

Capítulo 5

Conclusiones y discusión

En el presente trabajo se realizó la implementación de diversos métodos que sirven para la adquisición, generación y el análisis de imágenes de ultrasonido, así como dos aplicaciones las cuales se pueden beneficiar a través del uso de estas técnicas. A continuación se presentan las conclusiones de este trabajo por secciones y se entabla una discusión del trabajo realizado, los alcances, problemas y limitaciones que este tiene y trabajos futuros que podrían aportar al crecimiento de este proyecto.

5.1 Reconstrucción de volúmenes de ultrasonido de maniqués de mama

Se presentaron y evaluaron dos métodos para la generación de imágenes de ultrasonido 3D a partir de imágenes bidimensionales mediante la técnica a mano libre; a su vez, se presentaron todos los métodos involucrados en el proceso de la adquisición de imágenes de ultrasonido rastreadas que se involucran en el proceso de reconstrucción. Para realizar estos experimentos también se realizó la construcción de maniqués de ultrasonido con propiedades similares a las del tejido humano. A continuación se presentan las conclusiones de esta sección.

5.1.1 Fabricación de maniqués de ultrasonido

Se realizaron diversos experimentos para la generación de maniqués de ultrasonido que simulen el tejido mamario y tumoral con diferentes materiales. Estos maniqués fueron utilizados para la evaluación del método de reconstrucción.

El tejido mamario se simula mediante maniqués de alcohol polivinílico, el proceso de generación de estos maniqués tiene la ventaja de poder cambiar las propiedades del material mediante la variación de concentración de PVA en la solución. De esta manera, es posible realizar simulaciones de diferentes tejidos con diferentes densidades. Se puede observar en la figura 4.2 del capítulo 4, que estos maniqués tienen una apariencia muy parecida a la del tejido mamario cuando se adquieren imágenes de ultrasonido del interior del maniquí. Esto es debido a que diversos estudios han comprobado que las propiedades mecánicas de estos maniqués son similares a las del tejido humano y el *speckle* de la señal de ultrasonido da una apariencia real [1]. Por otro lado, es importante destacar que esta apariencia puede modificarse para que se acerque más a la realidad al introducir diferentes materiales a la solución; un material comúnmente utilizado es el grafito [2]. Aunque este material provee imágenes satisfactorias para la

simulación de tejido mamario, también presenta algunos inconvenientes. Uno de los principales inconvenientes de la generación de maniqués con alcohol polivinílico es el tiempo de fabricación; los ciclos de congelamiento pueden durar de 4 a 7 días, dependiendo de la dureza que se busque. Este tiempo es muy grande comparado con la fabricación de maniqués de ultrasonido con otros materiales, como silicón (tiempo de fabricación: 2 días; inconvenientes: no tiene una apariencia real, se necesitan hornos y cámaras de vacío para su construcción) o agarosa (tiempo de fabricación: 2 horas; inconvenientes: su manipulación es delicada y poco eficiente, no tiene una consistencia real). Por otro lado, el principal comentario de los expertos es que la dureza del material al tener contacto con este es mayor a la del tejido real, esto presenta un inconveniente para ellos al momento de tener una interacción de contacto con el material.

Para la simulación de tumores de mama se evaluaron dos materiales diferentes, silicón y agar. Dos estudios diferentes se han realizado para caracterizar las propiedades físicas de los materiales, sin embargo, estos estudios se enfocan en dos propiedades diferentes; el primero realizado por Yen et al. se enfoca en el estudio del estrés y tensión del material comparándolo con el tejido real [3] y el segundo realizado por Ortega et al. se enfoca en la velocidad de propagación del ultrasonido en el material [4]. Aunque los maniqués de silicón tienen propiedades mecánicas similares al de los tumores, estos no representan la realidad al adquirir imágenes de ultrasonido como se puede observar en la figura 4.3 del capítulo 4; estos son convenientes en su uso para la evaluación de la palpación instrumentada, sin embargo, no son útiles para la evaluación de la segmentación de tumores de mama. Los maniqués de agar tienen una apariencia real en las imágenes de ultrasonido, como se observa en la figura 4.4 del capítulo 4, debido a que la velocidad de propagación del ultrasonido en la del material es similar a la de los tumores, sin embargo, el proceso de fabricación de los maniqués de alcohol polivinílico no es compatible con los maniqués de agar; debido a las propiedades gelatinosas del agar, este se cristaliza al momento de congelarse se fragmenta y no regresa a su forma original, problema que no presentan los maniqués de silicón; para insertar estos maniqués de tumor dentro de los maniqués de mama es necesario realizar una incisión en el material después de su fabricación.

Por las razones antes mencionadas, es necesario realizar nuevos experimentos con diferentes materiales para obtener maniqués de mama con tumor con una apariencia real y con un proceso de fabricación más sencillo.

5.1.2 Calibración de la sonda de ultrasonido

Los experimentos realizados para la validación de la calibración de la sonda de ultrasonido produjeron valores pequeño en exactitud ($E = 0.556\text{ mm}$) y precisión ($Pr = 0.249\text{ mm}$). Es importante tener en cuenta que el error de exactitud en este caso fue calculado mediante la estimación de 5 esferas rastreadas; para que esta medición se más fidedigna es necesario realizar la estimación de más esferas en diferentes posiciones.

La repetitividad del procedimiento de calibración mostró resultados satisfactorios, ya que se puede observar en la tabla 4.2 del capítulo 4 que la variación de los datos obtenidos en las diferentes calibraciones realizadas por diferentes usuarios no es significativa. Esto indica que la selección manual del punto de cruce de hilos en las imágenes de ultrasonido no afecta el resultado obtenido, haciendo que este método no dependa del usuario.

El fantasma de hilos cruzados, presenta buenos resultados tanto en precisión como exactitud; sin embargo, hay factores que deben de ser tomados en cuenta para realizar una buena calibración, como son: tomar al menos 50 imágenes del cruce de hilos desde diferentes posiciones y orientaciones; colocar el cruce de hilos en diferentes posiciones dentro de la imagen; asegurar que el plano de imagen coincida con el cruce de hilos; y ser cuidados al segmentar el cruce de hilos de la imágenes adquiridas.

Otro aspecto que se debe de tomar en cuenta es que la integración de un método de calibración temporal para la adquisición de imágenes de ultrasonido rastreadas beneficia de una manera significativa los errores de exactitud y precisión. Este proceso consiste en sincronizar la adquisición de imágenes y la adquisición de datos de rastreo, ya que los dispositivos de adquisición cuentan con diferentes ciclos de reloj y tasas de adquisición, de esta manera se pretende obtener los datos correspondientes del uno con el otro; diversos métodos sean propuesto para realizar este procedimiento los cuales deben de ser evaluados e implementados [5].

5.1.3 Reconstrucción de volúmenes de ultrasonido

En este trabajo se implementaron y evaluaron dos métodos diferentes para la reconstrucción de volúmenes de ultrasonido a partir de imágenes 2D rastreadas; un método basado en píxeles el cual consiste en encontrar los vecinos más cercanos dentro de una ventana cúbica y un método basado en voxels el cual consiste en una interpolación bilineal de los planos más cercanos. Ambos métodos se detallan a fondo en el capítulo 2 (Ultrasonido 3D).

En este trabajo no se reportan errores en las mediciones realizadas que excedan el 10% del valor real de los objetos; a excepción de la medición de los cilindros de 1.5mm de diámetro con la más baja resolución (1:10), ya que no fue posible identificar la forma del cilindro debido a la deformación que sufren los objetos en la reconstrucción. Aunque el método basado en píxeles tampoco mostró errores mayores al 10% en las mediciones, se puede observar en la figura 4.15 del capítulo 4, que debido a los artefactos introducidos por los voxels vacíos en altas resoluciones los volúmenes pierden mucha información. Es importante mencionar que la calidad de visualización deseada en los objetos dentro de un volumen dependerá principalmente de la aplicación. En el caso de estudio de este trabajo, las biopsias de tumores de mama tienen la mayor sensibilidad (92%) cuando el tumor tiene un diámetro entre 1.8 y 3.1 cm [6]; analizando los resultados de reconstrucción de volúmenes con los métodos implementados se puede inferir que para esta aplicación es posible hacer uso de bajas resoluciones, ya que se observa en las tablas 4.3 y 4.4 del capítulo 4 que objetos con un diámetro de unidades de milímetros son visibles en bajas resoluciones (1:8); el uso de bajas resoluciones implica que se puedan generar aplicaciones en las que el paciente no deba de esperar mucho tiempo para la realización del procedimiento.

El tiempo de procesamiento de los volúmenes haciendo uso del MBV es menor al tiempo de procesamiento con el MBP. Es importante mencionar que el tiempo de procesamiento del MBV depende únicamente del número de voxels y el número de imágenes, mientras que el tiempo de procesamiento del MBP depende del número de voxels, el número de imágenes, el número de píxeles en cada imagen y el tamaño de la ventana cúbica utilizada para la segunda etapa del método. El MBP requiere un número mayor de imágenes para reconstruir volúmenes de calidad aceptable en comparación al MBV el cual produjo reconstrucciones aceptables haciendo uso de solamente 131 imágenes, reduciendo considerablemente el tiempo de procesamiento. Sin embargo si el número de imágenes es grande el tiempo de procesamiento del MBV aumenta significativamente, ya que el cálculo de los planos de imagen más cercanos involucra el cálculo de las distancias del voxel a todas las imágenes, mientras que esto puede beneficiar al MBP, ya que si las imágenes tienen una distancia pequeña entre ellas es posible que no se requiera una segunda etapa de llenado de voxels o que la cantidad de voxels vacíos no sea significativa.

En base a estas observaciones es difícil concluir cuál de los métodos de reconstrucción implementados es mejor ya que existen muchos factores que influyen en la calidad de los volúmenes y en el tiempo de procesamiento. Cada uno de los métodos tiene sus ventajas y desventajas.

Como se mencionó anteriormente antes de realizar la reconstrucción del volumen es necesario especificar el tamaño del volumen y la orientación del mismo. Elegir el tamaño y la orientación adecuados ayudara a mejorar la eficiencia de los algoritmos de reconstrucción aquí presentados ya que esto evitara que se procesen voxeles sin información relevante para el médico. Para esto Estepar et al. proponen un método basado en el análisis de componentes principales de las información de las imágenes de ultrasonido 2D para la selección automática de la orientación y del arreglo de voxeles [7]; aunque esta solución minimiza el número de voxeles sin información relevante a procesar, esto no los elimina por completo.

Por otro lado, ambos métodos también se podrían beneficiar en la velocidad de reconstrucción mediante procesamiento paralelo en GPUs (*graphical processor units*) [8]; algo que es necesario para lograr la visualización y reconstrucción en tiempo real de un volumen de ultrasonido [9]. Aunque ambos métodos la paralelización es posible, el MBP necesitaría de ciertas modificaciones en su primera etapa ya que el valor de intensidad de gris de cada voxel dependerá de la interpolación de uno o más píxeles, problema que no tiene el MBV ya que el nivel de gris de cada voxel no depende de cálculos anteriores.

La selección de los planos más cercanos al voxel en el MBV representa un problema cuando el número de imágenes bidimensionales es grande. Por esta razón una optimización de la selección de los planos de imagen más cercanos beneficiaría considerablemente la eficiencia de este método.

5.2 Segmentación automática de imágenes de ultrasonido de mama.

En este trabajo se presentaron diferentes métodos para la segmentación de imágenes de ultrasonido de mama; los cuales sirven para la segmentación de tumores, segmentación de piel y la segmentación de tejido en volúmenes de ultrasonido obtenidos mediante la técnica a mano libre. A continuación se presentan las conclusiones de la implementación de estos métodos.


5.2.1 Segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido

Se implementó un método probabilístico para la segmentación de tumores de mama, el cual hace uso de características de intensidad y de textura para diferenciar entre los tumores y estructuras similares como sombras acústicas. En este trabajo se realizó una evaluación exhaustiva de diferentes descriptores de textura para saber cuál de estos tiene mayor eficiencia en la mejora del contraste en la imagen y conlleva a mejores resultados de segmentación.

La calidad de la imagen es un aspecto clave a considerar en las imágenes de ultrasonido, ya que estas se ven afectadas por muchos tipos de artefactos, haciendo difícil para el observador la interpretación de las imágenes para obtener información cualitativa y cuantitativa [10]. Debido a la naturaleza ruidosa de las imágenes de ultrasonido y el bajo contraste entre los tumores de mama y el tejido adyacente, es difícil proveer un diagnóstico eficiente y exacto [11]. La habilidad de diferentes descriptores de textura para mejorar el contraste entre estas regiones se evaluó mediante cinco índices (DM, INT, SNR, CNR y EPI; capítulo 4). En los resultados se muestra que algunos de los descriptores de textura utilizados son capaces de mejorar todos los índices, exceptuando el EPI; de hecho, ninguno de los descriptores fue capaz de preservar los bordes del tumor, exceptuando la varianza local propuesta por Madabushi et al. [12]; esto puede ser un inconveniente cuando se habla de la detección de bordes. También se mostró que los descriptores de textura basados en la matriz de co-ocurrencia propuestos por Haralick no son buenos para la mejora de contraste, ya que ninguno de ellos mejoró los valores de los índices de contraste, excepto por el SNR, pero esto no significa que mejore la visualización del tumor como se puede observar en la figura 4.19 del capítulo 4. El SRE de la matriz *run-length* mostró los mejores resultados al mejorar todos los índices de contraste, excepto por el EPI; en este trabajo se recomienda el uso de este descriptor de textura para ser utilizado en la mejora de contraste de imágenes de ultrasonido de tumores de mama, debido a que a diferencia de los descriptores de primer orden, este si toma en cuenta la relación espacial de los píxeles y su procesamiento es más rápido que el de los descriptores basados en la matriz de co-ocurrencia. La media del histograma también mostró buenos resultados para mejorar el contraste en las imágenes, aumentando el valor de casi todos los índices, excepto por el SNR y el EPI; este descriptor podría ser utilizado en lugar del SRE para el mejoramiento de contraste en la imagen cuando el tiempo de procesamiento es un factor importante, ya que los descriptores de textura de primer orden tienen un costo computacional menor que los descriptores de textura de orden mayor [13]; sin embargo, la implementación de procesamiento en paralelo podría reducir considerablemente el tiempo para la obtención de las imágenes de textura. También se evaluó la capacidad que tiene la etapa de pre-procesamiento propuesta, utilizando una ecualización del histograma y un filtrado anisotrópico, de mejorar el contraste de la imagen; esta etapa mostró resultados similares a la media del histograma, pero esta etapa fue capaz de preservar los bordes en la imagen, siendo una buena alternativa para la mejora de contraste en imágenes de ultrasonido de tumores de mama.

Los resultados también muestran que, aunque no todos los descriptores de textura mejoran el contraste entre la región tumoral y el tejido adyacente, casi todos mejoran los resultados de segmentación del método probabilístico

implementado aquí; esto significa que las características de texturas proveen información útil que ayuda a distinguir entre los tumores y el tejido mamario en las imágenes de ultrasonido. La segmentación se evaluó mediante cinco índices (Exactitud, Sensitividad, Especificidad, PPV y NPV), y se utilizaron segmentaciones supervisadas por un médico como el *gold-standard*. El SRE de la matriz *run-length* es el descriptor de textura, de todos los evaluados en este trabajo, que mejora más los resultados de segmentación, teniendo incrementos significativos en todos los índices utilizados para evaluar la segmentación exceptuando el NPV, cuyo valor no fue incrementado significativamente pero al menos no fue disminuido; es importante mencionar que este descriptor de textura es también el que mostró mejores resultados en la mejora de contraste aumentando la distancia de Minkowsky y disminuyendo la intersección entre los histogramas, haciendo más fácil de diferenciar entre las regiones cuando se utiliza el histograma normalizado como función de probabilidad. El SRE de la matriz *run-length* es un indicador de fineza o contenido de alta frecuencia en una región de la imagen, ya que una textura fina deberá de contener principalmente *short-runs*; La mejora en los resultados de segmentación cuando se utiliza el SRE como descriptor de textura se deben a la habilidad del descriptor de detectar diferencias pequeñas en las frecuencias espaciales, de los patrones de speckle, del tumor y del tejido adyacente [14]. Resultados similares fueron obtenidos utilizando la media del histograma y la homogeneidad de la matriz de co-ocurrencia, pero estos dos descriptores disminuyeron el valor del NPV, aunque la diferencia se podría considerar insignificante.

En este trabajo se demuestra que el uso de diferentes descriptores de texturas provee diferentes resultados en la mejora y segmentación de imágenes de ultrasonido de mama; algunos de estos descriptores pueden conducir a una mejor visualización y segmentación de los tumores en las imágenes. Los resultados muestran que los descriptores basados en la matriz *run-length* dan mejores resultados, pero otros descriptores de textura también pueden ser utilizados para obtener buenos resultados. Los resultados de la segmentación con el SRE fueron ~~mejores~~ significativamente  comparados con los reportados por Madabhushi et al. [12] donde se reporta un 76.07% de verdaderos positivos (TP) y un 76.06% de verdaderos negativos (TN) contra el 96.34% de TP y 87.58% de TN obtenidos en este trabajo; también los resultados fueron mejores a los reportados por Liao et al. (95% de TP y 85% de TN) utilizando la varianza de la matriz de co-ocurrencia como descriptor de textura [15]. La evaluación de los resultados de segmentación utilizando más de un descriptor de textura y cuál es la mejor combinación podría ser de valor como trabajo futuro.

5.2.2 Segmentación de piel y tejido en imágenes de ultrasonido

En este trabajo se presentaron dos métodos de segmentación: uno para la segmentación de piel y otro para tejido en imágenes de ultrasonido. En la literatura no se encuentra mucha información ni métodos implementados para llevar a cabo estas tareas.

La segmentación de piel en imágenes de ultrasonido no es un proceso que se realice comúnmente, ya que esta es fácil de identificar en las imágenes de ultrasonido y se observa como la zona más brillante en el borde superior de la imagen. Sin embargo como se mencionó anteriormente es importante conocer los diferentes tejidos que componen a la mama y que se pueden apreciar en una imagen de ultrasonido con el fin de crear un modelo constitutivo el cual incluya la mayor cantidad de tejidos posibles y que la representación sea más real. En este trabajo se propone un método de segmentación automática de la piel, el cual consiste en métodos de procesamiento de imágenes básicos y un clasificador estadístico ingenuo. Se puede observar en el capítulo 4 (Resultados), que el método propuesto tiene buenos resultados en la segmentación, aun cuando es un método que utiliza técnicas básicas de procesamiento sin necesidad de hacer uso de técnicas avanzadas y costosas computacionalmente.

Con respecto a la segmentación del tejido, es necesario recalcar que esta segmentación solamente es necesaria en el caso de que los volúmenes de ultrasonido sean obtenidos con la técnica a mano libre, con el fin de eliminar los voxels sin información relevante para el médico. Este método basado en el propuesto por Zhang et al. [16], hace uso de técnicas de procesamiento básicas para encontrar el contorno inicial de un *level-set* para la segmentación del tejido. La implementación de estas técnicas hacen del método de segmentación un método automático y con buenos resultados, como se puede observar en el capítulo 4.

Aunque los resultados de segmentación para estos dos métodos parecen ser buenos, debido a la poca o casi nula información que se puede encontrar, es necesario realizar una investigación más afondo para optimizar estos métodos. Debido a que estos procesos no se realizan comúnmente, la evaluación se realizó con pocas imágenes, por esto es necesario contar con una base de datos mayor y poder realizar una evaluación más exhaustiva de los métodos.

5.3 Implementación de aplicaciones: Biopsias de tumores de mama con aguja y palpación instrumentada.

En este trabajo se presentaron dos posibles aplicaciones que se podrían ver beneficiadas por los métodos aquí implementados. A continuación se presentan las conclusiones de esta sección.

5.3.1 Biopsias de tumores de mama

Se presentó el desarrollo e implementación de un software el cual puede ser útil para el médico y servir como guía para procedimientos quirúrgicos que involucren agujas, como es el caso de la toma de biopsias de mama por aguja. El software consiste en una escena virtual para la visualización de un volumen de ultrasonido y una serie de instrumentos quirúrgicos. De esta manera el médico tiene acceso a la visualización 3D de las estructuras internas mediante la interacción con las propiedades de visualización del volumen y a su vez la conocimiento de la posición relativa de las herramientas rastreadas y de los movimientos realizados.

Aunque este software parecería ser una herramienta sumamente útil para el médico, en verdad hasta el momento, este solo beneficia la planeación de la intervención. Esto se debe a que la interacción de las herramientas quirúrgicas con el tejido blando genera deformación y desplazamiento de las estructuras internas; lamentablemente, con los métodos aquí implementados para la adquisición de volúmenes de ultrasonido esta interacción no se ve reflejada durante la realización del procedimiento, ya que estos métodos generan imágenes estáticas y no permiten la adquisición de un volumen en tiempo real y sin realizar un nuevo barrido. Sin embargo, mediante la generación de mallas tetraédricas, con el software implementado aquí, y la utilización de un modelo constitutivo del tejido es posible la generación de modelos deformables de masas y resortes o elemento finito que pueden ser actualizados mediante la medición del desplazamiento con poca información obtenida a partir de imágenes de ultrasonido 2D en tiempo real. Trabajos similares al propuesto aquí se han realizado; Nakamoto et al. proponen un método de deformación de volúmenes en el cual el campo de deformación se calcula a partir de la interpolación de datos obtenidos por el rastreo de desplazamiento en algunas imágenes, este trabajo tiene algunos inconvenientes: no toma en cuenta las propiedades físicas del tejido y la deformación del volumen se estima a partir de una simulación del campo de deformación obtenido antes del procedimiento, el cual asume que el movimiento del tejido durante el procedimiento es homogéneo y estable, lo cual no es verdad en esta aplicación [17]; otro trabajo propuesto por Lunn et al. realiza una estimación del desplazamiento en pocos cortes de imágenes de ultrasonido 2D para actualizar un modelo de elemento finito, sin embargo el modelo de elemento finito se obtiene a través de imágenes de resonancia magnética y el desplazamiento se estima a partir del desplazamiento de marcadores fiduciaros incrustados en el tejido con anterioridad implicando una intervención quirúrgica y haciendo del procedimiento un procedimiento más invasivo [18]. Creemos que el uso de ultrasonido para la generación de modelos constitutivos y la

segmentación de estructuras identificables (bordes del tumor) puede ayudar en la estimación del desplazamiento y actualización del modelo en tiempo real y así expandir el uso de esta aplicación para la guía de biopsias mediante imágenes adaptativas que tomen en cuenta la deformación del tejido; este tipo de imágenes es necesario hoy en día para garantizar exactitud y precisión en los procedimientos guiados por imágenes [19].

Otra pequeña limitación del sistema aquí implementado, está relacionado con el rastreo de las herramientas quirúrgicas. Al hacer uso de un rastreador óptico se limita el espacio de movimiento de las herramientas durante el procedimiento ya que siempre debe existir una línea de vista directa entre el rastreador y los sensores y por otro lado, los sensores reflejantes utilizados pueden ser un poco estorbosos durante el procedimiento debido a su tamaño. El diseño de nuevos sensores más compactos puede beneficiar el uso de este sistema, sin embargo el problema de la línea de vista seguirá latente. Para eliminar estos problemas se puede implementar el uso de rastreadores electromagnéticos, los cuales no requieren una línea de vista directa con los sensores y a su vez estos son más pequeños y cómodos para su utilización; otra ventaja a la cual este tipo de rastreadores conlleva es la eliminación de la calibración de la punta de la aguja de biopsia, ya que existen sensores electromagnéticos tan pequeños que se pueden introducir en la punta de una aguja y de esta manera se puede conocer fácilmente la posición y orientación de la punta de la aguja sin la necesidad de una calibración, incluso cuando la aguja este dentro del paciente.

5.3.2 Palpación instrumentada

Durante el trabajo realizado en la universidad Nacional de Taiwán se construyeron e implementaron las herramientas necesarias para poder realizar experimentos sobre fantasmas de tumores de mama. De los resultados de estos experimentos se espera encontrar la relación que existe entre los perfiles de fuerza obtenidos mediante un sensor montado sobre una sonda de ultrasonido y la características morfológicas de los tumores de mama, con el fin de caracterizar y estudiar los tumores de mama para la obtención de diagnósticos asistidos con mayor exactitud.

En una primera etapa las características morfológicas y de posición (profundidad con respecto a la superficie) de los tumores se obtendrán a partir de la construcción de los fantasmas, debido a las limitaciones antes mencionadas que se encontraron al obtener imágenes de ultrasonido de los fantasmas de silicón. Sin embargo, en una segunda etapa, estas características se deberán de obtener mediante un estudio *in-vivo* haciendo uso de pacientes reales para una evaluación completa del sistema aquí presentado. Ya que la morfología y la

profundidad del tumor varían considerablemente entre pacientes, es necesario contar con herramientas capaces de extraer estas características.

En este trabajo se ha presentado la implementación de diferentes métodos para la obtención de volúmenes de ultrasonido y para la extracción de diferentes características de estos. Para realizar la reconstrucción de volúmenes se implementaron dos métodos diferentes los cuales pueden ser obtenidos al mismo tiempo que se realiza el barrido para la estimación de fuerzas. Para la extracción de características morfológicas de los tumores, es necesario un método de segmentación confiable, para esto se implementó un método de segmentación probabilístico el cual tiene buenos resultados. Para encontrar la profundidad del tumor con respecto a la superficie del tejido en volúmenes de ultrasonido, se propuso e implemento un método para la segmentación de la piel en imágenes de ultrasonido. Haciendo uso de estos métodos se es posible realizar un estudio de mínima invasión en pacientes reales.

5.4 Conclusión y discusión general

En este trabajo se presenta la implementación de diversos métodos de adquisición y análisis de imágenes de ultrasonido y como caso de estudio se utilizaron imágenes de tumores de mama. A su vez, se presentaron dos aplicaciones las cuales se podrían ver beneficiadas por el uso de estas técnicas. Se presentan los resultados de cada uno de los métodos implementados, los cuales son favorables para su uso en las aplicaciones antes mencionadas. Los errores de calibración y de reconstrucción son adecuados, ya que las biopsias de tumores de mama tienen su mayor sensibilidad (92%) cuando el tumor tiene un diámetro entre 1.8 y 3.1 cm [6]. Se espera que para tumores más pequeños de 1.8 cm estos métodos puedan aumentar la sensibilidad. Aunque la reconstrucción de volúmenes de ultrasonido tiene buenos resultados en cuanto a resolución, creemos que el tiempo de procesamiento de los volúmenes es alto, pero como se mencionó anteriormente existen algunas medidas que se pueden adoptar para mejorar la eficiencia de los algoritmos. El método implementado para la segmentación mostró ser capaz de diferenciar entre los tumores y otras estructuras en las imágenes de ultrasonido con buenos resultados; a su vez, el análisis exhaustivo de los descriptores de textura muestra que la información de textura favorece considerablemente a la segmentación y visualización de las lesiones, donde los descriptores basados en las matrices *run-length* tienen los mejores resultados. Los métodos de segmentación de piel y tejido tienen buenos resultados y nos ayudan a la generación de mallas tetraédricas de cada uno de los tejidos que se pueden diferenciar en las imágenes de ultrasonido de mama las cuales pueden ser utilizadas en las aplicaciones antes mencionadas.

Aunque existieron ciertas limitaciones para la realización de este trabajo, como falta de material para la evaluación y validación de los métodos y carencia de un especialista en el análisis de imágenes de ultrasonido de tumores de mama comprometido con el proyecto, los resultados obtenidos con el material disponible son prometedores y dan pauta a futuras investigaciones relacionadas con este tema, las cuales podrían ser de gran utilidad para la asistencia en el diagnóstico de cáncer de mama. No es de nuestro conocimiento que exista un análisis tan extenso relacionado con estos temas y estos avances nos permiten proponer trabajo a futuro el cual podría beneficiar los resultados de estos métodos y ampliar el espectro de aplicaciones para los mismos. Por otro lado, aunque el análisis de resultados se realizó en 2D, debido a las limitaciones mencionadas anteriormente, todos los métodos también fueron implementados en 3D, dando la posibilidad de expandir aún más las aplicaciones y encontrar nuevas áreas de oportunidad para futuras investigaciones.

Referencias

- [1] S. J.-S. Chen, P. Hellier, M. Marchal, J.-Y. Gauvrit, R. Carpentier, X. Morandi, and D. L. Collins, "An anthropomorphic polyvinyl alcohol brain phantom based on Colin27 for use in multimodal imaging," *Med. Phys.*, vol. 39, no. 1, p. 554, Jan. 2012.
- [2] K. J. M. Surry, H. J. B. Austin, A. Fenster, and T. M. Peters, "Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 49, no. 24, pp. 5529–46, Dec. 2004.
- [3] D. C. Y.-J. C. H.-C. H. P.-L. Yen R.-H. Fan, "Design and construction of 3D breast tumor phantoms for studying morphological effects on biomechanical properties.," *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 8, no. 1, pp. S284–285, 2013.
- [4] R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera, and M. F. J. Cepeda, "Measurement of breast - Tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation," in *Program and Abstract Book - 2010 7th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE 2010*, 2010, pp. 216–219.
- [5] A. Fenster, D. B. Downey, and H. N. Cardinal, "Three-dimensional ultrasound imaging.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 46, no. 5, pp. R67–99, May 2001.
- [6] P. Luechakiestisak and P. Rungkaew, "Breast Biopsy: Accurcy of Core Needle Biopsy Compared with Excisional or Incisional Biopsy: A Prospective Study," *Thai J. Surg.*, vol. 29, pp. 6–14, 2008.
- [7] R. San José-Estépar, M. Martín-Fernández, P. P. Caballero-Martínez, C. Alberola-López, and J. Ruiz-Alzola, "A theoretical framework to three-dimensional ultrasound reconstruction from irregularly sampled data," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, no. 2, pp. 255–269, 2003.
- [8] Y. Dai, J. Tian, D. Dong, G. Yan, and H. Zheng, "Real-time visualized freehand 3D ultrasound reconstruction based on GPU.," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 6, pp. 1338–45, Nov. 2010.
- [9] A. S. Karnick, "High speed 3D ultrasound reconstruction□: a comparative study between parallel and sequential processors," 1998.
- [10] S. H. Contreras Ortiz, T. Chiu, and M. D. Fox, "Ultrasound image enhancement: A review," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 7, no. 5, pp. 419–428, Sep. 2012.
- [11] Y. Guo, H. D. Cheng, J. Huang, J. Tian, W. Zhao, L. Sun, and Y. Su, "Breast ultrasound image enhancement using fuzzy logic.," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 32, no. 2, pp. 237–47, Mar. 2006.
- [12] A. Madabhushi and D. N. Metaxas, "Combining low-, high-level and empirical domain knowledge for automated segmentation of ultrasonic breast lesions," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 22, no. 2, pp. 155–169, 2003.
- [13] N. Piliouras, I. Kalatzis, N. Dimitropoulos, and D. Cavouras, "Development of the cubic least squares mapping linear-kernel support vector machine classifier for improving the characterization of breast lesions on ultrasound," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 28, no. 5, pp. 247–255, 2004.
- [14] X. Tang, "Texture information in run-length matrices," *Image Process. IEEE Trans.*, vol. 7, no. 11,

- pp. 1602–1609, 1998.
- [15] Y. Y. Liao, J. C. Wu, C. H. Li, and C. K. Yeh, “Texture feature analysis for breast ultrasound image enhancement,” *Ultrason Imaging*, vol. 33, pp. 264–278, 2011.
 - [16] W. Y. Zhang, R. N. Rohling, and D. K. Pai, “Surface extraction with a three-dimensional freehand ultrasound system,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 30, no. 11, pp. 1461–73, Nov. 2004.
 - [17] M. Nakamoto, H. Hirayama, Y. Sato, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume, and S. Tamura, “Recovery of respiratory motion and deformation of the liver using laparoscopic freehand 3D ultrasound system,” *Med. Image Anal.*, vol. 11, no. 5, pp. 429–442, 2007.
 - [18] K. E. Lunn, K. D. Paulsen, D. W. Roberts, F. E. Kennedy, A. Hartov, and J. D. West, “Displacement estimation with co-registered ultrasound for image guided neurosurgery: A quantitative in vivo porcine study,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 22, no. 11, pp. 1358–1368, 2003.
 - [19] L. A. Platenik, M. I. Miga, D. W. Roberts, K. E. Lunn, F. E. Kennedy, A. Hartov, and K. D. Paulsen, “In vivo quantification of retraction deformation modeling for updated image-guidance during neurosurgery,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 8, pp. 823–835, 2002.