



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA
DE LA COMPUTACIÓN

COMPOSICIÓN DE VOLÚMENES DE ULTRASONIDO

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN

PRESENTA:

OSCAR DANIEL GOYRI AGUIRRE

TUTOR:

DR. FERNANDO ARÁMBULA COSÍO

CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y DESARROLLO TECNOLÓGICO, UNAM.

MÉXICO, D. F. JULIO 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A todas aquellas personas que en poca o gran medida contribuyeron en el proceso para la elaboración de este trabajo.

Al Dr. Fernando Arámbula, al Dr. Alfonso Gastélum, al Dr. Boris Escalante, a la Dr. María Elena Martínez y a la Dra. Lucía Medina por sus comentarios y sugerencias, y quienes siempre estuvieron dispuestos a brindarme su colaboración.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y al Posgrado en Ciencia e Ingeniería de la Computación por haber contribuido en mi formación académica.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por el apoyo económico durante mis estudios de maestría.

Gracias a Todos.

DEG.

Resumen

Las imágenes por ultrasonido son una herramienta comúnmente utilizada en la medicina para el diagnóstico y la realización de exámenes preventivos. El ultrasonido provee una forma segura, no invasiva, portable, barata y fácil de usar para el estudio vascular y la anatomía musculo-esquelética en tiempo real. Sin embargo, la extracción de información anatómica relevante de tales imágenes aún continúa siendo un reto debido a la presencia de ruido y otro tipo de artefactos que complican su interpretación. Aunado a ello, el limitado campo de visión de las imágenes adquiridas, hace que la interpretación de la estructura anatómica completa sea muy difícil. Una forma de hacer frente a este problema es la técnica de Composición de volúmenes, también nombrada bajo la literatura de las imágenes de ultrasonido como “Cosido de volúmenes” (*volume stitching*) o “Extensión del campo de visión” (*extended field-of-view*) y menos comúnmente “Mosaico de ultrasonido 3D” (*3D Ultrasound Mosaicing*).

En este trabajo se presenta un algoritmo de composición basado en el registro de los volúmenes de ultrasonido generados a partir de un sistema Free Hand. El proceso comienza con un registro burdo en base a las mediciones obtenidas por el rastreo de la sonda, a partir de éste, se calcula el área de traslape entre volúmenes adyacentes con el fin de obtener sus “cortes centrales”. Cada corte central es pre procesado con el fin de remover los artefactos presentes en él usando un filtro de difusión anisotrópica, una vez realizado lo anterior, se aplica el algoritmo de Harris Corner Detector consiguiendo un grupo de puntos característicos por cada corte, los cuales, son comparados entre sí para obtener un conjunto de correspondencias que deben ser refinadas para hacer posible el cálculo de la transformación rígida necesaria para mejorar el registro entre los volúmenes.

Para efectos de evaluación, se muestran los resultados del método aplicado en volúmenes de ultrasonido de phantoms de mama y hueso, además, se presentan experimentos para su evaluación cualitativa y cuantitativa. El análisis de dichos resultados demuestra una ventaja en el método propuesto respecto a otros planteados dentro de la literatura, no obstante, presenta ciertas limitantes.

Índice General

Resumen	3
Introducción	6
Problema a resolver	6
Antecedentes	6
Justificación	7
Objetivo	8
Organización del documento	8
1. Antecedentes.....	9
1.1 Imágenes por Ultrasonido.....	9
1.2 Técnicas de Ultrasonido 3D.....	11
1.3 Artefactos en imágenes por Ultrasonido	15
1.4 Composición de volúmenes	18
2. Reconstrucción de volúmenes.....	20
2.1 Calibración de la sonda	20
2.2 Métodos de calibración	21
2.3 Métodos de reconstrucción	28
2.4 PLUS (Public software Library for UltraSound imaging research).....	33
3. Composición de volúmenes.....	40
3.1 Composición simple	40
3.2 Composición mediante Registro.....	41
3.3 Reconstrucción con registro.....	48
3.3 Registro basado en bloques.....	50
3.4 Registro inter barrido	52

3.5	Composición basada en SIFT	54
4.	Método propuesto basado en el registro mediante características	56
4.1	Análisis.....	56
4.2	Método	57
4.3	Sistema de Adquisición.....	58
4.4	Pre-procesamiento	59
4.5	Detección de características.....	62
4.6	Obtención de puntos correspondientes	65
4.7	Cálculo de la transformación	68
5.	Calibración del Rastreador EM.....	70
5.1	Calibración	70
5.2	Método	71
5.3	Recolección de las medidas experimentales.....	76
5.4	Especificaciones	78
5.5	Experimentos y resultados.....	80
6.	Resultados.....	84
6.1	Evaluación de la calibración	84
6.2	Resultados de la Calibración	86
6.3	Evaluación del método de composición.....	88
6.4	Resultados del método de composición.....	90
7.	Conclusiones.....	95
7.1	Método de calibración.....	95
7.2	Calibración del rastreador EM.....	96
7.3	Método de composición propuesto	97
	Bibliografía	98

Introducción

Problema a resolver

Dentro de las aplicaciones de imagenología biomédica, frecuentemente surge la necesidad de obtener imágenes de alta resolución de estructuras con un tamaño mayor a la del campo de vista del dispositivo de adquisición. En algunas ocasiones, incluso cuando es posible obtener dichas imágenes, su resolución puede no ser la adecuada, o ciertos artefactos pueden afectar la misma. En el caso de los volúmenes de ultrasonido. Debido a que éste se enfatiza en las diferencias entre estructuras anatómicas, su representación depende del ángulo de incidencia del haz de ultrasonido generando diferentes imágenes dependiendo del ángulo desde el que fueron tomadas.

Antecedentes

La técnica de composición de volúmenes o cosido de volúmenes de ultrasonido ha sido sujeto de varios trabajos de investigación, entre los principales destacan:

1. Poon [1] desarrollo una técnica de composición de volúmenes de ultrasonido 3D obtenidos por una sonda rastreada. Los volúmenes eran compuestos usando los parámetros de rastreo y los errores eran corregidos usando dos métodos de registro basados en bloques.
2. Ni [2] pre procesa los datos del ultrasonido y remueve todo tipo de artefactos, posteriormente, detecta los puntos 3D característicos de múltiples volúmenes y los describe como características SIFT 3D (Scale-Invariant Feature Transform), por último empareja dichas características para “coser” los volúmenes.
3. Gee [3] intenta el registro de múltiples volúmenes obtenidos mediante barridos “Free Hand” tratando de mejorar la velocidad de registro solo registrando los volúmenes en el plano de división.

Justificación

En México, la atención a la salud materno-infantil es una prioridad para los servicios de salud, su objetivo principal es la prevención de las complicaciones maternas en el embarazo, el diagnóstico oportuno y su atención adecuada. Las principales causas de mortalidad materna y perinatal son previsibles mediante atención prenatal temprana, sistemática y de alta calidad, que permiten identificar y controlar los principales factores de riesgo obstétrico y perinatal. Sin embargo, son pocas las instituciones públicas que poseen las herramientas necesarias para realizar dicha atención, sin mencionar su ubicación centralizada en las grandes ciudades desfavoreciendo a la población en zonas indígenas y rurales. Datos obtenidos del inventario Funcional del equipo Médico del IMSS revelan que la mayor cantidad de equipos de imagenología en el país son los equipos de ultrasonografía ocupando un 53% por arriba de los equipos de Rayos X y Tomógrafos con un 43% y 4% respectivamente, lo que demuestra la relevancia de trabajar con dicha técnica de generación de imágenes médicas.

Específicamente en el campo de la obstetricia, el ultrasonido es la técnica más utilizada para la realización de diagnósticos, no obstante, en algunas ocasiones éste por sí mismo no es suficiente. Por ejemplo, durante el diagnóstico del acretismo placentario que es una afección adherencial de la placenta asociada con elevadas morbilidad y mortalidad materna, los hallazgos ultrasonográficos pueden ser no concluyentes debido al tamaño del feto, por lo que la resonancia magnética juega un papel complementario en el diagnóstico. Omitiendo que aún son poco conocidos los riesgos biológicos de esta técnica en los fetos, las posibilidades de la mayoría de la población del país de realizar una resonancia magnética son pocas, por lo que, trabajar en el desarrollo de métodos que disminuyan las limitantes per sé del ultrasonido es fundamental.

Objetivo

Se plantean dos objetivos específicos:

1. Implementar un sistema Free Hand para la generación de volúmenes 3D a partir de imágenes de ultrasonido 2D.
2. Desarrollar un método de composición de volúmenes de ultrasonido mediante el rastreo de la sonda y el uso de puntos característicos en múltiples volúmenes.

Organización del documento

El documento ha sido dividido en los siguientes capítulos:

Primer Capítulo. Se introduce de manera general los términos involucrados en el trabajo con el fin de dar pie a la definición de composición de volúmenes.

Segundo Capítulo. Se abordan los temas correspondientes a la implementación de un sistema Free Hand.

Tercer Capítulo. Se presentan las bases y antecedentes de las técnicas existentes de composición de volúmenes.

Cuarto Capítulo. Se plantea un nuevo método de composición de volúmenes basado en el análisis de los métodos expuestos en el tercer capítulo.

Quinto Capítulo. Se expone un método de calibración de un rastreador electromagnético con el fin de eliminar las restricciones de un sistema óptico.

Sexto Capítulo. Se muestran los resultados de las implementaciones del sistema Free Hand y del método propuesto de composición de volúmenes, además de evaluaciones cuantitativas de las mismas.

Séptimo Capítulo. Finalmente, se presentan las conclusiones y trabajo a futuro del proyecto de tesis.

1. Antecedentes

En este capítulo se describe de forma general los principios fundamentales del ultrasonido y el proceso de formación de imágenes con él, después, se describen sus limitantes durante el diagnóstico médico y su evolución al Ultrasonido 3D. Posteriormente, se presentan los artefactos en las imágenes obtenidas mediante esta técnica de imagenología, que, aunadas a su limitado campo de visión son la principal razón del nacimiento de la técnica “Composición de volúmenes”, por lo que finalmente se menciona su propósito, múltiples ventajas y los desafíos que acarrea su implementación.

1.1 Imágenes por Ultrasonido

El ultrasonido es un tipo de onda acústica con una frecuencia f arriba del rango audible, específicamente en el caso del ultrasonido médico entre 1 y 20 Mhz. En estas frecuencias la longitud de onda λ es tan pequeña que el sonido se comporta como la luz, en el sentido de que éste puede ser dirigido, reflejado y difractado, propiedades usadas para la formación de imágenes [4]. La longitud de onda depende de la velocidad de propagación del sonido c , el cual difiere entre materiales.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1.1)$$

La velocidad del sonido se determina por la densidad de masa del material ρ_0 y su impedancia acústica Z [5].

$$Z = \rho_0 * c \quad (1.2)$$

La diferencia de impedancia acústica entre los tejidos del cuerpo es la base de las imágenes por ultrasonido, ya que la reflexión del sonido se produce en las fronteras entre materiales con diferentes impedancias. De otra forma no sería posible obtener alguna señal de vuelta cuando se realiza un escaneo. La magnitud del sonido reflejado depende de la diferencia entre impedancias.

El ultrasonido puede ser generado por transductores hechos de materiales piezoeléctricos, los cuales convierten la energía eléctrica en acústica y viceversa. A diferencia de otras modalidades de imágenes médicas tal como los Rayos X, MRI y CT, el ultrasonido crea imágenes de forma rápida desde una sonda sostenida manualmente. El operador mantiene la sonda en contacto con el cuerpo del paciente y el escáner de ultrasonido produce imágenes en tiempo real de la estructura anatómica dentro del plano de la sección transversal de la sonda.

La sonda emite pulsos de energía ultrasónica que se propagan a través del cuerpo del paciente para después recibir los ecos de la energía de las estructuras anatómicas. La amplitud del eco en diferentes tiempos t corresponde a reflexiones en diferentes profundidades d las cuales pueden ser calculadas conociendo la velocidad de propagación del sonido c .

$$d = \frac{c * t}{2} \quad (1.3)$$

Las imágenes por ultrasonido se conforman por una matriz de pixeles a los cuales se asigna una tonalidad de gris definida por la amplitud de la onda sonora de retorno. Existen tres modos básicos para la representación de las imágenes ecográficas [6].

El modo A (por amplitud) grafica las amplitudes de los ecos recibidos, proporcionando únicamente información unidimensional.

El modo B (por brillo) representa la suma de los ecos en diferentes direcciones (axial, lateral), proporcionando la posición espacial y dirección del haz de ultrasonido.

Por último, el modo M (por movimiento) es una combinación entre el modo A y B. Al igual que en el modo B el brillo de cada línea es modulado de acuerdo a la amplitud de los ecos recibidos, sin embargo, los ecos son recolectados en una sola dirección como en el modo A.

1.2 Técnicas de Ultrasonido 3D

Si bien el ultrasonido provee un gran número de ventajas con respecto a otro tipo de modalidades de adquisición de imágenes médicas, por sí mismo presenta algunas limitaciones.

Regularmente durante un estudio con ultrasonido, se obtienen una serie de imágenes 2D, las cuales deben ser combinadas mentalmente por el médico para formar una impresión subjetiva 3D de la anatomía del paciente, por lo tanto, el éxito del diagnóstico o procedimiento depende de la experiencia del médico en estas tareas, además que, la transformación mental de las imágenes a un volumen de la anatomía o patología es variable y subjetiva, lo cual puede llevar a diagnósticos incorrectos. No menos importante, los diagnósticos o terapias regularmente requieren de una estimación del volumen de un órgano o tumor. Si bien, es posible mediante imágenes 2D calcular el volumen suponiendo una forma regular del mismo, esto es inexacto, con alta variabilidad y dependiente del operador.

En un estudio mediante ultrasonido 3D, un conjunto de imágenes de ultrasonido son combinadas por medio de una computadora para formar una imagen objetiva 3D de la anatomía del paciente, la cual es posible visualizar, manipular y medir. Además, a partir del volumen generado, es posible generar cortes transversales en cualquier orientación sin ninguna restricción en cualquier sitio anatómico, por lo que, el ultrasonido 3D supera las limitaciones de la ecografía 2D anteriormente descritos.

Es posible distinguir tres tipos de enfoques en los sistemas de ultrasonido 3D:

1.2.1 Scanners Mecánicos

Éstos, hacen uso de mecanismos motorizados para trasladar, inclinar, o rotar un transductor convencional de ultrasonido 2D. Dado que, la geometría del mecanismo esta predefinida y controlada de manera precisa, es posible obtener la posición y orientación de una serie de imágenes con el fin de reconstruir un volumen de ultrasonido.

La resolución del volumen varía dependiendo de los intervalos espaciales o angulares entre los que se adquiere la imagen.

Dependiendo del objetivo del mecanismo (rotar, trasladar, inclinarse) estos scanners (*Fig.1-1*) se clasifican a su vez en:

Barrido lineal

El mecanismo traslada linealmente los transductores a través del paciente, mientras las imágenes son adquiridas en intervalos espaciales uniformes. La simple geometría de la adquisición de las imágenes permite la rápida reconstrucción del volumen.

Barrido inclinado

El mecanismo es usado para inclinar los transductores convencionales con respecto a un eje paralelo a la cara del transductor mientras las imágenes son adquiridas en intervalos angulares de manera uniforme formando un abanico de imágenes respecto al eje. Gracias a la forma de adquirir las imágenes, es posible recorrer una amplia región con una separación angular predefinida. De igual forma que en el barrido lineal, su geometría permite la rápida reconstrucción del volumen, sin embargo, la resolución con respecto al eje de rotación disminuye.

Barrido rotatorio

En este enfoque, mientras las imágenes son adquiridas, el mecanismo rota el arreglo de transductores alrededor de un eje que biseca perpendicularmente el arreglo a través de un ángulo de al menos 180° . Ya que las imágenes adquiridas intersecan a lo largo de un eje, el muestreo espacial será bueno cerca de éste, pero deficiente lejos de él. La resolución del volumen reconstruido varía de manera extraña, siendo elevada cerca de los transductores y del eje, mientras que decrece dependiendo la distancia hacia el mismo.

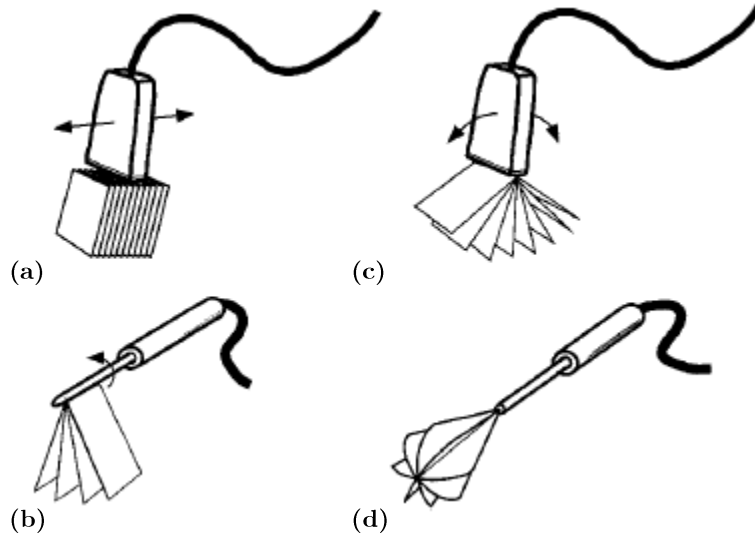


Figura 1-1. Diagrama de los diferentes enfoques mecánicos. a) Barrido Lineal. b) y c) Barrido Inclinado. d) Barrido Rotatorio [7]

1.2.2 Arreglos 2D

A diferencia del enfoque anterior que utiliza un arreglo unidimensional de transductores, el cual es desplazado automáticamente por mecanismos especializados, el presente enfoque hace uso de un arreglo bidimensional de transductores los cuales permanecen inmóviles mientras de manera electrónica se controla la emisión y recepción del haz de ultrasonido, generando un volumen de forma piramidal.

El principal reto de este enfoque es el procesamiento paralelo de las señales obtenidas para producir imágenes tridimensionales en tiempo real, así como el diseño de arreglos bidimensionales eficientes con el menor número de transductores posible, con el fin de abaratar los costos de producción y simplificar el control de los mismos.

1.2.3 Técnica Free Hand

Las anteriores técnicas de ultrasonido 3D permiten la visualización y medición de estructuras tridimensionales de interés, sin embargo, su costo en comparación a las sondas 2D es elevado, además, el tamaño del volumen visualizado está limitado al tamaño de la sonda [8] [9].

Como alternativa al uso de estos enfoques existe una técnica para la reconstrucción de volúmenes a partir de imágenes 2D de ultrasonido, dicha técnica es conocida como Free Hand [10].

El proceso de ésta considera tres etapas:

a) Examinación

En esta primera etapa es necesario colocar un sensor de posicionamiento en la sonda de ultrasonido. Posteriormente, el sistema es calibrado para determinar el desplazamiento entre la posición del sensor y la esquina de la imagen de ultrasonido. Los desplazamientos y la posición medida son usados para calcular la posición relativa de cada una de las imágenes. Durante esta fase el medico mueve la sonda lenta y continuamente sobre la región de interés mientras las imágenes son digitalizadas, etiquetadas con la posición del sensor y almacenadas como una matriz de pixeles.

b) Reconstrucción

En la segunda etapa, el conjunto de imágenes son ensambladas en un solo volumen usando su respectiva posición asociada, usualmente el formato del conjunto de datos es un arreglo escalar de voxels. Para generar este volumen es necesario conocer las transformaciones correspondientes que mapean los pixeles de cada imagen a su correcta posición dentro de dicho arreglo, por lo cual, es necesario en primera instancia definir el origen, tamaño del volumen y número de voxels dependiendo la aplicación, posteriormente, el volumen debe ser llenado por los pixeles de cada una de las imágenes adquiridas.

c) Visualización

Durante esta última etapa se muestran en el monitor porciones del volumen reconstruido, las propiedades que debe cumplir ésta imagen son: claridad y profundidad en los detalles, distinción entre tipos de tejido, poco ruido y consistencia de estas propiedades en toda la imagen [11].

1.3 Artefactos en imágenes por Ultrasonido

La compleja interacción física que ocurre entre el haz de ultrasonido y el cuerpo humano, sumado a los sofisticados componentes tecnológicos del sistema de sonografía contribuyen a la visualización anómala de información en una imagen de ultrasonido. Estas anomalías o artefactos en las imágenes producen problemas en la interpretación de las mismas, por lo que, la capacidad de reconocerlos y corregirlos es de suma importancia para mejorar la calidad de la imagen y por consecuencia optimizar el diagnóstico y cuidado del paciente.

1.3.1 Speckle

El fenómeno de speckle (*Fig.1-2*) es resultado de la interferencia constructiva-destructiva del ultrasonido coherente y los pulsos retropropagados de múltiples reflectores diminutos constituidos por material biológico, por lo que su presencia es inherente a las imágenes de ultrasonido.

En algunas situaciones, el patrón de speckle provee información útil para el especialista, tal como clasificación del tipo de tejido e identificación de la patología de los órganos. En muchas otras situaciones, el speckle es considerado un ruido que degrada la resolución espacial y de contraste oscureciendo importante información en las imágenes de ultrasonido. Por esta razón el speckle es reducido de algunas aplicaciones para mejorar el diagnóstico mediante técnicas de filtrado digital.

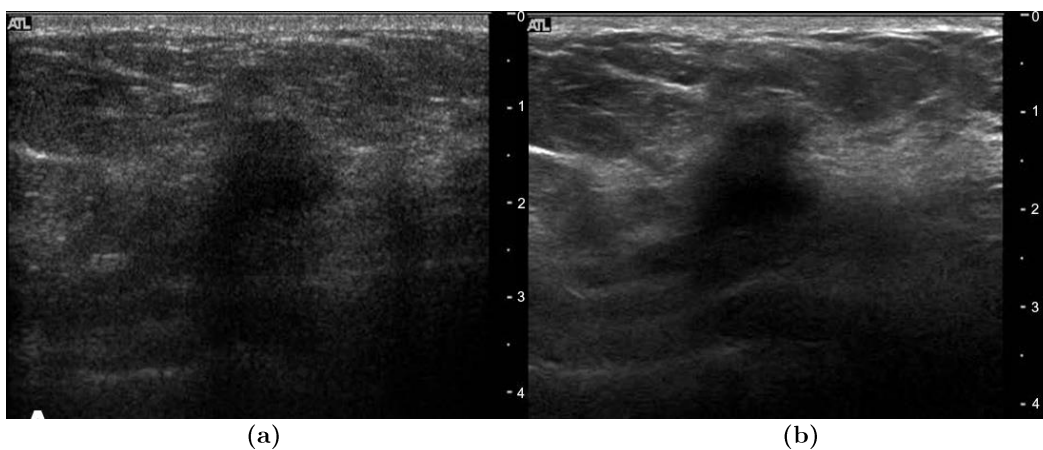


Figura 1-2. a) Imagen original de US con presencia de speckle. b) Misma imagen procesada para la reducción de dicho artefacto [12].

1.3.2 Atenuación

Cuando una onda ultrasónica se propaga a través de un medio heterogéneo, su energía es reducida o atenuada en función de la distancia. Específicamente el ultrasonido es atenuado de gran manera cuando atraviesa el tejido humano. Dicha atenuación es diferente dependiendo el tipo de tejido, la distancia recorrida y la frecuencia central del sonido, por lo que existen dos tipos de artefactos derivados de la atenuación, el sombreado (*shadowing*) y el realce (*enhancement*) (*Fig.1-3*).

El sombreado es la reducción de la amplitud del eco debido a la existencia de una estructura que bloquea (*absorbe*) en gran medida la energía del ultrasonido, por lo que, cualquier estructura detrás de ella solo es detectada por ecos débiles, siendo representada en la imagen de forma muy oscura semejando una sombra.

El realce, en cambio, se debe a una porción de haz de ultrasonido que atraviesa una región profunda con muy poca atenuación en comparación a la del resto del haz, apareciendo en la imagen de forma muy brillante.

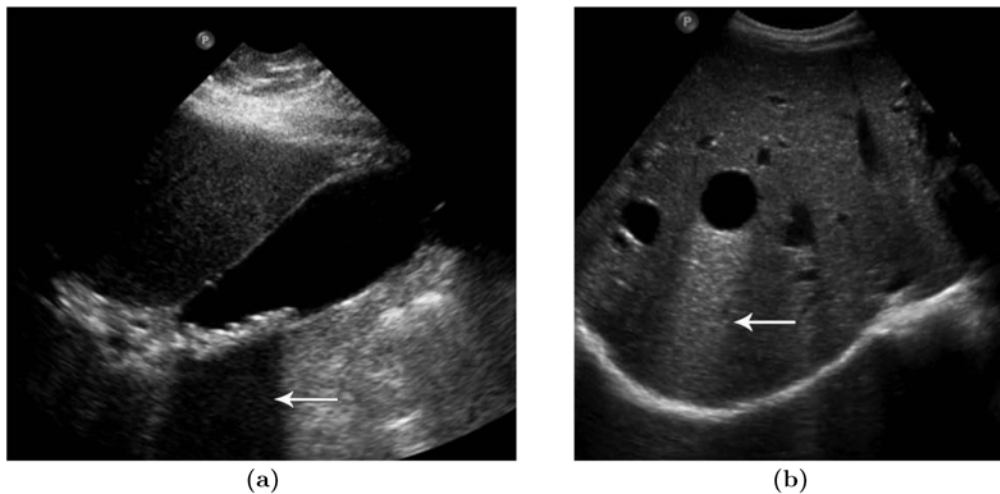


Figura 1-3. a) Imagen de US con Shadowing. b) Imagen de US con Enhancement [12].

Normalmente, para compensar la atenuación, el eco recibido es amplificado dependiendo de la profundidad de la cual proviene. Esto significa un incremento de la señal dependiendo del tiempo. Actualmente, los escanners cuentan con controles manuales para ajustar dicha compensación dependiendo el paciente y la profundidad de la zona de escaneo.

1.3.3 Replica (*Reverberation*)

Este efecto se produce cuando el haz ultrasónico encuentra dos estructuras altamente reflejantes (*Fig. 1-4a*). El sonido rebota de atrás hacia adelante entre ambas estructuras antes de regresar a la sonda, la cual, detecta un tiempo prolongado de viaje y asume una distancia mayor a la real, mostrando así, replicas adicionales en lugares de mayor profundidad.

1.3.4 Refracción

La refracción es un cambio en la dirección del pulso ultrasónico transmitido en un límite entre tejidos de diferentes impedancias acústicas con incidencia no perpendicular (*Fig.1-4b*). El efecto de la refracción causa la desaparición de estructuras anatómicas.

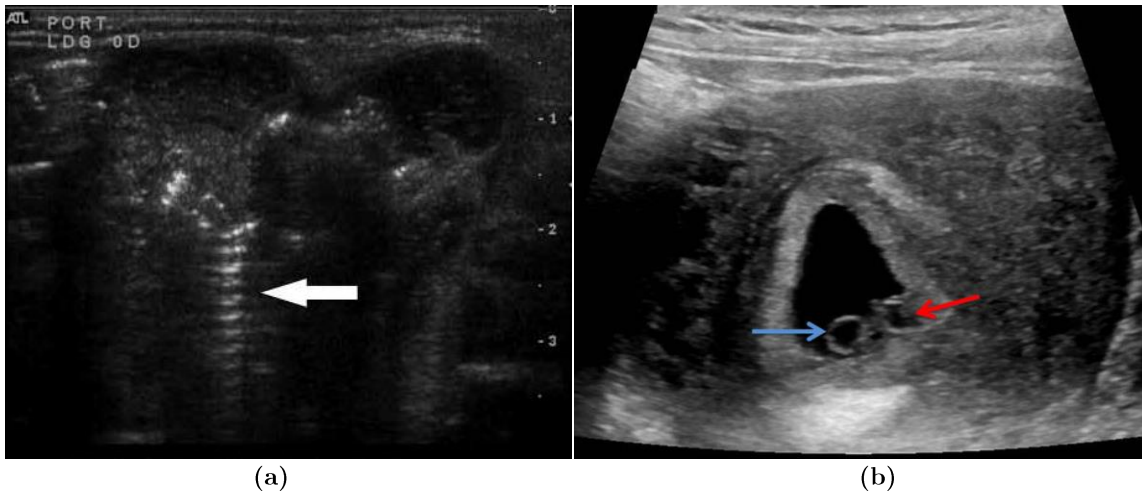


Figura 1-4. a) Imagen de US de una masa palpable con efecto de *Reverberation*. b) Artefacto de refracción en el musculo abdominal que duplica la aparición de un saco vitelino [12].

1.4 Composición de volúmenes

Dentro de las aplicaciones de imagenología biomédica, frecuentemente surge la necesidad de obtener imágenes de alta resolución de estructuras con un tamaño mayor a la del campo de vista del dispositivo de adquisición. En algunas ocasiones, incluso cuando es posible obtener dichas imágenes, su resolución puede no ser la adecuada, o ciertos artefactos afectan la misma.

La solución a este problema, es la adquisición de múltiples imágenes del área de interés, parcial o totalmente traslapadas para unir las en una escena de mayor tamaño. A este proceso se le conoce como extensión del campo de visión, ensamble, montaje o composición de imágenes.

Al hablar de “Extensión del campo de visión” el interés se centra en combinar imágenes con una mínima cantidad de superposición entre ellas para obtener el mayor campo de visión posible con el menor número de imágenes. En contraste, cuando se habla del término composición (*Fig.1-5*), lo que se desea es combinar múltiples imágenes tomadas del mismo objeto a partir de diferentes puntos de vista para aumentar la calidad de ésta, por consecuencia, es necesario una gran superposición entre las imágenes. El concepto de composición de volúmenes es el mismo, siendo el volumen el componente principal de ensamble.

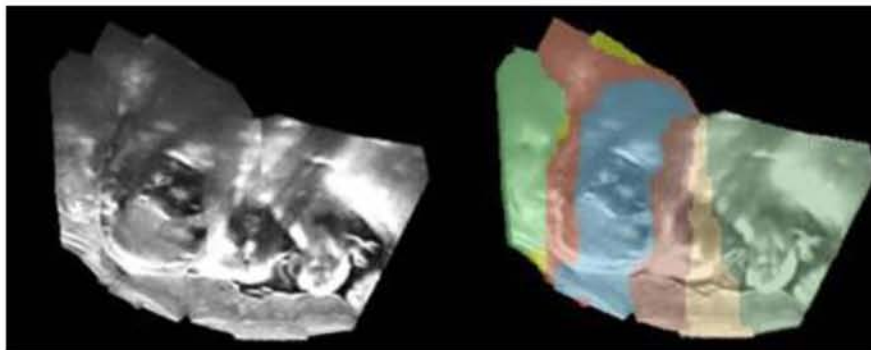


Figura 1-5. Resultado de la composición de ocho volúmenes de ultrasonido traslapados. [13]

Hablando particularmente de volúmenes de ultrasonido. Debido a que éste se enfatiza en las diferencias entre estructuras anatómicas, su representación depende del ángulo de incidencia del haz de ultrasonido generando diferentes imágenes dependiendo del ángulo desde el que fueron tomadas. El cosido de volúmenes tiene la capacidad de fusionar toda esa información en un volumen consistente, conteniendo en sí el contorno completo de un objeto a partir contornos individuales disminuyendo la oclusión de estructuras anatómicas.

Trabajos recientes muestran diferentes beneficios de esta técnica aplicada en la ecografía:

- Permite ilustrar el contexto anatómico de una lesión en su entorno [14]
- Proporciona el seguimiento y medición precisa de estructuras largas y tubulares [14]
- Es capaz de mostrar tumores enteros usando un arreglo de sondas [15]
- Provee una medición fiable de un tumor [15]

Específicamente en el campo de la Obstetricia [16]:

- Posibilita visualizar el útero en su totalidad, tumores en el tracto genital, la implantación placentaria y las estructuras fetales durante el embarazo.
- Proporciona orientación topográfica de las grandes masas pélvicas.
- Permite el diagnóstico del Percretismo placentario en mujeres con VIH [17].

Sin embargo, este gran potencial acarrea consigo grandes retos, entre ellos la definición de un correcto método de registro y la búsqueda de una técnica de alineación de imágenes dependiendo de la forma de adquisición de los volúmenes. Las principales causas de la desalineación y errores en el proceso de registro incluyen los artefactos del ultrasonido, errores en la medición del sensor y calibración, latencia, y movimiento del tejido.

2. Reconstrucción de volúmenes

En esta sección, se describen los aspectos principales del segundo tema concerniente en este trabajo de tesis: La reconstrucción de volúmenes mediante la técnica Free Hand. Primero, se presenta la matemática involucrada en los métodos de calibración existentes en la literatura. Después, se presenta de forma breve los tres métodos más comunes de reconstrucción de volúmenes a partir de imágenes. Por último, se da una pequeña introducción a la Librería PLUS la cual, implementa los principales métodos descritos durante el capítulo, además de proveer la interfaz con distintos dispositivos de hardware permitiendo así, el desarrollo de un sistema Free Hand.

2.1 Calibración de la sonda

Un procedimiento clave para la reconstrucción de volúmenes mediante la técnica freehand es la calibración de la sonda. Como ya fue descrito, la técnica Freehand [18] consiste en el rastreo de la sonda de ultrasonido para conocer la posición y orientación de un conjunto de imágenes adyacentes de ultrasonido que posteriormente son procesadas para reconstruir un volumen. Sin embargo, el sistema de rastreo proporciona la posición y orientación del sensor S y no la del plano de la imagen I , razón por la cual, es necesario encontrar la matriz de transformación $T_{S \leftarrow I}$ (Fig.2-1) que mapea el plano de la imagen al sistema de coordenadas del sensor, así como los factores de escala en mm. T_S de la misma.

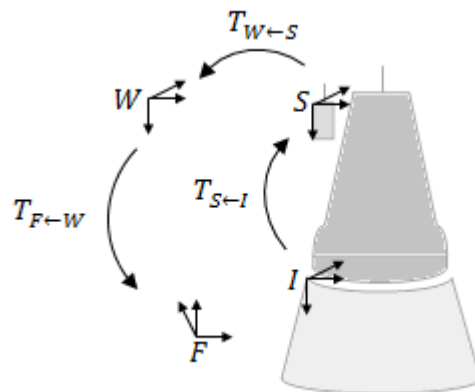


Figura 2-1. Coordenadas asociadas a la técnica de US Free Hand [19].

Si se conoce la matriz de transformación $T_{S \leftarrow I}$ y las escalas de la imagen T_S es posible mapear cualquier punto a un espacio 3D mediante:

$$\mathbf{p}^F = T_{F \leftarrow W} T_{W \leftarrow S} T_{S \leftarrow I} T_S \mathbf{p}^{I'} \quad (2.1)$$

Donde

$$T_S = \begin{pmatrix} s_u & 0 & 0 \\ 0 & s_v & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$T_{W \leftarrow S}$ = Transforma las coordenadas del sensor S a las del mundo W

$T_{F \leftarrow W}$ = Transforma las coordenadas del mundo W a las del *phantom* F

\mathbf{p}^F = Coordenadas del punto \mathbf{p} en el sistema coordenado F

$\mathbf{p}^{I'}$ = $(u \ v \ 0)^t$ con u y v índices de la columna y fila en la imagen de ultrasonido.

La transformación $T_{W \leftarrow S}$ es proporcionada por la posición del sensor, mientras que $T_{F \leftarrow W}$ solo es usada para ayudar a encontrar los parámetros de calibración.

El proceso mediante el cual se encuentra esta transformación es llamado calibración de la sonda [20].

2.2 Métodos de calibración

Un gran número de técnicas de calibración han sido propuestas en la literatura. La mayoría de las técnicas requieren un objeto especialmente diseñado llamado *phantom*, los cuales pueden ser clasificados desde los tipos *Crosswire* [21] hasta los múltiple *N-wire* [22]. Existen métodos alternativos sin el uso de *phantoms* que también han sido investigados [23].

2.2.1 Phantom Crosswire

También llamado *phantom* puntual. El *phantom* p (Fig.2-2) formado por la simple intersección de hilos dentro de una bandeja de agua es escaneado por la sonda de ultrasonido mientras su localización $p^{l'} = (u, v, 0)^t$ es segmentada en la imagen.

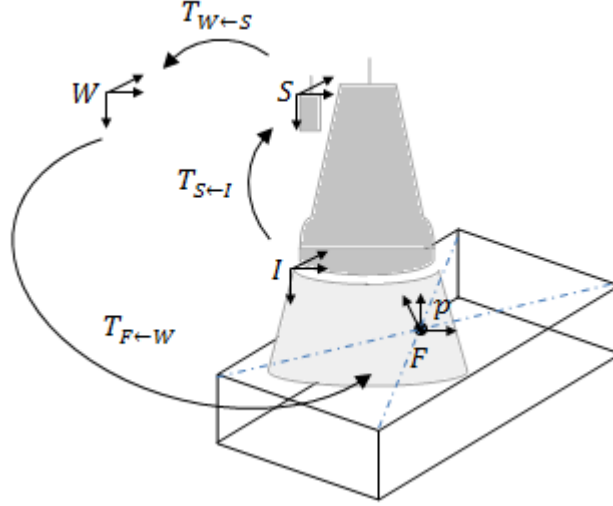


Figura 2-2. Geometría del phantom Puntual [19].

Haciendo coincidir el origen del sistema coordenado del *phantom* con la posición del punto se tiene:

$$T_{F \leftarrow W} T_{W \leftarrow S} T_{S \leftarrow I} T_S \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

Esta ecuación se compone de once incógnitas, de las cuales, dos son los factores de escala, seis parámetros de calibración y únicamente tres traslaciones de la transformación $T_{F \leftarrow W}$ ya que la orientación de F no es de importancia. Las incógnitas pueden ser encontradas minimizando la función mediante algoritmos iterativos como el de Levenberg-Marquardt [24].

$$f = \sum_{i=1}^N |T_{F \leftarrow W} T_{W \leftarrow S_i} T_{S \leftarrow I} T_S p^{l'_i}| \quad (2.3)$$

Donde N es el número total de imágenes del *phantom* puntual desde diferentes direcciones y orientaciones.

2.2.2 Phantom Three-wire

A diferencia del *phantom* anterior, este se construye con tres hilos ortogonales entre sí, formando los ejes del sistema coordenado del *phantom* [25] (*Fig.2-3*).

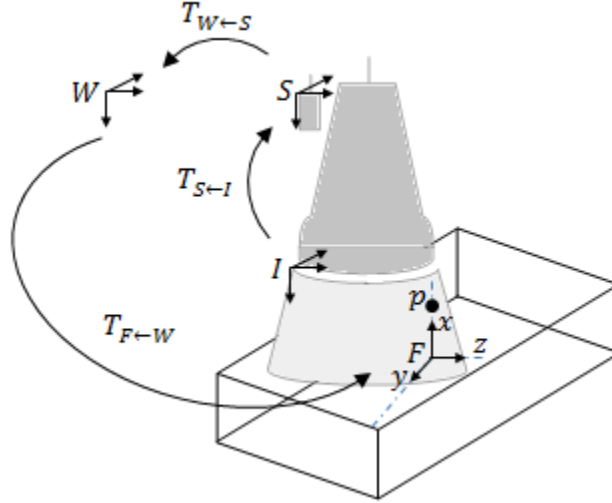


Figura 2-3. Geometría del phantom Three-wire [19].

El *phantom* es escaneado a través de cada uno sus hilos, suponiendo que se escanea el eje x , el punto en el hilo satisface:

$$T_{F←W} T_{W←S} T_{S←I} T_S \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_x^F \\ p_y^F = 0 \\ p_z^F = 0 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

Las coordenadas y y z de p^F generan dos restricciones de igualdad. La calibración puede ser resuelta minimizando:

$$f = \sum_{i=1}^{N_x} \left((p_{i_y}^F)^2 + (p_{i_z}^F)^2 \right) + \sum_{i=N_x+1}^{N_x+N_y} \left((p_{i_x}^F)^2 + (p_{i_z}^F)^2 \right) + \sum_{i=N_x+N_y+1}^{N_x+N_y+N_z} \left((p_{i_x}^F)^2 + (p_{i_y}^F)^2 \right) \quad (2.5)$$

Donde N_x , N_y y N_z son el total de posiciones de los puntos escaneados a lo largo de los respectivos ejes x , y y z .

2.2.3 Phantom Plane

La construcción de este *phantom* no es sumamente especial, basta con escanear el fondo de una bandeja de agua [26]. El plano en la imagen de ultrasonido aparece como una recta la cual puede ser detectada fácilmente. Si se alinea el sistema coordenado del *phantom* (Fig.2-4) tal que, el plano xy coincida con el plano del *phantom*, cada uno de los puntos en la línea debe satisfacer la ecuación;

$$T_{F \leftarrow W} T_{W \leftarrow S} T_{S \leftarrow I} T_S \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_x^F \\ p_y^F = 0 \\ p_z^F = 0 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

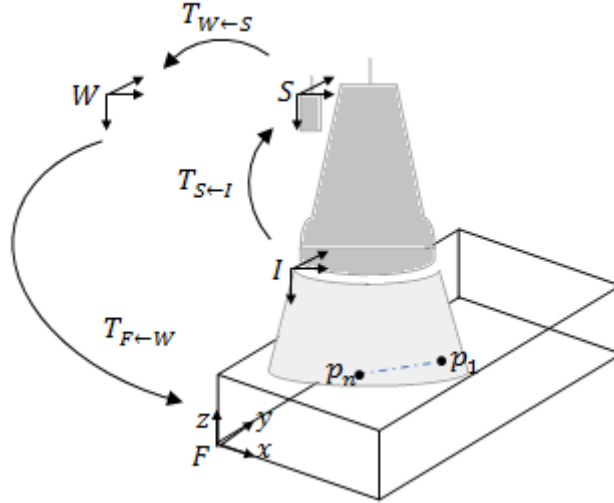


Figura 2-4. Geometría del phantom Plane [19].

La ecuación para la coordenada z del sistema coordenado del *phantom* es la restricción requerida en los parámetros de calibración. Para cada recta, se obtienen restricciones independientes mediante la elección de dos puntos sobre la misma. Los parámetros de calibración se obtienen minimizando:

$$f = \sum_{i=1}^N \left((p_{1i_z}^F)^2 + (p_{2i_z}^F)^2 \right) \quad (2.7)$$

Donde N es el número total de imágenes del *phantom*.

2.2.4 Phantom Cambridge

El *phantom cambridge* está diseñado para disminuir los problemas del *phantom plane* causados por el ancho del haz de ultrasonido y la naturaleza de la reflexión especular (Fig.2-5a). El *phantom* consiste de dos partes, una pinza fijada alrededor de la sonda y una barra de cobre montada entre dos discos (Fig.2-5b) La pinza tiene el objetivo de limitar el movimiento de la barra solo en el centro del haz de ultrasonido. La barra se encuentra unida a los discos de manera que el borde de ésta se alinee al centro de cada disco. Con esto, a medida que los discos ruedan de lado a lado, el borde superior de la barra se mantiene a una altura constante por encima del objeto escaneado.

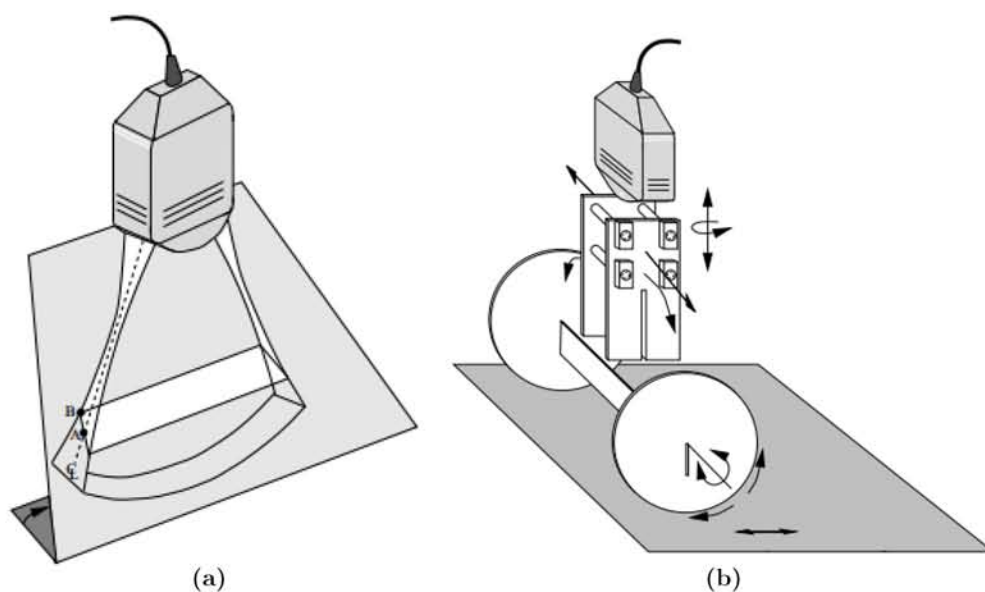


Figura 2-5.a)Ejemplo del problema con el Ancho del ultrasonido. b)Phantom Cambridge [19].

La calibración mediante este *phantom* se realiza escaneando la barra bajo el agua desde todos los ángulos posibles. La forma del *phantom* y la manera con que interactúa con la pinza, asegura una imagen clara de la barra que siempre será visible por la imagen de ultrasonido. Una vez detectada la recta en la imagen, la forma de obtener los parámetros de calibración es la misma que en el *phantom plane*.

2.2.5 Phantom N-Wire

Este *phantom* consiste de un conjunto de hilos en forma de N (*Fig.2-6*). La posición y orientación de los puntos finales de los hilos h_1 , h_2 , h_3 y h_4 son conocidos respecto a un sensor colocado en el *phantom* [27].

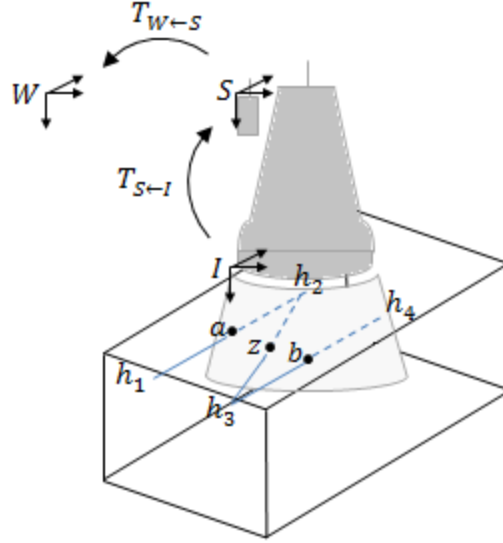


Figura 2-6. Geometría del phantom N-Wire [19].

Cuando el *phantom* es escaneado el plano intersecta con los hilos h_1 , h_2 , h_3 y h_4 en los puntos a , z y b los cuales son segmentados en la imagen. Si las escalas de la imagen son conocidas, las distancias entre $|z - b|$ y $|a - b|$ pueden ser medidas en ella. Ya que los triángulos formados por los puntos (a, h_2, z) y (b, h_3, z) son similares, la posición de z esta dada por:

$$z^W = h_3^W + \frac{|z - h_3|}{|h_2 - h_3|} (h_2^W - h_3^W) = h_3^W + \frac{|z - b|}{|a - b|} (h_2^W - h_3^W) \quad (2.8)$$

Los parámetros de calibración se obtienen minimizando:

$$f = \sum_{i=1}^P \sum_{j=1}^M |T_{W←S}^{-1} z_{i,j}^W - T_{S←I} T_S z'_{i,j}| \quad (2.9)$$

P es el número total de imágenes capturadas, cada una con M (regularmente 2 [28]) patrones en forma de N.

$z_{i,j}$ es el j -ésimo patrón en la i -ésima imagen.

2.2.6 Stylus

Un stylus es un localizador 3D que consiste de un eje circular, el cual, en uno de sus extremos contiene un dispositivo de rastreo que determina su posición, mientras que el otro, su forma se torna afilada hasta formar un punto (*Fig.2-7*).

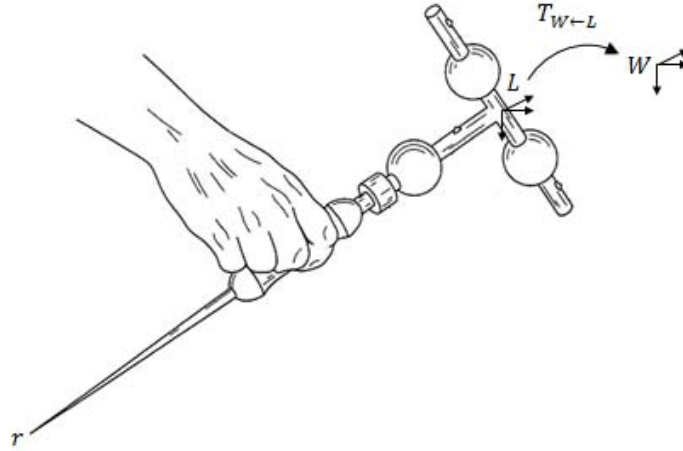


Figura 2-7. Geometría del Stylus.

Si se conoce la posición de la punta respecto al sistema de coordenadas del dispositivo de rastreo r^L , es posible obtener su posición en coordenadas del mundo r^W mediante:

$$r^W = T_{W \leftarrow L} r^L \quad (2.10)$$

Cuando r^L no es conocida, ésta puede ser determinada mediante el método de calibración propuesto por [29] en el cual el stylus es rotado alrededor de su punta mientras las posiciones del otro extremo son almacenadas. Al mantener la punta en una posición fija su posición en coordenadas del mundo r^W puede ser encontrada minimizando:

$$\sum_i |\bar{r}_i^W - T_{W \leftarrow L_i} r^L| \quad (2.11)$$

Donde “ $||$ ” denota la norma euclidiana sobre \mathbb{R}^3 , \bar{r}_i^W el promedio de r_i^W y r^L en vez de r^{L_i} ya que r es invariante en cada L_i .

El error de calibración dependerá del tamaño del stylus y el error en el rastreo.

2.3 Métodos de reconstrucción

El proceso de reconstrucción posiciona las imágenes de ultrasonido en un volumen 3D basándose en posiciones relativas correlacionadas. Primero, se extraen y escalan los píxeles de todas las imágenes. Después, éstos son combinados dependiendo su posición produciendo valores de píxel calibrados. A cada valor de píxel calibrado se aplican las matrices de rotación encontradas en la calibración de la sonda, obteniendo una orientación y posición correcta dentro del volumen. Sin embargo, ya que el volumen es construido a partir de imágenes tomadas en un movimiento libre guiado por el médico, pueden existir variaciones en la velocidad de adquisición o un muestreo insuficiente causando espacios vacíos y errores geométricos.

Existe una variedad de métodos para la reconstrucción de volúmenes a partir de conjuntos de imágenes obtenidas mediante técnicas Free Hand. La mayoría de ellas son bastantes simples debido a que fueron diseñadas para minimizar el tiempo de procesamiento y uso de memoria, con el fin de visualizar el volumen inmediatamente después de la adquisición. No obstante, estos métodos pueden ser clasificados en las siguientes categorías.

2.3.1 Reconstrucción basada en Voxeles

La reconstrucción basada en voxeles [30] asigna a cada voxel del volumen un valor de gris calculado a partir de los píxeles más cercanos (*Fig.2-8*). La forma más sencilla de implementar este método es recorrer todos los voxeles verificando la distancia a los píxeles, lo cual es sumamente ineficiente. Una manera de disminuir el costo computacional del proceso, es la siguiente:

Para cada voxel v en el volumen V :

- Calcular una normal del v hacia sus dos planos más cercanos
- Encontrar la distancia normal de v a todos los planos, obteniendo un vector de distancias D .

- Obtener en D la distancia mayor y las dos menores (d_{max} , d_1 y d_2), así como los planos a los que corresponden I_1 y I_2 .
- Calcular el punto de cruce entre la normal que pasa por v y I_n
- Realizar una interpolación bilineal (p_n) de los 4 píxeles más cercanos al punto de cruce
- Se obtiene el peso correspondiente a cada plano I_n

$$w_n = 1 - d_n/d_{max}$$

- El valor final de v se obtiene como el promedio de los resultados de la ponderación por distancia.

$$v = (w_1 * p_1 + w_2 * p_2)/2$$

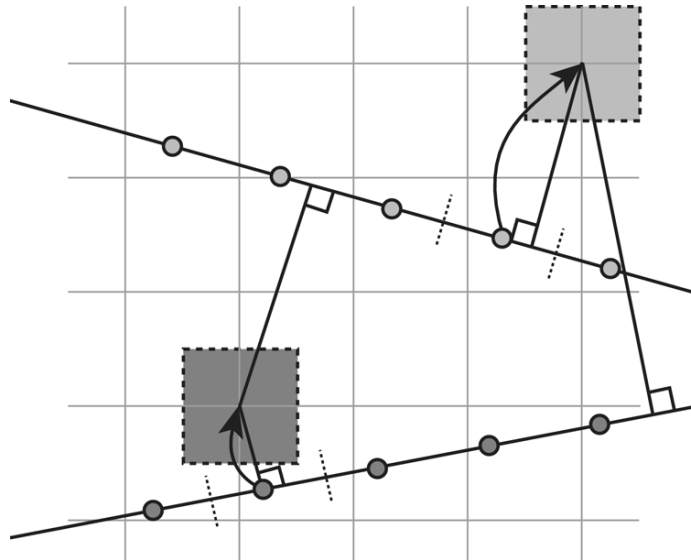


Figura 2-8.Reconstrucción basada en Voxeles VNN [31].

2.3.2 Reconstrucción basada en Pixeles

Esta clase de reconstrucción consta de dos etapas, la primera de ellas es llamada “bin filling”, en ésta, se recorre cada uno de los pixeles en las imágenes adquiridas y su valor es asignado a la posición correspondiente en el volumen. Si dos o más pixeles comparten la misma posición, el valor del voxel puede ser asignado de distintas formas, por ejemplo, dejar el valor del último pixel, el promedio, el valor mínimo o el máximo [32]. La segunda etapa “hole filling” se encarga de llenar los voxeles que resultaron vacíos durante la primera fase debido al bajo muestreo de imágenes durante la captura. Para esta etapa se han propuesto varios enfoques, uno de ellos, propone el llenado de los voxeles con un valor resultado de realizar una interpolación basada en el valor de sus vecinos más cercanos no vacíos. El proceso de reconstrucción basada en pixeles (*Fig.2-9*) con el llenado de espacios basándose en el enfoque anterior es el siguiente:

Primera Etapa:

Para cada imagen I dentro de las k imágenes rastreadas:

- Para cada pixel p en I_k
 - Hallar la posición del voxel v dentro del volumen V al cual corresponde p
 - Si v esta vacío
- Si no

$$v = p; c = 1;$$

$$v = \frac{v * c + p}{c + 1}; c = c + 1;$$

Segunda Etapa:

- Para cada pixel v en V
 - Si v esta vacío

$$c = 0;$$

- Para cada voxel v' dentro de una vecindad de tamaño variable p.e 3x3x3
 - Si v' no está vacío

$$v = \frac{v + v'}{c} ; c = c + 1;$$

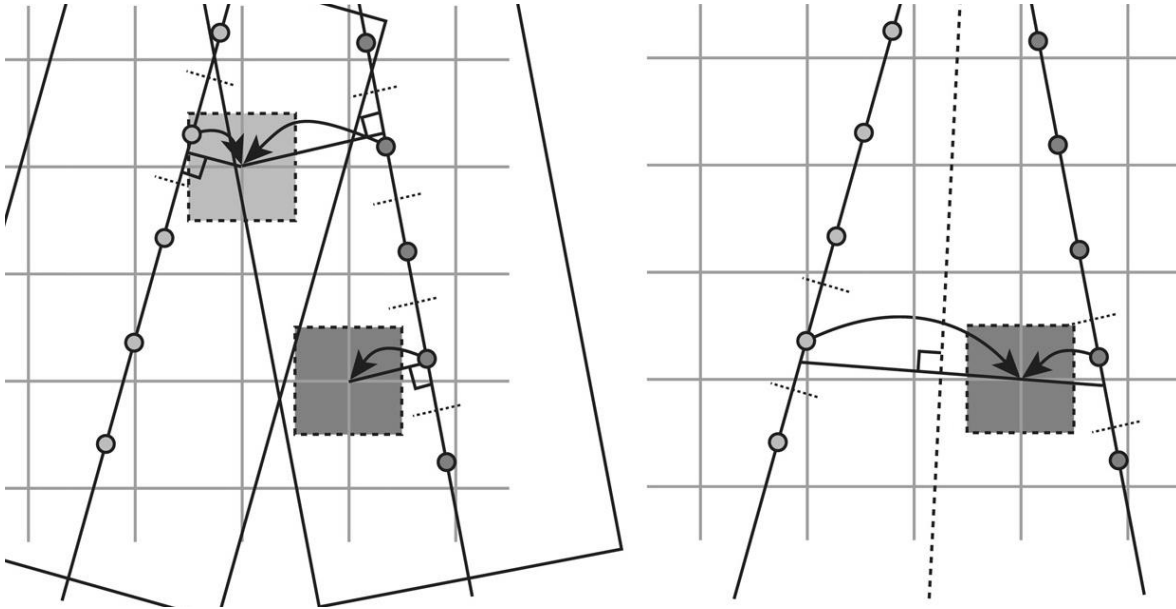


Figura 2-9.Reconstrucción basada en Pixeles PNN [31].

Otros enfoques para realizar la segunda etapa son el promedio de los voxeles dentro de una ventana [32], los dos voxeles más cercanos [33] o la media de los voxeles no vacíos dentro de una ventana cubica [34] .

2.3.3 Reconstrucción basada en Funciones

La reconstrucción basada en funciones usa la información de las imágenes obtenidas como entrada a una función para generar el grid de voxeles. Primero, se elige una función específica y se determinan ciertos coeficientes para crear una o más funciones a través de las cuales se evaluarán los valores de los pixeles. Después, la función o funciones, son usadas para crear un arreglo regular de voxeles mediante la evaluación de éstas en intervalos regulares (*Fig.2-10*). Un ejemplo de ellas, es la función de base radial, la cual, es una aproximación con splines que intenta utilizar la forma de los datos en la reconstrucción del volumen [35].

Considerando un conjunto de valores de pixeles p_j , $j = 1, \dots, N$ localizados en posiciones expresadas respecto al arreglo de voxeles $T_j = (x_j, y_j, z_j)$, la idea básica, es encontrar un spline $S(T)$ que pase lo más cerca de los puntos y de la manera más suave posible. Es decir $S(T)$ busca satisfacer:

$$\sum_{j=1}^N |p_j - S(T_j)|^2 + wI(s) = \text{minimo} \quad (2.12)$$

El primer término es la desviación del spline de los puntos, mientras que el segundo, es una función de suavizado $I(s)$ donde w determina el costo de los dos componentes. De manera particular, en lugar de crear una función a partir de todos los puntos, éstos son divididos en pequeños segmentos, generando una función de base radial por cada uno de ellos hasta dividir el arreglo de voxeles en pequeños segmentos rectangulares sin traslape.

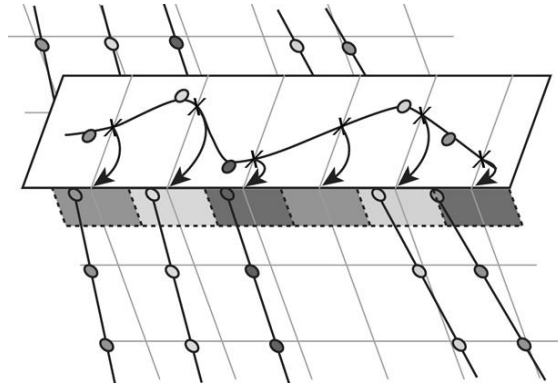


Figura 2-10. Reconstrucción basada en Funciones [31].

2.4 PLUS (Public software Library for UltraSound imaging research)

PLUS [36] es un *toolkit* open-source implementado en c++ que facilita el desarrollo de sistemas de intervención guiadas por ultrasonido desarrollado por el Laboratory for Percutaneous Surgery de la Universidad de Queen. Este toolkit provee una variedad de métodos para herramientas de intervención, posicionamiento y adquisición de imágenes de ultrasonido de una amplia gama de dispositivos de rastreo y generación de imágenes, calibración espacial, reconstrucción de volúmenes, simulación y almacenamiento de información.

Dentro del hardware que soporta:

Rastreo:

- Óptico
 - NDI Certus
 - NDI Polaris
 - Claron MicronTracker
- Electromagnético
 - NDI Aurora
 - Ascension 3DG (Sonix GPS)
 - Flock of birds tracker

Generación de imágenes:

- Ultrasound SDK
 - Ultrasonix via Ulterius SDK
 - Ultrasonix US Porta SDK
 - BK ProFocus
 - TeleMed
- Framegrabber
 - ImagingControl USB
 - Epiphan USB, PCI, Ethernet
 - Video para framegrabber generic de Windows
- Simulador
 - Reproducción de secuencias de imagines desde archivo.

2.4.1 Arquitectura

PLUS se divide en dos partes, librería y aplicaciones (*Fig.2-11*). La librería contiene la implementación de todos los algoritmos, códigos para el almacenamiento de datos, interfaces con los dispositivos de hardware, pruebas, ejemplos y clases básicas.

Las aplicaciones de PLUS incluyen a *fcal* para la realizar el proceso de calibración de un sistema Free Hand, una aplicación para la reconstrucción de volúmenes y un server para el reenvío de la información adquirida a múltiples clientes.

PLUS depende de otras librerías open-source comúnmente usadas para la implementación de sistemas de procesamiento de imágenes médicas como ITK, VTK y OpenIGTLink, además de librerías para la creación de interfaces de usuario como QT y no menos importante de controladores y software de los diferentes dispositivos de hardware. De manera particular OpenIGTLink permite la conexión con 3D Slicer [37] (plataforma para el desarrollo eficiente de aplicaciones para intervenciones guiadas por computadora) para la separación entre los procesos de visualización y adquisición de datos.

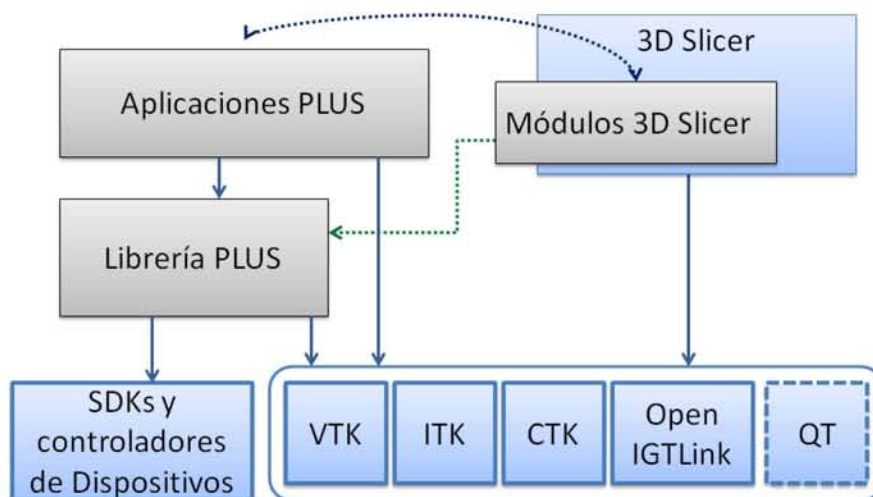


Figura 2-11. Arquitectura de PLUS [36].

2.4.2 Algoritmos

La librería PLUS se compone de cuatro diferentes módulos: módulo de almacenamiento de datos, módulo de pruebas y ejemplos, módulo de interfaces con el hardware y el módulo de algoritmos (Fig.2-12). A su vez, el módulo de algoritmos se conforma por los algoritmos de calibración espacial, calibración temporal, reconstrucción de volúmenes y simulación de ultrasonido.

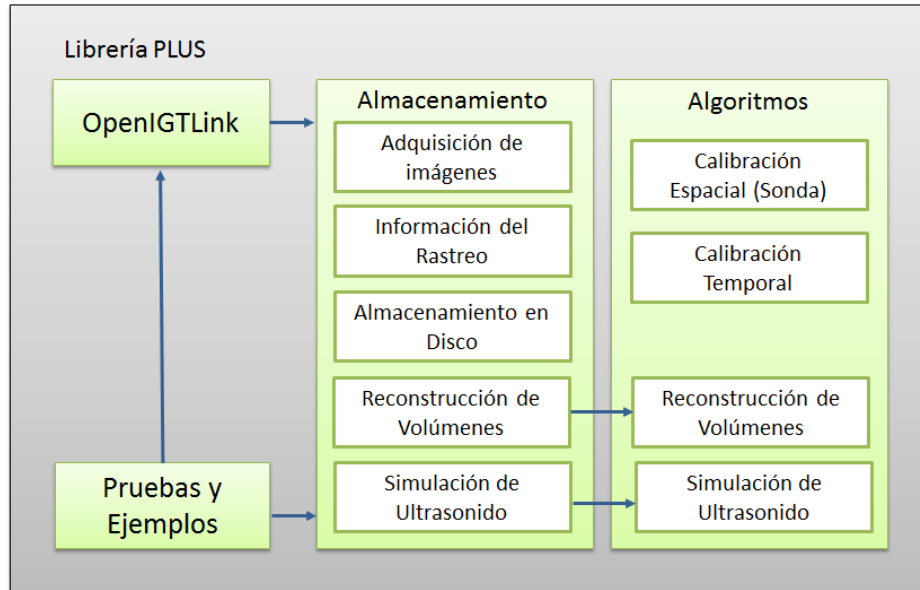


Figura 2-12. Módulos y sus algoritmos [36].

2.4.2.1 Calibración Espacial

PLUS contempla que el sistema de adquisición se conforma por una sonda rastreada de ultrasonido, alguna herramienta como una aguja o *stylus* y un sensor de posicionamiento asociado a un paciente o *phantom* (Fig.2-13), por lo que el *toolkit* implementa tres diferentes métodos de calibración.

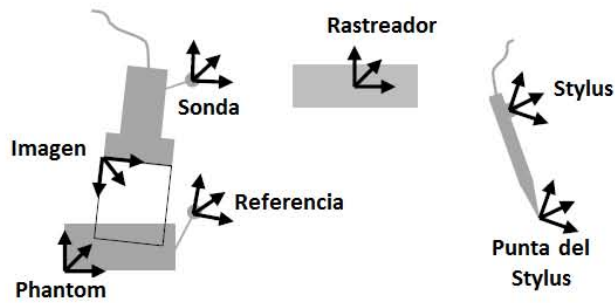


Figura 2-13. Componentes del sistema de adquisición.

El primero de ellos, la *calibración puntual*, calcula la traslación entre la punta del *stylus* y el sensor aunado a él. El segundo, mediante los resultados de la calibración anterior, registra con el *stylus* un conjunto de marcas en posiciones conocidas sobre un *phantom* con el fin de determinar la transformación entre su sistema coordinado y el de su sensor de rastreo, en este caso la referencia (*Fig.2-14a*).

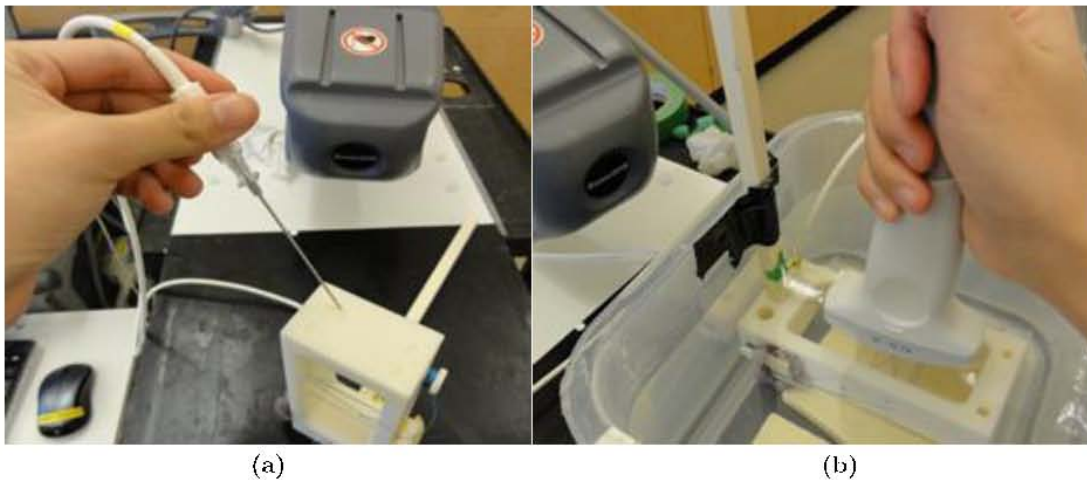


Figura 2-14. a) Calibración Puntual. b) Calibración de la Sonda [36].

El último método de calibración, determina la transformación entre el sistema de coordenadas de la imagen y el del sensor asociado a la sonda (calibración de la sonda) (*Fig.2-14b*) mediante la ayuda del *phantom* de calibración N-Wire [27] antes descrito en este capítulo. Para asegurar la repetitividad y exactitud de este último procedimiento, PLUS provee un modelo del *phantom* de calibración.

2.4.2.2 Calibración temporal

Típicamente, los sistemas guiados por ultrasonido consisten de tres subsistemas: la sonda rastreada, el escáner de ultrasonido y una computadora que almacena la información. Cada uno de estos dispositivos provee marcas de tiempo usando su propio reloj, el cual, no se encuentra sincronizado con los demás, por tanto, es necesario un método de calibración que relacione las marcas de tiempo entre los distintos dispositivos encontrando un desconocido pero constante tiempo de retardo entre las diferentes fuentes de información.

El método de calibración temporal en PLUS asume que las fuentes que proveen información al sistema añaden una estampa de tiempo a los datos adquiridos con dicho retardo constante. La entrada al método es una grabación de 10 segundos de la posición de la sonda y las imágenes obtenidas por ella mientras se realiza manualmente un movimiento continuo de arriba abajo (*Fig.2-15a*). El primer paso del proceso es la extracción de la posición 1D de los datos obtenidos. La posición 1D de la sonda se calcula mediante la proyección de la posición 3D de la misma al eje principal del movimiento (eje vertical), mientras que la posición de las imágenes es calculada colocando fijamente un objeto plano en el campo de visión del transductor y posteriormente extrayendo la posición de la línea [38] formada en la imagen (*Fig.2-15b*). El movimiento predominante en la grabación de entrada debe ser vertical para permitir la correcta correlación entre las posiciones de la líneas y las posiciones 1D del sensor, esto puede ser alcanzado con suficiente exactitud mediante el movimiento manual de la sonda [39].

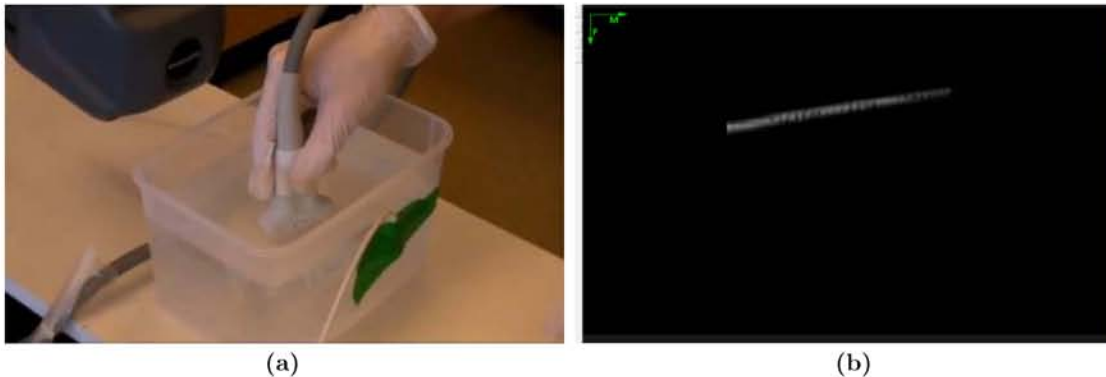


Figura 2-15. a) Escaneo vertical [40]. b) Algoritmo de detección de líneas horizontales.

Ambas posiciones son normalizadas arbitrariamente para estar en el rango de entre -0.5 y 0.5 (*Fig. 2-16*) para tener en cuenta la escala desconocida. Finalmente para correlacionar los dos conjuntos de mediciones, las cuatro distancias más cercanas derivadas de la imágenes son interpoladas mediante un polinomio cubico con el fin de obtener valores que coincidan con la posición del sensor. El tiempo de retardo será el error mínimo en la media cuadrática entre las distancias de las imágenes y las posiciones del sensor (*Fig. 2-17*).

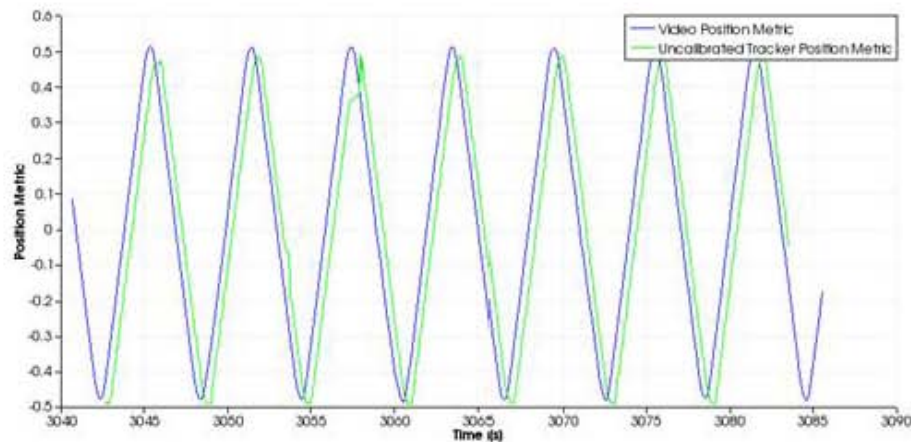


Figura 2-16. Distancia Vertical [40].

Cabe destacar que el proceso para la generación de la grabación del movimiento es guiado mediante la interfaz de PLUS, indicando cuando mantener la sonda fija, cuando moverla y cuando este movimiento fue o no suficiente para una buena correlación.

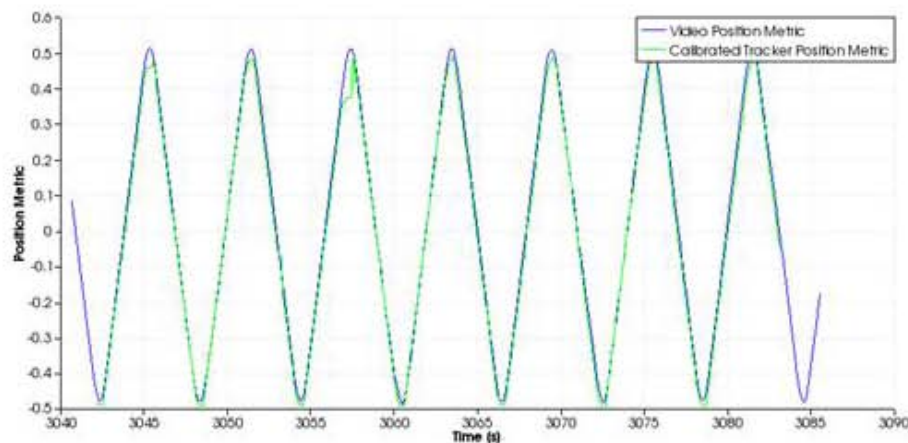


Figura 2-17. Distancia vertical después de la calibración temporal [40].

2.4.2.3 Reconstrucción de Volúmenes

El algoritmo de reconstrucción implementado en PLUS se basa en el trabajo de Boisvert [41]. El primer paso del procedimiento es la inserción de las imágenes en un volumen 3D mediante la iteración entre cada uno de los pixeles asignando su valor en el voxel correspondiente o distribuyendo el mismo en los ocho voxeles más cercanos. El valor final del voxel se determina mediante el último valor asignado o como un promedio ponderado de todos los pixeles que han coincidido en tal posición. PLUS agrega algunas opciones adicionales para el cálculo del valor del voxel como el mínimo o máximo valor del pixel ahí asignado, opción útil para remover sombras acústicas u otros artefactos, o la asignación de la media para reducir el ruido aleatorio en la imagen reconstruida.

El método de llenado de espacios que implementa este toolkit permite la reconstrucción de un volumen en alta resolución además de remover los espacios mediante la interpolación a partir de los voxeles más cercanos. Este método calcula un promedio ponderado de los voxeles más cercanos con un kernel esférico gaussiano de tamaño variable, o un kernel elíptico de orientación y tamaño específico para cada voxel con el fin de minimizar el difuminado en el llenado de las regiones del volumen.

3. Composición de volúmenes

Esta sección inicia presentando los conceptos básicos y términos relacionados con la técnica de composición de volúmenes. Una vez abordados dichos temas, se expone de manera más detallada los antecedentes que se han analizado y son base para el presente trabajo.

3.1 Composición simple

La composición simple es un método sencillo que aprovecha la técnica Free Hand usando únicamente las mediciones del sensor de posicionamiento de la sonda para la alineación de los volúmenes de manera individual. Cada volumen es transformado a un espacio común usando dos matrices de transformación:

$$T_{W \leftarrow S} \tag{3.1}$$

Transforma entre los sistemas coordenados de la sonda y el espacio común

$$T_{S \leftarrow I} \tag{3.2}$$

Transforma entre los sistemas coordenados del volumen de ultrasonido y la sonda.

La matriz de transformación 3.2 se determina durante el proceso de calibración y es la misma para todos los volúmenes adquiridos, mientras que la matriz 3.1 depende de la posición de la sonda para cada volumen. La ecuación de transformación de los voxels de cada volumen al espacio común es la siguiente:

$$C = T_{W \leftarrow S} * T_{S \leftarrow I} * V \tag{3.3}$$

Donde

$$V = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad C = \begin{bmatrix} C_x \\ C_y \\ C_z \\ 1 \end{bmatrix}$$

La multiplicación de las matrices 3.1 y 3.2 arroja $T_{W \leftarrow I}$ la cual representa la transformación de un voxel a su posición en el espacio común.

3.2 Composición mediante Registro

A pesar de la simpleza y rapidez del anterior método de composición, se ha demostrado que los resultados que obtiene contienen errores de desalineación entre los volúmenes debido a la refracción, variaciones en la velocidad del sonido y principalmente la inexactitud en los métodos de calibración de la sonda. Con el fin de corregir dicha desalineación se han desarrollado diferentes métodos basados en el registro de imágenes, siendo clave para la composición la alta precisión en el mismo.

3.2.1 Registro

El diagnóstico clínico mediante el uso de un conjunto de imágenes médicas requiere implícitamente un punto de correspondencia entre las imágenes. Por ejemplo, en muchos estudios, múltiples imágenes de un mismo sujeto se adquieren en diferentes tiempos y en ocasiones mediante diferentes modalidades para complementar información entre ellas. Incluso, imágenes de distintos pacientes pueden ser comparadas para evaluar la medida de la patología de una con relación a la otra. Por lo tanto, es necesario definir una transformación geométrica que haga corresponder cualquier punto de una imagen a su respectiva posición en la otra. El proceso para determinar dicha transformación es llamado *Registro*.

Los métodos de registro se clasifican a partir de nueve criterios básicos, cada uno de los cuales es dividido en diferentes subniveles [42]:

1. *Dimensionalidad*

1.2 2D - 2D

1.3 2D - 3D

1.4 3D - 3D

2. *Naturaleza del registro*

2.2 Extrínseco

2.2.1 Invasivo

2.2.2 No invasivo

- 2.3 Intrínseco
 - 2.3.1 Basado en marcas
 - 2.3.2 Basado en segmentación
 - 2.3.3 Basado en propiedades del pixel
 - 2.4 No basado en Imagen (sistema coordinado calibrado)
3. *Tipo de transformación*
- 3.2 Rígida
 - 3.3 Afín
 - 3.4 Proyectiva
 - 3.5 Curvada
4. *Dominio de la transformación*
- 4.2 Local
 - 4.3 Global
5. *Interacción*
- 5.2 Interactivo
 - 5.3 Semi automático
 - 5.4 Automático
6. *Optimización del procedimiento*
- 6.2 Calculo de los Parámetros
7. *Modalidades involucradas*
- 7.2 Monomodal

- 7.2.1 CT, MR, PET, US, Video, Rayos-X
 - 7.3 Multimodal
 - 7.3.1 CT - MR, CT - PET
 - 7.4 Modalidad a modelo
 - 7.5 Paciente a modalidad
8. *Sujeto*
- 8.2 Intrasujeto
 - 8.3 Intersujeto
 - 8.4 Atlas
9. *Objeto*
- 9.2 Cabeza
 - 9.3 Torax
 - 9.4 Abdomen
 - 9.5 Pelvis
 - 9.6 Extremidades
 - 9.7 Espina y vertebras

3.2.2 Registro de Imágenes

Debido a la diversidad de tipos de imágenes a ser registradas y la variedad de posibles artefactos contenidos en ellas, no es posible diseñar una única forma de registro. Sin embargo, la mayoría de los métodos de registro consisten de los siguientes cuatro pasos:

1. *Detección de características*

En un principio los objetos característicos eran seleccionados de forma manual por un experto, en la actualidad, el proceso de registro automático tiene dos principales enfoques:

1.1. Métodos basados en regiones

Estos métodos se enfatizan en el proceso de correspondencia entre características más que en la detección de ellas, por lo que las características no se detectan en este primer paso.

1.2. Métodos basados en características

Se centran en la extracción de estructuras sobresalientes, la cuales deben ser distintivas, estar extendidas por toda la imagen y ser detectables de manera eficiente en las imágenes a registrar. La comparación de las características en las imágenes se asegura mediante la invariancia y exactitud del detector de características y por el criterio de traslape, en otras palabras, el número de características detectadas debe ser lo suficientemente alto sin importar los cambios en la geometría de la imagen, condiciones de radiometría, presencia de ruido y cambios en la escena. Tipos de características:

a. Regiones características

Este tipo de características provienen de las proyecciones de regiones de alto contraste con límites bien establecidos y tamaño considerable. Regularmente estas características son detectadas mediante métodos de segmentación.

b. Líneas características

Las líneas características pueden ser representaciones de segmentos lineales o contornos de objetos. Los métodos para la detección de bordes son los más usados para la identificación de este tipo de características.

c. Puntos característicos

El grupo de puntos característicos consiste de métodos que trabajan sobre intersecciones. Los principales algoritmos para la detección de éstos definen el punto como una intersección, centroide de una región bien definida o el modulo máximo local de una transformada wavelet.

2. *Correspondencia de características*

Las características detectadas en las imágenes pueden ser relacionadas mediante los valores de intensidad de sus vecinos, su distribución espacial o mediante una descripción simbólica. A continuación los dos principales enfoques de registro automático son subdivididos de acuerdo a las ideas básicas de los métodos de obtención de correspondencias.

2.1. Métodos basados en regiones

Estos métodos mezclan los procesos de detección y correspondencia de características. Los métodos basados en regiones definen ventanas de tamaños específicos o incluso imágenes enteras para determinar su correspondencia, siendo así ideales para el registro de imágenes que solo difieren por una traslación.

a. Basados en correlación

El elemento más representativo de los métodos basados en regiones es la correlación cruzada y sus distintas modificaciones. Éste aprovecha las intensidades de las imágenes para determinar la correspondencia entre ellas sin usar un análisis estructural, consecuentemente es muy sensible al cambio de intensidades debido al ruido, variación en la iluminación o la adquisición mediante diferentes dispositivos.

b. Basados en la transformada de Fourier

Los métodos basados en Fourier son usados si las imágenes son adquiridas bajo condiciones variantes o si estas son afectadas por ruido dependiente de la frecuencia. Estos métodos explotan la representación de las imágenes en el dominio de la frecuencia. Por ejemplo, el método de correlación de fase calcula el espectro de potencia cruzado de cada imagen y verifica la ubicación del pico en su inversa.

En contraste a los métodos basados en correlación este tipo de métodos son robustos a los cambios de iluminación y ruidos dependientes de la frecuencia, sin embargo el costo computacional de su aplicación es más elevado.

c. Basados en información mutua

Se originan a partir de la teoría de la información, son una medida de la dependencia estadística entre dos conjuntos de datos. Son particularmente utilizados para el registro multimodal.

2.2. Métodos basados en características

Asumen que las características están representadas por puntos. Su objetivo es encontrar parejas de puntos correspondientes usando su relación espacial o descriptores de características.

a. Métodos apoyados en Relaciones Espaciales

Son usados si las características detectadas son ambiguas o si sus vecinos están distorsionados. En general, utilizan la información acerca de la distancia entre los puntos y su distribución espacial.

b. Métodos apoyados en Descriptores Invariantes

Surgen como alternativa a los métodos que explotan las relaciones espaciales, estos, estiman la correspondencia entre características mediante el uso de sus descripción, la cual deber cumplir ciertas condiciones. Las más importantes son: su invariancia (los descriptores de características correspondientes deben de ser iguales), unicidad, estabilidad e independencia. Sin embargo, en algunas ocasiones no todas estas condiciones pueden satisfacerse de manera simultánea. La elección del tipo de descriptor depende de las características y deformación geométrica de las imágenes. El descriptor más simple en una imagen es su intensidad.

3. Estimación del modelo de transformación

Después de determinar la correspondencia entre características es necesario construir la función de mapeo, la cual debe transformar la imagen objetivo al sistema coordinado de la imagen de referencia.

El proceso consiste en elegir el tipo de función de mapeo y la estimación de sus parámetros. El tipo de función de mapeo debe corresponder a la deformación geométrica de la imagen, el método de adquisición y la precisión requerida por parte del registro,

Un gran número de algoritmos de registro médico asumen una transformación *rígida*, la cual consta de seis grados de libertad, tres de traslación y tres de rotación, siendo su característica principal la preservación de todas las distancias. Este tipo de registro es ampliamente utilizado en aplicaciones médicas donde las estructuras de interés son en su mayoría huesos o están cercanas al mismo. Otros algoritmos de registro incrementan el número de grados de libertad a doce, permitiendo la escala anisotrópica y el sesgado, considerándose una transformación *afín* que se caracteriza por preservar todas las líneas paralelas. La transformación rígida o afín puede ser descrita usando la ecuación matricial:

$$y_i = a_{ij} x_j \quad (3.4)$$

Donde x y y son las coordenadas originales y transformadas respectivamente. Ya que una transformación rígida es un caso particular de una transformación afín, ésta puede ser representada como:

$$\begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{1,1} & r_{1,2} & r_{1,3} & t_1 \\ r_{2,1} & r_{2,2} & r_{2,3} & t_2 \\ r_{3,1} & r_{3,2} & r_{3,3} & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

Con t como un vector de traslación y r una matriz de tamaño 3x3 definida como:

$$r_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} r_y = \begin{pmatrix} \cos \alpha & 0 & \sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{pmatrix} r_z = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

r_x, r_y, r_z representan rotaciones alrededor de los ejes x , y y z respectivamente, un ángulo α .

En el caso de las transformaciones proyectivas caracterizadas por conservar la rectitud de las líneas y lo plano de las superficies, capaces de modificar el paralelismo entre líneas, es posible representarlas de forma matricial únicamente si se emplean coordenadas homogéneas:

$$y_i = \frac{u_i}{u_4}, u_i = a_{ij} x_j = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{1,1} & a_{1,2} & a_{1,3} & t_1 \\ a_{2,1} & a_{2,2} & a_{2,3} & t_2 \\ a_{3,1} & a_{3,2} & a_{3,3} & t_3 \\ p_1 & p_2 & p_3 & \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

Donde p es un vector que define el eje de proyección y β un escalar.

4. Transformación

En este último paso se usa la función de mapeo para transformar una de las imágenes y por lo tanto registrarlas. La transformación puede ser realizada de las siguientes formas:

a. Forward

Cada pixel de la imagen seleccionada puede ser transformada directamente utilizando la función de mapeo, sin embargo, debido a la discretización y redondeo puede producir espacios y traslapos en la imagen resultante.

b. Backward

El registro de la imagen se determina usando las coordenadas del pixel de destino y la función inversa de la función de mapeo. La interpolación de la imagen se realiza con la imagen objetivo por lo que no es posible crear espacios ni regiones traslapadas.

3.3 Reconstrucción con registro

Uno de los primeros enfoques para el cosido de volúmenes propuesto en [26] se basó en la corrección de errores mediante un proceso de registro aplicado a las imágenes de ultrasonido antes de la reconstrucción del volumen. A continuación se describe el algoritmo de reconstrucción basado en pixeles con la adición de un proceso de registro intermedio.

1. Selección de una imagen P con su respectiva posición asociada.
2. Búsqueda en P de un conjunto de características $l_{m,n}$, específicamente bordes mediante el algoritmo de Canny (*Fig.3-1*).
3. Inserción de la imagen P dentro del volumen C

a. Si P no interseca con datos existentes dentro del volumen

- i. Insertar los puntos de referencia $l_{m,n}$ en L

Determinar la posición de $l_{m,n}$ en P respecto a C

$$T_{W \leftarrow I} * l_{m,n}$$

Asignar $l_{m,n}$ al elemento más cercano en L

- ii. Insertar P dentro de C

Determinar la posición de cada pixel $p_{m,n}$ respecto a C

$$T_{W \leftarrow S} * p_{m,n}$$

Introducir c_{ijk} a los ya existentes promedios ponderados c_{ijk} y $p_{m,n}$

$$c_{ijk} = \frac{n * c_{ijk}}{n + 1} + \frac{p_{m,n}}{n + 1}$$

- b. Si P interseca con datos existentes dentro del volumen
- i. Realizar el registro de los puntos de referencia $l_{m,n}$ con L

Encontrar la posición donde $l_{m,n}$ coincida de mejor manera en L

Hallar la transformación óptima

$$T_{W \leftarrow S} \rightarrow T'_{W \leftarrow S}$$
 - ii. Insertar P en el volumen C

Determinar la posición del cada pixel $p_{m,n}$ respecto a C

$$T'_{W \leftarrow S} * p_{m,n}$$

Introducir c_{ijk} a los ya existentes promedios ponderados c_{ijk} y $p_{m,n}$

$$c_{ijk} = \frac{n * c_{ijk}}{n + 1} + \frac{p_{m,n}}{n + 1}$$

4. Repetir los pasos 1,2 y 3 para todas las imágenes.

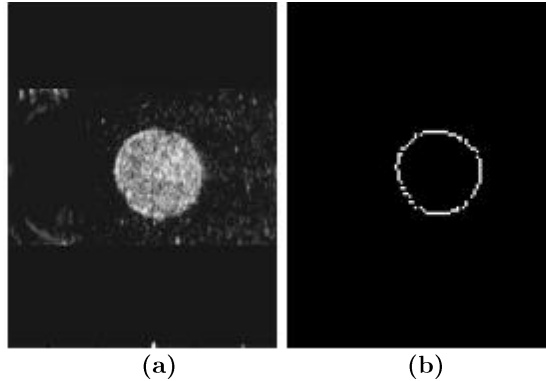


Figura 3-1.a) Imagen del marcador o fiducial. b) Borde del marcador [26].

Los puntos de referencia son almacenados en L , un arreglo binario 3D el cual está alineado a C . Cuando las imágenes son insertadas e intersecan con voxeles no vacíos en C , se determina la matriz de transformación $T'_{W \leftarrow S}$ encontrando correspondencias entre las referencias en la nueva imagen y las ya almacenadas en L mediante la aplicación del algoritmo RANSAC [43].

La matriz $T'_{W \leftarrow S}$ transforma la imagen P a coordenadas del mundo dentro del volumen C . Cuando la imagen interseca voxels no vacíos, se calcula un promedio ponderado para asignar el valor al voxel. En la *Fig.3-2* se muestran los cortes de un volumen reconstruido con y sin registro, es evidente que el proceso de registro reduce enormemente los errores en la reconstrucción.

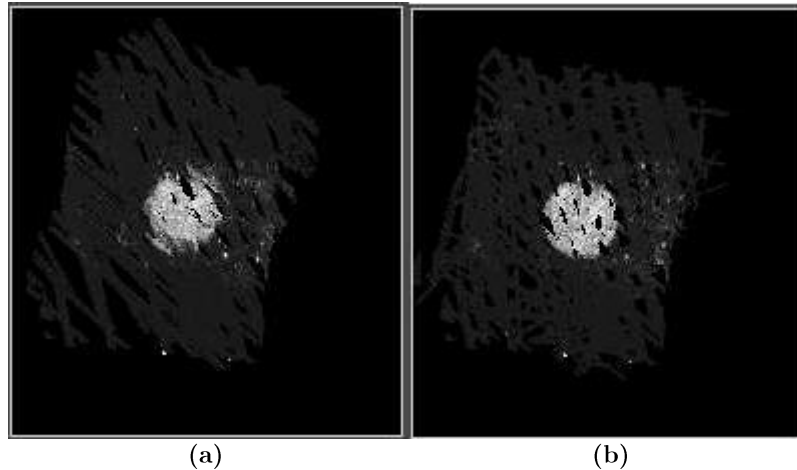


Figura 3-2. Cortes de un volumen reconstruido con a) y sin registro b) [26].

3.3 Registro basado en bloques

El registro para la composición de volúmenes basado en bloques fue desarrollado en [9]. El objetivo del algoritmo es determinar el registro no rígido entre dos volúmenes y puede resumirse de la siguiente manera:

1. Creación de un volumen vacío C para el registro.
2. Insertar un primer volumen V_{ref} en C
3. Insertar un volumen adyacente V_{ady} con cierto traslape respecto a V_{ref}
4. Dividir en bloques la región de traslape en V_{ady} para un registro rígido entre los bloques y V_{ref} (*Fig.3-3a*).

5. Registrar cada bloque con V_{ref} usando el método de Powell [44] para obtener una transformación rígida de seis parámetros.
6. Asignar el centro de todos los bloques registrados como puntos de control que definen la deformación de V_{ref} (*Fig.3-3b*).
7. Interpolar los parámetros de transformación de todos los voxeles mediante un método lineal. Aplicar la transformación resultante a todos los centros de los bloques deformándolos (*Fig.3-3c*) para unirlos a V_{ref} .
8. Cargar V_{ady} en \mathcal{C} .
9. Asignar el volumen cosido a V_{ref} y cargar el próximo volumen adyacente como V_{ady} .
10. Repetir los pasos anteriores hasta que todos los volúmenes adquiridos hayan sido registrados.

Las dimensiones de cada bloque son 55x55x55 voxeles con el fin de que cada bloque contenga un número significativo de características para el proceso de obtención de correspondencias.

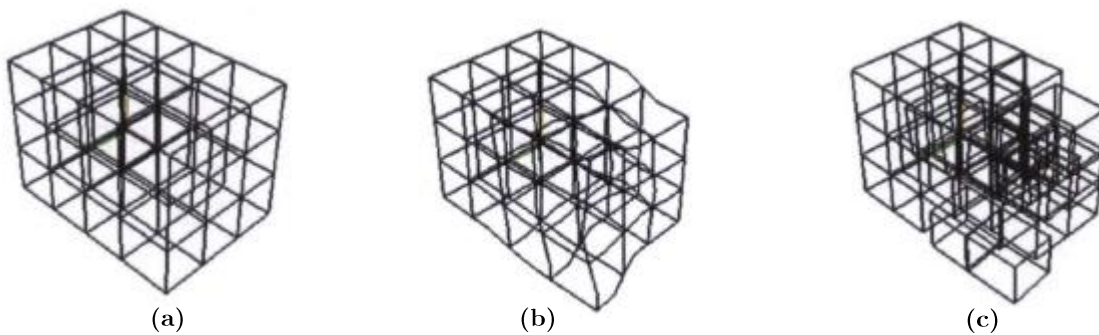


Figura 3-3. a) División del área traslapada en bloques. b) Deformación c) Registro basado en bloques [9].

3.4 Registro inter barrido

Como se observa en el método anterior, los enfoques tradicionales de registro utilizan la región entera de traslape para estimar la transformación entre los volúmenes adyacentes. Sin embargo, calcular una medida de similitud en la región de traslape es computacionalmente costoso y en un gran número de casos innecesario. Un enfoque alternativo es propuesto en [3], el cual compara los volúmenes sobre un solo plano dentro de la región traslapada, lo cual es más rápido y casi tan exacto como usar toda la región.

El plano en el cual los volúmenes son comparados es llamado “plano de división” (*Fig.3-4*). Su posición y orientación es calculada a partir de la posición relativa de los dos volúmenes, la finalidad es que éste biseque la región de traslape.

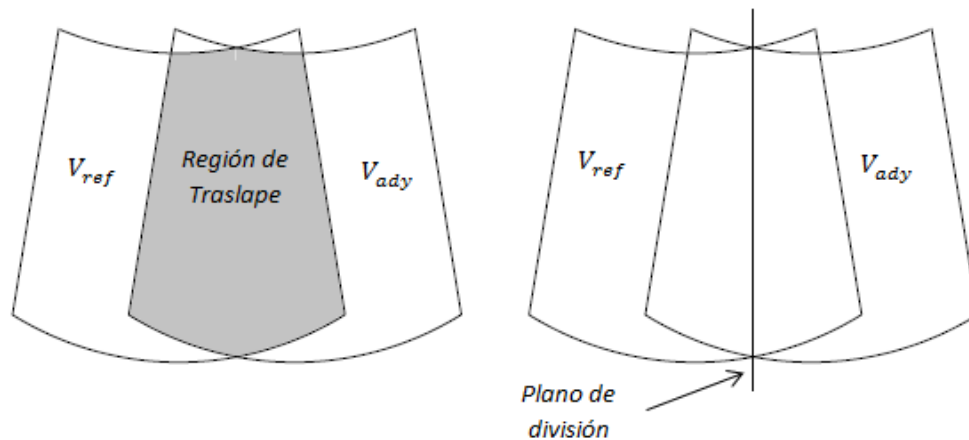


Figura 3-4. Comparación entre la zona entera de traslape y el plano de división [3].

Una vez obtenido el plano de división, el proceso de alineación entre los volúmenes involucra la búsqueda de la transformación del volumen V_{ady} respecto al volumen V_{ref} , la cual es posible encontrar en los cortes con mayor similitud en el plano de división de cada volumen. Por lo que, la alineación depende sólo de la elección de un criterio para evaluar la similitud de dichos cortes y el diseño de un algoritmo de búsqueda para obtener la deformación lo más rápido posible.

Gee [3] propone como criterios para la evaluación de la similitud:

1. *La suma del valor absoluto de las diferencias.* Las diferencias en los niveles de gris entre pixeles correspondientes son sumadas en los cortes correspondientes al plano de división.

$$SAD = \frac{\sum |V_{ref} - V_{ady}|}{n_{pixeles}} \quad (3.8)$$

2. *Radio de correlación.* Es un criterio que permite un mapeo funcional entre las intensidades de los cortes mediante el uso de la ecuación presentada en [45]

$$CR = \frac{Var[E(V_{ady}|V_{ref})]}{Var[V_{ref}]} \quad (3.9)$$

3. *Información Mutua.* Permite un mapeo arbitrario entre las intensidades de los cortes.

$$MI = H(V_{ref}) + H(V_{ady}) - H(V_{ref}, V_{ady}) \quad (3.10)$$

Donde $H(X)$ denota la entropía de la imagen X , mientras que $H(X, Y)$ denota la unión de la entropía de ambas imágenes.

En cuanto al algoritmo de búsqueda multi-resolución propuesto (*Fig.3-5*), éste consta de cuatro niveles. En el primer nivel, se obtienen los cortes correspondientes al plano de división en ambos volúmenes, posteriormente, dichos cortes son filtrados mediante una gaussiana con desviación estándar de 6 pixeles y submuestreados en un factor de 8. Las imágenes resultantes son alineadas en xy deslizando la imagen B sobre A un pixel a la vez, almacenando el desplazamiento XY que optimiza el criterio de similitud. La alineación en z es alcanzada repitiendo este proceso para las imágenes paralelas al volumen B . La alineación óptima en el primer nivel es usada como inicio para el nivel 2, en el cual la desviación estándar de la gaussiana es de 3 pixeles y la imagen se submuestra en un factor de 4. En el nivel 3 la desviación estándar es de 1.5 pixeles y el factor de submuestreo es de 2.

Finalmente, en el nivel 4 no se emplea el submuestreo y la desviación estándar es de 0.75 píxeles.

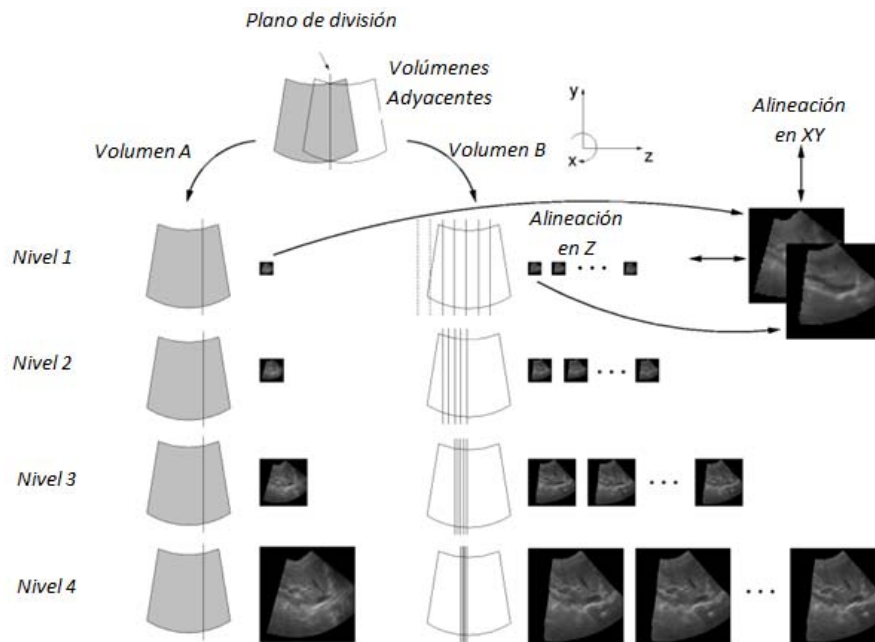


Figura 3-5. Algoritmo de búsqueda multi-resolución [3].

3.5 Composición basada en SIFT

En [2] se propone un método para el registro y cosido de volúmenes de ultrasonido basado en el algoritmo 3D SIFT [46]. El trabajo propone métodos para la reducción de artefactos en las imágenes de ultrasonido con el fin de mejorar la extracción de características 3D y el proceso de obtención de correspondencias. La reducción del *Speckle* se realiza mediante un filtro gaussiano usado en el algoritmo SIFT, mientras que, la eliminación del *Shadowing* se lleva a cabo etiquetando la imagen si cierto umbral es alcanzado. Las grandes regiones oscuras son segmentadas y eliminadas usando modelos ocultos de Markov y el algoritmo de Máxima expectativa [47]. Ambos resultados son combinados para generar una máscara usada en el proceso de detección de características (*Fig. 3-6*).

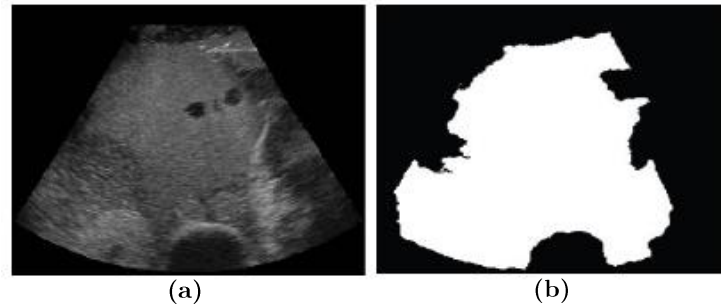


Figura 3-6. a) Ultrasonido original, b) Mascara generada a partir de la imagen original [2].

Dados dos volúmenes, un conjunto de puntos característicos son obtenidos de cada volumen, al ser normalmente miles de puntos, estos tienen que ser validados antes de ser usados para el cálculo de la matriz de transformación. Por ello, para cada punto en el volumen A es calculada la distancia euclidiana a cada punto del volumen B . Un radio es asignado a cada punto mediante la comparación de la distancia entre el vecino más cercano y el segundo vecino más cercano. Un punto solo será marcado como estable si dicho radio es mayor a un umbral. La eliminación de falsas correspondencias entre puntos se determina mediante la diferencia de intensidades entre los dos puntos usando el histograma de la región alrededor de cada punto. Por último, es usado RANSAC [43] para resolver las correspondencias (*Fig.3-7*) y estimar la matriz de transformación relacionada a cada par de volúmenes.

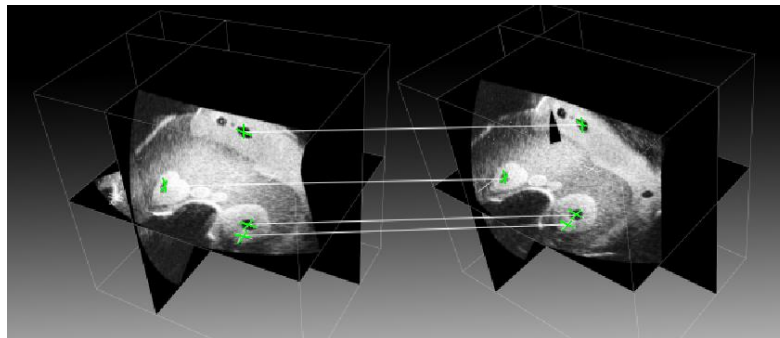


Figura 3-7. Correspondencia entre puntos característicos [2].

4. Método propuesto basado en el registro mediante características

El capítulo anterior mostro trabajos recientes que han tenido como objetivo la composición de volúmenes de ultrasonido, en este capítulo, se presenta una propuesta alternativa basada en el breve análisis de dichos métodos. Esta propuesta es descrita en un inicio de manera general para después hacerlo más profundamente, abordando cada uno de los pasos de este nuevo método.

4.1 Análisis

El registro basado en bloques propuesto por *Poon* y *Krucker* [1] utiliza de forma útil la información del sistema de rastreo como una estimación inicial de la posición de los volúmenes de ultrasonido para después refinarla con métodos de registro basados en intensidad, sin embargo, su método depende en gran medida del tamaño de la región de traslape, la cual debe ser de entre el 20% y 40% del tamaño de los volúmenes, además, presenta problemas con volúmenes de una misma estructura tomados desde diferentes ángulos de vista con diferentes intensidades. Por otro lado, los algoritmos de registro basados en regiones como los usados por *Gee* [3] y *Regoehling* [8], pueden tener un mal desempeño con las imágenes de ultrasonido debido a la baja calidad de la señal con relación al ruido y los múltiples artefactos contenidos en ellas. En el caso de la reconstrucción con registro de *Regoehling* obtiene buenos resultados debido a la inserción de marcas o fiduciales en los objetos de interés, lo cual desafortunadamente no es siempre posible. De manera particular, dentro del registro inter barrido de *Gee*, un aspecto a rescatar es su enfoque que mejorara la velocidad de registro usando sólo un plano de división por cada par de volúmenes y no la zona entera de traslape. Por último, aunque los métodos de registro basados en características han sido poco usados en la composición de volúmenes de ultrasonido, debido a la dificultad durante la búsqueda de puntos característicos y su correspondencia entre los volúmenes, la propuesta de *Ni* [2] demuestra que con un correcto esquema de pre procesamiento de las imágenes, es posible obtener buenos resultados, no obstante el alto costo computacional que ello implica.

4.2 Método

El presente trabajo propone una nueva técnica de composición de volúmenes de ultrasonido, basada en un método de registro rígido que retoma algunos aspectos de los métodos antes descritos con el fin de eliminar las limitantes que éstos presentan. Se plantea el uso de una sonda rastreada en unión a un método de registro basado en características. Ya que el rastreo de la sonda puede no ser siempre adecuado para el uso clínico, debido a que los rastreadores ópticos pueden ser afectados simplemente por la oclusión de la mira limitando el área de estudio, se busca hacer uso, además del rastreador óptico, de un rastreador electromagnético. Se retoma el concepto de corte central, el pre procesamiento con el uso de filtros de difusión anisotrópica, y la detección de características mediante un método como *Harris Corner detector* [48], el cual, a diferencia de SIFT es mucho menos costoso computacionalmente y de uso libre.

El algoritmo propuesto es el siguiente:

1. Creación de un volumen vacío \mathcal{C} para el registro.
2. Insertar un primer volumen V_{ref} en \mathcal{C} .
3. Insertar un volumen adyacente V_{ady} con cierto traslape respecto a V_{ref} .
4. Cálculo de la orientación y posición del “*plano de división*”.
5. Pre procesamiento del corte correspondiente al plano de división en cada volumen mediante un filtro de difusión anisotrópica *SRAD* [49].
6. Detección de puntos característicos en los planos filtrados mediante Harris Corner Detector.
7. Obtención de correspondencias entre los conjuntos de puntos característicos.
8. Cálculo y aplicación a V_{ref} de la transformación necesaria para alinear los volúmenes basada en la correspondencia entre puntos.
9. Repetir los pasos 5, 6, 7 con los cortes perpendiculares al plano de división, si existe un número de correspondencias suficiente en el área de traslape realizar el paso 8.
10. Asignar el volumen cosido a V_{ref} y cargar el próximo volumen adyacente como V_{ady} .

11. Repetir los pasos anteriores hasta que todos los volúmenes adquiridos hayan sido registrados.

4.3 Sistema de Adquisición

El sistema de adquisición (*Fig.4-1*) consiste de una máquina de ultrasonido ALOKA 1000 con una sonda modo B de propósito general de 7.5 MHz, la cual cuenta con dos dispositivos de rastreo, el primero, un dispositivo pasivo compatible con el equipo de rastreo óptico POLARIS Spectra, el segundo, un sensor asociado al rastreador electromagnético 3D Guidance medSAFE. Las imágenes de ultrasonido son capturadas mediante una tarjeta de adquisición de datos Epiphan VGA2USB instalada en una laptop Intel Core I7 de 2.7Ghz y 8GB de RAM.



Figura 4-1. Componentes del sistema de adquisición.

La adquisición de los volúmenes de ultrasonido se realiza mediante la implementación de la técnica Free Hand con ayuda de la librería PLUS. Estos volúmenes corresponden a la reconstrucción de diferentes *phantoms* de ultrasonido, los cuales, contienen objetos conocidos para facilitar la evaluación de los métodos de composición y reconstrucción. Debido a que no es posible rastrear la posición de la sonda con ambos rastreadores a la vez, se genera un conjunto de volúmenes de cada *phantom* por cada rastreador.

4.4 Pre-procesamiento

El speckle presente en las imágenes de ultrasonido afecta en gran medida la detección y obtención de correspondencia entre puntos característicos. Es por ello que reducir su presencia es parte esencial antes del proceso de registro.

Los filtros para eliminar el speckle en el dominio espacial pueden categorizarse como lineales y no lineales:

Filtros lineales:

1. *Media*

Este filtro reemplaza el valor de cada pixel en la imagen por el promedio de los niveles de gris en un vecindario definido, teniendo un efecto de suavizado y difuminado [50]. Ya que el speckle es un ruido multiplicativo este filtro no es muy efectivo.

2. *Media adaptativo*

El filtro media adaptativo fue propuesto para reducir el proceso de suavizado y difuminado [51]. Éste se adapta a las propiedades locales de la imagen y remueve el speckle de ella. Las propiedades de la imagen como la media, varianza y correlación espacial son usadas por este filtro para detectar efectivamente, preservar bordes y características.

Filtros No lineales:

1. *Mediana*

Este filtro reemplaza el valor de cada pixel en la imagen por la mediana de los niveles de gris en un vecindario definido [52], siendo popular por la reducción del ruido sin la difuminarían de los bordes en las imágenes.

2. *Filtro homomórfico*

Es una técnica generalizada que envuelve un mapeo no lineal de una imagen a un dominio diferente en el cual se aplican técnicas de filtrado lineales, seguidas por un mapeo inverso al dominio original [53]. En la reducción del speckle, este tipo de filtros toman ventaja de transformaciones logarítmicas, las cuales convierten el ruido multiplicativo en ruido aditivo.

3. Filtros de difusión

En el caso de los filtros de difusión, la dirección e intensidad de la ésta es controlada por una función de detección de bordes, la cual remueve el speckle y al mismo tiempo realza los bordes. El proceso de eliminación del speckle se realiza mediante la solución de una ecuación diferencial parcial.

Específicamente SRAD (*Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*) explota el coeficiente de variación instantáneo, el cual sirve como detector de bordes en imágenes con speckle.

En [54] se propone el siguiente conjunto de métricas para evaluar el desempeño de cada uno de los filtros anteriores:

- Relación Señal-Ruido:

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x_{i,j}^2 + y_{i,j}^2)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x_{i,j} - y_{i,j})^2} \quad (4.1)$$

Donde M y N indican el ancho y alto de la imagen.

- Relación Pico de la señal-Ruido:

$$PSNR = 20 \cdot \log_{10} \left(g^2 \max / \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x_{i,j} - y_{i,j})^2} \right) \quad (4.2)$$

Donde $g^2 \max$ es la intensidad máxima en las imágenes sin filtrar.

- Índice de calidad Universal:

$$IMGQ = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y} \frac{2\bar{y}\bar{x}}{\bar{y}^2 + \bar{x}^2} \frac{2\sigma_x \sigma_y}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2} \quad (4.3)$$

Donde \bar{x} y \bar{y} representan la media, mientras que σ_x, σ_y la desviación estándar y σ_{xy} denota la covarianza entre la imagen original y la filtrada.

Debido a que la preservación de los bordes es la parte más importante de este pre procesamiento, es de especial interés la métrica EPF (*Edge Preservation Factor*) [55]

$$EPF = \frac{\sum(\Delta x - \overline{\Delta x})(\Delta y - \overline{\Delta y})}{\sqrt{\sum(\Delta x - \overline{\Delta x})^2(\Delta y - \overline{\Delta y})^2}} \quad (4.4)$$

Donde Δx y Δy son el resultado de filtrar las imágenes x y y con un filtro pasa altas.

Los resultados de la aplicación de dichas métricas extraídos de [54] se observan en la *Tab.4-1*, con ellos, es posible concluir que SRAD tiene el mejor desempeño en términos de preservación de los bordes (EPF) que la mayoría de los filtros comúnmente utilizados. En la *Fig.4-2* se observa la aplicación de este filtro en un corte de un volumen reconstruido a partir de un *phantom* de ultrasonido [56].

Filtro	SNR	PSNR	IMGQ	EPF
Media	20.377	34.387	0.7123	0.2149
Lee	21.186	35.211	0.7439	0.2619
Kuan	18.218	35.22	0.7234	0.263
Frost	19.476	33.458	0.7281	0.2432
Med	20.801	34.837	0.7182	0.3953
Homo	18.247	33.706	0.7241	0.6358
SRAD	22.799	36.805	0.7067	0.7263

Tabla 4-1. Evaluación del desempeño de los diferentes filtros [54].

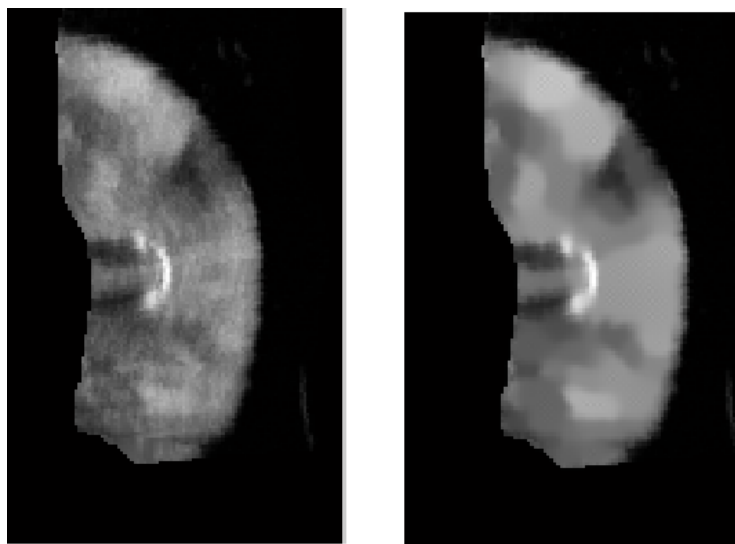


Figura 4-2. Resultados de la aplicación de un filtro de difusión (SRAD) al corte central de un volumen.

4.5 Detección de características

Harris Corner Detector es un popular detector de puntos de interés debido a su fuerte invariancia a la rotación, escala, variación a la iluminación y ruido en las imágenes. Este método se basa en la función local de auto-correlación de la señal, donde dicha función mide los cambios locales de la señal con desplazamientos mínimos en diferentes direcciones. El método consiste en la aplicación de los siguientes pasos:

1. Cálculo de la derivada usando un operador gradiente por ejemplo el operador Sobel:

$$I_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} * I, \quad I_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} * I \quad (4.5)$$

2. Cálculo del producto de las derivadas

$$I_x^2 = I_x * I_x, \quad I_y^2 = I_y * I_y, \quad I_{xy} = I_x * I_y \quad (4.6)$$

3. Obtención de la matriz de auto correlación para cada ventana del tamaño elegido para el operador:

Cambio de intensidad para el desplazamiento $[u, v]$

$$E(u, v) = \sum_{x,y} w(x, y) [I(x + u, y + v) - I(x, y)]^2 \quad (4.7)$$

Donde

$I(x + u, y + v)$ Intensidad desplazada

$I(x, y)$ Intensidad

$w(x, y) = \exp\left(-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}\right)$ Función ventana (gaussiana)

La ecuación 4.7 puede ser reescrita mediante Series de Taylor (aproximación de primer orden) de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
& \sum [I(x+u, y+v) - I(x, y)]^2 \approx \\
& \sum [I(x, y) + uI_x + vI_y - I(x, y)]^2 \\
& \sum u^2 I_x^2 + 2uv I_x I_y + v^2 I_y^2
\end{aligned} \tag{4.8}$$

Reescrita matricialmente:

$$\begin{aligned}
& \sum [u, v] \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} \\
& [u, v] \left(\sum \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{4.9}$$

Para pequeños desplazamientos $[u, v]$ una aproximación bilineal es:

$$E(u, v) \cong [u, v] M \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} \tag{4.10}$$

Donde M es una matriz de 2x2 calculada a partir de las derivadas

$$M = \sum_{x,y} w(x, y) \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \tag{4.11}$$

4. Calculo de la respuesta del detector

$$R = \text{Det}(M) - k(\text{trace}(H))^2, \tag{4.12}$$

$$R = (I_x^2 * I_y^2 - I_x I_y * I_x I_y) - k(I_x^2 + I_y^2)^2$$

Donde $k = 0.04 - 0.06$, constante empírica

5. Verificar si el valor de R es mayor a un umbral definido

$$R > Um \quad (4.13)$$

En la *Fig.4-3* se observan los resultados de aplicar Harris Corner Detector a dos planos de división correspondientes pre-procesados con SRAD, además de su respectivo traslape.

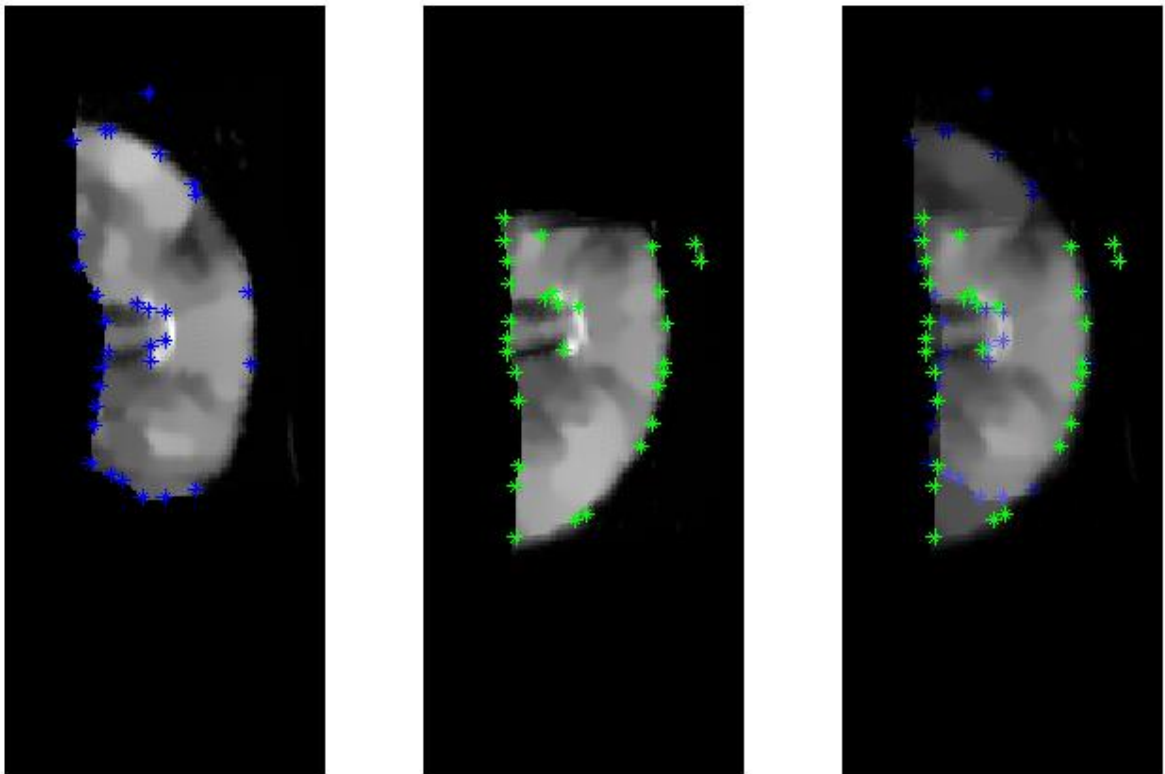


Figura 4-3. Resultados de la aplicación de Harris Corner Detector a los cortes, y su traslape.

4.6 Obtención de puntos correspondientes

En el área de visión estereo se distinguen dos grupos de técnicas para establecer la correspondencia a partir de dos imágenes: basadas en el área y basadas en características.

Los métodos basados en características restringen la búsqueda a un conjunto disperso de puntos. Se emplean propiedades simbólicas y numéricas de dichos puntos obtenidas a partir de los llamados descriptores. En los métodos basados en el área, los elementos a comparar son ventanas de una dimensión fija sobre la imagen, mientras que el criterio de semejanza es una medida de la correspondencia entre las ventanas de las dos imágenes.

La correspondencia se determina por la ventana que maximiza el criterio de semejanza dentro de la región de búsqueda, dentro de este último grupo se distinguen los siguientes métodos:

1. Suma de las diferencias absolutas (SAD) [57]

$$\sum_{(i,j) \in W} |I_1(i,j) - I_2(x+i, y+j)| \quad (4.14)$$

2. Suma de los cuadrados de las diferencias (SSD) [57]

$$\sum_{(i,j) \in W} (I_1(i,j) - I_2(x+i, y+j))^2 \quad (4.15)$$

3. Correlación cruzada normalizada

$$\frac{\sum_{(i,j) \in W} I_1(i,j) \cdot I_2(x+i, y+j)}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in W} I_1^2(i,j) \cdot \sum_{(i,j) \in W} I_2^2(x+i, y+j)}} \quad (4.16)$$

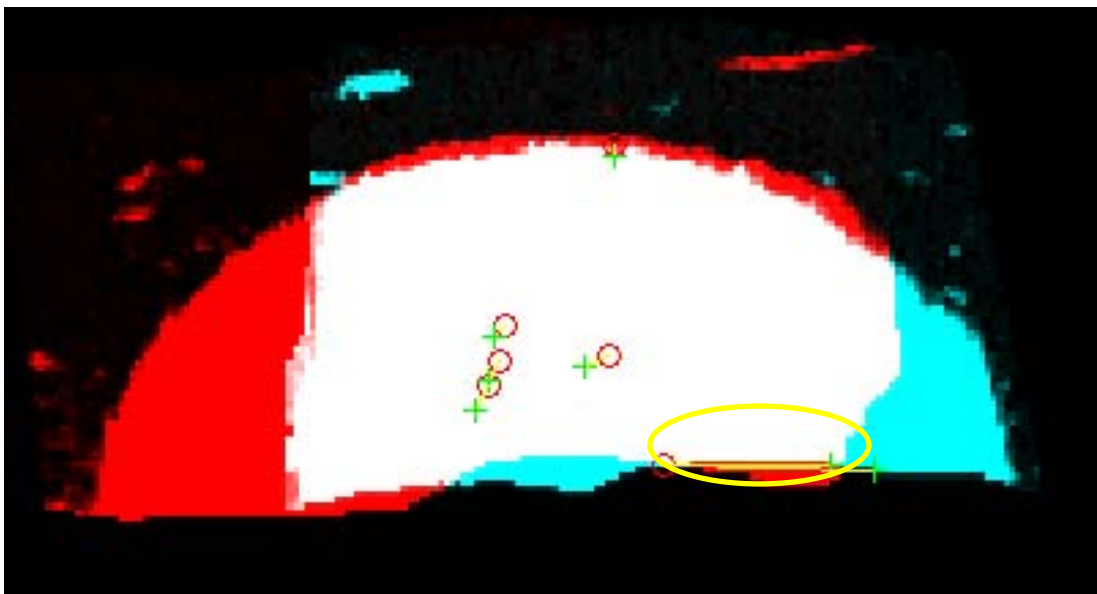


Figura 4-4. Resultados de aplicar SSD para obtener las correspondencias entre los puntos característicos de los cortes centrales (cruces y círculos unidos mediante una línea).

En la *Fig.4-4* se muestran las correspondencias entre los puntos característicos de dos cortes centrales (*Fig.4-3*), se observa que es posible determinar falsas correspondencias (*circulo amarillo*), por ello, con el objetivo de seleccionare aquellas correspondencias con mayor probabilidad de ser verdaderas se propone el uso del algoritmo RANSAC [43].

RANSAC (*RANdom Sample And Consensus*) es un método que estima los parámetros de un modelo específico en base a un conjunto de datos los cuales están contaminados con grandes cantidades de valores atípicos. Un dato se considera atípico u outlier si no pertenece al modelo obtenido con datos correctos.

El algoritmo se compone esencialmente de dos pasos los cuales son repetidos de manera iterativa:

- **Formulación de la hipótesis:** Se selecciona al azar un conjunto mínimo de muestras a partir de los datos de entrada, posteriormente se calculan los parámetros del modelo usando únicamente los elementos de este conjunto.
- **Prueba:** Se verifica cuales elementos del conjunto total de datos de entrada es consistente con el modelo obtenido en el paso anterior, dichos elementos conforman un conjunto de consenso.

El modelo estimado es bueno si se han clasificado suficientes puntos como parte del conjunto de consenso. El algoritmo finaliza cuando la probabilidad de obtener un mejor conjunto de consenso es menor que un determinado umbral.

La principal ventaja de RANSAC es su capacidad para estimar los parámetros del modelo con un alto grado de precisión, incluso cuando están presentes en el conjunto de datos de un número significativo de *outliers*. Por otra parte, su desventaja es la inexistencia de un tiempo máximo para calcular dichos parámetros. Cuando el número de iteraciones calculadas se limita a la solución obtenida puede no ser un resultado óptimo, y puede incluso no ajustarse a los datos.

En la *Fig.4-5* se muestra el resultado de aplicar RANSAC al grupo de correspondencias señaladas en la *Fig.4-4*.

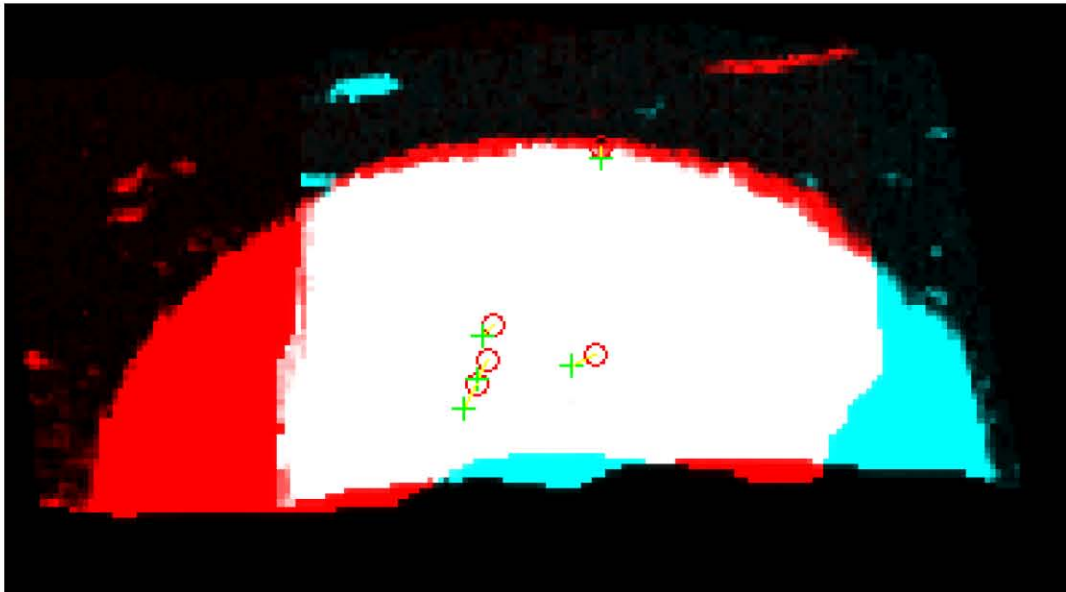


Figura 4-5. Resultados de aplicar SSD y posteriormente RANSAC.

4.7 Cálculo de la transformación

A partir de los puntos correspondientes es posible inferir una transformación o mapeo inverso. Dando por hecho que el error en la alineación de los volúmenes únicamente son errores en la traslación, rotación y un escalamiento uniforme, la transformación tiene cuatro grados de libertad, por lo que sólo se necesitan dos pares de puntos para obtener la matriz de transformación.

Siendo

$$\begin{aligned} sc &= \text{escala} * \cos(\text{angulo}) \\ ss &= \text{escala} * \sin(\text{angulo}) \\ tx &= \text{traslación en } x \\ ty &= \text{traslación en } y \end{aligned}$$

Los parámetros pueden ser fácilmente calculados usando un sistema lineal, el cual es dado por:

$$[x \ y] = [x' \ y' \ 1] * T = [x' \ y' \ 1] * \begin{bmatrix} sc & -ss \\ ss & sc \\ tx & ty \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

Usando los puntos correspondientes, la ecuación puede ser reescrita:

$$x = [x' \ y' \ 1 \ 0] * \begin{bmatrix} sc \\ ss \\ tx \\ ty \end{bmatrix}, y = [y' \ -x' \ 1 \ 0] * \begin{bmatrix} sc \\ ss \\ tx \\ ty \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Con al menos dos pares de puntos, es posible combinar las ecuaciones x y y formando un sistema lineal para resolver las cuatro incógnitas:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_m \\ y_1 \\ \vdots \\ y_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x'_1 & y'_1 & 1 & 0 \\ x'_2 & y'_2 & 1 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x'_m & y'_m & 1 & 0 \\ y'_1 & -x'_1 & 1 & 0 \\ y'_2 & -x'_2 & 1 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y'_m & -x'_m & 1 & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} sc \\ ss \\ tx \\ ty \end{bmatrix}, \quad (4.19)$$

En la *Fig.4-6* se muestra el resultado de aplicar la transformación calculada a un plano de división a partir de las correspondencias presentadas en la *Fig.4-5*. En la *Fig.4-7* se presentan los bordes de dichas imágenes con el fin de valorar de mejor manera el resultado obtenido.

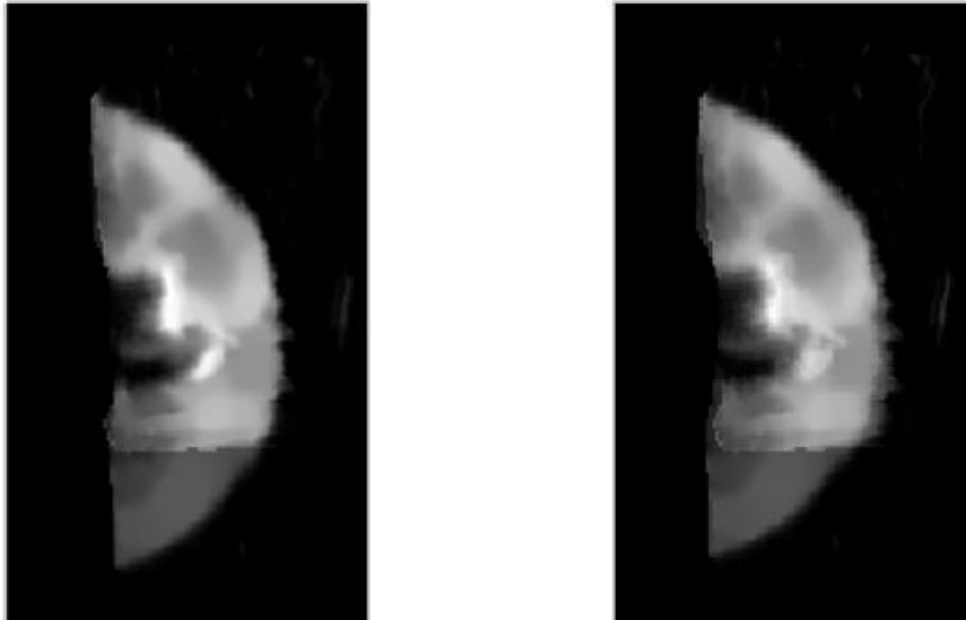


Figura 4-6. Resultado de aplicar la transformación calculada a los cortes y posteriormente traslaparlos (corte izquierdo modificado, corte derecho original).

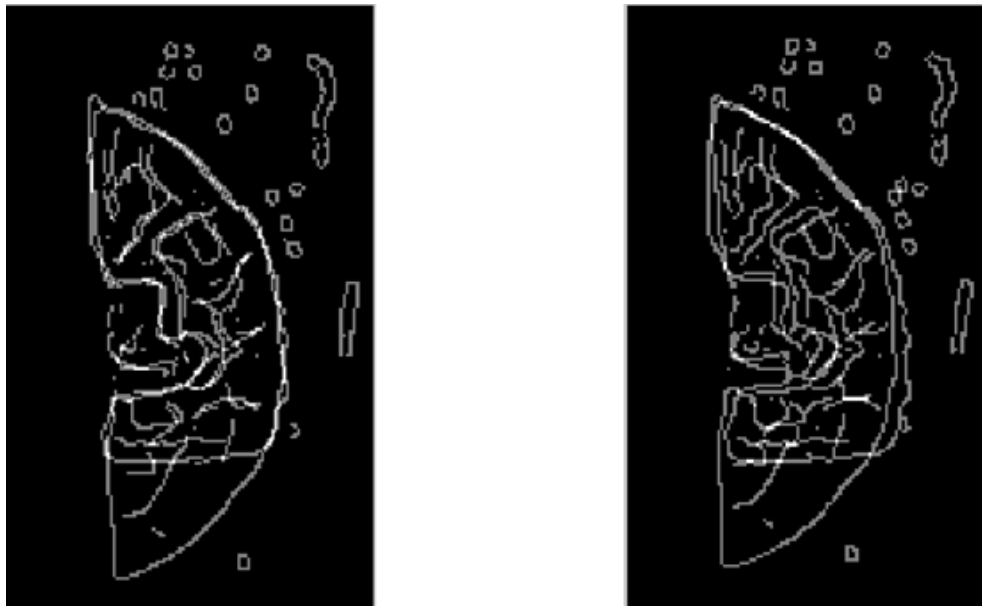


Figura 4-7. Comparación de los bordes (filtro Canny) traslapados como método de evaluación.

5. Calibración del Rastreador EM

Como se mencionó anteriormente, los sistemas de rastreo óptico presentan ciertas limitantes que repercuten directamente en el tamaño del área de estudio, por ello, se planteó como alternativa el uso de un rastreador electromagnético. En este capítulo, se presenta una técnica de calibración que mejora la precisión de este tipo de dispositivo mediante la compensación de las mediciones de posición y orientación basándose en la distorsión del campo electromagnético asociado a dicho sistema. Posteriormente, se muestran los experimentos y resultados de la medición de la distorsión del campo electromagnético asociado al rastreador EM usado en este trabajo.

5.1 Calibración

En la mayoría de los enfoques aplicados al desarrollo de técnicas para la composición de volúmenes, el rastreo óptico ha sido el método elegido para la obtención de la posición y orientación de la sonda de ultrasonido debido a la linealidad, estabilidad y exactitud de este tipo de sistemas.

La principal desventaja con este método de rastreo es la necesidad de mantener la línea de visión entre el sensor y las marcas o fiduciales colocadas en la sonda. Esto último resulta ser un inconveniente que afecta directamente el resultado de la composición de volúmenes, ya que limita el área de rastreo y por consecuencia el del tamaño del volumen resultante del cosido, lo cual se opone al principal objetivo del método.

Como alternativa al rastreo óptico se encuentra el rastreo electromagnético, el cual ha estado disponible desde hace años ofreciendo una solución de bajo costo para la navegación quirúrgica. Sin embargo, un problema bien conocido es la distorsión que sufren estos sistemas por la presencia de objetos metálicos. Además, dependiendo del incremento en la distancia entre el transmisor y el sensor, la exactitud de las medidas decrece. Una forma de superar estos problemas es la calibración del sistema, de forma tal que el error en la posición rastreada sea efectivamente compensado.

5.2 Método

Un componente crucial de la calibración del rastreador EM es el método usado para obtener las correcciones del error a partir de los datos experimentales. El método analítico [58] asume que la distorsión del campo electromagnético es una función dependiente de la posición del receptor y que dicha función puede ser aproximada mediante polinomios de orden superior.

Ya que se ha demostrado que el ruido del rastreo es proporcional a la cuarta potencia de la distancia de separación entre el transmisor y el receptor, el uso de una aproximación mediante polinomios de casi el mismo orden es físicamente apropiado.

5.2.1 Corrección de la posición

Las mediciones distorsionadas de posición (x_i, y_i, z_i) y orientación $(\alpha_i, \beta_i, \gamma_i)$ (azimut, elevación, roll) se almacenan para m puntos de posición conocida $(\bar{x}_i, \bar{y}_i, \bar{z}_i)$ y orientación del receptor $(\bar{\alpha}_i, \bar{\beta}_i, \bar{\gamma}_i) = (0,0,0)$.

Las ecuaciones para la corrección de la posición pueden ser generadas mediante el ajuste de una curva o superficie para los puntos. En el caso de un ajuste polinomial de orden r , la ecuación tiene la forma general:

$$\begin{aligned}\tilde{x} &= x + \sum_{j=1}^n c_{xj} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j} , \\ \tilde{y} &= y + \sum_{j=1}^n c_{yj} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j} , \\ \tilde{z} &= z + \sum_{j=1}^n c_{zj} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j}\end{aligned}\tag{5.1}$$

Donde c_{xj}, c_{yj}, c_{zj} son coeficientes del polinomio; n es el número de términos en el ajuste polinomial que depende del orden r del polinomio y es igual al número de permutaciones $\{p'_j, p''_j, p'''_j\}$ donde p'_j, p''_j y p'''_j son las potencias de los correspondientes términos tal que:

1. $p'_j, p''_j, p'''_j \in \{0, 1, \dots, r\}$
2. $p'_j + p''_j + p'''_j \leq r$ para $j = 1, \dots, n$
3. Todas las permutaciones $\{p'_j, p''_j, p'''_j\}$ son únicas

Mientras que $\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}$ son los valores corregidos de las mediciones distorsionadas x, y, z .

Por ejemplo, el polinomio de segundo orden para la coordenada x seria:

$$\tilde{x} = x + (c_{x1}x^2 + c_{x2}y^2 + c_{x3}z^2 + c_{x4}xy + c_{x5}xz + c_{x6}yz + c_{x7}x + c_{x8}y + c_{x9}z + c_{x10})$$

Donde el número de términos en el polinomio $n = 10$, y potencias $p'_1 = 2$, $p''_1 = 0$, $p'''_1 = 0$, etc.

Para construir el ajuste de los polinomios, los coeficientes del polinomio c_{xj}, c_{yj} y c_{zj} deben ser calculados. Esto se puede hacer resolviendo el siguiente sistema de ecuaciones construido para cada coordenada x, y, z .

Supongamos únicamente la coordenada x :

$$\begin{cases} c_{x1} x_1^{p'_1} y_1^{p''_1} z_1^{p'''_1} + \dots + c_{xj} x_1^{p'_j} y_1^{p''_j} z_1^{p'''_j} + \dots + c_{xn} x_1^{p'_n} y_1^{p''_n} z_1^{p'''_n} = \bar{x}_1 - x_1 \\ c_{x1} x_i^{p'_1} y_i^{p''_1} z_i^{p'''_1} + \dots + c_{xj} x_i^{p'_j} y_i^{p''_j} z_i^{p'''_j} + \dots + c_{xn} x_i^{p'_n} y_i^{p''_n} z_i^{p'''_n} = \bar{x}_i - x_i \\ c_{x1} x_m^{p'_1} y_m^{p''_1} z_m^{p'''_1} + \dots + c_{xj} x_m^{p'_j} y_m^{p''_j} z_m^{p'''_j} + \dots + c_{xn} x_m^{p'_n} y_m^{p''_n} z_m^{p'''_n} = \bar{x}_m - x_m \end{cases} \quad (5.2)$$

Que puede ser escrito en forma matricial como $At = b$

$$\begin{pmatrix} a_{1,1} & \dots & a_{1,j} & \dots & a_{1,n} \\ \vdots & \dots & \vdots & \dots & \vdots \\ a_{i,1} & \dots & a_{i,j} & \dots & a_{i,n} \\ \vdots & \dots & \vdots & \dots & \vdots \\ a_{m,1} & \dots & a_{m,j} & \dots & a_{m,n} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} t_1 \\ \dots \\ t_j \\ \dots \\ t_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 \\ \dots \\ b_i \\ \dots \\ b_m \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

Donde

$$a_{i,j} = x_i^{p'_j} y_i^{p''_j} z_i^{p'''_j}, \quad t_j = c_{xj} \quad \text{y} \quad b_i = \bar{x}_i - x_i \quad (5.4)$$

El tipo de solución de este sistema de ecuaciones puede estar determinado únicamente por el rango de las matrices A y $A|b$:

Si:

$\text{rango}(A) \neq \text{rango}(A|b)$, el sistema no tiene solución

$\text{rango}(A) = \text{rango}(A|b) = n$, el sistema tiene una solución trivial

$\text{rango}(A) = \text{rango}(A|b) < n$, el sistema tiene muchas soluciones.

El sistema de ecuaciones puede ser resuelto numéricamente usando el método de eliminación de Gauss. La idea detrás del método es transformar la matriz aumentada $A|b$ en una matriz triangular equivalente aplicando transformaciones tales como:

1. Intercambiar las columnas de la matriz
2. Multiplicar las columnas por una constante diferente de cero
3. Sumar o restar columnas

Una vez obtenida la matriz triangular, la solución del sistema puede ser calculada empleando la sustitución hacia atrás.

Típicamente, el número de ecuaciones, el cual es igual al número de mediciones m , es mucho más alto que el número de términos n en el polinomio. Tomando en cuenta el hecho de que el campo de distorsión magnético es casi siempre no lineal, la solución del sistema de ecuaciones regularmente no existe. Es por eso que solo podemos ajustar la superficie a los puntos en lugar de calcular una solución exacta. Entonces, la idea es encontrar un conjunto de coeficientes del polinomio \hat{c}_{xj} tal que el polinomio:

$$\hat{c}_{x1} x^{p'_1} y^{p''_1} z^{p'''_1} + \dots + \hat{c}_{xj} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j} + \dots + \hat{c}_{xn} x^{p'_n} y^{p''_n} z^{p'''_n} \quad (5.5)$$

Ajuste el error $\bar{x} - x$ en el sentido de mínimos cuadrados. Los coeficientes \hat{c}_{xj} pueden ser calculados resolviendo el sistema de ecuaciones normales construido con los valores conocidos y los medidos:

$$\begin{cases} \sum_{j=1}^n \hat{c}_{xj} \sum_{i=1}^m a_{i,j} a_{i,1} = \sum_{i=1}^m b_i a_{i,1} \\ \sum_{j=1}^n \hat{c}_{xj} \sum_{i=1}^m a_{i,j} a_{i,k} = \sum_{i=1}^m b_i a_{i,k} \\ \sum_{j=1}^n \hat{c}_{xj} \sum_{i=1}^m a_{i,j} a_{i,n} = \sum_{i=1}^m b_i a_{i,n} \end{cases} \quad (5.6)$$

Donde $k = 1, \dots, n$. Una vez conocidos los coeficientes \hat{c}_{xj} del polinomio, éstos pueden ser usados para calcular el valor correcto \tilde{x} de la coordenada x :

$$\tilde{x} = x + \sum_{j=1}^n \hat{c}_{xj} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j} \quad (5.7)$$

Las ecuaciones de corrección para las otras dos coordenadas se construyen de la misma forma usando y_i, \bar{y}_i, z_i y \bar{z}_i .

5.2.2 Corrección de la orientación

Desafortunadamente, el enfoque anterior no puede ser aplicado de manera directa para la corrección de la distorsión de orientación. Éste debe ser modificado para tomar en cuenta la naturaleza de los ángulos de Euler que no pueden ser simplemente agregados de manera conjunta, sino que deben ser rotados.

Ya que las mediciones son realizadas de forma que $(\bar{\alpha}_i, \bar{\beta}_i, \bar{\gamma}_i) = (0,0,0)$ para $\forall i$, es posible construir y usar ajuste de polinomios de forma:

$$\begin{aligned} \alpha^* &= \sum_{j=1}^n \hat{c}_{\alpha j} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j}, \\ \beta^* &= \sum_{j=1}^n \hat{c}_{\beta j} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j}, \\ \gamma^* &= \sum_{j=1}^n \hat{c}_{\gamma j} x^{p'_j} y^{p''_j} z^{p'''_j} \end{aligned} \quad (5.8)$$

Que ajusta los errores α^*, β^* y γ^* en lugar de ajustar los verdaderos valores de los ángulos de Euler. Sus coeficientes $\hat{c}_{\alpha j}, \hat{c}_{\beta j}$, y $\hat{c}_{\gamma j}$ pueden ser calculados de la misma manera que aquellos para x, y y z .

Una vez que los errores de α^*, β^* y γ^* en una posición dada (x, y, z) son calculados, los valores corregidos $\tilde{\alpha}, \tilde{\beta}$ y $\tilde{\gamma}$ pueden ser obtenidos rotando (α, β, γ) por $(\alpha^*, \beta^*, \gamma^*)$:

$$M^* = \begin{pmatrix} \cos \beta^* \cos \alpha^* & \cos \beta^* \sin \alpha^* & -\sin \beta^* \\ \sin \gamma^* \sin \beta^* \cos \alpha^* - \cos \gamma^* \sin \alpha^* & \cos \gamma^* \cos \alpha^* + \sin \gamma^* \sin \beta^* \sin \alpha^* & \sin \gamma^* \cos \beta^* \\ \sin \gamma^* \sin \alpha^* + \cos \gamma^* \sin \beta^* \cos \alpha^* & \cos \gamma^* \sin \beta^* \sin \alpha^* - \sin \gamma^* \cos \alpha^* & \cos \gamma^* \cos \beta^* \end{pmatrix}$$

Una matriz de rotación medida M se forma de la misma manera usando (α, β, γ) la cual es multiplicada por la matriz de corrección de rotación M^* . La matriz resultante $\tilde{M} = MM^*$ es entonces usada para calcular los ángulos de Euler corregidos $\tilde{\alpha}, \tilde{\beta}$ y $\tilde{\gamma}$:

$$\tilde{\alpha} = \arctan \frac{\tilde{M}_{1,2}}{\tilde{M}_{1,1}}$$

$$\tilde{\beta} = -\arcsin \tilde{M}_{1,3} \quad (5.9)$$

$$\tilde{\gamma} = \arctan \frac{\tilde{M}_{2,3}}{\tilde{M}_{3,3}}$$

5.3 Recolección de las medidas experimentales

Para la recolección de los datos, se planteó un enfoque manual con ayuda de un phantom de calibración construido a partir de piezas LEGO. Las piezas LEGO están compuestas por plástico y por lo tanto no distorsionan el campo electromagnético, además, como un único sistema unitario, permite crear una plataforma escalable de recolección de datos debido a su extremada precisión y su repetible ajuste de estructuras [59]. (Su precisión de ajuste es de 2 micras).

El phantom consiste de una mesa de madera y dos planchas de piezas LEGO, además de un elemento rígido para la colocación del sensor. La tablilla de LEGO resultante (*Fig.5-1*) tiene un tamaño de 51cm. de largo por 12.5cm. de ancho, con una distancia entre puntos de exactamente 0.8cm en Y y X.

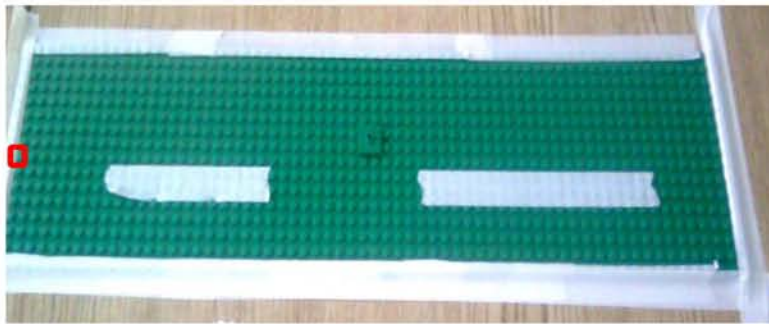


Figura 5-1. Planchas de piezas LEGO

El origen del phantom se designa como el elemento en la fila central de la primera columna (punto marcado en rojo sobre la *Fig.5-1*), posición más cercana al rastreador electromagnético. Para obtener la posición y orientación correcta de los puntos de medición (*Ground Truth*), se optó por hacer uso de un rastreador óptico (NDI Polaris) con una exactitud en modo pasivo de 0.35mm, por lo cual fue necesario colocar en el objeto rígido un conjunto de fiduciales (*Fig.5-2*)



Figura 5-2. Objeto rígido con las marcas o fiduciales.

En la (*Fig.5-3*) se muestran todos los elementos necesarios para la recolección de los datos, cabe mencionar, que para la obtención de las mediciones se desarrolló un par de programas desde los cuales se realizan las llamadas a las APIs que proveen cada uno de los fabricantes de los sistemas de rastreo.



Figura 5-3. a) Rastreador Óptico, b) Rastreador Electromagnético, c) Marcas y transmisor

5.4 Especificaciones

Sensor electromagnético:

- 3D Guidance medSAFE
- Interfaz USB, RS-232
- Windows API y Drivers



Transmisor:

- Transmisor de Medio Rango de forma cúbica de 9.6cm que genera pulsos magnéticos de DC.



Figura 5-4. Transmisor de medio rango

Sensor:

- Model 800
- 6 grados de libertad (Posición y orientación)
- Características físicas

Sensor OD	7.9 mm
Largo	19.8 mm
Cable OD	3.8 mm
Cable Largo	2 m

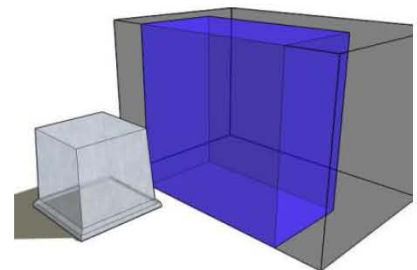


Específicamente para el transmisor de medio rango:

Transmite a 78cm en cualquier dirección

- Rango angular

Roll	+/- 90°
Azimet	+/- 90°



- Precisión Estática

Posición	1.4 mm
Orientación	0.5°

- Resolución Estática

Posición	0.5 mm
Orientación	0.1°

- 6 grados de libertad (Posición y orientación)

Información obtenida de [60]

5.5 Experimentos y resultados

Por sencillez el experimento consta en obtener con ambos rastreadores la orientación y posición de los puntos dentro de las filas que delimitan nuestro phantom además de la fila central (*Fig.5-8*). La distancia del punto más cercano al rastreador EM es de apenas 1cm mientras que la más lejana es de 51cm, dichos valores se encuentran dentro del rango capaz de medir con exactitud según las especificaciones del fabricante, por lo cual el experimento es totalmente valido.

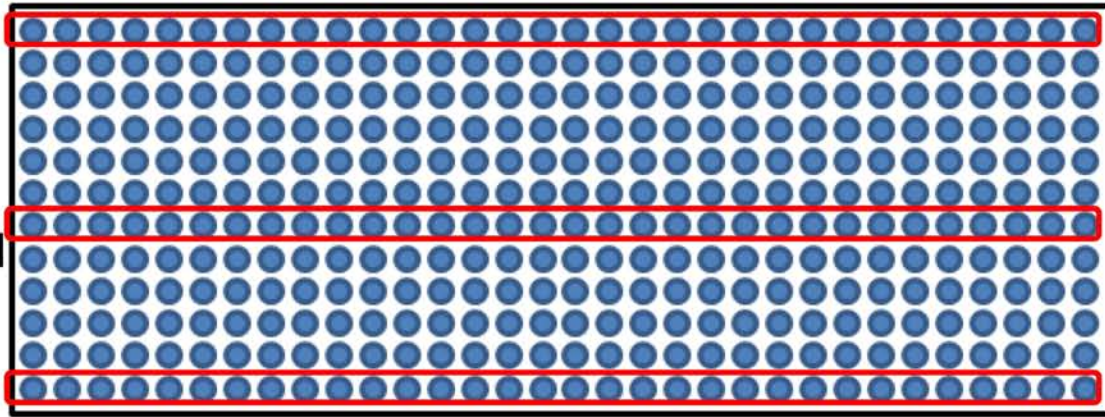


Figura 5-5. Mediciones en el Phantom

En la (*Fig.5-9*) se muestran las imágenes resultantes de las mediciones durante el experimento.

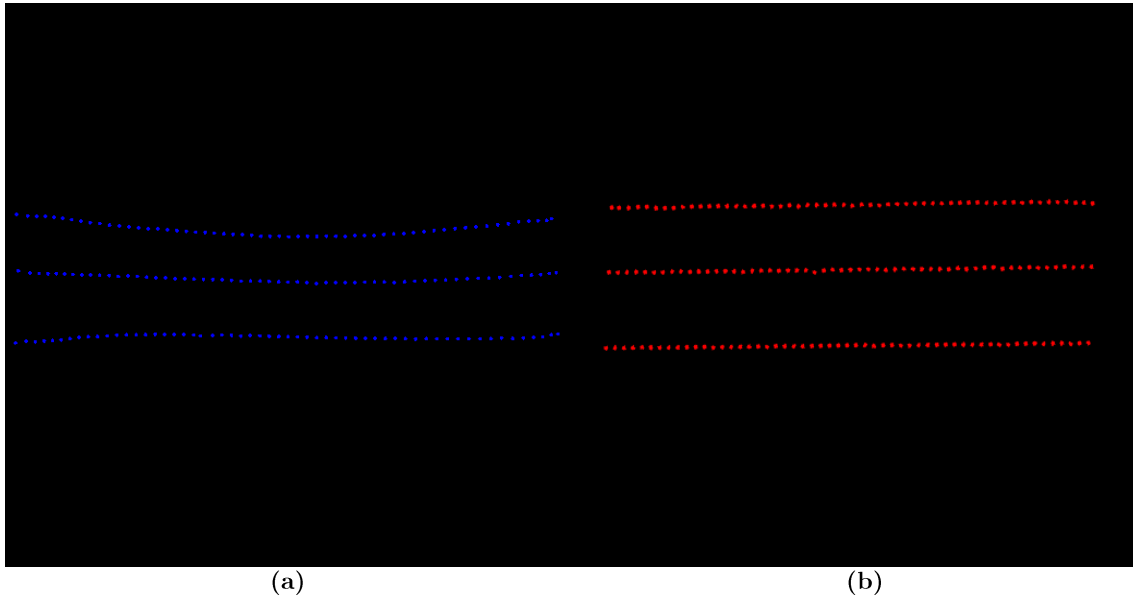


Figura 5-6. a) Puntos obtenidos mediante el Rastreador EM (Azul), b) mismos puntos obtenidos por el rastreador Óptico (Rojo)

Las siguientes graficas (*Fig.5-10, Fig.5-11*) (escala logarítmica) muestran el error en la medición por parte de cada rastreador con respecto a la distancia entre cada punto 0.8mm. En el caso de las mediciones del sensor EM no es posible encontrar un patrón o comportamiento en el error, además, se observan discrepancias de hasta 4.6mm en el punto más alejado del rastreador a pesar que éste solo se encontraba a 51cm, 20cm antes del límite permitido según el fabricante.

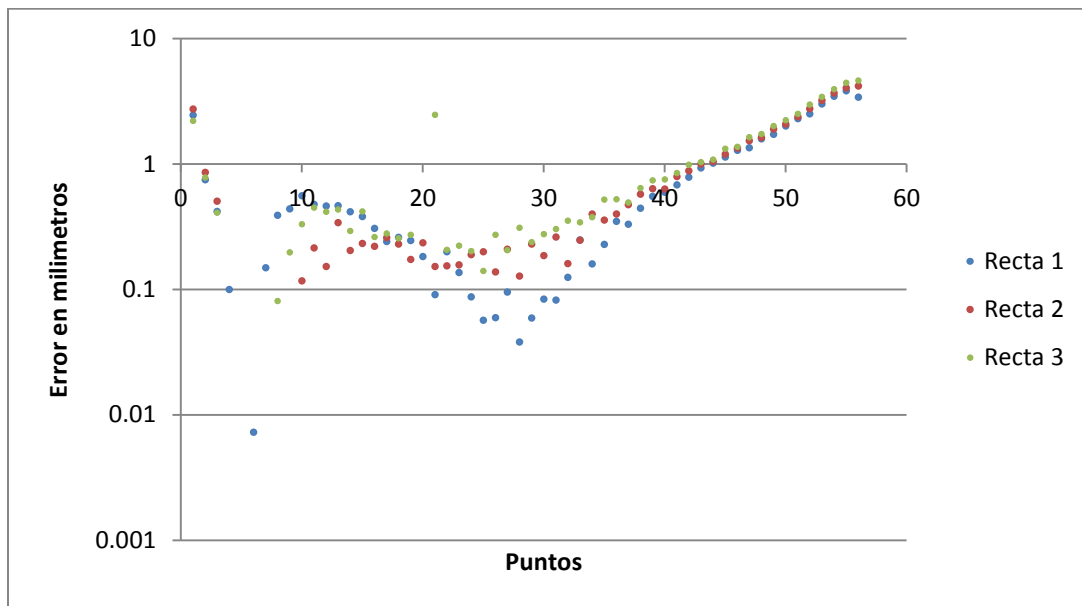


Figura 5-7. Error en la distancia entre puntos con el Rastreador Electromagnético

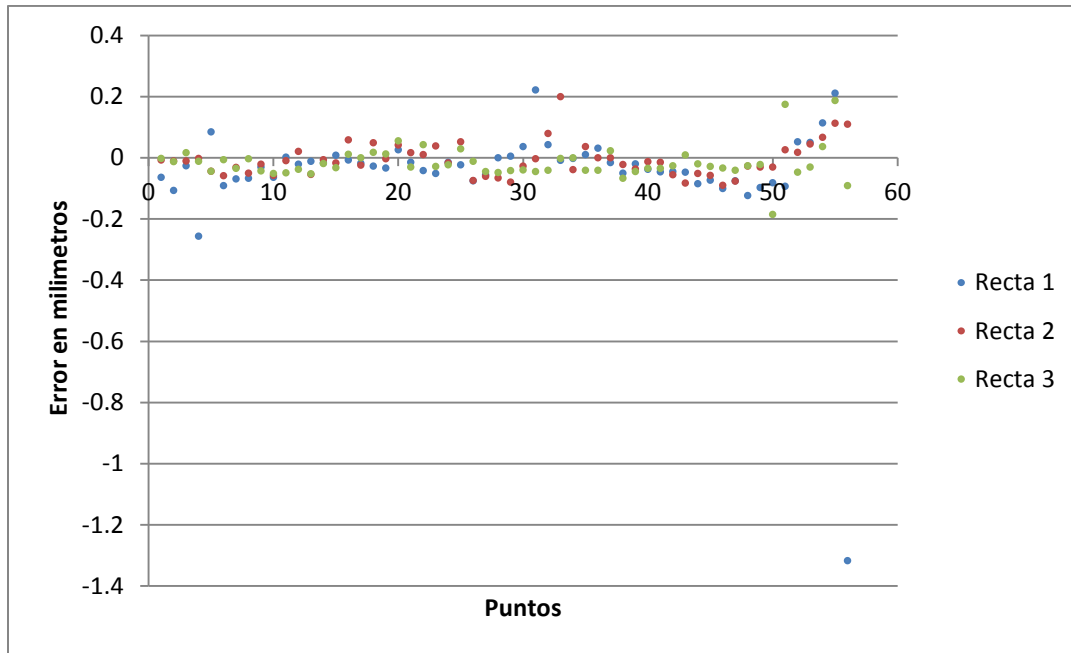


Figura 5-8. Error en la distancia entre puntos con el Rastreador Óptico

Por cada punto se recolectaron diez mediciones con el uso del sensor EM, por ello es posible obtener la desviación estándar, la cual podemos interpretar como una medida de dispersión que nos indica cuanto tienden a alejarse los valores del promedio. En las *Fig.5-12*, *Fig.5-13*, *Fig.5-14* es notoria la estabilidad en las coordenadas *X* y *Y* obtenidas por el sensor EM, no así en la coordenada *Z*, además de mostrar que esta medida incrementa en relación a la distancia al sensor.

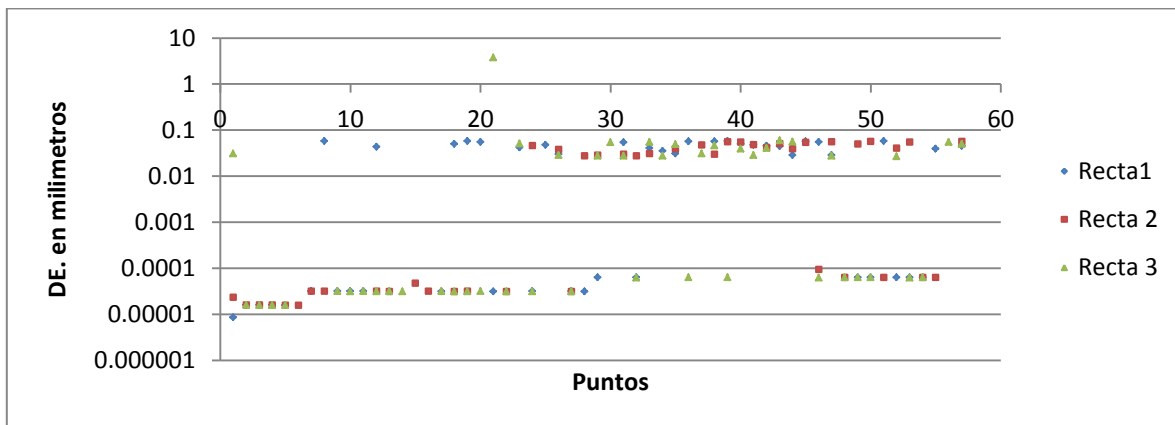


Figura 5-9. Desviación estándar en la coordenada en X de las posiciones obtenidas con el rastreador EM.

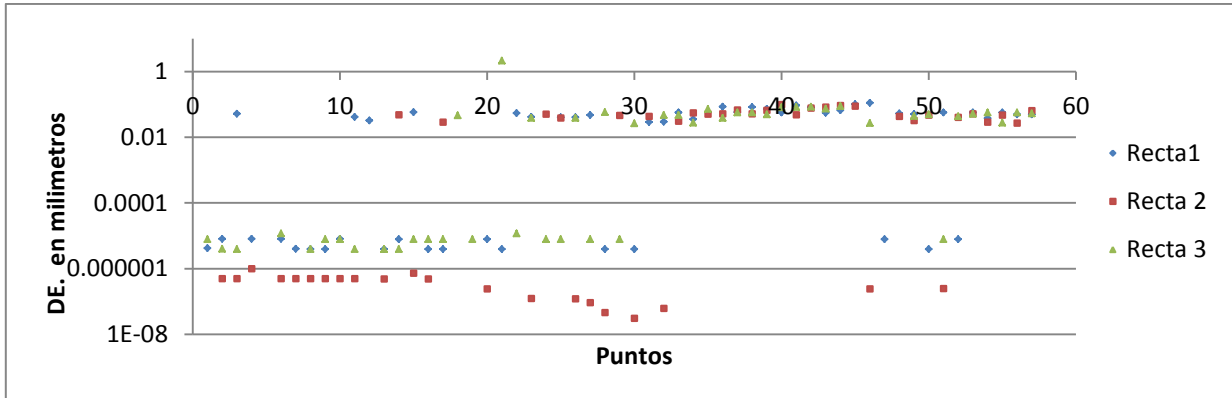


Figura 5-10. Desviación estándar en la coordenada en Y de las posiciones obtenidas con el rastreador EM.

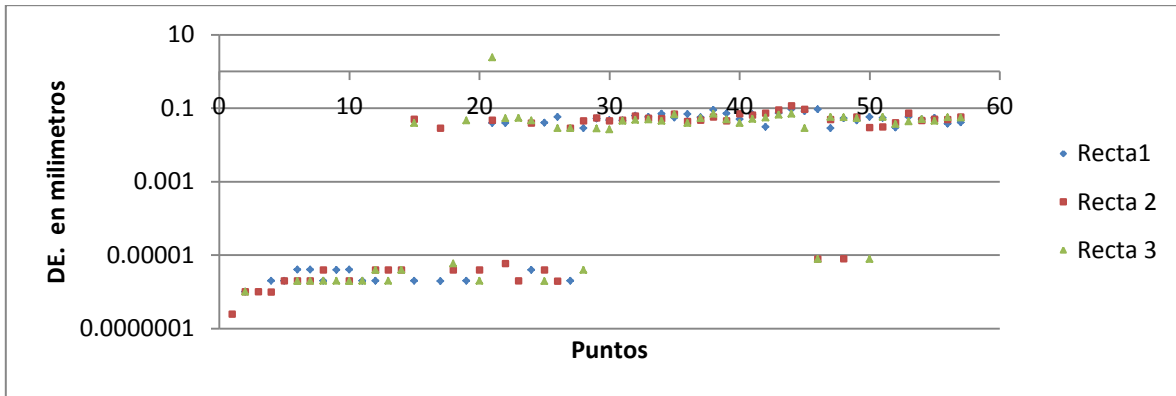


Figura 5-11. Desviación estándar en la coordenada en Z de las posiciones obtenidas con el rastreador EM.

Por último, se obtuvo el coeficiente de determinación o también denominado R^2 de cada una de las rectas formadas por los puntos medidos con los dos rastreadores, este coeficiente determina el porcentaje de la variación en la coordenada Y explicada por la variabilidad de la coordenada X (Tab.5-1) En este caso, al medir los puntos sobre una recta, el valor de R^2 debe ser igual a 1, vemos que esto se cumple en la mediciones realizadas con el sensor óptico, no así por las del sensor EM.

	EM	Óptico
Recta 1	0.065247226	0.999909481
Recta 2	0.112945762	0.99995905
Recta 3	0.000283155	0.999975416

Tabla 5-1. Coeficiente de Determinación o R^2

6. Resultados

En esta sección se describen los experimentos y resultados de la evaluación objetiva de los métodos de calibración de la sonda y composición de volúmenes. La evaluación del método de calibración provee una idea de los niveles de error a esperar en la evaluación del método de composición.

6.1 Evaluación de la calibración

Con el objetivo de evaluar la calibración en cuanto a exactitud, esto es, al correcto posicionamiento de un punto proveniente del sistema de coordenadas de la imagen con destino al sistema de coordenadas del rastreador, se realizaron dos experimentos:

En el primero de ellos, propuesto en [61], se rastreó y escaneo con la sonda de ultrasonido, una esfera reflectora de infrarrojo (*Fig.6-1*) de dimensiones conocidas, la cual, forma parte de las herramientas del sistema de rastreo óptico NDI Polaris y de la que, al ser rastreada provee la posición de su centro.



Figura 6-1. (a.) Esfera reflectora de infrarrojo. (b.) Esfera sumergida en una bandeja con agua para ser escaneada.

Posteriormente, a partir del conjunto de imágenes obtenidas durante el escaneo (*Fig.6-2*), se adquirió de forma manual la posición de algunos puntos en la superficie de la esfera, con los que se generó un sistema de ecuaciones no lineal con la ecuación general de la esfera:

$$0 = (x - a)^2 + (y - b)^2 + (z - c)^2 - r^2 \quad (6.1)$$

Donde $r = 5.75$ dado que la esfera tiene un diámetro de 11.5 mm , por su parte x, y, z corresponden a las coordenadas de cada punto y a, b, c al centro a calcular de la esfera.



Figura 6-2. Imagen resultante del escaneo de la esfera.

El segundo experimento realizado fue el siguiente: visualizando el corte axial de la reconstrucción de la esfera, se buscó la circunferencia de mayor diámetro y se trazó dentro de ella dos rectas perpendiculares. En la intersección de dichas rectas que correspondiente al centro de la esfera, se colocó una marca fiducial (*Fig.6-3*), la cual, únicamente es perceptible desde las vistas cortes sagital y coronal de los cortes correspondientes a las coordenadas de dicho punto, obteniendo así la posición del centro de la esfera.

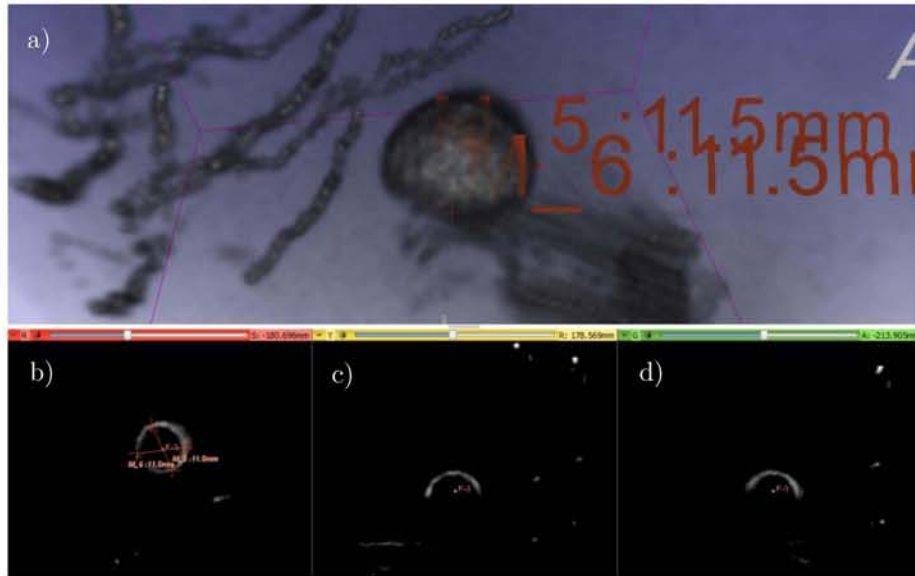


Figura 6-3. Reconstrucción de la esfera a) Vista 3D, b) Vista axial, c) Vista sagital d) Vista coronal.

6.2 Resultados de la Calibración

La exactitud en la calibración fue evaluada como la distancia del centro rastreado al centro obtenido en cada experimento. La posición del centro de la esfera fue obtenida cien veces y posteriormente promediada para disminuir el error en la medición, el cual, como se puede ver en la *Fig.6-4* ronda los dos milímetros.

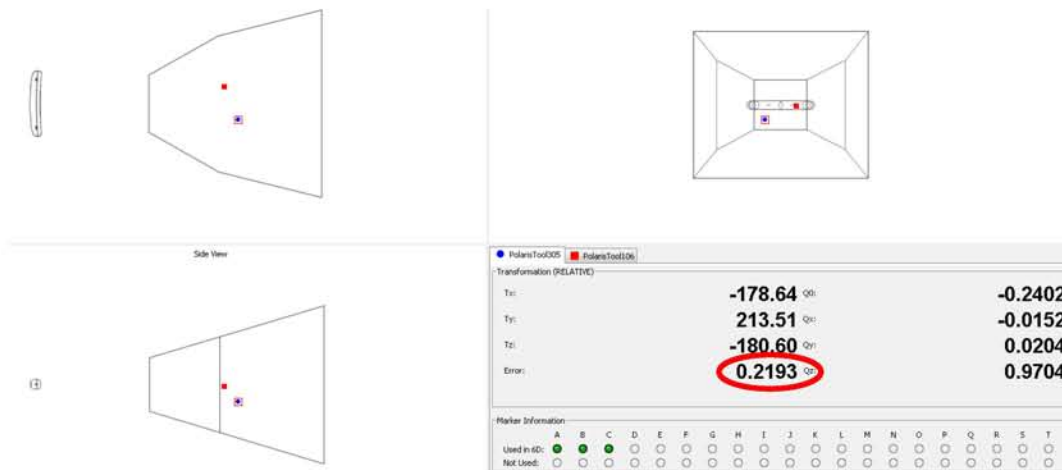


Figura 6-4. Posición del centro de la esfera obtenida por el sistema de rastreo óptico NDI Polaris.

Las tablas *Tab.6-1* y *Tab.6-2* muestran los resultados de cada uno de los experimentos antes descritos. El error obtenido mediante el primer experimento es de $E_1 = 0.552mm$ mientras que el del segundo $E_2 = 0.380mm$.

	Obtenido	Rastreado	Diferencia
X	178.91	178.595	0.315
Y	-213.11	-213.535	0.425
Z	-180.75	-180.59	-0.16

Tabla 6.1. Comparación entre la posición del centro de la esfera al ser rastreada y la obtenida en el primer experimento.

	Obtenido	Rastreado	Diferencia
X	178.56	178.595	-0.035
Y	-213.9	-213.535	-0.365
Z	-180.69	-180.59	-0.1

Tabla 6.2. Comparación entre la posición del centro de la esfera al ser rastreada y la obtenida en el primer experimento.

Cabe destacar que la librería PLUS en la cual se implementa la calibración, después de realizar la misma, arroja un error basado en el promedio de los errores obtenidos para cada imagen de ultrasonido del phantom. Si bien ellos mencionan que solo es una aproximación es importante tenerla en mente. En el caso de esta calibración basada en el rastreador óptico, el error según la librería es de 0.544mm, valor cercano al obtenido por el primer experimento.

6.3 Evaluación del método de composición

Para la evaluación cualitativa del método propuesto, fueron necesarios phantoms del tejido humano contruidos con alcohol polivinílico mezclado con nano-partículas de SiO_2 , grafito y Ag. [56]. Cada uno de estos phantoms (*Fig.6-5*), contiene dentro de sí elementos de distintas características con el fin de verificar el comportamiento del método en distintos escenarios.

Los phantoms fueron escaneados en barridos continuos para formar cada uno de los volúmenes a coser. Además del error proporcionado por la calibración, durante el escaneo no se descartó la creación de posibles artefactos producidos por el movimiento causado por la presión del contacto con la sonda, esto con el objetivo de dar un mayor realismo al experimento y un error más evidente entre los volúmenes cosidos.

El tamaño de las regiones de traslape entre los volúmenes no es un factor determinante en el proceso de registro, en comparación con otros trabajos [1] esta región sólo ocupa un 5-10% del tamaño de cada volumen, sin embargo, ésta debe contener elementos físicos con suficientes características para mejorar la calidad del registro.

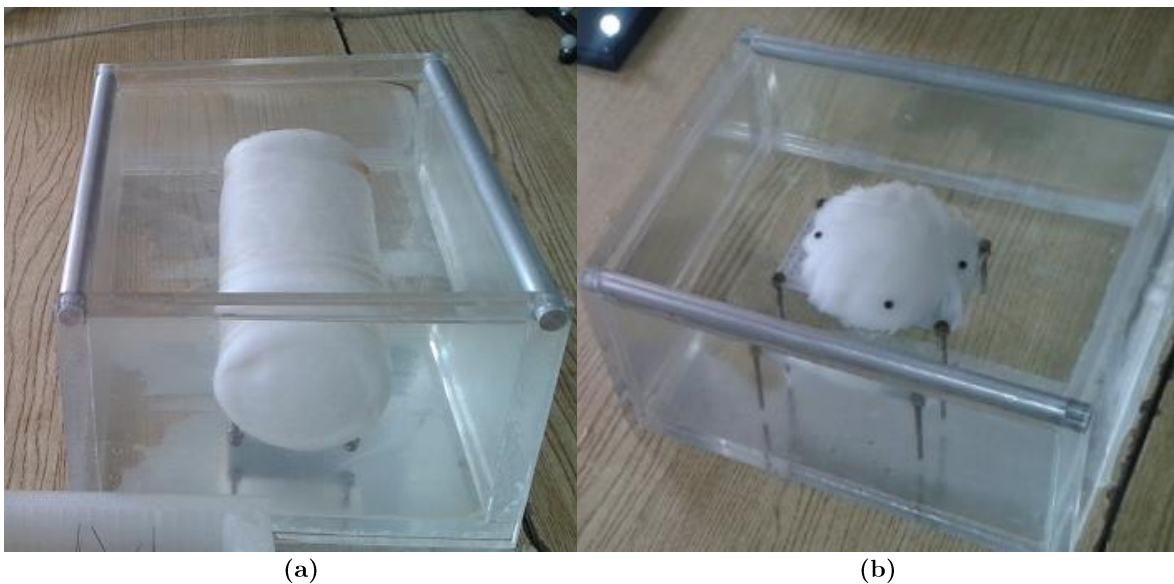


Figura 6-5. Phantoms de tejido humano, a) Contiene dentro de sí un hueso de pollo, b) Contiene dentro de sí un phantom de un tumor solido de cáncer de mama [62].

Por otra parte, con el fin de evaluar cuantitativamente el método, se realizó la composición de dos volúmenes correspondientes al phantom de calibración de la sonda (*Fig.6-6*), esto, debido a que los patrones formados en él son conocidos y precisos, y por lo tanto, nos permiten calcular la posición de los puntos formados por la intersección del haz del ultrasonido y los hilos, dando así, la posibilidad de medir el error en el cosido de los volúmenes.

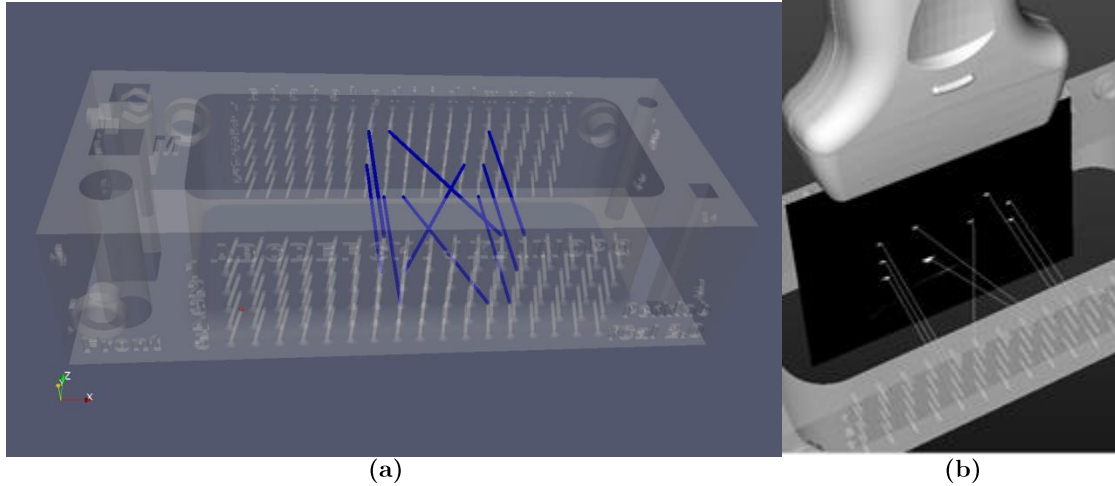


Figura 6-6. a) Patrones en el phantom de calibración. b) Puntos de intersección entre los hilos y el haz de ultrasonido [36].

Dando por hecho que se conoce la posición de dos puntos sobre la misma recta en el primer volumen, es posible calcular la posición en la que se debe encontrar el tercer punto en el segundo volumen. Conócenos las posiciones (x_1, y_1) , (x_2, y_2) de los puntos y la distancia d al tercer punto, entonces, tomando un círculo con radio d y centro en el punto (x_1, y_1) tenemos:

$$(x - x_1)^2 + (y - y_1)^2 = d^2 \quad (6.2)$$

Con una pendiente m de la línea del punto uno al punto dos

$$y = m(x - x_1) + y_1 \quad (6.3)$$

Sustituyendo

$$(x - x_1)^2 + (m(x - x_1) + y_1 - y_1)^2 = d^2$$

$$x = x_1 \pm \sqrt{\frac{d^2}{1 + m^2}} \quad (6.4)$$

6.4 Resultados del método de composición

El algoritmo fue implementado en MATLAB [63] excepto por la adquisición y generación de los volúmenes, lo cual fue realizado con la ayuda de la librería PLUS. La implementación fue ejecutada en el mismo sistema con que se adquirieron los volúmenes (Intel Core I7 de 2.7Ghz y 8GB de RAM), tomando un tiempo en promedio de 1.5s.

Los resultados del algoritmo propuesto, aplicados a la composición de los volúmenes de los phantoms de hueso y mama son solo evaluados cualitativamente mediante la visualización del volumen resultante, debido a que no existe una *ground truth* de los objetos de estudio.

En la *Fig.6-7*, se muestran los resultados del método de composición aplicado al phantom el cual contiene dentro de sí un elemento rígido (hueso), se observa en primera instancia la unión de los volúmenes con solo la información del rastreo y posteriormente con el método aplicado. Las imágenes fueron solo sobrepuestas por lo que el área de traslape se visualiza mucho más brillante.

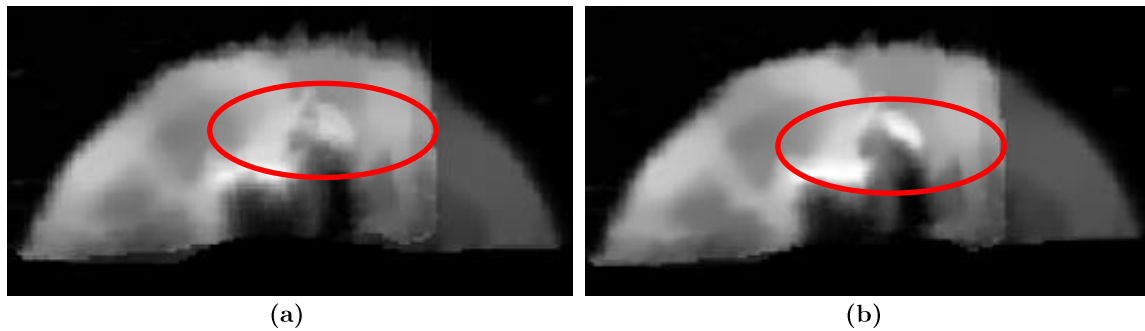


Figura 6-7. Cortes traslapados antes a) y después b) de la aplicación del método propuesto en el phantom con un hueso.

En la *Fig.6-8* donde se visualiza una perspectiva de los volúmenes resultantes, es evidente que el volumen arrojado por el método de composición no tienen discontinuidades, no obstante, si sólo se visualiza el objeto de estudio, en este caso el hueso, el resultado es sumamente claro (*Fig.6-9*).

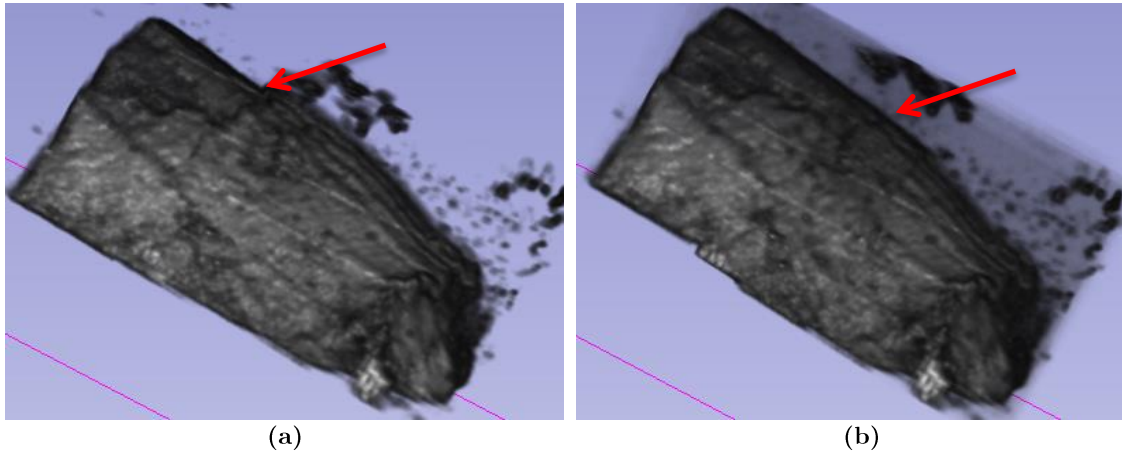


Figura 6-8. Volumen cosido antes a) y después b) de la aplicación del método propuesto en el phantom con un hueso.

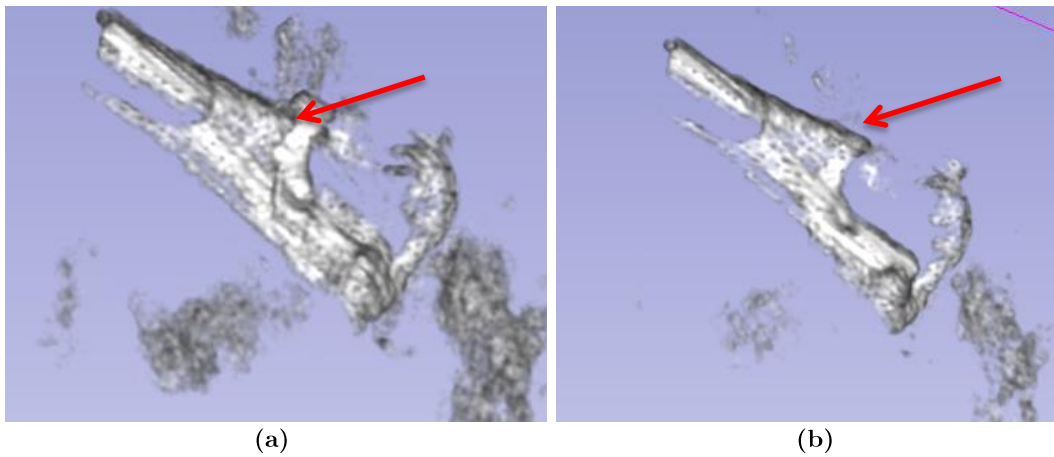


Figura 6-9. Modificación de la opacidad en los volúmenes en Fig.6-8, a) y b) respectivamente.

El segundo objeto escaneado es un phantom de mama con un elemento que asemeja las propiedades de un tumor de cáncer. En la *Fig.6-10* se muestran los cortes centrales de los volúmenes generados, donde es poco perceptible dicho elemento.

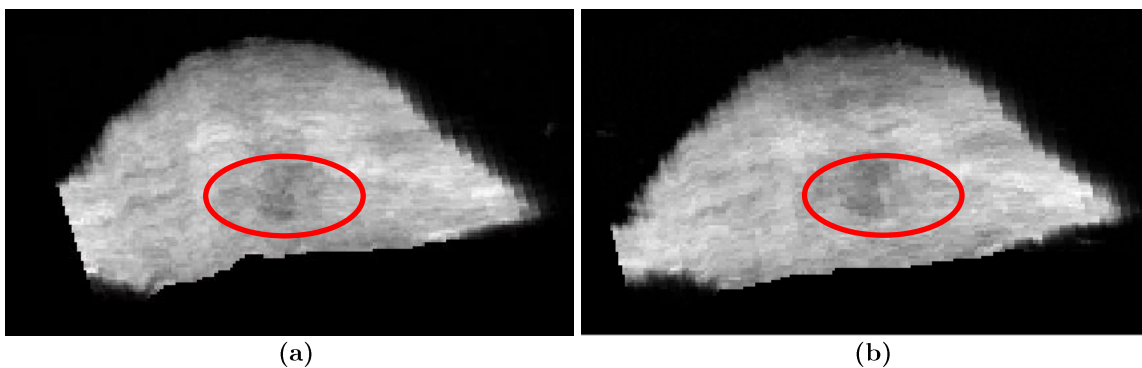


Figura 6-10. Cortes centrales de dos volúmenes a) y b) respectivamente de un mismo phantom de mama.

En la figura la *Fig.6-11* se muestra en la primera imagen los bordes del traslape de los cortes centrales de los volúmenes cosidos únicamente con la información del rastreo y posteriormente con el método aplicado. En este caso, a diferencia del anterior volumen compuesto, se observa que los resultados al aplicar el método perjudican la calidad del volumen resultante, esto se debe a los nulos puntos característicos detectados en el objeto de estudio (*Fig.6-12a*), Sin embargo, las protuberancias detectadas en la perspectiva del volumen generado son casi imperceptibles (*Fig.6-12b*).

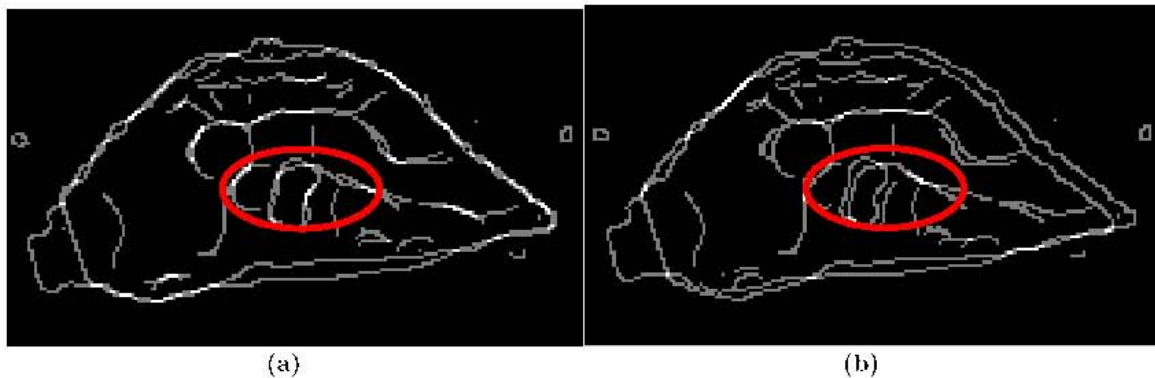


Figura 6-11.Resultado de aplicar el filtro de canny a los cortes centrales traslapados, antes a) y después b) de la aplicación del método propuesto.

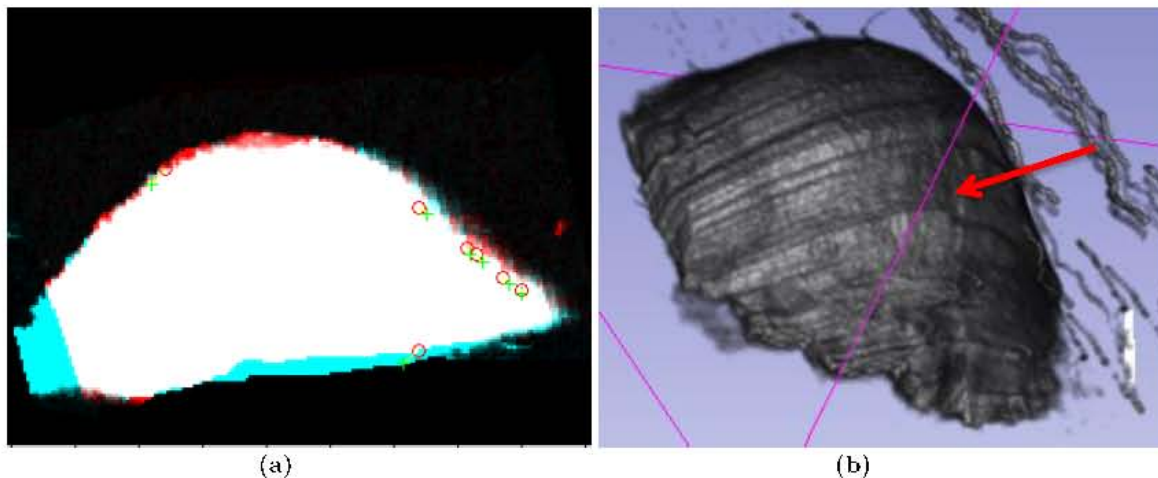


Figura 6-12. a) Correspondencia entre puntos característicos en los cortes centrales, b) Perspectiva del volumen cosido resultado de aplicar el método propuesto.

Respecto a la evaluación cuantitativa del método, en la *Fig.6-13* se observa un corte del volumen tomado como referencia en el cual se definió manualmente los puntos de intersección entre los hilos y el haz de ultrasonido, los cuales pueden ser observados en color rojo. A partir de ellos, mediante la *Ec.6.4* se calculó la posición correcta de los puntos faltantes del patrón conocido, puntos en color azul.

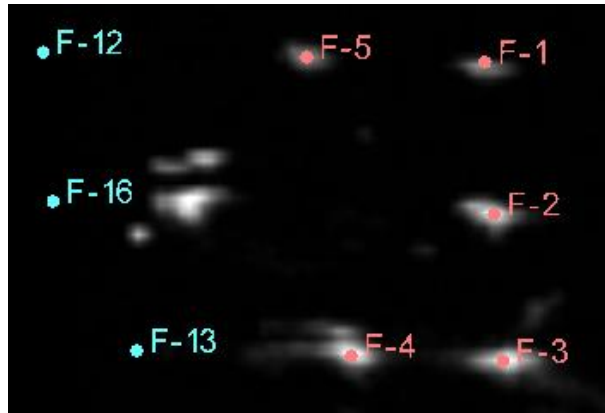


Figura 6-13.Corte del volumen de referencia. (Rojo) Puntos seleccionados manualmente (Azul) Puntos calculados

Antes y después de que el método fuera aplicado, se seleccionaron manualmente los puntos faltantes en el corte del volumen de referencia (*Fig.6-14*), esto con el fin de obtener la distancia entre dicha posición y su posición calculada o real, valor que determinara el error en la composición.

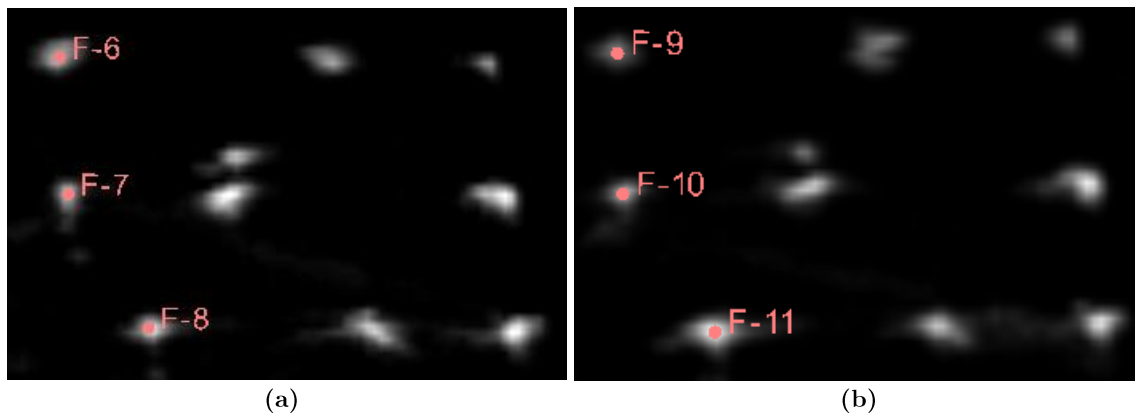


Figura 6-14. Corte antes a) y después b) de ser cosido con los puntos restantes seleccionados manualmente.

La posición de los puntos calculados y los puntos obtenidos antes y después de la aplicación del método se muestran en la *Fig.6-15*.

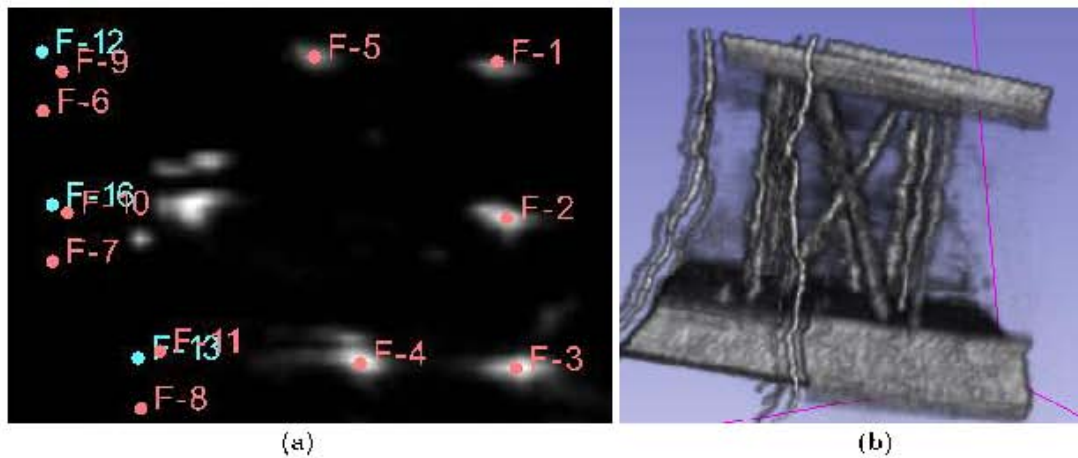


Figura 6-15. (a) Corte del volumen referencia con los puntos calculados y los obtenidos manualmente. (b) Perspectiva del volumen resultante de la composición.

La distancia entre los puntos provee una medición cuantitativa de la distorsión de método, El error promedio en la composición basada únicamente en la posición de rastreador es de 3.65mm (*Tab 6.3*), mientras que el error después de la aplicación del método es de tan solo 1.49mm, una disminución del error menor al 50%.

P	X	Y	P	X	Y	Dif. mm.
F6	-71.921	-188.226	F12	-71.853	-184.340	3.886
F7	72.549	198.171	F16	72.529	194.414	3.756
F8	-78.372	-207.847	F13	-78.198	-204.520	3.331

Tabla 6.3. Comparación entre la posición de los puntos restantes, valores obtenidos manualmente en el corte del volumen antes de aplicar el método y los reales.

P	X	Y	P	X	Y	Dif. mm.
F9	-73.176	-185.628	F12	-71.853	-184.340	1.846
F10	-73.534	-194.946	F16	-72.529	-194.414	1.136
F11	-79.626	-204.084	F13	-78.198	-204.520	1.492

Tabla 6.4. Comparación entre la posición de los puntos restantes, valores obtenidos manualmente en el corte del volumen después de aplicar el método y los reales.

7. Conclusiones

En esta sección se presentan de forma puntual las conclusiones de cada uno de los aspectos desarrollados en el presente trabajo de tesis.

7.1 Método de calibración

- Los resultados obtenidos de los experimentos realizados para la evaluación del método de calibración son muy buenos, aunque se debe subrayar que estos cobran importancia sólo en el contexto usado, esto es, equipamiento similar de ultrasonido, sensibilidad del dispositivo de rastreo, y el rango de examinación, ángulos y posiciones.
- El único método de calibración con el cual puede ser comparado en un mismo contexto es el de hilos cruzados (*Tab.7-1*), la evaluación de éste método fue publicada en la revista mexicana de ingeniería biomédica [61]. El experimento de evaluación aplicado es el mismo que el aquí presentado.

Hilos Cruzados(Exp 1)	0.556mm
Doble N-Wire (Exp 1)	0.552mm
Doble N-Wire (Exp 2)	0.380mm

Tabla 7-1.Comparacion de los errores en el proceso de calibración.

- El error por parte del sistema de rastreo es pequeño. El fabricante reporta un exactitud en la medición de la posición de apenas 0.35mm [64]. El error proveniente del stylus de calibración es de 0.44mm. Ambos errores son significativos en comparación al error encontrado.
- La facilidad en el proceso de calibración es otro aspecto importante a mencionar, en este caso la sonda puede ser maniobrada libremente y las imágenes adquiridas de manera continua son de utilidad, sin embargo debe tenerse cierta precaución con la alineación de la sonda.
- La detección automática de los puntos ayuda significativamente la reducción del tiempo requerido para la calibración.
- En general el proceso de calibración es fácil, no obstante así la construcción del phantom, debido a la gran precisión que requiere.

7.2 Calibración del rastreador EM

- Los resultados de la medición del error estático en el sistema de rastreo, no tienen similitud alguna a los esperados (*Fig.7-1*) además, el comportamiento del error no parece ser una función dependiente de la posición del receptor. Debido a esto no es posible realizar la calibración del sistema mediante el método propuesto en la sección 5.2.
- El uso de este sistema de rastreo EM supone añadir a los errores de calibración de la sonda, el error en las mediciones de posición y orientación por parte del rastreador, los cuales alcanzan valores de hasta 4.6mm en distancias relativamente cercanas.
- Es cuestionable el uso del rastreador EM en comparación al desempeño del sistema óptico, es necesario definir una prioridad a los objetivos. Mayor campo de visión en la composición de volúmenes o una mayor exactitud en el cosido de los mismos.

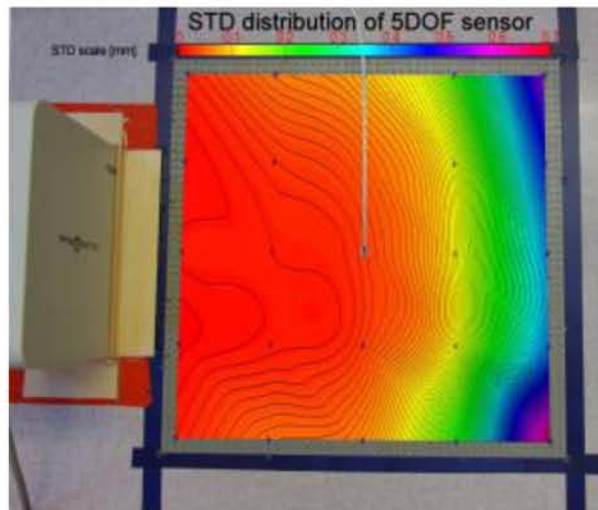


Figura 7-1. Errores en la medición debido a la distorsión del campo electromagnético en un rastreador EM medSAFE. [65]

7.3 Método de composición propuesto

- El algoritmo de composición únicamente trabaja con el registro de cuerpos rígidos. Aunque el método de composición obtuvo buenos resultados, las protuberancias en los volúmenes finales permanecen.
- El nivel del error en el método no fue significativo. Los resultados ofrecen una mejor visualización y estimación del volumen. Sin embargo, algunos cortes pueden ser borrosos debido a errores de registro.
- Hasta el momento los beneficios de la composición espacial fueron demostrados al escanear objetos sintéticos. Lo siguiente es verificar el método de composición con experimentos en vivo.
- Se mostró que el registro mediante el uso de características en imágenes de ultrasonido es posible además con buenos resultados y solo pequeñas pérdidas de resolución. Debido a que el proceso de registro depende de la detección de características, la mejora en este paso del proceso resulta en una mejor exactitud.
- Es fundamental la selección del corte central para el buen funcionamiento del método, como se muestra en los resultados, la selección de un corte pobre en características limita en demasía el método.
- Un aspecto a contemplar es la fuerte dependencia entre los parámetros de filtrado y obtención de características con las características de las imágenes de ultrasonido que conforman el volumen.
- El enfoque propuesto disminuye notablemente el tiempo necesario de procesamiento en comparación con otros métodos [46], tomando en promedio 1.5s contra 5s.
- El siguiente paso natural del presente trabajo es la composición de volúmenes en tiempo real.

Bibliografía

- [1] T. Poon y R. Rohling, «Three-dimensional extended field-of-view ultrasound,» *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 32, p. 357–369, 2003.
- [2] D. Ni, Y. Qu y X. Yang, «Volumetric Ultrasound Panorama Based on 3D SIFT,» *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 11, n^o 2, pp. 52-60, 2008.
- [3] A. Gee, G. Treece, R. Prage, C. Cash y L. Berman, «Rapid registration for wide field-of-view freehand 3d ultrasound,» *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, pp. 1344-1357, 2003.
- [4] G. Kossoff, «Basic physics and imaging characteristics of ultrasound.,» *World Journal of Surgery*, vol. 24, n^o 2, pp. 134-142, Feb 2000.
- [5] B. Hashimoto y D. Kramer, «Applications of musculoskeletal sonography,» *Journal of Clinical Ultrasound*, vol. 27, n^o 6, pp. 293-318, Jul-Aug 1999.
- [6] M. Van Holsbeeck, «Musculoskeletal Ultrasonography,» *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 29, pp. 135-167, 1998.
- [7] A. Fenster y D. Downey, «Three-dimensional ultrasound imaging,» *Physics In Medicine And Biology*, vol. 46, n^o 5, pp. 67-97, 2001.
- [8] R. Rohling, A. Gee y L. Berman, «Threedimensional spatial compounding of ultrasound images,» *Medical image analysis*, vol. 1, n^o 3, pp. 177-93, Apr 1997.
- [9] J. Krucker, C. Meyer, G. LeCarpentier, J. Fowlkes y P. Carson, «3D Spatial Compounding of Ultrasound Images Using Nonrigid Registration,» *Ultrasound Medicine & Biology*, vol. 26, n^o 9, pp. 1475-1488, Nov 2000.
- [10] H. Yu, M. Pattichis y C. Agurto, «A 3D Freehand Ultrasound System for Multi-view Reconstructions from Sparse 2D Scanning Planes,» *Biomedical*

Engineering Online, 2011.

- [11] F. Chervenak, G. Isaacson y S. Campbell, *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, Boston: Little Brown and Company, 1993.
- [12] A. Hindi y C. Peterson, «Artifacts in diagnostic ultrasound,» *Reports in Medical Imaging*, vol. 6, pp. 29-48, 2013.
- [13] L. Liu y J. Kutarnia, «Personal Training Simulator for Asynchronous Learning of Obstetric Ultrasound,» *Studies in Health Technology and Informatics.*, vol. 196, pp. 252-260, 2014.
- [14] S. Kim, B. Choi y K. Kim, «Extended field-of-view sonography: advantages in abdominal applications,» *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 22, n^o 4, pp. 385-394, Abril 2003.
- [15] M. Woydt, G. Vince y J. Krauss, «New ultrasound techniques and their application in neurosurgical intra-operative sonography,» *Neurological Research*, vol. 23, n^o 7, pp. 697-705, 2001.
- [16] A. Schmider, W. Henrich, A. Reles y S. Kjos, «Advantages of and applications for extended field of view ultrasound in obstetrics,» *Archives of Gynecology and Obstetrics*, vol. 268, n^o 2, pp. 121-127, 2003.
- [17] W. Henrich, I. Fuchs, T. Ehrenstein, S. Kjos, A. Schmider y J. Dudenhausen, «Antenatal diagnosis of placenta percreta with planned in situ retention and methotrexate therapy in a woman infected with HIV,» *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, vol. 20, n^o 1, pp. 90-93, Julio 2002.
- [18] A. H. Gee, R. W. Prager, G. H. Treece y L. H. Berman, «Engineering a freehand 3D ultrasound system,» *Pattern Recognition Letters*, vol. 24, n^o 4, p. 757-777, 2003.
- [19] P. Hsu, W. Prager, A. Gee y G. Treece, «Freehand 3D Ultrasound Calibration: A Review,» de *Advanced Imaging in Biology and Medicine*, Berlin , Springer,

- 2009, pp. 47-84.
- [20] L. Mercier, T. Lango, F. Lindseth y D. Collins, «A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 31, nº 4, pp. 449-471, 2005.
- [21] F. Lindseth, G. Tangen, T. Lango y J. Bang, «Probe calibration for freehand 3-D ultrasound,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, nº 11, pp. 1607-1623, 2003.
- [22] T. Chen, A. Thurston, R. Ellis y P. Abolmaesumi, «A Real-Time Freehand Ultrasound Calibration System with Automatic Accuracy Feedback and Control,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 35, nº 1, pp. 79-93, 2009.
- [23] D. Muratore y R. Galloway, «Beam calibration without a phantom for creating a 3-D freehand ultrasound system,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 27, nº 11, pp. 1557-1566, 2001.
- [24] J. Moré, «The Levenberg-Marquardt algorithm: implementation and theory,» *In Numerical Analysis, Lecture Notes in Mathematics*, vol. 630, p. 105–116, 1977.
- [25] J. Carr, *Surface reconstruction in 3D medical imaging*, 1996.
- [26] R. Prager, R. Rohling y A. Gee, «Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, nº 6, p. 855 869, 1998.
- [27] D. G. Gobbi, R. M. Comcau y T. M. Peters, «Ultrasound probe tracking for real-time ultrasound/MRI overlay and visualization of brain shift,» de *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI’99*, vol. 1679, C. Taylor y A. Colchester, Edits., Springer, 1999, p. 920–927.
- [28] T. Chen, P. Abolmaesumi, A. Thurston y R. Ellis, «Automated 3D freehand ultrasound calibration with real-time accuracy control,» *Medical Image*

- Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 9, n^o 1, p. 899–906, 2006.
- [29] D. F. Leotta, P. R. Detme y R. W. Martin, «Performance of a miniature magnetic position sensor for three-dimensional ultrasound imaging,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 23, n^o 4, p. 597–609, 1997.
- [30] J. Trobaugh, J. Trobaugh y W. Richard, «Three-dimensional imaging with stereotactic ultrasonography,» *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 18, n^o 5, pp. 315-323, 1994.
- [31] F. Lindseth, T. Lango y T. Selbekk, «Ultrasound-Based Guidance and Therapy,» de *Advancements and Breakthroughs in Ultrasound Imaging*, G. Gunarathne, Ed., InTech, 2013.
- [32] T. R. Nelson y D. H. Pretorius, «Interactive acquisition, analysis, and visualization of sonographic volume data,» *International Journal of Imaging Systems and Technology*, vol. 9, n^o 1, pp. 26-37, 1997.
- [33] H. A. McCann, J. C. Sharp y T. M. Kinter, «Multidimensional ultrasonic imaging for cardiology,» de *Proceedings of the IEEE*, 1998.
- [34] R. San José-Estépar y M. Martín-Fernandez, «A theoretical framework to three-dimensional ultrasound reconstruction from irregularly sampled data,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, n^o 2, pp. 255-269, 2003.
- [35] R. Rohling, A. Gee y L. Berman, «Radial basis function interpolation for 3D ultrasound,» de *Information Processing in Medical Imaging*, vol. 1613, A. Kuba y M. Šámal, Edits., Springer, 1998, pp. 478-483.
- [36] A. Lasso, T. Heffter, A. Rankin, C. Pinter y T. Ungi, «PLUS: open-source toolkit for ultrasound-guided,» *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 61, n^o 10, pp. 2527-2537, 2014.
- [37] «3D Slicer A multi-plataform, free and open source software package for visualization and medical image computing,» 2014. [En línea]. Available:

<http://www.slicer.org/>.

- [38] R. Prager, A. Gee, G. Treece y L. Berman, «Freehand 3D ultrasound without voxels: Volume measurement and visualisation using the Stradx system,» *Ultrasonics*, vol. 40, n^o 8, pp. 109-115, 2002.
- [39] G. Treece, A. Gee y R. Prager, «High-definition freehand 3-D ultrasound,» *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, n^o 4, p. 529–546, 2003.
- [40] E. Moulton y A. Lasso, *Temporal Calibration of Tracked Freehand Ultrasound*, 2012.
- [41] J. Boisvert y D. Gobbi, «An Open-Source Solution for Interactive Acquisition, Processing and Transfer of Interventional Ultrasound Images,» *MICCAI 2009, International Workshop on Systems and Architectures for Computer Assisted Interventions*, pp. 1-8, 2008.
- [42] P. A. Van den Elsen, E. J. D. Pol y M. A. Viergever, «Medical image matching- a review with classification,» *Engineering in Medicine and Biology*, vol. 12, n^o 1, p. 26–39, 1993.
- [43] M. Fischler y R. Bolles, «Random sample consensus: A paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography,» *Communications of the ACM*, vol. 24, p. 381–395, 1981.
- [44] M. Powell, «An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives,» *Computer Journal VII*, vol. 7, n^o 2, pp. 155-162, 1964.
- [45] A. Roche, G. Malandain y X. Pennec, «The correlation ratio as a new similarity measure for multimodal image registration,» de *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98*, vol. 1496, W. Wells y A. Colchester, Edits., Springer, 1998, p. 1115–1124.
- [46] P. Scovanner, S. Ali y M. Shah, «A 3-dimensional SIFT descriptor and its application to action recognition,» *In Proceedings of the 15th international*

conference on Multimedia, p. 357–360, Sep 2007.

- [47] Y. Zhang, M. Brady y S. Smith, «Segmentation of brain MR images through a hidden Markov random field model and the expectation-maximization algorithm,» *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, n^o 1, p. 45–57, 2001.
- [48] C. Harris y M. Stephens, «A combined corner and edge detector,» de *Proceedings of the 4th Alvey Vision Conference*, 1988.
- [49] Y. Yu y S. Acton, «Speckle Reducing Anisotropic Diffusion,» *IEEE Transactions on image processing*, vol. 11, n^o 11, pp. 1260-70, 2002.
- [50] R. Gonzalez y R. Woods, *Digital Image Processing*, Upper Saddle River, New Jersey: Wesley Publishing Company, 2002.
- [51] D. Kuan, A. Sawchuk, T. Strand y P. Chavel, «Adaptive restoration of images with speckle,» *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, vol. 35, n^o 3, pp. 373-383, 1987.
- [52] Y. H. Lee y S. A. Kassam, «Generalized median filtering and related nonlinear filtering techniques,» *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, vol. 33, n^o 3, pp. 672-683, 1985.
- [53] S. Solbo y T. Eltoft, «Homomorphic wavelet based statistical despeckling of SAR images,» *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 42, n^o 4, p. 711–721, 2004.
- [54] R. Vanithamani y G. Umamaheswari, «Performance Analysis of Filters for Speckle Reduction in Medical Ultrasound Images,» *International Journal of Computer Applications*, vol. 12, n^o 6, p. 23–27, 2010.
- [55] F. Sattar, L. Floreby, G. Salomonsson y B. Lovstorm, «Image enhancement based on a nonlinear multiscale method,» *IEEE transactions on Image processing*, vol. 6, n^o 6, pp. 888-895, 1997.

- [56] R. Quispe, B. Reyes, N. Hevia, C. Garcia- Segundo y F. Arambula, «Implementation of the Polyvynilalcohol mixed with nano-particles as a near representation of biological tissue: ultrasonic and photo-thermal study,» *Journal of applied research and technology*, vol. 10, n^o 1, pp. 63-72, 2012.
- [57] M. Zakai, «General distance criteria,» *IEEE Transactions on Information Theory*, pp. 94-95, 1964.
- [58] V. Kindratenko, «Calibration Electromagnetic Tracking Devices,» de *Virtual Reality*, vol. 4, Springer, 1999, pp. 139-150.
- [59] F. G. Martin y R. Sargent, «Intelligent Machines Design Laboratory—LEGO Design».
- [60] A. T. Corporation, *3D Guidance medSAFE, "Installation and Operation Guide"*, 2010.
- [61] F. Torres, Z. Fanti y E. Lira, «Rastreo de Imágenes y Reconstrucción de Volúmenes de Ultrasonido Médico,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 33, n^o 2, pp. 101-115, 2012.
- [62] R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera y F. Cepeda, «Measurement of breast - tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation,» de *2010 7th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control*, Tuxtla Gutierrez, Chiapas, Mexico, 2010.
- [63] I. The MathWorks, *MATLAB and Statistics Toolbox Release 2013b*, 2013.
- [64] A. Wiles, D. Thompsona y D. Frantza, «Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems,» de *Proceedings of SPIE*, 2013.
- [65] T. Haidegger y G. Fenyvesi, «Towards Unified Electromagnetic Tracking System Assessment - Static Errors,» de *Proc. of the Annual Intl. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, MA., 2011.