**Capítulo 4**

**Experimentos y Resultados**

A continuación se presentan los experimentos que se realizaron para la implementación y validación de los métodos presentados en los capítulos anteriores y sus resultados.

Todos los métodos fueron implementados en C++ haciendo uso de librerías de software libre:

* IGSTK
* ITK
* VTK
* FLTK
* QT
* LSQRRecepies
* TetGen

La implementación y validación se realizó utilizando el hardware enlistado a continuación:

* Equipo de Computo: MACPro, 2.8 GHz, Quad-Core Intel Xeon con 16 GB de RAM.
* Ultrasonido Clínico: ALOKA 1000 con una sonda modo B de propósito general de 7.5MHz (www.hitachi-aloka.co.jp).
* Rastreador: Rastreador Óptico Polaris Spectra de NDI ([www.ndigital.com](http://www.ndigital.com)).
* *Frame Grabber*: Epiphan DVI2USB 3.0 con resolución máxima de 1920x1200 a 60 fps.

**4.1 Fabricación de fantasmas de ultrasonido**

Para realizar algunos experimentos se hizo uso de fantasmas de ultrasonido. Los fantasmas de ultrasonido son materiales con una geometría y composición específicas, los cuales emulan propiedades especificas del tejido biológico para proveer un ambiente realista para la caracterización de sistemas o algoritmos de procesamiento de imágenes médicas [1]. Las imágenes de ultrasonido de tumores de mama se caracterizan por tener un área brillante (tejido glandular) rodeando un área oscura (tumor), como se muestra en la figura 4.1.

El alcohol polivinílico (PVA) es un material popular para la fabricación de fantasmas, para su uso con imágenes acústicas obtenidas de ultrasonido o fotoacústica, ya que este posee propiedades acústicas y mecánicas similares a las del tejido; estos fantasmas han sido utilizados para la simulación de tejido en imágenes de ultrasonido, fotoacústica y elastografía óptica simulando tejido mamario, cardiaco, prostático, vascular y cerebral [2].

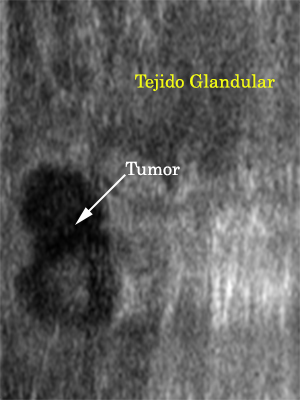


Figura 4.1 Ejemplo imagen de ultrasonido de tumores de mama.

El PVA es un polímero sintético. Cuando se encuentra en una solución liquida y se somete a ciclos de congelación y descongelación se transforma en un gel elástico semi-opaco [3]. La receta de preparación de fantasmas de alcohol polivinílico ha sido descrito por Kharine et al. y consiste de los siguientes pasos [4]:

1. Se obtiene una solución acuosa diluyendo 20% de PVA, con un grado de hidrolisis mayor a 99% y un peso molecular promedio entre 85000-140000, en agua desmineralizada.
2. Se calienta la solución hasta 95°C mientras se realiza una agitación suave y continua hasta disolver por completo el PVA en el agua.
3. Una vez disuelto el PVA se deja reposar y se vierte en el molde, con la geometría deseada, para permitir que las burbujas de aire migren a la superficie.
4. El molde con la solución reposada se inserta en un refrigerador a -20°C y se deja dentro durante 12 hrs.
5. Después se deja a temperatura ambiente durante 12 hrs.
6. Los pasos 4 y 5 constituyen un ciclo de congelamiento completo. El fantasma está listo después de pasar por 4-7 ciclos de congelamiento.

En la figura 4.2 se muestra un fantasma de PVA simulando una mama y su apariencia en una imagen de ultrasonido.

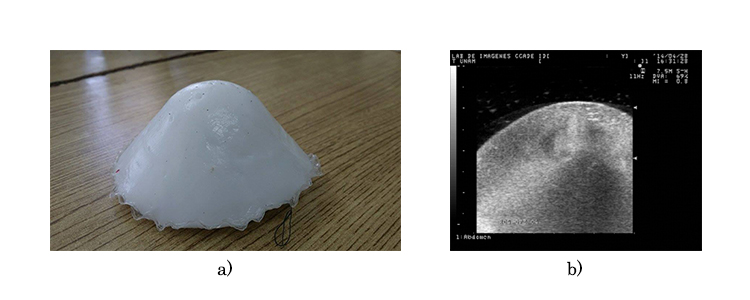


Figura 4.2 Fantasma de PVA; a) fantasma de PVA simulando una mama, b) imagen de ultrasonido de un fantasma de PVA simulando una mama.

Por otro lado hay que tomar en cuenta que el tejido de una lesión de mama ha cambiado sus propiedades y su aspecto en las imágenes de ultrasonido cambia. Por esta razón es importante utilizar un material que pueda simular estas nuevas propiedades del tejido para obtener una simulación de una mama con un tumor que se pueda visualizar de forma realista en el ultrasonido. Yen et al. hacen uso de un fantasma de silicón con diferentes densidades para simular la dureza de un tumor de mama; sin embargo en las imágenes de ultrasonido estos fantasmas de tumores no son realistas, ya que se forma una sombra acústica debajo del tumor que impide visualizar cualquier tipo de tejido o estructura que se encuentra debajo de este como se observa en la figura 4.3 [5].

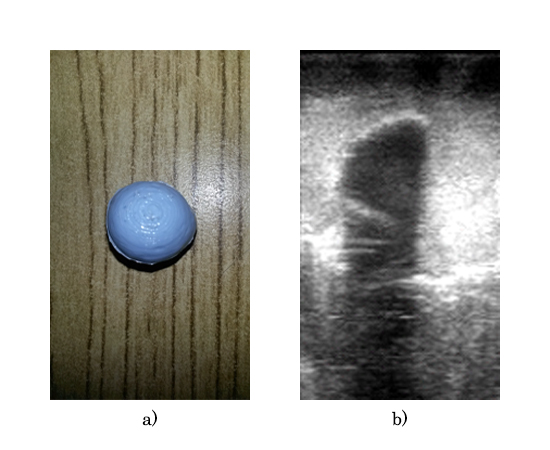


Figura 4.3 Fantasma de tumor de silicón; a) fantasma de silicón, b) imagen de ultrasonido de un fantasma de silicón dentro de un fantasma de PVA.

Ortega et al. proponen el uso de fantasmas de agar para simular las propiedades dieléctricas de los tumores de mama [6]; sin embargo, se ha comprobado que estos fantasmas reportan medidas de propagación del ultrasonido muy similares a los del tejido grasoso y tumoral [7], [8]. Los resultados de estas mediciones se muestran en la tabla 4.1 y en la figura 4.4 se muestra un fantasma de agarosa y su apariencia en una imagen de ultrasonido.

Tabla 4.1 Velocidad de propagación del ultrasonido m/s

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Tejido Biológico [8] | Fantasma de ultrasonido [7] |
| Tumores de mama | 1559 | 1596 |
| Tejido Grasoso | 1470 | 1476 |

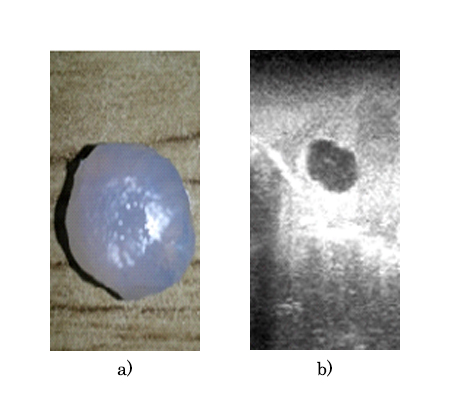


Figura 4.4 Fantasma de tumor de agar; a) fantasma de agar, b) imagen de ultrasonido de un fantasma de agar dentro de un fantasma de PVA.

Se puede observar en la figura 4.4 que los fantasmas de tumores de mama fabricados con agar tienen una visualización más realista en las imágenes de ultrasonido que los fantasmas fabricados con silicón. El agar es un polisacárido que se extrae de las algas, que es soluble en agua en temperaturas superiores a los 65°C y se gelifica entre los 17 y los 40°C [9]. La receta para la construcción de los fantasmas de agar se describe por Arce et al. y consta de los siguientes pasos [7]:

1. Se hace una solución de agarosa 0.8g de agar con 32.6ml de agua bi-destilada.
2. Se agita vigorosamente la solución por 10 minutos.
3. Se calienta la solución a 80°C. Durante el proceso de calentamiento se continúa una agitación suave.
4. Al terminar el proceso de calentamiento se retira la solución del calor, se agregan 30ml de etanol y se continúa con la agitación.
5. Se vierte la solución en el molde y se deja reposar hasta que se enfríe y coagule completamente.

Haciendo uso de estos dos fantasmas podemos generar un fantasma de ultrasonido de tumores mama con una apariencia real como se observa en la imagen 4.5.

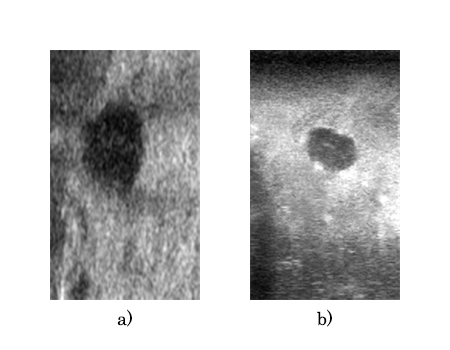


Figura 4.5 Imágenes de ultrasonido de a) mama con tumor y b) fantasma de agar (tumor) con fantasma de PVA (mama).

**4.2 Adquisición de imágenes de ultrasonido rastreadas**

Para la adquisición de imágenes de ultrasonido se utilizó un rastreador óptico Polaris Spectra de NDI y un equipo de ultrasonido Aloka SSD-1000 con una sonda 2D convencional de 7.5 MHz. El equipo de ultrasonido utilizado no cuenta con una salida de video digital, por esta razón fue necesario hacer uso de una tarjeta de adquisición Epiphan DVI2USB 3.0 para la digitalización de la señal de video del ultrasonido.

Se implementó un software en C++ para realizar la adquisición de imágenes de ultrasonido rastreadas. Para la comunicación y adquisición de datos del rastreador óptico se utilizó la librería de software libre IGSTK, la cual realiza la comunicación con los drivers del sistema de rastreo haciendo uso directo del software y clases proporcionadas por NDI. Pr otro lado, para realizar la adquisición de imágenes de ultrasonido digitales se implementaron nuevas clases las cuales hacen uso de la librería de software VTK y las clases proporcionadas por Epiphan para realizar la comunicación y adquisición de imágenes con la tarjeta de adquisición. La interfaz gráfica del software se realizó con QT (Nokia); en la figura 4.6 se muestra la interfaz gráfica del software implementado.



Figura 4.6 Software de adquisición de imágenes de ultrasonido rastreadas.

La tarjeta de adquisición y el rastreador óptico están configurados para adquirir datos a 60 fps, aunque solo se guarden para su posterior uso las imágenes y los datos de rastreo indicados por el usuario. El software implementado cuenta con tres modos distintos de adquisición; estos pueden ser elegidos por el usuario como mejor le convenga, dependiendo de la aplicación:

1. Una imagen: Toma una sola imagen cada vez que se le indica al software. Ideal para tomar las imágenes necesarias para la calibración de la sonda.
2. Número de imágenes: Se define el número de imágenes que se desean tomar y estas se toman continuamente en intervalos de tiempo definidos. Ideal para realizar barridos de volumen en un área preestablecida.
3. Grabación: Se toman continuamente imágenes en intervalos de tiempo definidos sin parar hasta que se le indique al software.

Una vez adquiridas las imágenes estas se guardan en disco duro para su posterior uso. Las imágenes son guardadas en formato BMP y los datos de orientación y posición de todas las imágenes se guardan en dos archivos \*.txt. El archivo con datos de posición contiene 3 datos los cuales corresponden a las coordenadas , y de la posición del origen del sistema de coordenadas del sensor montado sobre la sonda de ultrasonidos para cada imagen; mientras que el archivo de orientación contiene la información de orientación de cada imagen en forma de cuaterniones.

Las imágenes de ultrasonido digitalizadas provienen directamente de la salida de video del ultrasonido, esto implica que contengan información extra además de la imagen de ultrasonido como se puede observar en la figura 4.7, la cual no es de utilidad para la reconstrucción de volúmenes de ultrasonido. Para eliminar esta información se implementó un software de recorte, el cual permite realizar diferentes cortes dependiendo del rango de profundidad utilizado en el equipo de ultrasonido durante la adquisición de imágenes.

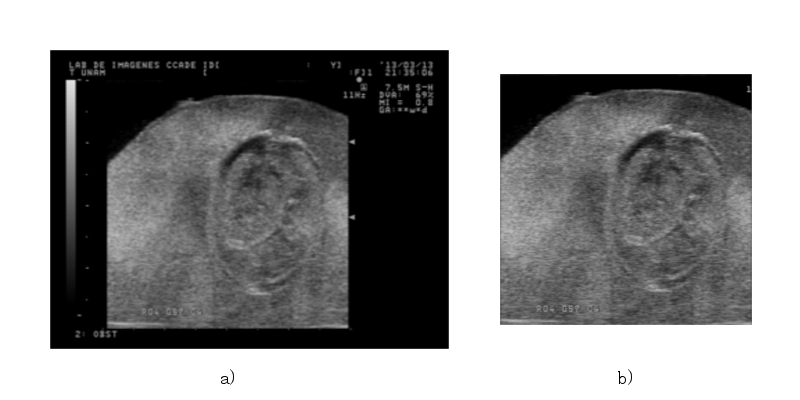


Figura 4.7 Recorte de imágenes de ultrasonido digitales; a) imagen digital adquirida y b) imagen recortada.

Este software permite la adquisición de imágenes de ultrasonido digitales rastreadas para su posterior uso en la calibración de la sonda, en la reconstrucción de volúmenes de ultrasonido o en la segmentación 2D de tumores, piel y tejido.

**4.2 Calibración de la sonda de ultrasonido**

Para realizar la calibración de la sonda de ultrasonido se implementó el método de hilos cruzados, descrito en el capítulo 2 (Ultrasonido 3D). Este método se implementó haciendo uso de las librearías VTK, para la visualización y selección del punto de cruce, y LSQRRecipes, la cual es una librería de software libre que contiene implementaciones de algoritmos para la estimación de mínimos cuadrados para diversos objetos paramétricos, incluyendo la calibración de sondas de ultrasonido.

Se construyó un fantasma de calibración el cual consiste en una con un sistema de tensión que sirve para colocar los hilos y tensionarlos hasta garantizar que estos están en contacto; este fantasma se muestra en la figura 4.8. Haciendo uso del software de adquisición de imágenes rastreadas se obtienen diversas imágenes del cruce de hilos para posteriormente realizar la selección del punto de cruce se realiza manualmente en cada imagen. En la figura 4.9 se muestra una impresión de pantalla de la interfaz gráfica creada con QT para la calibración de la sonda de ultrasonido.

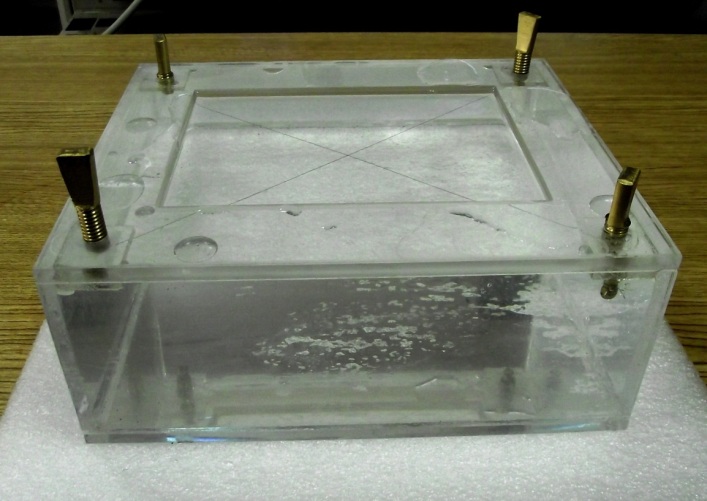


Figura 4.8 Fantasma de calibración de hilos cruzados

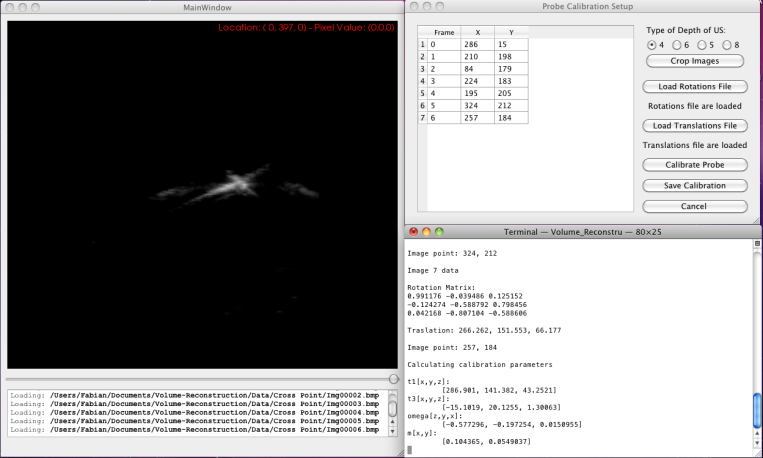


Figura 4.9 Software de calibración de la sonda de ultrasonido mediante el método de hilos cruzados

En el trabajo realizado por Prager et al., en donde se comparan diversos métodos de calibración de sondas de ultrasonido, se recomienda hacer uso de un aproximado de 50 imágenes de ultrasonido para el método de hilos cruzados, ya que un número menor de imágenes representa un mayor error de calibración y un número mayor no representa una mejora significativa en el error de calibración [10]. Para evaluar la calibración de la sonda de ultrasonido se realizaron 10 calibraciones con 50 imágenes cada una. Una vez obtenidos los parámetros , , , , , , y de cada calibración se calculó el error de exactitud, precisión y repetitividad.

El error de exactitud () de la calibración se refiere al error cometido al transformar cualquier punto en el sistema de coordenadas de la imagen () al sistema de coordenadas del sensor montado sobre la sonda () mediante la transformada . Para calcular este error se desarrolló una metodología en la cual se toman imágenes de ultrasonido de una esfera de dimensiones conocidas, cuyo centro es rastreado como se muestra en la figura 4.10. De estas imágenes se obtiene manualmente la posición de varios puntos sobre la superficie de la esfera y se estima una esfera que se ajuste a estos datos resolviendo un sistema de ecuaciones no lineales sobredimensionado, para encontrar el centro de la esfera estimada. Estas ecuaciones se obtienen a partir de la ecuación de la esfera (ecuación 4.1), en donde , y corresponden a los puntos marcados sobre la superficie; , y corresponden al centro de la esfera estimada y corresponde al radio de la esfera. Una vez estimado el centro de la esfera que se ajuste a los puntos se calcula la distancia entre este y el centro rastreado, este dato se reporta como .

|  |  |
| --- | --- |
|  | 4.1 |