

Capítulo 2

Ultrasonido 3D a mano libre

Como se mencionó anteriormente, existen diversas modalidades para la obtención de volúmenes de ultrasonido, cada una con sus ventajas y desventajas. En este capítulo se realiza una descripción detallada de la técnica de ultrasonido 3D a mano libre y de los diferentes procedimientos que la componen.

2.1 La técnica de ultrasonido 3D a mano libre

La técnica de ultrasonido 3D a mano libre se usa para generar volúmenes de ultrasonido a partir de imágenes de ultrasonido 2D obtenidas con una sonda de ultrasonido convencional. Los sistemas más comunes de ultrasonido 3D a mano libre consisten en un rastreador de posición y orientación con un sensor montado sobre la sonda de ultrasonido 2D y un equipo de cómputo para la adquisición y procesamiento de la información como se muestra en la figura 2.1.

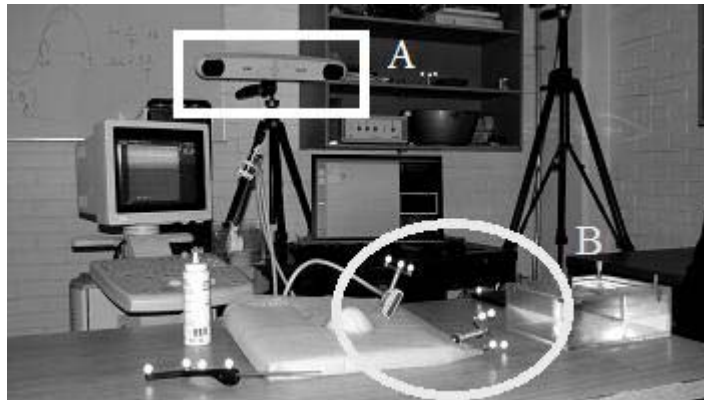


Figura 2.1. Sistema de ultrasonido 3D a mano libre, a) Rastreador óptico, b) sonda de ultrasonido 2D con sensor de orientación y posición.

Los pasos a seguir para la obtención de un volumen de ultrasonido con la técnica a mano libre se enlistan a continuación:

1. Calibración de la sonda.- La calibración de la sonda se refiere al proceso realizado para encontrar la matriz de transformación que relacione el sistema de coordenadas local del sensor de posición montado sobre esta y el sistema de coordenadas del plano de la imagen de ultrasonido [1].
2. Adquisición de imágenes y datos del sensor.- Se adquiere una serie de imágenes 2D de ultrasonido del volumen de interés, a su vez se obtiene la posición y orientación de cada imagen usando información obtenida

del rastreador y la transformación obtenida en el proceso de calibración [2].

3. Reconstrucción del volumen.- Se utilizan las imágenes 2D adquiridas anteriormente, con su respectiva posición y orientación, para realizar el llenado de un arreglo regular de voxeles combinando la información de los pixeles de las imágenes para actualizar el valor de cada voxel en el arreglo [3].
4. Visualización.- Existen diferente técnicas de visualización de arreglos de voxeles usando técnicas de graficación computacional proyectando un set de datos multidimensional en una imagen 2D, incluyendo *multiplanar slicing*, *surface fitting* y *volume rendering* [4].

La mayoría de los sistemas de ultrasonido 3D a mano libre siguen esta metodología para la generación de volúmenes de ultrasonido, sin embargo existen diversos métodos los cuales no hacen uso de rastreadores de posición y orientación, alineando las imágenes de ultrasonido mediante métodos de procesamiento digital de imágenes [5].

A continuación se detallan los métodos de calibración, reconstrucción y visualización más comunes utilizados en las técnicas de ultrasonido 3D a mano libre.

2.2 Calibración de la sonda de ultrasonido

Como se mencionó anteriormente, la mayoría de los sistemas de ultrasonido 3D a mano libre hacen uso de la posición y orientación 3D de la sonda de ultrasonido, obtenida mediante un sensor de posición y orientación montado sobre la sonda. Entre las técnicas más comunes para determinar la posición y orientación de la sonda en estos sistemas se encuentran [6]:

- Sensores acústicos.- Reciben señales emitidas por emisores ultrasónicos y determinan la localización vía *time-of-flight*.
- Brazos mecánicos articulados.- Determinan la posición basándose en las mediciones de los ángulos en las articulaciones y la cinemática del dispositivo.
- Sensores magnéticos.- Utilizan corrientes eléctricas inducidas en tres bobinas ortogonales para determinar la posición y orientación cuando el sensor se mueve dentro de un campo magnético.
- Sensores ópticos.- Rastrean la posición y orientación usando triangulación geométrica de marcadores mediante el uso de cámaras CCD.

Los rastreadores ópticos han sido utilizados satisfactoriamente en aplicaciones médicas y de realidad aumentada ya que proveen una posición confiable y

exacta para estas aplicaciones cuando existe una línea de vista entre los marcadores y las cámaras; por otro lado al no hacer uso de campos magnéticos para la determinación de los datos, esto significa que no existe ninguna alteración en las mediciones en presencia de estructuras metálicas las cuales son inevitables en ambientes quirúrgicos [6].

Para realizar un volumen de ultrasonido es necesario conocer la posición y orientación de las imágenes 2D, sin embargo los rastreadores no proveen esta información, en cambio proveen la posición y orientación del sensor montado sobre la sonda. Para poder obtener esta información es necesario realizar un proceso de calibración, el cual permite encontrar una matriz de transformación rígida que relacione el sistema local de coordenadas de la imagen I con respecto al sistema del sensor S , como se muestra en la figura 2.2. Aunque este proceso se podría evitar si se tuviera la información de la construcción de la sonda, con las dimensiones y posición del arreglo de sensores dentro de esta, la información comúnmente no está disponible y el proceso de calibración es requerido sin importar el tipo de sensor utilizado y es preferible realizarlo cada vez que se monta el sensor sobre la sonda [7]. La ecuación 2.1 muestra la matriz homogénea de transformación que se encuentra por medio del proceso de calibración.

$${}^S T_I(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos\alpha \cos\beta & \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma - \sin\alpha \cos\gamma & \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma + \sin\alpha \sin\gamma & x \\ \sin\alpha \cos\beta & \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma + \cos\alpha \cos\gamma & \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma + \cos\alpha \sin\gamma & y \\ -\sin\beta & \cos\beta \sin\gamma & \cos\beta \cos\gamma & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2.1$$

donde x , y y z son los datos de translación entre los sistemas locales I y S . Con esta transformación la rotación entre dos sistemas se realiza primero alrededor del eje x con un ángulo γ , después alrededor del eje y con un ángulo β y finalmente en el eje z con un ángulo α , este orden de rotación es significativo [7].

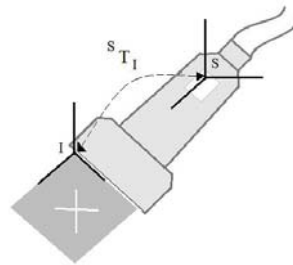


Figura 2.2. Sonda de ultrasonido con sensor de rastreo. Se muestran además los sistemas de coordenadas de la imagen (I) y el sistema de coordenadas del sensor (S), así como la transformación ${}^S T_I$ que relaciona ambos sistemas.

Existen diferentes métodos para la obtención de la matriz homogénea de transformación ${}^S T_I$; Hsu *et al.* y Prager *et al.* realizaron una comparación de diversos métodos de calibración [2], [7]. En estos trabajos se estudian siete diferentes métodos de calibración basados en montajes experimentales de diferentes fantasmas, con dimensiones y propiedades físicas conocidas; en cada uno de estos métodos se hace un análisis de imágenes de ultrasonido para obtener un sistema de ecuaciones no lineales que se deberá resolver para obtener una estimación de los parámetros de calibración α , β , γ , x , y y z , así como dos factores de escalamiento de las imágenes e_x y e_y . Las principales diferencias entre estos métodos son los fantasmas utilizados y el número de imágenes de ultrasonido requeridas para realizar la calibración. Se ha demostrado en estos trabajos que los métodos de calibración de un solo punto son los más óptimos debido a su fácil construcción y pequeño error de reconstrucción; dentro de estos métodos destaca el método de hilos cruzados por la fácil construcción del fantasma utilizado en este método [2].

El método de hilos cruzados consiste en sumergir en agua dos hilos intersectándose en un punto y obtener una serie de imágenes de ultrasonido del punto de cruce en diferentes posiciones y direcciones, con sus respectivos datos de posición y orientación obtenidos mediante un rastreador. El punto de cruce provee un punto en el espacio con coordenadas desconocidas pero fijas en relación al sistema de coordenadas local del rastreador [8]. Posteriormente las imágenes obtenidas se analizan para obtener la posición del cruce de los hilos (u , v) con respecto al sistema de coordenadas local de la imagen (I), esta posición debe satisfacer la ecuación 2.2

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = {}^H T_R {}^R T_S {}^S T_I \begin{bmatrix} e_x u \\ e_y v \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.2$$

donde, ${}^S T_I$ es la matriz de transformación homogénea (ecuación 2.1) que relaciona el sistema de coordenadas local de la imagen I con el sistema de coordenadas del sensor montado sobre la sonda S ; ${}^R T_S$ es la matriz de transformación homogénea que relaciona el sistema de coordenadas del sensor S con el sistema de coordenadas del rastreador R ; ${}^H T_R$ relaciona el sistema de coordenadas del rastreador al sistema de coordenadas del fantasma de hilos cruzados H , cuyo origen se encuentra en el punto de intersección de los hilos; e_x y e_y son factores de escala que traducen pixeles a las unidades correspondientes al sistema de coordenadas del rastreador. La figura 2.3 ejemplifica el método de calibración de hilos cruzados junto con los sistemas de coordenadas involucrados en el proceso.

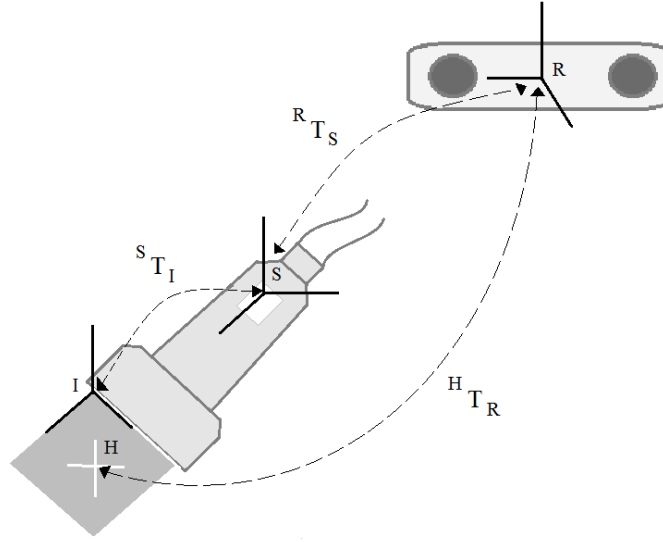


Figura 2.3. Método de calibración de hilos cruzados y los sistemas de coordenadas involucrados.

Como se mencionó anteriormente este método consiste en obtener una serie de imágenes de ultrasonido del cruce de hilos para construir un sistema de ecuaciones no lineal. Las tres primeras filas en la ecuación 3 dan tres ecuaciones que involucran los parámetros de calibración a estimar; si se obtienen m número de imágenes de ultrasonido del punto de cruce y se localiza el punto de cruce en cada una de estas, mediante la ecuación 3 se puede generar un sistema homogéneo de ecuaciones no lineales de tamaño $3m$. Si se obtiene un sistema de ecuaciones sobredeterminado (de tal manera que $3m$ sea mayor al número de incógnitas en el sistema), este se puede resolver haciendo uso de algún método iterativo [7]. El algoritmo de Levenberg-Mardquart (LM) es un método iterativo popular y robusto que sirve para la solución de sistemas homogéneos de ecuaciones no lineales [9]. El algoritmo LM es una técnica que localiza el mínimo de una función multivariable que se expresa como la suma de cuadrados de funciones reales no lineales; este algoritmo se ha convertido en una técnica estándar en problemas de mínimos cuadrados no lineales, adoptada en múltiples disciplinas [10].

En el proceso de calibración solo nos interesa encontrar los valores de las escalas e_x y e_y y de $^S T_I$, pero para esto también se debe de encontrar la solución para $^H T_R$, aunque estos valores serán descartados posteriormente [7]. Debido a esto y a que la orientación del sistema de coordenadas H puede ser cualquiera, y aun así satisfacer la ecuación 3, los 11 parámetros que se deben de encontrar mediante el algoritmo de LM son dos factores de escala, tres ángulos de rotación y tres factores de traslación que forman la matriz $^S T_I$, y tres factores de traslación que forman la matriz $^H T_R$; esto implica que para obtener un

sistema de ecuaciones no lineales sobredeterminado el número de imágenes m que se deben de obtener debe de ser igual o mayor a 4.

La principal desventaja del método de hilos cruzados, y de los métodos de calibración de un punto, es que la exactitud del método depende principalmente de que tan bien se localiza el centro del punto y que tanto permanece fijo el punto con respecto al rastreador durante el procedimiento. Por otro lado, debido a la calidad de las imágenes de ultrasonido, es común que la localización del punto sea realizada manualmente en cada imagen, haciendo del proceso de calibración tardado [11]; sin embargo, aun así este método de calibración es conveniente para su uso en ultrasonido 3D a mano libre, por su fácil implementación y construcción del fantasma, aunado al bajo error de reconstrucción que tienen los métodos de un solo punto [2].

2.3 Adquisición digital de imágenes de ultrasonido

Una vez obtenida la calibración de la sonda de ultrasonido, es posible la adquisición de imágenes de ultrasonido con su respectiva posición y orientación para realizar una reconstrucción del volumen.

La adquisición digital de imágenes de ultrasonido se puede realizar principalmente de dos maneras, mediante una adquisición de planos individuales restringida por alguna variable como el tiempo, distancia o ángulo o mediante una grabación continua del ultrasonido para posteriormente elegir las imágenes apropiadas mediante post-procesamiento. En la mayoría de los sistemas de ultrasonido 3D a mano libre las imágenes son transferidas entre el ultrasonido y una computadora en forma de video análogo, debido a que la mayoría de las máquinas de ultrasonido tienen una salida de video análogo y los digitalizadores de video para computadora son baratos y comunes [12]. Una consideración importante al momento de digitalizar las imágenes de ultrasonido es el procurar que la intensidad de los valores en las imágenes 2D no se modifique, para permitir la reconstrucción y el análisis de los niveles de gris de los datos adquiridos de una manera confiable [8].

Para garantizar una calidad de imagen continua en la adquisición de imágenes de ultrasonido se requiere seguir un protocolo de adquisición [13]. En la mayoría de los sistemas de ultrasonido 3D las imágenes se adquieren barriendo una sonda 2D convencional sobre el área de interés, acomodando las imágenes obtenidas para formar un volumen 3D. Existen diferentes maneras de realizar el barrido y estas dependerán principalmente de la forma de la sonda. Existen tres protocolos de adquisición de imágenes de ultrasonido cuando se realiza un escaneo sobre la piel, rotacional, ventilador y lineal. Cada una de estas presenta ciertas ventajas; por ejemplo, el escaneo en forma de ventilador es

ideal para ventanas acústicas pequeñas como el espacio entre las costillas; sin embargo estas generalmente requieren de aditamentos mecánicos especiales para realizar el escaneo con mayor exactitud en el movimiento. El protocolo a mano libre, en donde la sonda es movida manualmente de un modo arbitrario, es la manera más sencilla y flexible, permitiendo la adquisición de volúmenes sin la necesidad de aditamentos especiales [14]. La figura 2.4 ejemplifica un barrido a mano libre, donde la posición de las imágenes es arbitraria y depende del movimiento de la mano del especialista y en la figura 2.5 se muestran dos barridos a mano libre reales. Con el fin de obtener la mejor calidad en la adquisición de imágenes y la reconstrucción, el barrido debe de ser lento y suave, y la distancia entre las imágenes debe ser pareja [13].

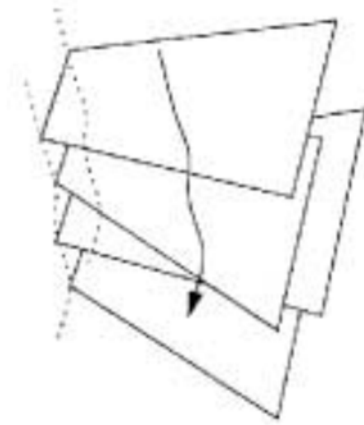


Figura 2.4. Adquisición de imágenes de ultrasonido a mano libre.

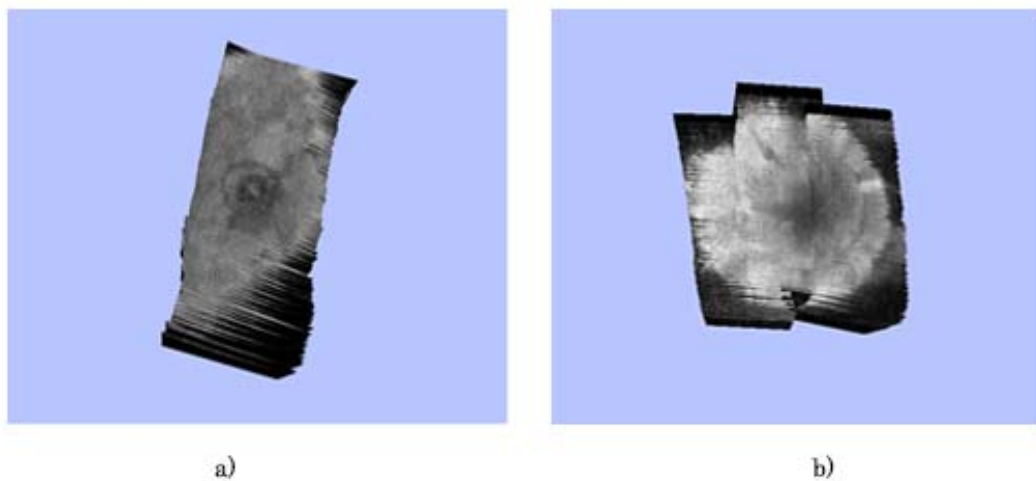


Figura 2.5. Barridos a mano libre; a) barrido en una sola dirección y b) barrido en tres direcciones.

2.4 Reconstrucción de volúmenes de ultrasonido

Para realizar la reconstrucción de un volumen de ultrasonido con técnica la a mano libre a partir de imágenes 2D digitales es necesario conocer las transformaciones correspondientes para mapear los píxeles de cada imagen a un espacio 3D, haciendo uso de la matriz de transformación obtenida en el proceso de calibración de la sonda y los datos de posición y orientación del sensor de rastreo montado sobre la sonda [15].

El proceso de reconstrucción es un problema que tiene como retos principales mejorar el tiempo y la calidad de la reconstrucción [16]; debido a esto, antes de realizar el proceso de reconstrucción es necesario determinar ciertas características del volumen como lo son el tamaño, la posición y orientación del volumen, así como el tamaño de los voxels que lo conforman. Estas características pueden variar dependiendo de la aplicación tomando en cuenta las siguientes consideraciones:

- Entre mayor sea el tamaño del volumen mayor será la información que se debe de procesar. Esto se ve reflejado en un aumento en el tiempo de reconstrucción. Si el tamaño del volumen es mucho mayor que la anatomía a evaluar una parte del volumen consistirá en información sin relevancia para el médico; por otro lado, si el volumen es menor que el tamaño de la anatomía a evaluar existirá pérdida de información relevante para el médico, Es por esto que el volumen debe de incluir la mayor densidad de información relevante posible [17].
- La correcta posición y orientación del volumen se verán reflejadas en el tiempo de procesamiento, ya que la incorrecta alineación y elección del área de interés implicara el procesamiento de información irrelevante como se puede observar en la figura 2.6 [17].
- El tamaño del voxel afectara directamente la resolución del volumen de ultrasonido. Entre mayor sea el tamaño del voxel menor será la resolución, haciendo difícil la reconstrucción y visualización de objetos pequeños. Por otro lado esta característica también afecta el tiempo de procesamiento, ya que entre mayor sea el voxel el volumen consistirá de menos voxels y se tendrá que realizar menos procesamiento de información [12].

Para minimizar los requerimientos de interpolación y los artefactos en la reconstrucción y permitir que la reconstrucción del volumen se realice en una orientación natural, una opción es elegir que un plano del volumen a reconstruir sea paralelo a la orientación promedio de las imágenes 2D adquiridas. Otra opción es reducir el tamaño del volumen para un número fijo de voxels para minimizar los requerimientos de memoria [18]. Aunque la

adquisición de imágenes en el ultrasonido 3D a mano libre se realiza en un espacio no uniforme, la mayoría de las aplicaciones del ultrasonido 3D (visualización, análisis registro y segmentación) se realizan en espacios regulares; por esta razón la interpolación en el volumen de ultrasonido se debe de realizar en un espacio regular [18]. El método más sencillo para la elección del tamaño del volumen y su orientación es haciendo uso de las menores y mayores posiciones de las imágenes 2D localizadas en el espacio de coordenadas del espacio tridimensional, con estos datos se genera un paralelepípedo que encierre a todas las imágenes, como se muestra en la figura 2.7. Una vez obtenido el tamaño del volumen se define el tamaño del voxel con respecto al tamaño del pixel de las imágenes haciendo uso de un factor de escala (ecuación 2.3), a esta relación se le llama resolución (res) y esta dependerá principalmente de la aplicación.

$$res = S * \begin{bmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{bmatrix} \quad 2.3$$

donde, S es el factor de escala, e_x y e_y son los factores de escala encontrados en el proceso de calibración (tamaño del pixel de las imágenes 2D en las unidades del sistema de coordenadas tridimensional) y e_z es el tamaño del voxel en la coordenada z , el valor de e_z , junto con S quedan a elección del usuario dependiendo de la aplicación y el tamaño de los objetos que se desea reconstruir.

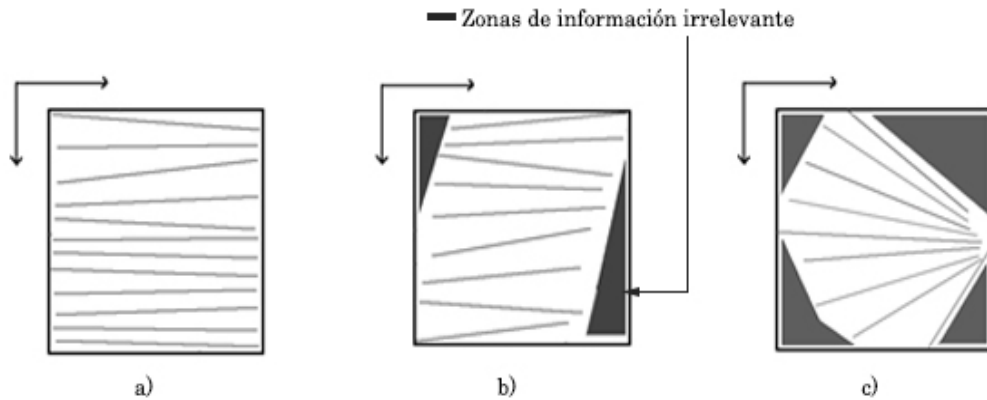


Figura 2.6. Zonas de información irrelevante debido a la elección de posición y orientación del volumen de ultrasonido a) elección sin zonas de información irrelevante y b), c) zonas de información irrelevante debido a la posición y orientación del volumen.

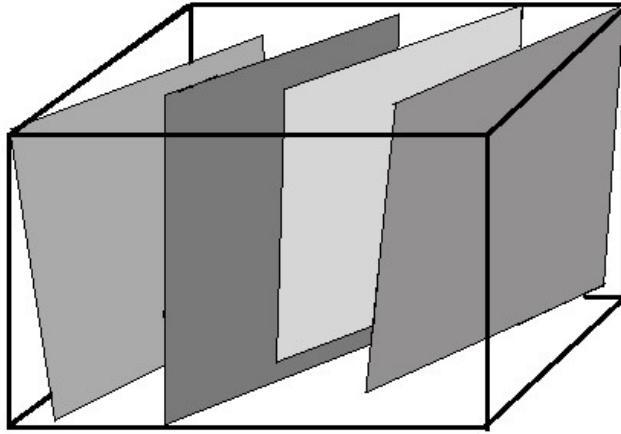


Figura 2.7. Paralelepípedo que forma el volumen de reconstrucción.

Una vez obtenidas las características del volumen se procede al llenado de los voxeles con la información de las imágenes de ultrasonido 2D. Este procedimiento consiste en la interpolación de los valores de gris de los píxeles de las imágenes 2D para obtener el valor de gris que corresponde a cada voxel dentro del volumen. Solberg *et al.* realizaron un estudio detallado de diversos métodos de reconstrucción separándolos en tres grupos principales [19]:

- Métodos Basados en Píxeles (MBP).- estos métodos consisten en dos etapas. En la primera se visita cada píxel de la cada imagen 2D y se le asigna un valor de gris al voxel más próximo a este; posteriormente se realiza el llenado de los voxeles que quedaron vacíos en la primera etapa; esto se realiza con una interpolación de los valores de los voxeles que obtuvieron un valor de gris durante la primera etapa.
- Métodos Basados en Voxeles (MBV).- Estos métodos consisten en una sola etapa en la que se visita cada voxel del volumen para asignarle un valor de gris con respecto a los planos de imagen más cercanos a este.
- Métodos Basados en Funciones (MBF).- Al igual que los MBV, estos métodos consisten de una sola etapa. Estos métodos utilizan una función (generalmente polinómica) y determinan sus coeficientes para crear una función que pase por el valor de los píxeles de entrada.

Los métodos más usados son los MBP y los MBV, aunque ambas clases de métodos tienen ciertas ventajas y desventajas. A continuación se describen dos métodos de reconstrucción de volúmenes a partir de imágenes de ultrasonido rastreadas, el algoritmo del Píxel más cercano (MBP) y el método de interpolación bilineal (MBV).

2.4.1 Método basado en pixeles

Como se mencionó anteriormente la reconstrucción basada en pixeles se divide en dos etapas; la primera recorre cada uno de los pixeles del conjunto de imágenes y asigna el nivel de gris al voxel más cercano a este. Cuando se da el caso en que varios pixeles corresponden a un mismo voxel, usualmente estos se promedian, aunque existen varios métodos propuestos en diferentes trabajos para resolver el problema: dejar el pixel más reciente, dejar el máximo o mínimo [20]. A esta etapa se le conoce como llenado de espacios o *bin filling*. Una vez que se cumple la primera etapa, hará falta llenar los voxels vacíos que quedaron entre las imágenes, en esta segunda etapa se realiza una interpolación del valor de los voxels que no quedaron vacíos, llenado de huecos o *hole filling*. Si la captura de imágenes se hace lo suficientemente cerca una de otra, es probable que el llenado de voxels sea innecesario. Por otro lado hay que tomar en cuenta que si quedaron regiones vacías de proporciones grandes con respecto al tamaño del volumen, estas deben de ser consideradas de forma especial, o bien se deben de redefinir las propiedades del volumen, ya que al momento de llenar estas regiones grandes se pueden añadir artefactos que hagan al médico realizar un mal diagnóstico.

Diferentes métodos se han propuesto para el llenado de voxels vacíos mediante la interpolación del valor de los pixeles que no quedaron vacíos: interpolación de n vecinos más cercanos, interpolación en un solo eje, interpolación de voxels contenidos en ventanas de diferentes tamaños centradas en el voxel vacío, o bien interpolación de voxels contenidos en ventanas ponderados por gaussianas. Se debe de tomar en cuenta que la etapa de llenado de voxels vacíos se ejecuta de manera exponencial, de tal manera que realizar la interpolación de una gran cantidad de voxels vacíos resultara en una reconstrucción lenta. El método más sencillo de implementar y que tiene buenos resultados, es la interpolación de vecinos más cercanos dentro de una ventana cúbica. En la figura 2.8 se describe gráficamente el método de interpolación del vecino más cercano en una ventana cúbica y a continuación se muestra el algoritmo del mismo [19]:

Bin Filling

Para cada imagen I_k , donde $k = 1, 2, \dots, n$ y n es el numero de imágenes rastreadas.

- Para cada pixel p en I_k
 - Encontrar la posición del voxel v en el volumen V al que pertenece p
 - Si v no tiene valor asignado
$$v = p; \quad c = 1$$
 - Si v tiene valor asignado

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

Hole Filling

Para cada voxel v en el volumen V

- Si v no tiene un valor asignado, inicializa un contador c

$$v = 0$$

$$c = 0$$
 - Para cada v' en una vecindad $n \times n \times n$ o mayor alrededor de v

$$\text{si } v' \neq 0 \Rightarrow c = c + 1; v = (v + v')/c$$
 - Si todos los voxels v' dentro de la ventana están vacíos se incrementa n y se repite el procedimiento para el voxel v .

2.4.2 Método basado en voxels

Los MBV tienen la ventaja de no tener que obtener la posición de todos los píxeles en cada imagen y que son algoritmos altamente paralelizables; esto implica que el tiempo computacional se pueda reducir significativamente [18]. El MBV más sencillo y admisible computacionalmente es asignar el valor de gris del píxel más cercano al voxel correspondiente; sin embargo, en casos donde los planos del volumen no son paralelos a los planos de imagen, como lo es en el caso del ultrasonido a mano libre, la contribución de diferentes imágenes en un solo voxel puede resultar en artefactos no deseados como saltos, especialmente si la calibración tiene baja exactitud [19]. Para reducir estos artefactos un cierto número de píxeles vecinos son promediados para estimar el valor del voxel, realizando un *compounding* espacial [21]. Trobaugh *et al.* proponen un MBV, el cual consiste en calcular el punto de intersección entre la normal del plano de la imagen más cercana al voxel que pase por el centro de este; el valor de gris del voxel se calcula como el promedio ponderado por distancia del valor obtenido de la interpolación bilineal de los planos más cercanos [22]. El método se describe gráficamente en la figura 2.9. El algoritmo de reconstrucción se muestra a continuación:

Para cada voxel v en el volumen V :

- Encontrar la distancia normal de v a todos los planos de las imágenes, obteniendo un vector de distancias D .
- Obtener en D las dos menores distancias (d_1 y d_2), así como el plano al que corresponden las dos menores distancias (I_1 e I_2).
- Definir la distancia máxima para la búsqueda de píxeles vecinos d_{max}
- Para cada plano I_n , donde $n = 1, 2$
 - Se calcula el punto de cruce entre la normal que pasa por v e I_n
 - Se realiza 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

$$\text{si } d_n < d_{max} \Rightarrow w_n = 1 - d_n/d_{max}$$

$$\text{si } d_n \geq d_{max} \Rightarrow w_n = 0$$

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

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

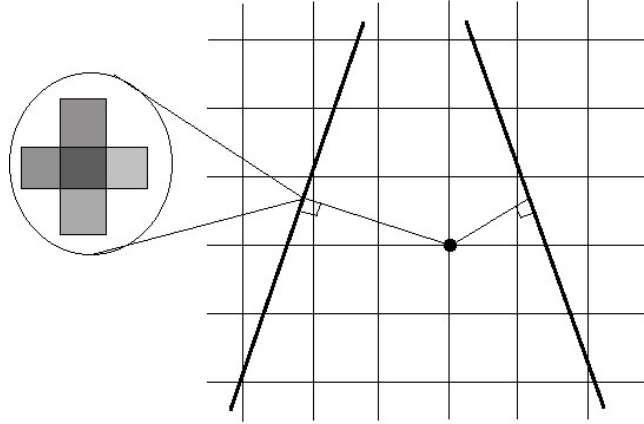


Figura 2.9. Método de Trobaugh *et al.* para la reconstrucción de volúmenes

La interpolación ponderada por distancia evita de cierta manera que objetos lejanos al voxel generen artefactos no deseados en la reconstrucción; d_{max} define la máxima distancia en la cual se deben de buscar los píxeles vecinos. Si d_{max} es muy grande esta puede llevar a un llenado no natural y exagerado de algunos huecos grandes entre las imágenes 2D adquiridas; por otro lado, si d_{max} es muy pequeña existirán huecos vacíos no deseados en el volumen. Por estas razones, este parámetro debe de ajustarse de acuerdo al protocolo de escaneo. Sin embargo elegir un valor óptimo para d_{max} no es un tarea sencilla; algunos autores proponen el uso de un kernel gaussiano con una desviación estándar del tamaño del *point-spread function* (psf) del equipo de ultrasonido [23], pero la estimación del psf no es fácil y este varía entre diferentes equipos de ultrasonido. Otros autores definen una distancia fija y manual que dependerá del tamaño mínimo de los objetos que se desean reconstruir, esta aproximación aunque sencilla puede no ser óptima; en el caso en que la distancia máxima sea muy pequeña y en la reconstrucción se encuentren huecos vacíos no deseados, se puede recurrir a una segunda etapa de llenado como en el caso de los MBP [24].

Al momento de elegir un método de reconstrucción para el uso clínico, es importante tomar en cuenta ciertos aspectos prácticos, es importante aclarar que diferentes métodos llevarán a diferentes resultados en tiempo de ejecución,

calidad de la reconstrucción y visualización de objetos. También es importante mencionar que para que estos puedan ser usados en la clínica deben de integrarse a los equipos clínicos o hacerlos de fácil acceso; por otro lado, diferentes aplicaciones requerirán diferentes soluciones, por esta razón se debe de considerar la idea de que los sistemas de ultrasonido 3D en un futuro deberán incluir diversos algoritmos de reconstrucción [19].

2.5 Visualización de volúmenes de ultrasonido

El despliegue de imágenes tridimensionales, disponible por algún tiempo para la tomografía computarizada y la resonancia magnética, no ha alcanzado un uso clínico extenso debido a dos razones: el tiempo que se requiere para obtener imágenes de alta resolución y el lento post-procesamiento de las imágenes que generalmente requiere que el operador se involucre considerablemente. El ultrasonido 3D ofrece una visualización interactiva de la anatomía interna mientras que provee flexibilidad en la visualización de diferentes orientaciones en tiempo real. La visualización científica hace uso de técnicas de graficación computacional para ayudar a los médicos a entender las imágenes y extraer información importante de fenómenos complejos usando sistemas de imagen interactivos. Para que estas imágenes sean útiles para el ámbito médico, las técnicas de visualización deben de proveer una representación de datos entendible, rápida de manipular y de rápida visualización [4].

Aunque existen muchas técnicas de visualización de imágenes 3D las principales técnicas utilizadas para el ultrasonido 3D son las siguientes [25]:

- Visualización por cortes: Esta técnica consiste en desplegar superficies planas 2D en un espacio bidimensional o tridimensional para visualizar cualquier plano que el médico desee. En algunos casos estos planos se visualizan interactivamente en un espacio tridimensional para que el médico tenga una mejor comprensión de la anatomía en 3D, dando la posibilidad de visualizar planos arbitrarios perpendiculares al eje de adquisición y otras orientaciones que no son posibles de visualizar durante la adquisición de las imágenes [25]. Esta técnica es la más sencilla, computacionalmente hablando; los requerimientos de memoria son mínimos. Este método se asemeja a los protocolos de escaneo clínicos y no requiere procesamiento o filtrado de los datos de ultrasonido [4].
- Ajustes de superficie: Algunas veces llamada extracción de características o isosuperficies. Ajusta primitivas de superficies planas como polígonos a valores constantes de las superficies de contorno en datos volumétricos; existen diversas técnicas de ajustes de superficies

como tetraedrización de Delanuay, *marching cubes*, *marching tetrahedra*, *dividing cubes* y otros. Estos métodos generalmente son más rápidos que las técnicas de renderizado ya que solo recorren los datos volumétricos una vez para extraer las superficies. Estas técnicas sufren de algunos problemas como el despliegue de falsos positivos y negativos de pedazos de superficie y el manejo incorrecto de características pequeñas en los datos. Este método provee una rápida evaluación de las superficies del objeto, pero es sensible al ruido, limitando un poco su uso en el ultrasonido [4].

- **Renderizado del Volumen:** Esta técnica consiste en proyectar toda la imagen 3D en un plano 2D para su visualización mapeando voxeles directamente al espacio de la pantalla sin usar primitivas geométricas como intermediarios. Se usan técnicas de *ray casting* para la proyección, las cuales consisten en proyectar un arreglo 2D de rayos a través de la imagen y obtener una proyección de los voxeles que se intersectan con estos. Las técnicas más utilizadas son la proyección de la mayor intensidad, mejoramiento de la superficie y representación traslúcida a través de umbrales y opacidades [25]. La principal desventaja de estas técnicas es que se debe de recorrer todo el conjunto tridimensional de datos cada que la imagen se renderiza. Generalmente se realiza un muestreo de baja resolución o arbitrario de los datos para crear imágenes de baja calidad rápidamente para su visualización. Estas técnicas son relativamente tolerantes al ruido, pero una selección cuidadosa de la opacidad y transparencia es necesaria para una correcta interpretación y visualización de las características internas en la imagen [4].

El principal problema en la visualización del ultrasonido es que diferentes tejidos tienen intensidades similares en esta modalidad de imagen, en las cuales solo se logran observar las interfaces entre los tejidos. Una característica importante de los sistemas de visualización es la capacidad interactiva de la estación de visión. La habilidad para revisar los datos interactivamente es crítica, incluyendo la flexibilidad para rotar, escalar y observar los objetos desde diferentes perspectivas para optimizar la visualización de la anatomía de interés [4].

La selección de la adecuada técnica de visualización para cada aplicación puede traer beneficios para el ámbito médico. Entre muchas ventajas potenciales que tiene la visualización de ultrasonido 3D, comparado con el ultrasonido 2D, se incluyen la visualización de estructuras anatómicas normales y anormales, y la evaluación de estructuras complejas en las cuales es difícil desarrollar un entendimiento tridimensional. Reducir el tiempo de

escaneo, aumentando el número de pacientes e incrementando la eficiencia operacional [26]. En la figura 2.10 se muestran ejemplos de las diferentes técnicas de visualización de ultrasonido 3D.

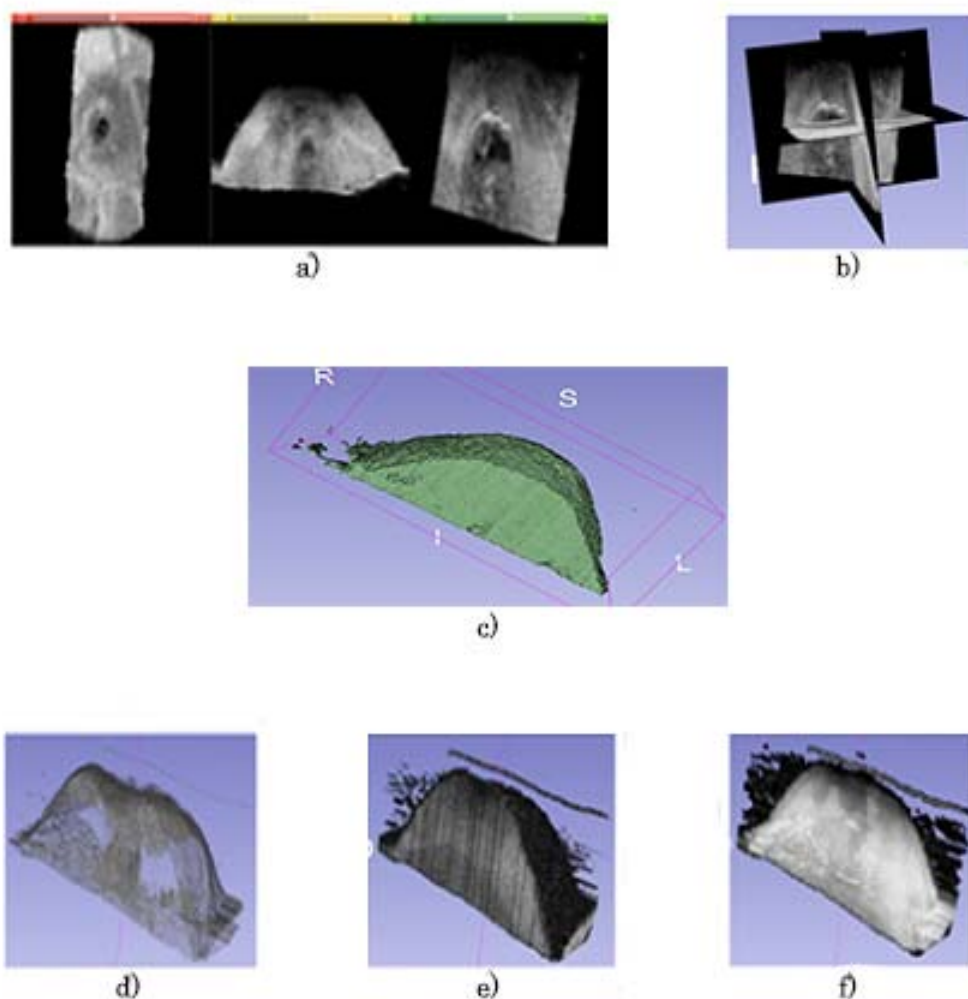


Figura 2.10. Ejemplos de visualización de imágenes de ultrasonido; a) vista en cortes en 2D, b) vista en cortes en 3D, c) ajuste de superficies, d) renderizado traslucido, e) renderizado con mayor intensidad y f) renderizado con mejoramiento de superficies.

2.6 Aplicaciones

Existen diversas aplicaciones que se pueden ver beneficiadas con el uso de ultrasonido 3D. Algunas aplicaciones relacionadas con los tumores de mama son: el estudio morfológico de los tumores a partir de imágenes tridimensionales, la planeación y guía de biopsias, y la palpación instrumentada.

2.6.1 Biopsias de tumores de mama con aguja

Aunque existen diversas técnicas para dar un diagnóstico de cáncer de mama a partir de imágenes como la mamografía o la sonografía, la única manera de obtener un diagnóstico confiable es la examinación patológica de una biopsia bajo microscopio [27]. Sin embargo, al ser un procedimiento invasivo, este puede estar asociado con resultados adversos como el sangrado excesivo, dolor y hematomas. Por otro lado al ser un método que depende de las habilidades del médico, es posible que se obtengan resultados falsos negativos cuando el médico no es capaz de tomar una muestra del tejido tumoral con seguridad [28].

La biopsia estereotáctica y la biopsia guiada por ultrasonido 2D son modalidades que pueden incrementar la exactitud de la extracción del tejido tumoral; sin embargo, como se mencionó en el capítulo anterior estas presentan ciertas desventajas. Se han realizado diversos trabajos para aumentar la exactitud de estos procedimientos y disminuir la invasión causada durante la inserción de la aguja. Estos trabajos se basan principalmente en el uso de imágenes 3D para la planeación de los procedimientos. Azar *et al.* proponen el uso de un modelo deformable obtenido a partir de un volumen de ultrasonido de la mama para estimar la posición del tumor después de ser comprimida por las placas estereotáticas, de esta manera se elimina la invasión por la radiación generada por la mamografía; sin embargo, no existe manera de corroborar que la punta de la aguja se colocó correctamente dentro de la lesión [29]. En el mismo sentido, Fenster *et al.* proponen un sistema el cual explota las ventajas del ultrasonido 3D y la biopsia estereotáctica; en este sistema se obtiene un volumen de ultrasonido con una sonda mecánica después de la compresión de la mama para obtener la localización del tumor, una vez insertada la aguja, se obtiene otro volumen de ultrasonido para corroborar que la aguja se encuentra dentro de la lesión [30]. Otros trabajos se han enfocado en el uso del ultrasonido 3D a mano libre y la realidad virtual para la planeación y guía de biopsias de tumores de mama; estos trabajos consisten en la obtención de un ultrasonido 3D a mano libre para la planeación de la toma de biopsia y mediante el rastreo de las herramientas y el despliegue virtual del ambiente quirúrgico durante la realización del procedimiento pretenden guiar al médico al punto seleccionado durante la planeación [27], [31].

2.6.2 Palpación instrumentada (elastografía)

El estudio morfológico de los tumores está relacionado con la malignidad del tumor [32]. Sin embargo, usar únicamente esta información para el diagnóstico de cáncer no es suficiente para obtener resultados confiables. Se han desarrollado diversas tecnologías y métodos para mejorar el diagnóstico de los

tumores de mama mediante el estudio de las propiedades biomecánicas de los tumores [33]. Como se mencionó anteriormente la elastografía es un procedimiento médico el cual tiene como objetivo obtener una estimación de la dureza del tejido. Las principales técnicas de elastografía consisten en una comparación de imágenes 2D antes, durante y al finalizar una compresión manual. Sin embargo existen complicaciones al estimar la dureza del tejido, relacionadas con las limitaciones mencionadas en el capítulo anterior. La principal fuente de ruido en las imágenes elastográficas proviene de la decorrelación que existe entre las imágenes pre y post compresión debido al ángulo de incidencia entre estas.

Se han realizado diversos trabajos para mejorar estas técnicas y obtener una mayor correlación entre las imágenes. Kadour *et al.* proponen un sistema para asistir al médico durante la toma de imágenes el cual consiste en un dispositivo mecánico que da al médico mayor control sobre la sonda y la compresión [34]. Otra aproximación para eliminar el ruido causado por la decorrelación de las imágenes es el uso de ultrasonido 3D; Deprez *et al.* hacen uso de un volumen de ultrasonido obtenido con una sonda mecánica con la cual se tiene control mecánico de la presión ejercida [35], mientras que Lindo *et al.* hacen uso de un sistema de ultrasonido 3D a mano libre y post procesamiento digital de imágenes para generar imágenes elastográficas [36]. Por otro lado, Yen *et al.* proponen un sistema que consiste en un dispositivo mecánico con sensores de fuerza montado sobre una sonda de ultrasonido; con este sistema se puede realizar una palpación transversal del tejido y predecir la dureza de la lesión en comparación al tejido adyacente, calculando las fuerzas ejercidas sobre los sensores [37].

Para hacer uso de herramientas de diagnóstico basadas en las propiedades biomecánicas de los tumores es necesario entender la información obtenida y como es que esta se relaciona con ciertas características de los tumores. Yoon *et al.* realizan un estudio del efecto de diferentes características de los tumores, como tamaño y profundidad, en la discordancia de imágenes de elastografía, información que puede ser obtenida a partir de un volumen de ultrasonido y su procesamiento [38].

Referencias

- [1] Z. Yaniv, P. Foroughi, H.-J. Kang, and E. Boctor, "Ultrasound calibration framework for the image-guided surgery toolkit (IGSTK)," p. 79641N–79641N–11, 2011.
- [2] P.-W. Hsu, R. Prager, A. Gee, and G. Treece, "Freehand 3D Ultrasound Calibration: A Review," in *Advanced Imaging in Biology and Medicine*, C. Sensen and B. Hallgrímsson, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 47–84.
- [3] T. Qiu, T. Wen, W. Qin, J. Gu, and L. Wang, "Freehand 3D ultrasound reconstruction for image-guided surgery," in *International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics 2011*, 2011,

- pp. 147–150.
- [4] T. R. Nelson and T. T. Elvins, “Visualization of 3D ultrasound data,” *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 13, no. 6, pp. 50–57, Nov. 1993.
 - [5] J. F. Krücker, P. L. Carson, G. L. LeCarpentier, J. B. Fowlkes, and C. R. Meyer, “Rapid image registration for 3D ultrasound compounding,” in *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2000, vol. 2, pp. 1585–1588.
 - [6] Z. Szabo and A. Filipik, “Optical Tracking Systems for 3D Free-hand Ultrasound,” in *Czech Science Foundation (CSF)*, 2005, pp. 501–502.
 - [7] R. W. Prager, R. N. Rohling, A. H. Gee, and L. Berman, “Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, no. 6, pp. 855–869, 1998.
 - [8] C. D. Barry, C. P. Allott, N. W. John, P. M. Mellor, P. A. Arundel, D. S. Thomson, and J. C. Waterton, “Three-dimensional freehand ultrasound: Image reconstruction and volume analysis,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 23, no. 8, pp. 1209–1224, Jan. 1997.
 - [9] J. Moré, “The Levenberg-Marquardt algorithm: Implementation and theory,” in *Numerical Analysis*, vol. 630, G. A. Watson, Ed. Springer Berlin Heidelberg, 1978, pp. 105–116.
 - [10] M. I. A. Lourakis, “A Brief Description of the Levenberg-Marquardt Algorithm Implemented by levmar,” Jan. 2005.
 - [11] W. K. Moon, C.-M. Lo, R.-T. Chen, Y.-W. Shen, J. M. Chang, C.-S. Huang, J.-H. Chen, W.-W. Hsu, and R.-F. Chang, “Tumor detection in automated breast ultrasound images using quantitative tissue clustering,” *Med. Phys.*, vol. 41, no. 4, p. -, 2014.
 - [12] G. M. Treece, A. H. Gee, R. W. Prager, C. J. C. Cash, and L. H. Berman, “High-definition freehand 3-D ultrasound,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, no. 4, pp. 529–546, 2003.
 - [13] S. Winter, I. Pechlivanis, C. Dekomien, C. Igel, and K. Schmieder, “Toward registration of 3D ultrasound and CT images of the spine in clinical praxis: design and evaluation of a data acquisition protocol,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 35, no. 11, pp. 1773–82, Nov. 2009.
 - [14] A. Gee, R. Prager, G. Treece, and L. Berman, “Engineering a freehand 3D ultrasound system,” *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 24, no. 4–5, pp. 757–777, Feb. 2003.
 - [15] S. Berg, H. Torp, D. Martens, E. Steen, S. Samstad, I. Høivik, and B. Olstad, “Dynamic three-dimensional freehand echocardiography using raw digital ultrasound data,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 25, no. 5, pp. 745–753, 1999.
 - [16] P. Coupé, P. Hellier, N. Azzabou, and C. Barillot, “3D freehand ultrasound reconstruction based on probe trajectory,” *Med. Image Comput. Comput. Assist. Interv.*, vol. 8, no. Pt 1, pp. 597–604, Jan. 2005.
 - [17] 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.
 - [18] U. Scheipers, S. Koptenko, R. Remlinger, T. Falco, and M. Lachaine, “3-D ultrasound volume reconstruction using the direct frame interpolation method,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 57, no. 11, pp. 2460–70, Nov. 2010.
 - [19] O. V. Solberg, F. Lindseth, H. Torp, R. E. Blake, and T. A. N. Hernes, “Freehand 3D Ultrasound Reconstruction Algorithms—A Review,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 33, no. 7, pp. 991–1009, 2007.
 - [20] T. R. Nelson and D. H. Pretorius, “Interactive acquisition, analysis, and visualization of sonographic volume data,” *Int. J. Imaging Syst. Technol.*, vol. 8, no. 1, pp. 26–37, 1997.
 - [21] R. Rohling, A. Gee, and L. Berman, “Three-dimensional spatial compounding of ultrasound images,” *Med. Image Anal.*, vol. 1, no. 3, pp. 177–193, 1997.
 - [22] J. W. Trobaugh, D. J. Trobaugh, and W. D. Richard, “Three-dimensional imaging with stereotactic ultrasonography,” *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 18, no. 5, pp. 315–323, 1994.
 - [23] R. Ohbuchi, D. Chen, and H. Fuchs, “Incremental volume reconstruction and rendering for 3-D ultrasound imaging,” *Proc. SPIE*, vol. 1808, pp. 312–323, 1992.
 - [24] D. Miller, C. Lippert, F. Vollmer, O. Bozinov, L. Benes, D. M. Schulte, and U. Sure, “Comparison of different reconstruction algorithms for three-dimensional ultrasound imaging in a neurosurgical setting,” *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, vol. 8, no. 3, pp. 348–359, 2012.
 - [25] A. Fenster, K. Surry, W. Smith, and D. B. Downey, “The use of three-dimensional ultrasound imaging in breast biopsy and prostate therapy,” *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 36, no. 3–4, pp. 245–256, 2004.
 - [26] A. Fenster and D. B. Downey, “3-D ultrasound imaging: A review,” *Eng. Med. Biol. Mag. IEEE*, vol. 15, no. 6, pp. 41–51, 1996.
 - [27] A. M. Badawi and M. A. El-Mahdy, “Path planning simulation for 3D ultrasound guided needle

- biopsy system,” *Circuits Syst. 2003 IEEE 46th Midwest Symp.*, vol. 1, pp. 345–347, 2003.
- [28] M. Mrug and J. J. Bissler, “Simulation of real-time ultrasound-guided renal biopsy,” *Kidney Int.*, vol. 78, no. 7, pp. 705–707, 2010.
 - [29] F. S. Azar, D. N. Metaxas, and M. D. Schnall, “Methods for Modeling and Predicting Mechanical Deformations of the Breast under External Perturbations,” *Handb. Numer. Anal.*, vol. 12, pp. 591–656, 2004.
 - [30] A. Fenster, K. J. M. Surry, G. R. Mills, and D. B. Downey, “3D ultrasound guided breast biopsy system,” *Ultrasonics*, vol. 42, no. 1–9, pp. 769–774, 2004.
 - [31] F. A. Cosio, N. Hevia, E. Lira, C. Garcia, R. M. Quispe, B. Reyes, and E. H. Lasri, “Mammographic image analysis and computer assisted biopsy of breast tumors,” in *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on*, 2011, vol. 1, pp. 360–364.
 - [32] R.-F. Chang, W.-J. Wu, W. K. Moon, and D.-R. Chen, “Automatic ultrasound segmentation and morphology based diagnosis of solid breast tumors,” *Breast Cancer Res. Treat.*, vol. 89, no. 2, pp. 179–185, 2005.
 - [33] 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.
 - [34] M. J. Kadour and J. A. Noble, “Assisted-freehand ultrasound elasticity imaging,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 56, no. 1, pp. 36–43, 2009.
 - [35] J. F. Deprez, G. Cloutier, C. Schmitt, C. Gehin, A. Dittmar, O. Basset, and E. Brusseau, “3D ultrasound elastography for early detection of lesions. evaluation on a pressure ulcer mimicking phantom,” *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2007, pp. 79–82, 2007.
 - [36] J. E. Lindop, G. M. Treece, A. H. Gee, and R. W. Prager, “3D elastography using freehand ultrasound,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 32, no. 4, pp. 529–545, 2006.
 - [37] P.-L. Yen, D.-R. Chen, K.-T. Yeh, and P.-Y. Chu, “Development of a stiffness measurement accessory for ultrasound in breast cancer diagnosis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 9, pp. 1108–1119, 2011.
 - [38] J. H. Yoon, M. J. Kim, E.-K. Kim, H. J. Moon, and J. S. Choi, “Discordant elastography images of breast lesions: how various factors lead to discordant findings,” *Ultraschall Med.*, vol. 34, no. 3, pp. 266–71, Jun. 2013.