**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO**

**DOCTORADO EN INGENIERÍA, PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES**

**Asesor: DR. FERNANDO ARAMBULA COSIO**

**REPORTE SEMESTRAL 2013-2**

FABIAN TORRES ROBLES

07/06/2013

Reporte Semestral 2013-2

Sistema Computarizado para toma de biopsias con aguja

1. **OBJETIVO GENERAL**

El objetivo de este proyecto es el desarrollo de un método para generar ultrasonido 3D rastreado adaptativo en linea, haciendo uso de una sonda de ultrasonido 2D convencional. Este método tiene como posibles aplicaciones:

* Asistencia en la toma de biopsias y lumpectomias de tumores de mama.
* Simulación de biopsias.
* Palpación instrumentada de tumores de mama.

**2. TRABIAJO ANTERIOR**

* Estudio del estado del arte de la cirugía asistida por computadora.
* Estudio del estado del arte de la calibración de una sonda de ultrasonido.
* Estudio del estado del arte de generación de volúmenes de ultrasonido a partir de imágenes 2D.
* Implementación de un método de calibración de la sonda de ultra sonido.
* Implementación de un método de generación de volúmenes de ultrasonido a partir de imágenes 2D.
* Validación del método de calibración implementado.
* Validación del método de generación de volúmenes de ultrasonido a partir de imágenes 2D implementado.
* Implementación de la calibración de la aguja de biopsia.
* Implementación del rastreo y representación virtual de las herramientas usadas en la toma de biopsias con aguja.
* Estudio del estado del arte de segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido.

**3. TRABAJO SEMESTRAL**

* Implementación de un método de segmentación de tumores de mama en imagines de ultrasonido.
* Estudio del estado del arte de la segmentación de agujas en imagines de ultrasonido.
* Estudio del arte de elastografía 3D.
* Estudio del estado del arte de modelos deformables de mama.
* Estudio del estado del arte de biopsias guiadas por imágenes

**4. SEMENTACIÓN DE TUMORES DE MAMA**

Una de las causas de error en las biopsias guiadas por ultrasonido es la mala visualización de la lesión en el ultrasonido. Un método de segmentación que sea capaz de diferenciar el tejido sano del tejido lesionado en una imagen de ultrasonido puede disminuir de manera considerable los errores causados por la mala visualización [1]. En la creación de modelos deformables es necesario diferenciar entre tipos de tejido, ya que las propiedades físicas de los tejidos son diferentes [2]. Con un método de segmentación de la lesión se es capaz de diferenciar entre tejido sano y lesionado, usando la información de la segmentación se es capaz de generar un modelo deformable con las propiedades correspondientes de cada tejido.

La segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido no es una tarea fácil debido a ciertas características inherentes a las imágenes, como: Speckle, sombras acústicas [3], Bordes borrosos [4], Forma [4].

Por otro lado dentro de la anatomía de la mama existen ciertos tejidos que podrían confundirse con tumores como el tejido glandular, ligamentos de Cooper y la grasa subcutánea. Debido a eso es importante tomar en cuenta algunos aspectos importantes que se pueden apreciar en las imágenes de ultrasonido de mama. Se hace uso de tres características principales para distinguir una lesión de otros objetos y de las sombras acústicas; estas son la distribución espacial, ecogeneidad de la lesión y patrón interno de eco [5].

El conocimiento de la distribución espacial de una imagen de ultrasonido es importante ya que permitirá al médico distinguir entre ciertos tipos de tejido de acuerdo a su localización dentro de la imagen. La distribución espacial de la imagen de ultrasonido, si la sonda se coloca sobre la región de la lesión, se enlista a continuación.

1. Piel.- esta se encuentra cerca del borde superior de la imagen y se puede distinguir por ser un eco brillante y tiene un grosor aproximado 0.5mm [6].
2. Grasa subcutánea.- se encuentra debajo de la piel y se observa como un tejido homogéneo y tiene un grosos de 0.5 a 2.5mm dependiendo del paciente [6].
3. Ligamentos de Cooper (Fascia).- Estos se pueden encontrar debajo de la grasa y por encima del parénquima (tejido glandular) de la mama [5].
4. Tejido glandular.- Este se encuentra debajo de la fascia y se extiende hasta las costillas [6].
5. Costillas.- Aparecen en el borde inferior de la imagen. Se observan como objetos continuos brillantes con sombras densas posteriores [6].

Los tumores de mama generalmente se encuentran en el parénquima de la mama, siendo el carcinoma ductal y el carcinoma lobular los más comunes [6]. Debido a esto es común encontrar las lesiones en la parte central de la imagen de ultrasonido [5]

El patrón interno de eco del tejido permite diferenciar las lesiones de otros tejidos y de las sombras, ya que generalmente las lesiones tienen un patrón de eco interno no homogéneo y con pocos ecos, mientras que el tejido glandular y la grasa subcutánea tienen un patrón homogéneo. Esta característica puede ser evaluada con descriptores de textura [5].

La ecogeneidad del tejido en una imagen de ultrasonido debe de ser evaluada con respecto a los tejidos adyacentes a este. La ecogeneidad de una lesión de mama se puede evaluar comparándola con la grasa y el parénquima adyacente [5,7]. Stravos, *et al.* [7] caracterizaron a los tumores malignos como lesiones hypoecoicas mientras que Leutch, *et al*. [8] caracterizaron a los quistes como lesiones casi anecoicas. Es por esto que se puede inferir que las lesiones sospechosas aparecerán en la imagen de ultrasonido como regiones más oscuras que el tejido que los rodea.

Tomando en cuenta estas características se han realizado diversos trabajos para realizar segmentaciones automáticas o semiautomáticas de tumores de mama. Generalmente este proceso se divide en dos etapas: 1) filtrado y mejora de contraste y 3) segmentación.

*Filtrado y mejora de contraste*

El filtrado de la imagen se realiza para homogeneizar las diferentes regiones de la imagen, sin embargo este puede ser un proceso delicado ya que se puede eliminar información valiosa de la textura de los tejidos y los bordes del tumor se pueden difuminar y hacer más difícil su visualización. En [1] se hace uso de un filtro gaussiano en la imagen, esto puede conllevar problemas ya que estos filtros tienden a emborronar los bordes de los objetos. Madabushi, *et al*. [5] proponen el uso de un filtro Butterworth debido a que es un filtro fácil de implementar y con bajo costo computacional el cual no elimina muchos detalles importantes de la imagen. Sin embargo, se ha visto que el uso de filtros anisotrópicos en imágenes de ultrasonido es una buena aproximación para eliminar el *speckle* de la imagen sin emborronar los bordes de los objetos [9]; en [10] se hace uso de un filtro gaussiano anisotropico.

La mejora del contraste es una etapa que intenta dar un mayor contraste a la imagen resaltando algunas de las características del tumor. El método de *sticks* es el método más utilizado en la literatura para resaltar los bordes de los tumores de mama, este método es utilizado en [1, 10, 11]. En otros trabajas se ha usado la ecualización de histograma como técnica para la mejora de contraste [5].

*Segmentación*

Haciendo un estudio a fondo en la literatura se pueden dividir los métodos de segmentación en dos grandes grupos. Los métodos que se basan en una umbralización y los métodos que se basan en el uso de clasificadores. Los primeros son métodos de fácil implementación y bajo costo computacional que hacen uso de la ecogeneidad de los tumores para diferenciarlos de tejido sano; sin embargo estos métodos no son capaces de diferenciar entre los tumores y las sombras acústicas, ya que estas aparecen con valores de gris muy similares a los tumores, y requieren que el usuario elija la región de interés en la imagen. Encontrar el valor del umbral para llevar acabo la segmentación es una tarea difícil. En [1, 10] se propone el uso del método de Otsu para encontrar este valor, mientras que en [3] se utiliza un valor fijo de umbral basado en experimentos. Por otro lado, los métodos que se basan en el uso de clasificadores son más robustos, pero son más difíciles de implementar, tienen un mayor costo computacional y la mayoría dependen de información a priori. La mayoría de los clasificadores hacen uso de la ecogeneidad y el patrón interno de eco de la imagen para realizar la segmentación, muchos estudios han demostrado que el incluir información de la textura en la segmentación de tumores de mama incrementa la robustez [12]. En [13] se hace uso de una *Kernel Support Vector Machine* para clasificar regiones de la imagen en tejido sano o tejido no sano; en [3] se hace uso de un grafo para clasificar regiones de la imagen; mientras que en [4, 11] se hace uso de redes neuronales para realizar la clasificación de las regiones; en [5] se hace uso de variables estadísticas que sirven como entrada a un método de crecimiento de regiones.

**8. OTROS TRABAJOS**

* Implementación del rastreo de las herramientas con un rastreador electromagnético.
* Fabricación de fantasmas de ultrasonido con alcohol polivinilico.
* Asistencia a un estudio de ablación por radio-frecuencia con nano partículas.

**10. REFERENCIAS**

[1] Chen D. R., Chang R. F., Wu W. F., Moon W. K., Wu W. L. (2003) “3-D breast ultrasound segmentation using active contour model”. Ultrasound in Medicine & Biology, Volume 29, Issue 7, Pages 1017–1026

[2] Goskel O., Salcudean S. E. (2009). “B-Mode Ultrasound Image Simulation in Deformable 3D Medium”. Transaction on Medical Imaging, Volume 28, Issue 11, Pages 1657-1669.

[3] [Huang Q. H](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Huang%20QH%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=21925692)., [Lee S. Y](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Lee%20SY%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=21925692)., [Liu L. Z](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Liu%20LZ%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=21925692)., [Lu M. H](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Lu%20MH%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=21925692)., [Jin L. W](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Jin%20LW%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=21925692)., [Li A. H](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Li%20AH%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=21925692). (2012) “A robust graph-based segmentation method for breast tumors in ultrasound images”. [Ultrasonics.](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21925692)  Volume 52, Issue 2, Pages 266-275

# [4] [Jiao](http://ieeexplore.ieee.org/search/searchresult.jsp?searchWithin=p_Authors:.QT.Jing%20Jiao.QT.&searchWithin=p_Author_Ids:38075292600&newsearch=true) j., [Wang](http://ieeexplore.ieee.org/search/searchresult.jsp?searchWithin=p_Authors:.QT.Yuanyuan%20Wang.QT.&searchWithin=p_Author_Ids:37281443400&newsearch=true) Y. (2011) “Automatic Boundary Detection in Breast Ultrasound Images Based on Improved Pulse Coupled Neural Network and Active Contour Model”. 5th International Conference on [Bioinformatics and Biomedical Engineering](http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?punumber=5779756), Pages 1 – 4.

[5] [Madabushi A](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Madabhushi%20A%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=12715992)., [Metaxas D. N](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Metaxas%20DN%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=12715992). (2003) “Combining low-, high-level and empirical domain knowledge for automated segmentation of ultrasonic breast lesions”. [,](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12715992) Volume  22, Issue 2, Pages 155-169.

# [6] Azar F. S., Metaxas D. N., Schnall M. D. (2002) “Methods for modeling and predicting mechanical deformations of the breast under external perturbations”. Medical Image Analysis, Volume 6, Pages 1- 27.

# [7] [Stavros AT](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Stavros%20AT%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=7784555), [Thickman D](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Thickman%20D%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=7784555), [Rapp CL](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Rapp%20CL%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=7784555), [Dennis MA](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Dennis%20MA%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=7784555), [Parker SH](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Parker%20SH%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=7784555), [Sisney GA](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Sisney%20GA%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=7784555). (1995) “Solid breast nodules: Use of sonography to distinguish between benign and malignant lesions” Radiology, Volume 196, Issue 1, Pages 123-134.

# [8] Leutch W. Leutch D. (2000) “Teaching Atlas of Breast Ultrasound”, New York: Thieme Medical, Pages 24-38.

[9] [Abd-Elmoniem K. Z](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Abd-Elmoniem%20KZ%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=12214889)., [Youssef A. B](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Youssef%20AB%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=12214889)., [Kadah Y. M](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Kadah%20YM%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=12214889). (2002) “Real-time speckle reduction and coherence enhancement in ultrasound imaging via nonlinear anisotropic diffusion”. [IEEE Trans Biomed Eng.](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12214889) Volume 49, Issue 9, Pages 997-1014.

[10] [Chang R. F](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Chang%20RF%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=15692761)., [Wu W. J](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Wu%20WJ%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=15692761)., [Moon W. K](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Moon%20WK%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=15692761)., [Chen D. R](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Chen%20DR%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=15692761). (2005) “Automatic ultrasound segmentation and morphology based diagnosis of solid breast tumors”. [Breast Cancer Res Treat.](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15692761) 2005 Jan;89(2):179-185.

# [11] [Huang](http://ieeexplore.ieee.org/search/searchresult.jsp?searchWithin=p_Authors:.QT.Sheng-Fang%20Huang.QT.&searchWithin=p_Author_Ids:37962320600&newsearch=true) S. F., [Chen](http://ieeexplore.ieee.org/search/searchresult.jsp?searchWithin=p_Authors:.QT.Yen-Ching%20Chen.QT.&newsearch=true) Y. C., [Moon](http://ieeexplore.ieee.org/search/searchresult.jsp?searchWithin=p_Authors:.QT.Woo%20Kyung%20Moon.QT.&newsearch=true) W. K. (2008) “Neural network analysis applied to tumor segmentation on 3D breast ultrasound images”. [Biomedical Imaging: From Nano to Macro,](http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?punumber=4534844) Pages 1303 – 1306.

[12] [Liao Y. Y](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Liao%20YY%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=22518956)., [Wu J. C](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Wu%20JC%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=22518956)., [Li C. H](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Li%20CH%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=22518956)., [Yeh C. K](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Yeh%20CK%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=22518956). (2011) “Texture feature analysis for breast ultrasound image enhancement”. [Ultrason Imaging,](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22518956) Voume 33, Issue 4, Pages 264-278.

[13] Liu B., Cheng H. D., Huang J., Tian J., Tang X., Liu J. (2010) “Fully automatic and segmentation-robust classification of breast tumors based on local texture analysis of ultrasound images” Pattern Recognition, Volume 43, Issue 1, Pages 280–298.