

초음파 볼륨 렌더링 시스템에 적합한 고속 3차원 디지털 스캔 변환*

권민정 · 박영서 · 김근호 · 장성호* · 박현욱

한국과학기술원 전자전산학과, * (주)메디슨
(2001년 3월 2일 접수, 2001년 7월 13일 채택)

A Fast 3D Digital Scan Conversion in Ultrasound Volume Rendering System

M.J. Kwon, Y.S. Park, K.H. Kim, S.H. Chang* and H.W. Park

(Received March 2, 2001. Accepted July 13, 2001)

요약 : 초음파 볼륨 렌더링 시스템은 많은 메모리와 계산량을 필요로 하는 3차원 디지털 스캔 변환과 볼륨 렌더링으로 구성된다. 볼륨 렌더링은 early ray termination과 같이 계산량을 줄이는 방법을 이용해 실시간으로 처리 가능하나 3차원 디지털 스캔 변환은 고속 알고리즘이 개발되지 않아 실시간으로 처리하기 어렵다. 3차원 디지털 스캔 변환은 구좌표계나 원통좌표계로 표현화된 3차원 데이터들을 직각좌표계로 변환한다. 초음파 볼륨 렌더링 시스템에서 입력 데이터는 3차원 R- θ 표현화를 통해 얻어지므로 3차원 디지털 스캔 변환으로 3차원 R- θ 보간이 필요하다. 이 방법은 복잡한 과정들을 다루므로 많은 계산량이 필요하다. 이러한 계산량을 줄이기 위하여 볼륨 렌더링의 고속 알고리즘과 TMS320C6201의 기능을 이용한다. 볼륨 렌더링의 고속 알고리즘인 early ray termination과 voxel skipping method를 적용하여 렌더링될 필요가 있는 데이터의 부분만 스캔 변환한다. TMS320C6201의 DMA와 16비트 단위의 메모리 접근을 이용해 메모리 간 데이터 이동을 효율적으로 처리하였다. 이 논문에서는 3차원 초음파 영상을 화질 저하 없이, 볼륨 렌더링에 알맞게 3차원 디지털 스캔 변환을 빠르게 하는 방법을 제안하였다.

Abstract : The proposed ultrasound volume rendering system consists of 3D digital scan conversion (DSC) part and volume rendering (VR) part, which requires large memory space to store 3D data and high computation power to process them. Though there are several methods to reduce the computation amount such as early ray termination in VR, it is very difficult to process 3D DSC in real time. The 3D DSC converts the 3D sampled data in spherical coordinates or cylindrical coordinates into the 3D data in Cartesian coordinates. Since the input data of ultrasound volume rendering system are obtained from 3D R- θ sampling, 3D R- θ interpolation has to be performed as the 3D DSC algorithm. The 3D R- θ interpolation requires large computation amount. We can reduce the computation amount by applying the fast processing methods of volume rendering and the characteristics of TMS320C6201. Only the part of the data needed to be rendered is converted by the early ray termination and voxel skipping method. And we can move the data between memories efficiently by using the DMA and using the 16-bit data type. This paper proposes a fast technique of 3D DSC algorithm for 3D ultrasound images, which is appropriate for volume rendering.

Key words : 디지털 스캔 변환 (Digital Scan Conversion), 볼륨 렌더링 (Volume Rendering), Early Ray Termination, One-to-four Ray Casting, Voxel Skipping Method

서 론

초음파 영상 시스템에서 사용되는 영상 데이터는 구좌표계

나 원통좌표계 상에서 얻어지므로 이를 바로 직각좌표계 기반의 볼륨 렌더링 등의 알고리즘에 적용하면 왜곡된 영상이 얻어진다. 이를 극복하기 위하여 데이터를 직각좌표계로 변환하는 디지털 스캔 변환 (DSC)이 필요하다.

디지털 스캔 변환기는 1974년에 B-모드 주사 초음파 시스템에서 처음으로 개발되었고, 현재 상업적으로 많이 사용되는 디지털 스캔 변환기는 1976년 초에 개발되었다 [1]. 그 후 2차원 초음파 시스템은 많은 발전을 이루었고 이에 맞추어 스캔 변환기도 개발되었다. 일반적으로 섹터 스캐너를 이용하여 극좌표계의 데이터가 얻어지는 경우, 2차원 R- θ 알고리즘을 사

*보건복지부 선도기술의료공학기술개발사업(과제번호 HMP-98-1-026-A)의 지원을 받아서 수행되었음.

통신저자 : 박현욱, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1

* Medison Co., Ltd, Seoul, Korea
Tel. 042-869-8066, Fax. 042-869-8066
E-mail. hwpark@athena.kaist.ac.kr

용하여 스캔 변환을 한다. 또 직각좌표계의 직선들과 거리가 일정하게 증가하는 주사선들의 교점을 표본화하여 데이터를 얻는 경우, 2차원 Uniform Ladder Algorithm (ULA)를 사용하여 스캔 변환을 한다 [4]. 이 외에 Nearest neighbor interpolation algorithm (NNIA) [4]과 그 NNIA를 기반으로 하는 빠른 알고리즘도 있다.

2차원 R- θ 알고리즘은 같은 각도로 증가하는 주사선에서 변환자로부터 같은 거리에 있는 데이터들을 표본화한다 [4]. 직각좌표계의 각 화소 값은 주변의, R- θ 방식의 주사(scanning)를 이용하여 구해진 4개 표본들을 이용해 2차원 선형 보간을 통해 얻는다. 2차원 ULA는 변환자로부터 거리가 등간격이며 직선인 평행선들과 주사선과의 교점을 표본화한다. 직각좌표계의 각 화소 값은 ULA 방식의 주사를 이용하여 구해진 주변의 2개의 표본들을 이용해 1차원 선형 보간을 통해 얻는다. 이 방식은 2차원 R- θ 알고리즘보다 계산량이 적으나 화질이 떨어진다 [4]. 또한 R- θ 또는 ULA 방식으로 주사된 데이터의 보간 계산을 최소화하기 위하여 직각좌표계의 각 화소 값을 가장 가까운 표본의 값으로 대체하는 방식이 NNIA이다 [4]. 이 방법은 계산이 빠른 대신 단점으로 중심에서 멀어질수록 잘못된 값을 갖게 되며 계단무늬 현상이 발생한다.

고속 알고리즘으로 다음과 같은 것들이 개발되었다. 첫째, fill-in algorithm은 주사선들 사이에 몇 개의 주사선들을 선형 보간을 이용해 만든다 [4]. 둘째, line interpolation은 첫 화소와 끝 화소의 극좌표계에서의 위치를 계산한 후 두 화소 사이에 선을 이어 그 사이의 화소 값을 구하므로 전체 화소들의 극좌표계에서의 위치를 모두 계산할 필요가 없다 [5]. 셋째, linear interpolation of oversampled vectors는 FFT를 이용해 각 주사선에서의 표본들의 개수를 늘린다 [6]. 넷째, selective sampling technique은 영상을 방사선 방향으로 일정

거리마다 영역을 나누어 중심에서 멀어질수록 fill-in algorithm처럼 주사선들의 개수를 늘려서 만든다 [7]. 이와 같이 앞의 모든 방식에서 각 화소 값은 NNIA를 사용하여 얻는다. 그러므로, 계산량은 줄지만 화질은 2차원 R- θ 알고리즘과 ULA에 비해 좋지 않다.

최근에는 팬 주사 (fan-like scanning) 방식으로 극좌표계의 데이터를 얻는 3차원 초음파 시스템이 개발되면서 3차원 DSC 알고리즘이 연구되고 있다. 3차원 DSC 알고리즘 중 3차원 R- θ 알고리즘과 3차원 ULA이 대표적이다. 3차원 R- θ 알고리즘은 일반적으로 3차원 선형 보간을 사용하므로 많은 계산량을 필요로 한다 [3]. 3차원 ULA는 두 번의 1차원 선형 보간만을 실행하므로 계산량이 줄어들지만 3차원 R- θ 알고리즘보다 화질이 떨어진다. 그러므로 화질을 유지하면서 실시간으로 처리하기 위하여 3차원 R- θ 알고리즘을 기반으로 한 빠른 알고리즘이 개발되어야 한다.

이 논문에서는 3차원 DSC 알고리즘을 초음파 볼륨 렌더링 시스템에서 TMS320C6201에 적합하게 구현하고 볼륨 렌더링에 알맞은 빠른 알고리즘을 제안한다. 이 논문의 구성은 먼저 초음파 볼륨 렌더링 시스템에 대해 알아보고 제안하는 알고리즘을 설명한 후 실험 결과를 보이고 결론을 맺는다.

초음파 볼륨 렌더링 시스템

제안한 초음파 볼륨 렌더링 시스템의 블록도는 그림 1과 같다. 3차원 DSC와 볼륨 렌더링(VR)의 두 부분으로 구성되고 각각은 두 개의 TMS320C6201에서 병렬 처리된다. 이 시스템은 메디슨 사의 Cine 시스템에 연결된다. Cine 시스템으로부터 필요한 매개변수를 설정한 후, 입력 볼륨 데이터는 실시간으로 입력 FIFO를 통해 입력 메모리인 SBSRAM의 한쪽에 저장된

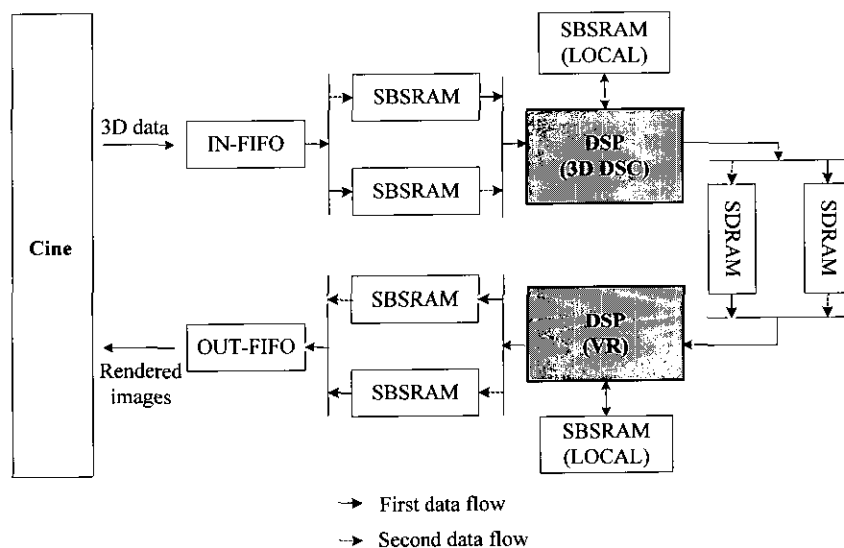


그림 1. 초음파 볼륨 렌더링 시스템의 블록도
Fig. 1. Block diagram of ultrasound volume rendering system

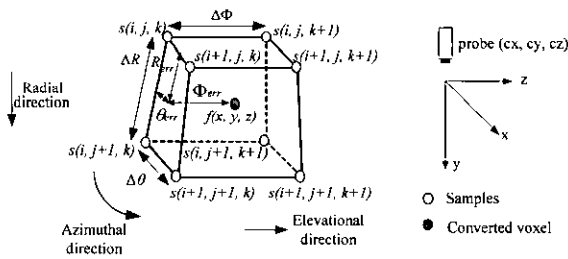


그림 2. 3차원 R-θ 알고리즘
Fig. 2. 3D R-θ algorithm

다. 이 볼륨 데이터를 가지고 3D DSC DSP는 스캔 변환을 수행한다. 이와 동시에 입력 FIFO를 통해 들어오는 다음 번의 볼륨 데이터는 입력 메모리의 다른 한 쪽에 저장된다. 3D DSC DSP는 처리한 결과를 SDRAM의 한쪽에 저장해 놓고 이 결과를 이용하여 VR DSP는 볼륨 렌더링을 수행한 후 결과를 결과 메모리 (SBSRAM)에 저장한다. 렌더링 결과는 FIFO를 통해 Cine 시스템으로 보내진다. 전체 메모리는 이중 버퍼 형태로 구성되어 있기 때문에 각 모듈이 동시에 동작할 수 있도록 구성되었다.

기존의 3차원 DSC 알고리즘

1. 3차원 R-θ 알고리즘

2차원 R-θ 알고리즘과 같이 방사선 방향과 방위각 방향으로의 표본화뿐 아니라 elevation 방향으로의 표본화도 시행하여 구좌표계의 데이터를 얻는다. 하나의 복셀 값 $f(x, y, z)$ 은 식 (1)-(6)과 같이 주변의 8개의 표본들을 이용해 3차원 선형 보간으로 얻어지므로 많은 계산량을 필요로 한다. 그림 2는 표본 사이의 간격, 단면 사이의 간격, 그리고 주사선 사이의 간격이 크지 않을 경우 보간 과정을 선형으로 근사화하여 보여준다.

$$R_{err} = \left| R - \sqrt{(cx-x)^2 + (cy-y)^2 + (cz-z)^2} \right| / \Delta R \tag{1}$$

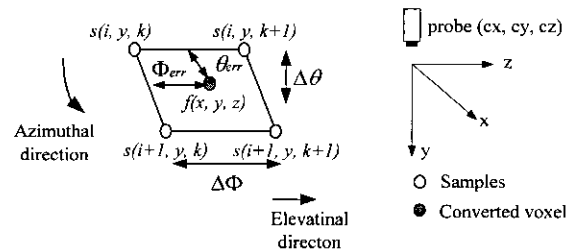


그림 3. 3차원 ULA
Fig. 3. 3D ULA

$$\theta_{err} = \left| \theta - \arctan((cx-x) / \sqrt{(cy-y)^2 + (cz-z)^2}) \right| / \Delta \theta \tag{2}$$

$$\Phi_{err} = \left| \Phi - \arctan((cz-z) / (cy-y)) \right| / \Delta \Phi \tag{3}$$

$$p(i, y, k) = s(i, j, k)(1 - R_{err}) + s(i, j+1, k)R_{err} \tag{4}$$

$$p(x, y, k) = p(i, y, k)(1 - \theta_{err}) + p(i+1, y, k)\theta_{err} \tag{5}$$

$$f(x, y, z) = p(x, y, k)(1 - \Phi_{err}) + p(x, y, k+1)\Phi_{err} \tag{6}$$

x, y, z 는 구하려는 복셀 $f(x, y, z)$ 의 좌표, cx, cy, cz 는 변환자의 좌표이고, 단면 수 k , 주사선 수 i , 표본 수 j 로 구성되는 $s(i, j, k)$ 는 $f(x, y, z)$ 의 주변 표본이다. R 은 변환자에서부터 $s(i, j, k)$ 까지의 거리, θ 는 $s(i, j, k)$ 의 방위각, Φ 는 $s(i, j, k)$ 의 elevation 방향의 각도, 그리고 $R_{err}, \theta_{err}, \Phi_{err}$ 는 각각 방사선 방향, 방위각 방향, elevation 방향의 보간에 사용되는 비중이다.

2. 3차원 ULA

2차원 ULA의 확장으로, elevation 방향으로의 표본화도 시행한다 [3]. 하나의 복셀 값 $f(x, y, z)$ 은 식 (7)-(10)과 같이 2번의 선형 보간으로 얻어지므로 3차원 R-θ 알고리즘보다 계산량은 작으나 화질이 떨어진다. 그림 3은 단면 사이의 간격, 그리고 주사선 사이의 간격이 크지 않을 경우 보간 과정을 선형으로 근사화하여 보여준다.

$$\theta_{err} = \left| \theta - \arctan((cx-x) / \sqrt{(cy-y)^2 + (cz-z)^2}) \right| / \Delta \theta \tag{7}$$

$$\Phi_{err} = \left| \Phi - \arctan((cz-z) / (cy-y)) \right| / \Delta \Phi \tag{8}$$

$$p(i, y, k) = s(i, y, k)(1 - \theta_{err}) + s(i+1, y, k)\theta_{err} \tag{9}$$

$$f(x, y, z) = p(x, y, k)(1 - \Phi_{err}) + p(x, y, k+1)\Phi_{err} \tag{10}$$

x, y, z 는 구하려는 복셀 $f(x, y, z)$ 의 좌표, cx, cy, cz 는 변환자의 좌표이고, 단면 수 k , 주사선 수 i , 표본 수 j 로 구성되는 $s(i, y, k)$ 는 $f(x, y, z)$ 의 주변 표본이다. θ 는 $s(i, y, k)$ 의 방위각, Φ 는 $s(i, j, k)$ 의 elevation 방향의 각도, 그리고 θ_{err}, Φ_{err} 는 각각 방위각 방향과 elevation 방향의 보간을 위한 비중이다.

제안된 알고리즘

일반적으로 초음파 볼륨 렌더링 시스템은 입력으로 3차원 R-θ 알고리즘으로 표본화된 데이터를 이용한다. 그러므로 화질면에서도, 입력 영상의 표본화 방식에 의해서도 3차원 R-θ 알고리즘을 이용하여 입력 영상을 스캔 변환해야 한다. 그러나, 이 방식은 각 복셀의 구좌표계에서의 위치 계산에 필요한 역 tangent 계산, 3차원 선형 보간에서의 많은 곱셈, 덧셈 연산, 그리고 DSP에서 계산될 때 잦은 외부 메모리 접근 때문에 많은 계산시간이 필요하다. 그러므로 다음과 같이 고속화하기 위한 방법들을 사용한다.

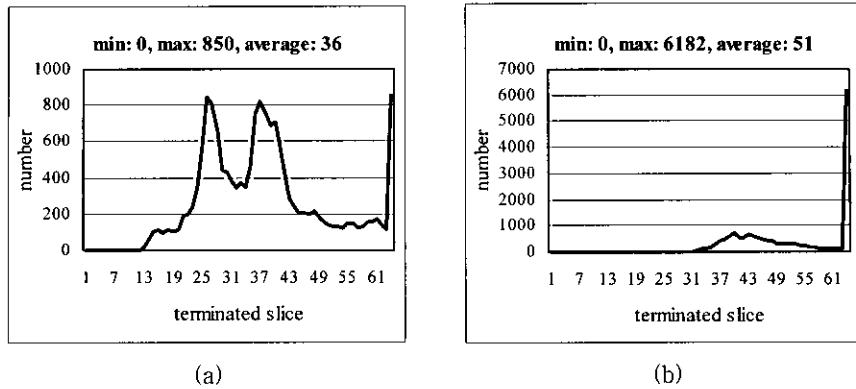


그림 4. 3차원 디지털 스캔 변환이 끝나는 단면 위치의 히스토그램: (a) 태아의 얼굴 데이터, (b) 태아의 등 데이터
 Fig. 4. Histogram of the location where the 3D DSC is terminated: (a) fetus face data, (b) fetus back data

1. 전처리 과정

3차원 DSC는 복셀의 입력 볼륨 데이터에서의 위치 계산과 보간으로 이루어진다. 볼륨 렌더링 시스템은 매개변수가 정해진 상태에서 3차원 표본 데이터 셋이 계속 입력될 때 미리 계산된 비중을 이용하여 실시간으로 스캔 변환한다. 매개변수인, 스캔 변환하려는 관심영역 (ROD)의 크기, 변환자의 최대 각도, 그리고 변환자로부터 첫번째 표본까지의 거리가 정해지면 각 복셀의 값을 보간할 때 사용되는 비중은 변함이 없으므로 보간 전에 한 번만 계산하여 사용할 수 있다. 그러므로 비중 계산이 전처리 과정으로 수행된다. 즉, 식 (1)-(3)의 R_{err} , θ_{err} , ϕ_{err} 를 미리 계산해 테이블화하여 외부 메모리에 저장한 후 입력 볼륨 데이터에 대하여 보간 과정만 수행하도록 한다.

2. 고속 볼륨 렌더링 방식의 사용

일반적으로 볼륨 렌더링은 전체 볼륨에 대하여 다 하는 것이 아니라 early ray termination, voxel skipping method를 이용해 일부 데이터에 대해서만 한다 [8]. 즉 초음파 볼륨 렌더링 시스템에서 모든 데이터를 스캔 변환할 필요가 없다. 렌더링의 각도 변화가 작다고 가정할 때 3차원 DSC는 앞면으로

부터의 간단한 볼륨 렌더링을 수행해 early ray termination, voxel skipping method의 조건을 만족할 경우 각 광선을 따라 볼륨 렌더링에서 사용하지 않는 복셀들은 스캔 변환하지 않는다.

(1) Early ray termination

광선이 진행하면서 합성 불투명도가 최대 임계값 이상이 되면 광선의 합성 칼라 값은 안정화되어 거의 변화가 없으므로 그 이상 광선을 진행시키지 않고 그만 두는 방법이다 [8]. 그림 4는 실험 및 결론에서 설명할 스캔 변환된 데이터를 볼륨 렌더링할 경우 화질에 영향을 크게 미치지 않도록 실험적으로 최대 임계값을 0.95라고 할 때, 광선의 진행이 끝나는 단면 위치에 대한 히스토그램이다. 그림 4(a)는 태아의 얼굴 데이터에 대한, 그림 4(b)는 태아의 등 데이터에 대한 히스토그램이다. 그림 4(a)의 경우 평균이 36이라는 것은 평균적으로 광선들이 36번째 단면까지 진행된다는 의미이다. 즉 광선이 진행하는 복셀들에 대해서만 스캔 변환해 주면 된다.

(2) Voxel skipping method

최소 임계값 이하의 불투명도의 복셀들은 볼륨 렌더링에 기여하는 바가 거의 없으므로 이 복셀들은 스캔 변환하지 않는

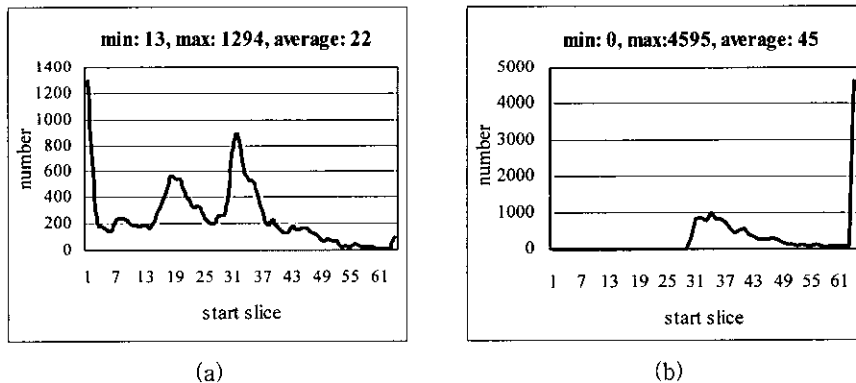


그림 5. 3차원 DSC를 시작하는 단면 위치에 대한 히스토그램: (a) 태아의 얼굴 데이터, (b) 태아의 등 데이터
 Fig. 5. Histogram of the location where the 3D DSC starts: (a) fetus face data, (b) fetus back data

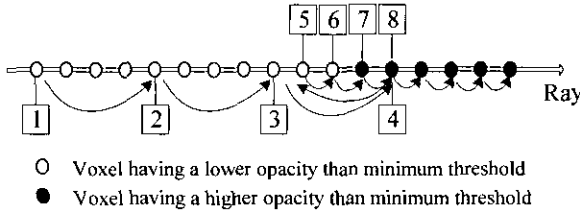


그림 6. Voxel skipping method
Fig. 6. Voxel skipping method

다. 그림 5는 화질에 크게 영향을 미치지 않도록 실험적으로 최소 임계값을 0.05라고 할 때, 스캔 변환된 데이터에서 광선을 따라 불투명도가 최소 임계값 이상인 첫 복셀의 단면 위치에 대한 히스토그램이다. 그림 5(a)는 태아의 얼굴 데이터에 대한, 그림 5(b)는 태아의 등 데이터에 대한 히스토그램이다. 그림 5(a)의 경우 평균이 22라는 것은 평균적으로 광선들이 22번째 단면부터 볼륨 렌더링한다는 의미이다. 즉, 광선을 따라 임계값 이상의 복셀들에 대해서만 스캔 변환하면 된다. 이 때 의료 영상 데이터는 상관성이 높으므로 정해진 양만큼씩 건너뛰면서 복셀들의 값을 검사해도 된다 [8]. 만약 3개의 복셀을 건너뛰는 경우 그림 6와 같이 건너뛰다가 임계값 이상의 복셀을 만나면 건너뛴 복셀들을 다시 검사한다.

3. DSP의 성질 이용

외부 메모리로의 접근은 DSP의 내부 메모리로의 접근보다 많은 시간을 필요로 한다. 외부 메모리의 동작 속도가 100MHz로 DSP의 동작 속도인 200MHz보다 작기 때문이다. 그러므로 가능하면 외부 메모리로의 접근을 줄이는 것이 필요 한데 이것은 16비트 단위의 메모리 접근과 Direct Memory Access (DMA)를 사용하여 이룰 수 있다.

(1) 16비트 단위의 메모리 접근

DSP의 버스와 레지스터들은 워드 단위의 데이터를 지원한다. 그러므로, 8비트 데이터를 처리할 때 실제로 32비트를 사용하므로 효율성이 많이 떨어진다. 이를 극복하기 위하여 32비트를 효율적으로 활용하는 방안을 생각해 볼 수 있다. 그림 7을 보자. x 방향으로 2개의 광선과 y 방향으로 2개의 광선, 총 4개의 광선을 한꺼번에 진행시키다가 대표 불투명도가 최소 임계값보다 크면 4개로 나누어 각각 따로 진행한다. 이 때 의료 영상 데이터는 상관성이 높다는 것을 이용하여 대표 불투명도를 4개의 복셀들 중 하나의 복셀에 대해서만 얻는다. Early ray termination을 위하여 4개의 광선에서 합성 불투명도의 평균값을 이용한다. 이 방식은 계산하는 루프의 횟수를 반으로 줄인다는 이점이 있다. 물론 루프 내부의 계산량은 늘어나지만 pipeline을 통해 잘 제어할 수 있다.

(2) DMA 사용

메모리를 많이 사용하는 볼륨 데이터는 DSC할 때 메모리의 접근을 위하여 많은 시간이 소모된다. 빠른 메모리 접근을 위

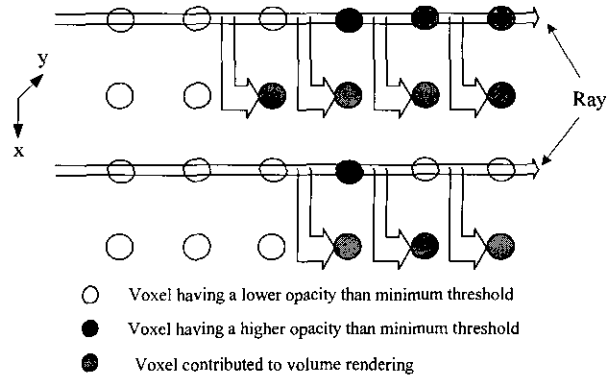


그림 7. One-to-four ray casting method
Fig. 7. One-to-four ray casting method

하여 사용되는 하드웨어 방식인 DMA는 CPU의 간섭 없이 메모리 간 데이터의 이동이 가능하도록 한다. TMS320C6201은 4개의 독립적인 DMA 사용을 허용한다 [9]. 3차원 DSC에서는 전처리 과정에서 구하여 외부 메모리에 저장한, 복셀 값을 보 간할 때 사용하는 비중을 DMA를 사용해 미리 내부 메모리에 가져다 놓는다.

결과 및 분석

1. 실험 환경

제안한 알고리즘을 TI에서 제공하는 Code Composer를 이용해 C 언어로 programming하여 컴파일 후 JTAG를 통해 볼륨 렌더링 시스템의 DSP로 프로그램을 loading하여 수행하였다. DSP는 200MHz로 동작하고 SDRAM과 SBSRAM은 100MHz로 동작한다. 입력 데이터는 1MB의 8비트 데이터이다. 실험을 위해 입력 데이터를 다음과 같이 만들었다. 태아의 얼굴의 발달이 정상인지 확인하는 148×194×112 (x×y×z)의 태아 얼굴 데이터와 태아의 몸 전신과 척추의 이상유무를 확인하는 132×186×126의 태아의 등 데이터를 사용하여 그림 8에서 보이는 것처럼 관심영역 크기가 128×128×64의 데이터를 얻도록 3차원 직각좌표계에서 주어진 기존의 3차원 태아 영상으로부터 3차원 R-θ 방식으로 표본화하여 3차원 초음파 신호를 구성하였다.

- * 단면 수: 94
 - * 주사선 수: 128
 - * 표본 수: 87
 - * 변환자에서 첫번째 표본까지 오프셋: 111 표본 간격
 - * 주사 각도: -30~30
- 화질의 비교 척도로 PSNR을 이용하고 식 (11)과 같다.

$$e = S_{orig} - S_{result}$$

표 1. 3차원 DSC에 걸린 시간과 볼륨 렌더링 영상의 PSNR: (a) 태아의 얼굴 데이터, (b) 태아의 등 데이터

Table 1. The PSNR of the volume-rendered images and processing time of 3D DSC: (a) fetus face data, (b) fetus back data

적용 알고리즘		바이트		16비트	
		PSNR (dB)	시간 (초)	PSNR (dB)	시간 (초)
DMA 사용 안 함	3D R- θ DSC	24.34	2.52	24.28	2.13
	Early ray termination	24.79	1.64	24.59	1.34
	Voxel skipping method	23.98	1.93	24.03	1.45
	Early ray termination & voxel skipping method	24.08	0.99	24.14	0.66
DMA 사용	Early ray termination & voxel skipping method			24.14	0.55

(a)

적용 알고리즘		바이트		16비트	
		PSNR (dB)	시간 (초)	PSNR (dB)	시간 (초)
DMA 사용 안 함	3D R- θ DSC	23.01	2.52	22.72	2.13
	Early ray termination	23.37	2.23	22.96	1.82
	Voxel skipping method	22.88	1.32	22.43	0.84
	Early ray termination & voxel skipping method	22.92	0.92	22.50	0.50
DMA 사용	Early ray termination & voxel skipping method			22.50	0.38

(b)

$$PSNR = 10 \log \frac{255^2}{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} |e_i|^2} \quad (11)$$

S_{orig} 은 직각좌표계의 데이터의 관심영역을 볼륨 렌더링한 영상, S_{result} 은 스캔 변환된 데이터를 볼륨 렌더링한 영상, 그리고 N은 영상의 화소 수이다.

2. 3차원 R- θ 알고리즘 적용

기존의 3차원 R- θ 알고리즘을 적용하였다. 스캔 변환된 데이터를 볼륨 렌더링한 영상은 그림 9와 같다. 태아 얼굴 데이터는 스캔 변환에 36.68 초의 시간이 걸리고 PSNR이 24.34 dB이다. 태아 등 데이터는 스캔 변환에 36.68 초의 시간이 걸

리고 PSNR이 23.01 dB이다.

3. 제안한 알고리즘 적용

전처리 과정과 보간 과정을 분리해 보자. 이 때 전처리 과정에서는 8.58 초가 걸리며 보간 과정에서는 2.52 초가 걸렸다. 전처리 과정은 실제 계산 시간에 포함시키지 않으므로 보간 과정만이 3차원 DSC라고 할 수 있다.

그림 10은 고속 알고리즘이 사용되지 않고 스캔 변환된 데이터의 볼륨 렌더링 영상을 나타내고 있다. 그림 11은 early ray termination을, 그림 12는 voxel skipping method를, 그림 13은 early ray termination과 voxel skipping method를

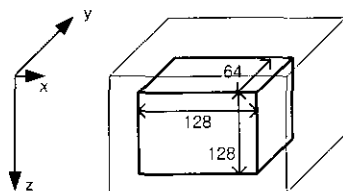


그림 8. 실험 데이터의 128×128×64 부분
Fig. 8. The 128×128×64 part of the simulation data



(a) (b)

그림 9. 스캔 변환된 데이터의 볼륨 렌더링 영상: (a) 태아의 얼굴 데이터, (b) 태아의 등 데이터

Fig. 9. The volume-rendered image of converted volume data: (a) fetus face data, (b) fetus back data

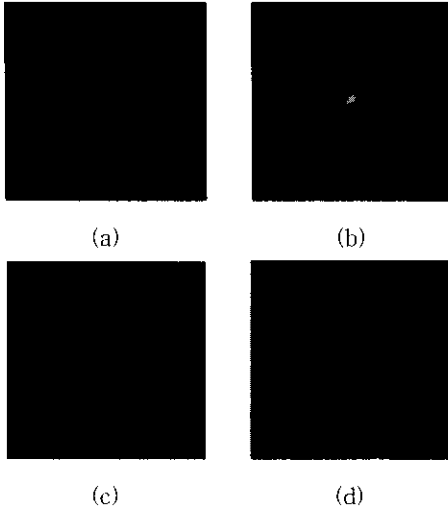


그림 10. 고속 알고리즘 없이 스캔 변환한 경우의 블록 렌더링 영상: (a), (b) 바이트 단위 메모리 접근, (c), (d) 16비트 단위 메모리 접근
 Fig. 10. Volume-rendered image of converted data set using 3D R- θ DSC with no fast algorithms: memory access by (a), (b) Byte operation, (c), (d) 16-bit operation

사용할 경우 스캔 변환된 데이터의 블록 렌더링 영상이다. 표 1은 각 방식을 적용할 때 걸린 시간과 PSNR을 나타낸다. 화질의 비교를 위해 각 블록 렌더링 영상을 고속 알고리즘을 적용하지 않은 그림 9와 비교하면 된다.

태아 얼굴 데이터와 등 데이터에 대하여 시간을 보면 태아의 얼굴 데이터는 early ray termination 방법만 적용한 경우

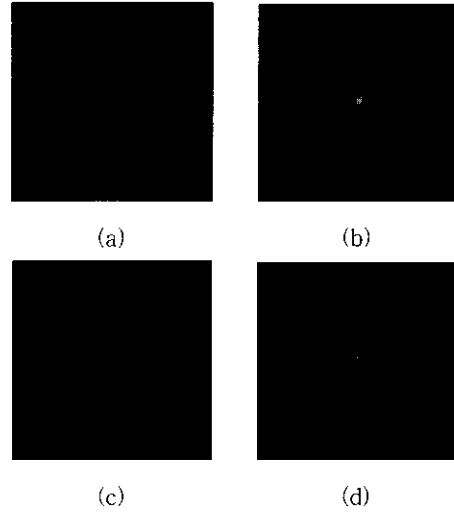


그림 11. Early ray termination을 이용해 스캔 변환한 경우의 블록 렌더링 영상: (a), (b) 바이트 단위 메모리 접근, (c), (d) 16비트 단위 메모리 접근
 Fig. 11. Volume-rendered image of converted data set using early ray termination: memory access by (a), (b) Byte operation, (c), (d) 16-bit operation

가 voxel skipping method 방법만 적용한 경우보다 더 시간이 절약됨을 알 수 있다. 태아 등 데이터는 이와 반대로 voxel skipping method 방법만 적용한 경우가 더 시간이 절약된다. 이 이유는 데이터 셋의 차이 때문이다. 그림 4에서 보았듯이 3차원 DSC가 끝나는 평균 단면 위치는 태아 얼굴 데이터는 36이고 태아 등 데이터는 51이다. 즉 early ray termination이

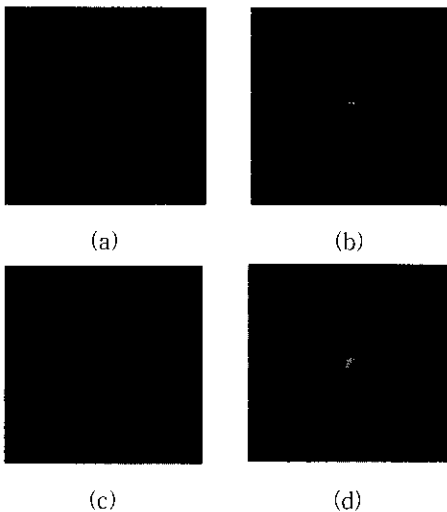


그림 12. Voxel skipping method를 이용해 스캔 변환한 경우의 블록 렌더링 영상: (a), (b) 바이트 단위 메모리 접근, (c), (d) 16비트 단위 메모리 접근
 Fig. 12. Volume-rendered image of converted data set with voxel skipping method: memory access by (a), (b) Byte operation, (c), (d) 16-bit operation

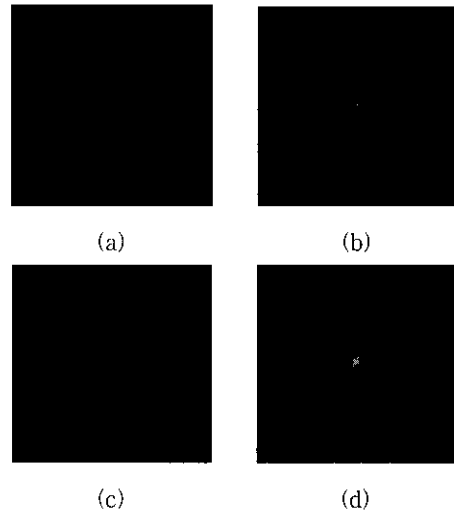


그림 13. Early ray termination과 voxel skipping method를 이용해 스캔 변환한 경우의 블록 렌더링 영상: (a), (b) 바이트 단위 메모리 접근, (c), (d) 16비트 단위 메모리 접근
 Fig. 13. Volume-rendered image of converted data set with early ray termination and voxel skipping method: memory access by (a), (b) Byte operation, (c), (d) 16-bit operation

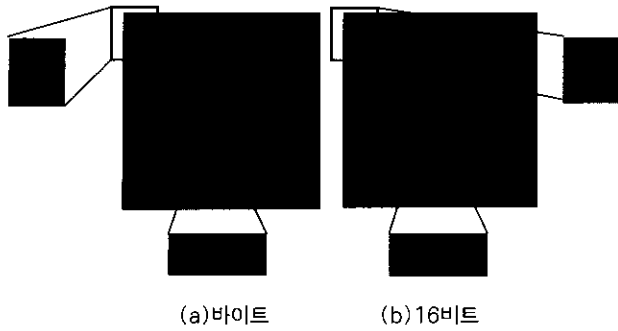


그림 14. 메모리 접근 방식에 따라 스캔 변환 시 화질 저하
 Fig. 14. Image degradation according to memory access method

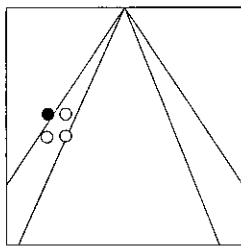


그림 15. 3차원 DSC에 사용되는 복셀들의 예
 Fig. 15. The voxels used in 3D DSC

일어날 때 스캔 변환되지 않는 부분이 태아 등 데이터보다 태아 얼굴 데이터가 더 많아 계산량이 더 많이 줄어든다. 또한, 그림 5에서 보았듯이 3차원 DSC가 시작하는 평균 단면 위치는 태아 얼굴 데이터는 22이고 태아 등 데이터는 45이다. 즉 voxel skipping method가 적용될 때 스캔 변환되지 않는 부분이 태아 얼굴 데이터보다 태아 등 데이터가 더 많아 계산량이 더 많이 줄어든다.

Early ray termination 적용 시 PSNR이 더 높은 것을 볼 수 있는데 이것은 프로그램에서 정수형 연산을 수행하기 위하여 불투명도를 0에서 1의 사이 값들을 0에서 1024의 정수 값들로 형 변환시킬 때 소수점 이하는 버렸기 때문에 누적되는 opacity 값이 부동 소수점 연산보다 작게 되어 더 많은 데이터가 렌더링되기 때문이다.

바이트 단위일 때보다 16비트의 메모리 접근일 때 PSNR이

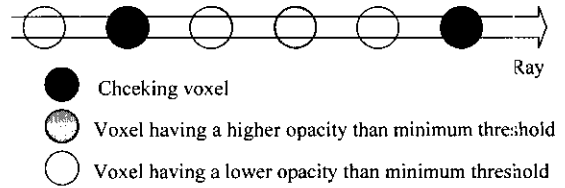


그림 17. Voxel skipping method에서의 오차
 Fig. 17. Error in voxel skipping method

좀 낮고 voxel skipping method 적용 시 기존의 3D R-θ 방법보다 PSNR이 좀 낮다는 것을 관찰할 수 있다.

(1) 메모리 접근 방법에 따른 화질 저하

그림 14는 고속 알고리즘을 사용하지 않고 메모리 접근 방식에 따라 스캔 변환된 데이터의 볼륨 렌더링 영상에서 화질 저하를 나타낸다. 영상의 네모난 부분이 화질 저하된 부분으로 2배 확대하여 보여 주고 있다. 보간할 때 변환하고자 하는 복셀이 원래 데이터 셋에 포함되는지 검사하는데 16비트 단위의 메모리 접근 방식에서는 그림 15에서처럼 한 복셀이 원래 데이터 셋에 포함되지 않으면 다음 복셀도 원래 데이터 셋에 포함되지 않아 값이 나오지 않는다. 그러므로 화질 저하를 발생시킨다.

(2) Voxel skipping method 사용 시 화질 저하

그림 16은 바이트 단위로의 메모리 접근 시 고속 알고리즘을 사용하지 않을 때와 voxel skipping method를 사용해 스캔 변환된 데이터의 볼륨 렌더링 영상에서 화질 저하를 나타낸다. 영상의 네모난 부분이 화질 저하된 부분으로 2배 확대하여 보여 주고 있다. 이것은 그림 17에서 회색 복셀처럼 상관성이 크다고 해도 건너뛰는 데이터 중 불투명도가 최소 임계값보다 큰 값이 있을 경우 화질에 영향을 미치기 때문이다.

결론

이 논문에서는 3차원 DSC를 초음파 볼륨 렌더링 시스템에

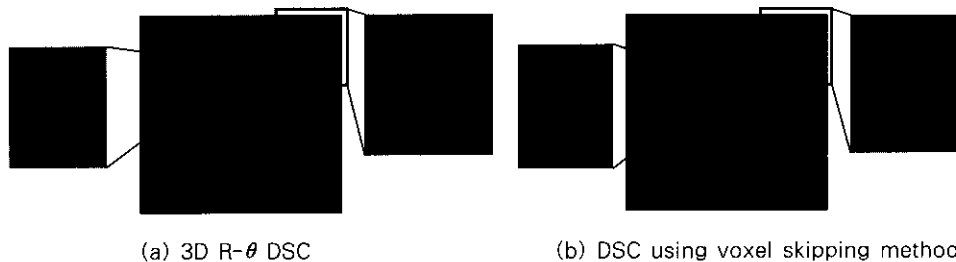


그림 16. Voxel skipping method를 사용한 경우 화질 저하
 Fig. 16. Image degradation in case of using voxel skipping method

서 TMS320C6201에 맞게 구현하는 알고리즘에 대하여 설명하였다. 기존의 3차원 DSC는 시간이 많이 걸리는 데 비해 시간이 많이 걸리는 요소인 역 tangent 계산을 한 번만 하는 전처리 과정을 두어 스캔 변환하고자 하는 관심영역의 크기, 최대 각도, 그리고 변환자에서부터 첫번째 표본까지의 거리가 바뀌지 않는 한 3차원 DSC는 보간 과정만을 실행하도록 하였다. 보간 과정에서는 볼륨 렌더링의 특성을 이용하여 사용하는 일부 데이터만 스캔 변환하도록 볼륨 렌더링 알고리즘인 early ray termination과 voxel skipping method를 사용하였다. 이외에 16비트 단위로 메모리에 접근하도록 하였으며 또한 DMA를 사용하여 전처리 과정에서 구한 복셀들의 보간 시 사용되는 비중을 미리 내부 메모리에 가져다 놓도록 하였다. 각 알고리즘을 적용할 경우 큰 화질 저하 없이 기존 방법에 비해 우수한 성능을 내는 것을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. J. Ophir and N.F. Maklad, "Digital Scan Converters in Diagnostic Ultrasound Imaging", Proceedings of the IEEE, Vol.67, No.4, pp. 654-664, April 1979
2. K.H. Kim, J.H. Oh, S.H. Chang, and H.W. Park, "Digital Scan Converter Algorithm for Ultrasound Sector Scanner", J. Biomed. Eng. Res., Vol.17, No.4, pp. 469-478, 1996
3. J.Y. Koh, "3D-ULA: Exploiting Uniform Ladder Algorithm for efficient 4D Ultrasonic Imaging", Report of Medison Co.
4. M.H. Lee, J.H. Kim, and S.B. Park, "Analysis of a Scan Conversion Algorithm for a Real-Time Sector Scanner", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.MI-5, No.2, pp. 6-15, June 1986
5. A.P. Berkhoff, H.J. Huisman, J.M. Thijssen, E.M.G.P. Jacobs, and R.J.F. Homan, "Fast Scan Conversion Algorithms for Displaying Ultrasound Sector Images", Ultrasonic Imaging, Vol.16, pp.87-108, 1994
6. W.D. Richard and R.M. Arthur, "Real-time Ultrasonic Scan Conversion via Linear Interpolation of Oversampled Vectors", Ultrasonic Imaging, Vol.16, pp. 109-123, 1994
7. C. Rritsch, M. Parrilla, O. Mrtines, and D. Jimenez, "A multirate scan conversion method", Ultrasonics, Vol.38, pp. 179-182, 2000
8. S.W. Choi, M.J. Kwon, and H.W. Park, "Implementation of Modified Shear-Warp Volume Rendering in TMS320C6201", J. Biomed. Eng. Res., Vol.21, No.5, pp. 519-526, 2000
9. Texas Instruments, TMS320C6201/6701 Peripherals, Literature Number SPRU190B, 1998