

진단용 3차원 초음파 영상 장치 및 임상적 유용성

메디슨 권의철

1. 서 론

우리가 흔히 접하는 진단용 초음파 영상 장치는 non-invasive로 진단이 가능하고 portability가 좋으며, 다른 진단용 영상 장비와 비교했을 때, 실시간성이 우수하여 지금까지 많이 쓰이고 있다. 지금까지는 2차원 초음파 영상은 진단하는 의사의 경험과 지식, 그리고 스캔의 숙련도에 따라 주관적으로 진단해 왔다. 그리고 해부학적인 위치와 모양을 2차원 영상을 통해서 머리에서 그림으로써 3차원 정보를 만들어 진단하였다. 이러한 방법은 biopsy와 같이 초음파 영상의 도움으로 치료하는 경우, 부정확한 판단을 야기할 수 있고 비효율적인 작업을 만들 수 있다(1). 또한, 2차원 초음파 영상으로는 해당 조직의 위치를 정확히 알 수 없기 때문에 시술하는데 많은 어려움이 있다. 또 다른 단점으로는 어떤 특정 조직을 2차원 영상에 모두 포함시킬 수 없기 때문에 원하는 부분을 바로 위치시키기가 어렵다. 그리고 환자가 가고 난 뒤, 해당 부위를 다른 각도로 보는 것은 불가능하다.

3차원 초음파 영상은 3차원 가시화 방법을 통해 이러한 2차원 초음파 영상의 한계를 보완하고 극복하는 수단으로서 만들어 졌다. 그리고 CT와 MRI와는 달리 초음파 영상은 빠른 frame rate(초당 10~60 image)와 스캔되는 영상의 위치가 자유로운 특징을 갖고 있기 때문에 실시간으로 3차원 초음파 영상으로 원하는 부위를 볼 수 있다(1).

이러한 장점을 가지고 있기 때문에 최근 3차원 초음파 영상 진단 장치는 임상적 가치가 매우 큰 첨단 의료장비로서, 기존의 2차원 영상에서 제공해주지 못한

공간 정보라든지 해부학적 형태 등, 더 많은 임상적 정보를 실시간으로 제공해 줌으로써 현재 산부인과와 내과 등 보급이 확산되고 있는 추세다.

이처럼 3차원 초음파 영상 진단 장치는 많은 정보를 제공하기 위해 기존의 2차원 영상장치에 비해 시스템의 복잡도가 매우 높다. 3차원 초음파 영상 진단 장치는 기술적으로 크게 초음파 transducer를 이용하여 3차원으로 스캔하는 부분과 스캔한 3차원 데이터를 획득(acquisition)하는 부분, 그리고 받은 3차원 데이터 세트에 대해 3차원으로 재구성하여 렌더링(rendering)하는 부분, 마지막으로 렌더링한 영상을 화면에 보여주는 부분으로 구성되어 있다(그림 1).

본 논문은 그림 1에서 설명하고 있는 각 block을 중심으로 3차원 초음파 진단 시스템에 대해서 설명하고 3차원 초음파 영상에 대한 임상적 유용성에 대해서 설명하고자 한다.

2. 3D Data Acquisition

초음파 transducer로부터 3차원 데이터를 획득하는 대부분의 방법은 순차 영상법을 쓰고 있다(2). 순차 영상 법은 transducer의 초음파 빔의 형태로 순차적으로 송신하고 수신하여 영상을 얻는 방식을 말한다. 현재 대부분의 3D 초음파는 1차원 array transducer를 이용하여 순차 영상법으로 영상을 만들고 있다. 그림 2는 1차원 array transducer를 이용하여 순차 영상법으로 데이터를 획득하는 방법을 나타내고 있다.

이러한 순차 영상 법도 스캔의 방법에 따라 다음과 같이 구분된다(1, 3).

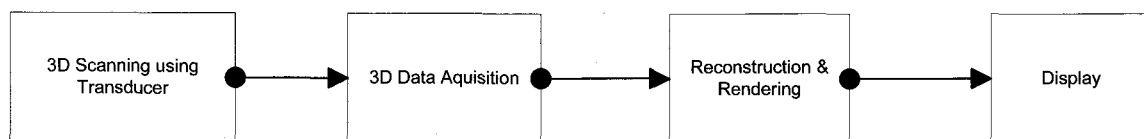


그림 1 3차원 초음파 시스템의 overview

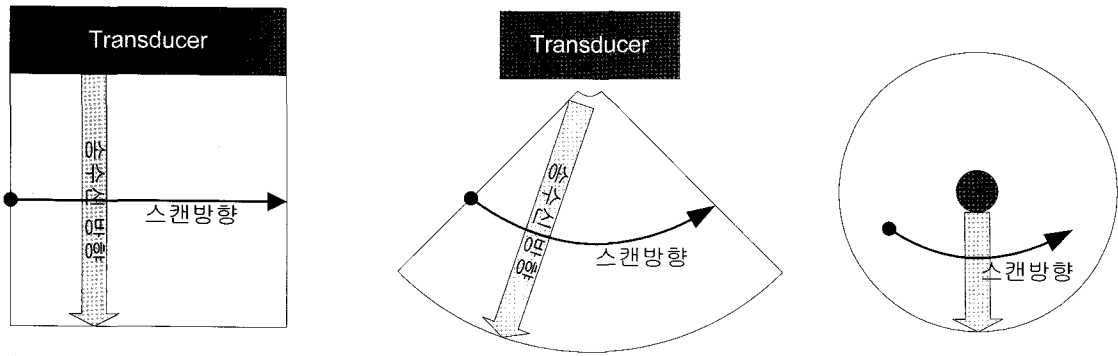


그림 2 Transducer 모양에 따라 순차 영상법으로 데이터를 획득하는 예

2.1 Freehand Scan

이 방식은 1D array probe를 손으로 직접 움직이면서 그 때마다 화면의 영상을 보면서 스캔하는 방식이다. 그림 3은 freehand 스캔 방식을 나타낸다. 그림 3에서 알 수 있듯이 각 단면 영상마다 그 위치가 일정하지 않아 영상의 왜곡이 생길 소지가 있다. 그러나 이 방법은 오퍼레이터가 얻고자 하는 위치와 화면을 적절하게 선택할 수 있고 무엇보다 다양한 probe으로부터 3차원 데이터를 얻을 수 있는 장점이 있다. 하지만 이 방법은 앞서 설명하였듯이 오퍼레이터의 숙련도에 따라 3차원 영상의 왜곡 정도가 달라진다. 이는 각 스캔 위치의 데이터가 probe의 위치와 각도에 따라 달라지기 때문이다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 acoustic positioner[1, 4]와 articulated arm positioner[1, 5] 그리고 electromagnetic positioner[1, 6, 7] 등의 장치를 이용하는 방법이 제안되었다.

그러나 이러한 freehand 방식은 앞에서 언급한 바와 같이 스캔의 숙련 정도에 따라 영상의 왜곡 정도가 달라지고 이를 해결하기 위해 부가 장치들이 붙어야 하므로 사용상의 불편한 점이 있어 저가형 장비에 쓰이는 정도이고 거의 쓰이고 있지 않다.

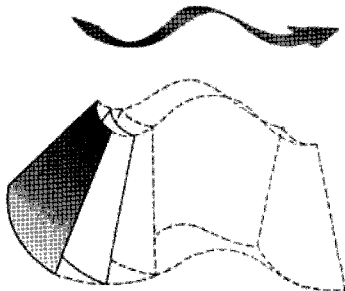


그림 3 Freehand Scan의 예

2.2 Mechanical Scan

Mechanical scan은 전기 구동에 의한 모터를 이용하여 3차원 스캔이 가능한 mechanical scan 방식의

probe를 이용하는 것이다. 이 방식은 매 slice마다 기계적으로 정확한 위치에 transducer를 위치하게 함으로써 각 위치마다 2차원 초음파 영상을 얻게 된다.

이러한 기계적인 스캔 방식은 2차원 영상의 공간 위치와 간격을 정의할 수 있어 스캔하는 부위의 특징에 따라 영상의 왜곡 없이 적절하게 스캔이 가능하다.

이러한 mechanical scan 방식은 다음과 같이 linear, fan, rotation 스캔으로 분류할 수 있다.

2.2.1 Linear Scanning

그림 4는 linear scanning으로 스캔하는 예를 든 그림이다. 이 스캔 방식은 probe에 lead screw가 연결되어, 그 모터에 의해 구동되는 방식이다. lead screw가 회전하면서 transducer를 영상과 직각으로 선형 운동시킨다.

이 방법으로 얻은 각각의 2차원 영상은 서로 평행하고 스캔 시, 각 영상마다의 간격을 정의해서 스캔하므로 3차원으로 영상으로 재구성하기에 효과적인 방법이다.

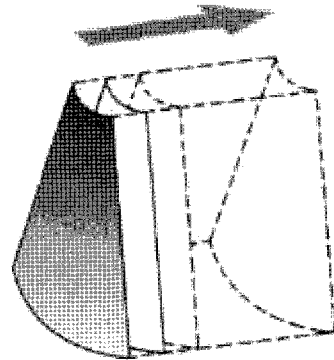


그림 4 Linear Scanning으로 데이터 수집하는 예

2.2.2 Fan Scanning

이 방법은 그림 5에서 보는 바와 같이 transducer가 특정 각도 범위만큼 transducer의 면을 축으로 회전한다. 이렇게 회전하여 얻은 3차원 데이터는 fan(부채꼴) 형태를 갖게 된다. 그리고 3차원 데이터의 각 slice 영상은 정해진 각도만큼 간격을 두고 있다.

이 방식의 특징은 fan 형태로 스캔하기 때문에 transducer가 매번 스캔하고자 하는 위치의 피부로 움직이지 않고서도 스캔할 수 있는 장점이 있다. 그리고 transducer가 피부에 닿은 첫 위치를 기준으로 정해진 회전 각도 만큼 스캔하므로 probe를 한 손에 들어올 만큼 충분히 소형화할 수 있다.

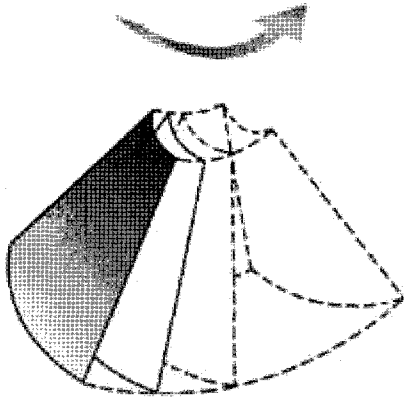


그림 5 Fan Scanning으로 데이터를 수집하는 예

그림 6은 Fan Scanning으로 얻은 볼륨 데이터의 최종 모양을 나타내고 있다. 각 데이터의 방향에 따라 Axial, Lateral, Elevation으로 방향이 나뉜다. 실제 각 방향에 대한 resolution은 3차원 영상 quality에 크게 영향을 주며, 데이터를 획득할 때 이들 방향에 대한 resolution을 고려해야 한다. 이러한 데이터의 특징을 보면, transducer에서 가까우면 가까울수록 elevation 해상도가 좋아지고 sampling 간격이 작아진다. 반면에 멀수록 (far field일수록) elevation 해상도가 떨어지고 sampling 간격이 커져 3D 데이터의 해상도가 isotropic하지 않다. 이 때문에 해상도의 저하가 발생할 수 있는데, 이러한 문제는 샘플링되는 데이터 양과 스캔 간격의 각도를 조절함으로써 해상도 저하 문제를 줄일 수 있다.

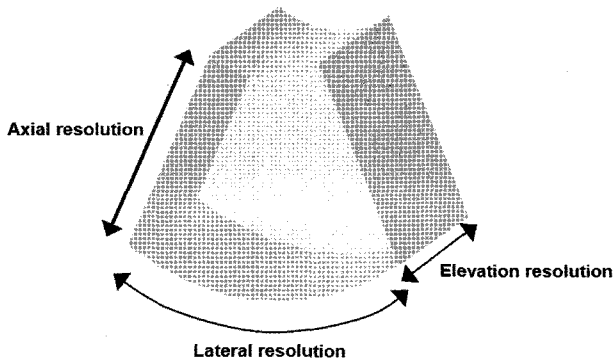


그림 6 Fan Scanning으로 얻은 볼륨 데이터의 resolution

이러한 Fan Scanning 방식은 소형화할 수 있는 장점이 있고 회전 속도를 빠르게 함으로써 빠른 스캔이

가능하므로 실시간으로 3차원 데이터를 얻을 수 있다. 이 때문에 3차원 초음파 데이터를 스캔하는데 많이 쓰고 있는 방법이다.

2.2.3 Rotational Scanning

그림 7에서 처럼 이 방법은 probe의 중심축을 중심으로 transducer를 회전시키는 방식이다. 이렇게 얻어진 데이터는 cone 형태의 볼륨으로서 공간 sampling 거리는 회전축에서 멀어지는 정도에 따라 달라진다. 이는 회전 step의 각도에 따라 정해진다.

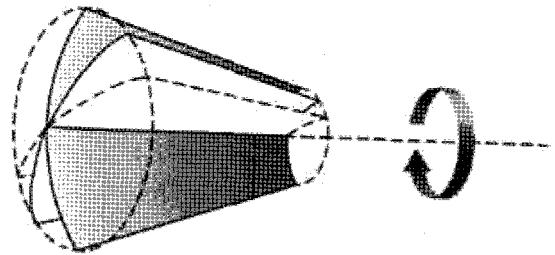


그림 7 Rotational Scanning 방법의 예

2.3 2D Array Scan

앞서 소개한 transducer는 초음파 element들이 1차원 배열로 된 1D-array probe라고 하고, 그림 8에서 처럼 이들의 element를 2차원 평면상에 배열한 것을 2D array probe라고 한다.

2D array probe는 transducer의 물리적인 움직임 대신에 전기적인 스캔을 함으로써 데이터를 획득한다. 이러한 방법은 피라미드 형태로 array로부터 초음파 펄스가 방사하게 만들며, 이러한 펄스 에코 신호로부터 실시간으로 3차원 데이터를 만들게 된다. 이러한 방법을 이용하면 심장 동기없이 심장의 움직임을 정확히 3차원으로 표현이 가능하다.

그러나 이러한 2D array probe는 나뉜 element 수가 많아(예: lateral 64 × elevation 64 = 4096개) 시스템은 매우 복잡해지고, 기존의 설계 개념으로는 실용적인 구현이 거의 불가능하다. 하지만 최근 발전하는 반도체 기술에 힘입어 probe 내부에 많은 회로를 LSI로 집적해서 상당부분의 처리를 probe 내부에서 해결, 실용적인 시스템을 구현한 경우가 있다.

지금까지 3차원 초음파 데이터를 획득하기 위한 다

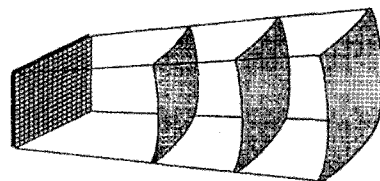


그림 8 2D array 스캔 방식의 예

양한 스캔 방법을 알아 보았다. 앞으로 설명될 3차원 초음파 영상 시스템의 설명은 상술한 스캔 방법 중에 현재 3차원 초음파 스캔으로 많이 쓰이고 있는 Fan Scanning 방식을 중심으로 설명하고자 한다.

Fan Scanning 방식으로 구동하고 있는 Probe로 3차원 초음파 데이터를 획득하는 방법에 대해서 좀 더 자세히 살펴보자.

일반적으로 Fan Scanning 방식의 3차원 초음파 probe안에는 1D array transducer가 내장되어 있으며, 3차원 스캔을 하지 않을 때에는 내장된 transducer는 중앙에 위치해 있어, 통상적인 2차원 probe로서 사용할 수 있다(그림 9참조). 3차원 스캔을 하는 경우에는 그림 5와 9에서처럼 내장된 transducer가 정해진 각도만큼 앞뒤로 스윙하면서 스캔한다.

이러한 3차원 초음파 probe는 진단하고자 하는 목적에 따라 여러 가지 종류가 있는데, 그림 10과 같이 크게 세 가지로 구분된다.

첫 번째로 3D Convex Probe이다. 이 probe는 복부 스캔에 주로 쓰이며 태어나 소화기관을 볼 때 쓰인다.

두 번째로는 3D Vaginal Probe이다. 이 probe는 비뇨기계통에 진단할 때 많이 쓰이며, 전립선이나 자궁 등을 볼 때 쓰인다.

세 번째로는 3D Linear Probe이다. 이 probe는 경동맥이나 유선(Breast) 등과 같이 피부에서 depth가 낮은 부위를 볼 때 많이 쓰인다.

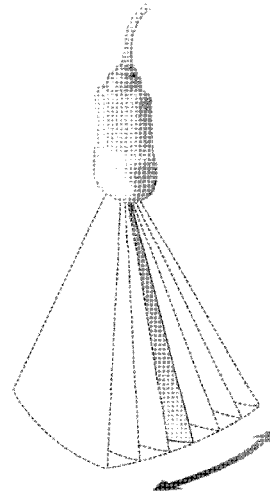


그림 9 Fan Scanning 방식의 3D Probe의 예

이렇게 진단 목적에 따라 3D 초음파 probe를 선택하게 되면 사용자는 probe를 원하는 위치에 대고 그림 11에서처럼 B-mode의 영상을 보면서 진단하고자 하는 영상을 찾는다. 찾은 후에는 3차원 데이터를 획득할 ROI(Region Of Interest) 영역을 선택한다. 그리고 transducer가 스윙할 각도(elevation angle)를 조절하고 나서 3차원 스캔을 시작한다. 이때 스캔 범위는 ROI 영역만을 스캔하게 되며 이러한 컨트롤은 초음파 시스템에서 이루어진다.

일반적으로 이와 같은 과정을 통하여 3차원 초음파 데이터를 얻게 된다.

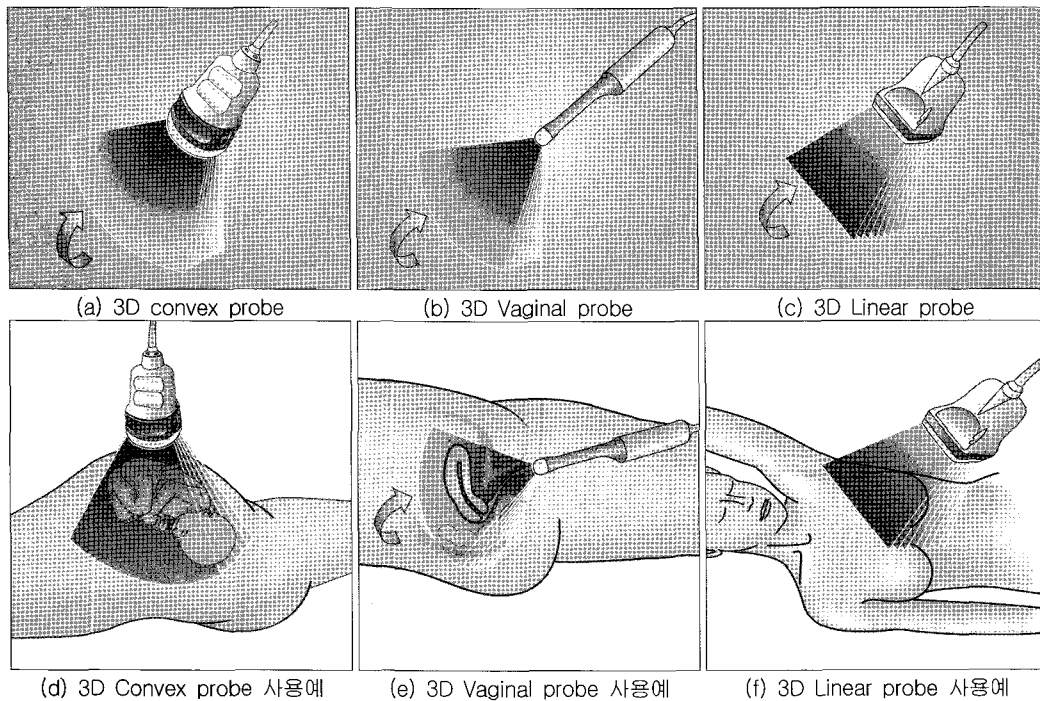


그림 10 진단 목적에 따른 3D 초음파 probe 예



그림 11 ROI 영역 조절(axial depth, lateral view angle, elevation angle)

3. 3차원 초음파 데이터의 구성

3차원 초음파 probe로 얻은 각 단면 영상을 각 위치에 맞게 3차원적으로 나열하여 단면영상 사이의 공간을 보간을 하면 그림 12와 같은 형태의 geometry를 갖는 볼륨 데이터가 된다. 이렇게 만들어진 볼륨 데이터는 복셀(voxel)이라고 하는 밝기값을 가지는 소입방체, 혹은 픽셀의 집합으로 구성된다.

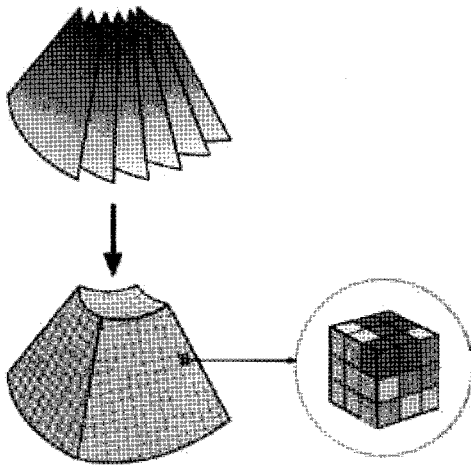


그림 12 초음파 볼륨 데이터

이러한 Fan 형태의 초음파 볼륨 데이터는 우리가 보는 화면에 바로 보여 질 수 없다. 화면은 직교 좌표계를 쓰고 있고 초음파 볼륨 데이터는 Fan 형태의 데이터로서 Torus 좌표계라고 하는 좌표계를 쓰고 있기 때문이다. 이러한 이유로 우리는 렌더링을 할 때 좌표 변환 과정이 필요하며, 이러한 변환 과정을 3차원 스캔 변환이라고 한다[8].

그림 13(a)는 대상체에 대한 임의의 3차원 데이터를 3차원 직교 좌표계로 표현되는 화면에서 도시한 것이고, 그림 13(b)는 그림 13(a)에 도시한 임의의 3차원 데이터를 Y-Z 좌표에서 도시한 것이며, 그림 13(c)는 그림 13(a)에 도시한 임의의 3차원 데이터를 X-R 좌표에서 도시한 것이다. 여기서, X축, Y축 및 Z축은 화면의 3차원 직교 좌표계를 구성하는 축이며, R축은 3차원 초음파 영상이 획득되는 부분부터 X축에 직교되는 축이다. 문헌 8에 따르면 기구(mechanical arm)에 의해서 움직이거나 스텝핑 모터(steping motor)에 의해서 회전되는 기계적 스캐닝(scanning) 방식의 프로브로부터 획득한 대상체에 대한 3차원 데이터는 실제로는 3차원 공간 좌표, 예를 들면 그림 13(a)에서 도시한 torus 좌표의 위치에 존재한다. 즉, Torus 좌표의 위치에 존재하는 3차원 데이터를 화면의 3차원 직교 좌표로 스캔 변환하고, 스캔 변환된 3차원 데이터를 렌더링함으로써, 사용자는 화면에 디스플레이되는 초음파 영상들을 관찰할 수 있다. 이와 같이, 화면의 3차원 직교 좌표로 스캔 변환되는 3차원 데이터가 위치하는 정확한 Torus 좌표는 다음의 수식 1을 수행함으로써 얻는다[8].

$$R = \sqrt{y^2 + z^2 - a}$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \quad \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{x}{R}\right), \quad (\text{수식 1})$$

$$r = \sqrt{x^2 + R^2} - b$$

여기서, β 는 그림 13에서 나타낸 바와 같이 probe 내의 스텝핑 모터의 스윙(swing) 각도 범위인 스캔 뷰잉 각도(scan viewing angle)로서 $0^\circ \sim 180^\circ$ 사이의 각도이고, σ 는 probe로부터 스캐닝되는 2차원 영상의 폭(width) 각도 범위인 프로브 뷰잉 각도(probe viewing angle)로서 $0^\circ \sim 180^\circ$ 사이의 각도이다. r 는 초음파 영상이 획득되는 부분부터 초음파 영상내 임의의 3차원 데이터까지의 거리이며, a 는 스캔 뷰 각도의 꼭지점에서 probe 뷰 각도의 꼭지점까지의 거리이며, b 는 probe 뷰 각도의 꼭지점에서 3차원 초음파 영상이 획득되는 부분까지의 거리이다. 또한, x , y 및

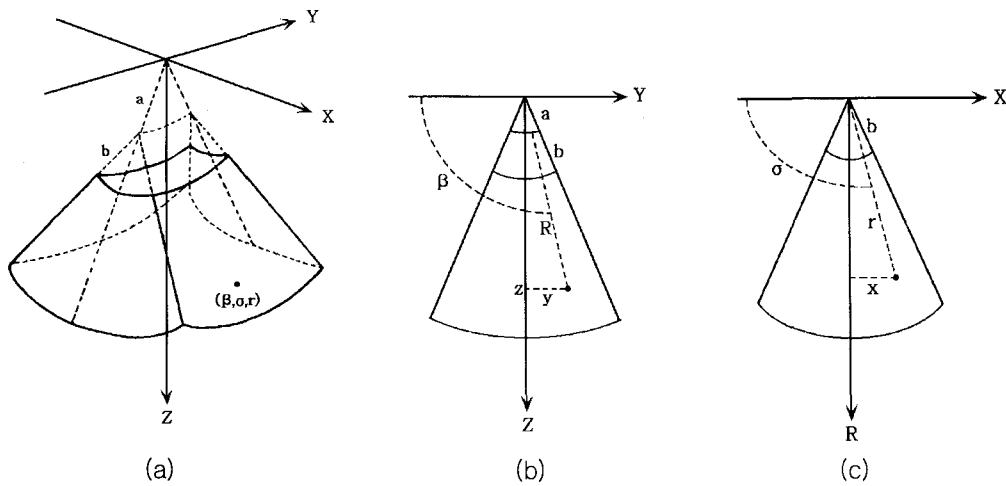


그림 13 초음파 볼륨 데이터의 좌표계

z는 뷰를 구성하는 X축, Y축 및 Z축상의 모든 값이다.

4. 3차원 초음파 데이터를 이용한 영상화 방법

3차원 초음파 데이터를 이용하여 다양한 영상을 만들 수 있다. 만들 수 있는 주요 영상은 2차원 단면 영상과 volume rendering, surface rendering 등의 3가지가 있다. 실제 임상에서는 이러한 영상들을 주요하게 쓰고 있다.

4.1 2차원 단면 영상

이 영상법은 3차원 초음파 데이터로부터 사용자가 보고자하는 위치의 단면을 보여주는 방법으로서, 표시하고자 하는 단면의 위치를 고정하고 3차원 데이터를 회전, 이동하거나 3차원 데이터를 고정하고 표시할 단면을 이동하거나 회전함으로써 임의의 단면을 표시할 수 있다(그림 14).

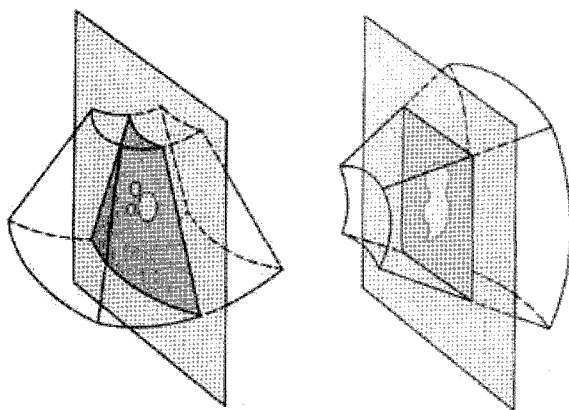


그림 14 3차원 데이터로부터의 2차원 단면 영상 예

일반적으로 임상에서는 필요한 단면을 쉽게 찾기 위해서, 그리고 해부학적인 이해를 돕기 위해서 임의의

단면 하나를 쓰지 않고 서로 직교하는 3개의 단면 영상을 표시한다.

이러한 표시 방법은 MRI/CT에서 3차원 영상을 표시하는 방법과 유사하지만 각 단면에서 보는 해부학적인 위치는 스캔할 때 마다 달라진다. 통상적으로 각 단면을 Coronal, Axial, Transverse 방향으로 표시하는데, 3차원 초음파 데이터에서는 스캔하는 probe 위치에 따라 각 단면의 방향은 매번 달라질 수 있다. 그러므로 그림 15(a)에서처럼 초음파 영상에서는 일반적으로 A plane, B plane, C plane이라고 한다.

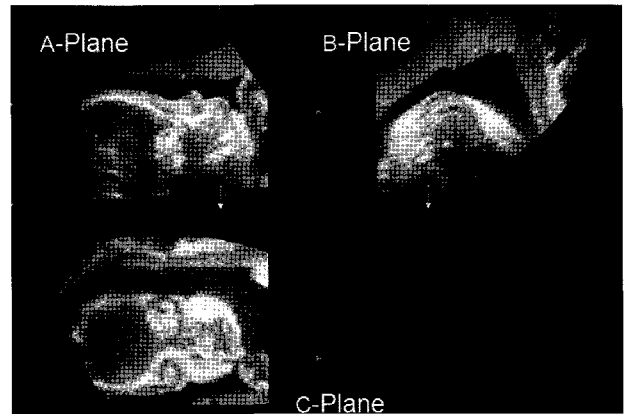


그림 15 3차원 초음파의 Multi-planar 영상

4.2 Volume Rendering

CT나 MRI 등의 영상에서는 조직 고유의 값을 가지고 있어서 대상체를 추출이 용이하지만 초음파 영상에서는 영상 특성상 speckle noise가 존재하고 조직 고유의 값 자체가 없기 때문에 데이터로부터 대상체를 정확하게 추출하기가 상대적으로 어렵다. 이러한 이유 때문에 3차원 초음파에서는 surface rendering 보다는 volume rendering을 사용한다.

3차원 초음파 데이터에서의 volume rendering은 앞서 설명한 바와 같이 각 조직마다 고유의 값을 갖고 있지 않으므로 ROI(Region Of Interest)를 설정하여 주위의 불필요한 부분을 없애고 필요한 3차원 데이터 부분만 렌더링 계산을 한다.

그림 16과 같이 태아의 모습을 보고자 할 때, 대상이 되는 태아 주위를 포함하도록 ROI를 설정하여 태반과 같은 불필요한 부분을 렌더링 계산에서 제외한다. 이러한 ROI 설정은 앞에서 설명한 A, B, C plane 영상으로부터 설정 가능하도록 user interface를 제공함으로써 가능하다.

volume rendering은 MRI/CT에서도 많이 쓰고 있는 잘 알려진 ray-casting 방법[9-11]을 쓰며, 이 방법은 3차원 데이터를 통과하는 투영평면으로부터 나온 ray와 만나는 3차원 데이터의 복셀 값에 대해서 다양한 연산방법에 따라 투영 평면상의 각 픽셀 값을 결정한다(그림 17참조).

volume rendering의 연산방법에 따라 3차원 영상의 특징이 정해지는데, 예를 들어 각 ray상의 복셀값들에 대해서 평균값을 투영평면의 각 픽셀에 대응하게 되면, X-ray와 같은 3차원 영상을 얻게 된다. 그리고 각 ray마다의 복셀값들에 대해서 최대값을 대응하게

되면 태아에서는 골격을 볼 수 있다. 반대로 최소값을 사용하게 되면 혈관과 같이 어두운 상에 대해서 3차원으로 영상을 볼 수 있다. 또한, 각 ray마다 복셀값들을 합성한 값을 투영평면에 대응하는 픽셀값으로 하면 양수중에 있는 태아의 체표면을 3차원 영상으로 볼 수 있다(그림 18). 이러한 방법을 통하여 초음파 영상에 대한 사실적인 3차원 영상으로 재구성할 수 있다.

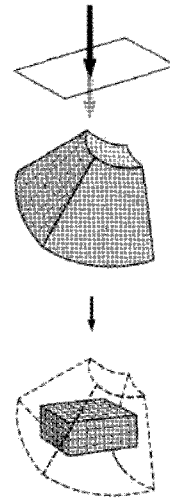


그림 16 ROI 영역 설정을 통한 데이터 추출

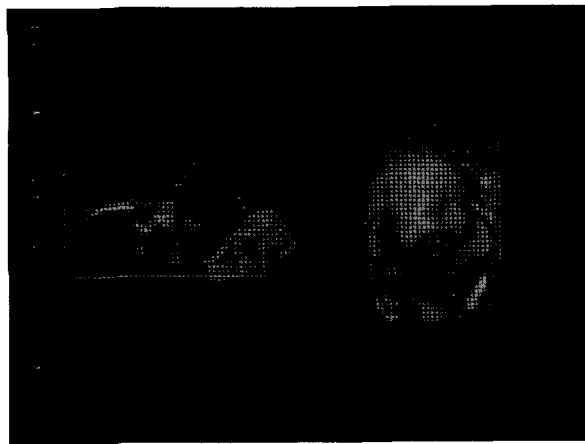
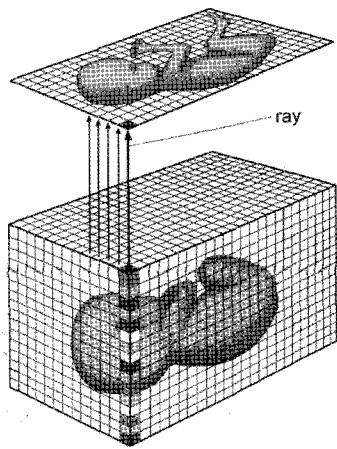
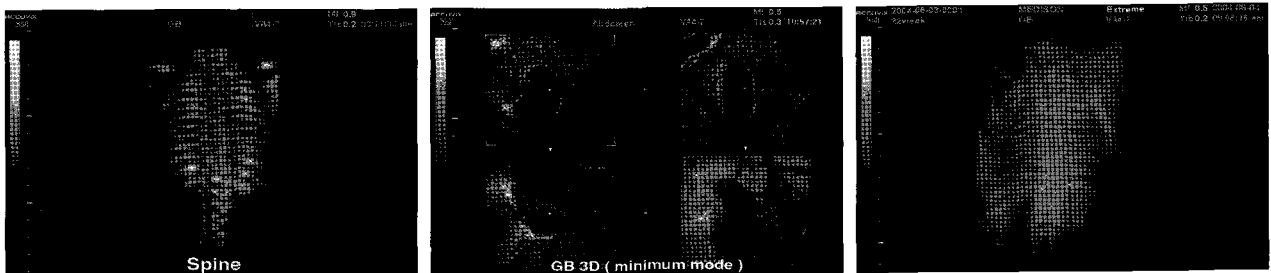


그림 17 Volume Rendering 방법 및 결과 영상 예



(a) maximum mode

(b) minimum mode

(c) x-ray mode

그림 18 합성 방법에 따른 렌더링 영상의 예 (maximum, minimum, x-ray mode)

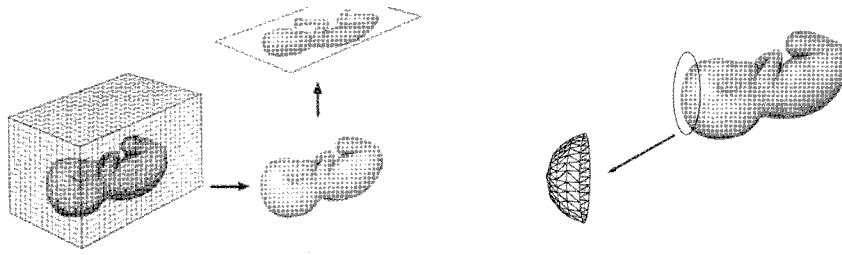


그림 19 surface rendering 과정과 다각형으로 구성하는 예

여기서 합성하는 방법에는 다양한 방법이 있으나, 화질을 고려할 때, ray-casting 방법을 사용한다. 그러나 CT나 MRI의 3차원 데이터와는 달리 3차원 초음파 데이터에서는 투영평면에서 나온 ray가 3차원 초음파 데이터를 만나기 위해서 앞서 설명한 스캔변환 과정이 필요하며 이는 화면의 직교 좌표계에서 3차원 초음파 데이터의 좌표계인 torus 좌표계로 좌표 변환을 가능하게 한다. 실제 우리가 아는 3차원 공간은 X,Y,Z축으로 이루어진 직교 좌표로 이루어진 공간인데, 그 공간에 존재하는 3차원 초음파 데이터를 찾아 렌더링 계산에 적용해야 우리가 원하는 3차원 영상을 얻을 수 있다. 이러한 스캔변환 과정은 2차원 단면 영상을 렌더링할 때에도 필요한 계산과정이다.

그러나 스캔변환 과정에서 상당한 시간이 걸리게 된다. 수식 1에서 보는 바와 같이 보통 1 pixel을 3D 스캔 변환하기 위해서는 수식과 같이 arc tangent 연산이 2번, square root 2번, 그리고 6번의 곱셈과 2번의 나눗셈이 들어가게 된다. 이와 같은 연산이 렌더링 과정에서 수행되는 것을 생각해 볼 때, 단순한 식의 대입으로는 실시간으로 렌더링하는 것은 힘들다. 그러므로 발생할 수 있는 모든 경우에 대해 테이블을 만들어 놓고 이 테이블을 사용하여 스캔 변환을 수행해야 실시간으로 렌더링이 가능하다.

4.3 Surface Rendering

surface rendering 방법은 앞서 설명한 volume rendering 방법과는 달리 3차원 데이터로부터 대상체를 분리하여 이를 다수의 삼각형이나 다각형으로 분리한 대상체의 데이터를 연결하여 2차원 평면에 투영하는 방식을 말한다(그림 19).

그러나 이 방법은 대상체를 분리하는 작업이 상당히 까다롭다. 초음파 데이터는 speckle noise가 많기 때문에 정확하게 유출하기가 어렵다. 다양한 방법으로 시도되었지만 만족할 만한 결과는 얻지 못하여 최근의 3차원 초음파 영상은 volume rendering 방법을 많이 쓰게 되었다. 하지만 경계가 명확한 cystic 혹은 solid 한 종양이나 prostate 등의 장기는 부피를 측정하는

데 있어서 영역 추출이 용이하여 다양한 영역 추출 기법을 사용하고 있으며, 이러한 결과를 surface rendering으로 3차원 영상을 보여주고 있다.

5. 실시간 3차원 렌더링

앞에서 mechanical 스캔을 이용한 Fan scanning 방식은 실시간으로 3차원 렌더링이 가능한 방식이라고 소개하였다. 실시간으로 렌더링이 가능하기 위해서는 렌더링 속도도 중요하지만 fan scanning 방식으로 동작하는 mechanical probe의 transducer의 동작속도도 중요한 요소이다. 일반적으로 Fan scanning 방식에서는 정해진 각도만큼 transducer가 연속적으로 움직이는데, Scan 할 대상의 front에서부터 rear방향으로 scan 움직임이 실시되고 다시 반대방향으로 scan 움직임이 실시된다. 실시간 3차원 렌더링은 이 과정을 반복적으로 실시하여 실제 움직이는 태아얼굴을 표현하기에 충분한 frame rate로 연속적인 scan을 하면서 동시에 display 할 수 있도록 한다.

기존의 volume scan은 B-mode에서 scan 하는 동안 실제 획득되는 단면 또한 움직이게 되므로, 하나의 단면을 얻기 위한 scan 방향과 여러 단면을 얻기 위한 volume scan 방향은 서로 비스듬한 각을 갖게 된다. 또한 front에서 rear방향으로 scan하는 동안 얻어진 단면과 rear에서 front방향으로 얻어진 단면이

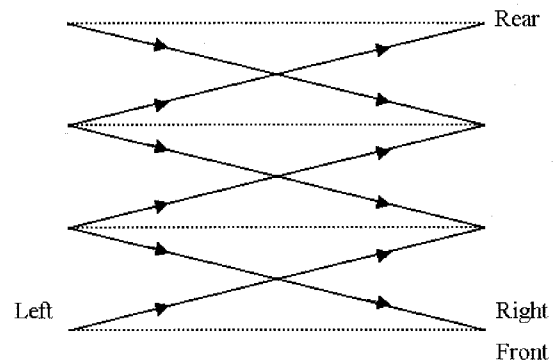


그림 20 과거의 volume scan 방법

dashed line: scan movement
dotted line: approximation of actual scan movement

서로 기울어져 각을 이루게 된다. 이렇게 되면 실시간으로 얻어진 volume scan 결과는 서로 다른 방향에서 얻어진 데이터가 서로 반복적으로 보여지기 때문에 흔들거리거나 선명하지 못한 결과를 가져오게 된다(그림 20)[12].

이를 수정한 volume scan 방법은 front에서 rear 방향으로 volume scan할 경우는 좌에서 우로 scan하고 rear에서 front방향으로 volume scan할 경우는 우에서 좌로 scan하여 데이터를 획득하게 된다. 이렇게 되면 volume scan시 획득되는 기준 단면에 대해서, 서로 다른 두 방향에서 얻어지는 단면들이 일치하게 되므로 실시간 영상의 quality가 기존 방법에 비해 향상되는 효과를 얻을 수 있다(그림 21)[12].

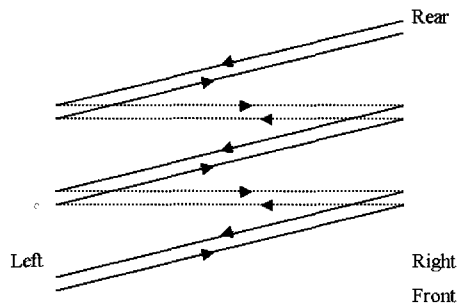


그림 21 수정된 volume scan 방법

dashed line: scan movement
dotted line: approximation of actual scan movement

이 밖에도 효과적인 실시간 3차원 렌더링을 하기 위해서는 초음파 빔의 특성을 고려하지 않을 수 없다. 초음파 빔은 연부조직에서 음속이 1540m/sec으로 정해져 있다. 이러한 물리적인 특성 때문에 스캔 영역에 많은 데이터를 얻을 수 없다. 많은 데이터를 획득할수록 스캔 시간이 길어져 실시간으로 렌더링이 불가능해지기 때문이다. 그러므로 데이터 획득 과정에서 스캔 범위에 따라 초음파의 데이터 양을 조절하여야 하고 보여지는 영상의 quality별로 적절하게 데이터 양을 정해야 한다.

이러한 이유로 초음파 시스템에서는 사용자가 quality별로 스캔 모드를 선택할 수 있도록 되어 있다. 데이터 양이 적은 모드는 스캔속도가 빨라 보다 자연스러운 실시간 3차원 영상을 볼 수 있지만 영상의 quality는 낮아지고 반대로 데이터 양이 많은 모드에서는 스캔속도는 느리지만 영상의 quality가 좋아진다.

6. 3차원 초음파 영상의 임상적 유용성

상술한 3차원 초음파 기술을 이용한 3차원 영상은 단순히 영상을 보는 것이 아니라 다음과 같은 기능으로 확장이 가능하다.

6.1 3차원 공간으로의 거리 측정, 면적 및 체적 측정

획득한 3차원 초음파 데이터로부터 임의의 단면을 얻을 수 있다는 것은 3차원 공간에서 임의의 거리를 측정이 가능하다는 것이다. 직선거리뿐만 아니라 곡선 형태의 거리 측정도 가능하다. 또한, 단면 영상에서 영역을 설정하여 면적을 계산할 수 있을 뿐만 아니라 면적을 각 단면 영상마다 구하여 적분함으로써 체적까지 측정이 가능하다(그림 22).



그림 22 태아의 위의 체적을 구하는 예

6.2 혈류의 3차원 표시

초음파 doppler(color doppler나 power doppler) 영상을 사용하면 초음파 영상으로부터 컬러로 표시함으로써 혈류가 있는 곳을 검출이 가능하다. 이것을 3차원 초음파 데이터로 획득함으로써 혈류의 흐름을 3차원으로 표시가능 할 뿐만 아니라 3차원 공간상에서 혈관 분포를 알 수 있다(그림 23).

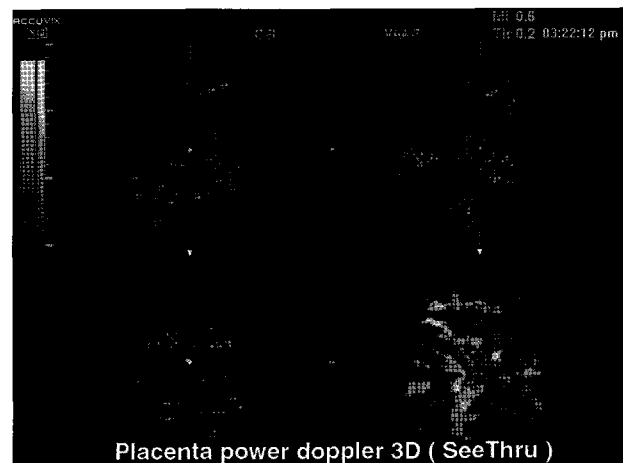


그림 23 3D power Doppler 영상의 예

6.3 3차원 데이터의 보존, 전송 및 재검사

지금까지의 초음파 영상은 환자에 직접 검사를 하고

그 자리에서 진단을 하지 않으면 안되었다. 이 때문에 검사시간의 제한이나 의사의 기량에 의해 진단의 질이 달라지는 경우도 있었다. 3차원 초음파에서는 3차원 데이터를 장비로부터 받아 저장, 전송이 가능하여 언제 어디서든지 임의의 단면 영상이나 3차원 영상을 새롭게 만들어 볼 수 있다.

이러한 이점 때문에 환자가 집에 가더라도 복잡한 구조의 영상을 면밀히 볼 수 있고 멀리 떨어진 전문가에게 전달하여 재검사를 의뢰하는 등 환자에게 부담을 주지 않으면서 진단의 질을 높일 수 있다. 또한, 3차원 초음파 데이터를 이용함으로써 환자가 없더라도 실제로 있는 것처럼 검사실습이 가능하여 교육현장에서도 응용될 수 있다[3].

6.4 임상적인 유용성

3차원 초음파의 실용화에 일찍이 참여한 영역이 산과영역이다. 이는 태아를 보다 구체적이고 인식하기 쉬운 형태로 보여야 하는 임상의 요구가 있음으로 인해서 3차원 초음파가 2차원 초음파 영상보다 더 유리한 점이 많았다.

임신 기간 동안 태아의 해부학적 형태를 진단하고 파악하는데 2차원 영상보다 우수한 것은 명백하다. 특히, 기형에 대해서 가족들에게 설명하고 보다 나은 모자관계를 구축하는데 효과가 있다. 태아의 발육상태를 계속 지켜보는 것은 임신관리차원에서 매우 중요한 의미를 가지는데 이러한 점에서 볼 때, 3차원 초음파 영상은 크게 도움이 된다.

3차원 영상뿐만 아니라 임의의 단면을 나타내는 2차원 영상을 같이 보게 되면, 일반 2차원 단면 영상에서 잘 보이지 않던 기형을 3차원 영상으로 진단하는 것이 쉬워졌다는 보고가 있다[13-17]. 또한, 기형의 정도나 크기의 평가를 3차원 초음파로 정확하게 할 수 있다는 보고도 나오고 있다[18-19].

부인과 영역에서 3차원 초음파를 할 경우, 임의의 2차원 단면 영상을 사용하여 지금까지 잘 볼 수 없었던 자궁의 수평 단면 영상을 쉽게 볼 수 있게 되었다고 한다. 그리고 자궁내막과 내강의 형태를 잘 알 수 있고, 자궁의 기형을 쉽게 알 수 있다[20]. 이 밖에도 나팔관에서 난포를 측정하거나 진단하는데 3차원 초음파 영상이 효과적이라는 보고도 있다[21].

복부 영역에서 간은 매우 큰 장기로서 그 전체 모양을 관찰한다든지 내부의 특정부분의 위치를 확인하는 것은 매우 어려운 과제였다. 그러나 3차원 초음파 영상을 이용하여 이러한 부분을 어느 정도 개선하였다는 보고가 있다[22]. 그리고 간의 내부에 biopsy를 수행

할 때, 3차원 초음파 영상이 효과적이라는 보고도 있다[23].

비뇨기과 영역이나 유선(Breast) 영역은 3차원 초음파 사용이 앞서 설명한 영역보다 활발하게 쓰이고 있지 않으나 전립선이나 유방암을 차원 영상으로 계측하고 진단 하려는 연구가 많이 시도되고 있다[3].

참고문헌

- [1] Aaron Fenster and Donal B. Downey: 3D Ultrasound Imaging: A Review, IEEE Engineering in Medicine and Biology 41-51, 1996.
- [2] Osiro Osamu : 3D超音波 Japan Society of Ultrasonics in Medicine 2005.
- [3] Takeuchi Hisaya, Baba Kazunori : マスター 3次元超音波 2001.
- [4] Three-dimensional spatial registration and interactive display of position and orientation of real-time ultrasound images, J Ultrasound Med 9:525-532, 1990.
- [5] Geiser EA, Chrestie LG, Jr. Conetta DA, Conti CR, Gossman GS: A mechanical arm for spatial registration of two-dimensional echo-cardiographic sections, Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 8:89-101, 1982.
- [6] Raab FH, Blood EB, Steiner TO, Jones HR: Magnetic position and orientation tracking system. IEEE Transactions On Aerospace and Electronic systems AES-15: 709-717, 1979.
- [7] Fenster A, Tong S, Sherebrin S, Downey DB, Rankin RN : Three-dimensional ultrasound imaging. SPIE 2432:176-184. 1995.
- [8] 권의철, 이재근: 실시간 3차원 초음파 진단 시스템용 렌더링 장치 및 방법. 한국 특허-KR2004 0078352A.
- [9] Tuy HK, Tuy LT : Direct 2-D Display of 3-D Objects, IEEE Computer Graphics and Applications 4:29-33, 1984.
- [10] Levoy M: Volume Rendering, a hybrid ray tracer for rendering polygon and volume data. IEEE Computer Graphics and Applications 10:33-40, 1990.

- [11] Levoy M: Efficient ray tracing of volume data. ACM Transactions on Graphics 9: 245-261, 1990.
- [12] Franz Wiesauer, Erwin Fosodeder, Artur Gritzky: Procedure for an examination of objects by the means of ultrasound waves. United States Patent 6,106,471.
- [13] Hamper UM, Trapanotto V, Sheth S, et al: Three-dimensional US : preliminary clinical experience. Radiology, 191:397-401, 1994.
- [14] Pretorius DH, House M, Nelson TR, et al : Evaluation of normal and abnormal lips in fetuses : comparison between three- and two-dimensional sonography. AJR, 165: 1233-1237, 1995.
- [15] Merz E, Weber G, Bahlmann F, et al: Application of transvaginal and abdominal three-dimensional ultrasound for the detection or exclusion of malformation of fetal face. Ultrasound Obstet Gynecol, 9: 237-243, 1997.
- [16] Johnson DD, Pretorius DH, Riccabona M, et al : Three-dimensional ultrasound of the fetal spine. Obstet Gynecol, 89: 434-438, 1997.
- [17] Garjian KV, Pretorius DH, Budorick NE, et al : Three-dimensional ultrasound of the fetal skeletal dysplasia. Radiology, 214:717-723, 2000.
- [18] Merz E, Bahlmann F, Weber G : Volume scanning in the evaluation of fetal malformations : a new dimension in prenatal diagnosis. Ultrasound Obstet, Gynecol, 5: 222-227, 1995.
- [19] Pretorius DH, Johnson DD, Budorick NE, et al : Three-dimensional ultrasound of the fetal lip and palate. Radiology, 205(P) (suppl) : 245, 1997.
- [20] Jurkovic D, Geipel A, Gruboeck K, et al : Three-dimensional ultrasound for the assessment of uterine anatomy and detection of congenital anomalies : a comparison with hysterosalpingography and two-dimensional sonography. Ultrasound Obstet, Gynecol, 5:223-237, 1995.
- [21] Kyei-Mensah A, Zaidi J, Pittof R, et al : Transvaginal three-dimensional ultrasound: accuracy of follicular volume measurements. Fertil Steril, 65:371-376, 1996.
- [22] Van Leeween MS, Noordzij J, Hennipman A, et al : Planning of liver surgery using three-dimensional imaging technique. Eur J Cancer, 31:1212-1215, 1995.
- [23] Rose SC, Pretorius DH, Kinney TB, et al : 3D sonographic guidance of transvenous intrahepatic invasive procedures feasibility of a new technique. J Vas Interv Radiol, 10 : 189-198, 1999.

권 의 철



1997 연세대학교 의용전자공학과(학사)
 1999 연세대학교 의용전자공학과(석사)
 현재 메디슨 연구소
 관심분야 : 3D/2D Ultrasound Imaging,
 Visualization, Medical Image
 Processing
 E-mail : firebird@medison.com
