

TRUS 전립선 영상에서 가버 텍스처 특징 추출과 평균형상모델을 적용한 전립선 경계 검출

김희민*, 홍석원**, 서영건***, 김상복***

요약

전립선 영상은 비용이 상대적으로 저렴한 경직장 초음파 영상을 이용하여 전립선 진단에 많이 사용된다. 경직장 초음파 영상은 3차원으로 촬영되어 여러 장으로 하나의 진단 단위가 만들어 진다. 의사는 진단을 위해 2차원 영상을 순서대로 모니터에 표시하여 볼 수도 있고, 3차원의 영상을 볼 수도 있다. 2차원 영상은 원 영상을 그대로 출력하면 되지만, 3차원 영상은 다양한 각도에서 보이기도 하고, 내부의 어떤 면을 자른 형태로도 보여야 하므로 정확하게 전립선과 배경을 구분하여야 한다. 특히 경계를 구분할 때, 전립선의 중간 부분은 상대적으로 구분하기 쉬우나, 기저부와 첨단부는 불확실한 부분이 많으므로 경계를 구분하기가 매우 어렵다. 이에, 본 논문은 평균 형상 모델을 적용하여 전립선 경계를 추출하는 방법을 제안하고, 실험을 통하여 기존의 방법에 비해 우수함을 보인다.

키워드 : TRUS, 전립선, 전립선 경계, 전립선 경계 검출

Detecting the Prostate Boundary with Gabor Texture Features Average Shape Model of TRUS Prostate Image

Hee Min Kim*, Seok Won Hong**, Yeong Geon Seo***, Sang Bok Kim***

Abstract

Prostate images have been used in the diagnosis of prostate using TRUS images being relatively cheap. Ultrasound images are recorded with 3 dimension and one diagnostic exam is made with a number of the images. A doctor can see 2 dimensional images on the monitor sequentially and 3 dimensional ones to diagnose a disease. To display the images, 2-d images are used with raw 2-d ones, but 3-d images need to be segmented by the prostates and their backgrounds to be seen from different angles and with cut images of inner side. Especially 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. So, in this paper we propose the method that applies an average shape model and detects the boundary, and shows its superiority compared to the existing methods with experiments.

Keywords : TRUS, Prostate, Prostate Boundary, Detecting the Prostate Boundary

1. 서론

※ Corresponding Author: Sang Bok Kim

Received : September 18, 2015

Revised : October 19, 2015

Accepted : October 26, 2015

* Gyeongsang University Computer Science

** Gyeongnam Provincial Geochang College,
Institute of Information

*** Gyeongsang National University, Dept. of
Computer Science, Graduate School of CCBM

Tel: +82-55-772-1392

육식을 많이 하는 서양에서는 전립선에 발생
하는 질병들이 해가 갈수록 그 빈도가 늘어나고
있으며, 우리나라의 경우도 최근 전립선 관련 질
병의 빈도가 급격히 증가하고 있다[1]. 남성의
경우 남성 호르몬에 의하여 연령이 증가할 수

email: sbkim@gnu.ac.kr

■ 이 연구는 2014년도 경상대학교 학술진흥지원사업
연구비에 의해 수행되었음

록 전립선 관련 질환의 발병률이 증가하는 경향이 있으므로 정기적인 검진이 필요하다[2]. 의사가 전립선의 구조를 보기 위해서는 전립선 자기공명영상을 사용하고 있으나 비용 측면에서 모든 환자에게 적용하기는 어렵다. 그래서 전립선암을 진단하고 치료하는 과정에서 비용이 싸고 검사하기 편리하다는 장점이 있는 전립선 경직장 초음파검사로 얻어진 TRUS(Transrectal Ultrasound) 영상이 사용된다[3]. 영상을 얻기 위하여 환자는 왼쪽으로 돌아누운 자세를 취하고 젖을 바른 막대형 프로브를 약 10cm 전후로 전립선이 보일 만큼 항문을 통해 직장에 삽입하고 검사가 진행된다. TRUS 검사는 전립선 용적을 측정할 수 있을 뿐만 아니라, 전립선 내의 병리적 변화를 발견하는 데에도 유용한 검사이다. 정확한 전립선 분할은 정확한 조직검사 위치, 전립선암 치료에 적합한 치료 방법 선정, 전립선 부피의 측정에 중요한 역할을 한다[5]. 또한 TRUS 영상의 전립선 모양은 전립선암 진행 단계를 알아내는 중요한 지표가 된다. 그러나 TRUS 영상에서 전립선의 경계가 불명확하여 전립선 경계 추출에 어려움이 있다[6,7].

TRUS 영상은 약한 텍스처 조직, 낮은 대조, 불명확한 경계, 많은 반점, 그림자영역이라는 특징을 갖는다. 이런 문제들을 극복하기 위하여 많은 방법들이 연구되었다. [6]은 3D 전립선 영상을 기본으로 Gabor-SVM을 이용한 변형 가능한 분할을 개발했다. [8]은 에지 기반 설계를 위한 새로운 패러다임을 내놓았다. 손으로 수정하는 사용자를 위한 시각적 안내를 통한 전립선 에지 추출 알고리즘을 제공하였다. [9]는 2D TRUS 영상에서 통계형상 모델을 이용하여 전립선 경계를 그리는 논문이다. [10]은 3D TRUS 영상에서 레벨 셋 기반 방법으로 전립선 표면 추출을 제안했다. [11]은 지역 모양 통계로 적응적 학습을 하여 2D TRUS 영상에서 전립선 자동분할을 제안했다. [12]는 텍스처 특징 추출과 전립선의 통계학적으로 기하학 모양 매칭을 통하여 3D TRUS 영상에서 전립선의 자동 분할을 제안했다. [13]은 TRUS 영상에서 전립선 경계를 찾을 때 도움을 주는 평균 형상 모델을 제안하였고, 본 연구에서도 [13]에서 제안하는 방법을 이용하여 경계를 찾는다. 즉, 전립선의 경계를 찾을 때 전체 영상에서 찾는 것이 아니라 평균 현상에서

제시하는 경계 주위를 탐색 범위로 한정하여 경계를 찾아낸다.

2. 관련 연구

2.1 전립선 경계 분할 방법

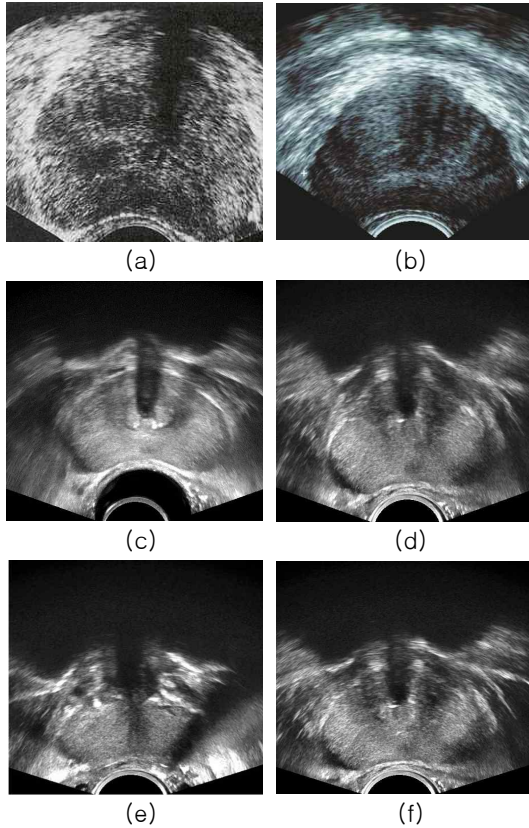
전립선의 경계 분할은 전립선의 모양을 얻는 것이다. 인간 전문가(의사)가 눈으로 전립선을 판독하는 것은 특별히 경계 분할이 필요하지 않지만, 소프트웨어로 전립선 모델을 얻기 위해서는 자동적으로 경계를 얻는 것이 필수적으로 요구된다[14]. 경계 분할 방법에는 전문가가 수동으로 분할하는 방법도 있고, 일부 반자동으로 구분하는 방법도 있으며, 최근의 연구는 자동으로 분할하는 방법을 많이 연구하고 있다. 다른 기법으로 아틀라스 기반 기법, 활성형상모델 기반 기법 등이 있다[15].

[15]은 B-스플라인을 이용한 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 기법을 이용하여 분할지점과 그 외 지점으로 정의함으로써 분할한다. [16]은 형상 정보를 기반으로 분할 한 후, 퍼지집합 기법을 이용하여 분할정보를 보정하는 기법을 제안했다. 사전에 생성한 통계형상모델의 형상 정보를 이용하여 활성형상모델 기반으로 분할한 후, 분할 결과의 정확도가 낮은 외곽선 부위에 대해서는 퍼지집합 기법을 이용하여 분할 지점에 대한 정확성을 높인다. [17]은 SVM과 회전 불변 텍스처 특징을 이용한 TRUS 영상에서 윤곽선 검출을 제안했다. 이는 전립선과 배경을 학습시켜 샘플이 입력되면 학습된 샘플과 비교하여 어디에 속하는지를 검출하고, 전체 영상을 탐색한다.

TRUS 영상에서 전립선을 반자동 혹은 자동으로 분할하는 기존 연구로는 에지 기반 분할 기법으로 [8]은 TRUS 단면 영상으로부터 Canny 연산자를 이용하여 얻은 전립선의 에지를 사용자가 연결하여 전립선의 윤곽을 추출한다. 이 방법은 사용자가 바뀌더라도 거의 정확하고 동일

한 결과를 얻을 수 있는 장점이 있지만, 윤곽을 잇는 과정에서 모든 TRUS 단면 영상에 대하여 사용자가 개입해야 하기 때문에 시간이 많이 소요되고 번거롭다는 단점이 있다.

(그림 1) TRUS 영상의 예



(Figure 1) TRUS Images

모델 기반 방법으로 스네이크라 불리는 변형 윤곽 모델을 이용한다. 이러한 예로서는 [11]에서 제안한 Mallat의 웨이브렛 변환과 스네이크 알고리즘을 이용한 TRUS 단면 영상에서의 전립선 객체 추출 방법을 들 수 있다. 이 방법에서는 웨이브렛 대역간의 상관도를 이용하여 윤곽의 타당성을 검토할 수 있는 장점이 있다. 반면에 스네이크 알고리즘의 특성상 모든 TRUS 단면 영상에 사용자가 초기 윤곽을 일일이 직접 설정해야 하며 정확한 윤곽을 얻기 위해서는 초기 윤곽을 객체 윤곽 근처에 설정해야 하는 제약이 있다.

2.2 전립선 평균 형상 모델의 필요성

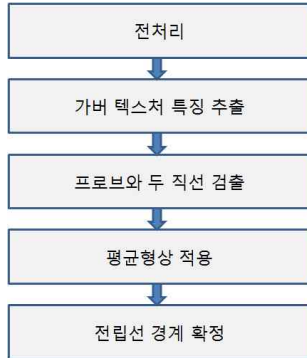
전립선의 모양은 콩 형상이며, 이 형상은 부채꼴 모양의 2차원 영상의 연속인 3차원 영상으로 구성된다. (그림 1)에서 보는 바와 같이 중간형상에서는 경계가 명확하나, 첨단부와 기저부는 경계가 불명확하다. (a)는 프로브의 위치가 불명확하여 완전히 검정색의 호가 나타나지 않는 영상이다. (b)는 프로브의 양쪽 직선에 의해 전립선의 왼쪽 오른쪽 부분이 작게 잘려진 영상이다. (c)는 프로브가 두 개로 불명확하게 나타나서 불완전한 영상이다. (d)는 TRUS 영상이 프로브로 경직장을 통하여 촬영되기 때문에 거의 모든 영상에 요도가 나타나는 것을 보여준다. (e)영상은 많은 잡음으로 경계를 그리는 것이 어렵다. 특히, 전립선의 기저부와 첨단부는 불확실하거나 영상이 깨진다. 그런 까닭에 이 두 부위의 영상은 주변 경계의 참조 없이는 윤곽을 그리기가 불가능하다. (f)는 정상인의 전립선을 잘 촬영한 영상을 보여준다.

그림에서 보듯이 사람마다 전립선의 모양이 다르고 크기도 다르고 위치도 차이가 있다. 촬영하는 영상의 크기에 따라서도 다르게 나타난다. 전립선 분할은 TRUS 영상이 명확하지 않은 점에 의해 정확하게 분할하기가 힘들고, 표시가 잘 안 된다는 점을 보완하여 몇몇 방법들이 위 문제의 해결 방법을 제안했다. Shen은 3D 전립선 영상에서 Gabor-SVM을 사용한 변형 가능한 분할을 제안했다[6]. 변형 가능한 모델의 경계들은 실험적으로 전립선과 비전립선으로 분류된 조직들 사이로 계속해서 경계를 그린다. 실험적인 조직 분류와 그 다음의 변형은 전립선 영상에서 경계가 한데 모아질 때까지 반복된다. [11]은 2D TRUS에서 적응적 로컬 형태 통계를 이용한 전립선 자동분할을 제안했다. [18]은 뱀형상 윤곽선을 검출하는 방식으로 이 문제를 해결하였다. 본 연구에서는 프로브와 양쪽에 연결된 직선의 특징을 이용한 평균형상모델[19]을 이용하여 TRUS 전립선 영상에서 전립선을 찾는 것을 제안하였다. 이 방법은 탐색범위를 줄이고, 탐색범위 내에서 가장 적절한 경계를 찾고자 하는 것이 목적이다.

3. 가버 텍스처 특징 추출과 평균 형상 모델을 적용한 경계 검출

본 장에서는 전립선 경계 추출에 도움을 주는 평균형상을 적용하는 방법과 가버 텍스처 특징 추출을 이용한 경계 검출 기법을 제안한다.

(그림 2) 제안 기법의 전체 구조

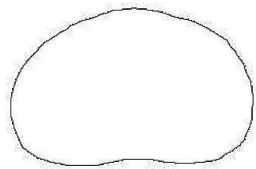


(Figure 2) Overall structure of the method

3.1 제안된 방법의 전체 구조

제안된 기법은 (그림 2)와 같은 순서로 처리되며, 먼저 전처리과정을 거친 후, 가버 텍스처 특징 추출을 한다. 가버 텍스처 특징에서, 프로브를 찾고, 프로브를 기준으로 양쪽의 직선을 찾는다. 프로브와 두 직선은 모든 TRUS 전립선 영상에서 나타나는 공통된 부분이다. 프로브의 중심점을 기준으로 [18]에서 구해진 평균 형상의 위치를 추정한다. (그림 3)에서처럼 평균 형상은 대체로 전립선 경계 부분을 따라 위치하게 된다. 경계를 찾는 마지막 단계는 이 평균 형상의 경계를 따라 에지를 찾고, 에지가 불명확한 부분은 평균 형상과 앞 뒤 에지를 고려하여 경계를 획득하게 된다.

(그림 3) 전립선 평균 형상



(Figure 3) Average shape of prostate

3.2 전처리와 가버 텍스처 특징 추출

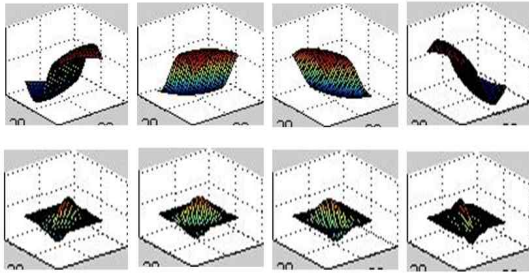
전처리 과정은 히스토그램 평활화, 스틱 필터링, 모폴로지컬 필터링, 프로브 영역과 배경 제거 등을 수행한다. 히스토그램 평활화는 영상의 차이를 강조하기 위해 사용되고, 스틱 필터링은 작은 반점과 같은 잡음을 줄이는 단계이며, 모폴로지컬 필터링은 에지 근처의 필터링된 이미지와 강조된 대비를 부드럽게 한다. 마지막으로, 검은 영역이 많이 포함된 배경과 아래 쪽 검은 호로 구성된 프로브를 제거 한다.

가버 필터 뱅크는 모함수의 확장과 회전에 의해 얻어진다. 여기서, 오리엔테이션 전제 수, $K=4$ 로 두며, 스케일 수, $S=2$ 로 둔다. 그래서 기본 회전과 스케일 팩터는 각각 $\psi=\pi/K$ 와 $a=(U_h/U_l)^{1/S-1}$ 이 된다. U_k 와 U_l 은 가버 필터 뱅크의 주파수 범위를 결정하는 파라미터이다. 여기서는 $U_k=0.1$, $U_l=0.025$ 를 사용하고, 스케일 변수와 회전 변수는 사용하여 (s,k) 번째 가버 필터는 다음과 같다.

$$g_{s,k}(x,y) = a^s g(a^s(x\cos(k\psi)+y\sin(k\psi)) \\ a^s(-x\sin(k\psi)+y\cos(k\psi)))$$

가버 필터 뱅크는 두 개의 중요한 속성을 갖는데, 필터 뱅크의 주파수 스펙트럼은 멀티스케일과 멀티오리엔테이션 구조를 갖고, 각 필터는 두 부분(실수 부분, 허수 부분)으로 나누어진다. 실수 부분은 부드러운 필터이며 허수 부분은 에지 검출 필터로 사용된다. 가버 필터 뱅크를 사용한다는 것은 세 가지 이점을 제공한다. 먼저, 이미지를 부드럽게 하며 작은 반점과 같은 잡음을 제거한다. 다음으로, 멀티스케일 구조는 계층적 구현을 가능하게 한다. 마지막으로, 멀티오리엔테이션 구조는 에지 검출, 에지 강조, 회전 불변 특징을 가능하게 한다. (그림 4)는 2D 가버 필터 뱅크이며 본 연구에서 사용한다. 1열은 $S=1$, 2열은 $S=2$ 이다. 1행은 $K=1$, 2행은 $K=2$, 3행은 $K=3$, 4행은 $K=4$ 이다. 모든 특징은 허수 부분이며, 특징의 값은 화면에 보이기 위하여 0-255 값으로 정규화하였다. 본 연구에서는 $K=4$, $S=2$, 허수 부분 가버 특징으로 구성된 픽셀 당 8 개의 가버 텍스처 특징을 사용한다.

(그림 4) 2D 가버 필터 बैंक

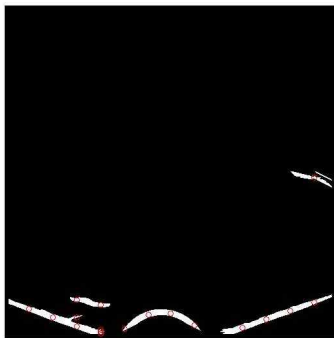


(Figure 4) 2D Gabor filter banks

3.3 프로브와 두 직선 검출

전립선 TRUS 영상은 경직장을 통하여 프로브로 촬영한다. 그러므로 항상 프로브는 영상의 가운데 아래쪽에 있다. 이미지의 x좌표의 $x/2$ 가 프로브의 중심 x좌표이다. 프로브는 완전히 검정색의 호모양이다. 이러한 특징을 이용하여 영상의 x축 가운데에서 검정색이 많이 분포되어 있는 부분을 찾는다. 다음으로 10방향 마스크를 사용하여 두 직선을 찾는다. 프로브는 항상 두 직선 사이에 있다. 보다 정확한 프로브(호) 방정식을 찾고, 프로브 호와 두 직선의 교차점 점을 찾는다. 이후에 교점과 프로브의 중심점을 찾은 후, 프로브의 중심점과 지름을 얻는다. 이들 정보들은 현재 촬영된 전립선 영상의 크기를 가늠할 수 있으므로, 전립선의 크기를 추정할 수 있다. (그림 5)는 10방향 마스크를 이용하여 호와 직선이 될 수 있는 영역을 표시하고 있다. 표시된 점들을 연결하여 직선 또는 호가 가능한지를 판정하고 최종적으로 호의 중심점과 호와 두 직선이 만나는 교차점을 획득한다.

(그림 5) 직선과 호 후보 영역 군

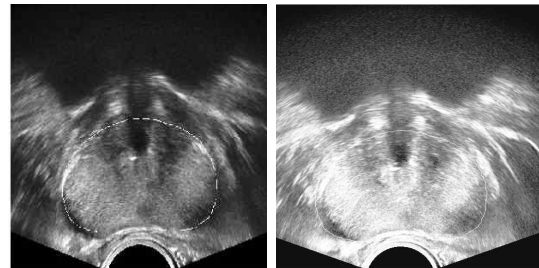


(Figure 5) Potential straight lines and arc

3.4 평균 형상 모델의 적용

모든 전립선 영상의 위치와 크기는 같은 것은 아니다. 프로브의 크기에 따라 전립선의 위치와 크기도 조정되어야 한다. 프로브가 작은 경우는 평균 형상모델의 크기를 작게 맞추어 전립선의 크기도 같이 작게 만들어야 한다. 프로브가 큰 경우는 평균 형상모델의 크기를 크게 하여 원본 이미지에 맞추어 전립선을 찾아야 한다. 먼저 전립선의 위치를 프로브의 y좌표의 중심으로 부터 찾는다. [18]에서 전립선의 위치를 프로브의 y좌표의 중심으로 부터 2.8 배에 있게 하는 것이 가장 좋은 것으로 기술되어 있다. (그림 6)의 (a)를 보면 전립선의 위치를 호의 중심에서 2.8배에 위치시킨 것이다. 다음으로 프로브의 크기에 따라 전립선의 크기가 달라지는 것을 적용해야 한다. (b)는 전립선의 크기를 프로브의 크기의 4.5배로 한 것이다[18].

(그림 6) 전립선 평균 형상의 적절한 위치



(a) 2.8 times from the center of probe (b) 4.5 times of probe size

(Figure 6) Appropriate positions of average prostate shape

본 연구에서는 실험 이미지에 평균 형상을 적용하면, (식 1)과 (식 2)를 이용하여 중심을 찾고 (식 3)으로 형상의 크기를 재조정한다. 모형 중심의 x좌표는 이미지에서 프로브의 x좌표와 같고 모형 중심의 y좌표는 이미지에서 프로브 중심으로부터 2.8배 위에 있다. 모형의 크기는 프로브 반지름의 4.5배이다.

$$x \text{의 중심} = \text{프로브 } x \text{좌표의 중심} \quad (\text{식 } 1)$$

$$y \text{의 중심} = \text{프로브 } y \text{좌표의 중심} + \text{프로브 반지름} * 2.8 \quad (\text{식 } 2)$$

$$\text{모델 크기} = \text{프로브 반지름} * 4.5 \quad (\text{식 } 3)$$

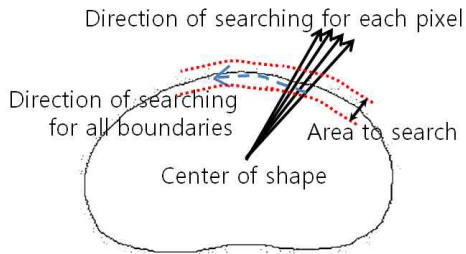
위의 y축의 중심과 모델 크기는 프로브의 위치와 크기에 따라 가변적으로 결정되며, 이 값은

TRUS 전립선 영상이면 어디든 적용 가능하다. 또한, 구해진 2.8과 4.5는 절대적인 값이며 전립선 경계를 구할 때, 이 값을 이용하여 탐색 범위를 줄이게 된다.

3.5 경계 확정

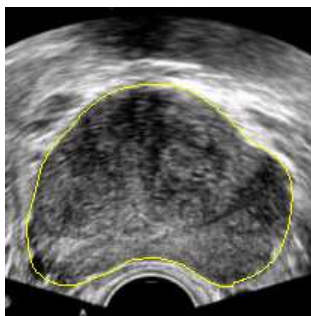
본 연구의 마지막 단계는 전립선과 배경의 경계를 확정하는 것이다. 평균 형상 모델의 적용은 형상 모델의 에지를 따라서 양쪽으로 모델 크기의 $\pm 10\%$ 범위 내를 탐색하며 경계를 찾게 된다. 이전의 연구는 전체 이미지에서 탐색하기 때문에 시간이 많이 소요되고 필요 없는 부분을 탐색하게 된다. 본 연구에서 적용한 평균 모델을 적용하면 탐색부분을 현저히 줄일 수 있다. 다음으로 모델의 에지를 따라가며 가장 주파수가 높은 영역을 탐색한다. (그림 7)에서처럼 높은 주파수 영역의 기준은 모델의 중심부로부터 방사형으로 탐색된 영역 중에서 가장 주파수가 높은 픽셀을 추출한다. 이 픽셀들을 연결하면 (그림 8)과 같은 전립선 경계를 얻게 된다.

(그림 7) 탐색 영역과 방향



(Figure 7) Area and direction for searching

(그림 8) 전립선 경계 확정



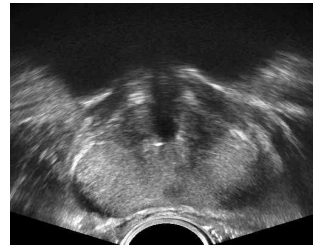
(Figure 8) Fixing the prostate boundary

4. 실험 및 평가

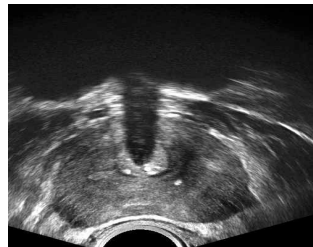
4.1 실험 방법

실험 영상은 (그림 9)와 같으며 해상도는 모두 512x512인 그레이 스케일 영상이다. 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 괜찮은 영상이며, 다만 오른쪽 경계 부분에 여러 개의 고주파 에지 부분이 나타나 있다. 실험을 위해 먼저 기존의 방법에 비해 얼마나 탐색 영역을 줄일 수 있는가를 비교하고, 다음으로 경계를 명확하게 찾았는가를 비교한다. 탐색 영역을 줄인다는 것은 곧 경계를 찾는 속도를 줄일 수 있음을 의미한다.

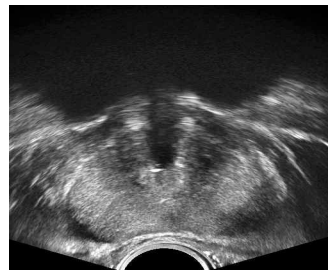
(그림 9) 실험 영상



(a) pros1



(b) pros2



(c) pros3

(Figure 9) Experimental images

(표 1) 각 실험 이미지의 탐색 영역 크기

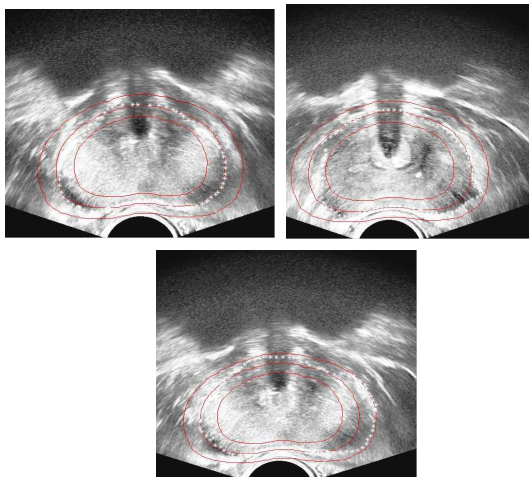
test images	methods	proposed method
pros1		8.47%
pros2		8.67%
pros3		8.3%

(Table 1) Area rates for searching of each experimental image

4.2 성능 평가

제안된 방법의 성능을 평가하기 위한 척도는 탐색 영역 축소 정도와 전립선 경계 추출의 정확도를 기존의 방법과 비교하여 평가한다. 실험의 결과를 보이기 위해 3개의 이미지만 기술한다. 그림 10에서 세 개의 님은 모양의 선은 가운데에 평균형상 위치, 안쪽과 바깥쪽의 선은 평균형상을 주위로 탐색하는 영역의 범위를 나타낸다. 그리고 흰색 별표 곡선은 전립선 경계를 나타낸다. 표 1에서 보인 결과는 기존의 연구는 탐색 영역을 전체 이미지 100%를 탐색하는 연구가 대부분인데, 본 연구에서는 전체 이미지 중에서 탐색 영역의 비율을 나타낸다. 평균적으로 전체 이미지 중에서 8.4%만 탐색 영역이 된다. 전체 영상을 탐색하는 것은 많은 시간을 소모하게 되어 비효율적이므로, 평균형상 모델을 적용하면 탐색범위를 줄이게 되어 상대적으로 탐색 시간을 줄이게 한다.

(그림 10) 각 실험 영상에 대한 실험 결과



(Figure 10) Experimental results for each test one

(표 2) 기존의 방법들과 제안 방법의 성능 비교(D)

test images	proposed method	[11] method	[18] method	[19] method
pros1	7.93	7.33	8.02	7.57
pros2	7.99	7.3	8.03	7.91
pros3	7.3	7.22	7.91	7.2

(Table 2) Performance comparisons of the existing methods and the proposed method

마지막으로 <표 2>에서 전립선 경계 추출 정확성을 평가하였는데, 기존의 방법에 비해 정확도가 거의 유사하다는 것을 보이고 있다. 정확도는 전문가가 수동으로 판정한 경계와 다양한 방법에 의해 생성된 경계를 비교하여, 다음 식에 의해 픽셀의 개수의 비율을 측정하는 것이다.

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

여기서 E 는 전문가, M 은 실험 방법을 의미한다. 결론적으로 본 연구는 기존의 방법에 비해 경계 정확도 추출은 유사하나 탐색 시간을 현저히 줄일 수 있었다.

5. 결론

본 논문은 TRUS 전립선 이미지에서 얻은 평균 전립선의 모양과 위치를 이용하여, 전립선 경계 추출의 탐색 범위를 줄이는 데 목적을 두고 있다. 기존의 방법은 전체 이미지에서 경계 영역을 추출하므로 많은 시간이 소요되었으나 본 연구 방법을 이용하면 탐색 시간을 현저히 줄였으나, 유사한 경계를 얻을 수 있음을 보였다. 차후 연구는 CT나 MRI 이미지에서도 평균 형상을 획득하고 그 결과를 적용하는 것을 연구하며, 전립선의 기저부와 첨단부에서도 적용 가능한 평균형상을 획득하는 방법을 연구한다.

Reference

- [1] Cancer Facts and Figures. American Cancer Society [Internet]. <http://www.cancer.org>.
- [2] Mettlin C: American society national cancer detection project. Cancer, pp. 1790-1794, 1995.
- [3] [internet] <http://www.cancer.go.kr>
- [4] A. Chakraborty, L. H. Staib, and J. S. Duncan, "Deformable Boundary Finding in Medical Images by Integrating Gradient and Region Information", IEEE Trans. on Medical Imaging., Vol. 15, No. 6, pp. 859 - 870, Dec. 1996.
- [5] P. D. Grimm, and H. Ragde, "Ultrasound Guided Transperineal Implantation of Iodine 125 and Palladium 103 for the Treatment to Fearly Stage Prostate Cancer", Atlas Urol. Clin. No. Amer., Vol. 2, pp. 113 - 125, 1994.
- [6] Y. Zhan and D. Shen, "Deformable Segmentation of 3-D Ultrasound Prostate Images Using Statistical Texture Matching Method", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 25, pp. 245-255, March 2006.
- [7] A. Rafiee, and A. Roostam, "A Novel Prostate Segmentation Algorithm in TRUS Images", World Academy of Science, Engineering and Technology 45, pp. 120-124, 2008.
- [8] S. D. Pathak, and Y. Kim, "Edge-guided Boundary Delineation in Prostate Ultrasound Images", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 19, No. 12, pp. 1211 - 1219, 2000.
- [9] D. Shen, Y. Zhan, and C. Davatzikos, "Segmentation Prostate Boundaries from Ultrasound Images Using Statistical Shape Model", IEEE Trans. on Medical. Imaging, Vol. 22, No. 4, pp. 539 - 551, Apr. 2003.
- [10] F. Shao, K. V. Ling, and W. S. Ng, "3-D Prostate Surface Detection from Ultrasound Images Based on Level Set Method", Proc. MICCAI 2003, pp. 389 - 396, 2003.
- [11] P. Yan. and J. Kruecker, "Adaptively Learning Local Shape Statistics for Prostate Segmentation in Ultrasound", IEEE Trans. On Bio. Eng., Vol. 58, No. 3, pp. 633-641, 2011.
- [12] H. Akbari, X. Yang, L. Halig and B. Fei, "3D Segmentation of Prostate Ultrasound Images Using Wavelet Transform", Proc. of SPIE 7962, 2011.
- [13] Jong M. Park, "Survey about the Method of Image Segmentation", KIICS, Vol. 21, No. 1, pp. 255-258, 1994.
- [14] Betrouni, N, and Rousseau. J., "3D delineation of prostate, rectum and bladder on MI images", Computerized Medical Imaging and Graphics 32, pp. 662-630, 2007.
- [15] Klein, S. and etc, "Segmentation of the Prostate in MR Images by Atlas Matching", Biomedical Imaging, ISBI 2007. 4th IEEE International Symposium, pp. 410-413, 2007.
- [16] Betrouni, N and etc, "3D Automatic Segmentation and Reconstruction of Prostate on MR Images", IEEE Eng. in medicine and biology society, pp. 5259-5262, 2007.
- [17] Jae H. Park and Yeong S. "Detecting the Prostate Contour in TRUS Image using SVM and Rotation-invariant Textures", J. of DCS, Vol.15, No. 6, pp. 676-682, 2014.
- [18] Sung K and Yeong S, "A TRUS Prostate Segmentation Using Gabor Texture Features and Snake-like Contour", J. Inf. Process Syst., No. 9, No. 1, pp. 103-116, 2013.
- [19] Sang K. and Yeong S., "An Average Shape Model for Segmenting Prostate Boundary of TRUS Prostate Image", KIPS Tr. Software and Data Eng., Vol. 3, No. 5, pp-187-194, 2014.



김희민

2002년 : 경상대학교 정보공학부
2013년 : 경상대학교 융합대학원
(공학석사-멀티미디어학)
2013년~현재 : 경상대학교 컴퓨터
과학과 박사과정 재학

관심분야 : JPEG2000, Medical Imaging



홍석원

2001년 : 경상대학교
멀티미디어과 공학석사
2010년 : 경상대학교
컴퓨터과학과 공학박사
1995년~현재 : 경남도립거창대학

관심분야 : 영상처리, 데이터 압축



서영건

1987년 : 경상대학교 전산과 학사
1997년 : 숭실대학교 전산과 박사
1989년~1992년 : 삼보컴퓨터
1997년~현재 : 경상대학교
컴퓨터과학과 교수

2014년~현재 : 경상대학교대학원 문화융복합학과 교수
관심분야: Med. Image, IT융복합, Computer Network



김상복

1989년 : 중앙대학교 전자공학과
박사
1984년~현재 : 경상대학교
컴퓨터과학과 교수

관심분야 : 멀티미디어통신, 보안, 영상인식