

Extracting The Prostate Boundary Using Direction Features of Prostate Boundary On Ultrasound Prostate Image

Jae Heung Park*, Yeong Geon Seo**

Abstract

Traditionally, in the hospital the doctors saw the TRUS images by their eyes and manually segmented the boundary between the prostate and nonprostate. But the manually segmenting process not only needed too much time but also had different boundaries according to the doctor. To cope the problems, some automatic segmentations of the prostate have been studied to generate the constant segmentation results and get the belief from patients. Besides, on detecting the boundary, the ones in the middle of all images are easy to find the boundary but the base and apex of the images are hard to do it since there are lots of uncertain boundary. Accurate detection of prostate boundaries is a challenging and difficult task due to weak prostate boundaries, speckle noises and the short range of gray levels. In this paper, we propose the method that extracts a prostate boundary using features of its directions on prostate image. As a result of our experiments, it shows that the boundary never falls short of the existing methods or human expert's segmentation. And also, its searching speed is too fast because the method searches a smaller area than other methods.

▶ Keyword : Prostate, TRUS image, segmentation of prostate, Gabor texture

I. Introduction

전립선 초음파 검사는 항문을 통하여 직장 내 초음파 프로브를 삽입하여 직장의 전방에 위치하는 전립선의 이상을 진단하는 검사법이다. 환자는 좌측 와위(왼쪽으로 돌아누운 자세)를 취하고 젤을 바른 막대형 프로브를 약 10cm 전후로 전립선이 보일 만큼 항문을 통해 직장에 삽입하고 검사가 진행된다[1]. 전립선 초음파 검사는 전립선 용적을 측정할 수 있을 뿐만 아니라, 전립선 내의 병리적 변화를 발견하는 데에도 유용한 검사

이다. 정확한 전립선 분할은 정확한 조직검사 위치, 전립선 암 치료에 적합한 치료 방법 선정, 전립선 부피의 측정에 중요한 역할을 한다. 또한 TRUS(Transrectal Ultrasound) 영상의 전립선 모양은 전립선암 진행 단계를 알아내는 중요한 지표가 된다. 그러나 TRUS 영상에서 전립선의 경계가 불명확하여 전립선 경계 추출에 어려움이 있다[2]. 그리고 초음파영상은 약한 텍스처 조직, 낮은 대조, 불명확한 경계, 많은 반점, 그림자 영역이라는 특징을 갖는다. 이런 문제들을 극복하기 위하여 많은

• First Author: Jae Heung Park, Corresponding Author: Yeong Geon Seo

*Jae Heung Park(pjh@gnu.ac.kr), Dept. of Computer Science, Gyeongsang Nat'l University

**Yeong Geon Seo(young@gnu.ac.kr), Dept. of Computer Science and Graduate School of CCBM, Gyeongsang Nat'l University

• Received: 2016. 09. 24, Revised: 2016. 10. 06, Accepted: 2016. 10. 26.

방법들이 연구되었다. [2]는 3D 전립선 영상을 기본으로 Gabor-support 벡터 장치를 이용한 변형 가능한 분할을 개발했다. 3D를 이용한 전립선 표현은 그림 1처럼 이미 상용화된 소프트웨어도 있다.

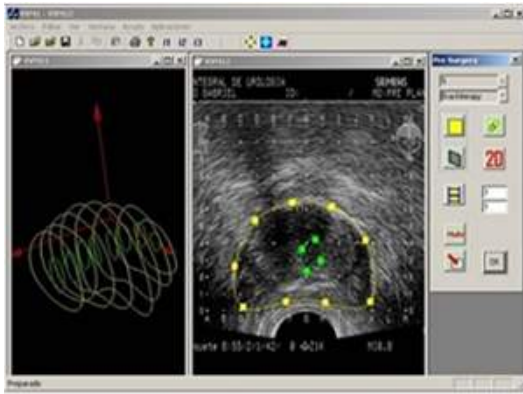


Fig. 1. 3D prostate presentation and its software

[3]은 2D TRUS 영상에서 통계형상 모델을 이용하여 전립선 경계를 그리는 논문이다. [4]은 지역 모양 통계로 적응적 학습을 하여 2D TRUS 영상에서 전립선 자동분할을 제안했다. [5]는 텍스처 특징 추출과 전립선의 통계학적으로 기하학 모양 매칭을 통하여 3D TRUS 영상에서 전립선의 자동 분할을 제안했다. [6]에서는 서포트 벡터 머신과 뱀 형상 윤곽선을 이용하여 경계를 추출했다. 텍스처 특징을 추출하기 위하여 가버 필터 뱅크를 사용하며, 학습 과정에서 전립선과 비전립선의 각 특성을 얻기 위하여 SVM을 사용하였다. [7]은 SVM과 회전 불변 텍스처 특징을 이용하여 TRUS 전립선 영상의 윤곽선을 추출하였다. 전처리 과정에서 잡음을 제거하기 위하여 스틱 필터, top-hat 변환이 사용되고, 회전 불변 텍스처 추출을 위하여 가버 필터 뱅크를 사용하였다. [8]은 평균 형상 모델과 SIFT 특징을 사용하여 전립선 분할을 제안하였다. 세부 단계는 에지 분포를 이용하여 프로브와 직선을 찾고, 다음으로 평균 형상 모델의 중앙에 위치한 3개의 패치를 찾는다. 세 개의 패치와 각 블록들이 얼마나 대표 블록과 유사한지를 비교한다. 마지막으로 앞 단계의 경계와 첫 단계에서 얻은 개략적 경계가 최종 분할에 사용된다. [9]는 가버 텍스처 특징과 뱀형상 윤곽선을 이용하여 전립선 경계를 추출하였다. 이 방법은 최종 윤곽선 추출 단계에서 윤곽선을 결정할 때 부드러운 곡선이 되도록 경계를 결정하였다. 이와 같이 지금까지 다양한 연구들이 이루어져 왔으나, 윤곽선을 찾기 위하여 이미지 전체를 탐색하여 탐색에 많은 시간을 소모하였다. 이에 본 논문에서는 윤곽선이 위치한 개략적인 영역(모델)을 찾아내어, 모델의 가장자리 근처의 경계 방향에 따라 탐색함으로써 탐색 시간을 현저히 줄였다. 또한 [6-9] 방법과 비교하여 충분히 우수하다는 것을 실험으로 보여준다.

II. Related Works

1. Segmentation of prostate from TRUS image

영상분할이란 관심영역과 그 이외의 영역을 구분하는 기법으로 컴퓨터에 의한 영상 인식 및 분석을 위하여 반드시 이루어져야 하는 부분이다. 의료 분야에서도 오늘날 보편적으로 사용되고 있는 X-선 영상, 컴퓨터 단층 촬영 영상, 자기공명영상, 초음파 영상 등의 의료 영상으로부터 관심 대상 부위를 분할하는 작업은 이를 이용한 질환 진단 및 예측을 위해 매우 필수적인 단계이다. 또한 영상 분할은 3차원 가시화, 내비게이션, 모의수술 및 치료계획 등 다양한 의료 영상 응용 분야에서 앞서서 가장 먼저 수행되어야 하는 중요한 작업이다.

그림 2는 B-스플라인을 기술하고 있으며, 이를 이용하여 아틀라스 정합으로 전립선을 자동 분할하는 기법을 제안했다. 분할하고자 하는 데이터를 기준으로 사전에 정의한 여러 개의 아틀라스 영상과 B-스플라인 기법을 이용하여 정합하고, 정합된 여러 개의 영상을 하나의 정합 영상으로 만들기 위하여 다수투표법 또는 STAPLE(Simultaneous Truth And Performance Level Estimation)기법을 이용하여 분할지점과 그 외의 지점으로 정의함으로써 분할한다. 하지만, 아틀라스를 통해 정합된 여러 개의 영상 정보를 기반으로 하나의 분할 영상을 산출하기 때문에 B-스플라인 기법을 이용한 아틀라스 정합 결과에 영향을 많이 받는다.

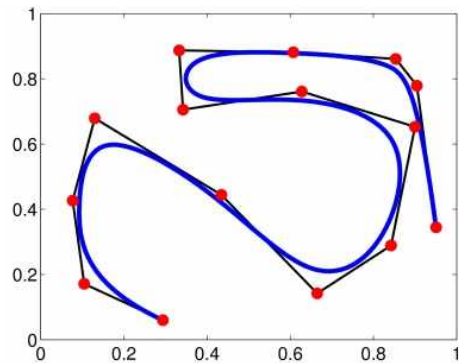


Fig. 2. B-spline curve with 15 control points of order 4

그림 3은 2D와 3D를 함께 사용하여 분할을 하는 방법으로 써, 2차원 활성형상모델과 3차원 활성형상모델을 혼합하여 분할하는 기법을 제안했다. 영상에서 2차원 통계형상모델을 사용하여 전립선 경계선을 분할한 후, 볼륨데이터에서 3차원 통계형상모델을 사용하여 공간적으로 분할한다. 실험을 통하여 2차원 활성형상모델을 사용한 결과와 3차원 활성형상모델을 사용한 결과, 그리고 2,3차원 활성형상모델을 혼합하여 사용한 결과의 정확성을 비교하여 혼합된 활성형상모델을 사용했을 때 상대적으로 정확한 결과를 보여준다.

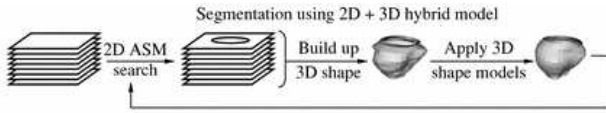


Fig. 3. Building 2D and 3D hybrid model

TRUS 영상에서 전립선을 반자동 혹은 자동으로 분할하는 기존 연구로는 에지 기반 분할 기법으로 초음파 단면 영상으로부터 Canny 연산자를 이용하여 얻은 전립선의 에지를 사용자가 연결하여 전립선의 윤곽을 추출한다. 이 방법은 사용자가 바 꾸더라도 거의 정확하고 동일한 결과를 얻을 수 있는 장점이 있지만, 윤곽을 잇는 과정에서 모든 초음파 단면 영상에 대하여 사용자가 개입해야 하기 때문에 시간이 많이 소요되고 번거롭다는 단점이 있다.

2. The existing methods segmenting the prostate boundaries

전립선 경계 추출은 윤곽선이 뚜렷한 MRI나 CT에서는 큰 어려움이 없지만 초음파 영상에서는 그 경계가 불명확하기 때문에 특별한 기술을 요하고 있다. 지금까지 연구된 결과 중에서 본 논문에서 제안하는 기술과 비교하기 위하여 [6-9] 연구에 대해서 살펴보기로 한다.

[6]에서는 SVM과 뱀형상 윤곽선을 이용하여 경계를 추출했다. 텍스처 특징을 추출하기 위하여 가버 필터 뱅크를 사용하며, 학습 과정에서 전립선과 비전립선의 각 특성을 얻기 위하여 SVM을 사용하였다. SVM은 각 픽셀이 전립선에 속하는지 배경에 속하는지를 학습에 의해 판단한다. 그림 4는 이 방법에 의해 경계를 구분한 영상이다. (a)는 원 영상이며, (b)는 SVM에 의해 레이블이 구분된 결과 인데, 흰색 부분은 전립선 부분이며, 검은색은 배경색으로 분류된 것이다. (c)는 (b)에서 아일랜드를 제거한 것으로서 이 영상을 뱀형상 윤곽선 기법을 이용하여 경계를 확정한다.

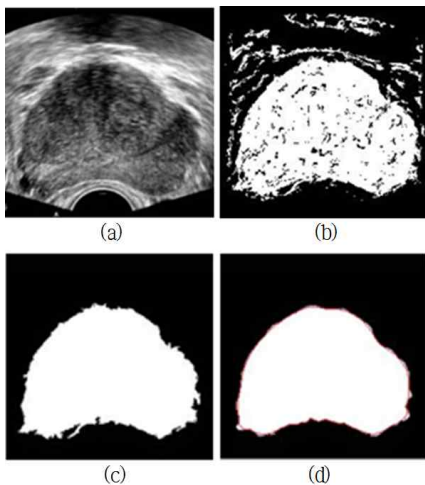


Fig. 4. (a) test image, (b) their predicted labels (c) labels after excluding wrong classified pixels, (d) labels after removing protrusions and smoothing

[7]은 SVM과 회전 불변 텍스처 특징을 이용하여 TRUS 전립선 영상의 윤곽선을 추출하였다. 전처리 과정에서 잡음을 제거하기 위하여 스틱 필터, top-hat 변환이 사용되고, 회전 불변 텍스처 추출을 위하여 가버 필터 뱅크를 사용하였다. 이 기법은 [6] 기법과 마찬가지로 SVM을 사용하였으며, 회전하여도 한 픽셀을 기준으로 변하지 않은 텍스처 특징을 적용하여 각 픽셀의 레이블은 분류 하였다. 레이블은 훈련된 집합에 해당되면 전립선이고, 아니면 배경으로 분류하였으며, 그 경계가 전립선과 배경의 경계로 확정된다. 그림 8은 이 기법을 이용하여 실험한 영상이며, 반지름이 30인 체인 코드를 만들어서 스무딩을 하였다. [8]은 평균 형상 모델과 SIFT 특징을 사용하여 전립선 분할을 제안하였다. 세부 단계는 에지 분포를 이용하여 프로브와 직선을 찾고, 다음으로 평균 형상 모델의 중앙에 위치한 3개의 패치를 찾는다. 이 패치는 전립선과 비전립선의 특징을 비교하기 위하여 사용된다. 3번째 단계로 세 개의 패치와 각 블록들이 얼마나 대표 블록과 유사한지를 비교한다. 마지막으로 앞 단계의 경계와 첫 단계에서 얻은 개략적 경계가 최종 분할에 사용된다. SIFT 알고리즘의 첫 번째 단계에서 특징들의 크기와 위치를 결정하며, 관심점을 찾아낸다. 관심점은 DoG(Difference of Gaussian)를 사용하는 가우시안 피라미드를 필요로 한다(식 (1), (2)). 여기서, $G(x, y)$ 는 가우시안 필터이다.

$$L(x, y, \sigma) = G(x, y, \sigma) \otimes I(x, y) \tag{식 1}$$

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \tag{식 2}$$

두 번째 단계는 특징을 추출하기 위하여 키포인트의 후보로써 사용될 좋지 않은 점들을 제거한다. 세 번째 단계는 키포인트의 이웃의 방향과 크기를 결정한다. 마지막으로, 키포인트에 이웃하는 기울기 값의 크기를 얻는다. SIFT를 처리한 후 키포인트 설명자가 그림 9와 같이 얻어진다.

[9]는 가버 텍스처 특징과 뱀형상 윤곽선을 이용하여 전립선 경계를 추출하였다. 이 방법은 최종 윤곽선 추출 단계에서 윤곽선을 결정할 때 부드러운 곡선이 되도록 경계를 결정하였다. 전처리 단계에서는 히스토그램 평활화, 스틱 필터링, 모폴로지컬 필터링을 한 후에 배경과 프로브 영역을 찾아낸다. 두 번째 단계에서는 가버 필터 뱅크를 만들고 만들어진 필터 뱅크와 컨벌루션을 한 후에 가버 특징을 추출한다. 추출된 특징은 3 단계로 입력되어 학습에 사용된다. 마지막 단계에서는 각 픽셀들이 전립선에 속하는지 배경에 속하는지를 결정하고, 일부 잘못 분류된 픽셀들이 보정되며, 대충의 경계가 결정된다. 대충의 경계는 뱀형상 윤곽선을 이용하여 최종의 윤곽선이 결정된다.

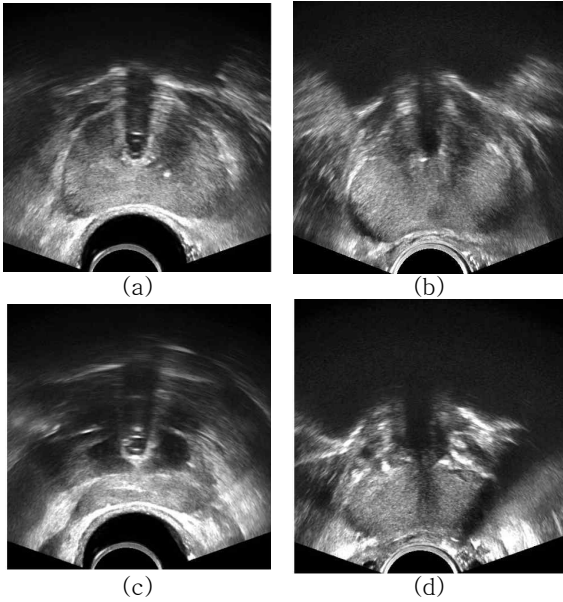


Fig. 5. (a) center image (b) normal Image (c) base image (d) apex image

3. Necessity of using the features of boundary directions to segment the prostate

전립선의 모양은 콩 형상이며, 이 형상은 부채꼴 모양의 2차원 영상의 연속인 3차원 영상으로 구성된다. 전립선 TRUS 영상은 경직장을 통하여 프로브로 촬영한다. 그러므로 항상 프로브는 영상의 가운데 아래쪽에 있다. 그리고 프로브는 완전히 검정색의 호모양이다. 프로브의 양쪽으로 직선은 촬영 시 촬영이 되지 않는 부분이 검정색으로 나타난다. 그림 6에서 프로브의 위치는 아래 가운데, 프로브를 중심으로 양쪽 직선이 있으나, 대부분의 TRUS 전립선 영상은 배경과 전립선의 경계가 불명확하다. 또한, 사람마다 전립선의 모양이 다르고 크기도 다르고 위치도 차이가 있다 [6]. 촬영하는 영상의 크기에 따라서도 다르게 나타난다. 그래서 전립선 경계 분할에 공통적으로 적용할 수 있는 모양이 없다.

그림 5에서 초음파 전립선 영상은 많은 잡음으로 경계를 그리는 것이 어렵다. 특히, 전립선의 기저부(base)와 첨단부(apex)는 불확실하거나 영상이 깨진다. 이 두 부위의 영상은 주변 경계의 참조 없이는 윤곽을 그리기가 불가능하다. 그 이유는 전립선의 기저부와 첨단부가 프로브의 초음파 빔과 평행하기 때문이다[6]. 경계 분할은 TRUS 영상이 명확하지 않은 점에 의해 정확하게 분할하기가 힘들고, 표시가 잘 안 된다는 점을 보완하여 몇몇 방법들이 현재까지 연구되고 있다[10].

본 연구에서는 전립선 영상이 갖는 프로브 위치와 크기, 양쪽에 배열된 두 직선을 이용하여 개략적인 전립선 경계 위치를 정하고, 경계가 배열된 방향을 따라 전립선 경계를 확정하는 것이다. 이 방법이 가능한 것은 프로브의 위치가 대부분 영상에서 유사하여 프로브를 찾기가 쉽고 프로브의 크기에 비례하여 전립선의 크기를 예측할 수 있다. 이러한 특징에 TRUS 영상이 명확하지 않은 점을 보완하여 초음파 전립선 영상에서 전립선을 찾는 것을 제안하고, 전립선 경계를 추출하는 방법을 제안하며, 실험으로 기존의

방법에 비해 경계를 찾는 데 우수한 기술임을 객관적으로 증명해 보인다. 또한, 기존의 방법은 전체 영상에서 전립선과 배경을 구분하고 그 경계를 이루는 부분을 추출하는 방식이지만, 제안 방법은 개략적인 경계를 따라 탐색하며 경계를 찾아내는 방법으로써 탐색 공간이 현저히 줄어들기 때문에, 컴퓨팅 타임이 훨씬 줄어든다. 뿐만 아니라, 탐색 공간이 줄어들었음에도 기존의 방법에 비하여 경계 추출에는 충분한 성능을 발휘한다.

III. Extracting Prostate Boundary Using Its Direction Features

본 장에서는 연구에서 제안하는 기법의 구체적인 방법을 기술하며, 일반적인 전립선 경계 모양을 이용하여 그 모양의 가장자리를 따라 탐색하며 불명확한 전립선 경계를 찾고 경계를 결정한다.

1. Common prostate shape

전립선은 사람의 신장이나 건강상태에 따라 다소 차이가 난다. 특히 전립선에 이상이 생긴 경우는 종양이 비대증을 유발하기 때문에 크기나 모양에 있어서 아주 큰 차이를 갖는다. 하지만 대체로의 전립선 모양은 강낭콩 모양을 가지는 유사성이 있다. 전립선의 크기는 약 $4 \times 3 \times 3 \text{cm}$ 이며 부피는 약 20ml 로 2차 성장기부터 20대 후반까지 매년 1.6g 씩 급속 성장하여 성인 크기를 이루며 30대 이후부터는 매년 0.4g 씩 커진다. 그림 6은 전문의가 TRUS 영상에서 전립선을 분할한 것을 보여준다. (a)는 전립선의 경계가 불명확하여 전문의가 매끄럽지 못하게 경계를 표시한 것을 보여준다. 경계 가까이 왼쪽 아래 검정색 부분이 종양이 있을 가능성이 있는 영상이다.

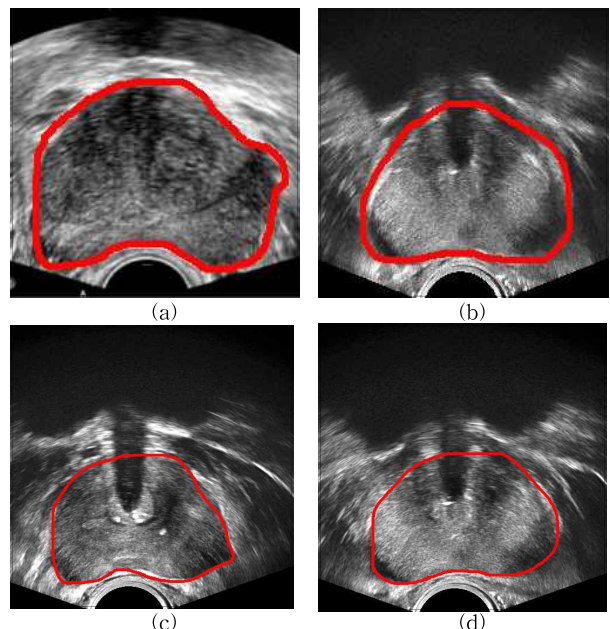


Fig. 6. Delineated prostate shapes for expert

정상인의 전립선인 (b),(c),(d)는 촬영된 TRUS 영상을 전문 의가 육안으로 파악하여 수동으로 전립선 영역을 분할하는 수동 분할 과정은 분할하는 전문의에 따라서 서로 다른 분할 결과를 보이는 문제점이 있다. 이런 이유로 다양한 전립선 모양의 통계를 이용하여 전립선을 자동으로 분할하는 것이 필요하다. 주변 기하학 구조로 특징짓기 위하여 그림 7처럼, 이 논문에서 사용한 계수는 V_i 와 이웃 V_{i-vs} , V_{i+vs} 로 삼각형의 영역이다.

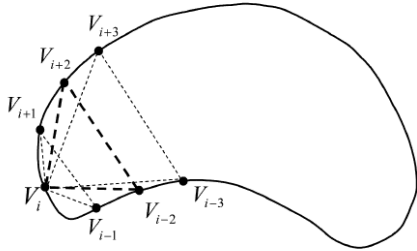


Fig. 7. Schematic explanation of the attribute vector. The area of a triangle formed by three points V_{i-vs} , V_i , V_{i+vs} is used as the vs th element of the attribute vector, defined for V_i .

삼각형의 영역은 가장 가까운 이웃들에 의해 점 V_i 주변의 지역 형상 정보를 반사하여 형성된다. 더 큰 삼각형들의 영역은 V_i 주변의 형상의 전반적인 속성을 대변한다. 속성 벡터에서 사용된 요소의 수에 따라, 각 V_i 점은 다른 이웃 레이어로부터 계산된 영역들은 속성벡터 $A(V_i)$ 으로 쌓여 있다. 모든 모형이 가로질러 정형화되는 아핀불변성을 만들 수 있다. 즉, 다음 식 3과 같이 표현한다.

$$\hat{A}(V_i) = \frac{A(V_i)}{\frac{\sum_i \|A(V_i)\|}{\sum_i 1.0}} \quad (\text{식 } 3)$$

여기서 $\|A(V_i)\|$ 은 $A(V_i)$ 벡터의 중요도이다. $\hat{A}(V_i)$ 은 i 번째 점 V_i 을 위한 아핀불변 속성 벡터이다. 이렇게 위와 같이 전립선의 모양을 획득한다.

2. Exploring through the prostate boundaries

프로브는 전립선 영상의 아래 가운데 위치한 반원으로 보이지만 원의 중심과 지름을 이용하여 본 연구의 전립선 경계를 찾는 데 중요한 역할을 한다. 프로브는 항상 영상의 가운데 아래쪽에 있다. 이미지의 x 좌표의 $x/2$ 가 프로브의 중심 x 좌표이다. 프로브는 완전히 검정색의 호(arc)모양이다. 그러므로 표 1에서 보는 것과 같이 한 점을 중심으로 방사형으로 9개의 값의 평균이 50보다 크면 마스크를 형성하여 검정색의 호 부분임을 표시한다. 호 부분은 검정색이 많이 분포되어있으므로 잡음으로 인한 작은 검정색 부분은 호에서 제외시킨다. 이러한 특징을 이용하여 영상의 x 축 가운데에서 검정색이 많이 분포되어

있는 부분을 찾는다. 이것이 프로브이다. 그림 8 (a)의 전립선 영상에서 찾아낸 프로브와 두 직선을 나타낸 것이 (b)이다. 프로브를 찾은 후에는 프로브의 중심점을 기준으로 양쪽으로 존재하는 직선을 찾아낸다. 프로브는 항상 두 직선 사이에 있다.

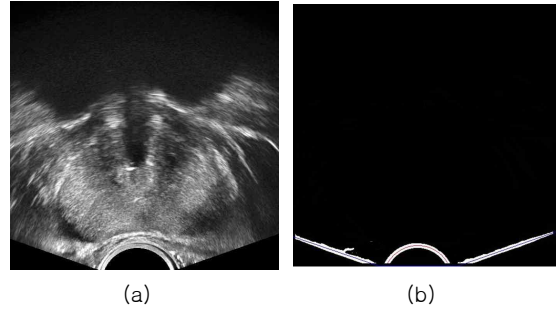


Fig. 8. (a) Original prostate TRUS image and (b) its probe and two straight lines

두 개의 직선을 찾은 후에는 두 개의 직선과 프로브의 교점을 찾고, 교점과 프로브의 중심을 찾으면 프로브의 지름을 알게 된다. 프로브의 지름을 찾으면 프로브와 두 직선과의 교점을 얻을 수 있다. 이들 정보들은 현재 촬영된 전립선 영상의 크기를 가늠할 수 있으므로, 전립선의 크기를 추정할 수 있다. 표 1은 두 직선과 두 직선의 교차점을 이용하여 프로브 정보를 얻는 알고리즘이다. 그림에서 보듯이 대체로 원의 중심은 y 축 상에서 마이너스(-) 위치에 존재한다. 그 이유는 탐침(실제 프로브)이 스캔한 전립선 영상의 획득 범위가 탐침을 넘을 수 없기 때문이다. 프로브와 양쪽 직선 두 개를 확정된 이후에는 프로브 위 에 콩 모양의 입시 전립선 경계를 따라, 그림 9와과 같이 반시계 방향으로 경계의 $\pm 10\%$ 범위 내를 탐색하며 경계를 찾게 된다. 이전의 연구는 전체 이미지에서 탐색하기 때문에 시간이 많이 소요되고 필요 없는 부분을 탐색하게 되지만, 본 연구에서는 탐색부분을 현저히 줄일 수 있다. 다음으로 에지를 따라가며 가장 주파수가 높은 영역을 탐색한다. 그림 10에서처럼 높은 주파수 영역의 기준은 모델의 중심부로부터 방사형으로 탐색된 영역 중에서 가장 주파수가 높은 픽셀을 추출한다.

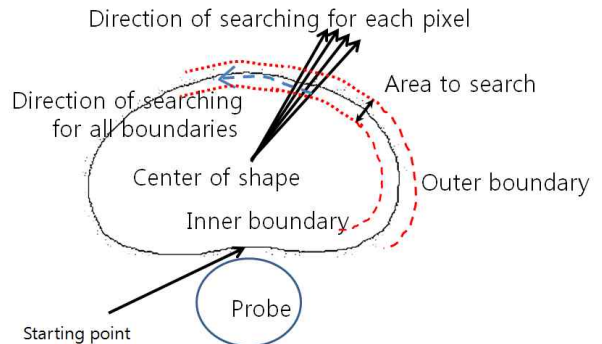


Fig. 9. Area and direction for searching

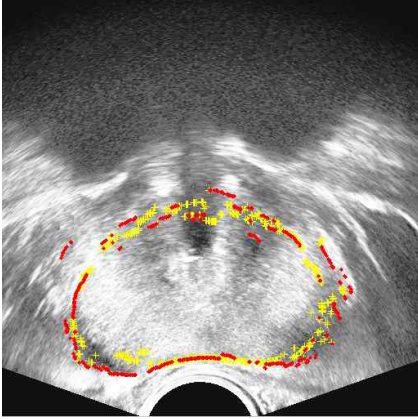


Fig. 10. High frequency edge during scanning. Red pixels(star) mean the highest frequency and yellow ones(plus) mean the second frequency from the center of the model to the outbound

3. Fixing the boundary

가장자리를 따라가며 얻어진 고주파수의 분포를 그림 10에 나타내었는데, 이 픽셀들을 연결하면 그림 11와 같은 전립선 경계를 얻게 된다. 탐색 순서는 프로브의 중심에서 모델의 중심으로 연결한 직선 부분에서 에지와 겹치는 부분(Starting point)에서 시작한다. 탐색 방향은 반시계방향으로 탐색 영역(Area to search)을 스캔하면서 고주파 영역을 표시한다. 그림에서 탐색 영역은 모델을 기준으로 바깥 영역(Outer boundary) 안쪽과 안쪽 영역(Inner boundary) 사이를 탐색한다. 얻어진 가장 높은 주파수에 가중치를 높게 두고 두 번째는 낮게 두어, 에지를 연결한다. 에지를 연결할 때는 이웃하는 에지를 고려하여 부드럽게 연결한다. 예를 들어 그림의 왼쪽 위 부분에 따로 떨어져 있는 가장 높은 주파수는 버려지고, 두 번째 주파수를 선택하여 에지를 연결하게 된다. 표 1은 이들을 연결하는 알고리즘을 기술하고 있다.

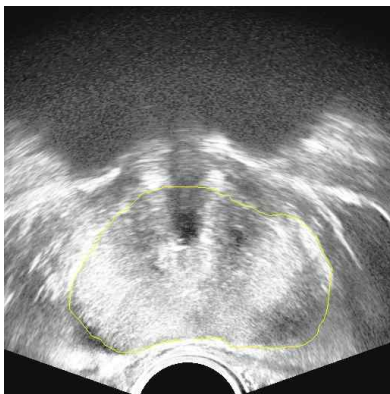


Fig. 11. Final result of finding the boundary after scanning the edges following the proposed shape model edge

경계 확정 단계를 거치고 나면 그림 11와 같이 전립선과 배경 간의 경계를 얻게 된다. 경계를 얻는 영상은 수십 장의 2차원 영상이므로 이 영상들이 모여서 3차원 영상을 만들게 되는데, 3차원 영상은 전립선의 모양을 완벽하게 표현할 수 있으므로 의사가 질병을 진단하는 데 큰 도움을 얻을 수 있다. 뿐만 아니라, 2차원으로 촬영된 전립선 내부 정보를 3차원으로 표현한다면 전립선 내부를 잘라서 들여다 볼 수 있는 기능을 제공한다.

Table 1. Algorithm for getting the boundary after scanning the image following the model edge.

```

// Rgn : highest edges, rgn2 : second edges
function edg = FinalEdge(rgn, rgn2)
    [L,obj] = bwlabel(rgn, 8);
    e_info = {};    rgn2 = rgn2 > 0 ;
    edg = zeros(size(rgn));    cnt = 1 ;
    for i = 1 : obj
        t = L == i ;    [y1 x1] = find(t) ;
        len = length(y1);
        if len >= 3
            edg = edg | t ;    A = [x1, ones(len,1)] ;
            mc = A\y1 ;    res = A*mc - y1 ;
            err = res*res ;
            e_info{cnt}={y1, x1, mc, err}; cnt++;
            [t_edg other] = LongestEdge(other) ;
        end
    end
end FinalEdge

```

IV. Experiment and Evaluation

1. Experimental Method

지금까지 연구된 다른 기법들은 경계를 추출하기 위하여 전체 영상을 스캔하는 기법을 사용하고 있었다. 전체 영상 중에서 배경과 전립선을 구분하여 그들이 갖는 특징이 다르므로 비교하여 경계를 구분 지었다. 반면에 본 연구에서는 프로브의 일반적 특징을 이용하여 전립선 경계가 예측되는 경계를 따라서 $\pm 10\%$ 범위 내에서 스캔하기 때문에 탐색 영역을 현저히 줄일 수 있고, 또한 탐색 시간도 줄일 수 있다. 또한 기존 TRUS 영상에서 전립선을 반자동 혹은 자동으로 전립선을 분할하는 분할기법은 시간이 많이 소요되는 단점이 있었다. 평가는 실험 이미지의 전립선 분할을 제안 방법을 이용하여 경계를 추출하는 방법과 기존의 방법을 비교하여 탐색 영역의 비율 측면과 경계 추출의 정확성을 비교 평가한다.

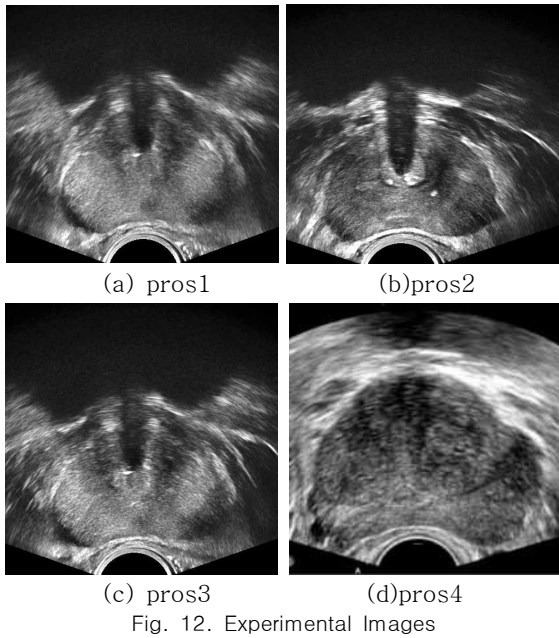


Fig. 12. Experimental Images

실험 영상은 그림 12과 같으며 해상도는 512x512인 그레이 스케일 영상과, 그것을 축소한 256x256 영상을 이용하여 실험한다. pros1 영상의 특징은 영상이 진하게 스캔되었으며, 배경이 많은 부분을 차지한다. pros2는 위쪽의 배경이 큰 부분을 차지하며, 오른쪽 경계 부분에 경계가 명확하지 않고, 오른쪽 배경과 직선 경계 부분도 애매하다. pros3은 대체로 팬츠는 영상이며, 다만 오른쪽 경계 부분에 여러 개의 고주파 에지 부분이 나타나 있다. pros4 영상도 대체로 잘 스캔된 영상이다. 실험을 위해 먼저 기존의 방법에 비해 얼마나 탐색 영역을 줄일 수 있는가를 비교하고, 다음으로 경계를 명확하게 찾는가를 비교한다. 탐색 영역을 줄인다는 것은 곧 경계를 찾는 속도를 줄일 수 있음을 의미한다. 특히 본 연구에서 제안하는 방법의 유효성을 보이기 위하여 모델을 중심으로 안쪽 영역과 바깥 영역 범위 내에서 전립선 경계가 존재하는 지를 보이고, 최종 경계 확정을 위해 사용하는 최고 주파수와 다음 주파수를 이용한 경계 확정 방법에 대한 유효성을 보인다.

2. Evaluation

제안된 방법의 성능을 평가하기 위한 척도는 탐색 영역 축소 정도와 전립선 경계 추출의 정확도를 기존의 방법과 비교하여 평가한다. 그것을 보이기 위하여 제안한 방법이 여러 가지 전립선 이미지에 적용되는지를 보여준다. 본 연구의 경계 확정을 위하여 가장 큰 에지와 두 번째 에지를 사용하는 부분을 보이기 위하여, 그림 13에서 에지의 분포를 보이고 있다. 빨강색(*) 픽셀은 가장 큰 에지를 의미하고, 초록색(+)은 두 번째 큰 에지 픽셀을 의미한다. 평가 기준은 모델의 중앙에서 바깥쪽으로 탐색 중에서 얻어지는 에지 중에서 결정된다. 그림에서 에지의 분포가 평균 형상 모델의 주위에 잘 분포되어 있으며, 그것들을 연결하면 경계가 확정된다.

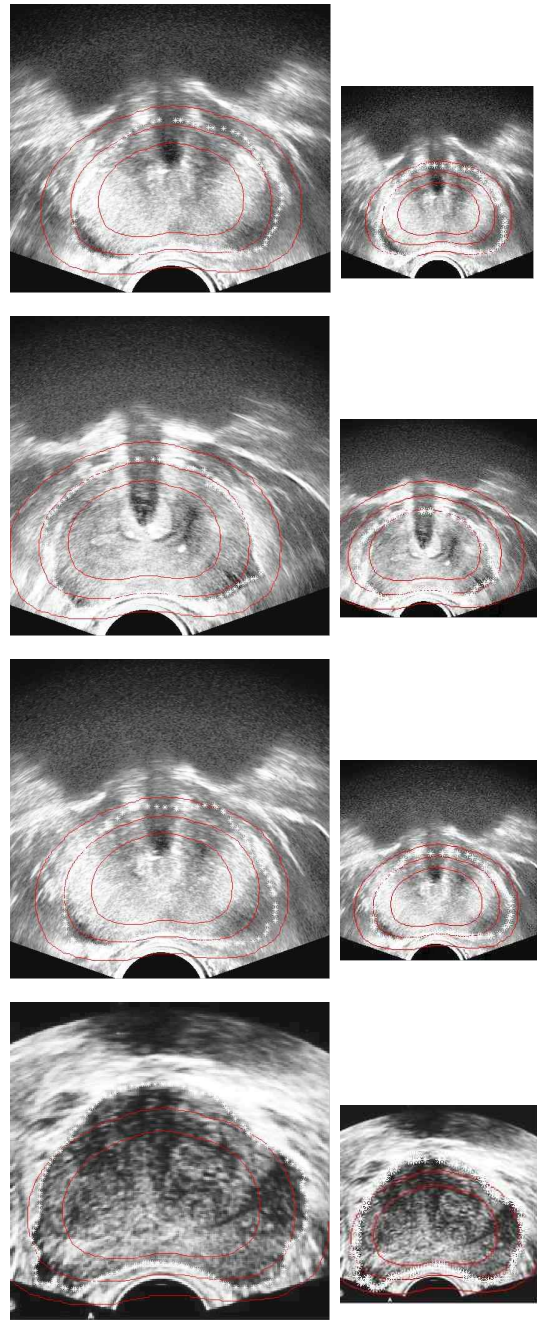


Fig. 13. Final results of the test images

그림 13은 최종 경계를 획득한 영상을 보이고 있다. 그림의 왼쪽 큰 영상은 512x512 해상도이며, 왼쪽은 256x256 영상이다. 영상에서 흰색별은 최종 경계를 나타내고, 실선 세 개 중간에 선은 모델 경계를, 안쪽과 바깥쪽에 있는 선은 모델을 중심으로 $\pm 10\%$ 범위에 해당하는 탐색 영역을 의미한다.

기존의 연구는 탐색 영역을 전체 이미지 100%를 탐색하는 연구가 대부분인데, 본 연구에서는 전체 이미지 중에서 탐색 영역의 비율을 나타낸다. 평균적으로 전체 이미지 중에서 8.75%만 탐색 영역이 된다. 영상이 512x512의 평균은 8.4%이며, 256x256의 평균은 9.1%가 되었다. 현재까지 연구되고 있는

전립선 분할 연구는 전체 영상을 탐색하여 각 픽셀이 전립선에 속하는지 비전립선에 속하는지를 판별한다. 이 과정은 많은 시간을 소요하게 되어 비효율적이므로, 제안 방법을 적용하면 탐색범위를 줄이게 되어 상대적으로 탐색 시간을 줄이게 한다.

마지막으로 표 2에 전립선 경계 추출 정확성을 평가하였는데, 기존의 방법에 비해 정확도가 거의 유사하다는 것을 보이고 있다. 정확도는 전문가가 수동으로 판정한 경계와 다양한 방법에 의해 생성된 경계를 비교하였다. 결론적으로 본 연구는 기존의 방법에 비해 경계 정확도 추출은 유사하나 탐색 시간을 현저히 줄일 수 있었다. 본 제안 방법으로 구현한 경계 추출 방법은 인간 전문가가 추출한 경계와 비교하였을 때 약 9% 정도 차이를 보였다. 이 정도의 차이는 인간 전문가에 의해서 발생하는 개인적 견해라고 볼 수도 있다. 방법 간의 차이를 계산하기 위하여 식 4을 이용하였고, 픽셀 단위로 일치하지 않는 비율(D)을 측정하는 것이다. 여기서 E 는 전문가, M 은 실험 방법을 의미한다.

$$D = \text{count}(\text{for all pixels } E(x, y) \text{ and } M(x, y), \text{ labels}(E(x, y) \neq P(x, y))) / \text{count}(\text{prostate of } E) \quad (\text{식 4})$$

Table 2. Performance comparisons of the existing methods and the proposed method

methods test images	proposed method	[6] method	[7] method	[8] method	[9] method
pros1(512x512)	7.93	7.33	8.02	7.57	8.5
pros2(512x512)	7.99	7.3	8.03	7.91	8.46
pros3(512x512)	7.3	7.22	7.91	7.2	8.3
pros4(512x512)	8.3	7.78	8.3	8.2	9.01
pros1(256x256)	8.1	7.98	8.72	9.1	10.21
pros2(256x256)	8.06	8.21	8.7	9.03	10.22
pros3(256x256)	8.37	8.3	9.0	9.27	9.8
pros4(256x256)	8.63	8.76	9.37	9.54	11.0

IV. Conclusions

전립선 초음파 검사는 항문을 통하여 직장 내 초음파 프로브를 삽입하여 직장의 전방에 위치하는 전립선의 이상을 진단하는 검사법이다. 본 연구에서는 전립선 영상이 갖는 프로브 위치와 크기, 양쪽에 배열된 두 직선을 이용하여 경계를 추정하여 추정 경계의 주위를 탐색하여 전립선 경계를 판독하였다. 기존의 방법은 전체 영상에서 전립선과 배경을 구분하고 그 경계를 이루는 부분을 추출하는 방식이지만, 제안 방법은 추정 모델의 가장 자리를 따라 탐색하며 경계를 찾아내는 방법으로써 탐색 공간이 현저히 줄어들기 때문에, 컴퓨팅 타임이 훨씬 줄어든다. 뿐만 아니라, 탐색 공간이 줄어들었음에도 기존의 방법에 비하여 경계 추출에는 충분한 성능을 발휘한다. 또한, 전체 이미지

에서 경계 영역을 추출하는 것은 많은 시간이 소요되었으나, 본 연구 방법을 이용하면 탐색 시간을 현저히 줄이고, 유사한 경계를 얻을 수 있음을 보였다.

REFERENCES

- [1] A. Chakraborty, L. H. Staib, and J. S. Duncan, "Deformable Boundary Finding in Medical Images by Integrating Gradient and Region Information". *IEEE Trans. Med. Imag.* 15(6), pp. 859-870, 1996.
- [2] Y. Zhan and D. Shen. "Deformable Segmentation of 3-D Ultrasound Prostate Images Using Statistical Texture Matching Method". *IEEE Trans. Med. Imag.* 25, pp. 245-255, 2006.
- [3] D. Shen, Y. Zhan, and C. Davatzikos. "Segmentation Prostate Boundaries from Ultrasound Images Using Statistical Shape Model". *IEEE Trans. Med. Imag.* 22(4), pp. 539-551, 2003.
- [4] P. Yan, S. Xu, B. Turkbey and J. Kruecker. "Adaptively Learning Local Shape Statistics for Prostate Segmentation Ultrasound". *IEEE Trans. On Biomedical Engineering.* 58(3), pp. 633-641, 2011.
- [5] H. Akbari, X. Yang, L. V. Halig, and B. Fei. "3D Segmentation of Prostate Ultrasound Images Using Wavelet Transform". *Proc. of SPIE*, pp. 7962, 2011.
- [6] J. Park, "A Prostate Segmentation of TRUS Image using Support Vectors and Snake-like Contour", *Journal of The Korea Society of Computer and Information*, Vol. 17, No. 12, pp. 101-109, Dec. 2012.
- [7] J. Park, "Detecting the Prostate Contour in TRUS Image Using Support Vector Machine and Rotation-invariant Textures", *Journal of Digital Content Society*, Vol. 15, No. 6, pp. 675-682, Dec. 2014.
- [8] S. Kim, "A Prostate Segmentation of TRUS Image using Average Shape Model and SIFT Features", *KIPS Transaction of Software and Data Engineering*, Vol. 1, No. 3, pp. 187-194, Dec. 2012.
- [9] S. Kim, "A Prostate Segmentation using Gabor Texture Features and Snake-like Contour", *Journal of Information Processing System*, Vol. 9, No. 1, pp. 103-116, Mar. 2013.
- [10] S. Pelletier and J. R. Cooperstock, "Preconditioning for Edge-Preserving Image Super Resolution",

IEEE Transaction on Image Processing, Vol. 21,
No. 1, pp. 67-79, Jan. 2012.

Authors



Jae Heung Park received a BS degree from mathematics education of Chungbook national univ. and, MS and Ph.D. degrees from computer engineering of Jungang univ. in 1978, 1982 and 1989, respectively.

Now he has been working for Gyeongsang national univ., dept. of computer science since 1983. His research interests include medical imaging, software engineering and image processing.



Yeong Geon Seo received a BS degree from computational statistics of Gyeongsang national univ.(GNU) and, MS and Ph.D. degrees from computer science of Soongsil univ. in 1987, 1989 and 1997, respectively.

During 1989 - 1992, he worked in Trigem computer inc. developing 4GL(XL/4). And now he has been working for GNU, dept. of computer science and graduate school of CCBM since 1997. His research interests include medical imaging, cultural convergence and computer network.