

논문 2005-42SC-5-7

유방 초음파 볼륨영상에서의 율왜곡 기반 종양영역 분할

(Rate-Distortion Based Segmentation of Tumor Region in an Breast Ultrasound Volume Image)

곽종인*, 김상현**, 김남철*

(Jong In Kwak, Sang Hyun Kim, and Nam Chul Kim)

요약

본 논문에서는 유방 초음파 볼륨영상에서 진단하고자 하는 종양 영역을 율왜곡 기반(rate-distortion based) 시드영역 확장 방법으로 분할하는 알고리즘을 제안한다. 제안된 분할법에서는 율은 윤곽의 거친 정도를 나타내고 왜곡은 영역의 동질성 정도를 나타내는데, 흉부 종양 볼륨으로부터 획득한 2차원 단면 영상에서 설정된 초기 시드영역에서 시작하여 이러한 율과 왜곡을 동시에 최소화하는 주위영역 중 하나씩 시드영역으로 병합한다. 이러한 병합은 시드영역의 윤곽 화소당 평균 율왜곡 비용이 최대가 될 때까지 반복적으로 수행한다. 이렇게 함으로써 최종 시드영역은 동질성이 잘 유지되고 부드러운 윤곽을 갖게 된다. 마지막으로 모든 단면 영상에 있는 최종 시드영역의 윤곽들을 이용하여 3차원 흉부 종양을 추출한다. 실험 결과, 제안한 방법이 초음파 데이터에 대하여 평균 에러율이 약 4% 미만으로 나타났다.

Abstract

This paper proposes an efficient algorithm for extracting a tumor region from an breast ultrasound volume image by using rate-distortion (R-D) based seeded region growing. In the proposed algorithm, the rate and the distortion represent the roughness of the contour and the dissimilarity of pixels in a region, respectively. Starting from an initial seed region set in each cutting plane of a volume, a pair of the seed region and one of adjacent regions whose R-D cost is minimal is searched and then they are merged into a new updated seed region. This procedure is recursively performed until the averaged R-D cost values per the number of contour pixels in the seed region becomes maximal. As a result, the final seed region has good pixel homogeneity and a much smooth contour. Finally, the tumor volume is extracted using the contours of the final seed regions in all the cutting planes. Experimental results show that the averaged error rate of the proposed method is shown to be below 4%.

Keywords : 초음파 볼륨, 흉부 종양, 영상 분할, 율왜곡

I. 서론

지금까지 개발된 의학 진단장치로는 초음파 영상 진단장치, 자기공명 영상 장치(magnetic resonance imaging), 컴퓨터 방사선 단층촬영 장치(computerized

tomography), 방사선 장치(X-ray) 등이 있다^[1,2]. 이러한 장치들 중에서도, 초음파 영상 진단장치는 다른 영상 진단장치들에 비하여 보다 안전하고, 무침습적이며, 비용 면에서도 효율적일 뿐만 아니라, 실시간으로 인체 내의 구조를 시각화하는 장점을 지닌다. 이러한 이유로 인하여 초음파 영상 진단장치의 응용분야는 점차 확대되고 있다^[1,2]. 특히 질병 진단 분야에서는 질병의 효과적인 진단을 위하여 초음파 영상 진단장치에서 획득한 데이터로부터 진단 객체를 추출하기 위한 영상 분할(segmentation)이 필수적인 전처리 과정으로 인식되고 있으며 지금까지 많은 분할(segmentation) 기법들이 연구되고 있다^[3,4,5,6,7].

* 정회원, 경북대학교 전자공학과
(Department of Electronic Engineering, Kyungpook National University)

** 정회원, 영산대학교 멀티미디어공학부
(Department of Multimedia Engineering, Youngsan University)

※ 이 논문은 2004년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음 (KRF-2004-002-D00291).

접수일자: 2005년5월27일, 수정완료일: 2005년9월1일

이들 방법중에서 Ogawa^[3] 논문에서는 LoG(Laplacian of Gaussian) 연산자를 이용하여 흉부 종양을 추출하였다. Martin^[4]의 논문에서는 윤곽 기반 분할법인 활동 윤곽 알고리즘(active contour algorithm)을 사용하여 초음파 영상에서 태아(fetus)를 분할하였다. Krivanek^[5]의 논문에서는 Sobel 연산자와 워터셰드 분할법을 이용하여 난포(follicle)의 윤곽을 추출하였다. Hao^[6]의 논문에서는 영역확장법(seeded region growing)을 이용하여 고주파의 초음파 심장 영상에서 경색(infarcted) 영역, 국부적으로 혈액이 부족한(ischemic) 영역, 일반적인 심근 영역으로 분할하였다. 또한, Lin^[7]의 논문에서도 무시드 영역확장법(unseeded region growing)으로 심장 윤곽을 추출하였다. 이와 같은 진단 객체의 추출시 초음파 영상이 갖는 고유한 현상들(inherent artifacts)^[2,8,9,10]로 인하여 발생하는 잡음에 강인하고 진단객체의 특성에 적합한 분할 알고리즘의 개발이 필요하다. 특히, 흉부 종양과 같은 질병과 관련된 진단 객체의 경우 장기와 달리 경계가 불분명하고 흉부 종양 내부에도 밝기값의 변화가 심해서 초음파 영상에서 분할하는 것이 더욱 어렵다. 이러한 흉부 종양을 효과적으로 추출하기 위해서는 흉부 종양의 특성을 고려한 분할 알고리즘의 개발이 필요하다.

본 논문에서는 모든 갱신되는 시드영역에 대하여 윤곽의 거친 정도와 영역의 동질성 정도를 동시에 고려함으로써 초음파 영상이 갖는 잡음들에 강인하고 경계가 불분명하면서 밝기값의 변화가 심한 흉부 종양 분할에 적합한 울왜곡 기반 영역확장법을 제안하고자 한다. 제안된 알고리즘에서는 흉부 종양 초음파 볼륨 데이터로부터 얻은 각 2차원 단면영상을 먼저 전처리한다. 전처리는 개선(enhancement), 초기 시드영역 설정(initial seed region setting), 세밀 분할(fine segmentation)로 구성된다. 개선된 영상에서 사용자가 지정한 흉부 종양 경계 상의 두 점을 이용하여 흉부 종양 내부에 포함되도록 초기 시드영역을 각각 설정한다. 다음 초기 시드영역을 제외한 영상을 울왜곡 기반 분할법으로 세밀하게 분할한다. 이후 시드영역의 이웃 영역들 중에서 울왜곡 비용이 최소가 되는 영역을 하나씩 반복적으로 병합해 가는데, 이러한 병합을 시드영역의 윤곽 화소당 평균 울왜곡 비용이 최대가 될 때까지 수행하여 흉부 종양의 윤곽으로 추출하고 이 추출된 2차원 윤곽 영상들로부터 선형 보간법을 사용하여 3차원의 흉부 종양을 재구성한다. II장에서는 제안된 흉부 종양 추출 알고리즘을 설명하며 III장에서는 모의 초음파 데이터와 초음파 볼륨 데이터들에 대하여 제안된 방법의 성능을 평가하고 결론을 맺는다.

II. 제안한 흉부 종양 분할

그림 1은 제안한 3차원 흉부 종양 분할 알고리즘에 대한 블록도를 보여준다. 제안된 알고리즘은 단면영상 생성(cutting plane generation), 전처리(pre-processing), 초기 시드영역 설정(initial seed region setting), 세밀 분할(fine segmentation), 시드영역 확장(seeded region growing), 후처리(post-processing)로 이루어진다.

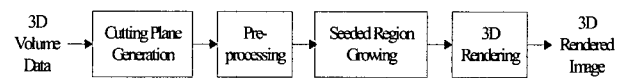


그림 1. 제안된 3차원 초음파 물혹의 분할 알고리즘에 대한 블록도

Fig. 1. Block diagram of the proposed algorithm for extraction of a 3D breast tumor.

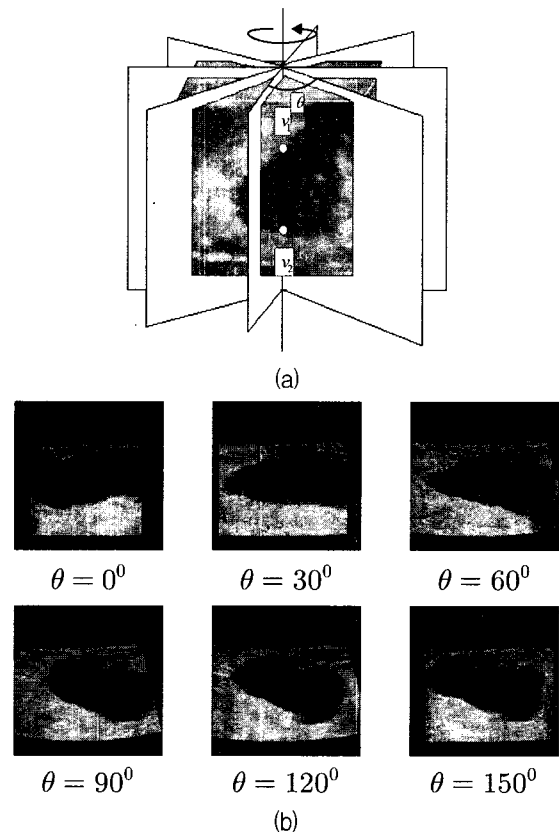


그림 2. 3차원 초음파 볼륨 데이터로부터 2차원 단면 영상 생성: (a) 절단면을 일정하게 회전하면서 2차원 단면 영상을 획득하는 모습; (b) 획득한 2차원 단면 영상들

Fig. 2. 2D cutting images generation from a 3D ultrasound volume data: (a) scene of acquiring 2D cutting planes by rotating a cross sectional plane regularly, and (b) 2D cutting planes obtained from the rotation.

1. 단면영상 생성

단면영상 생성에서는 그림 2처럼 3차원 볼륨 데이터에 대해 기준축을 중심으로 일정한 각도로 절단면을 회전시키면서 3차원 데이터를 절단하여 2차원 단면 영상들을 얻는다. 제안한 방법에서는 흉부 종양 추출시 정확도를 높이기 위하여 그림 2(a)처럼 흉부 종양 경계상의 최상단점과 최하단점을 사용자 개입으로 얻는다. 이러한 단면 영상을 일정 간격으로 평행하게 생성하는 기존의 방법들^[11,12]을 이용한다면 흉부 종양 경계상의 두 점의 위치가 영상마다 다르기 때문에 영상마다 사용자 개입이 필요하게 된다. 반면에 제안한 방법에서는 3차원 데이터의 기준축, 즉 모든 영상에 공통되는 중심 세로축 상에 있는 흉부 종양 경계상의 최상단점과 최하단점을 한 번의 사용자 개입으로 표시할 수 있다.

2. 전처리

전처리과정은 개선(enhancement), 초기 시드영역 설정(initial seed region setting), 세밀 분할(fine segmentation)로 구성된다.

가. 개선

개선 과정에서는 절단된 각 단면 영상에 대해 스펙클(speckle), 산란(scattering) 등^[2,8,9]으로 발생하는 잡음을 줄이기 위한 메디안 필터링을 수행한다. 이어서 필터링된 영상에 대해 같은 조직이라도 펄스 신호원과의 거리가 멀수록 어둡게 나타나는 초음파 특유의 감쇄 현상(attenuation)^[2,9,19]을 국부적 통계 특성을 이용하여 보상하고 개선한다. 감쇄 현상의 경우 초음파 펄스가 매질을 통과하여 진행하면서 그 세기가 진행 방향의 거리에 따라 지수 함수적으로 약해지게 되는데, 이러한 현상 때문에 동일한 매질이더라도 펄스 신호원과의 거리가 가까운 위치보다는 먼 위치의 화소가 상대적으로 어둡게 된다^[19]. 따라서 이러한 화소 값의 차이를 보상하기 위하여 매질이 동일한 영역들 중 펄스 신호원과의 거리가 가까운 영역과 먼 영역을 설정하고, 두 영역의 평균 밝기값이 동일하도록 하기 위하여 모든 화소의 밝기값을 1차 선형적으로 보상한다.

나. 초기영역 설정

초기 시드영역 설정에서는 흉부 종양이 타원형에 가깝다는 형태적인 특성에 근거하여 사용자가 지정한 흉부 종양 경계상의 상하 두 점 v_1, v_2 를 이용하여 흉부 종양 내부에 포함되는 타원의 시드영역을 설정한다. 이

러한 시드영역은 시드영역확장 과정에서 초기 시드영역이 된다. 그림 3은 초기 시드영역 설정 과정을 보여준다. 적절한 타원 영역을 설정하는 데 필요한 좌우 두 점 h_1, h_2 를 구하기 위하여 그림 3(a)처럼 v_1 을 지나는 수평선과 v_2 를 지나는 수평선 사이의 각 수직 신호를 수평 방향으로 투영하여 그림 3(b)와 같은 투영 곡선을 얻는다. 여기서 가로축은 수평 방향의 위치를 나타내고, 세로축은 각 수직라인의 투영값을 나타낸다.

이러한 투영 곡선으로부터 물혹 영역의 화소 밝기값들이 인체 조직 영역의 화소 밝기값보다 어둡다는 사

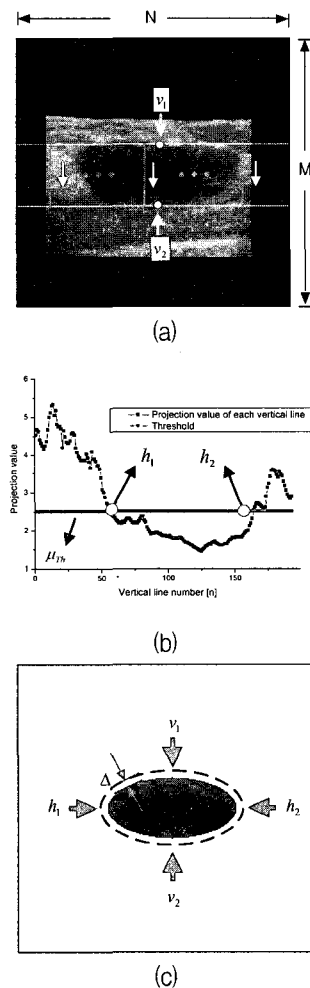


그림 3. 타원형 영역 설정: (a) v_1 과 v_2 사이에 존재하는 수직 신호들의 수평 투영; (b) 투영곡선과 h_1, h_2 ; (c) v_1, v_2, h_1, h_2 를 이용한 타원형 시드영역 설정

Fig. 3. Elliptic region setting: (a) horizontal projection of vertical lines between v_1 and v_2 , and (b) Projection curve and h_1 and h_2 , and (c) elliptic seed region set from v_1, v_2, h_1 , and h_2 .

전지식을 이용하여 투영값들의 평균보다 표준편차의 상수 배만큼 큰 값을 역치로하여 큰 투영값들 중에서 사용자가 지정한 두 점의 중심에서 가장 가까운 좌우 두 개의 투영값을 찾는다. 다음에 사용자가 지정한 두 점의 중심을 지나는 수평선상에 좌우 두 개의 투영값에 해당하는 왼쪽 끝 점 h_1 과 오른쪽 끝 점 h_2 를 구한다. 다음 그림 3(c)에서와 같이 이렇게 구한 v_1, v_2, h_1, h_2 에 대해 Δ 만큼의 마진을 주어 점선 타원보다 작은 타원 시드영역을 얻는다.

다. 세밀 분할

세밀 분할에서는 개선된 영상을 세밀하게 분할하기 위하여 여러 가지 분할 방법들 중에서 울왜곡 기반 분할법을 사용한다. 여기서는 동질성 비용을 이웃하는 영역들에서 구한 최대와 최소의 밝기값의 차로 정의하는 기존의 분할법^[13]과는 달리 동질성 비용으로 윤곽의 부드러움과 영역의 동질성을 동시에 고려한 울왜곡 기울기를 사용한다^[14]. 제안한 분할법에서는 쿼드 트리 구조 하에서 모 블록과 이웃하는 네 개의 자식 블록에 대하여 구한 울왜곡 기울기가 역치보다 작으면 한 개의 모 블록으로 병합하고, 반대로 왜곡의 기울기가 역치보다 크면 한 개의 모 블록을 네 개의 자식 블록으로 분리한다. 다음, 그룹핑에서는 이웃하는 두 블록에서 구한 울왜곡 기울기가 역치 이하면 쿼드 트리 구조를 깨뜨리면서 병합한다^[13,15]. 마지막으로 제거에서는 울왜곡 기울기 비용을 최소화 하는 두 영역을 찾아서 병합하고 파티션을 갱신한다. 이러한 병합은 미리 정해진 조건에 도달할 때까지 반복적으로 수행된다^[15].

이 방법에서는 병합, 분리, 그룹핑 단계에서 영역들을 병합하거나 분리하기 위하여 필요한 울왜곡 기울기에 대한 역치값을 입력 영상의 픽셀 밝기값들의 표준편차에 비례하도록 정하며 동일한 값을 적용한다.

3. 영역확장법

시드영역확장에서 세밀한 분할 후에 초기 시드영역 설정에서 정한 시드영역과 이웃 영역들 중에서 울왜곡 비용이 최소가 되는 영역을 하나씩 반복적으로 병합해 가는데, 이러한 병합을 시드영역의 윤곽 화소당 평균 울왜곡 비용이 최대가 될 때까지 수행하여 시드영역의 윤곽을 흉부 종양의 윤곽으로 추출한다. 영역확장법에서는 동질성 비용으로 윤곽의 부드러움과 영역의 동질성을 동시에 고려한 울왜곡 기울기^[14]를 사용하므로

써 초음파 영상이 갖는 특유의 현상들로 인하여 발생하는 잡음에 강하고 경계가 불분명하면서 밝기값의 변화가 심한 흉부 종양을 효과적으로 분할한다.

임의의 두 영역 R_i 와 R_j 가 이웃한다라는 것은 두 영역 사이에 에지 e_{ij} 가 존재한다라는 것을 의미하며 여기서는 편의상 에지 e_{ij} 를 에지 e 로 표기한다. 두 영역 사이의 동질성의 정도를 나타내는 에지 비용을 울왜곡 기울기로 표현하면 다음 식과 같다.

$$\Delta J(e) = c(\{R_i, R_j\}) = -\frac{\Delta D(e)}{\Delta R(e)} \quad (1)$$

여기서 $\Delta D(e)$ 와 $\Delta R(e)$ 는 임의의 에지 e 에 연결된 두 영역 R_i 와 R_j 를 병합하면서 발생하는 왜곡의 변화량과 울의 변화량을 나타낸다. 식(1)의 계산에 필요한 왜곡의 변화량 $\Delta D(e)$ 는 각 영역 내부의 질감을 평균 밝기로 근사화 할 경우 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \Delta D(e) &= D(R_i \cup R_j) - [D(R_i) + D(R_j)] \\ &= \frac{N(R_i) \cdot N(R_j)}{N(R_i) + N(R_j)} \{[\mu(R_i) - \mu(R_j)]\}^2 \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 $N(R)$ 및 $\mu(R)$ 는 영역 R 의 크기와 평균 밝기값을 각각 나타내며, $D(R)$ 은 누적자승오차를 나타낸다. 울의 변화량은 윤곽 화소수와 평균 밝기값에 관련된 울을 고려하여 다음과 같이 근사적으로 추정될 수 있다^[14].

$$\Delta R(e) \cong -\{\alpha N_c(e) + \beta\} \quad (3)$$

여기서 $N_c(e)$ 는 에지 e 에 연결된 두 영역이 공유하는 윤곽화소 수, α 는 윤곽화소 당 비트수, β 는 평균 밝기값에 대한 울을 나타낸다.

시드영역확장법에서는 이러한 울왜곡 비용이 최소인 시드영역과 이웃하는 영역을 하나씩 반복적으로 병합함으로써 갱신된 시드영역은 동질성이 잘 유지되면서 부드러운 윤곽을 갖게 된다. 이러한 반복적 병합은 시드영역을 만든 시점부터 시드영역의 윤곽 화소당 평균 울왜곡 비용이 최대가 될 때까지 수행하는 데, 여기서 사용하는 울왜곡 기울기는 수식 (2)와 수식 (3)을 사용하여 구한다. 시드윤곽을 이루는 에지들의 울왜곡 비용이 최대가 된다는 것은 시드윤곽이 부드러우면서 흉부 종양과 인체 조직간의 경계에 가장 근접했음을 나타낸다. 따라서 시드영역 윤곽 화소당 평균 울왜곡 비용이 최대가 되는 단계 t 를 찾기 위한 수식은 다음과 같이 정의

한다.

$$t = \operatorname{argmax}_t \left\{ \frac{1}{N_t^c} \sum_{e \in E_t^c} c(e) \right\} \quad (4)$$

여기서 단계 t 의 범위는 $0 \leq t < N^2$ 이고, N^2 는 영상의 크기이며, N_t^c 는 t 단계에서의 시드 영역 윤곽 화소 수를 나타내고, E_t^c 는 t 단계에서 시드 영역의 윤곽을 구성하는 에지들의 집합을 나타낸다. 그림 4(a)는 초기 시드 영역과 세밀 분할 후의 윤곽 영상을 보여주며, 그림 4(b)는 울왜곡 기반 영역확장법 후의 윤곽 영상을 보여준다.

4. 3차원 랜더링

3차원 랜더링에서는 표면 기반 랜더링 기법을 사용하여 모든 단면 영상의 최종 시드 영역의 윤곽들로부터 3차원 흉부 중앙 볼륨을 랜더링한다. 먼저, 모든 단면 영상들의 흉부 중앙 윤곽으로부터 등간격으로 정점(vertex)들을 구한 후, 이 정점들을 사용하여 다면체(polygon)들로 이루어진 진단 객체의 3차원 철선 프레임(wire frame)^[16]을 구성한다. 다음, 각 다면체 정점들의 법선 벡터를 계산하고 선형 보간법으로 다면체 내부의 모든 화소에 대한 법선 벡터들을 구하며 각 법선 벡터에 폰 쉐이딩(Phong shading) 기법^[17]을 적용하여 밝기값을 구한다. 마지막으로 이러한 화소들의 밝기값들을 사용하여 3차원 흉부 중앙을 랜더링한다.

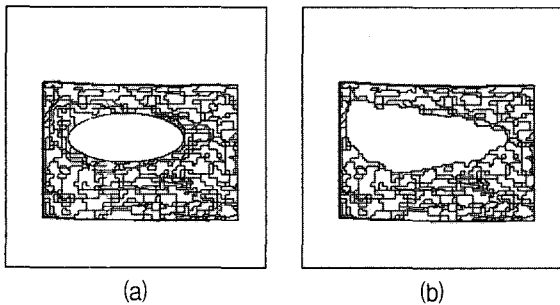


그림 4. 윤곽 영상들: (a) 세밀 분할 후의 영역들에 대한 윤곽; (b) 시드영역확장법 후의 영역들에 대한 윤곽

Fig. 4. Contour images: (a) region contours after the fine segmentation, and (b) contours after the seeded region growing.

III. 실험

제안한 방법의 성능을 평가하기 위하여 한 개의 모의

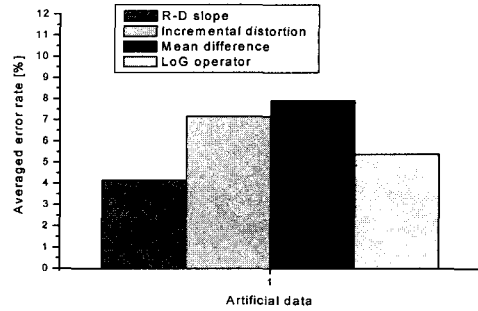


그림 5. 여러 가지 동질성 비용을 적용한 제안한 방법과 LoG 연산자를 이용하여 구한 평균 에러율

Fig. 5. Averaged error rates of the proposed method in cases of various homogeneity cost and that of the LoG-based method.

데이터와 네 개의 실제 초음파 볼륨에 대하여 분할 실험을 수행하였고 한 개의 실제 초음파 볼륨은 단계별 실험 결과를 보여주기 위하여 사용하였다. 각 볼륨으로부터 획득한 2차원 단면영상의 크기는 200×200 이다. 모의 데이터의 경우 컨볼루션(convolution) 모델을 기반으로 한 3차원 MRF(Markov random field)를 이용하여 생성하였다^[18]. 실험 결과를 측정하기 위하여 모든 단면 영상에 대한 평균 에러율(averaged error rate)을 이용하고 각 단면 영상에서 구하는 에러율은 다음 수식과 같이 계산된다.

$$\text{Error rate}[\%] = \frac{N_{FA} + N_{FD}}{N_M} \times 100 \quad (5)$$

여기서 N_M 은 매뉴얼에 의해 구해진 중앙 영역의 크기를 나타내고, N_{FA} 는 분할 방법으로 구한 중앙의 영역 중 실제 중앙의 오류 화소들(false alarm pixels), N_{FD} 는 실제 중앙내 오류 화소들(false dismissals pixels)을 각각 나타낸다. 그림 5는 모의 데이터에 대하여 제안한 방법에 동질성 비용을 각각 울왜곡 기울기, 왜곡의 변화량, 평균 밝기값의 차로 적용하였을 때의 결과와 LoG operator를 사용하여 얻은 결과에 대한 평균 에러율을 비교하였다. 그림 5에서 볼 수 있듯이 울왜곡 기울기를 이용한 방법이 평균 밝기값의 차를 이용한 방법보다 평균 에러율이 약 2배 정도 낮음을 볼 수 있으며, LoG 연산자를 이용한 방법보다도 평균 오차율이 약 1% 이상 낮음을 알 수 있다.

그림 6(a)~그림 6(d)는 네 개의 각 볼륨 데이터로부터 획득한 첫 번째 단면 영상들을 보여준다. 그림 6(e)

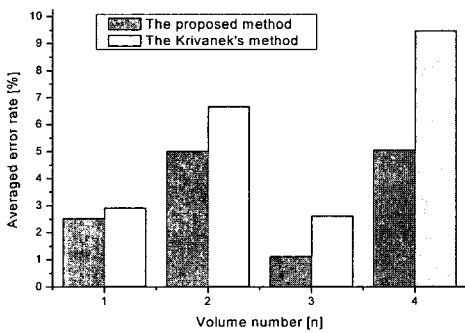
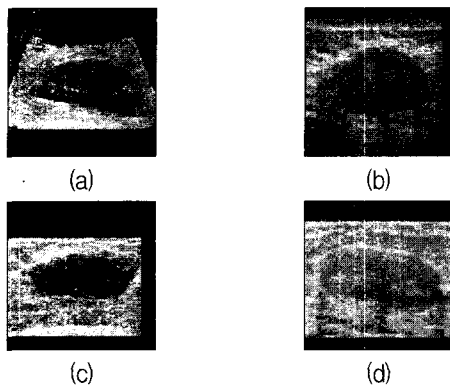


그림 6. 2D 단면 영상들과 평균 에러율들: (a), (b), (c), (d) 네 개의 실제 볼륨 데이터로부터 획득한 2차원 단면 영상들; (e) 각 볼륨 데이터에 대한 에러율들

Fig. 6. 2D cutting planes and averaged error rates: (a), (b), (c), (d) 2D cutting planes acquired from four real ultrasound volumes, respectively, and (e) averaged error rates for four volumes.

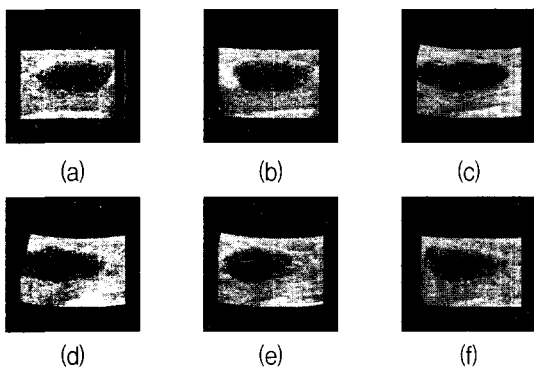


그림 7. 흉부 종양 볼륨으로부터 절단면을 일정한 각도로 회전하면서 획득한 2차원 단면 영상들: (a) 프레임 0, (b) 프레임 1, (c) 프레임 2, (d) 프레임 3, (e) 프레임 4, (f) 프레임 5

Fig. 7. 2D cutting planes obtained by equiangular revolution of a cross sectional plane for a 3D breast tumor volume: (a) frame #0, (b) frame #1, (c) frame #2, (d) frame #3, (e) frame #4, and (f) frame #5.

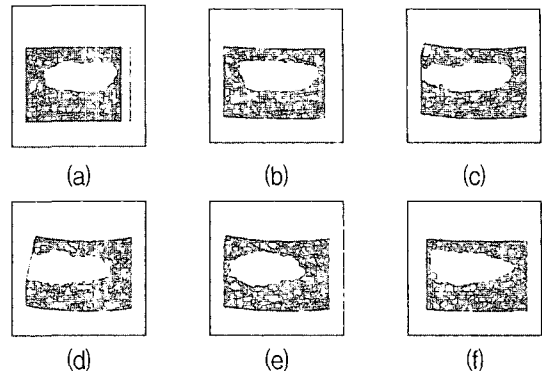


그림 8. 세밀 분할 후의 결과 윤곽 영상들: (a) 프레임 0, (b) 프레임 1, (c) 프레임 2, (d) 프레임 3, (e) 프레임 4, (f) 프레임 5

Fig. 8. Results of fine segmentation for a breast tumor: (a) frame #0, (b) frame #1, (c) frame #2, (d) frame #3, (e) frame #4, and (f) frame #5.

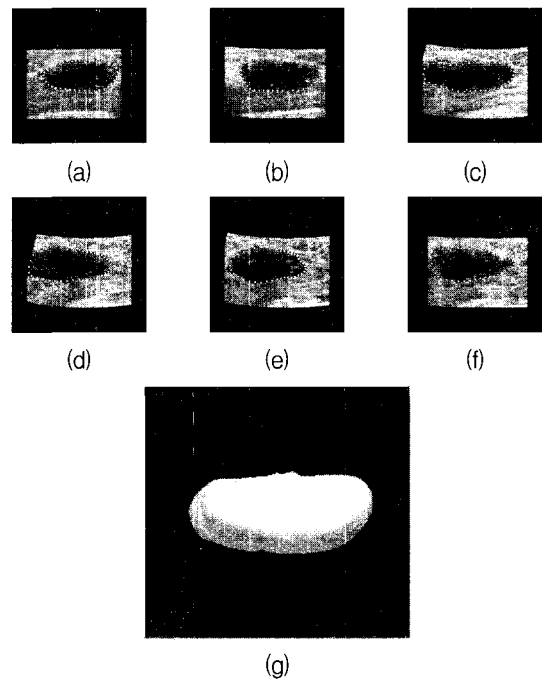


그림 9. 흉부 종양의 윤곽들로부터 추출한 정점들과 3차원 랜더링된 흉부 종양: (a) 프레임 0, (b) 프레임 1, (c) 프레임 2, (d) 프레임 3, (e) 프레임 4, (f) 프레임 5, (g) 3차원 랜더링된 흉부 종양

Fig. 9. Vertices extracted from tumor contours and 3D rendered tumor volume: (a) frame #0, (b) frame #1, (c) frame #2, (d) frame #3, (e) frame #4, and (f) frame #5, and (g) 3D rendered tumor volume.

는 네 개의 3차원 흉부 종양 데이터 대해서 제안한 알고리즘과 제안한 방법에서 사용된 동일한 개선 과정을 적용한 Krivanek의 방법으로 구한 결과를 사람이 눈으로 보면서 손으로 직접 획득한 결과를 기준으로 하여

구한 평균 에러율들이다. 그림 6(e)에서 볼 수 있듯이 네 개의 초음파 볼륨 데이터에 대하여 제안한 방법으로 구한 평균 에러율이 약 1.1%~5%이고, Krivanek의 방법으로 구한 평균 에러율들이 2.7%~9.5%이며, 제안한 방법이 평균적으로 약 1.5% 이상 낮음을 알 수 있다.

그림 7~그림 9는 제안한 방법의 중간 결과들을 보여준다. 그림 7은 다른 한 개의 3차원 흉부 중앙 데이터로부터 수직 축으로 30도씩 옮겨가면서 얻은 2차원 입면 단면 영상들을 보여준다. 그림 8은 울왜곡 기반 분할법으로 세밀하게 분할한 결과를 보여준다. 그림 9(a)~그림 9(f)는 단면영상의 흉부 중앙 윤곽들로부터 추출한 정점들을 원영상에 겹쳐서 나타낸 것이다. 그림 9(g)는 그림 9(a)~그림 9(f)로부터 획득한 정점들을 일차 선형 보간법을 이용하여 재구성한 3차원 흉부 중앙 영상을 보여준다. 실험 결과에서 볼 수 있듯이 각 2차원 단면 영상에서 분할된 중앙이 사람의 눈으로 보는 것과 유사하게 추출됨을 볼 수 있고, 실험 결과에서 제안한 방법이 초음파 볼륨에서 흉부 중앙을 추출하기에 효율적임을 알 수 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 초음파 볼륨에서 진단하고자 하는 흉부 중앙을 울왜곡 기반(rate-distortion based) 시드영역 확장법으로 분할하는 알고리즘을 제안하였다. 제안된 분할법에서는 울은 윤곽의 거친 정도를 나타내고 왜곡은 영역의 동질성 정도를 나타내는데, 흉부 중앙 볼륨으로부터 획득한 2차원 단면 영상에서 설정된 초기 시드영역에서 시작하여 이러한 울과 왜곡을 동시에 최소화하는 주위영역 중 하나씩 시드영역으로 병합하였다. 이러한 병합은 시드영역의 윤곽 화소당 평균 울왜곡 비용이 최대가 될 때까지 반복적으로 수행하였다. 마지막으로 모든 단면 영상에 있는 최종 시드영역의 윤곽들을 이용하여 3차원 흉부 중앙을 추출하였다. 실험 결과, 제안한 방법이 초음파 데이터에 대하여 평균 에러율이 약 4% 미만으로 나타남을 보였고, 기존의 Krivanek의 방법보다 평균 에러율이 약 1.5% 이상 낮음을 알 수 있었다. 또한, 각 2차원 단면영상에서 분할된 중앙이 사람의 눈으로 보는 것과 유사하게 추출됨을 볼 수 있었고, 제안한 방법이 초음파 볼륨에서 흉부 중앙을 추출하기에 효율적임을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] P. N. T. Wells, "Current status and future technical advances of ultrasonic imaging," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 14-20, 2000.
- [2] J. U. Quistgaard, "Signal acquisition and processing in medical diagnostic ultrasound," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 14, pp. 67-74, 1997.
- [3] S. Ogawa and K. Itoh, "Three dimensional ultrasonic imaging for diagnosis of breast tumor," *IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 1677-1680, 1998.
- [4] M. Martin and E. Rodriguez, "Energy functions for the segmentation of ultrasound volume data using active rays," in *Proc. IEEE Int. Conf. on ICASSP'00*, vol. 4, pp. 2274-2277, 2000.
- [5] A. Krivanek and M. Sonka, "Ovarian ultrasound image analysis: follicle segmentation," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 17, no. 6, pp. 935-944, Dec. 1998.
- [6] X. Hao, C. Bruce, C. Pislaru, and J. Greenleaf, "Segmenting high-frequency intracardiac ultrasound images of myocardium into infarcted, ischemic, and normal regions," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 20, pp. 1373-1383, Dec. 2001.
- [7] Z. Lin, J. Jin, and H. Talbot, "Unseeded region growing for 3D image segmentation," *ACM International Conference Proceeding Series, Selected papers from the Pan-Sydney Workshop on Visualization*, vol. 2, pp. 31-37, Dec. 2000.
- [8] R. Entekin, P. Jackson, J. R. Jago, and B. A. Porter, "Real time spatial compound imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience," *Medica Mundi*, vol. 43, pp. 35-43, 1999.
- [9] P. N. T. Wells, "Absorption and dispersion of ultrasound in biological tissue," *Ultrasound in Medicine and Biology*, pp. 369-376, 1975.
- [10] A. Madabhushi and D. N. Metaxas, "Combining low-, high-level and empirical domain knowledge for automated segmentation of ultrasonic breast lesions," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol.22, no.2, pp. 155-169, Feb. 2003.
- [11] A. Wahle, G. P. M. Prause, S. C. DeJong, and M. Sonka, "Geometrically correct 3-D reconstruction of intravascular ultrasound images by fusion with biplane angiography-methods and validation," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 18, pp. 686-699, Aug. 1999.
- [12] D. F. Leotta, J. F. Primozych, K. W. Beach, R. O.

Bergelin, K. D. Gibson, and D. E. Strandness, Jr., "Cross-sectional area changes in peripheral vein grafts monitored by three-dimensional ultrasound imaging," *IEEE Ultrasonics Symp.*, vol. 2, pp. 1865-1868, Oct. 2000.

[13] R. Steven and L. Horowitz, "Picture segmentation by a tree traversal algorithm," *Journal of ACM*, vol. 23, no. 2, pp. 368-388, Apr. 1976.

[14] C. W. Lim, N. C. Kim, S. C. Jun, and C. S. Jung, "Rate-distortion based image segmentation using recursive merging," *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technology*, vol. 10, no. 7, pp. 1121-1134, Oct. 2000.

[15] J. I. Kwak, M. N. Jung, S. H. Kim, and N. C. Kim, "3D Segmentation of Breast Tumor in Ultrasound Images," *Medical Imaging 2003 Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, vol. 4, no. 26, pp. 193 - 200, Feb. 2003.

[16] C. S. Choi, H. Harashima, and T. Takebe, "Analysis and synthesis of facial expressions in knowledge-based coding of facial image sequences." *Proc. ICASSP*, pp. 2737-2740, 1991.

[17] A. Watt, *Fundamental of Three-Dimensional Computer Graphics*, Addison Wesley, 1990.

[18] T. Lango, T. Lie, O. Husby, and J. Hokland, "Bayesian 2-D deconvolution: Effect of using spatially invariant ultrasound point spread function," *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 48, no. 1, Jan. 2001.

[19] G. Xiao, M. Brady, A. Noble, and Y. Zhang, "Segmentation of ultrasound B-Mode images with intensity inhomogeneity correction," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol.21, no.1, pp. 48 - 57, Jan. 2002.

저 자 소 개



곽 종 인(정회원)
1994년 경북대학교 전자공학과
학사 졸업.
1994년 6월~1999년 1월
(주)현대 전자
정보통신연구소 연구원
2001년 경북대학교 전자공학과
석사 졸업.

2001년~현재 경북대학교 전자공학과 박사 과정.
<주관심분야 : 영상처리, 영상분할, 컴퓨터비전>



김 상 현(정회원)
1991년 경북대학교 전자공학과
학사 졸업.
1993년 경북대학교 전자공학과
석사 졸업.
1998년 경북대학교 전자공학과
박사 졸업.

1998년 3월~2001년 8월 (주)메디슨 선임연구원
2001년 9월~현재 영산대학교 멀티미디어학부
조교수

<주관심분야 : 영상처리, 컴퓨터비전, 컴퓨터그래
픽스>



김 남 철(정회원)
1978년 서울대학교 전자공학과
학사 졸업.
1980년 한국과학기술원 전기 및
전자공학과 석사 졸업.
1984년 한국과학기술원 전기 및
전자공학과 박사 졸업.

1984년 3월~현재 경북대학교
전자전기컴퓨터학부 교수
1990년 1월~1994년 12월 생산기술연구원 HDTV
신호처리분과위원
1994년 1월~1996년 12월 한국통신학회 편집위원
1994년 1월~1996년 12월 대한전자공학회
편집위원
1996년 1월~1998년 한국방송공학회 편집위원,
이사78
1997년 1월~1998년 12월 한국통신학회
신호처리 연구회 위원장

<주관심분야 : 영상처리, 영상압축, 영상복원, 컴
퓨터 비전>