripción de hardware que utilizan no se trata de programación, como es el caso de otros dispositivos como los microcontroladores.

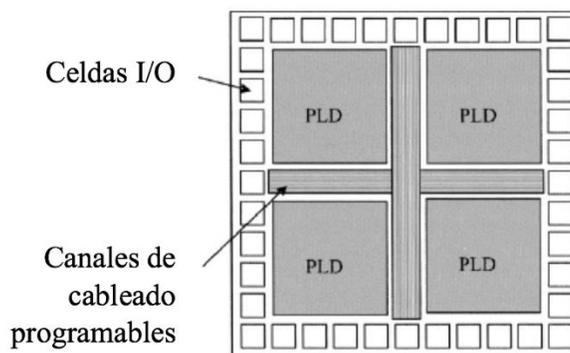
Un FPGA es una matriz de elementos lógicos configurables (conocido también como arreglo de elementos lógicos), en los cuales se incluyen lógica general, memoria y bloques multiplexores[19]. Como se muestra en la Figura 3.4.



**Figura 3.4:** Estructura general de un FPGA. Imagen tomada de “Digital Design and Implementation with Field Programmable Devices” [19].

Aunque el término programación está ampliamente difundido en la literatura de la materia, éste no es precisamente correcto, ya que al programar algún dispositivo se manipula un hardware previamente alambrado y ya existente, en cambio en un FPGA se dice que se alambra la tela de interconexiones previamente mencionada por medio de “código” y es por ello que se prefiere emplear el término de “descripción de hardware” en los círculos de desarrolladores que emplean esta tecnología.

Cabe mencionar que los FPGA’s son el resultado de la evolución de una tecnología de dispositivos lógicos programables conocidos como CPLD (por sus siglas en inglés “Complex Programmable Logic Device”), muy similares a los FPGA’s, pero estos tienen una arquitectura un tanto más rígida y un menor número de componentes lógicos a su disposición. Actualmente Xilinx y Altera dominan el mercado, ya que cuentan con el 90% de la producción mundial de estos dispositivos [19].



**Figura 3.5:** Estructura general de un CPLD. Imagen tomada de “Digital Design and Implementation with Field Programmable Devices” [19].

### 3.4.- Componentes del sistema Doppler de flujo sanguíneo

#### 3.4.1.- Transductor ultrasónico

Para la implementación de este proyecto se decidió emplear el transductor ultrasónico VRP-8 de la marca Koven, modelo VRP-8. [21], como se muestran en la Figura 3.6, el cual tiene una frecuencia de operación de 8.190 MHz.

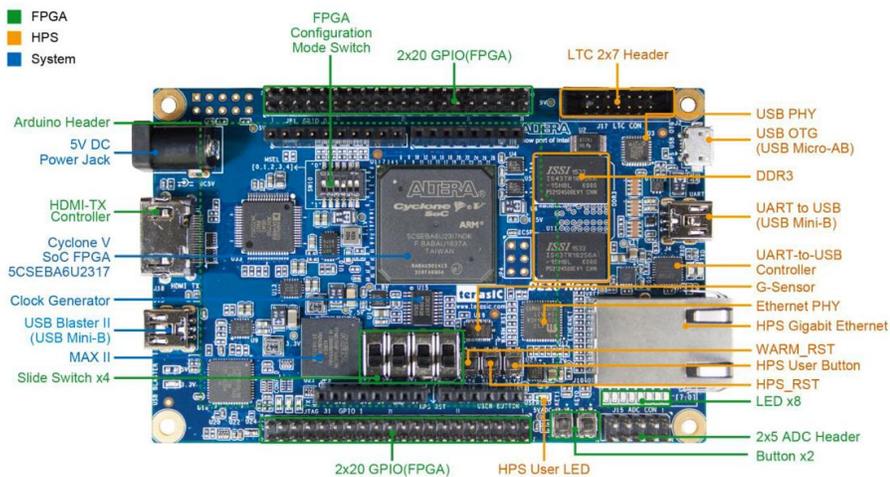


Figura 3.6: Transductor ultrasónico Koven VRP-8.[21]

#### 3.4.2.- Módulo FPGA De10-nano y su IDE Quartus II

Para el diseño del sistema Doppler de flujo sanguíneo se propone usar un módulo FPGA marca Tersi, modelo *DE10-Nano-SoC Development and Education Board* [6], el cual es un módulo compacto, cuenta con procesador Cyclone V SoC FPGA. El Kit de desarrollo DE10-Nano presenta una robusta plataforma de diseño de hardware construida con base en el System on Chip (SoC), que combina tecnología de doble núcleo Cortex-A9 núcleos con lógica programable [22].

El módulo DE10-Nano cuenta con un FPGA Cyclone V de la serie de FPGA de bajo costo, incluye varios periféricos que serán descritos debido a que fueron empleados para este proyecto como lo son los ADC, los puertos de entrada y salida y el reloj de 50 MHz que se puede emplear para generar divisores de frecuencia. Como se ilustra en la Figura 3.7.





**Figura 3.7:** Vista superior e inferior de la tarjeta DE10-Nano-SoC [22]. Imagen tomada de “Data sheet tarjeta de desarrollo DE10-Nano”.

La DE10-Nano es ideal para usos con implementaciones lógicas, el módulo incluye un procesador Cyclone V de Altera con 110,000 elementos lógicos (lotes de compuertas NAND), 1 GB de SDRAM, incluye también un convertidor analógico digital de 12 bits con 8 canales (LTC2308). El módulo incluye un USB Blaster II a bordo para la configuración del FPGA, y puede ser energizado por el puerto USB (5 volts) y una fuente externa de poder simultáneamente. El módulo se encuentra montado en una tarjeta PCB con hardware adicional, entre lo que podemos encontrar 3 “push buttons”, 8 “leds” verdes y un set de 4 “dip-switches”. En la tabla 3.1, se presenta un resumen de las características y componentes del módulo FPGA DE10-Nano-SoC.

**Tabla 3.1:** Resumen de las características y componentes de la tarjeta de desarrollo DE10-Nano.

Operación	Relojes	Periféricos Analógicos
Intervalo de Voltaje 3.3 a 5 V Modos de Alimentación • Por puerto USB Se usa para reprogramar el FPGA o para usar el modo “stand alone” • Fuente externa (“Power Jack”) Se usa ya sea para el modo convencional o el “stand alone”, donde la memoria flash aquí se encuentra cargada y ejecutando el código VHDL para generar nuestro hardware a la medida	<ul style="list-style-type: none"> <li>Únicamente se cuenta con un reloj interno de 50 MHz, sin embargo, el FPGA es capaz de replicar una cantidad de relojes con base en este por medio de divisores de frecuencia (bastante útil para fines de nuestro proyecto). Siempre y cuando se cuente aún con elementos lógicos disponibles</li> <li>Adicionalmente se cuenta con 6 PLLs fraccionales capaces de generar frecuencias hasta el orden de 700 MHz, lo que, aunado a los divisores de frecuencia, permite implementar cualquier frecuencia por debajo de este límite</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Convertidor LTC2308 de 12 bits con 8 canales independientes, de bajo ruido y de 500 ksp/s</li> <li>Acelerómetro con interfaz e interrupciones por medio del protocolo de comunicación I2C</li> </ul>

Periféricos Digitales	Puertos de entrada/salida
<ul style="list-style-type: none"> <li>• 8 “leds” verdes y 2 “push-buttons” para interactuar con el usuario para visualizar salidas digitales. Junto con 4 “switches”</li> <li>• Un transmisor HDMI con DVI v1.0 y HDCP v1.4</li> <li>• Socket para tarjeta Micro SD</li> <li>• Un conector USB Mini-B para comunicación de protocolo serial UART a USB del módulo de desarrollo a la computadora o algún otro dispositivo</li> <li>• Conector Ethernet 10/100/1000</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dos “headers” con 40 pines cada uno, 72 son GPIO’s (puertos de entradas y salidas por sus siglas en inglés), 2 de alimentación a 5 V, 2 de alimentación a 3.3 V y 4 de tierra</li> <li>• Un “header” de expansión de Arduino Uno, con compatibilidad R3</li> </ul>

## IDE Quartus II

La compañía Altera ofrece el software de desarrollo propio para sus tarjetas de desarrollo con FPGA’s y CPLD’s con versiones de uso libre (actualmente hasta la Web Edition 15.0 de 64 bits). Dicha IDE (“*Integrated Development Environment*”) cuenta con varias herramientas para realizar un diseño lógico, además soporta distintos lenguajes de descripción de hardware (HDL’s por sus siglas en inglés) como lo son principalmente Verilog y VHDL, siendo éste último es el que se empleó en el diseño del dispositivo, denominado *Quartus II* [19].

El ambiente de desarrollo de *Quartus* permite una amplia gama de posibilidades para el diseño lógico, es capaz de generar circuitos a nivel compuerta ya sea por medio de código en algún HDL o por medio del entorno gráfico del mismo, hasta invocar funciones de bibliotecas provenientes de la propiedad intelectual que Altera provee a sus usuarios con el software. Además de contar con herramientas de simulación, diagramas de tiempos, diagramas de estados, da el estatus actual del diseño en tiempo real después de la compilación, entre muchas otras funciones. En la Figura 3.4, se muestra una pantalla ambiente de programación con *Quartus II*.

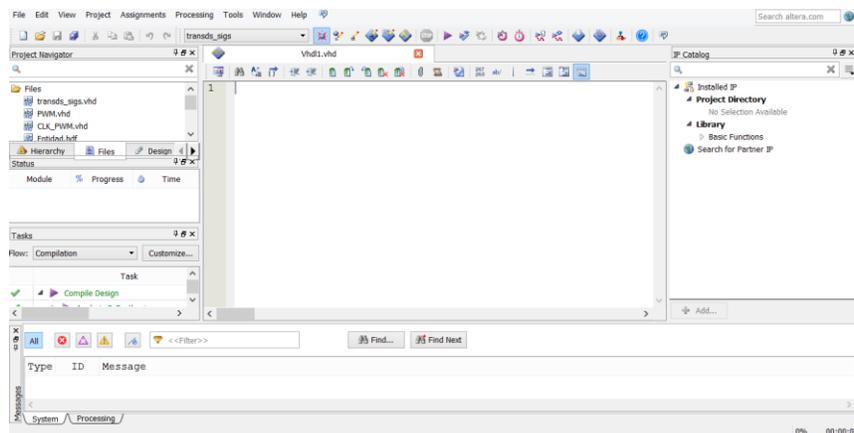


Figura 3.8: Ventana principal del IDE Quartus II.

Los pasos para el desarrollo de una implementación en *Quartus II* se pueden dividir en: creación de un proyecto, selección de la tarjeta que se va a configurar, descripción de hardware en un HLD (ya sea por medio de código, entorno gráfico o mixto), compilación de la entidad (nombre que recibe la descripción final que se carga en el FPGA) y la asignación de pines es la interacción final del código con los componentes del hardware de la tarjeta.

El método empleado para este proyecto fue el de una implementación mixta, ya que se conjuntaron varios códigos que describen subsistemas necesarios como PWM's, ADC, divisores de frecuencia, entre otros, para posteriormente unirlos entre sí a manera de bloques. Además, como se mencionó brevemente en párrafo anterior el lenguaje de descripción que se emplea en este proyecto es VHDL, ya que cuenta con una sintaxis más apegada a los principios de la teoría del diseño lógico.

A continuación, se describen los diferentes niveles de un proyecto en el IDE de *Quartus II*, esto con el fin de mostrar al lector cómo se trabaja en un lenguaje de descripción de hardware que muchas veces no resulta tan familiar y suele ser un poco diferente al de dispositivos como un micro controlador y/o un PSoC. Cabe mencionar que sólo se muestra una pequeña captura de pantalla de un código del proyecto que realmente no deja ver la complejidad de la estructura que tiene un código de VHDL, esto con el objetivo de mostrar el aspecto del entorno de desarrollo del proyecto. En la Figura 3.9. se muestra un proyecto en la parte de descripción de un código de VHDL, en éste se muestra un PWM necesario para la implementación.

El primer paso para generar una descripción de hardware en VHDL, es la escritura de un código que sea capaz de generar un circuito lógico combinacional y/o secuencial. Se utiliza la palabra “generar” porque, como se ha anteriormente, los FPGA's no se programan, sólo se configuran a partir de un compilador que traduce el código y hace que los islotes lógicos (compuertas NAND's básicamente) generen el circuito diseñado previamente.

```

Library IEEE;
use IEEE.std_logic_1164.all;
use IEEE.numeric_std.all;

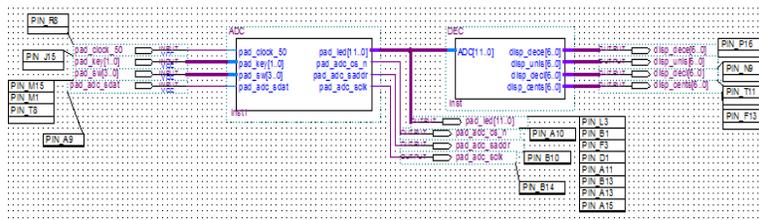
Entity PWM is
  Port (clk_1M: in std_logic; --Relej de 1M de CLK_PWM
        DC: in std_logic_vector (2 downto 0);
        PWM: buffer std_logic); --PWM
end Entity;
Architecture behavior of PWM is
  signal cnt: unsigned (3 downto 0); -- contador para el PWM
Begin
  Process (clk_1M)
  Begin
    if falling_edge(clk_1m) then --rampa para el PWM
      if cnt=0 then
        cnt<="1001";--La cuenta es regresiva
      else
        cnt<=cnt-1;--contador de la rampa PWM
      end if;
    end if;
  end process;

  PWM<='1' when (cnt<unsigned(DC)) else '0';
End behavior;

```

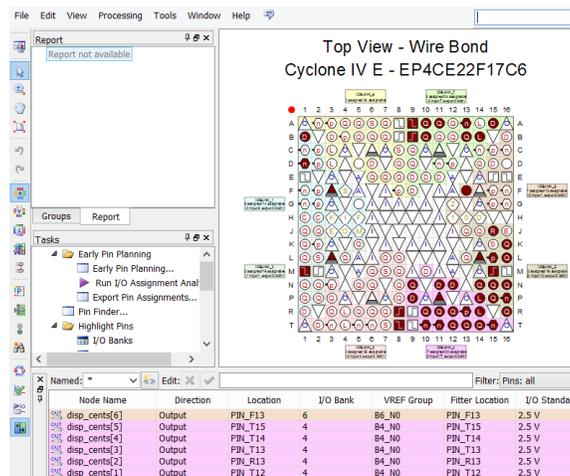
**Figura 3.9:** Ejemplo del proyecto en la parte de descripción de un código de VHDL. En éste se muestra un PWM necesario para la implementación.

Como segundo paso, se tiene la generación de los bloques del proyecto (circuitos combinacionales y/o secuenciales), los cuales son representados claramente por códigos previamente compilados en el paso número uno (ver Figura 3.10). Se puede hacer cualquier descripción de hardware sin unir diagramas de bloques, aunque esto conlleva otros problemas como la generación de códigos en VHDL más largos y complejos, es por ello que muchos desarrolladores optan por utilizar los bloques; de igual forma el tener un solo código, aunque dificulte más entenderlo, es más práctico al no tener que compilar código a código para la generación de los bloques y después unir con buses de datos para formar el sistema final del proyecto.



**Figura 3.10:** Ejemplo del proyecto en la parte del entorno gráfico. En éste se muestra la parte de muestreo y decodificación AD.

El tercer paso en la creación de un proyecto de *Quartus II*, es la asignación de pines, esto se hace por medio de la herramienta llamada “*pin planner*” integrada en el IDE (Figura 3.11), la cual asigna los puertos de salida y entrada en la tarjeta de desarrollo. Para que la asignación sea llevada a cabo de una manera correcta es de vital importancia contar con la hoja de especificaciones (“*datasheet*”) de la tarjeta, así como introducir al inicio de la creación del proyecto el nombre y número de serie de la tarjeta con la que se trabaja, ya que de ello dependerá la correcta asignación final de “*pines*” en la tarjeta de desarrollo.



**Figura 3.11:** “*Pin planner*”, en esta parte del IDE se realiza la asignación de pines para relacionar el software con el hardware de la tarjeta.



Para la generación de un divisor de frecuencia del reloj de un FPGA, en VHDL se genera una señal de reloj digital la frecuencia de éste depende de un valor que se establece para realizar una cuenta de los pulsos provenientes del reloj de la tarjeta de desarrollo (en nuestro caso los 50 MHz). Esta frecuencia es calculada por medio de la ecuación (12):

$$Cuentas\ realizadas = \frac{50\ MHz}{2\ (Frecuencia\ deseada)} \quad \dots (12)$$

Para otras señales no obtenibles por medio del reloj de 50 MHz del sistema se emplearon los PLL con los que cuenta el módulo, por ejemplo, para generar las señales de frecuencia de operación y señales en cuadratura con frecuencias de 16.38 MHz y de 8.19 MHz. Lo anterior permite que frecuencias que requieren ciertos transductores en algunas situaciones son obtenibles, pero con un número limitado de PLL en la tarjeta de desarrollo DE10-Nano. Por lo anterior los divisores de frecuencia siguen siendo el elemento principal de generación de señales de control. En la Figura 3.13, se muestra el diagrama de tiempo de las señales generadas con la implementación en el módulo FPGA del diagrama esquemático de la Figura 3.12.

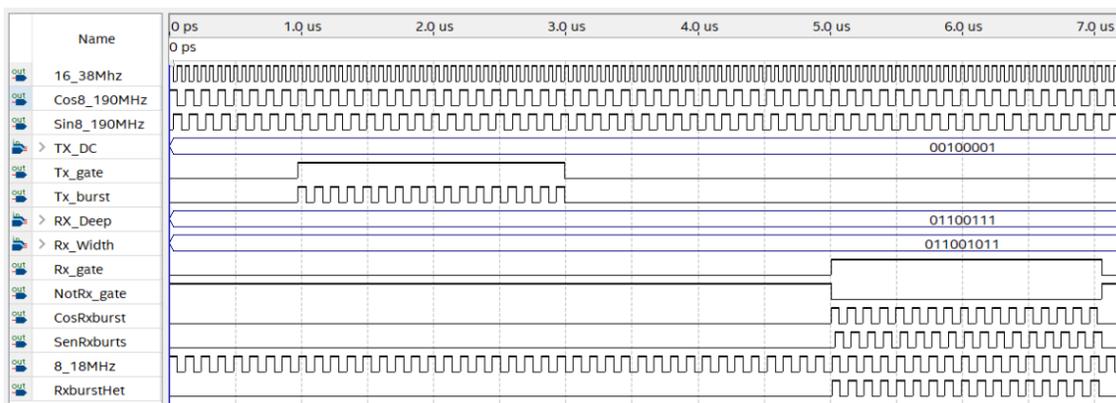


Figura 3.13: Diagrama de tiempos de las señales del sistema de flujometría Doppler.

### 3.5.- Diseño e implementación de la sección analógica del detector Doppler

En la sección analógica del detector Doppler se implementan el driver del burst de transmisión, el amplificador RF de la señal de recepción, así como los mezcladores (*mixers*) para realizar la demodulación en cuadratura y los amplificadores de audio. Cabe mencionar que el Driver, el amplificador RF y los *Mixers* son del orden de los MHz (frecuencia de operación del transductor, 8 MHz), las salidas de los demoduladores en cuadratura ya son señales en la banda de audiofrecuencias, por lo que se usan amplificadores de audio para las señales I y Q.

Las señales de control para la sección analógica del detector Doppler de flujo sanguíneo fueron implementadas en el módulo FPGA (D10-Nano-SoC).

En la Figura 3.14 se ilustra el diagrama esquemático de la sección analógica, correspondiente al driver de transmisión y amplificador de RF en recepción. En el diagrama esquemático de la Figura 3.14, el transformador T1, es un transformador de RF y está sintonizado con el capacitor C3 a la frecuencia de operación del transductor ultrasónico, con la finalidad de amplificar sólo la banda de interés. La señal */Rxgate*, tiene como función deshabilitar con el transistor Q4 al receptor cuando se transmite el *Txburst* en Q0.

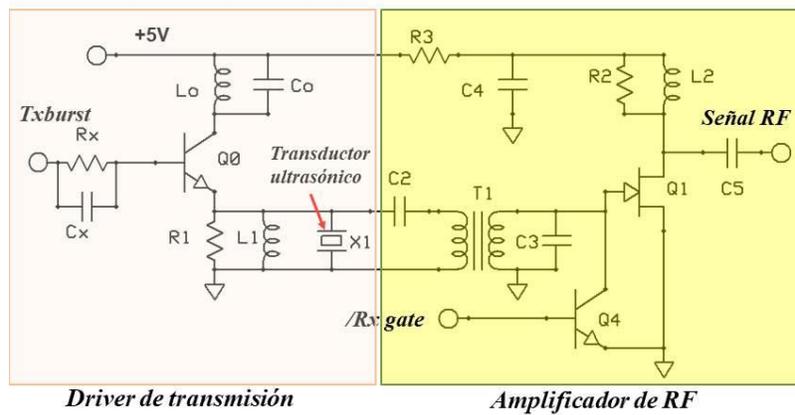


Figura 3.14: Diagrama esquemático de la sección analógica correspondiente al Driver de transmisión y al amplificador de RF.

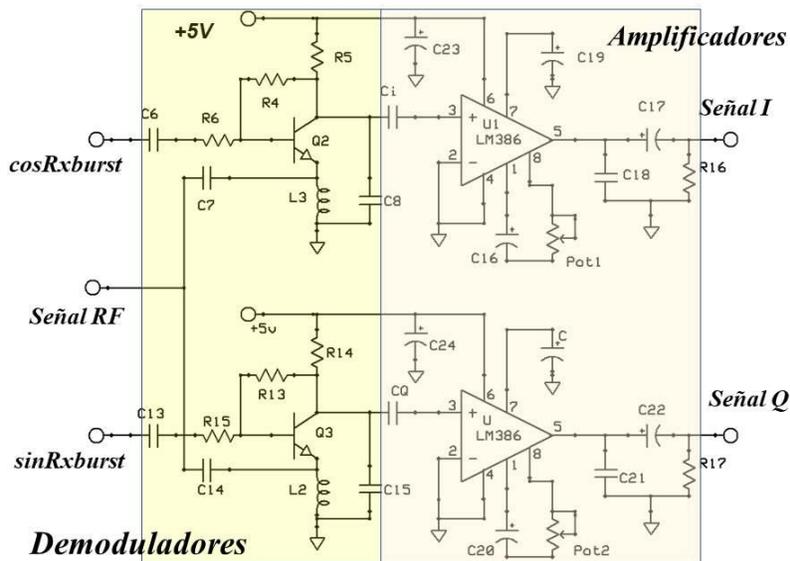


Figura 3.15: Diagrama esquemático de la sección analógica, correspondiente a los demoduladores en cuadratura y los amplificadores de audio.

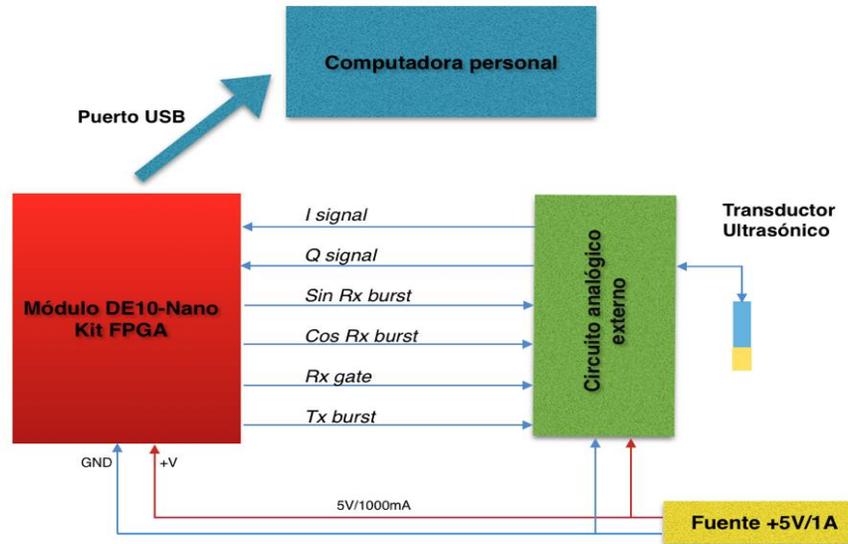
En la Figura 3.15 se muestra el diagrama esquemático de los circuitos demoduladores, los cuales son circuitos mezcladores de señales (*mixers*) que realizan la demodulación homodina en cuadratura. Los transistores Q2 y Q3 mezclan las señales *CosRxburst* y *SinRxburts* con la *señal RF*, obteniendo como resultado las señales Doppler de flujo sanguíneo en cuadratura. Esta sección del circuito no sólo hace la demodulación sino además funciona de filtro paso bajas al filtrar las frecuencias altas con los circuitos R5C8 y R14C15 quitando la frecuencia de operación del transductor ultrasónico (8MHz) y el efecto de la frecuencia de repetición de 128 kHz, además funciona como preamplificador de audio de la señal Doppler, las resistencias R4 y R13 sirven de realimentación y dan ganancia de voltaje a Q2 y Q3. Las señales Doppler *I* y *Q* se encuentran en la banda de audiofrecuencias. Los circuitos U1 y U2 son circuitos amplificadores de audio con ganancia de 200 y acondicionan las salidas de las señales Doppler I y Q, con los potenciómetros Pot1 y Pot2, se ajusta las ganancias y los niveles de salida de tal manera que las señales I y Q tengan la misma magnitud, ya que son señales en cuadratura y se requieren de igual amplitud para su procesamiento. Las señales Doppler I y Q, son adquiridas por el módulo FPGA.

Para la implementación del detector Doppler con demodulación heterodina, sólo se utiliza la sección analógica correspondiente para generar la señal Doppler I; pero en la demodulación no se usa la señal *CosRxburst* se sustituye por la señal  $(f_0 - f_H) \rightarrow (F_{heterodina} 8.180 MHz)$ , Esto da como resultado un señal Doppler desplazada 10kHz, las señales por arriba de 10kHz corresponden a flujo directo y las señales por debajo de 10kHz corresponde a flujo inverso.

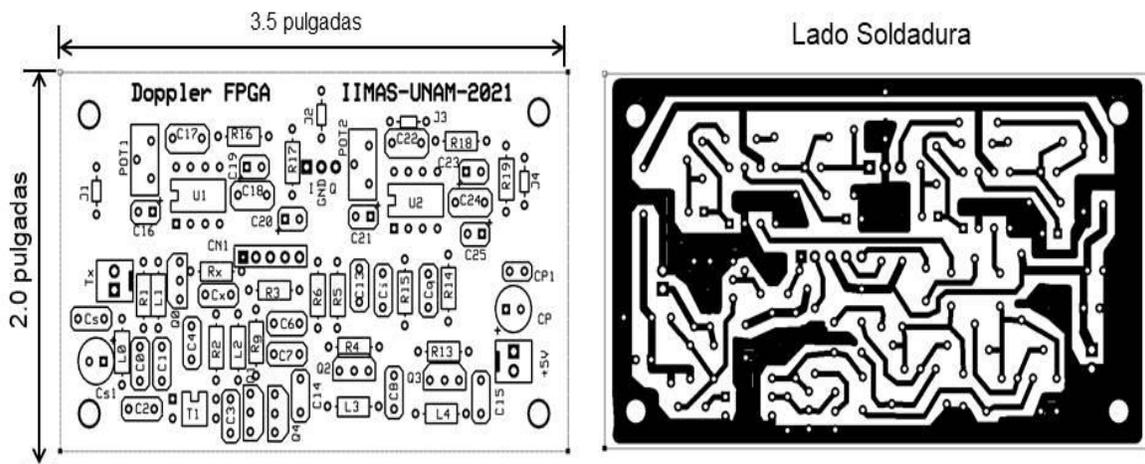
### 3.5.1.- Diseño y elaboración del circuito impreso

El diseño y elaboración del circuito del detector Doppler pulsado de flujo sanguíneo bidireccional se muestra en las Figuras 3.16 y Figura 3.17.

En la Figura 3.16 se muestra el diagrama a bloques de las conexiones del detector Doppler implementado con un módulo FPGA, conectado al transductor ultrasónico y a una computadora personal. En la Figura 3.17 se muestra el diseño de la tarjeta de circuito impreso del módulo analógico del detector Doppler, correspondiente al diagrama de conexiones de la Figura 3.16 y a los diagramas esquemáticos de las Figuras 3.14 y 3.15.



**Figura 3.16:** Diagrama a bloques de las conexiones del detector Doppler implementado con un módulo FPGA, conectado al transductor ultrasónico y a una computadora personal.



**Figura 3.17:** Diseño de la tarjeta de circuito impreso del módulo analógico del detector Doppler de flujo sanguíneo implementado con el módulo DE10-nano Kit.

### 3.6.- Adquisición de las señales Doppler ultrasónicas de flujo sanguíneo

Las señales Doppler ultrasónicas de flujo sanguíneo se encuentran en un ancho de banda de 100 a 10 KHz, en particular las señales Doppler para puentes coronarios, debido al perfil de velocidad de la sangre su ancho de banda está en 5 KHz [23].

La señal se adquiere con una frecuencia de muestreo de 12800Hz. Para cumplir con la condición de frecuencia de Nyquist mínima del doble de la banda (10 kHz), por lo tanto el periodo de muestreo es de:

$$T_s = \frac{1}{12800} = 78.12\mu s \quad \dots (13)$$

La velocidad de la sangre en las arterias se considera periódica en tiempo y su espectro de frecuencia varia durante cada ciclo cardiaco, por esto una señal Doppler de flujo sanguíneo se considera *cycle-stationary stochastic Gaussian* si se procesa en segmentos cortos de 2 a 20 ms [3].

Por lo tanto se pueden tomar ventanas de 256 muestras de la señal adquirida para procesar la información haciendo cálculos:

$$(256)(78.12\mu s) = 19.98ms \quad \dots (14)$$

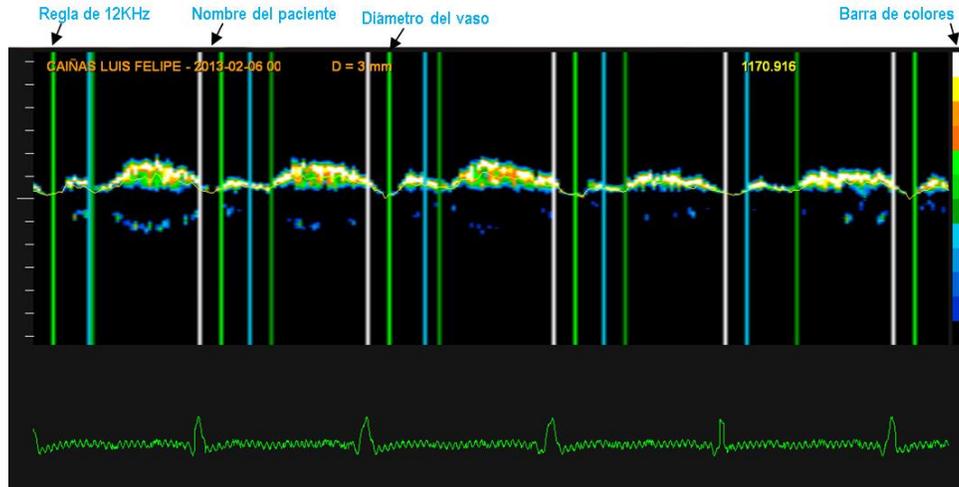
Esto quiere decir que debemos adquirir ventanas cada 19.98ms, para cumplir con la condición de procesamiento en tiempo real, y la resolución es de:

$$\frac{12800Hz}{256} = 50Hz \quad \dots (15)$$

Esta es la frecuencia mínima que se puede ver.

Por lo tanto se procesan ventanas 20ms; sin embargo para incrementar la resolución de la gráfica, se adquieren ventanas de 256 muestras con traslape de 128 muestras, es decir, se adquieren 128 muestras cada 10ms, con esto logramos el doble de resolución en el periodograma. Es importante mencionar que el corazón del ser humano tiene en reposo una frecuencia cardiaca que oscila entre 60 – 100 latidos por minuto con este muestreo garantizamos la información de un cíclico cardiaco completo por segundo, que puedes ser, dependiendo de la frecuencia cardiaca equivalente de 60 a 100 ventanas [3].

Cuando se adquiere la ventana de muestreo de la señal Doppler se almacena en un buffer para ser procesada utilizando algún algoritmo de estimación espectral, en esta aplicación se usará la Transformada rápida de Fourier (FFT). De acuerdo al teorema de Nyquist que dice la señal está limitada en banda y la tasa de muestreo es superior al doble de su ancho de banda y como la frecuencia de muestreo es de 12800Hz, en la ventana de despliegue del espectrograma se le agrega una regla de división en el inicio donde la raya más grande indica el cero y cada raya representa 1KHz por lo tanto queda dividida con 6Khz hacia abajo y hacia arriba como se observa en la Figura 3.18. En la parte superior aparece el nombre del paciente que está en cirugía y el diámetro del vaso que se va a utilizar para revascularizar la arteria ocluida.



**Figura 3.18:** Graficación de la pantalla de la interfaz propuesta donde se observa en la parte superior el espectrograma y el inferior el electrocardiograma.

### 3.6.2.- Procesamiento y despliegue de la señal Doppler Ultrasónica

1. A la señal adquirida se selecciona un tamaño de ventana (de  $N$  puntos), se pasa por ventana Hamming o una ventana de Hanning y se le calcula la FFT. Obteniendo así un arreglo de elementos que corresponden en su posición a los componentes de frecuencias y su valor corresponde a la densidad espectral de ese componente, este arreglo es denominado vector de frecuencias
2. Se aplica el umbral seleccionado, a los elementos del vector de frecuencias. A los valores menores al umbral se les asigna como valor cero, de esta manera se disminuye el ruido
3. Se calcula la **Frecuencia media pseudo-instantánea**:

Al vector resultante después de aplicar el umbral, se le calcula la frecuencia media pseudo-instantánea ( $f_{media}$ ), con la ecuación (16).

$$f_{media} = \frac{\sum_{i=0}^N ip_i}{\sum_{i=0}^N p_i} \dots (16)$$

Donde  $N$  es el tamaño del buffer de la señal adquirida,  $i$  es el índice que va desde  $-\frac{N}{2}$

hasta  $\frac{N}{2}$  y  $p$  es la potencia de la señal en la ventana.

#### 4. La frecuencia máxima y frecuencia mínima:

Se calcula el ancho de banda espectral de señal Doppler,  $f_m$  es frecuencia media.

$$BW = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^N p_i f_{media}^2}{\sum_{i=0}^N p_i}} \quad \dots (17)$$

y posteriormente

$$f_{max} = f_{media} + BW \quad \dots (18)$$

Los resultados de frecuencia media, frecuencia máxima y frecuencia mínima se van almacenando, de manera tal que se puedan graficar las curvas de ellas de varios ciclos, mínimo 5 ciclos.

#### Cálculos de parámetros de interés

La expresión para el cálculo de la frecuencia Doppler es:

$$f_{media} = \left[ \frac{2f_0 \cos\theta}{c} \right] v_{media} \quad \dots (19)$$

$$v_{media} = \left[ \frac{c}{2f_0 \cos\theta} \right] f_{media} \quad \dots (20)$$

Donde:  $f_d$  es la frecuencia Doppler,  $f_0$  es la frecuencia de operación del transductor,  $c$  es la velocidad de ultrasonido en la sangre,  $v$  la velocidad del flujo sanguíneo y  $\theta$  el ángulo de inclinación entre el haz ultrasónico y la dirección del flujo sanguíneo.

Si consideramos la ecuación para una frecuencia media [  $f_m$  ], la cual puede ser obtenida por algún método de estimación espectral.

$$v_{med} = \frac{c}{2f_0 \cos\theta} f_m \quad \dots (21)$$

La expresión para calcular los valores del gasto o flujo volumétrico (Q) está dado por

$$Q = Av \quad \dots (22)$$

Donde: A es el área de la sección del vaso.

$$Q_{medio} = Av_{media} \rightarrow Q_{medio} = \left[ \frac{\pi c}{(2f_0 \cos\theta)} \right] D^2 f_{media} \quad \dots (23)$$

$$Q_{medio} = KD^2 f_{media} \quad \dots (24)$$

Para  $f_0 = 8$  MHz,  $c = 1540$  m/s,  $v = v_{med}$ ,  $\theta = 60$  grados,  $F_m =$  frecuencia media y  $D =$  diámetro del tubo

La constante K es:

$$K = 0.930699 \quad \dots (25)$$

**-Gasto o flujo medio [ ml/min. ]:** El flujo sanguíneo global de la circulación de un adulto en reposo es de unos 5000 ml/min, cantidad que se considera igual al gasto cardíaco porque es la cantidad que bombea el corazón en la aorta en cada minuto. Por este motivo estimamos el gasto medio por la siguiente fórmula para que Q esté en [mL=min]

$$Q_{ef} = 0.806D^2 f_m \quad \dots (26)$$

Donde  $D$  es el diámetro del vaso,  $F_m$  es la frecuencia media, Para  $f_0 = 8$  MHz,  $c = 1540$  m/s,  $\theta = 60$  grados.

**-Flujo máximo y el flujo mínimo:** Se calculan utilizando la fórmula de  $Q_{med}$  pero con las frecuencias máximas y mínimas respectivamente.

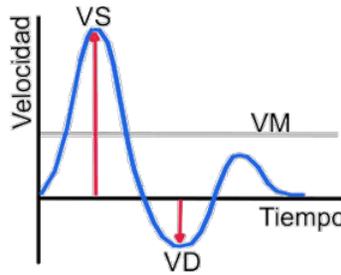
Para un procesamiento adecuado se debe tener una **ganancia** para mejorar la visualización del espectrograma, así como, un **umbral** también de visualización para bajar o incrementar la intensidad del espectrograma de forma visual sin afectar a la señal de origen.

De las curvas de frecuencia máxima se obtienen las velocidades VS y VD de un ciclo, y también se va almacenando la velocidad media VM, para realizar posteriormente los cálculos de los índices.

El primer valor para despliegue es después de los primeros de 5 ciclos o 5 segundos, después se adquiere por un ciclo más o un segundo y se actualiza el display con los promedios de los últimos 5 valores [2].

**-Índice de pulsatilidad (IP):** El índice de pulsatilidad o índice de Gosling es uno de los parámetros más utilizados en el análisis de las ondas del flujo vascular evaluando la relación

entre el funcionamiento cardiaco y la resistencia periférica, como se observa en la Figura 3.19.



**Figura 3.19:** Gráfica del Índice de Pulsatilidad (IP) de un ciclo cardiaco.

y su formula para el cálculo es:

$$IP = \frac{VS - VD}{VM} \quad \dots (27)$$

donde  $VS$  es la Velocidad sistólica máxima,  $VD$  es la Velocidad diastólica mínima y  $VM$  es la velocidad media durante todo el ciclo.

Es importante destacar que la adquisición de las señales Doppler ultrasónicas el procesamiento y el despliegue en pantalla se realizan en tiempo real [3].

### 3.7.- Metodología del procesamiento de la señal Doppler

En esta sección se describe el funcionamiento del software empleado para comunicación, procesamiento y despliegue de la señal Doppler de flujo sanguíneo por medio de espectrogramas en una interfaz gráfica.

#### 3.7.1.- Adquisición y envío de la señal Doppler

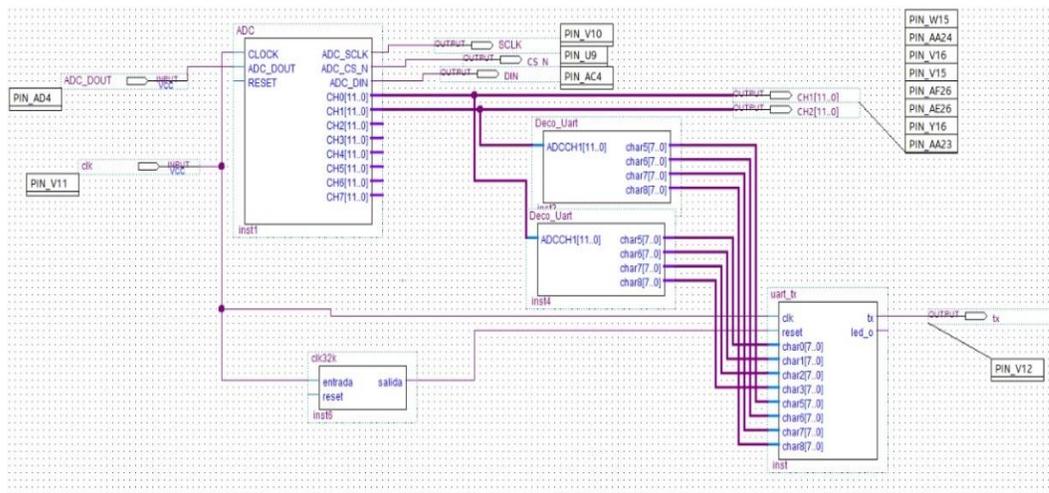
Primeramente, el módulo FPGA se encarga de la adquisición de la señal Doppler usando el convertidor ADC de 12 bits interno, se usan 2 de sus 8 canales de entrada analógicas con frecuencias de muestreo configurables hasta 200KHZ, se usan 2 canales para las señales Doppler en cuadratura ( $I_{signal}$  y  $Q_{signal}$ ). Cabe mencionar que la señal Doppler se acondicionó con un offset ( $V_{ref}/2$ ), porque el ADC adquiere de 0 a 3.3 volts ( $V_{ref} = 3.3$ ) y las señales Doppler están en un intervalo de -1.0 a +1.0 volts de amplitud.

Se implementó un código de descripción de hardware en VHDL que conforma los bits de información obtenidos de los dos canales del ADC en un mensaje a manera de número imaginario para el canal I y Q respectivamente, donde I es el número real y Q es el número imaginario a razón de 0 a 4095 para cada uno de estos campos. Dicho mensaje cuenta con el siguiente formato:

Señal Doppler = Parte real canal + Parte imaginaria canal Q

...(28)

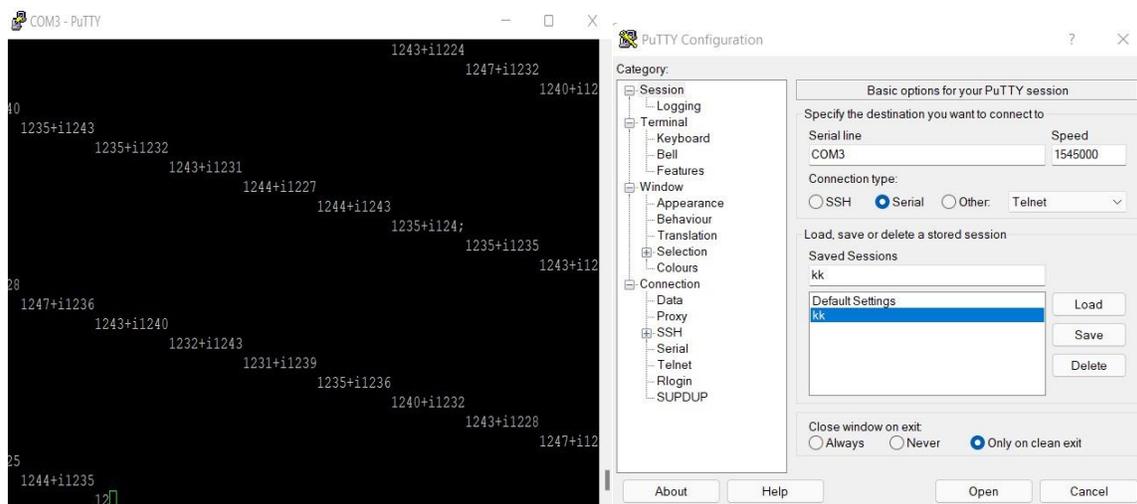
Las señales Doppler son enviadas al puerto USB de la computadora por medio de un protocolo serial UART con una tasa de transmisión de 1.545 Mbaud como *baud rate* del sistema. En la Figura 3.20, se muestra el diagrama esquemático del protocolo de comunicación del FPGA. Esta tasa de transmisión se selecciona considerando una frecuencia de muestreo de 12,800Hz para las señales Doppler.



**Figura 3.20:** Diagrama del sistema de transmisión de datos seriales UART para el sistema de flujometría Doppler implementado en el módulo FPGA.

Para el protocolo se divide el mensaje en 4 dígitos para cada canal más el signo de “+” y la letra “i” nos da un total de 10 caracteres que deben ser enviados por cada trama más un salto de carro.

Dividiendo el *baud rate* del sistema en código ASCII entre los 11 caracteres requeridos, nos da como resultado que la tasa de transmisión de  $1545000/8*11=17556.82$  Hz como máximo, este valor se convierte en la tasa de muestreo del software LabVIEW. En la Figura 3.21, se muestra una pantalla de la prueba de comunicación serial de las señales Doppler.



*Figura 3.21: Recepción de cadena de caracteres con la información Doppler en la computadora por medio del puerto USB con las configuraciones especificadas en la terminal serial.*

### 3.7.2.- Interfaz gráfica con LabVIEW

En esta sección se describe la implementación de la interfaz gráfica del sistema Doppler de flujo sanguíneo; la interfaz gráfica estará implementada como un instrumento virtual en una computadora personal, en la pantalla de la computadora se hará el despliegue de la configuración del sistema, de espectrogramas, curvas y de los valores de parámetros relacionado con la medición del flujo sanguíneo. Considerando las facilidades que ofrece LabVIEW, para el desarrollo de instrumentos virtuales, se decidió utilizarlo para la realización de la interfaz gráfica del sistema Doppler de flujo sanguíneo.

LabVIEW empezó como un lenguaje de programación gráfico que se desarrolló con el objetivo de facilitar la recopilación de datos de instrumentos de laboratorio empleando sistemas de adquisición de datos. LabVIEW fue desde su momento de creación fácil de utilizar para las personas acostumbradas a cablear conectores y programar sistemas de adquisición de datos por computadora.

Hoy en Día LabVIEW ya no es simplemente un software de adquisición de datos, hoy en días con el se pueden realizar las siguientes tareas:

- Adquirir información y datos de instrumentos
- Procesamiento digital (implementación de filtros, transformadas entre otros)
- Analizar información y datos
- Implementación de controles para instrumentos y sistemas

Para los ingenieros, LabVIEW permite traer la información proveniente del mundo exterior hacia la computadora, hacer decisiones basadas en la adquisición de datos y enviar resultados procesados hacia el mundo exterior para el control de operación de un equipo [20]. Con esto se facilita el diseño de instrumentos de control virtuales, como se ilustra en la Figura 3.22, donde se muestra un controlador PI (*Proportional and Integral*) de temperatura.

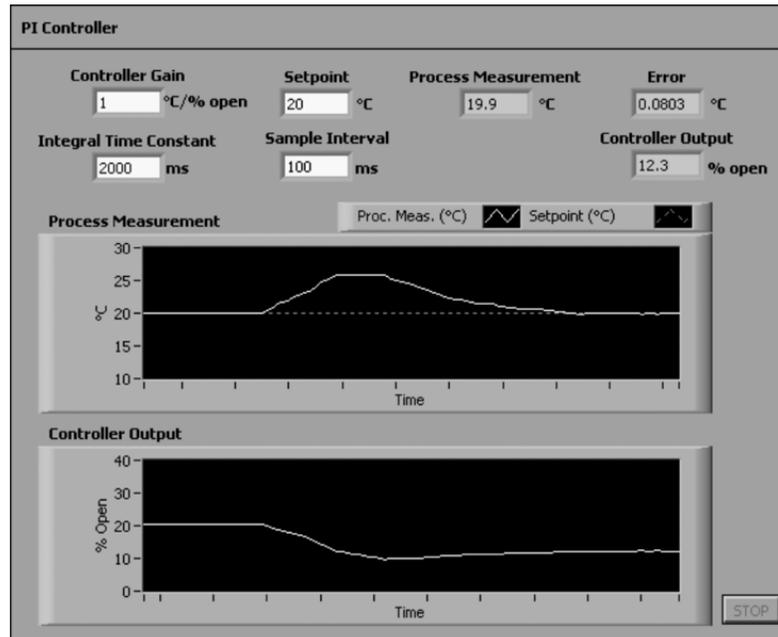


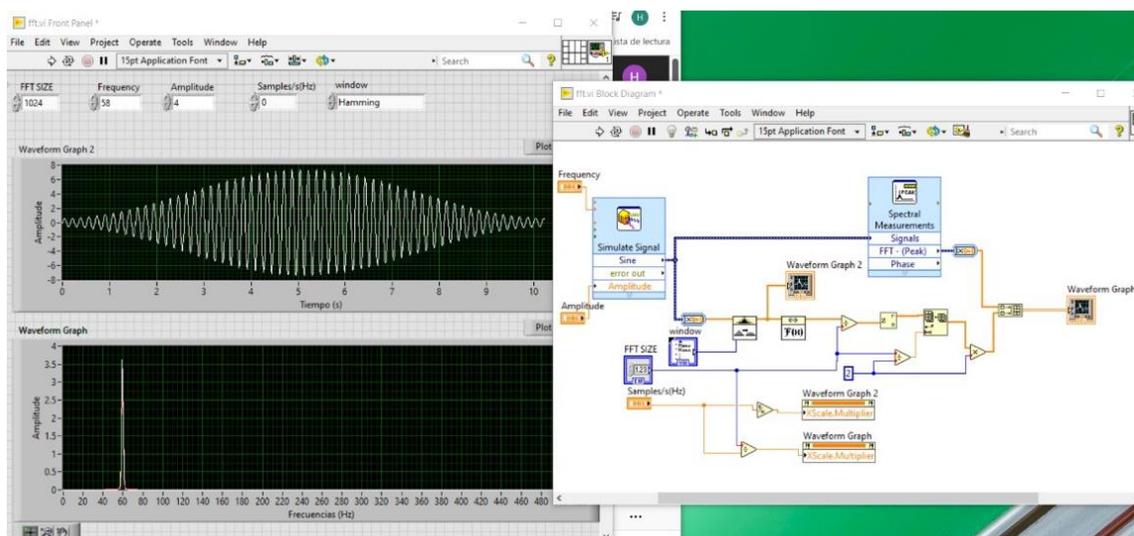
Figura 3.22: Implementación de un controlador PI en LabVIEW.

### 3.7.3.- Construcción y despliegue de espectrogramas de las señales Doppler de flujo sanguíneo

Las señales Doppler de flujo sanguíneo son adquiridas por el módulo FPGA y transferidas usando un puerto USB a la computadora, donde se realiza el procesamiento digital de las señales Doppler. El procesamiento consiste en acondicionar las señales, realizar la estimación espectral usando el algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier, conocida como FFT (*Fast Fourier Transform*). Así como realizar los diferentes cálculos de parámetros relacionados con la medición de flujo sanguíneo.

En primera instancia se acondicionaron las señales (I y Q), para convertir la información proveniente del ADC codificada en cuentas de 0 a 4095, a su valor original de señales alternas con un intervalo de -1.66 a +1.66 volts, quitando el offset que se les había agregado ( $V_{ref}/2$ ). Lo anterior tiene la finalidad de que el algoritmo de FFT pueda reconocer alternas para poder realizar la estimación espectral de manera adecuada.

Posteriormente se implementa un proceso con un ciclo FOR anidado dentro de un ciclo WHILE (encargado de mantener la comunicación seria activa), para genera el arreglo de la entrada de datos para la FFT que entrega como salida el vector de frecuencias correspondientes a cada ventana de datos en tiempo real (contenido espectral de la señal Doppler). Al procesamiento se agregó un ventaneo de Hammping para disminuir ruidos por ventaneo en el procesamiento digital. En la Figura 3.23, se muestra un diagrama esquemático de la implementación de la FFT, para una señal senoidal y con ventaneo Hamming en LabVIEW.

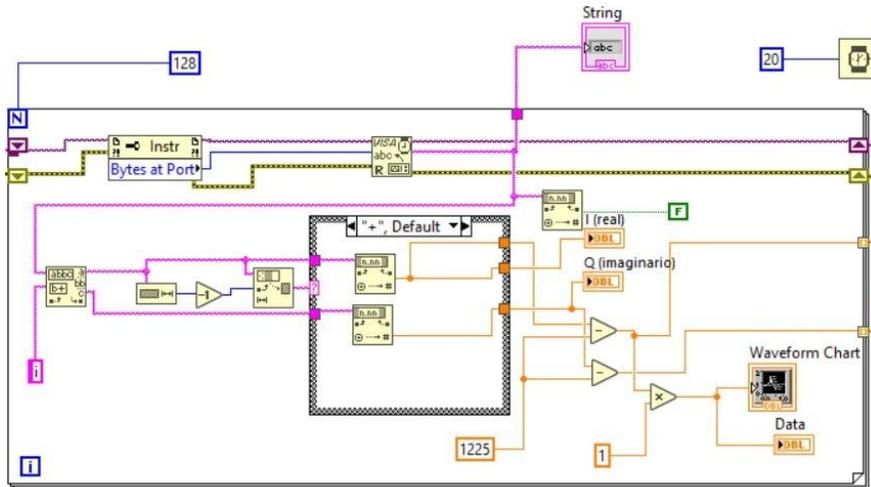


**Figura 3.23:** Implementación del algoritmo de FFT para una señal senoidal con ventaneo Hamming en LabVIEW.

Realizada la comunicación con la computadora y el módulo FPGA por medio del puerto serial con un protocolo de comunicación UART y el mensaje codificado de la manera que se explicó en la sección anterior, se prosiguió a realizar las operaciones lógico matemáticas que posibilitarían la conformación de los espectrogramas Doppler.

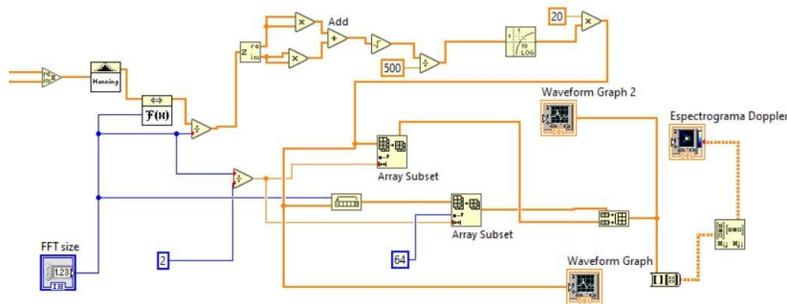
En primera instancia se realizó una resta y multiplicación respectivamente a las señales de los dos canales (I y Q) por un factor de conversión, lo cual permitió traer la información proveniente del ADC y codificada de 0 a 4095, a su valor original correspondiente al intervalo de -1.66 a +1.66 volts (quitando inclusive el offset que se les había agregado). Lo anterior tiene la finalidad de que el algoritmo de FFT pueda reconocer la señal centrada en el origen y bien parametrizada para poder obtener los cambios en decibelios de manera correcta en el espectrograma final.

Posteriormente se tuvo que crear un arreglo por medio de un ciclo FOR anidado dentro de un ciclo WHILE (encargado de mantener la comunicación serial activa), lo cual tenía como finalidad convertirse en la entrada para la FFT que a su vez generaría una serie de vectores en frecuencia correspondientes a cada arreglo en tiempo real (contenido espectral de dicha muestra de la señal). Además dentro de este apartado del desarrollo, se agregó un ventaneo de Hamming para limpiar a la señal de posibles ruidos detectados en la conversión del ADC o de posibles ruidos provenientes de la transmisión de los datos.



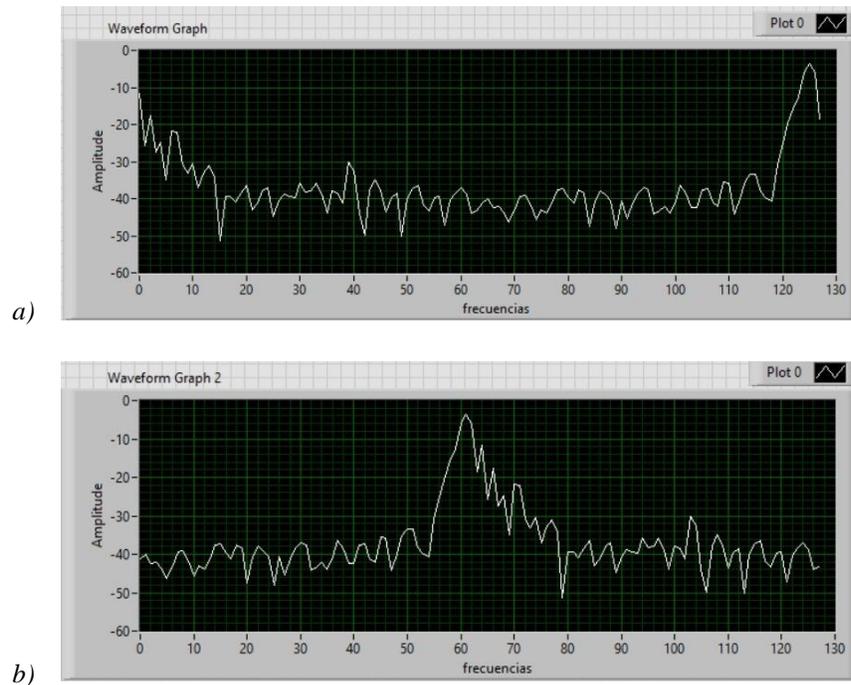
**Figura 3.24:** Adecuación de las señales con las operación mencionadas y en el arreglo FOR dentro del VI de labVIEW.

Después se implementaron algunas adecuaciones dentro del arreglo de la FFT, para más detalle en lo teórico se puede retomar el capítulo anterior en la sección del arreglo de FFT y contenido espectral. Realizando los pasos detallados en esa sección se tiene un arreglo nuevo a partir del original dónde el elemento central es el corresponde a la primera frecuencia detectada por la FFT en el intervalo negativo y las primeras corresponden a lo que originalmente era el elemento central del arreglo.



**Figura 3.25:** Adecuaciones del algoritmo de FFT dentro de labVIEW.

El paso anterior consigue un nuevo análisis espectral con la potencia concentrada a la mitad del espectro de frecuencias, este será finalmente el arreglo que ayudará a conformar los espectrogramas Doppler. Esto se logra simplemente girando el nuevo arreglo resultante en  $90^\circ$  en el sentido contrario a las manecillas del reloj (matriz columna), y graficando dichos arreglos verticales uno tras otro de manera sucesiva con la herramienta de la gráfica de intensidad (intensity graph) en LabVIEW.



**Figura 3.26:** a) FFT de la señal Doppler de los dos canales sin alteraciones

b) FFT de la señal Doppler reorganizada y lista para generar los espectrogramas, se aprecia la concentración de potencia espectral en el centro de la misma.

Adicionalmente se debe implementar una escala de colores logarítmica y un rango dinámico que obedezca también al umbral de detección de las señales Doppler. Lo que permite visualizar las señales con las densidades de potencia espectral deseadas suprimiendo posibles ruidos no deseados.

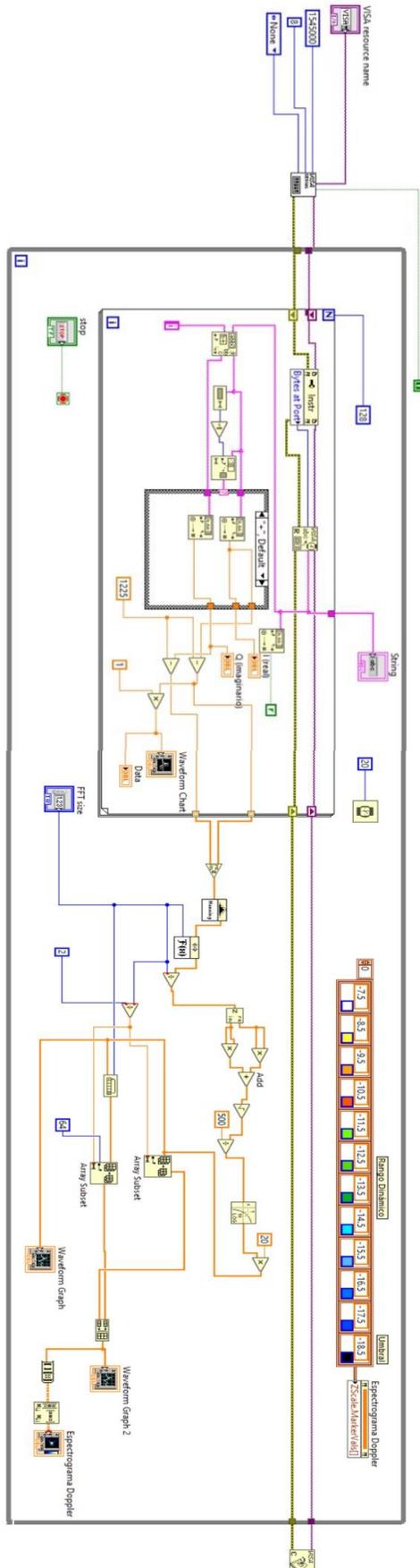


Figura 3.27: Diagrama esquemático completo del diseño (.vi) del sistema en LabVIEW.



## 4.- Resultados

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en este trabajo de tesis, empezando por la implementación de las señales de control del detector Doppler pulsado en el módulo FPGA DE10-Nano-SoC, el módulo analógico del detector Doppler y terminando con las pruebas de funcionamiento realizadas al sistema Doppler completo.

### 4.1 Generación de las señales de control del detector Doppler pulsado bidireccional implementadas en el módulo FPGA

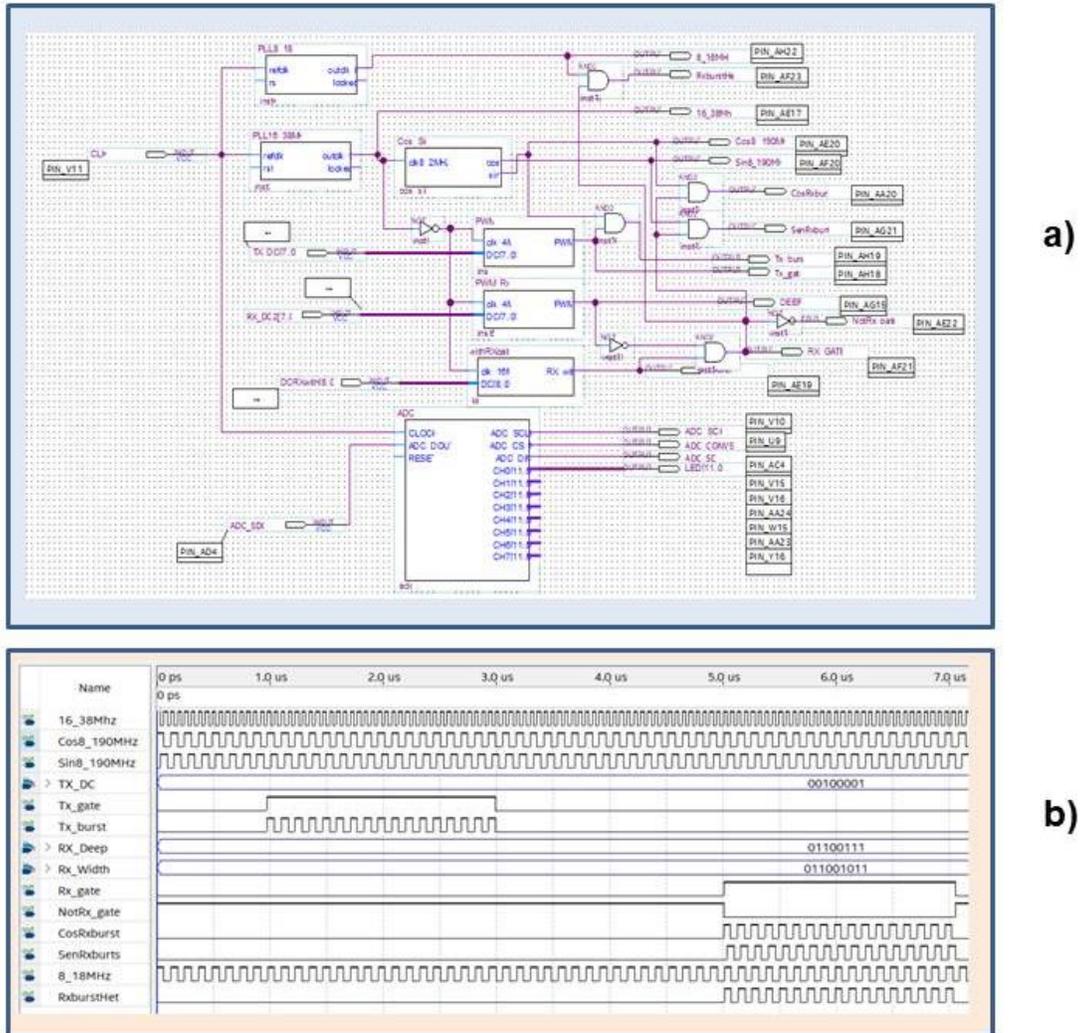
Para la implementación de las señales de control para el detector Doppler Pulsado bidireccional se usó un módulo FPGA DE10-Nano-SoC. y el software de desarrollo propio para sus tarjetas de desarrollo con FPGA's y CPLD's con versiones de uso libre. Dicha IDE ("Integrated Development Environment") cuenta con herramientas para realizar un diseño lógico, soporta lenguajes de descripción de hardware como Verilog y VHDL, para el diseño se usó el denominado *Quartus II* [19]. El ambiente de desarrollo de *Quartus* permite el diseño lógico, generar circuitos a nivel compuerta y funciones de bibliotecas. Cuenta con herramientas de simulación, diagramas de tiempos, diagramas de estados, da el estatus del diseño después de la compilación. En la Figura 4.1, se muestra la implementación y los resultados de la generación de las señales de control implementadas en módulo DE10-Nano usando *QuartusII*.

Considerando el transductor ultrasónico que se utilizó es el VRP-08 Koven" para el desarrollo de este sistema Doppler bidireccional de flujo sanguíneo, en la Tabla 4.1 se relacionan los valores de los diferentes parámetros requeridos, su valor esperado y el valor implementado en el módulo FPGA DE10-Nano-SoC.

**Tabla 4.1** Relación de parámetros los diferentes parámetros requeridos, su valor esperado y el valor implementado en el módulo FPGA DE10-NanoSoC.

Parámetro	Valor esperado	Valor implementado
Frecuencia de operación del transductor ( $f_0$ )	8.192 MHz	8.190 MHz
Señales en cuadratura ( <i>sine, cosine</i> )	8.192 MHz	8.190 MHz
Frecuencia de repetición ( $Fr = f_0 / 64$ )	128 KHz	127.9 KHz
Pulso de habilitación del transmisor ( $Txgate$ )	1 a 4 $\mu$ S	1 a 4 $\mu$ S
Burst de transmisión ( $Txburst$ )	8 a 32 ciclos	8 a 32 ciclos
Pulso de habilitación del receptor ( $Rxgate$ )	2 a 6 $\mu$ S	2 a 6 $\mu$ S
Burst de recepción ( <i>cosRxburst y sinRxburst</i> )	16 a 32 ciclos	16 a 32 ciclos
Frecuencia de operación menos la frecuencia heterodina ( $f_0 - f_H$ )	8.182 MHz	8.180 MHz
Conversión analógico-digital 12 bits, 4 canales	4 canales	2 canales
Estimación espectral FFT	256-512	64

Como se muestra en la Tabla 4.1, los valores de los parámetros implementados en el módulo FPGA, son prácticamente los valores esperados, esto se debe a que los módulos con FPGA, tienen excelentes prestaciones para el diseño de lógico, combinacional y secuencial, para realizar las implementaciones.

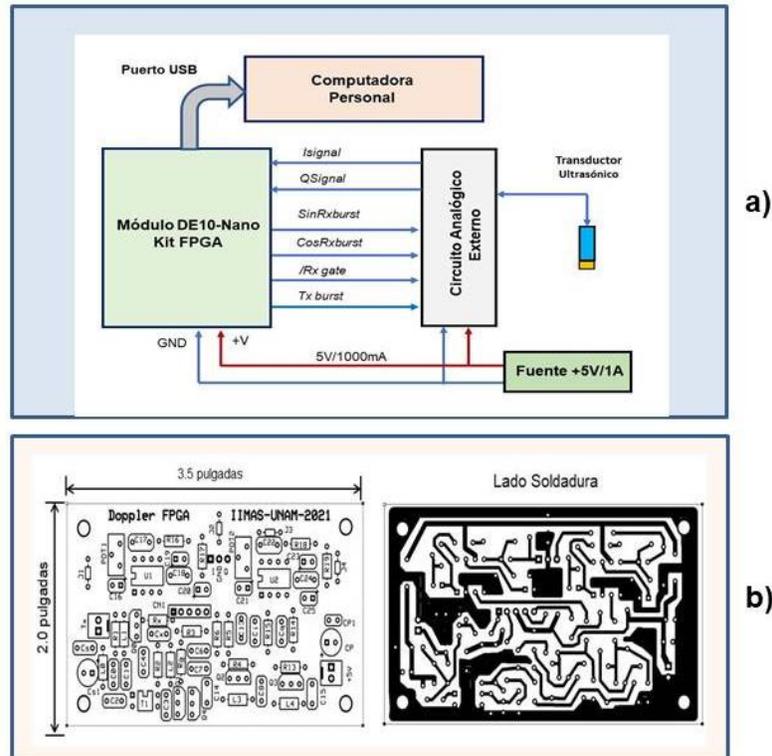


**Figura 4.1:** a) Diagrama esquemático de la lógica de control del detector Doppler pulsado bidireccional implementado en el módulo DE10-Nano-SoC y b) Diagrama de tiempos de las señales del sistema de flujometría Doppler, resultados de la implementación del diagrama esquemático de a).

En la estimación espectral con FFT en el FPGA, no se logró el objetivo, no fue posible implementar la FFT con ventanas de 256 como se requería, solamente se logró la implementación con ventanas de 64, probablemente usando una versión del software *Quartus II* en su versión profesional, puedan implementarse la FFT con ventanas de 128 y 256 datos.

## 4.2 Diseño del circuito del circuito impreso del detector Doppler

El diseño y elaboración del circuito impreso del detector Doppler pulsado de flujo sanguíneo bidireccional se muestra en la Figura 4.2. En la Figura 4.2a, se muestra el diagrama a bloques de las conexiones del detector Doppler implementado con un módulo FPGA, conectado al transductor ultrasónico y a una computadora personal. En la Figura 4.2b, se muestra el diseño de la tarjeta de circuito impreso del módulo analógico del detector Doppler, como se puede observar que en una tableta de 2.0 x 3.5 pulgadas (51 x 89 mm).



*Figura 4.2: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del módulo analógico del detector Doppler de flujo sanguíneo implementado con el módulo DE10-nano Kit.*

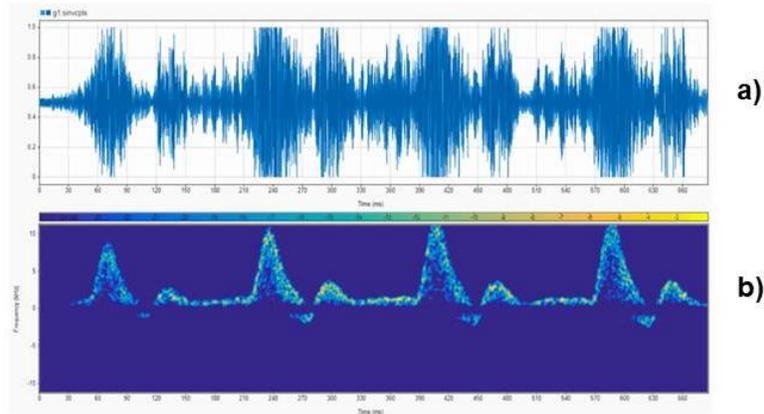
## 4.3.- Plataforma de experimentación y pruebas

### 4.3.1 Pruebas en Matlab

Para verificar la funcionalidad del detector Doppler de flujo sanguíneo bidireccional desarrollado en este trabajo de tesis, se realizan pruebas de funcionamiento, para ello se siguieron distintos pasos para verificar el funcionamiento del mismo.

Inicialmente, a manera de referencia para la obtención de los espectrogramas, con el software de Matlab se generaron espectrogramas de señales adquiridas en proyectos

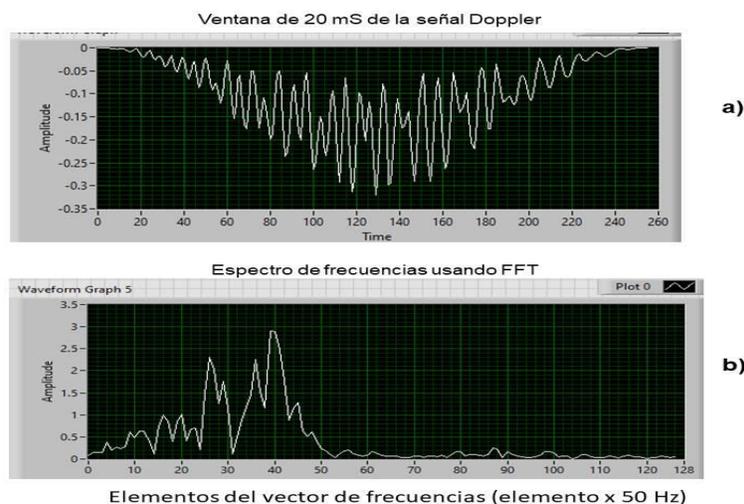
anteriores, usando un detector Doppler pulsado a 8 MHz. Estas señales se usan como referencias para que sirvan de comparación con las señales que se pretende adquirir.. En la Figura 4.3, se muestran las señales Doppler y un espectrograma de 4 ciclos cardiacos de una señal Doppler de arteria radial izquierda, procesada usando Matlab.



*Figura 4.3: a) Señal Doppler de flujo sanguíneo, b) espectrograma correspondiente a la señal de a), procesada con FFT usando el software Matlab.*

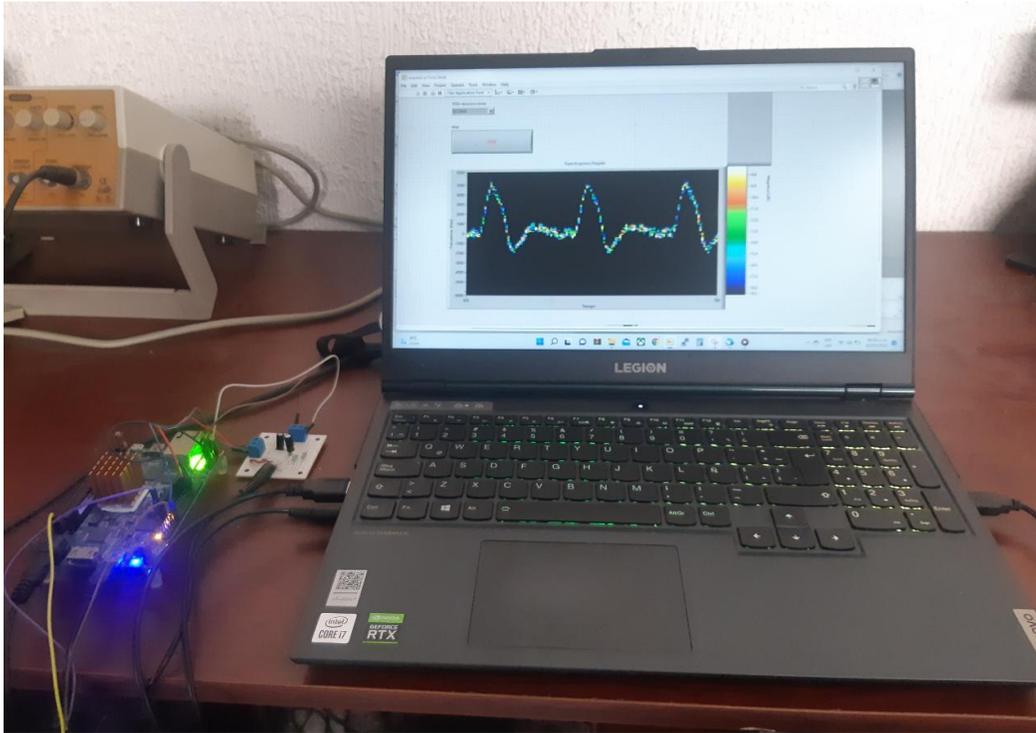
### 4.3.2 Pruebas con señales Doppler usando la interfaz gráfica implementada en LabVIEW

Para realizar pruebas en la interfaz gráfica en LabVIEW, se grafican segmentos de señal Doppler, se calcula la FFT y se despliegan como se observan en la Figura 4.4. En Fig.4.4a, se muestra un segmento de 20 mS de la señal Doppler con ventaneo Hamming y en la Fig.4.4b, se muestra su espectro correspondiente.



*Figura 4.4: a) se muestra un segmento de 20ms de señal Doppler con ventaneo Hamming. En b) espectro en frecuencia correspondiente de la señal a) usando FFT, procesadas con LabVIEW.*

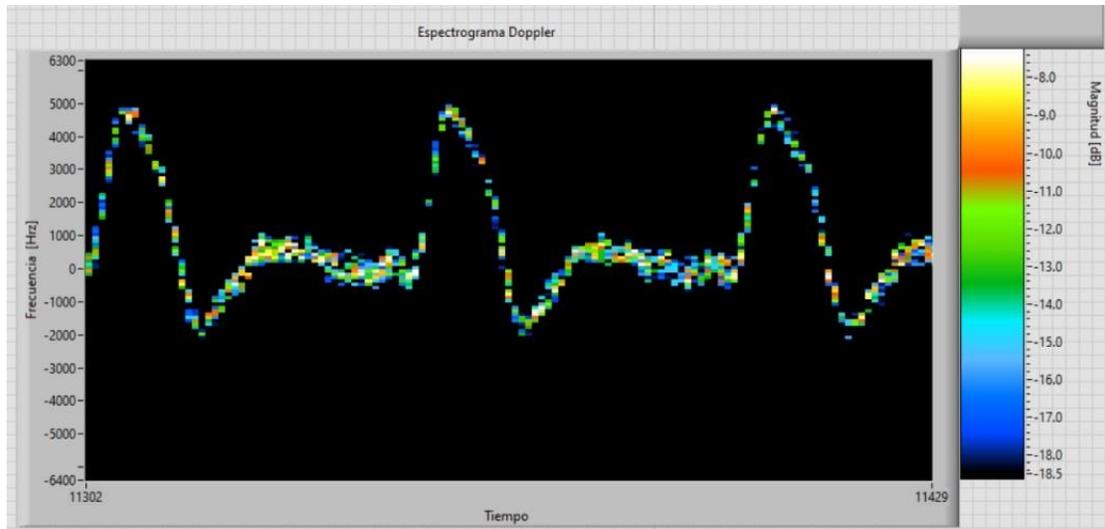
En la Figura 4.5, se muestra la plataforma del sistema Doppler, usada para probar la interfaz gráfica en *LabVIEW*, implementando la FFT y realizando despliegues de espectrogramas de señales Doppler ya adquiridas, se realizaron pruebas con ventanas de datos 128 y 256 muestras, cumpliendo con los requerimientos para procesar señales Doppler de flujo sanguíneo en tiempo real.



*Figura 4.5: Plataforma del sistema Doppler, usada para probar la interfaz gráfica en LabVIEW.*

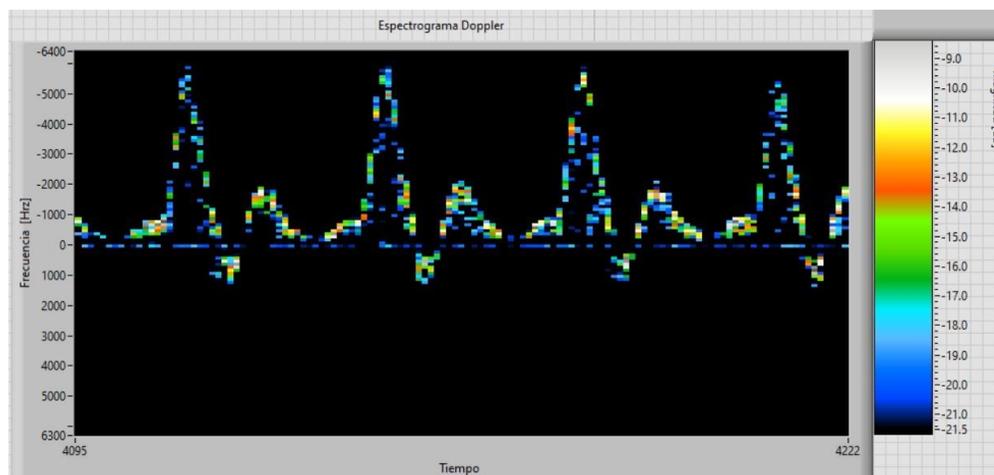
Para facilitar la realización de pruebas de funcionamiento de la interfaz gráfica implementada en *LabVIEW*, se reproducen señales Doppler en cuadratura de flujo sanguíneo previamente grabadas en formato *.wav*, estas señales se reproducen con las señales (I y Q), en dos canales como si fueran señales de audio estéreo.

En la Figura 4.6, se muestran los resultados obtenidos con la implementación de espectrogramas de la señal Doppler en *LabVIEW* desarrollado en este trabajo de tesis. El espectrograma es obtenido con FFT, ventanas de 256 con ventaneo Haming. Cabe mencionar que el rango dinámico varía dependiendo de la señal analizada, por lo que se puede apreciar el ajuste de valores en la escala de colores en dBs (-18 a -8 dBs) en la parte derecha de la Figura 4.6.



**Figura 4.6:** Despliegue de espectrogramas de la señal Doppler con el sistema de flujometría implementado en LabVIEW. La señal Doppler corresponde a una arteria femoral (*femoral.wav*).

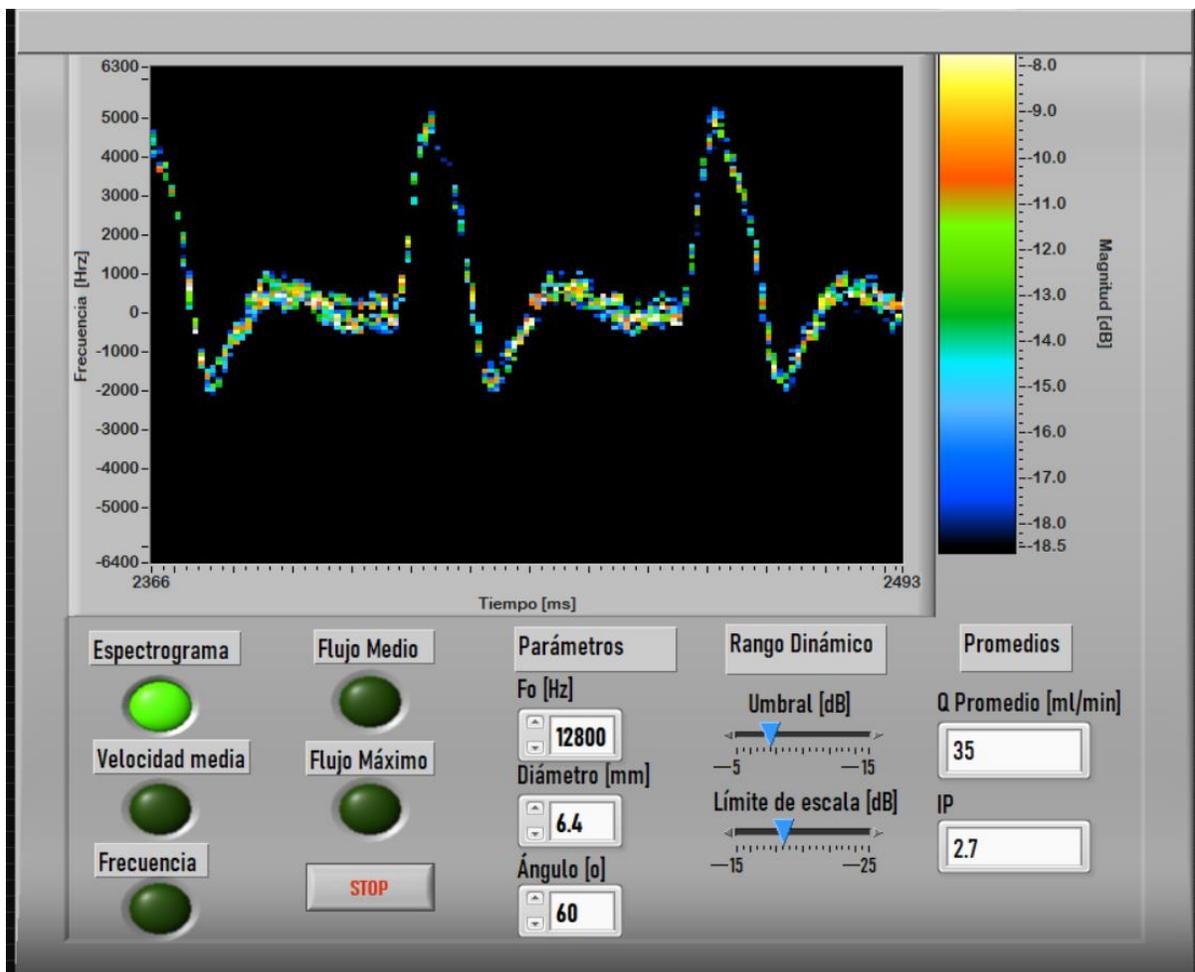
Todas las señales Doppler de flujo sanguíneo tiene diferentes amplitudes en voltaje al ser adquiridas, pero la información útil se encuentra en un rango dinámico que varía entre 8 y 12 dBs. Como se describe en el Capítulo 2 en las secciones 2.3.6 y 2.3.7, referentes al procesamiento digital de la señal Doppler y cálculos relacionados, se requiere de establecer un umbral, un rango dinámico y una ganancia para procesar adecuadamente las señales Doppler de flujo sanguíneo. Ajustando los parámetros anteriores se pueden procesar las señales Doppler de diferentes magnitudes. En la Figura 4.7, se muestra un espectrograma de una señal Doppler de arteria braquial izquierda, procesada con FFT, ventanas de 256 y ventaneo Hamming, desplegada en un rango dinámico de -21 a -9 dBs.



**Figura 4.7:** Despliegue de espectrogramas de la señal Doppler por el sistema de flujometría implementado en LabVIEW. La señal Doppler corresponde a una arteria braquial izquierda.

Para que la interfaz gráfica este completa, se debe incluir la configuración y despliegue de los diferentes parámetros del sistema Doppler, tales como: nombre del archivo, frecuencia de operación del transductor, frecuencia de muestreo de la señal Doppler, umbral, rango dinámico, despliegue de espectrogramas y de curvas medias de velocidad y/o frecuencias. Así como el despliegue de parámetros de interés médico como son flujo medio, flujo máximo e índice de pulsatilidad.

Después de comprobar la implementación en *LabVIEW* para conformar los espectrogramas se prosiguió a implementar los botones, controles y display para visualizar los diferentes parámetros de interés del sistema de flujometría Doppler. En la Figura 4.8 se muestra el resultado final de la visualización del display de la interfaz gráfica implementada en *LabVIEW* para el presente trabajo de tesis.



**Figura 4.8:** Despliegue completo de la interfaz gráfica implementada en *LabVIEW* para el proyecto. Se muestra las posibles gráficas que es capaz de generar, los parámetros que puede modificar, como son datos de entrada y el intervalo dinámico que maneja el sistema y parámetros de interés médicos.



## 5.- Conclusiones

Se implementó en un módulo FPGA DE10-Nano-SoC, todas las señales de control requeridas para el diseño de un detector Doppler pulsado de flujo sanguíneo bidireccional. Se consideró en la implementación que el detector Doppler operara con demodulación homodina en cuadratura o con demodulación heterodina, se implementaron ambas opciones.

Como se muestra en la Tabla 4.1, los resultados obtenidos, considerando los parámetros requeridos, el módulo FPGA DE10-Nano-SoC, representa una excelente alternativa, para implementar señales de control digital para un detector Doppler.

Se diseñó y construyó el módulo analógico del detector Doppler Pulsado, ensamblado en una tarjeta de circuito impreso de 2 x 3.5 pulgadas, puede usarse con demodulación homodina en cuadratura con dos salidas (I,Q), o bien con demodulación heterodina.(Figuras 3.16 y Figura 3.17).

Se implementó la adquisición de las señales (I,Q), usando el convertidor A/D interno del módulo FPGA DE10-Nano-SoC, con conversión de 12 bits y hasta 200,000 muestras por segundo. Se usaron 2 canales analógicos con frecuencia de muestreo de 12,800Hz.

Se implementó la estimación espectral con FFT en el módulo FPGA DE10-Nano-SoC; pero se tuvo el inconveniente de procesar en tiempo real las señales Doppler con ventanas de hasta 64 datos, cuando se requerían mínimo 128, preferentemente 256.

Se implementó un protocolo de comunicación UART, para la comunicación de los datos adquiridos de las señales Doppler (I,Q), del módulo FPGA DE10-Nano-SoC a una computadora personal por puerto USB.

Se implementó en *LabVIEW* una interfaz gráfica, que incluye la configuración y despliegue de los diferentes parámetros del sistema Doppler de flujo sanguíneo. La interfaz permite configurar el sistema con parámetros como: *nombre del archivo, frecuencia de operación del transductor, frecuencia de muestreo de la señal Doppler, umbral, rango dinámico, despliegue de espectrogramas y de curvas medias de velocidad y/o frecuencias.* Así como el despliegue de los cálculos de interés médico, como el *flujo medio, flujo máximo e índice de pulsatilidad.*

Podemos concluir que se diseñó y se implementó una plataforma de desarrollo para un Sistema Doppler Pulsado bidireccional de flujo sanguíneo, usando un módulo FPGA DE10

Nano-SoC, la plataforma es reconfigurable. Actualmente se usó un transductor con frecuencia de operación de 8 MHz, pero se puede modificar para usar transductores de 10 o 20MHz. Usar módulos FPGA es una excelente alternativa para el desarrollo de instrumentos en aplicaciones ultrasónicas. Se probó su viabilidad para el desarrollo de un sistema Doppler pulsado de flujo sanguíneo para ser utilizado en revascularización coronaria y revascularización cerebrovascular, usando un módulo FPGA DE10-Nano-SoC y una interfaz gráfica con *LabVIEW*.



## 6.- Referencias

- [1] H. Rolón Acevedo, “Detector ultrasónico de temperatura en agua en base a un módulo FPGA,” UNAM, 2020.
- [2] P. Atkinson and J. P. Woodcock, *Doppler ultrasound and its use in clinical measurement*. Academic Press, 1982.
- [3] D. H. Evans and W. N. McDicken, *Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation and Signal Processing*, Second Edi. John Wiler and Sons Ltd., 2000.
- [4] R. Kotzé, S. Ricci, B. Birkhofer, and J. Wiklund, “Performance tests of a new non-invasive sensor unit and ultrasound electronics,” *Flow Meas. Instrum.*, vol. 48, pp. 104–111, 2016, doi: 10.1016/j.flowmeasinst.2015.08.013.
- [5] H. Ding *et al.*, “Pulsed Wave Doppler Ultrasound Using 3.7 MHz Pmutts Toward Wearable Blood Flow Measurements,” *Proc. IEEE Int. Conf. Micro Electro Mech. Syst.*, vol. 2020-Janua, pp. 400–403, 2020, doi: 10.1109/MEMS46641.2020.9056430.
- [6] P. Tortoli, M. Lenge, D. Righi, G. Ciuti, H. Liebgott, and S. Ricci, “Comparison of carotid artery blood velocity measurements by vector and standard doppler approaches,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 41, no. 5, pp. 1354-1362, 2015, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.01.008.
- [7] M. A. Abu-Bakr, A. F. Elnokrashy, A. M. Hendy, Y. M. Kadah, A. H. Madian, and A. G. Radwan, “Implementation of a Pulsed-Wave Spectral Doppler Module on a Programmable Ultrasound System,” *Proc. Int. Conf. Microelectron. ICM*, vol. 2018-Decem, no. Icm, pp. 112–115, 2018, doi: 10.1109/ICM.2018.8704040.
- [8] E. C. Barroso, A. J. Cañas, E. M. Hernández, L. L. Salas, A. V. Hernández, and A. R. Fernández, “Doppler ultrasonic system for flow measurement in patients with Diabetic Foot using reconfigurable logic and Wishbone architecture,” *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, vol. 2017-March, 2017, doi: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2017.7972099.
- [9] T. R. Nallely, “Diseño y construcción de un detector de flujo sanguíneo bidireccional usando demodulación heterodina,” UNAM, 2012.
- [10] J. Reiriz Palacios, “Sistema inmune y la sangre,” 1384. <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahU>

- KEwjK7J\_aq5b0AhX\_nGoFHZG1DLYQFnoECD8QAQ&url=https%3A%2F%2Fwww.infermeravirtual.com%2Ffiles%2Fmedia%2Ffile%2F102%2FSangre.pdf%3F1358605574&usg=AOvVaw2n-hzhYJErXuoVMkTQah6- (accessed Nov. 13, 2021).
- [11] P. L. Allan, P. A. Dubbins, M. A. Pozniak, and W. N. McDicken, *Ecografía Doppler clínica*, Segunda. Elsevier España S.L., 2008.
- [12] A. Thrush and T. Hartshorne, *Ecografía Vascular: cómo, por qué y cuándo*. Londres, RU: Elsevier, 2010.
- [13] H. E. Heffner and R. S. Heffner, "Hearing ranges of laboratory animals.," 2007.
- [14] P. Blanco, *Ecografía en el enfermo crítico*. Barcelona, España: Elsevier, 2020.
- [15] F. García-Nocetti, J. Solano-González, M. Fuentes, and E. Rubio, "Implementación de un Demodulador Heterodino para la detección del Sentido de Flujo Sanguíneo en un Detector Doppler Ultrasónico Bi-direccional," *Rev. Mex. Ing. Biomédica*, vol. 36, pp. 249–256, 2015.
- [16] J. García Rodrigo and G. Morales Santiago, *Instalaciones de radiocomunicaciones*, 2da edició. Asturias, España: Paraninfo, 2018.
- [17] F. García Nocetti, J. Solano, M. Fuentes, and E. Rubio, "Detección del sentido del flujo sanguíneo utilizando demodulación heterodina para un sistema Doppler ultrasónico y su validación mediante simulación," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 36, no. 1, pp. 23–31, 2015.
- [18] K. Ian, T. Russell, and R. Jonathan, *FPGA Architecture: Survey and Challenges*, Primera ed. Boston: Now Publishers, 2007.
- [19] Z. Navabi, "Digital Design and Implementation with Field Programmable Devices", *Featuring Altera and Mentor Graphics Verilog Simulation and Synthesis Tools*, First. Boston: Kluwer Academic Publishers, 2005.
- [20] R. W. Larsen, *LabVIEW For Engineers*. Prentice Hall, 2011.
- [21] <https://www.koven.com/doppler-probes-intraoperative.html>
- [22] FPGA d10-Nano SoC. <http://de10-nano.terasic.com/cd>.

- 
- [23] Giuseppe D'Ancona, Hratch L. Karamanoukian, Marco Ricci, Tomas A. Salermo and Jacob Bergsland. Intraoperative Graft Patency Verification in Cardiac and Vascular Surgery. Futura Publishing Company, Inc. 2001