



PONTIFICIA **UNIVERSIDAD CATÓLICA** DEL PERÚ

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

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



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE
FLUJO DE ONDA PULSADA BASADO EN EL ESTIMADOR DE KASAI**

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

Erick Jesús Romero Suárez

ASESOR: Ph. D Ing. Roberto Lavarello

Lima, Febrero de 2010

RESUMEN

En nuestro país, el desarrollo de equipos ultrasónicos capaces de medir la velocidad de flujo es muy limitado. Los motivos incluyen falta de fundamentos teóricos, alto costo de los equipos, complejidad en la construcción de los instrumentos requeridos, y falta de inversión, entre otros. Esto constituye una desventaja ya que estos equipos son herramientas importantes para diversas aplicaciones en el diagnóstico médico, y sólo se pueden acceder a éstos adquiriendo equipos comerciales extranjeros.

Existen diversos tipos de instrumentos ultrasónicos, los cuales se pueden agrupar en dos: sistemas Doppler de onda continua y de onda pulsada. El primero emite ondas ultrasónicas constantemente y se basa en los corrimientos Doppler para estimar la velocidad del flujo, mientras que el segundo emite ráfagas de pulsos ultrasónicos a intervalos definidos y se basa en los corrimientos de fase para estimar la velocidad del flujo. Los sistemas de onda pulsada han dado origen a equipos capaces de construir imágenes de distribución de velocidad de flujo en tiempo real.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo principal implementar un sistema de medición de flujo de onda pulsada. El algoritmo de Kasai y el de correlación cruzada serán utilizados como herramientas para la estimación de velocidades. Dichos algoritmos serán evaluados a través de simulaciones y experimentos. Los datos experimentales serán obtenidos usando un sistema de adquisición de señales ultrasónicas desarrollado por el Grupo de Formación y Procesamiento de Imágenes Médicas de la PUCP. Adicionalmente, se diseñará e implementará un sistema de flujo en colaboración con el Laboratorio de Mecánica de la PUCP, el cual permitirá validar experimentalmente la precisión y exactitud del sistema de medición construido.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	4
CAPÍTULO 1: IMPORTANCIA DE EQUIPOS ULTRASÓNICOS DOPPLER	5
1.1 Importancia del ultrasonido en el monitoreo del flujo sanguíneo	5
1.2 Problemática Actual	5
1.3 Estado del Arte	6
1.4 Objetivos del proyecto	6
CAPÍTULO 2: TEORÍA BÁSICA, TIPOS DE INSTRUMENTOS DOPPLER Y ESTIMADORES DE VELOCIDAD	8
2.1 Reflexión y transmisión de la onda ultrasónica	8
2.2 Sistema de adquisición de datos	10
2.2.1 Sistema de adquisición de datos ultrasónicos.....	11
2.3 El efecto Doppler	12
2.4 Tipos de instrumentos Doppler	12
2.4.1 Doppler de onda continua (OC)	13
2.4.2 Doppler de onda pulsada.....	14
2.5 Interacción del ultrasonido con reflectores en movimiento.....	16
CAPÍTULO 3: ESTIMADORES DE VELOCIDAD DE ONDA PULSADA	20
3.1 El algoritmo de Kasai.....	20
3.1.1 Ecuaciones que gobiernan el algoritmo de Kasai	20
3.1.2 Restricciones del algoritmo de Kasai	23
3.1.3. Implementación y desempeño del algoritmo de Kasai	24
3.2 El algoritmo de correlación cruzada.....	29
3.2.1 Ecuaciones que gobiernan el algoritmo de correlación cruzada.....	29
3.2.2 Implementación y desempeño del algoritmo de correlación cruzada ...	31
3.2.3 Ventajas del algoritmo de correlación cruzada.....	34
3.3 Cancelación de ecos estacionarios	36
CAPÍTULO 4: DESARROLLO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE FLUJO Y EXPERIMENTOS REALIZADOS	38
4. 1 Desarrollo del sistema ultrasónico	38
4.1.1 Circuito excitador (Pulser).....	39
4.1.2 Circuito receptor (Osciloscopio).....	39
4.1.3 Transductor ultrasónico	40
4.1.4 Sistema de control	42
4. 2 Desarrollo del sistema de flujo.....	44
4. 3 Evaluación experimental del sistema ultrasónico.....	46
CONCLUSIONES	59
RECOMENDACIONES	60
BIBLIOGRAFÍA	61

INTRODUCCIÓN

En nuestro país, el desarrollo de equipos ultrasónicos capaces de medir la velocidad de la sangre es muy limitado. Los motivos incluyen falta de fundamentos, alto costo de los equipos, complejidad de hardware, y falta de inversión, entre otros. Esto constituye una desventaja ya que estos equipos son herramientas importantes para el diagnóstico médico, y sólo se puede acceder a éstos adquiriendo equipos comerciales extranjeros.

Existen diversos tipos de instrumentos ultrasónicos, los cuales se pueden agrupar en dos: sistemas Doppler de onda continua y de onda pulsada. El primero emite ondas ultrasónicas constantemente y utiliza los corrimientos Doppler para estimar la velocidad del flujo. Mientras que el segundo emite ráfagas de pulsos ultrasónicos a intervalos definidos y utiliza los corrimientos de fase para estimar la velocidad del flujo.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo principal implementar el algoritmo de Kasai y el de correlación cruzada, ambos estimadores de onda pulsada, como herramienta para estimar velocidades de flujo. La información a procesar será obtenida por un sistema de adquisición de señales ultrasónicas desarrollado en el Perú. Adicionalmente, se diseñará e implementará un sistema con el cual se pueda validar experimentalmente la implementación de dichos algoritmos.

CAPÍTULO 1: IMPORTANCIA DE EQUIPOS ULTRASÓNICOS

DOPPLER

1.1 Importancia del ultrasonido en el monitoreo del flujo sanguíneo

El monitoreo y estimaciones de velocidad de flujo usando ultrasonido se ha convertido en una herramienta importante para el ámbito clínico [1]. Usando estos sistemas ultrasónicos de medición de flujo, es posible detectar anomalías en los vasos sanguíneos tal como bloqueos u obstrucciones de una manera no invasiva y en tiempo real [1-2]. Los parámetros a tomar en cuenta para la evaluación del flujo incluyen la velocidad y el nivel de turbulencia del flujo sanguíneo.

Las imágenes de flujo son muy utilizadas en diagnóstico médico porque los tumores suelen tener hiper-vascularización, es decir, los tumores suelen requerir de irrigación sanguínea elevada con respecto a los tejidos normales. Por ejemplo, la hiper-vascularización es un factor con alta especificidad en el diagnóstico de cáncer de tiroides [3].

Técnicas de Doppler de potencia son utilizadas también para crear imágenes de perfusión, que consiste en analizar la irrigación sanguínea que reciben los tejidos. Estas imágenes permiten analizar la presencia de isquemia (falta transitoria de flujo sanguíneo) o infartos (tejido muerto). Adicionalmente, permiten analizar anomalías en la velocidad del flujo sanguíneo (como obstrucciones). Las imágenes de perfusión son formadas inyectando agentes de contraste en el torrente sanguíneo y analizando el tiempo que demoran dichos agentes en distribuirse en los capilares sanguíneos o válvulas del corazón que se desean estudiar [4].

1.2 Problemática Actual

En nuestro país, el desarrollo de equipos ultrasónicos capaces de medir la velocidad de la sangre es muy limitado. Los motivos incluyen falta de fundamentos, alto costo de los dispositivos, complejidad de hardware, y falta de inversión, entre otros. Esto constituye una desventaja ya que estos equipos son herramientas importantes para el diagnóstico médico.

A pesar de la complejidad involucrada en el desarrollo de sistemas ultrasónicos, la Pontificia Universidad Católica del Perú cuenta con un transmisor de ultrasonido en un rango de frecuencias de hasta 10 MHz [5]. Este sistema será usado para

obtener datos físicos reales y poder probar la precisión de los estimadores de manera experimental. Cabe resaltar que no es exclusivamente necesario contar con un adquirente ultrasónico para evaluar la efectividad y precisión de los algoritmos desarrollados para el cálculo de la velocidad del flujo (estimadores), ya que para estos tipos de pruebas es posible usar simulaciones computacionales que reflejan el comportamiento real del flujo sanguíneo.

1.3 Estado del Arte

La mayoría de equipos ultrasónicos comerciales para aplicaciones médicas en hospitales son capaces de mostrar imágenes de flujo sanguíneo e imágenes anatómicas a la vez en una misma gráfica [6-8]. Las imágenes Doppler a color asignan a cada píxel un color. Los colores elegidos no son los colores reales de la sangre, pero representan las características del flujo sanguíneo tal como la velocidad, dirección y turbulencia. El color rojo indica que el flujo se dirige hacia el transductor, mientras que azul indica que el flujo se aleja del transductor. La intensidad del color es usado para representar la velocidad del flujo, y diferentes tonalidades de verde para indicar niveles de turbulencia [1].

Las imágenes Doppler a color van superpuestas a imágenes de escala de grises, conocidas como imágenes de modo B. Las imágenes de modo B se basan en la amplitud de los ecos para crear una imagen anatómica, donde a cada valor de amplitud se le asigna un valor de escala de grises. A mayor amplitud del eco, mayor brillantez se observará en el píxel; mientras que a menor amplitud del eco, un valor más oscuro será asignado [1].

1.4 Objetivos del proyecto

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo principal implementar un sistema de medición de flujo de onda pulsada. El estimador de Kasai, el primer algoritmo propuesto para la construcción de imágenes de flujo [2], y el estimador de correlación cruzada [9-10] serán utilizados como herramientas para la estimación de velocidades. Ambos algoritmos serán evaluados a través de simulaciones y experimentos. Los datos experimentales serán obtenidos usando un sistema de adquisición de señales ultrasónicas desarrollado por el Grupo de Formación y Procesamiento de Imágenes Médicas de la PUCP. Adicionalmente, se diseñará e implementará un sistema de flujo en colaboración con el Laboratorio de Mecánica

de la PUCP, el cual permitirá determinar la factibilidad de realizar mediciones de flujo usando instrumental desarrollado en Perú.

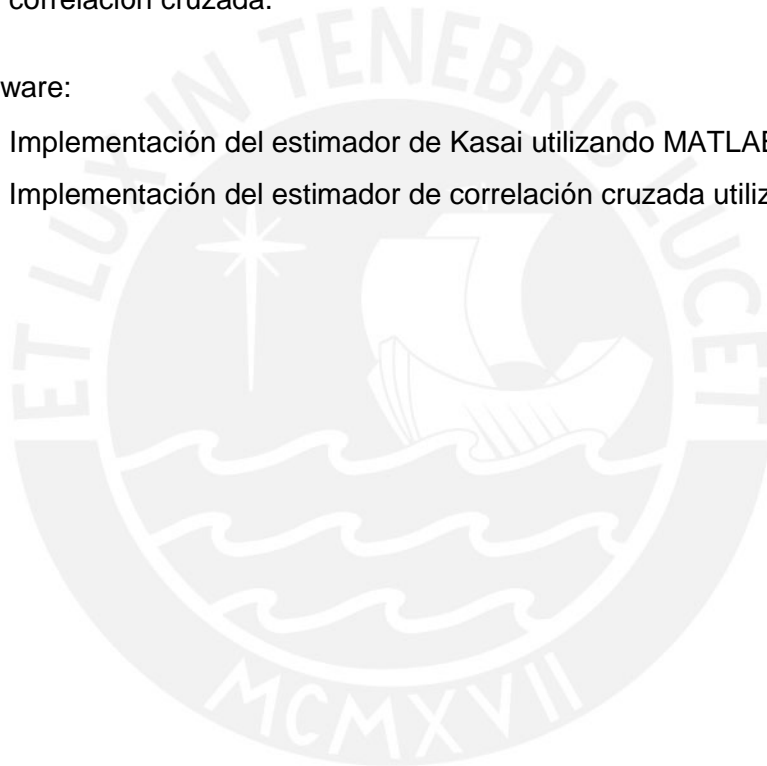
Este proyecto se puede dividir en dos secciones:

1). Hardware:

- Manejo de un sistema de adquisición de datos ultrasónicos para la obtención de datos ultrasónicos.
- Diseño e implementación de un sistema de flujo con el cual se pueda validar experimentalmente la robustez del estimador de Kasai y de correlación cruzada.

2). Software:

- Implementación del estimador de Kasai utilizando MATLAB.
- Implementación del estimador de correlación cruzada utilizando MATLAB.



CAPÍTULO 2: TEORÍA BÁSICA, TIPOS DE INSTRUMENTOS DOPPLER Y ESTIMADORES DE VELOCIDAD

2.1 Reflexión y transmisión de la onda ultrasónica

El ultrasonido es una onda acústica con frecuencias mayores a los 20KHz y necesitan de un medio físico para transmitirse [1]. Debido a la atenuación, la presión acústica disminuye a medida que estas ondas se desplazan por el medio [11].

Una señal de ultrasonido tiene una frecuencia de oscilación la cual es característica de la onda ultrasónica generada. La velocidad de propagación de la onda es una propiedad característica del medio en el cual la onda viaja. La frecuencia de la onda y la velocidad del sonido definen la longitud de onda (y su recíproco llamado número de onda), que es una medida de la periodicidad de las variaciones espaciales generadas por la onda ultrasónica [11]. La relación entre estos parámetros está dada por

$$\lambda = \frac{2\pi}{k} = \frac{c}{f}, \quad (2.1)$$

donde λ es la longitud de onda, k es el número de onda, c es la velocidad del sonido y f es la frecuencia de la onda.

La impedancia acústica es la resistencia de un material a las vibraciones de una onda acústica [1]. La impedancia acústica de un medio se define por la densidad ρ y velocidad de propagación c del mismo, tal que

$$Z = \rho * c. \quad (2.2)$$

En la Tabla 1 se detallan impedancias acústicas Z para algunos tejidos y otros materiales.

Cuando una onda ultrasónica atraviesa dos medios con distintas impedancias acústicas Z , parte de la onda incidente es reflejada (eco) y parte es transmitida, tal como se muestra en la Figura 1.

Tabla 1. Valores de impedancias acústicas para diversos materiales.

Materiales	Z (10⁶ Rayl)
Aire	0.0004
Grasa	1.38
Músculo	1.7
Hígado	1.65
Hueso	7.8
Agua	1.48

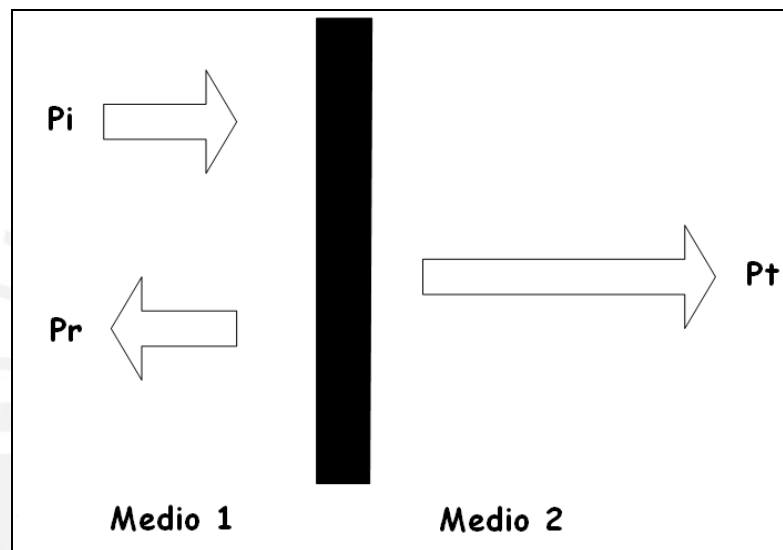


Figura 1. Reflexión y transmisión de una onda ultrasónica al interactuar con dos medios que presentan distintas impedancias acústicas. Basado de [11].

En el caso de trabajar con ondas planas, la onda incidente P_i , la onda reflejada P_r y la onda transmitida P_t de la Figura 2 se pueden expresar de la siguiente manera [3]:

$$P_i = \exp(-jk_0x) \quad (2.3)$$

$$P_r = R * \exp(-jk_0x) \quad (2.4)$$

$$P_t = T * \exp(-jk_1x) \quad (2.5)$$

donde R y T se conocen como los coeficientes de reflexión y de transmisión respectivamente. Estos coeficientes pueden ser calculados como

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.6)$$

$$T = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \tag{2.7}$$

donde Z_1 y Z_2 son las impedancias acústicas del medio 1 y 2 respectivamente.

El porcentaje de energía entre la onda que se refleja y se transmite es independiente de la amplitud de la onda incidente, pero sí depende de las diferencias de impedancias acústicas entre los medios. A mayor sea la diferencia entre impedancias acústicas, mayor será la energía de la onda reflejada en comparación a la onda transmitida.

La descripción de transmisión y reflexión antes presentada corresponde a un caso idealizado de dos medios semi-infinitos. En el caso real de una inclusión embebida en un medio homogéneo, el fenómeno es más complejo y se conoce como dispersión (*scattering*) de onda acústica. La re-propagación de la onda acústica incidente es en general una función compleja de la distribución espacial de las propiedades acústicas (densidad, velocidad del sonido, atenuación, y otros) de la inclusión. Soluciones analíticas pueden ser calculadas solamente para geometrías simples, como cilindros [12,13] y esferas [12,14].

2.2 Sistema de adquisición de datos

El sistema de adquisición de datos (DAQ por sus siglas en inglés) tiene como función coleccionar información acerca de un fenómeno físico [7]. Un DAQ consta de las siguientes etapas: sensado, acondicionamiento de señal, conversión análoga/digital y procesamiento en una computadora, tal como se muestra en la Figura 2.

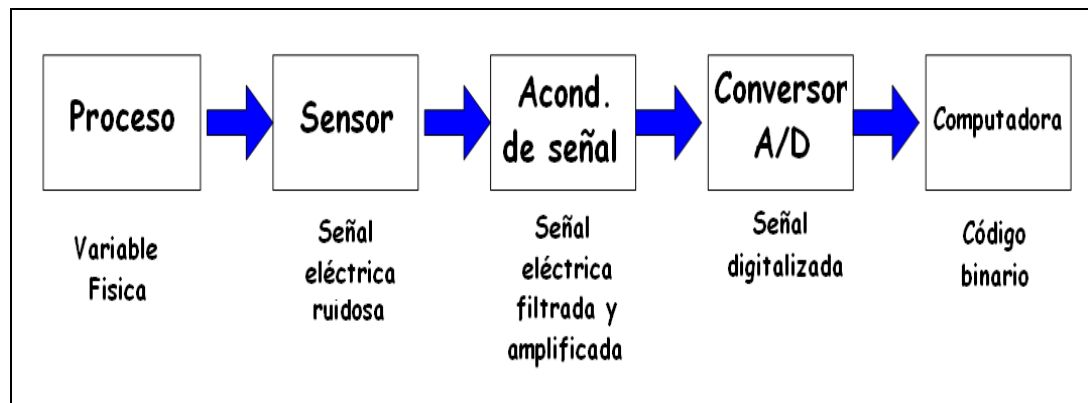


Figura 2. Diagrama de bloques de un DAQ. Basado en [11].

2.2.1 Sistema de adquisición de datos ultrasónicos

Un sistema de adquisición de datos ultrasónicos (Figura 3) consta de dos subsistemas: sistema transmisor y sistema de adquisición de datos.

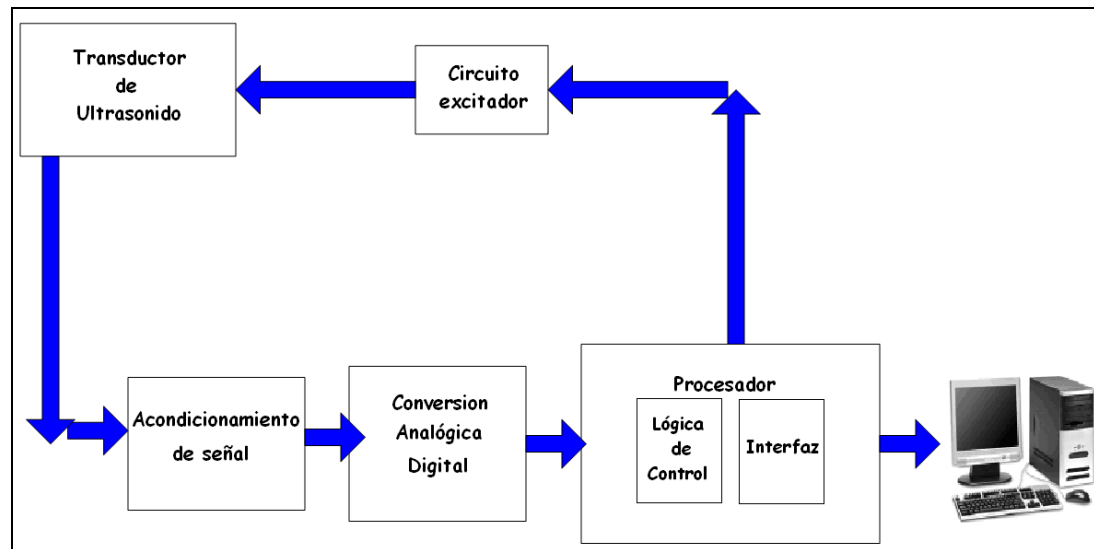


Figura 3. Diagrama de bloques de un sistema de adquisición de datos ultrasónicos. Basado de [7]

I). Transmisión de pulsos

El transmisor ultrasónico genera pulsos con determinadas características (amplitud y ancho de banda) para excitar un transductor ultrasónico. Esto se logra mediante el uso de un circuito electrónico denominado excitador.

II). Recepción de datos

Los datos provenientes de los ecos no contienen un nivel de voltaje adecuado y poseen ruido en su señal. Por lo que en esta etapa la señal es amplificada y filtrada. La amplificación adecua la señal a los niveles requeridos por el conversor análogo digital para minimizar los errores de cuantización y mejorar la resolución. El filtrado se realiza para eliminar componentes de frecuencia no deseados (ruido) y para evitar las réplicas (aliasing) durante el muestreo.

Para digitalizar las señales ultrasónicas, es necesario utilizar un conversor análogo digital de frecuencia elevada. La velocidad de muestreo del ADC debe cumplir el teorema de Nyquist:

$$f_m \geq 2f_{\max} \quad (2.8)$$

Este es el requisito mínimo para digitalizar las señales de manera fidedigna, pero normalmente se utiliza una frecuencia de muestreo mayor al doble de la frecuencia máxima de la señal.

Luego de digitalizar la información, es necesario trasladar dicha información a la PC para su procesamiento y visualización. Para ello, es necesario contar con una interfaz rápida con la computadora, entre ellas PCI, Ethernet y USB.

2.3 El efecto Doppler

El efecto Doppler es el cambio de frecuencia percibido cuando hay un movimiento relativo entre una fuente de onda y el receptor [1], [6]. Una demostración de este fenómeno, ilustrada en la Figura 4, es el cambio de tono que uno percibe de la sirena de una ambulancia a medida que ésta se aleja o acerca. Si la ambulancia se acerca, la frecuencia percibida será mayor a la frecuencia emitida; mientras que si la ambulancia se aleja, la frecuencia percibida será menor.

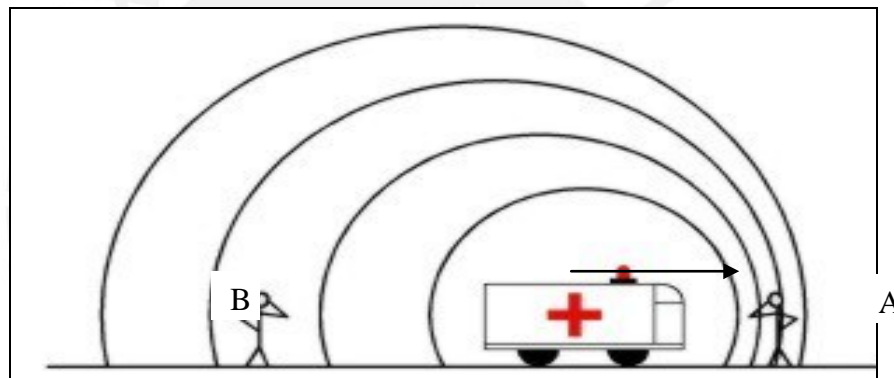


Figura 4. Frecuencia percibida por A es mayor a la frecuencia percibida por B debido a que la ambulancia se está moviendo de B hacia A.

2.4 Tipos de instrumentos Doppler

En 1957, Yoshitake Satomura notó que la frecuencia de una onda ultrasónica cambia cuando es reflejada por un flujo sanguíneo [15], Más aún, demostró que la velocidad del flujo y el corrimiento de frecuencia se relacionaban mediante el principio Doppler. Por lo tanto, Satomura postuló que es posible estimar la velocidad de la sangre mediante un análisis del contenido en frecuencia de los ecos provenientes de la sangre.

Existen dos modalidades para la estimación de la velocidad de flujos sanguíneos usando ultrasonido: Doppler de onda continua (OC) y Doppler de onda pulsada (OP) [1]. Estos instrumentos deben tener suficiente sensibilidad para detectar las señales provenientes de la sangre, las cuales se encuentran típicamente 30-40 dB por debajo de los ecos provenientes de tejidos blandos [16].

2.4.1 Doppler de onda continua (OC)

El transductor de una unidad OC usa dos cristales independientes tal como se ilustra en la Figura 5. El primero (Tx) está programado para emitir ondas continuas, y el segundo (Rx) se utiliza para detectar el ultrasonido reflejado proveniente de la sangre.

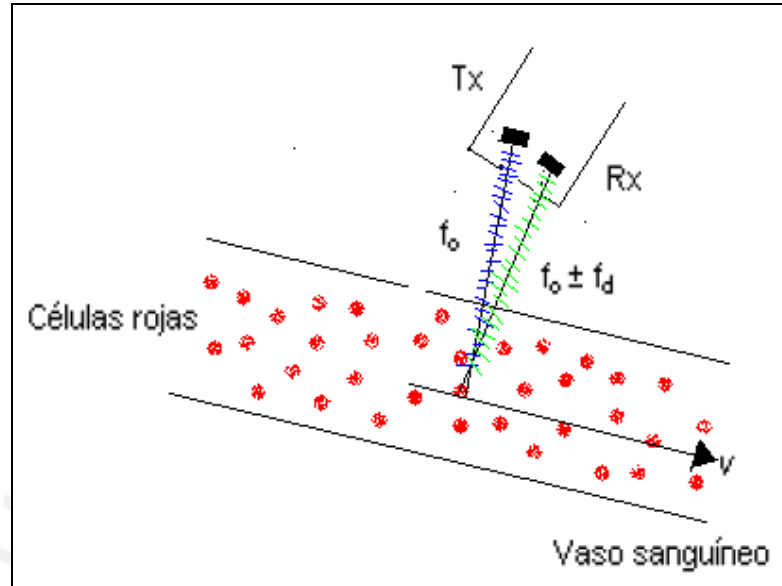


Figura 5. Instrumento Doppler de onda continua. Basado de [8].

En la Figura 5, f_0 es la frecuencia de la señal transmitida, f_d es el corrimiento de frecuencia (corrimiento Doppler), c es la velocidad del sonido, θ es el ángulo formado entre el haz ultrasónico y la dirección del objeto en movimiento y, v es la velocidad de los glóbulos rojos que actúan como los reflectores.

Las ondas ultrasónicas de onda continua se generan al aplicar una señal eléctrica sinusoidal continua al transmisor [1]. El transmisor debe formar cierto ángulo con el receptor tal que la onda incidente no se trasape con la onda reflejada. La sección donde se intersecan ambas señales corresponde a la sección de muestra.

En los instrumentos Doppler de OC, se utiliza el corrimiento Doppler directamente para estimar la velocidad de la sangre, ver ecuación 2.9. Al corrimiento Doppler se entiende como el corrimiento de frecuencia presente en la señal reflejada en comparación con la señal incidente [6].

$$f_d = \frac{2vf_0 \cos \theta}{c} \quad (2.9)$$

2.4.2 Doppler de onda pulsada (OP)

Los instrumentos Doppler de OP usan un solo cristal tanto para transmitir como para recibir ondas acústicas. El transductor es excitado a intervalos regulares por una señal eléctrica en forma de pulsos, para generar el correspondiente tren de pulsos de ultrasonido. De este modo, se reciben ecos de forma regular desde los reflectores, tal como se observa en la Figura 6. La frecuencia a la que el transductor emite un pulso ultrasónico es conocida como frecuencia de repetición de pulsos (PRF).

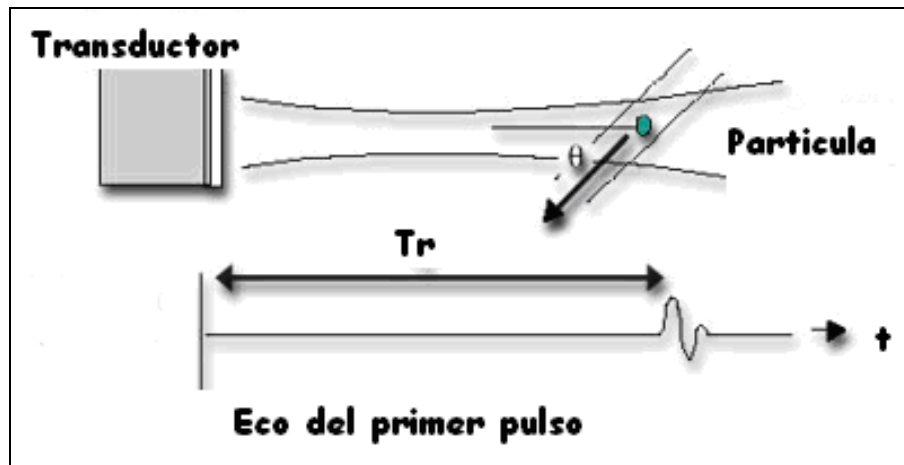


Figura 6. Eco generado por la interacción de la onda ultrasónica con una partícula utilizando una unidad OP.

Debido a que en los instrumentos Doppler OP los pulsos ultrasónicos tienen una duración de tiempo finito, es posible calcular el tiempo de retorno del pulso ultrasónico y, por consiguiente, la profundidad del reflector. Al tiempo total que tarda la onda ultrasónica en transmitirse desde el transductor al reflector y del reflector al transductor se le conoce como tiempo de retorno. La profundidad del reflector y el tiempo de retorno están relacionadas a través de la siguiente fórmula.

$$d = \frac{c * Tr}{2} \quad (2.10)$$

donde d es la profundidad del reflector con respecto al transductor y Tr es el tiempo de retorno.

A diferencia de los instrumentos Doppler OC, los instrumentos Doppler OP no usan los corrimientos Doppler para estimar la velocidad del flujo, sino el corrimiento en el tiempo entre ecos provenientes de una sección de muestra [16]. Las técnicas de estimación de onda pulsada se pueden agrupar en dos grupos [16]: estimadores de

banda angosta y estimadores de banda ancha. La diferencia entre ellas es que la primera utiliza ventanas fijas para comparar dos ecos sucesivos, mientras que la segunda utiliza ventanas móviles para poder rastrear a los reflectores entre ecos sucesivos. Se entiende como ventana al rango de profundidades que el transductor ultrasónico usa para recopilar información útil para estimar la velocidad de flujo. Si es que el rango de profundidades es fijo, entonces se habla de una ventana fija; caso contrario, se habla de una ventana móvil.

Si el flujo no se mueve a una velocidad muy alta con respecto a la duración total del pulso, porciones de las señales reflejadas en pulsos consecutivos correspondientes a la misma región espacial son muy parecidas entre sí, tal como se muestra en la Figura 7. En particular, si el corrimiento temporal corresponde a menos de una longitud de onda de la frecuencia principal del pulso ultrasónico, dicho corrimiento puede ser estimado como una diferencia de fase. Por lo tanto, los datos utilizados para la estimación de la velocidad serán obtenidos utilizando ventanas fijas.

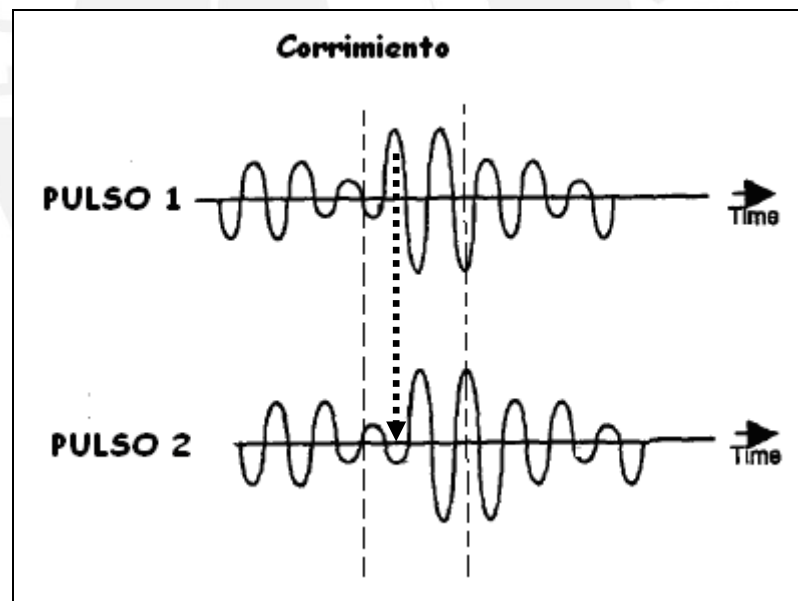


Figura 7. Ecos consecutivos correspondientes a un mismo rango de profundidades. Se observa que el pulso 2 está retrasado con respecto al pulso 1 en menos de una longitud de onda. Para calcular los corrimientos, bastaría utilizar ventanas fijas.

Basado de [17].

Sin embargo, si el flujo se mueve muy rápido con respecto a la duración del pulso, los ecos correspondientes a la misma profundidad son muy diferentes entre sí. En particular, estimar el corrimiento temporal a partir de una diferencia de fase resulta inapropiado cuando dicho corrimiento es mayor a una longitud de onda de la

frecuencia principal del pulso emitido. Por lo tanto, se necesita utilizar ventanas móviles para rastrear el eco detectado en la primera transmisión. Esto se muestra en la Figura 8.

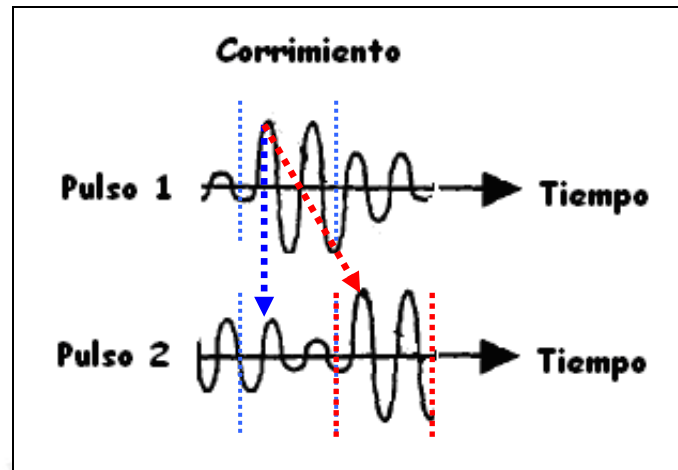


Figura 8. Ecos consecutivos correspondientes a un mismo rango de profundidades. Se observa la diferencia notoria entre las señales recibidas. Para calcular los corrimientos, se tendría que utilizar ventanas móviles (sección azul para el Pulso 1 y sección roja para el Pulso 2). Basado de [17].

Los estimadores de banda estrecha son computacionalmente más eficientes y por lo tanto son más convenientes para implementaciones en tiempo real. Sin embargo, se deduce de la discusión en los párrafos anteriores que las condiciones en que los estimadores de banda estrecha son válidos, son más restrictivas que las correspondientes a estimadores de banda ancha. Una condición que permite cuantificar cuan apropiado es usar estimadores de banda estrecha está dada por la inecuación [17].

$$vT \ll \frac{c}{2B} \quad (2.11)$$

donde T es el intervalo de tiempo total usado en la estimación de velocidad para una cierta región de análisis y B es el ancho de banda de la señal transmitida. El término de la izquierda de la ecuación 2.11 representa la distancia axial recorrida por los glóbulos rojos a través del haz, y el segundo término representa la longitud efectiva del pulso transmitido.

2.5 Interacción del ultrasonido con reflectores en movimiento

Un modelo simple de cómo el ultrasonido interactúa con una partícula en movimiento es presentado a continuación. El estudio de este modelo nos dará un mejor entendimiento de cómo el ultrasonido es usado para estimar la velocidad de

la sangre. El contenido de esta sección ha sido adaptado del Capítulo 2 de la referencia [18], la cual puede ser consultada para obtener mayores detalles.

Un transductor emite una ráfaga de ondas ultrasónicas, la cual se propaga por el medio hasta que interactúa con el reflector. La geometría del problema se ilustra en la Figura 9.

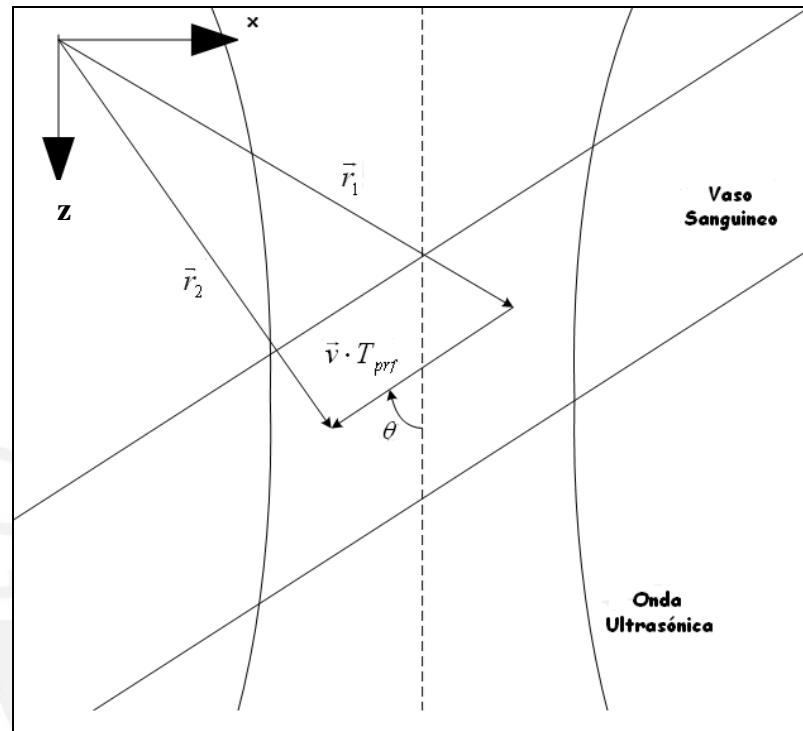


Figura 9. Sistema coordenado para una partícula moviéndose a través de un vaso sanguíneo. Basado de [18].

Asumiendo que el vector de velocidad \vec{v} se sitúa en el plano x-z, la velocidad en la dirección z es

$$v_z = |\vec{v}| \cos \theta \quad (2.12)$$

La posición en el eje z del reflector es

$$p_s(t) = d_0 + t|\vec{v}| \cos \theta = d_0 + v_z \cdot t \quad (2.13)$$

donde d_0 es la posición inicial del reflector en $t = 0$. La posición del pulso emitido cuando $t = t_e$ es

$$p_p(t) = (t - t_e)c \quad (2.14)$$

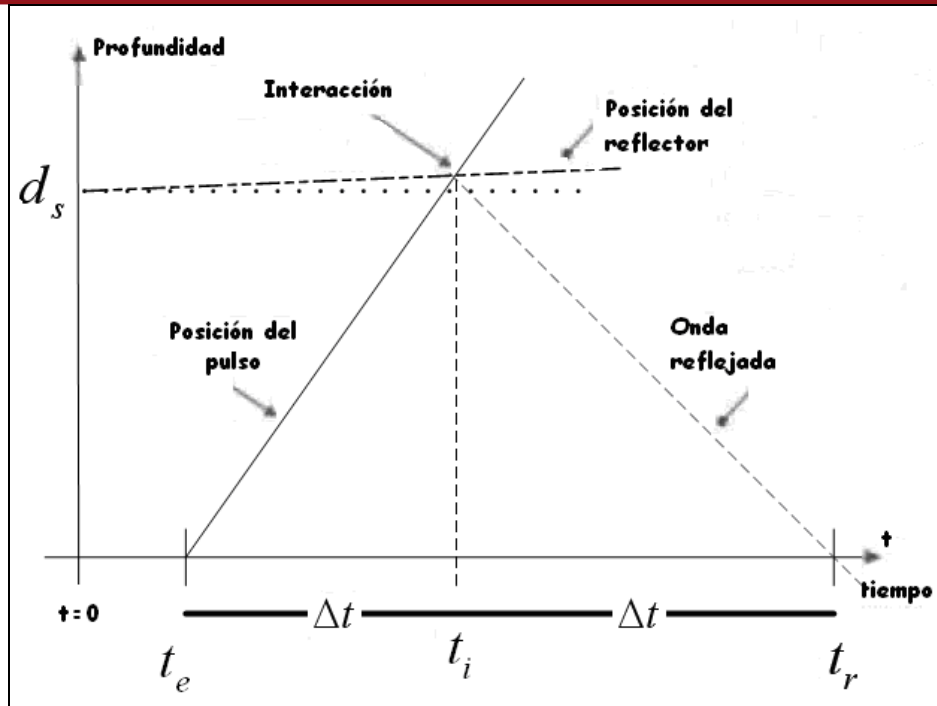


Figura 10. Diagrama Profundidad vs tiempo mostrando la posición del reflector, inicio del pulso ultrasónico, posición del reflector con velocidad igual a cero y posición de la onda reflejada. Basado de [18].

Denotando a la señal emitida como $e(t)$, la señal reflejada es

$$r_s(t) = a \cdot e(\alpha(t - t_0)) \tag{2.15}$$

donde a representa al coeficiente de reflexión, α es el factor de compresión temporal y t_0 es el tiempo transcurrido entre la emisión y la recepción.

La ecuación 2.15 muestra que la señal recibida es una versión retrasada de la señal emitida con una escala de tiempo comprimida o expandida. Por lo tanto, la frecuencia de la señal emitida se percibirá como menor si el reflector se está moviendo hacia fuera del transductor y mayor si se está moviendo hacia el transductor. Sin embargo, detectar el corrimiento en frecuencia es una labor complicada cuando se trabaja con un pulso de banda ancha debido a que otros efectos como la atenuación dominan significativamente sobre el pequeño corrimiento Doppler [19]. Por lo tanto, en la práctica el corrimiento Doppler de los ecos reflejados no se usa para estimar la velocidad de flujo.

Debido al problema anterior, es necesario buscar otra característica de la señal reflejada que permita determinar la velocidad del flujo. Si se compara dos señales

reflejadas provenientes de dos pulsos consecutivos, se observará que los tiempos de retorno que cada eco es distinto. La señal recibida proveniente del primer pulso es

$$r_{s1}(t) = e(\alpha(t - t_0)) \quad (2.16)$$

y proveniente del segundo pulso es

$$r_{s2}(t) = r_{s1}\left(t - \frac{T_{PRF}}{\alpha}\right) \quad (2.17)$$

Contrastando la ecuación 2.16 y 2.17 se observa un pequeño corrimiento en posición, el cual puede ser percibido también como un corrimiento en el tiempo con respecto a la emisión del pulso. Este cambio es

$$t_s = \frac{2v_z}{c} T_{PRF} \quad (2.18)$$

Por lo tanto, medir el retraso entre dos ecos consecutivos permite estimar la velocidad de movimiento del flujo. Un ejemplo de un estimador de OP de banda angosta es el estimador de Kasai, y la forma en que éste estima la velocidad es relacionando estos incrementos en el tiempo como una diferencia de fase. Por otro lado, un ejemplo de un estimador de OP de banda ancha es el estimador de correlación cruzada, y la forma en que éste estima la velocidad es directamente a través de los corrimientos en el tiempo.

En el siguiente capítulo, se explicará con mayor detalle el estimador de Kasai y el estimador de correlación cruzada. Asimismo, se mencionarán algunas ventajas y desventajas de ambos algoritmos.

CAPÍTULO 3: ESTIMADORES DE VELOCIDAD DE ONDA PULSADA

En el presente capítulo se explicará y evaluará mediante simulaciones dos estimadores de velocidad de flujo de onda pulsada: el estimador de Kasai y el de correlación cruzada.

3.1 El algoritmo de Kasai

El algoritmo de Kasai se basa en el concepto de utilizar dos o más emisiones consecutivas para calcular la diferencia de tiempos de retorno como una diferencia de fase [2]. Estos corrimientos de fase presentes en las señales recibidas se calculan usando ecos provenientes de una misma sección de muestra.

El estimador de Kasai es un algoritmo robusto y fácil de implementar computacionalmente. Sin embargo, sufre del efecto de réplicas (aliasing, ambigüedad en los resultados cuando se estima velocidades altas) y de dependencia a la frecuencia central f_0 (la frecuencia central de la señal reflejada es diferente a f_0 debido a la dependencia de la frecuencia con la atenuación).

Las siguientes secciones se enfocarán en la estructura del algoritmo de Kasai. Asimismo, se explicará con mayor detalle el procedimiento de cómo obtener la fase de las señales recibidas y cómo se relacionan éstas con la velocidad del objeto en movimiento. Finalmente, simulaciones hechas en computadora usando MATLAB mostrarán las capacidades y el desempeño del algoritmo de Kasai.

3.1.1 Ecuaciones que gobiernan el algoritmo de Kasai

Cuando un sonido con frecuencia angular ω_0 es transmitido hacia un objeto en movimiento, la señal reflejada es [2]

$$e(t) = R_e \{ z(t) e^{j\omega_0 t} \} \quad (3.1)$$

donde $z(t)$ es la señal envolvente compleja de $e(t)$.

En la siguiente derivación se asume que la señal emitida es de banda estrecha.

Bajo este supuesto, la frecuencia instantánea $\bar{\omega}$ de la envolvente compleja en

banda base $z(t)$ puede ser estimada a partir de la frecuencia media de la densidad espectral de potencia $P(w)$, es decir,

$$\bar{w} = \frac{\int wP(w)dw}{\int P(w)dw} \quad (3.2)$$

donde $P(w)$ puede ser estimado a partir de la función de auto-correlación de $z(t)$

$$R(t) = z(t) * z(-t) \quad (3.3)$$

$$P(w) = F\{R(t)\} \quad (3.4)$$

Si el objeto analizado se encuentra en reposo, \bar{w} es igual a cero. Si el objeto analizado se encuentra en movimiento, \bar{w} se puede relacionar con la velocidad del objeto mediante la relación Doppler reseñada en la ecuación 3.5.

$$\bar{v} = \frac{\bar{w}}{w_0} * \frac{c}{2 \cos \theta} \quad (3.5)$$

donde c representa la velocidad del sonido y θ representa el ángulo formado entre la dirección de la onda ultrasónica y el objeto en movimiento. Valores típicos de la frecuencia de portadora f_0 y del corrimiento Doppler se sitúan alrededor de 2-5 MHz y 20 KHz, respectivamente [2].

Para calcular la velocidad del flujo se necesita estimar el valor de \bar{w} . A partir de la relación en (3.4) se puede obtener este valor.

$$R(\tau) = \int P(w)e^{jw\tau} dw \quad (3.6)$$

$$\dot{R}(\tau) = j \int wP(w)e^{jw\tau} dw \quad (3.7)$$

donde $\dot{R}(\tau)$ es la primera derivada de la función $R(\tau)$ en función de τ . Para $\tau = 0$, se cumple que

$$R(0) = \int P(w)dw \quad (3.8)$$

y

$$\dot{R}(0) = j \int wP(w)dw \quad (3.9)$$

Por lo tanto, uniendo las ecuaciones 3.2, 3.8 y 3.9 se obtiene

$$jw = \frac{\dot{R}(0)}{R(0)} \quad (3.10)$$

La ecuación 3.10 relaciona la función de auto-correlación con la frecuencia instantánea; sin embargo, no es eficiente implementarla computacionalmente. Si la función de auto-correlación se expresa de manera polar, se tiene que

$$R(\tau) = |R(\tau)|e^{j\phi(\tau)} = A(\tau)e^{j\phi(\tau)} \quad (3.11)$$

Denotando $\dot{R}(\tau)$ como la primera derivada de la función $R(\tau)$ en función de τ , se tiene que:

$$\dot{R}(\tau) = (\dot{A}(\tau) + jA(\tau)\dot{\phi}(\tau))e^{j\phi(\tau)} \quad (3.12)$$

Se sabe que la función de auto-correlación es par, entonces se cumple que $A(\tau)$ es par y que $\phi(\tau)$ es impar. Por consiguiente, para $\tau = 0$ se tiene que

$$R(0) = A(0) \quad (3.13)$$

y

$$\dot{R}(0) = jA(0)\dot{\phi}(0) \quad (3.14)$$

Uniendo las ecuaciones 3.10, 3.13 y 3.14, se obtiene una ecuación alternativa de cómo hallar la frecuencia instantánea.

$$\bar{w} = \frac{\phi(T) - \phi(0)}{PRI} = \frac{\phi(T)}{PRI} \quad (3.15)$$

donde PRI es el intervalo de repetición de pulsos y representa el intervalo de tiempo que el transductor tarda en emitir pulsos ultrasónicos consecutivos.

Por lo tanto, el algoritmo de Kasai permite obtener la velocidad de flujo a partir del cálculo de la correlación de retraso unitario de los ecos de radio frecuencia en el dominio del tiempo lento, la cual puede ser calculada como

$$\bar{R}(t) = \sum_{i=0}^{n-1} z_i(t) z_{i+1}^*(t), \quad (3.16)$$

Donde $z_i(t)$ es la i -ésima trama ultrasónica. A pesar de que teóricamente la correlación unitaria en el dominio lento se puede obtener estimar con $n=1$, en la práctica se utilizan valores de $n>1$ debido a la sensibilidad de las mediciones de fase al ruido presente en los ecos ultrasónicos. El efecto del ruido también se puede reducir promediando valores de correlación unitaria obtenida para puntos del dominio del tiempo rápido adyacentes en una ventana de duración T_r , es decir,

$$\bar{\bar{R}}(t) = \int_t^{t+T_r} \bar{R}(t') dt'. \quad (3.17)$$

En la práctica, las señales ultrasónicas son adquiridas usando sistemas digitales y por tanto $T_r = mT_s$, donde T_s es el recíproco de la frecuencia de muestreo.

3.1.2 Restricciones del algoritmo de Kasai

Los parámetros que se describirán en esta sección juegan un papel crucial en establecer el rango de velocidades que el algoritmo de Kasai es capaz de estimar fidedignamente.

El parámetro que determina la velocidad máxima que el sistema es capaz de medir sin incurrir en el efecto de las réplicas (aliasing) es la frecuencia de repetición de pulsos (PRF) [18], [20], debido a que en el algoritmo de Kasai ésta representa la frecuencia de muestreo. Por consiguiente, según el teorema de Nyquist, la frecuencia máxima aceptada es

$$f_{\max} = \frac{f_{PRF}}{2}. \quad (3.18)$$

Por lo tanto se debe cumplir que [13]

$$\frac{2v_{\max}}{c} \left(f_0 + \frac{B}{2} \right) < \frac{f_{PRF}}{2} \quad (3.19)$$

donde v_{\max} es la velocidad máxima a estimar, c es la velocidad del sonido, f_0 es la frecuencia de portadora, B es el ancho de banda del transductor y f_{PRF} es la frecuencia de repetición de pulso.

De esta forma, se deduce que la velocidad máxima que el sistema ultrasónico es capaz de estimar es igual a

$$v_{\max} = \frac{c}{2} \frac{f_{PRF}}{2f_0 + B}. \quad (3.20)$$

La ecuación 3.20 muestra que a mayor PRF, mayor será el valor de velocidad que el sistema es capaz de estimar sin incurrir en el efecto de las réplicas (aliasing). Sin embargo, al incrementar la PRF la muestra tendrá que estar más cerca al transductor debido al menor tiempo que se tiene para recibir ecos ultrasónicos. Si se eligen mal los parámetros, las señales reflejadas se traslaparán con el siguiente pulso ultrasónico emitido

A partir de la ecuación 3.21 se puede determinar, en base a la frecuencia de repetición de pulsos (PRF), la distancia máxima de separación entre la sección de muestra y el transductor ultrasónico para que no ocurra traslapamiento de señales.

$$f_{PRF} \leq \frac{c}{2d_0} \quad (3.21)$$

donde d_0 = es la distancia entre la sección de muestra y el transductor.

3.1.3. Implementación y desempeño del algoritmo de Kasai

En la presente sección se evaluará el desempeño del algoritmo de Kasai por medio de simulaciones usando Matlab. Los datos utilizados para las simulaciones fueron generados en el Bioacoustics Research Laboratory de la Universidad de Illinois en Urbana-Champaign.

El objeto simulado consta de dos regiones: (región 1) donde la velocidad es de 0.25 m/s y se encuentra entre las profundidades 0 - 1.3 cm y 2.7 - 4 cm de las

graficas de estimación de velocidad mostradas más adelante, y la (región 2) donde la velocidad es de 0.5 m/s y se encuentra entre las profundidades 1.4 - 2.6 cm.

Los datos simulados corresponden a ecos recolectados luego de emitir 65 pulsos ultrasónicos para una posición fija utilizando un transductor de frecuencia central 5MHz. La frecuencia de muestreo y la frecuencia de repetición de pulsos fueron 100 MHz y 10 KHz, respectivamente. Se consideró un flujo paralelo a la dirección del transductor. Los datos adquiridos por el transductor ultrasónico provenientes de una sección de muestra se almacenaron en un arreglo cuya estructura es mostrada en la Figura 11. Las columnas representan a los ecos adquiridos (dominio de tiempo lento), y las filas a las muestras que detallan a cada eco (dominio de tiempo rápido).

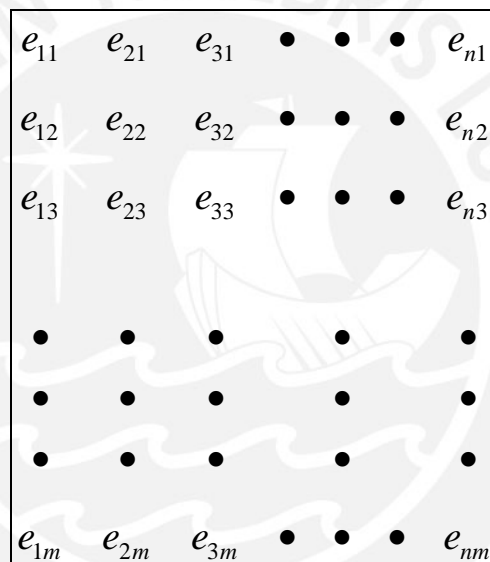


Figura 11. Estructura que muestra el número total de datos adquiridos por el transductor ultrasónico. Las columnas representan a los ecos adquiridos (dominio de tiempo lento) y las filas a las muestras tomadas de cada eco (dominio de tiempo rápido).

Señales reflejadas correspondientes a la emisión del primer y el sexagésimo quinto pulso ultrasónico se muestran en la Figura 12,

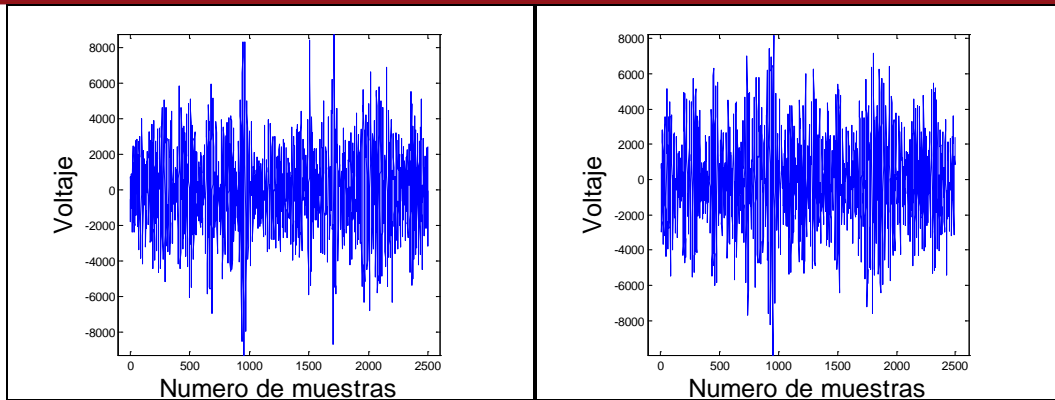


Figura 12. Señal reflejada simulada después de haberse emitido el primer (izquierda) y sexagésimo quinto (derecha) pulso ultrasónico.

La Figura 13 muestra un acercamiento de los ecos mostrados en la Figura 12. Se compara la primera y sexagésima quinta señal a la vez para observar de manera clara el corrimiento de fase presente entre ellos.

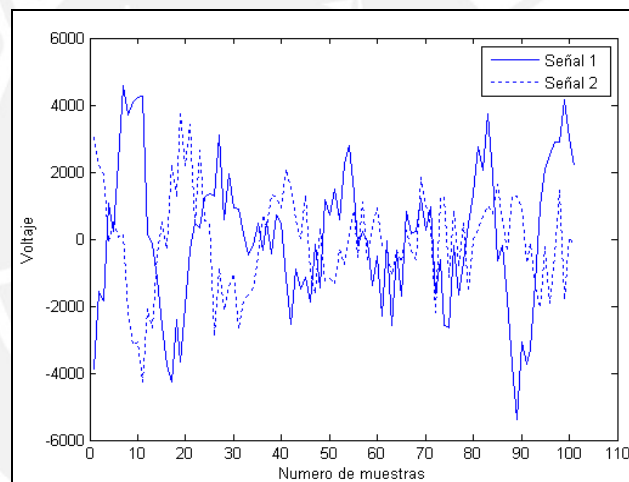


Figura 13. Acercamiento de los ecos mostrados en la Figura 12. Las señales 1 y 2 representan a la señal reflejada proveniente de la sección de muestra después de haberse emitido el primer y sexagésimo quinto pulso ultrasónico, respectivamente.

La parte imaginaria de la señal analítica $z(t)$ fue calculada usando la transformada de Hilbert. La parte real e imaginaria de la envolvente compleja de una de las señales simuladas se muestra en la Figura 14.

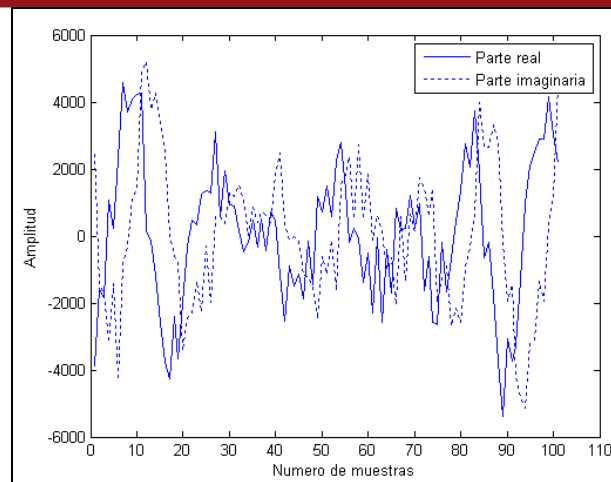


Figura 14. Parte real e imaginaria de la envolvente compleja de la señal simulada.

La resolución temporal es inversamente proporcional al número total de ecos que se emplea para estimar la velocidad (n). A mayor número de ecos empleados por estimación, menor será el ruido presente en el resultado. Los valores de n que se eligen normalmente son pequeños, ya sea 8, 16 o 24 ecos por estimación [18].

La resolución espacial es inversamente proporcional al número total de muestras que se utiliza por eco para estimar la velocidad (m). En la práctica, el valor de T_r se escoge igual a la duración del pulso transmitido para reducir los efectos del ruido dado que los estimados de velocidad dentro de dicha ventana temporal se encuentran correlacionados y por tanto dicha elección no conlleva una pérdida efectiva de resolución espacial [21].

Cada simulación arroja como resultado un vector donde cada elemento representa a una estimación de velocidad a una determinada profundidad. Para facilitar la visualización de los resultados, la matriz será mostrada a través de un gráfico, en el cual el eje X representa la velocidad y el eje Y representa la profundidad. A continuación, se muestran varias simulaciones obtenidas utilizando diversos valores de n y m .

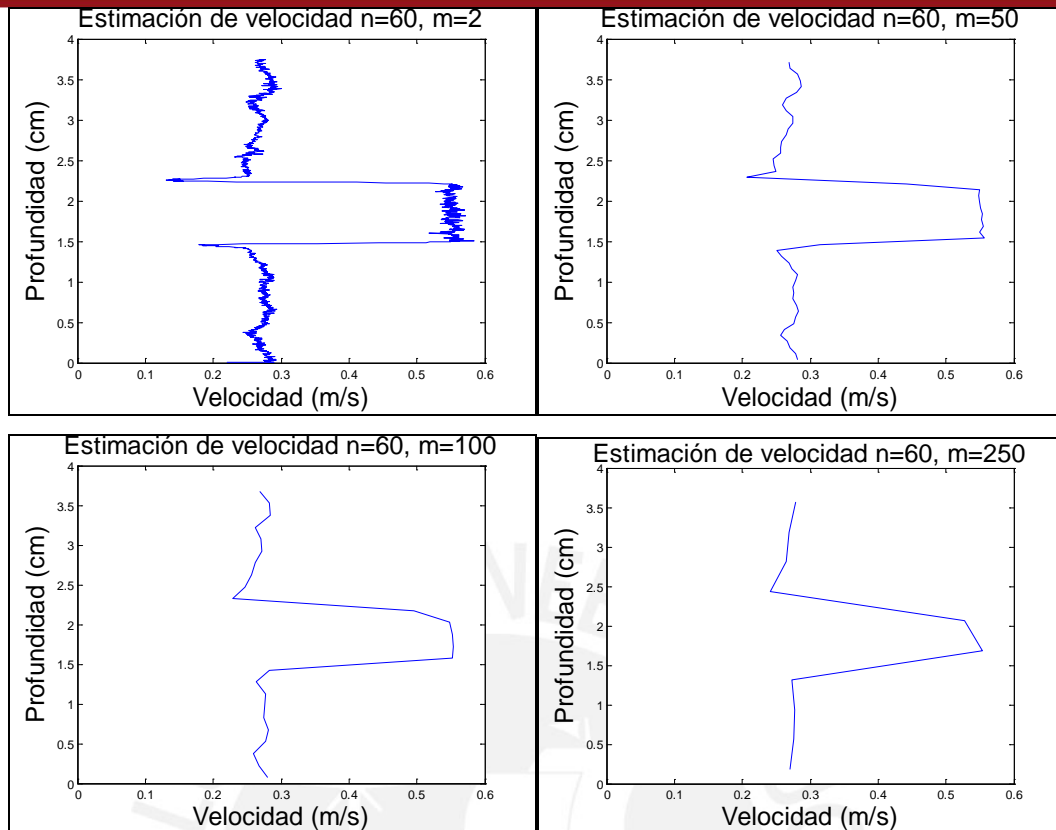


Figura 15. Estimaciones de velocidad usando el algoritmo de Kasai para diferentes valores de m .

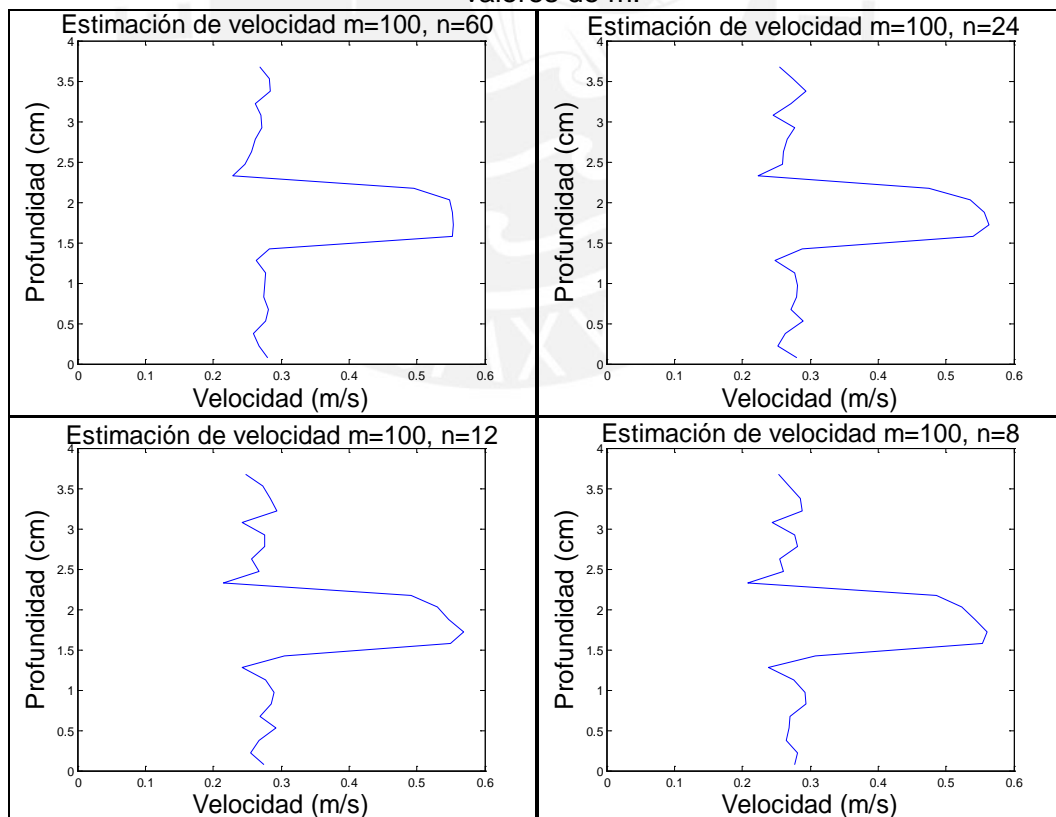


Figura 16. Estimaciones de velocidad usando el algoritmo de Kasai para diferentes valores de n .

3.2 El algoritmo de correlación cruzada

El algoritmo de correlación cruzada se basa en el concepto de utilizar dos o más emisiones consecutivas para calcular la diferencia de tiempos de retorno directamente [9]. A diferencia del estimador de Kasai, en el estimador de correlación cruzada los corrimientos entre señales consecutivas pueden ser mayores a una longitud de onda debido a que la función de correlación presenta un máximo absoluto. Por consiguiente, velocidades de mayor magnitud pueden ser estimadas sin que se produzca aliasing.

Sin embargo, sufren del efecto de modulación por el ancho del haz ultrasónico (la intensidad de los reflectores se incrementan a medida que estos están más próximos al eje del haz, modulación en amplitud) y presentan una probabilidad de estimación incorrecta debido a falsos picos en la función de correlación.

Las siguientes secciones se enfocarán en la estructura del algoritmo de correlación cruzada. Asimismo, se explicará con mayor detalle el procedimiento de cómo obtener los corrimientos temporales entre las señales recibidas y cómo se relacionan éstas con la velocidad del objeto en movimiento. Finalmente, simulaciones hechas en computadora usando MATLAB mostrarán las capacidades y el desempeño del algoritmo.

3.2.1 Ecuaciones que gobiernan el algoritmo de correlación cruzada

La correlación cruzada utiliza directamente los corrimientos en el tiempo entre distintas tramas para hallar la velocidad. El tema relacionado a los corrimientos entre distintas tramas se explicó en la Sección 2.5 obteniéndose la siguiente relación entre dos tramas consecutivas

$$r_{s2}(t) = r_{s1}(t - t_s) \quad (3.23)$$

Estos corrimientos temporales son estimados a través de la correlación cruzada $R(s)$.

$$R(s) = \int_{-\infty}^{\infty} r_{s1}(t) \cdot r_{s2}(t + s) dt. \quad (3.24)$$

La variable s representa el parámetro de desplazamiento de la función de correlación cruzada. Insertando la ecuación (3.23) en (3.24) resulta

$$R(s) = \int_{-\infty}^{\infty} r_{s1}(t) \cdot r_{s1}(t + s - t_s) dt \tag{3.25}$$

El valor máximo de la función $R(s)$ se obtiene cuando $s = t_s$ y por tanto la velocidad del flujo puede ser calculada como

$$\bar{v} = \frac{t_s}{PRI} * \frac{c}{2 \cos \theta} \tag{3.26}$$

La Figura 17 muestra el procedimiento que utiliza la función de correlación para estimar la velocidad.

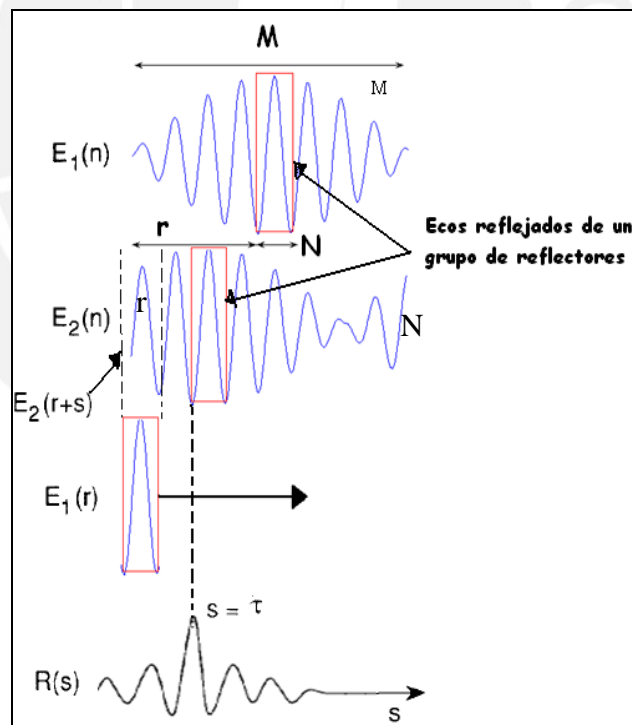


Figura 17. Rastreo digital de una sección de muestra basado en encontrar el máximo valor del resultado de la función de Correlación normalizada. Una ventana de ancho N localizado en una posición específica r es removida del eco 1 y es correlacionado a distintas posiciones s a lo largo del eco 2. El valor de s que produce el mayor valor en la función de correlación $R(s)$ corresponde a $s = \tau$.

Basado de [17].

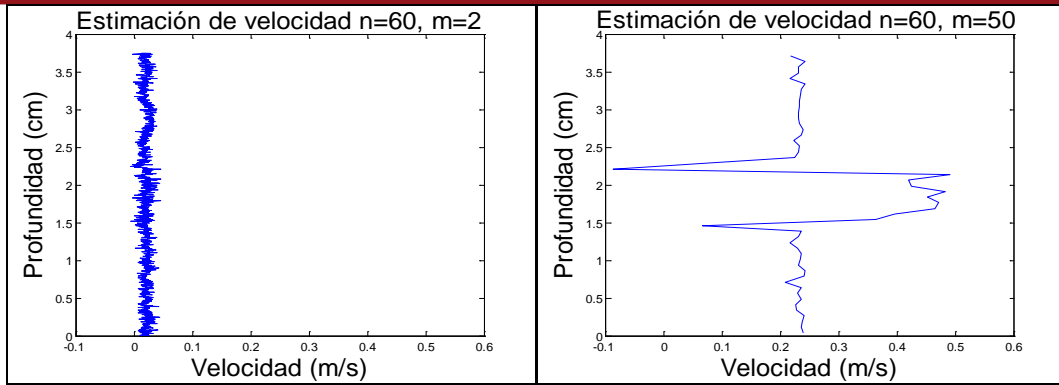
3.2.2. Implementación y desempeño del algoritmo de correlación cruzada

En la presente sección se evaluará el algoritmo de correlación cruzada por medio de simulaciones usando Matlab. Los datos utilizados para las simulaciones son los mismos que fueron utilizados en la sección 3.1.3. El rango de desplazamiento de la ventana móvil se escogió como el doble del ancho de la ventana. Es decir, si la longitud de la ventana móvil es 200 muestras, el parámetro 's' de la ecuación (3.25) tomó valores entre -200 y 200 muestras. Esta elección del rango de desplazamientos asume que la duración de la ventana es mayor que la distancia recorrida por el flujo sanguíneo entre dos emisiones ultrasónicas consecutivas. Al normalizar el rango de desplazamientos en función del ancho de la ventana se busca reducir la probabilidad de falsa detección [18]. Sin embargo, se debe recalcar que esta elección es empírica y otras reglas para elegir el rango de desplazamiento de la ventana pueden ser consideradas.

Simulaciones obtenidas utilizando diversos valores de n (número de ecos por estimación) y m (representa tanto al ancho de la ventana móvil como el número total de estimados de velocidad promediados para reducir el ruido) para estimar la velocidad de flujo se muestran en las Figuras 18 y 19.

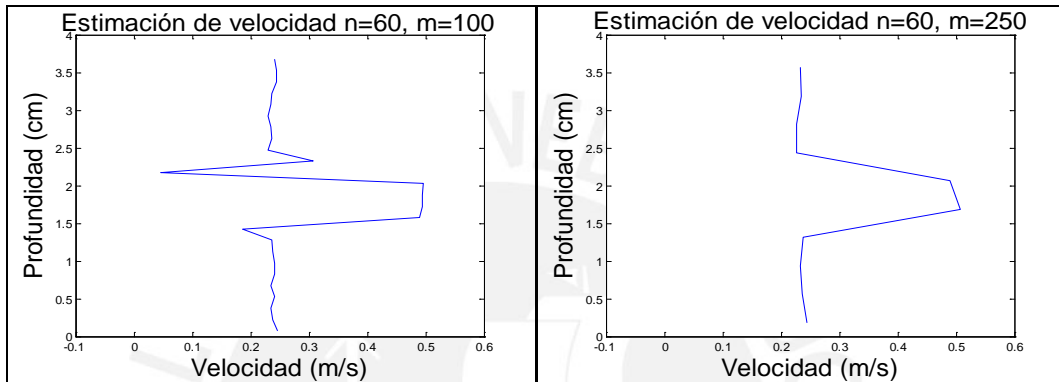
Las gráficas mostradas en esta sección demuestran que el algoritmo de correlación cruzada ha sido capaz de estimar las velocidades de flujo de manera fidedigna (al igual que el algoritmo de Kasai) para valores de n y m elegidos correctamente. Cabe mencionar que, al igual que en el caso del estimador de Kasai, en la práctica el ancho de la ventana móvil se elige igual a la duración del pulso ultrasónico [8-9].

Un punto importante que se observa de las Figuras 18 y 19 es la presencia de picos o fluctuaciones en las estimaciones de velocidad en puntos cercanos al borde de la inclusión. Esto podría ser causado por pérdida de correlación en estas localizaciones espaciales y es una de las causas de pérdida de precisión del algoritmo de correlación cruzada [18]. Reducir el rango de desplazamientos de la ventana móvil reduce la probabilidad de detección falsa de velocidades pero también limita el rango de velocidades estimables.



(a)

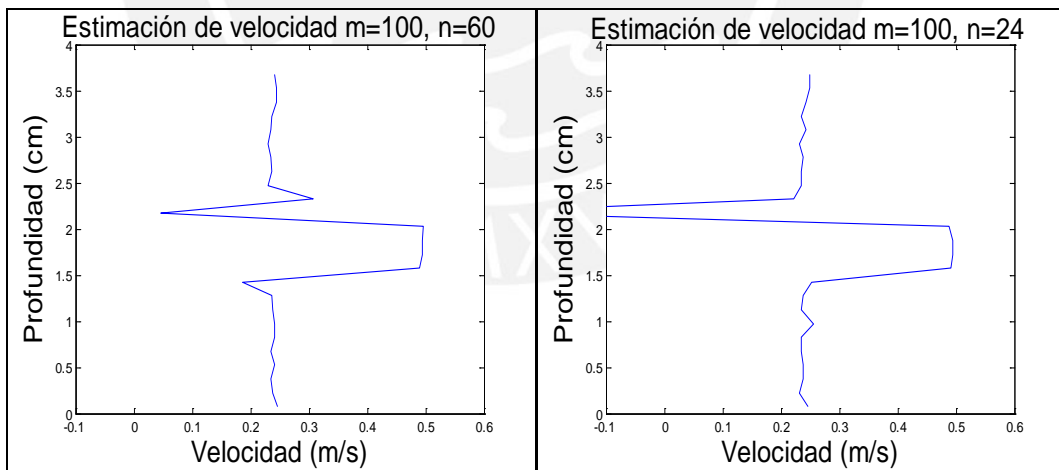
(b)



(c)

(d)

Figura 18. Estimaciones de velocidad usando el estimador de correlación cruzada para diferentes valores de m .



(a)

(b)

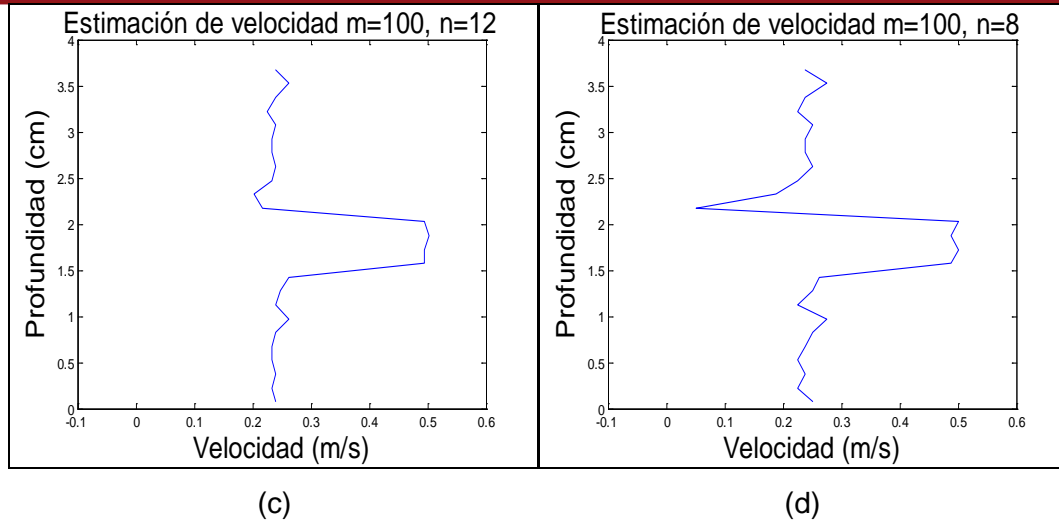


Figura 19. Estimaciones de velocidad usando el estimador de correlación cruzada para diferentes valores de n .

Por otro lado, se observa en la Figura 18(a) que el algoritmo de correlación cruzada no fue capaz de estimar apropiadamente la velocidad de flujo usando $m = 2$. El motivo por el cual la estimación falló para este caso radica tanto en el ancho de la ventana móvil como en el rango de desplazamiento de la misma. Con el fin de corroborar lo anterior, se realizaron simulaciones que tienen relación directa con la simulación presentada en la Figura 18(a), pero variando de manera separada tanto el valor del ancho de la ventana móvil como el del rango de desplazamiento. Para mostrar estos resultados se crearon dos situaciones: (1) utilizando $n=60$, ancho de ventana=100 y rango de desplazamiento= ± 2 , y (2) utilizando $n=60$, ancho de ventana= ± 2 y rango de desplazamiento=100. Los resultados se muestran en la Figura 20. Para el primer caso se observa una limitación en las velocidades medibles. En este caso particular se utiliza un rango de desplazamiento igual a ± 2 muestras por lo que la velocidad máxima medible es de 0.15 m/s. En el segundo caso se observa una alta probabilidad de falsa detección en los estimados de velocidad debido a la excesivamente corta duración de la ventana móvil.

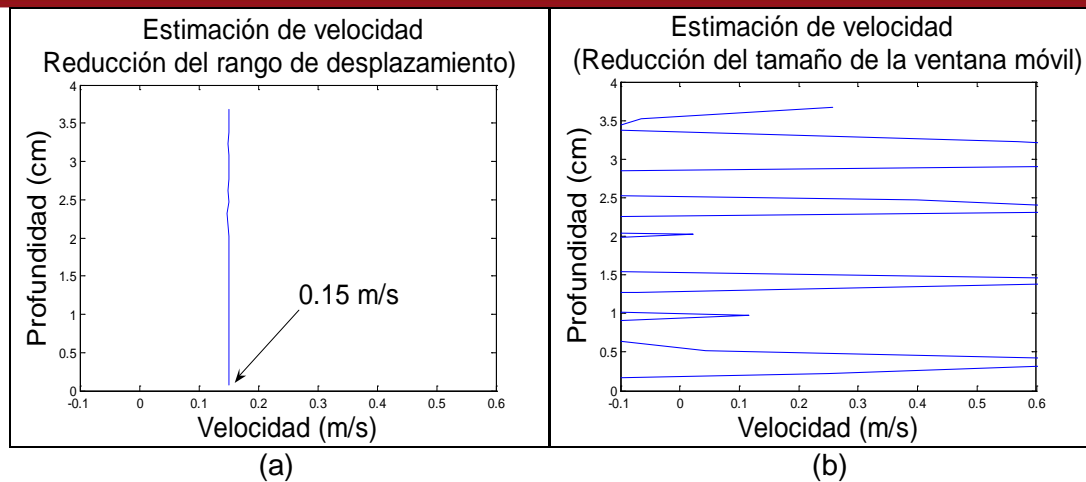


Figura 20. Estimaciones de velocidad usando el estimador de correlación cruzada utilizando (a) un ancho de ventana móvil igual a 100 muestras y un rango de desplazamiento de ± 2 muestras, y (b) un ancho de ventana móvil igual a 2 muestras y un rango de desplazamiento de ± 100 muestras.

3.3 Comparación de los algoritmos de Kasai y correlación cruzada: efecto de las réplicas (aliasing) y SNR

Una de las principales características del estimador de correlación cruzada es que es capaz de estimar velocidades de flujo elevados sin incurrir en aliasing. Para demostrar lo anterior, se descartaron ciertas tramas de los datos simulados que fueron presentados en la Sección 3.1.3. Con esto la PRF se reduce en un cierto factor, y con ello la máxima velocidad que el estimador de Kasai puede detectar sin incurrir en aliasing.

En el siguiente análisis se consideraron valores de PRF de 5 KHz y de 3.3 KHz. Para estos valores, la velocidad máxima que el estimador de Kasai es capaz de detectar es de 0.28 m/s y 0.18 m/s respectivamente. Al usar el estimador de Kasai, se esperaba observar el efecto de aliasing en la región 1 cuando se utiliza una PRF igual a 5 KHz, y en ambas regiones cuando se utiliza una PRF igual a 3.3 KHz. Los resultados mostrados en la segunda columna de la Figura 21 concuerdan con los resultados esperados. Los resultados mostrados en la primera columna de la Figura 21 demuestran que el estimador de correlación cruzada, en contraste, no sufre de aliasing y permite estimar un mayor rango de velocidades de flujo.

Finalmente, con el propósito de mostrar cómo el desempeño de ambos algoritmos se degrada conforme la SNR disminuye, se obtuvieron estimados de velocidad añadiendo ruido gaussiano a los datos simulados hasta contar con una SNR igual a cinco decibelios. Los resultados mostrados en la primera columna de la Figura 22

revela la presencia de picos o fluctuaciones en la estimación de velocidad no solo en puntos no necesariamente cercanos al borde de la inclusión. Los resultados mostrados en la segunda columna de la Figura 22 sugieren que el estimador de Kasai ha perdido exactitud dado que el estimado medio de velocidad en la región 1 es ligeramente mayor que el valor estimado para el caso de alta SNR.

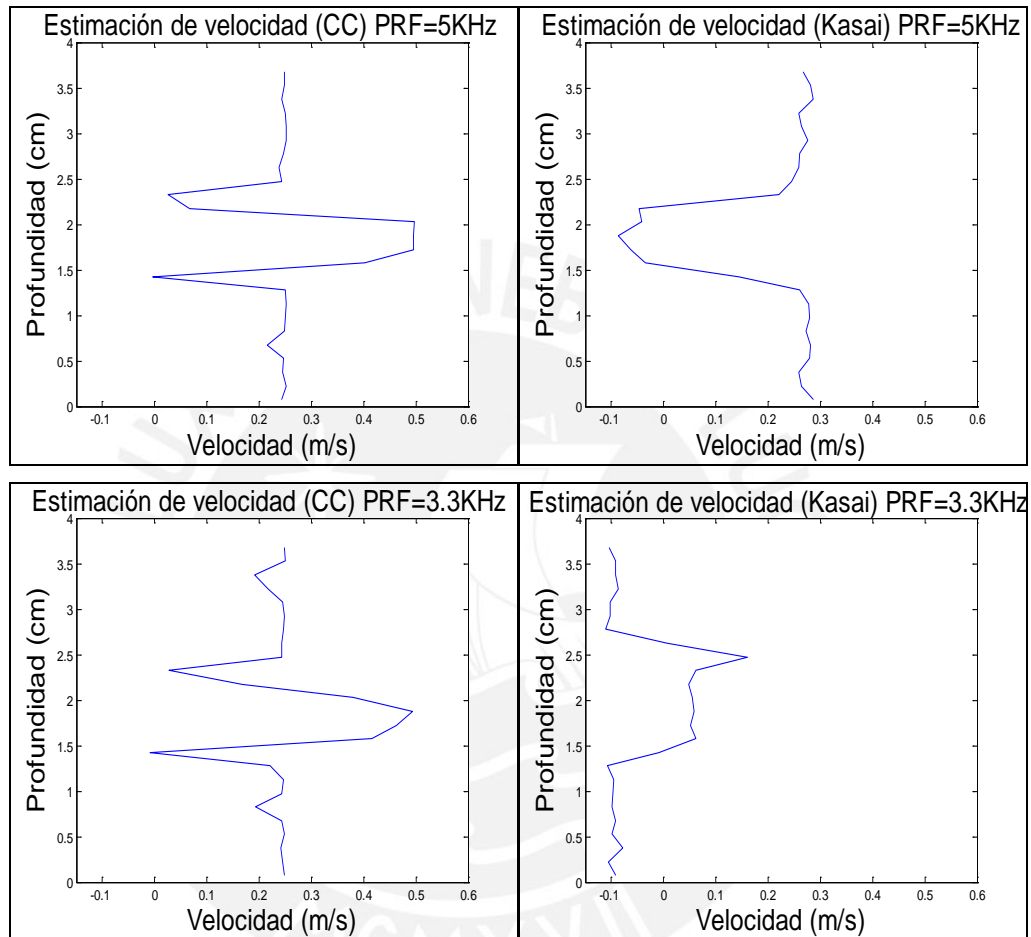


Figura 21. Estimaciones de velocidad para diferentes tipos de estimadores y valores de PRF. Se utilizó valores de $n=24$ y $m=100$.

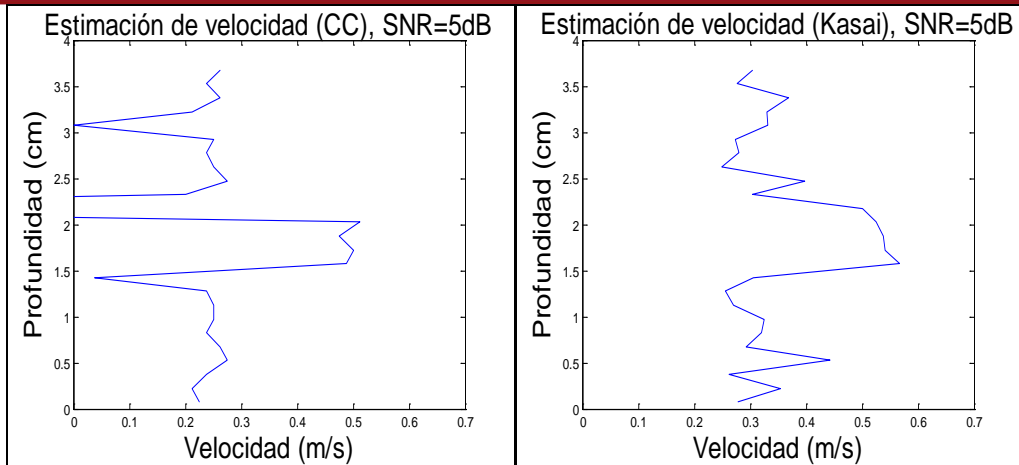


Figura 22. Estimaciones de velocidad para diferentes tipos de estimadores y una SNR=5dB. Se utilizó valores de $n=8$ y $m=100$.

3.4 Cancelación de ecos estacionarios

La velocidad mínima que los algoritmos de estimación de flujo son capaces de estimar se ve influenciada por la presencia de ecos provenientes de tejidos estacionarios, los cuales son típicamente 20dB más intensos que los provenientes de flujo sanguíneo [6]. Para asegurar que los ecos analizados correspondan únicamente a los provenientes del flujo se debe utilizar los llamados filtros de pared [1]. Estos filtros se implementan en el rango de frecuencia del dominio lento, es decir, tomando en consideración la secuencia de datos correspondientes al mismo tiempo “t” en diferentes tramas adquiridas a una frecuencia PRF.

Cuando se reciben ecos de una estructura estática, los valores muestreados para un determinado punto en el dominio de tiempo lento son los mismos. El espectro de dicha señal es [18]

$$|H_s(f)| = \left| a \frac{\sin(\pi f n T_{PRF})}{\sin(\pi f T_{PRF})} \right| \quad (3.27)$$

El espectro tiene un valor de $a \cdot n$ cuando $f = 0$ y su primer cruce por cero es a la frecuencia de f_{PRF} / n . La señal y su espectro se muestran en la Figura 23.

Por tanto, la frecuencia de corte debe ser por lo menos $f_{\min} = f_{PRF} / n$. Por lo anterior, la velocidad mínima que el estimador de Kasai es capaz de detectar esta representada por la siguiente ecuación:

$$v_{\min} = \frac{c}{2f_0} \frac{f_{PRF}}{n} \quad (3.28)$$

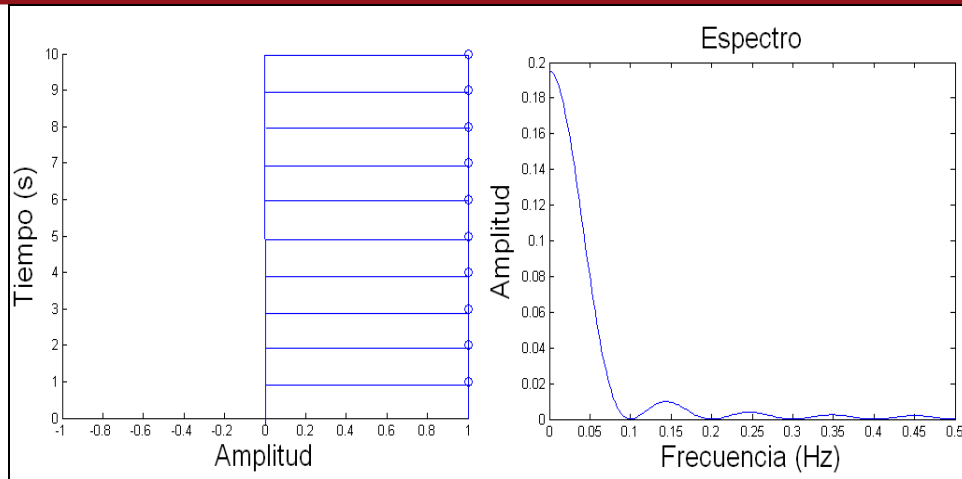


Figura 23. Señal y espectro de valores muestreados tomados de un punto fijo en el dominio del tiempo lento. Se analizaron ecos provenientes de una estructura estática. Basado de [18].

Adicionalmente para evitar que el enventanado distorsione el espectro de la señal se debe asegurar que toda una duración del pulso sea por lo menos analizada [18], ver Figura 24. Por lo anterior, la velocidad mínima recomendada que el estimador de Kasai es capaz de detectar está dada por la ecuación 3.29 o 3.30. El denominador de la ecuación 3.30 representa el ancho de banda del espectro resultante en el dominio del tiempo lento.

$$nT_{PRF} = \frac{1}{\frac{2v_{\min-recomendada}}{c} \frac{f_0}{Q}} \quad (3.29)$$

$$v_{\min-recomendada} = \frac{c}{2} \frac{Q}{f_0} \frac{f_{PRF}}{n} \quad (3.30)$$

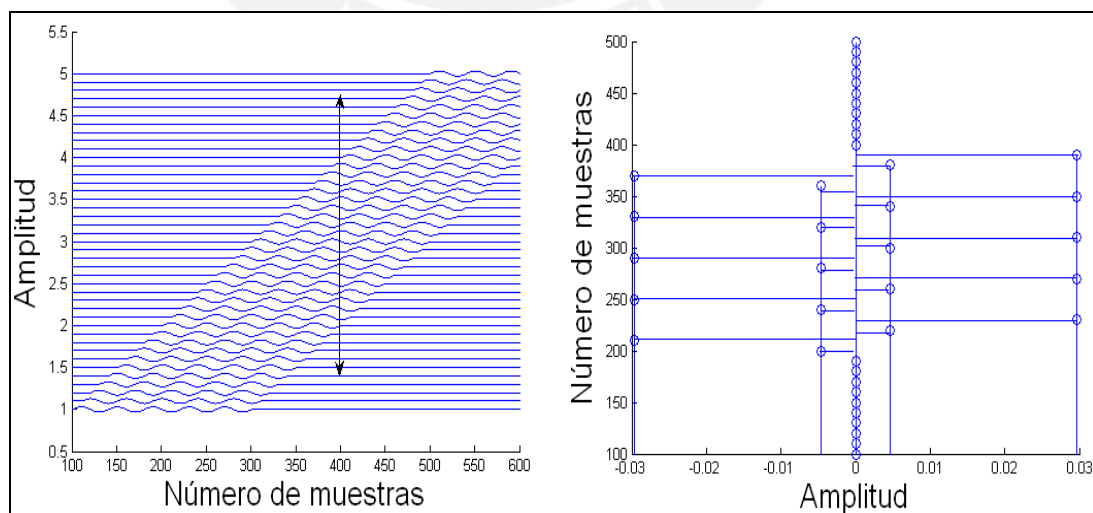


Figura 24. Señal obtenida de un reflector en movimiento pasando a través de un haz ultrasónico. Se muestrea la forma completa del pulso ultrasónico. Basado de [18].

CAPÍTULO 4: DESARROLLO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE FLUJO Y EXPERIMENTOS REALIZADOS

En el presente capítulo se evalúa de manera experimental el desempeño del sistema ultrasónico como herramienta para estimar velocidades de flujo.

La Figura 25 ilustra de manera general el esquema del experimento desarrollado, donde se observa claramente el sentido del flujo de la información. El sistema ultrasónico está compuesto por el transmisor ultrasónico, el transductor de ultrasonido, el controlador FPGA y el osciloscopio. El sistema de flujo está conformado por una bomba de agua y tubos de PVC. Las líneas punteadas denotan a las señales de control generadas por el FPGA para activar de manera secuencial al transmisor ultrasónico y al osciloscopio.

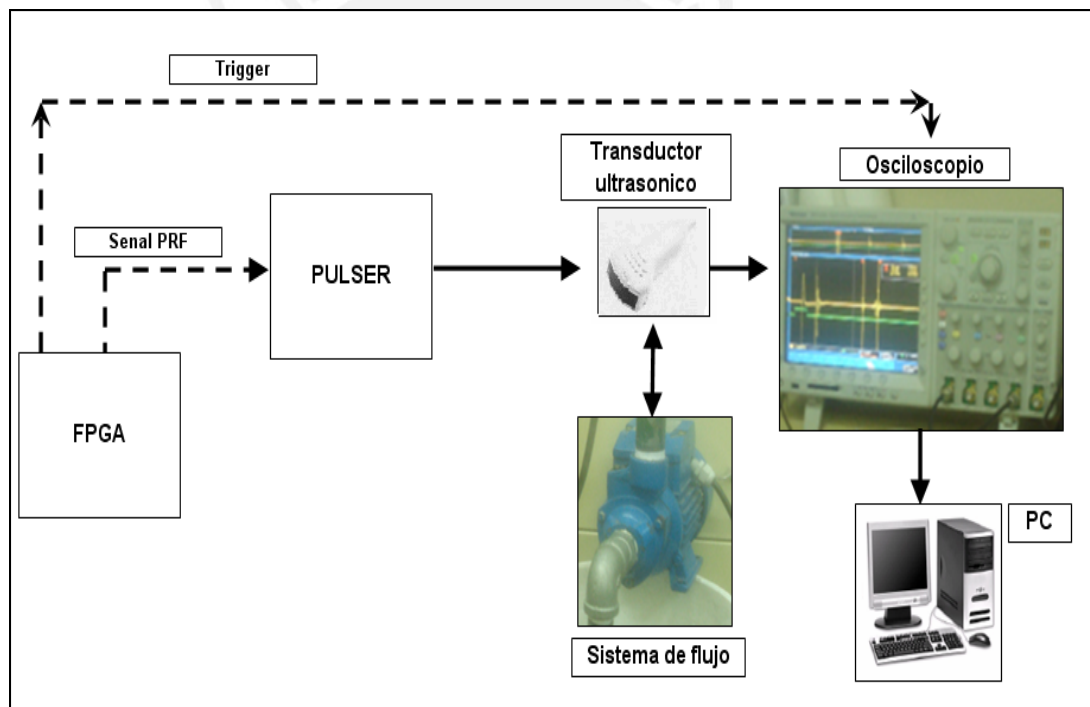


Figura 25. Esquema del experimento

4.1 Desarrollo del sistema ultrasónico

La función del sistema ultrasónico es recibir y acondicionar las señales ultrasónicas provenientes del flujo para su posterior análisis. Al instrumento encargado de generar y recibir las señales ultrasónicas se le conoce como transductor ultrasónico. Este último debe estar acompañado por un circuito excitador, cuya función es emitir una señal eléctrica por un periodo de tiempo finito hacia el

transductor. Asimismo, se debe contar con un circuito receptor, el cual amplifica y digitaliza la señal ultrasónica para su posterior evaluación.

Adicionalmente, a lo mencionado anteriormente, el sistema ultrasónico cuenta con un sistema de control que gobierna las etapas de transmisión y recepción.

4.1.1. Circuito excitador (Pulser)

Al circuito encargado de excitar al transductor ultrasónico se le conoce como pulser. La forma de la señal eléctrica de excitación debe cumplir con los siguientes parámetros [6]:

- El espectro de frecuencia del pulso de energía debe tener un ancho de banda suficiente para excitar al transductor.
- Amplitud de voltaje elevado.

La tarjeta electrónica del pulser se muestra en la Figura 26, la cual esta ligada a una tarjeta de alimentación.

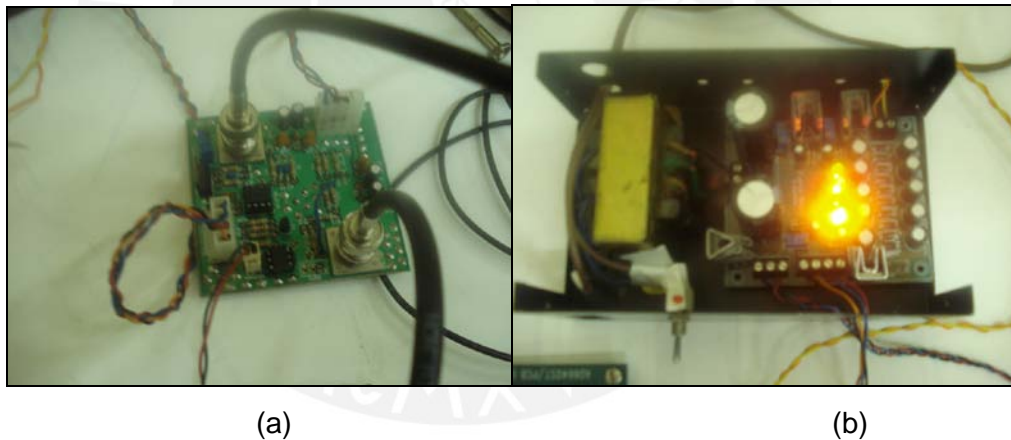


Figura 26. (a) Tarjeta electrónica correspondiente al pulser. (b) Tarjeta electrónica correspondiente a la fuente de alimentación.

4.1.2. Circuito receptor (Osciloscopio)

Para la realización de los experimentos, se utilizó como circuito receptor un osciloscopio marca Tektronix modelo DPO4001. El amplificador es necesario debido al bajo nivel de voltaje que se recibe de los ecos ultrasónicos provenientes del flujo. La función del osciloscopio es digitalizar la información y almacenarla en su memoria interna para luego trasladarla a una PC para su evaluación.

La frecuencia de muestreo que se utiliza en los experimentos varía entre el rango de 25-50MHz y se tiene la capacidad de almacenar hasta un total de 1,000.000 de muestras en la memoria interna del osciloscopio.

Para que el osciloscopio digitalice la información se requiere una señal de sincronización (*trigger*). La forma y el comportamiento de esta señal de excitación se detallarán mas adelante.

4.1.3. Transductor ultrasónico

Cada vez que el transductor es excitado por un pulso eléctrico, un pulso ultrasónico de duración finita es emitido hacia la zona de inzonificación. Asimismo, todos los ecos reflejados hacia el transductor son convertidos a señales eléctricas.

El transductor que se utiliza en los experimentos es enfocado y cumple con las siguientes características:

- Distancia focal = 1.25" = 3.2 cm
- Frecuencia de portadora = $F_0 = 2.25$ MHz
- Número focal = $f_{\#} = \frac{1.25''}{0.5''} = 2.5$
- Longitud de onda = $\lambda = \frac{c}{F_0} = 0.66$ mm

A partir de estos parámetros, se puede calcular la posición y dimensión de la región en el espacio donde se concentrará la mayor cantidad de energía proveniente del transductor, ver Figura 27. Para esto, basta con calcular la distancia lateral y la distancia axial utilizando las ecuaciones 4.1 y 4.2 [5].

$$D_L = 1.028\lambda f_{\#} \quad (4.1)$$

$$F_z = 7.08\lambda f_{\#}^2 \quad (4.2)$$

donde D_L es la distancia lateral y F_z es la distancia axial.

La ecuación 4.1 nos indica que para tener una mayor resolución espacial, es necesario asignar un número focal pequeño. Sin embargo, (4.2) indica que la

profundidad focal es más pequeña al elegir un número focal pequeño, lo cual resulta en una región espacial reducida para tomar muestras. Esto significa que existe un compromiso entre la resolución espacial y el tamaño de la imagen ultrasónica que puede ser formada con un sistema de foco fijo.

Resolviendo las ecuaciones se determina que, para el transductor utilizado, D_L es igual a 1.69mm y F_Z es igual a 26.55mm.

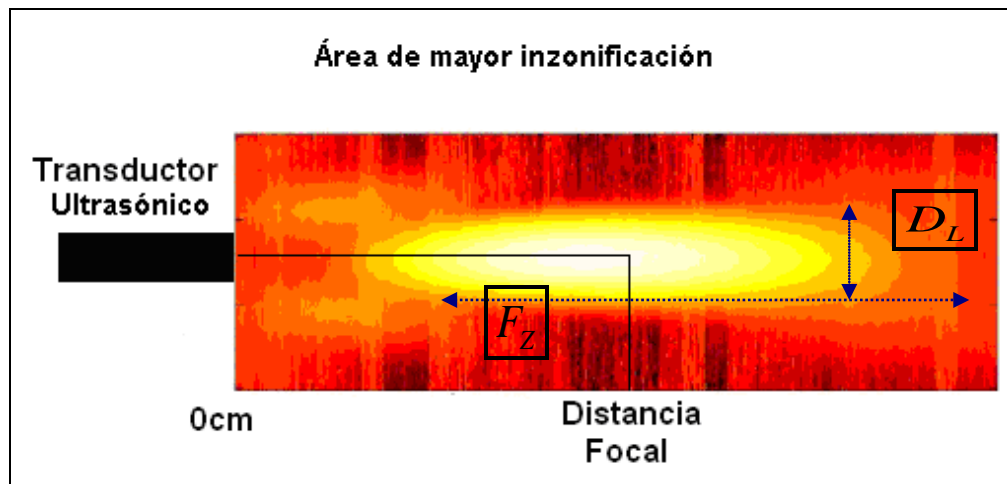


Figura 27. Área en el espacio con mayor cantidad de energía. La imagen fue obtenida de experimentos conducidos por el Dr. Roberto Lavarello en el Laboratorio de Bioacústica de la Universidad de Illinois en Urbana-Champaign.

Para corroborar el parámetro de la distancia focal se hicieron las siguientes pruebas experimentales para el transductor de 2.25 MHz. Se colocó un transductor ultrasónico en un recipiente lleno de agua con una estructura metálica ubicada a 2.9, 3.1 y 3.4 cm con respecto al transductor, ver Figura 28.

De las gráficas, se deduce que la distancia focal del transductor se sitúa a una profundidad de 3.1 cm ya que es a esa profundidad donde se recibe la mayor cantidad de energía. Adicionalmente, estos transductores emiten pulsos ultrasónicos con duración de dos ciclos.

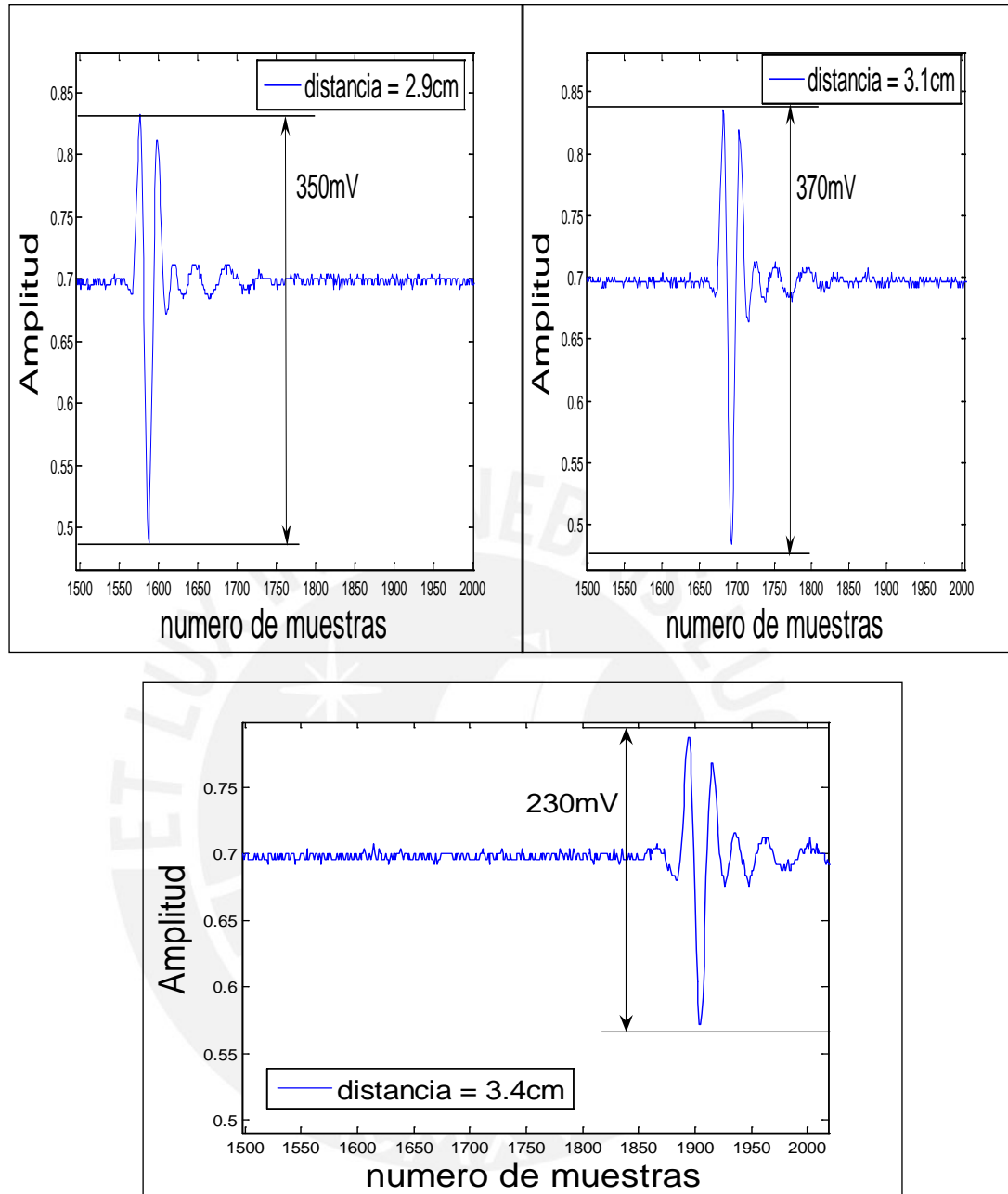


Figura 28. Ecos generados al emitir pulsos ultrasónicos a una superficie plana ubicada a 2.9, 3.1 y 3.4 cm de profundidad con respecto al transductor.

4.1.4. Sistema de control

Las señales de control se generaron utilizando una tarjeta FPGA (Field-Programmable Gate Array), ver Figura 29. Estas señales permiten adquirir varias tramas provenientes del fluido para una misma posición de sensado. De esta forma, el osciloscopio devuelve una trama consistente en los ecos causados por múltiples excitaciones del transductor.

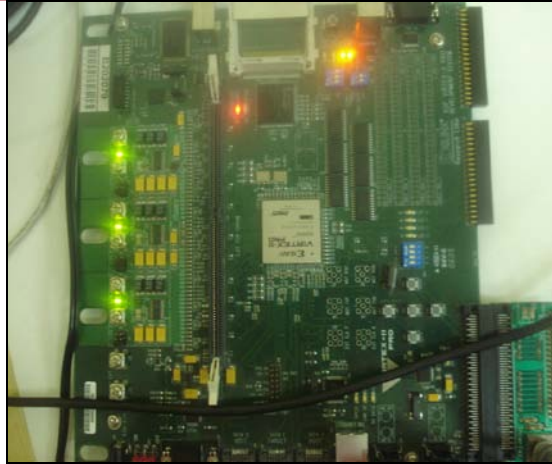


Figura 29. FPGA (circuito de control).

Se generaron dos señales de control, una dirigida al pulser y la otra al osciloscopio. La señal de control dirigida al pulser tiene la forma de pulsos lógicos periódicos, donde la frecuencia de dicha señal establece la frecuencia de repetición de pulsos del sistema ultrasónico (distanciados PRI segundos). La señal de control dirigida al osciloscopio se genera una sola vez y tiene la forma de un único pulso lógico. La funcionalidad de dicho pulso es indicarle al osciloscopio el momento que éste debe empezar a digitalizar la información entrante. La duración del pulso en alta debe ser tal que garantice la excitación de los diferentes circuitos. En el presente proyecto se utilizó un tiempo en alta de $10\ \mu\text{s}$. Las Figuras 30 y 31 detallan lo antes explicado.

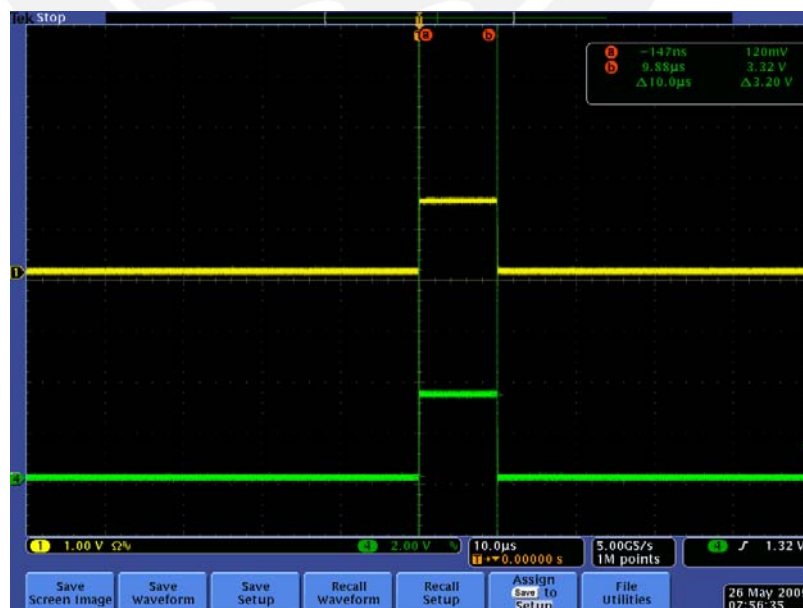


Figura 30. Señal de control para el excitador (amarillo) y para el osciloscopio (verde).

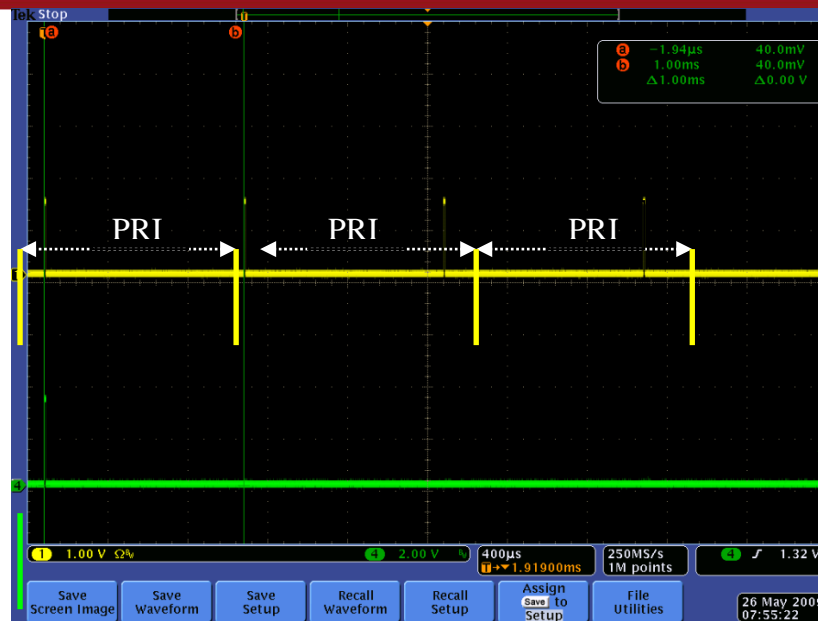


Figura 31. La señal de control del excitador (amarillo) se repite en el tiempo a una frecuencia igual a la PRF, mientras que la señal de control para el osciloscopio se genera una sola vez por estimación.

4. 2. Desarrollo del sistema de flujo

El sistema de flujo fue desarrollado en colaboración con el Laboratorio de Mecánica de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Se implementó un sistema de flujo usando una bomba de agua de $\frac{1}{2}$ HP. El fluido utilizado estuvo compuesto por agua y grafito (concentración de 16% por volumen). El grafito actúa como reflector y permite que la onda ultrasónica se refleje de vuelta al transductor.

El flujo de agua sigue un recorrido de ciclo cerrado, es decir, tanto la toma de agua como la descarga se realizan en el mismo reservorio. La bomba succiona la mezcla, expulsándola primero hacia tubos de PVC y luego hacia una manguera de plástico flexible de 1 cm de diámetro interno y con un grosor de pared igual a 1 mm. La impedancia acústica de la manguera de plástico es similar a la impedancia del agua lo cual minimiza la pérdida de energía por transferencia a través de la manguera. Al final de la manguera se coloca una válvula de compuerta con el fin de asegurar una velocidad constante y controlable.

El límite inferior de velocidad que puede desarrollar el sistema está relacionado con la válvula de compuerta. Al cerrar la válvula hasta cierto grado, la resistencia a través de ésta genera una pérdida de presión mayor al que la bomba de $\frac{1}{2}$ HP puede generar. Por otro lado, la velocidad máxima que el sistema puede

desarrollar está ligada directamente al caudal máximo que puede entregar la bomba y al área de la manguera.

El rango de velocidades que permite obtener el sistema construido fue medido utilizando un tanque calibrado con diferentes niveles de volumen. Para hallar la velocidad mínima, se cerró la válvula de compuerta hasta un 10% (momento antes de que bloquee totalmente el paso del fluido) y se bombeó agua al tanque calibrado por cierta cantidad de tiempo. La velocidad del fluido por la manguera se calculó usando

$$v = \frac{\text{volumen}}{\text{tiempo} \cdot \text{Área}_{\text{manguera}}} \quad (4.4)$$

La velocidad máxima se halló de la misma manera pero usando la máxima apertura de la válvula de compuerta. En el primer caso se bombeó un volumen de agua de 0.1 litros en 8 segundos. En el segundo caso se bombeó un volumen de 10 litros en 36.5 segundos. Por lo tanto, la velocidad de flujo que el sistema permite desarrollar se encuentra aproximadamente limitada entre 0.16 y 3.47 m/s.

El flujo de sangre en el cuerpo humano es normalmente cuasi-laminar, es decir, el flujo viaja en capas paralelas sin interferencia entre capas. Los rangos de velocidad laminar varían en función del diámetro de la manguera, la viscosidad y la densidad del flujo, tal como indica la ecuación de Reynolds,

$$\text{Re} = \frac{vd\rho}{\mu} \quad (4.3)$$

donde d es el diámetro de la manguera, y ρ y μ son la densidad y viscosidad del flujo, respectivamente. Si el valor de Re es menor que 2300, se considera que el flujo es laminar [1]. En el sistema diseñado, $d = 1$ cm, $\rho = 1000$ kg/m³, y $\mu = 1.002$ mPa · s, por lo que la máxima velocidad para la cual se obtiene flujo laminar es aproximadamente $v = 0.23$ m/s.

En el caso del cuerpo humano, el número de Reynolds correspondiente al flujo sanguíneo en la aorta (la arteria donde se presenta la mayor velocidad del sistema sanguíneo) tiene valores máximos que exceden el umbral de 2300 en casi un orden de magnitud. Sin embargo, el flujo sanguíneo es pulsátil, lo cual reduce la extensión espacial de los remolinos de turbulencia y causa que en promedio el flujo

sea cuasi-laminar. Por este motivo el diseño de sistemas de flujo para Doppler deben considerar flujo pulsátil [22-24]. Sin embargo, en este trabajo de tesis se decidió utilizar un sistema de flujo constante por simplicidad de construcción.

4.3 Evaluación experimental del sistema ultrasónico

A). Primer Experimento

El presente experimento busca evaluar el correcto funcionamiento del sistema ultrasónico y determinar que señales medibles provenientes de la manguera se están obteniendo. Para esto se armó el experimento mostrado en la Figura 32.

El transductor ultrasónico se ha colocado de tal manera que el ángulo entre el haz ultrasónico y la dirección del flujo formen 90 grados con el fin de poder medir ecos provenientes de las paredes de la manguera y determinar si la manguera esta correctamente posicionada en la región focal del transductor. Durante los experimentos se bombeó una mezcla de agua con grafito a través de la manguera a una velocidad de 0.3 m/s y a una concentración del 16%. Además se utilizó un amplificador de 25 dB a la entrada del osciloscopio y un filtro digital pasa-altos de 10 KHz.

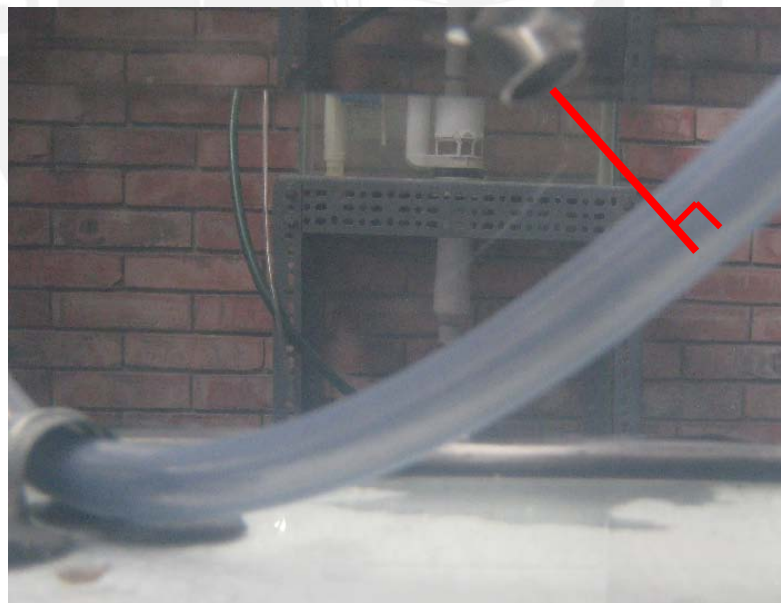


Figura 32. Experimento, se forma un ángulo de 90 grados entre el haz ultrasónico y la manguera.

La frecuencia central f_0 del transductor ultrasónico utilizado para el presente experimento es de 2.25 MHz, la frecuencia de repetición de pulsos PRF es de 1

KHz y la frecuencia de muestreo f_m es de 50 MHz. Se almacenó en total un millón de puntos luego de emitir 20 pulsos ultrasónicos.

La Figura 33 muestra una porción de las tramas obtenidas luego de efectuar el experimento. A partir de ésta se observa en grandes rasgos cuatro señales. La primera es producida por el flanco de subida de la señal de control entregada al pulser. La segunda señal corresponde al pulso ultrasónico, la cual se produce durante el flanco de bajada de la señal de control. Ambas señales se obtienen con o sin transductor conectado, ver Figura 37. Estas señales antes expuestas no se deben considerar en el análisis ya que no corresponden a ecos provenientes del flujo. El distanciamiento en tiempo de estas dos señales es de 10 μ s, igual al tiempo en alta de un pulso de excitación.

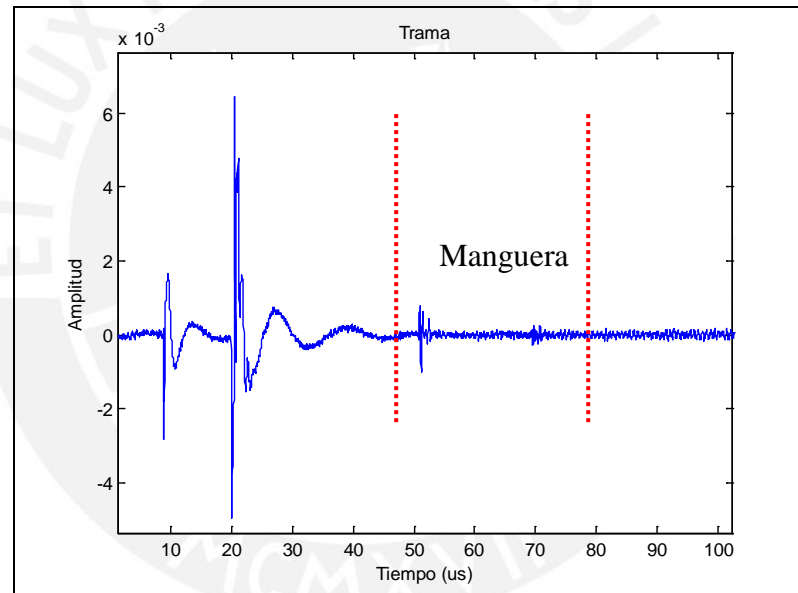


Figura 33. Señal experimental correspondiente al experimento 1.

Las últimas dos señales (entre los 40 y 80 μ s) corresponden a los ecos reflejados por las paredes de la manguera. Lo anterior evidencia de que si se está recibiendo energía dentro de la manguera. Sin embargo, se observa que la relación señal a ruido presente en la señal es bastante baja, por lo que la señal tenue que se podría estar recibiendo dentro de la manguera proveniente del flujo estaría siendo opacada por el mismo ruido. La Figura 34 muestra el un acercamiento a la sección correspondiente a los ecos provenientes de la pared de la manguera.

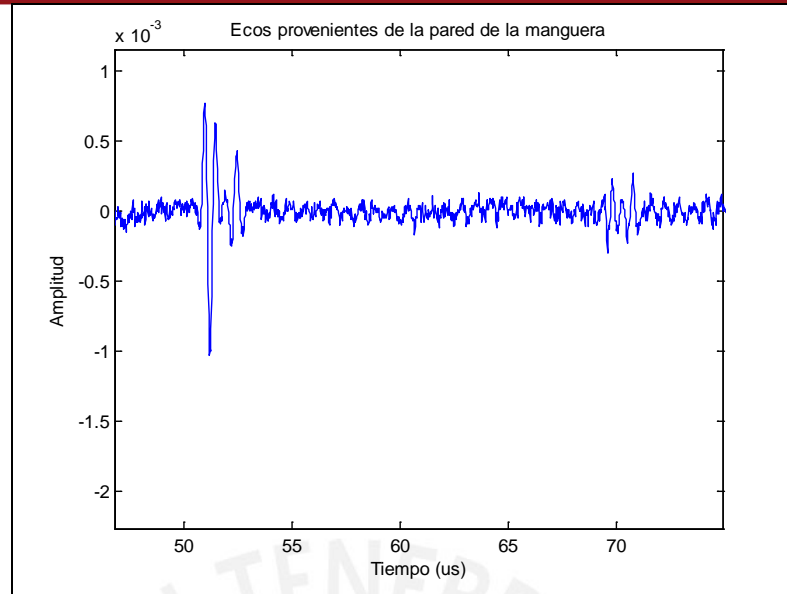


Figura 34. Acercamiento a la señal mostrada en la Figura 33..

De la Figura 34 se puede observar que el ruido se comporta de una forma bastante sinusoidal, lo cual es atípico en sistemas de ultrasonido. Tan sólo observando la forma del ruido se puede identificar la presencia de una componente de frecuencia distinta a la frecuencia de portadora de la señal ultrasónica. La Figura 35 muestra el espectro de frecuencia de la señal mostrada en la Figura 34.

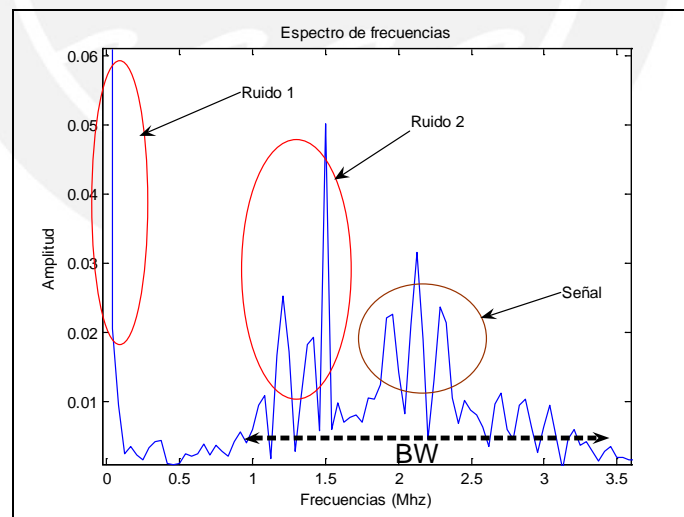


Figura 35. Espectro de frecuencias correspondiente al rango donde se sitúan los ecos provenientes de la manguera utilizando el transductor de 2.25 MHz.

Tal como se mencionó anteriormente, se observa una componente de ruido situada en aproximadamente en 1.5 MHz. La componente de ruido de frecuencia alta (1.5 MHz) no es factible eliminarla ya que se sitúa dentro del ancho de banda del

transductor. La componente de frecuencia baja se eliminó usando el filtro digital pasa-alto. La componente de ruido de alta frecuencia cuenta con una magnitud considerable de energía, inclusive de mayor orden a la señal misma. Esto inhabilita cualquier tipo de experimento que se pueda llevar a cabo utilizando este transductor especialmente en aquellos experimentos que se requiera alta sensibilidad por parte del sistema ultrasónico para estimar velocidades de flujo.

B). Segundo Experimento

Para este experimento se utilizaron los mismos parámetros del primer experimento con la única diferencia de que esta vez se usó un transductor de 1MHz.

- Distancia focal = $1.88'' = 4.77 \text{ cm}$
- Frecuencia de portadora = $F_0 = 1 \text{ MHz}$
- Número focal = $f_{\#} = \frac{1.88''}{0.75''} = 2.5$
- Longitud de onda = $\lambda = \frac{c}{F_0} = 1.43 \text{ mm}$

La Figura 36 muestra una porción de las tramas obtenidas luego de efectuar el experimento. La Figura 37 muestra un acercamiento correspondiente a la sección de los ecos proveniente de la pared de la manguera. Finalmente, la Figura 38 muestra el espectro de frecuencia de la señal mostrada en la Figura 37.

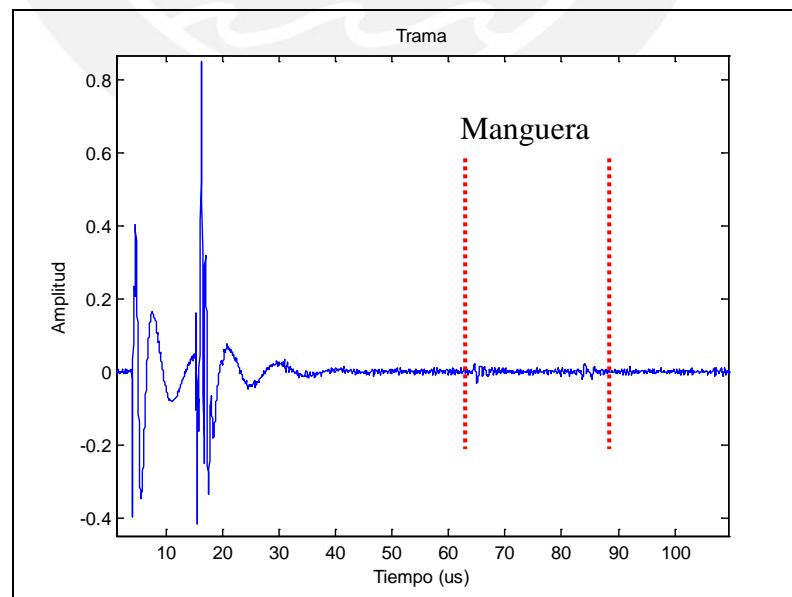


Figura 36. Señal experimental correspondiente al experimento 2.

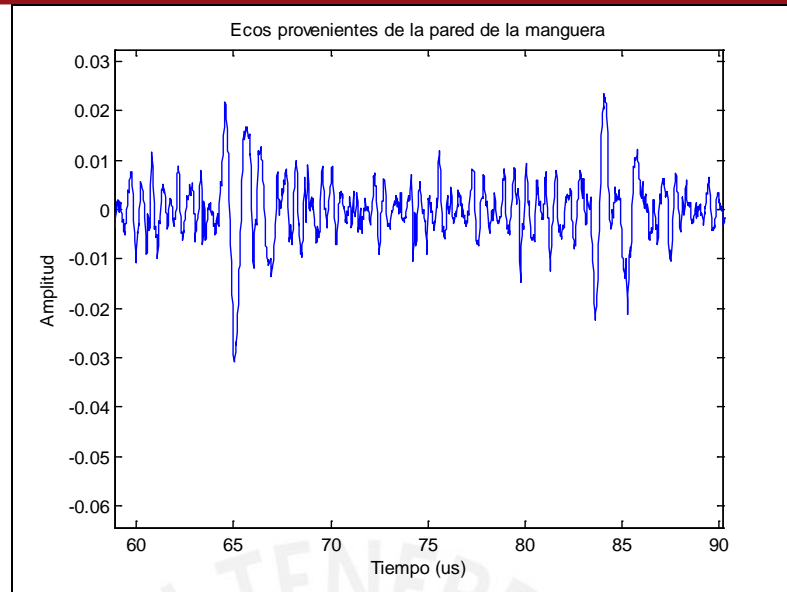


Figura 37. Acercamiento a la señal mostrada en la Figura 36.

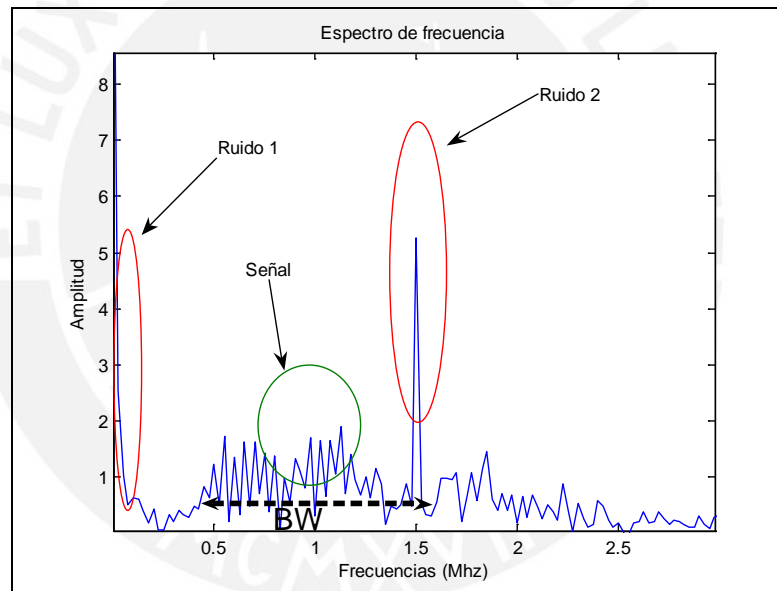


Figura 38. Espectro de frecuencias correspondiente a la señal de la Figura 37.

Tanto para el primer como para el segundo experimento se obtiene una componente de frecuencia situada en 1.5 MHz, y en ambos casos se sitúa dentro del ancho de banda útil de la señal ultrasónica. Por lo tanto, el ruido se genera independientemente del transductor usado para los experimentos.

C). Tercer Experimento

En el presente experimento se utilizó la misma configuración física que el experimento 1, con la única diferencia de que no se utilizó amplificador. Este experimento se realizó para evaluar si el uso del amplificador tuvo algún impacto en la generación de la interferencia observada en los experimentos 1 y 2.

La frecuencia central f_0 del transductor ultrasónico utilizado para el presente experimento es de 2.25 MHz, la frecuencia de repetición de pulsos PRF es de 2.5 KHz y la frecuencia de muestreo f_m es de 25 MHz. Se almacenó en total cien mil puntos luego de emitir 20 pulsos ultrasónicos. La Figura 39 muestra una porción de las tramas obtenidas luego de efectuar el experimento. La Figura 40 muestra un acercamiento correspondiente a la sección de los ecos proveniente de la pared de la manguera. Finalmente, la Figura 41 muestra el espectro de frecuencia de la señal mostrada en la Figura 40. Los resultados demuestran que en este experimento también se obtuvo una componente de frecuencia situada en 1.5 MHz. Por lo tanto, el ruido no parece ser causado por el amplificador usado en los experimentos.

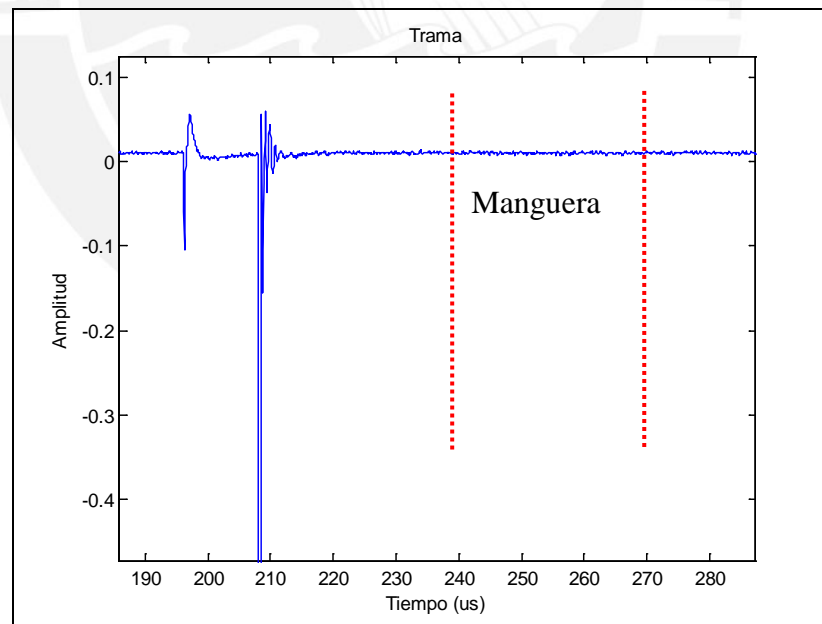


Figura 39. Señal experimental correspondiente al experimento 3.

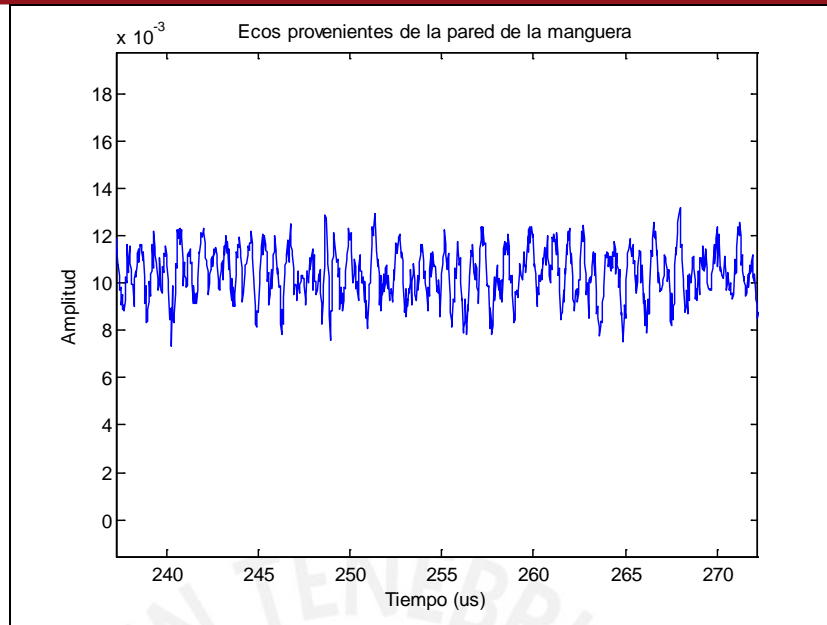


Figura 40. Acercamiento a la señal mostrada en la Figura 39.

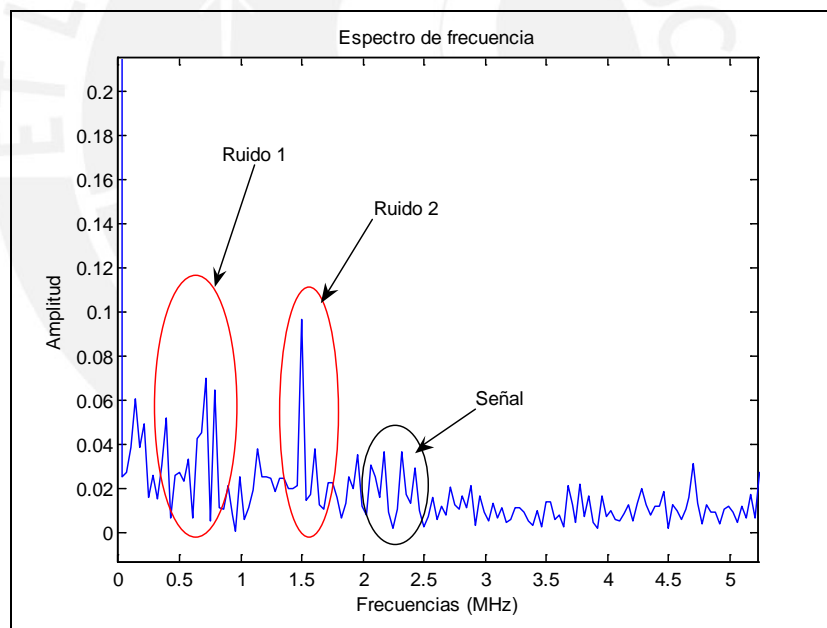


Figura 41. Espectro de frecuencias correspondiente a la señal de la Figura 40.

D). Cuarto Experimento

Adicionalmente, se llevó a cabo un experimento sin transductores conectados a la tarjeta pulser. La frecuencia central f_0 del transductor ultrasónico utilizado para el presente experimento es de 2.25 MHz, la frecuencia de repetición de pulsos PRF es de 5 KHz y la frecuencia de muestreo f_m es de 25 MHz. Se almacenó en total 100 000 puntos luego de emitir 20 pulsos ultrasónicos.

La Figura 42 muestra una porción de las tramas obtenidas luego de efectuar el experimento. Al comparar las Figuras 42 y 33 se observa para ambos casos que las señales generadas por los flancos de subida y de bajada de la señal trigger están presentes. Asimismo, de la Figura 42 se observa que ningún eco es recibido de la sección de muestra debido a que no hay un transductor ultrasónico conectado a la tarjeta pulser.

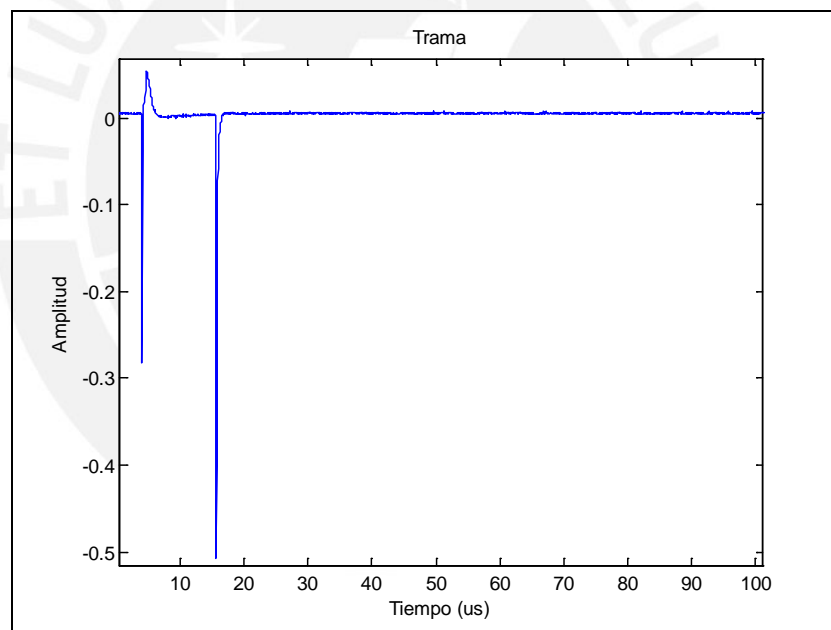


Figura 42. Señal experimental correspondiente al experimento 4.

La Figura 43 muestra un acercamiento a la porción de la trama mostrada en la Figura 42 con el fin de entender el comportamiento del ruido generado por la tarjeta pulser. De la Figura 43 se observa que la señal medida por el osciloscopio no tuvo un comportamiento sinusoidal sino fue totalmente aleatoria en el dominio del tiempo. La Figura 44 muestra el espectro de frecuencia del ruido obtenido en la Figura 43.

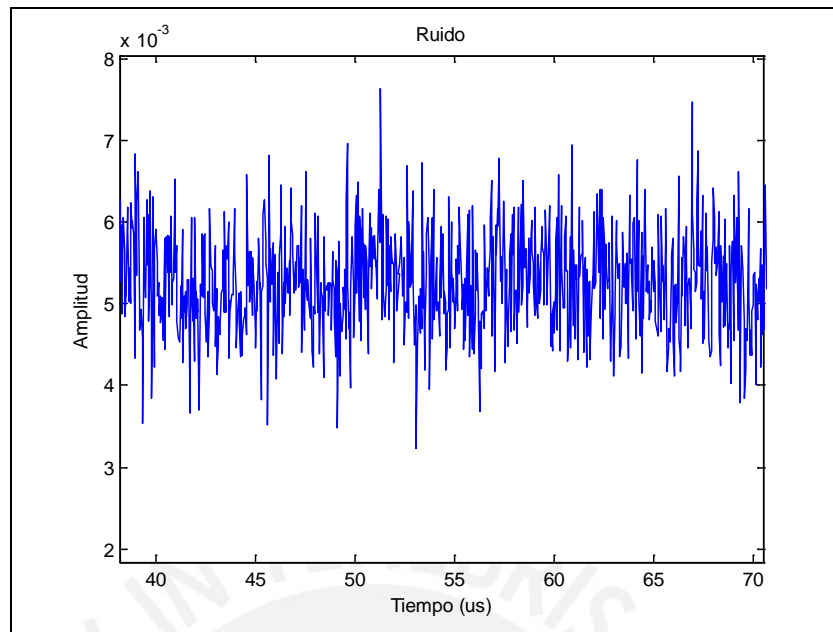


Figura 43. Acercamiento a la señal mostrada en la Figura 42.

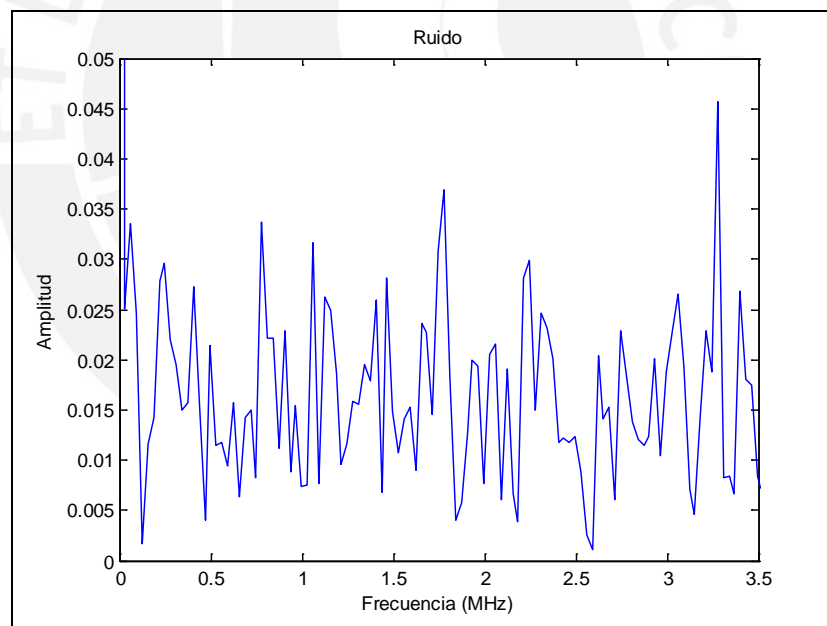


Figura 44. Espectro de frecuencias correspondiente a la señal de la Figura 43.

De la Figura 44 se comprobó que cuando no se conectó un transductor ultrasónico a la tarjeta pulser, el ruido obtenido fue blanco. Por lo tanto, se deduce que es necesario que un transductor esté conectado a la tarjeta de excitación para que la interferencia con frecuencia alrededor de 1.5 MHz se observe en las mediciones.

E). Quinto Experimento

A pesar de que se ha demostrado en los experimentos anteriores la existencia de una componente de frecuencia importante dentro del ancho de banda útil del transductor ultrasónico, se llevó a cabo un experimento de estimación de flujo para tener un mejor entendimiento de cómo estas componentes de frecuencia repercuten en las estimaciones de velocidad. La configuración experimental se muestra en la Figura 45. El transductor ultrasónico se colocó de tal manera que el ángulo entre el haz ultrasónico y la dirección del flujo fuera de 45 grados. Asimismo, la manguera fue colocada en la distancia focal del transductor con el fin de recibir la mayor cantidad de energía posible. La manguera se posicionó en el rango focal del transductor utilizando como referencia una pieza metálica móvil colocada en ambas paredes de la manguera. Durante este experimento se bombeó una mezcla de agua con grafito a través de la manguera a una velocidad de 0.3 m/s y a una concentración del 16%. Además se utilizó un amplificador de 25 dB a la entrada del osciloscopio y un filtro digital pasa-altos de 10KHz.



Figura 45. Experimento, se forma un ángulo de 45 grados entre el haz ultrasónico y la manguera.

La frecuencia central f_0 del transductor ultrasónico utilizado para el presente experimento fue de 2.25 MHz, la frecuencia de repetición de pulsos PRF fue de 1 KHz y la frecuencia de muestreo f_m fue de 50 MHz. Se almacenó en total un

millón de puntos luego de emitir 20 pulsos ultrasónicos. La Figura 46 muestra una porción de las tramas obtenidas luego de efectuar el experimento. La Figura 47 muestra el acercamiento de lo que corresponde a una porción de la trama mostrada en la Figura 46 (sección manguera).

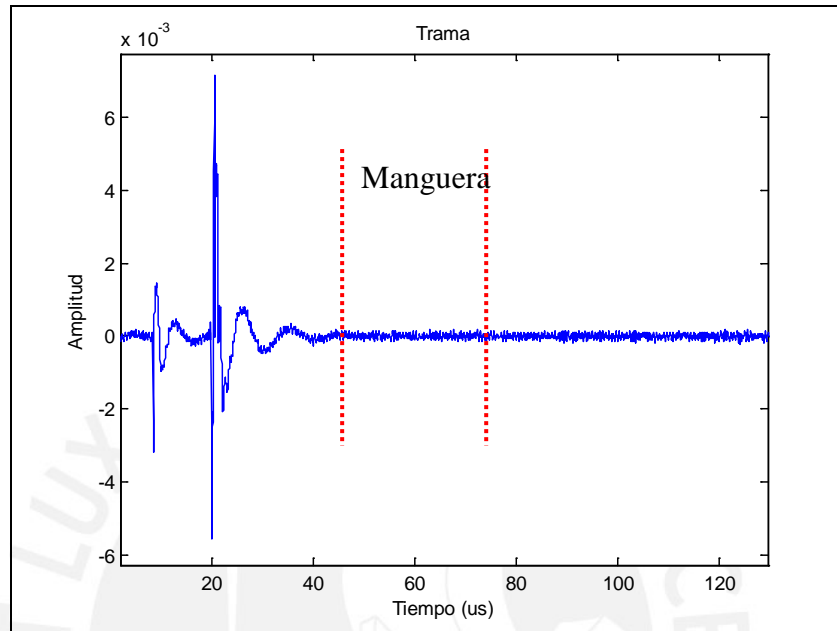


Figura 46. Señal experimental correspondiente al experimento 5.

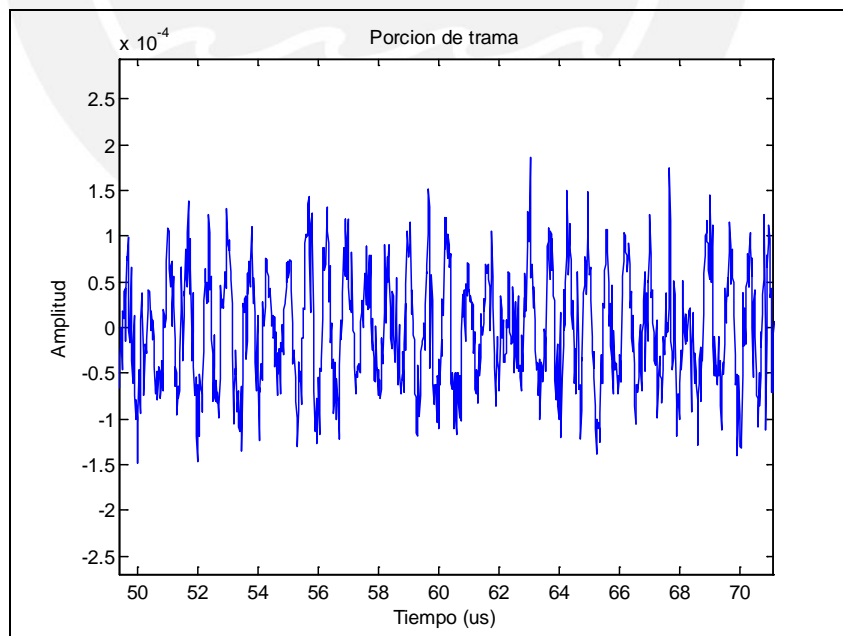


Figura 47. Acercamiento a la señal mostrada en la Figura 46.

La Figura 46 sugiere que los ecos provenientes del flujo se vieron opacados por las señales de interferencia observadas en los experimentos anteriores. Los ecos provenientes de la pared de la manguera no fueron observados debido a la falta de perpendicularidad entre el haz ultrasónico y la manguera. En las Figuras 46 y 47 se observó nuevamente el comportamiento sinusoidal del ruido debido a la interferencia situada alrededor de los 1.5 MHz.

Las Figuras 48 y 49 muestran los resultados de estimaciones de velocidad luego de utilizar los estimadores de Kasai y de correlación cruzada respectivamente. Los valores utilizados de n y m fueron 20 y 100, respectivamente. Asimismo, se utilizó un filtro de pared, el cual fue diseñado como un filtro paso-alto con frecuencia de corte igual a 50Hz en el dominio del tiempo lento (ver Sección 3.3). El eje horizontal representa los valores de las componentes de velocidad y el eje vertical representa a la posición en el espacio expresada en el tiempo de vuelo (μs).

Se observa en las Figuras 48 y 49 la presencia de componentes de velocidad en todo el espacio, estimación que evidentemente es incorrecta debido a que la única sección que debería haberse obtenido componentes de velocidad es aquella donde está situada la manguera (50-70 μs).

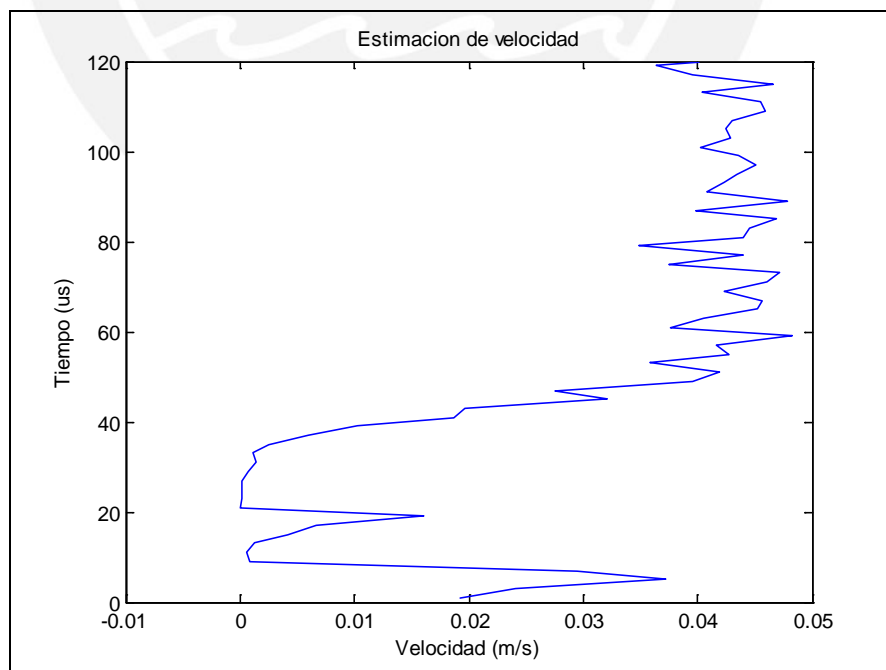


Figura 48. Estimación de velocidad utilizando el algoritmo de Kasai para $n=20$ y $m=100$.

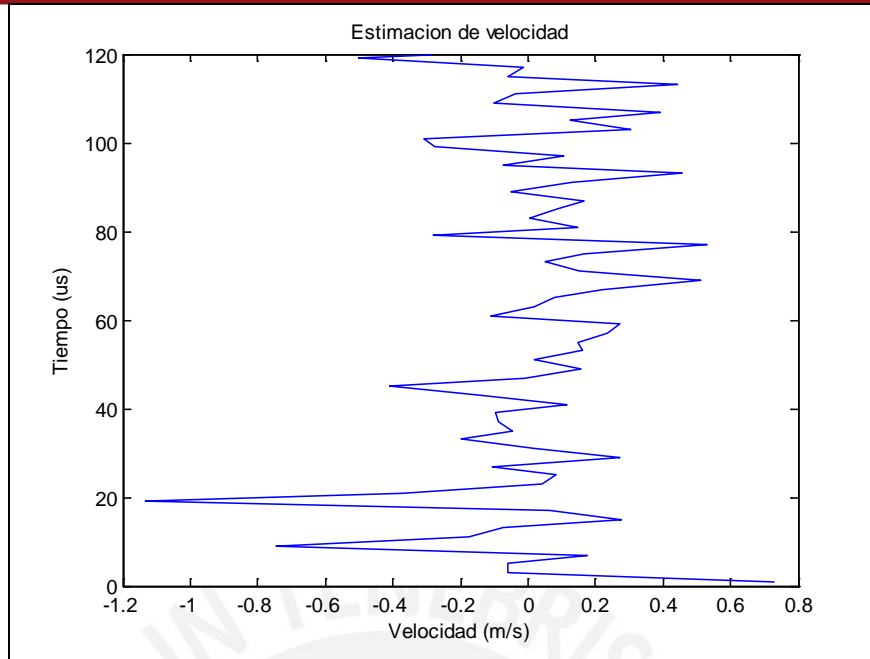
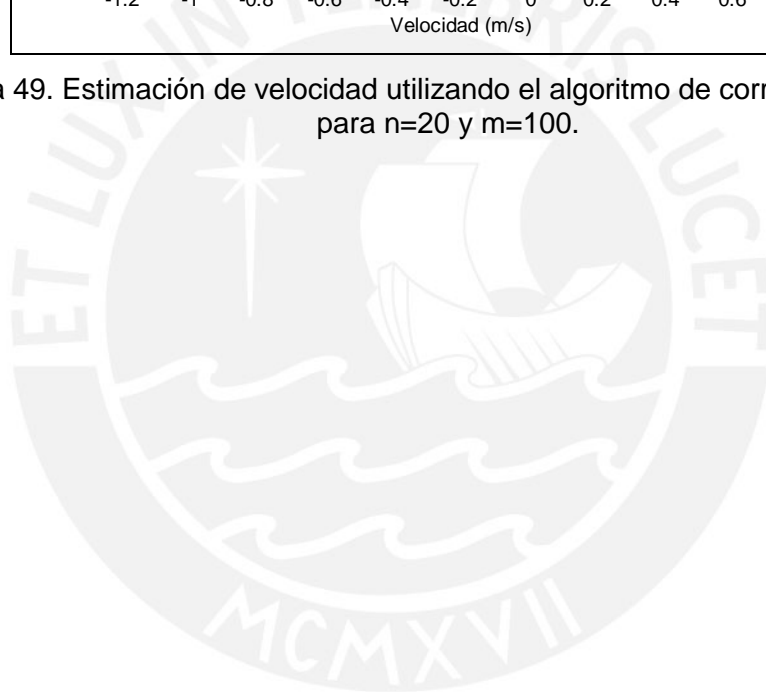


Figura 49. Estimación de velocidad utilizando el algoritmo de correlación cruzada para $n=20$ y $m=100$.



CONCLUSIONES

En este trabajo se evaluó dos estimadores de velocidad de flujo usando señales de ultrasonido mediante simulaciones: el estimador de Kasai y el estimador de correlación cruzada. El estimador de Kasai fue capaz de producir estimados de velocidad apropiados con una frecuencia de repetición de pulsos de 10 KHz. Sin embargo, el algoritmo no fue capaz de estimar velocidades de flujo de manera fidedigna al utilizar frecuencias de repetición de pulsos (PRF) iguales a 5 KHz y a 3.3 KHz. Esta limitación se debió a efectos de réplicas (aliasing) y concuerda con reportes disponibles en la literatura especializada [1,17,18]. Por otro lado, el estimador de correlación cruzada no incurre en efectos de réplicas (aliasing) cuando se estiman velocidades muy altas.

Como parte de este trabajo de tesis se construyó un sistema para validar de manera experimental el desempeño de los dos algoritmos de estimación de velocidad de flujo antes mencionados. Sin embargo, existieron complicaciones en implementar exitosamente estos algoritmos de manera experimental. En particular, los datos estuvieron contaminados por una señal cuya frecuencia se situó dentro del ancho de banda de los transductores disponibles en el Laboratorio de Imágenes Médicas de la Pontificia Universidad Católica del Perú. La amplitud de dicha interferencia fue lo suficientemente significativa como para apantallar los ecos provenientes del flujo. Por lo tanto, no fue posible efectuar experimentos de estimación de velocidad usando la tarjeta de excitación ultrasónica actualmente disponible.

RECOMENDACIONES

Se hace necesario de manera prioritaria un estudio para entender la proveniencia de la interferencia presente en las señales obtenidas en el presente estudio. Como resultado se debería construir un nuevo sistema pulser que permita obtener señales ultrasónicas apropiadas para análisis de velocidad de flujo.

La etapa de recepción del sistema ultrasónico lo constituye actualmente un osciloscopio. Sin embargo, para futuros experimentos se debería contar con un circuito receptor propio con las capacidades necesarias para digitalizar y almacenar la señal ultrasónica. Asimismo, se debe contar con un circuito de comunicaciones que permita transferir los datos al computador para su procesamiento en tiempo real.

Adicionalmente, con el fin de evitar mover la configuración física del experimento, el laboratorio donde se lleve a cabo las pruebas debe contar con un espacio dedicado para el experimento, el cual disponga de puntos de agua y drenaje. Esto es especialmente importante para realizar experimentos repetibles. Adicionalmente, un sistema posicionador de alta precisión (en el orden de los micrómetros) con al menos dos grados de libertad es requerido para alinear correctamente la manguera y el transductor y así formar imágenes de velocidad de flujo al desplazar el transductor relativo al objeto de prueba.

Por último, el estimador de Kasai fue el primer algoritmo propuesto para formar imágenes de flujo en tiempo real. Sin embargo, existen otros algoritmos más recientes y con mayores prestaciones que deberían ser estudiados y analizados. Estos algoritmos calculan la velocidad de flujo como un vector en lugar de los estimadores escalares presentados en este trabajo de tesis [25-29].

BIBLIOGRAFÍA

- [1] T. Szabo, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Burlington, MA: Elsevier Science, 2004.
- [2] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano y R. Omoto, "Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. SU-32, no.3, pp. 458-464, Mayo 1985.
- [3] H. Baskin, D. Duick, y R. Levine, *Thyroid Ultrasound and Ultrasound-Guided FNA*. New York, NY: Springer, 2008.
- [4] D. Simpson, P. Burns, y M. Averkiou, "Techniques for perfusion imaging with microbubble contrast agents," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 48, no. 6, pp. 1483-1494, Noviembre 2001.
- [5] R. Lavarello y J. Valverde, "Diseño e Implementación de un Sistema de Adquisición de Señales Ultrasónicas para Transductores Industriales," Tesis (Ing.), Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería, 2002.
- [6] H. Routh, "Doppler ultrasound: the ability to measure and image blood flow," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 15, no. 6, pp. 31-40, Noviembre 1996.
- [7] K. Namekawa, "Imaging of blood flow using autocorrelation," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 8, no. 1, pp. 953-958, Mayo 1982.
- [8] S. D. Ramsey, Jr., J. C. Taenzer, J. F. Holzemer, J. R. Suarez, y P. S. Green, "A real-time ultrasonic B-scan/Doppler artery-imaging system," *IEEE Ultrasonic Symposium Proceedings*, pp. 10-12, Diciembre 1975.

- [9] S. G. Foster, P. M. Embree, y W. D. O'Brien Jr., "Flow velocity profile via time domain correlation: error analysis and computer simulation," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 37, no. 3, pp. 164-175, Mayo 1990.
- [10] O. Bonnefous y P. Pesque, "Time-domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity measurement by cross-correlation," *Ultrasonic Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 73-85, Abril 1986.
- [11] L. Kinsler, *Fundamentals of Acoustics*. London: Chapman & Hall, 1950.
- [12] J. Faran Jr., "Sound scattering by solid cylinders and spheres," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 23, no. 4, pp. 405-418, Julio 1951.
- [13] T. Cavicchi y W. D. O'Brien Jr., "Acoustic scattering of an incident cylindrical wave by an infinite circular cylinder," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 35, no. 1, pp. 78-80, Enero 1988.
- [14] V. Anderson, "Sound scattering from a fluid sphere," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 22, no. 4, pp. 426-431, Julio 1950.
- [15] S. Satomura, "Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac function," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. Am 29, no. 11, pp. 1181-1185, Enero 1957.
- [16] K. W. Ferrara, B. G. Zagar, J. B. Sokil-Melgar, R. H. Silverman, y I. M. Aslanidis, "Estimation of blood velocity with high frequency ultrasound," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 43, no. 1, pp. 149-157, Enero 1996.
- [17] K. W. Ferrara y G. DeAngelis, "Color flow mapping," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 23, no. 3, pp. 321-345, Marzo 1997.
- [18] J. Jensen, *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach*. New York, NY: Cambridge University Press, 1996.

- [19] A. J. Angelsen, "Instantaneous frequency, mean frequency, and variance of mean frequency estimators for ultrasonic blood velocity Doppler signals," *IEEE transactions in Biomedical Engineering*, vol. BME-28, no. 11, pp. 733-741, Noviembre 1981.
- [20] R .J. Marks II, *Introduction to Shannon Sampling and Interpolation Theory*. New York, Verlag: Springer, 1991.
- [21] R. S. C. Cobbold, *Foundations of Biomedical Ultrasound*. New York, NY: Oxford University Press, 2007.
- [22] I. A. Hein y W. D. O'Brien Jr., "A flexible blood flow phantom capable of independently producing constant and pulsatile flow with a predictable spatial flow profile for ultrasound flow measurement validations," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, no.2, pp. 176-189, Mayo 1992.
- [23] P R Hoskins, T Anderson y W N McDicken, "A computer controlled flow phantom for generation of physiological Doppler waveforms," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 34, no. 11, pp. 1709-1717, Noviembre 1989.
- [24] M. R. Hatab, C. A. Giller y G. D. Clarke, "Evaluation of cerebral arterial flow with transcranial Doppler ultrasound: Theoretical development and phantom studies," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 23, no. 7, pp. 1025-1031, Diciembre 1997.
- [25] I. A. Hein y W. D. O'Brien Jr., "Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes – a review," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 40, no.2, pp. 84-102, Marzo 1993.
- [26] J. Jensen y P. Munk, "A new method for estimation of velocity vectors," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 45, no. 3, pp. 837-851, Mayo 1998.
- [27] J. Jensen, "Algorithms for estimating blood velocities using ultrasound," *Ultrasonics*, vol. 38, no. 1-8, pp. 358-362, Marzo 2000.

- [28] J. Udesen, M. B. Nielsen, K. R. Nielsen, y J. Jensen, "Examples of in vivo blood vector velocity estimation," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 33, no. 4, pp. 541-548, Abril 2007.
- [29] A. Swillens, P. Segers, H. Torp, y L. Lovstakken, "Two-dimensional blood velocity estimation with ultrasound: Speckle tracking versus crossed-beam vector Doppler based on flow simulations in a carotid bifurcation model," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 57, no. 2, pp. 327-339, Febrero 2010.



ANEXO

A). Código del algoritmo de Kasai implementado en MATLAB

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%carga de datos%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
clear
load doppler_data.mat           %cargar datos simulados
dat_exp_3=data(:,1:1:65);      %dat_exp_3 representa a los datos
%-----
%-----

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%declaración de variables%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fo=5*10^6;                      %frecuencia de portadora
PRI=1/(10*10^3);               %periodo de repetición de pulso
c=1500;                        %velocidad del sonido
fm=100e6;                      %frecuencia de muestreo

total_muestras=50000;         %numero total de muestras por eco
muestras_cant=100;           %numero de muestras por estimación
total_ecos=20;               %numero total de ecos registrados
eco_cant=20;                 %numero de ecos por estimación
angulo=0;                   %ángulo entre el transductor y la manguera

vel=eye([total_muestras/muestras_cant total_ecos/eco_cant]);
%definición del tamaño del arreglo vel
freq_ang=eye([muestras_cant 1]);
%definición del tamaño del arreglo freq_ang
offset_inicio=0;             %inicio de ecos
offset_muestras=0;          %inicio de toma de muestras
%-----
%-----

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%algoritmo de Kasai%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
data_h = hilbert(dat_exp_3(:, :)); %modulación

Rx=0;                        %inicialización de variables
Ry=0;                        %inicialización de variables
pos=1;                       %inicialización de variables

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%recorrido de arreglo%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
for m=1:1:(total_muestras/muestras_cant) %recorrido en el dominio
                                           rápido
    esti=1;
    for n=1:1:(total_ecos/eco_cant)       %recorrido en el dominio
                                           lento
        for i=(n-1)*eco_cant+1:1:n*eco_cant %recorrido de ecos por
                                           estimación

```



```

end

pos=pos+1;
end
%-----
%-----

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Mostrar velocidad%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
i=muestras_cant/2:muestras_cant:total_muestras
distances2=(i/fm)*1000000;      %distancia en cm

figure;plot(vel(:,:),distances2(1,:));
%grafico velocidad vs posición
%-----
%-----
    
```



B). Código del algoritmo de correlación cruzada implementado en MATLAB

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%carga de datos%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
clear
load doppler_data.mat           %cargar datos simulados
dat_exp_3=data(:,1:1:65);      %dat_exp_3 representa a los datos
%-----
%-----

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%declaración de variables%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
c=1500;                         %velocidad del sonido
PRF=1000;                       %frecuencia de repetición de pulsos
PRI=1/PRF;                      %intervalo de repetición de pulsos
fm=50000000;                   %frecuencia de muestreo
total_muestras=50000;          %numero total de muestras por eco
muestras_cant=100;             %numero de muestras por estimación
total_ecos=20;                 %numero total de ecos registrados
eco_cant=20;                   %numero de ecos por estimación

num_saltos=1;                  %si num_saltos=1, se aplica correlación solo
                               %entre ecos consecutivos
ini_saltos=1;                  %asignación del punto de partida

offset_muestras=0;            %offset en el dominio del tiempo rápido
offser_ecos=0;                %offset en el dominio del tiempo lento

%definición del tamaño del arreglo velocidad (vel)
vel=eye([total_muestras/muestras_cant total_ecos/eco_cant]);
%-----
%-----

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%algoritmo correlación cruzada%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
for m=1:1:(total_muestras/muestras_cant)   %recorrido en el dominio
                                           rápido
    esti=1;
    for n=1:1:(total_ecos/eco_cant)        %recorrido en el dominio
                                           lento

        promedio_final=0;
        contador1=0;
        valor1=1;      %reducir el tamaño de la ventana
        inser1=eye([valor1 1]);
        valor2=1;      %reducir el tamaño de la ventana
        inser2=eye([valor2 1]);
        valor3=valor1+valor2;

        for salto=ini_saltos:1:num_saltos  %recorrido de saltos entre
                                           ecos

            contador1=contador1+1;
            promedio=0;
            suma=0;
            contador=0;

```

```

for i=(n-1)*eco_cant+1:1:n*eco_cant-salto-1 %recorrido de ecos
                                        por estimación

    contador=contador+1;

    %función de correlación cruzada

    [C,lags]=xcorr([inser2;dat_exp_3((m-
    1)*muestras_cant+1+offset_muestras:1:m*muestras_cant-
    valor3+offset_muestras,i+salto); inser1],dat_exp_3((m-
    1)*muestras_cant+1+offset_muestras:1:m*muestras_cant+offset
    _muestras,i),'coeff');

    %%%%%reducción del rango (OPCION 1)%%%%%%%%%%
    max_correlacion=max(C(99:101,1));          %reducir el rango
                                                de desplazamiento
    for j=99:1:99+size(lags(1,99:101),2)      %reducir el rango
                                                de desplazamiento

    %%%%%%%%%%%

    %%%%%rango completo (OPCION 2)%%%%%%%%%%
    max_correlacion=max(C);                   %valor máximo del resultado de la
                                                función de correlación
    for j=1:1:size(lags,2)                   %recorrido para hallar
                                                desplazamiento

    %%%%%%%%%%%

    if C(j,1) >= max_correlacion
        %valor de desplazamiento parcial
        tau=(j-((size(lags,2)-1)/2)-1)/salto;
    end;
    end;
    suma=suma+tau;

end;
promedio=suma/contador;
promedio_final=promedio_final+promedio;
end;
%valor de desplazamiento final
tau_final=promedio_final/contador1;

%%%%%%%%%%
%%%%%Cálculo de la velocidad%%%%%%%%%%
vel(pos,esti)=c/(2/PRF)*tau_final/fm;      %valor de velocidad

esti=esti+1;
end;
pos=pos+1;
end;
%-----
%-----

%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%Mostrar Velocidad%%%%%%%%%%
i=muestras_cant/2:muestras_cant:total_muestras
distances2=(i/fm)*1000000;                 %distancia en cm
%grafico velocidad vs posición
figure;plot(vel(:,:),distances2(1,:));
%-----
%-----

```