

동적 MR 영상에서 비강체 정합과 감산 기법을 이용한 자동 전립선 분할 기법

이정진[†], 이 호^{**}, 김정곤^{***}, 이창경^{****}, 신영길^{*****}, 이윤철^{*****}, 이민선^{*****}

요 약

본 논문에서는 동적 자기 공명 영상에서 자동 전립선 분할 기법을 제안한다. 제안 기법은 평균 밝기값 분석을 통하여 동적 MR 영상들 중에서 전립선 영역이 조영증강이 잘 된 영상을 찾는다. 다음으로 조영전 MR 영상과 조영증강된 MR 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 매칭 후 감산하여 전립선 후보 영역을 검출한다. 마지막으로 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 후 내부 방향으로 연속적인 형태 전파를 수행하여 전립선 경계를 검출한다. 10명의 환자 데이터에 대하여 제안 기법으로 분할한 결과와 수작업으로 분할한 결과를 비교하여 정확성을 검증하였다. 평균 볼륨 오버랩 오차는 6.8%였고, 평균 절대값 볼륨 측정 오차는 2.5%였다. 제안 기법은 정확한 전립선 분할을 필요로 하는 컴퓨터 보조 전립선 진단 기법에 사용될 수 있다.

Automatic prostate segmentation method on dynamic MR images using non-rigid registration and subtraction method

Jeongjin Lee[†], Ho Lee^{**}, Jeong Kon Kim^{***}, Chang Kyung Lee^{****},
Yeong Gil Shin^{*****}, Yoon Chul Lee^{*****}, Min Sun Lee^{*****}

ABSTRACT

In this paper, we propose an automatic prostate segmentation method from dynamic magnetic resonance (MR) images. Our method detects contrast-enhanced images among the dynamic MR images using an average intensity analysis. Then, the candidate regions of prostate are detected by the B-spline non-rigid registration and subtraction between the pre-contrast and contrast-enhanced MR images. Finally, the prostate is segmented by performing a dilation operation outward, and sequential shape propagation inward. Our method was validated by ten data sets and the results were compared with the manually segmented results. The average volumetric overlap error was 6.8%, and average absolute volumetric measurement error was 2.5%. Our method could be used for the computer-aided prostate diagnosis, which requires an accurate prostate segmentation.

Key words: Prostate Segmentation(전립선 분할), Non-Rigid Registration(비강체 정합), Subtraction(감산), Shape Propagation(형태 전파), Dynamic MR Images(동적 MR 영상)

※ 교신저자(Corresponding Author): 김정곤, 주소: 서울특별시 서초구 반포동 반포자이아파트 135동 301호(137-040), 전화: 02)3010-5981, E-mail: rialto@amc.seoul.kr
접수일: 2010년 8월 17일, 수정일: 2010년 12월 16일
완료일: 2011년 2월 7일

[†] 정희원, 가톨릭대학교 디지털미디어학부 조교수
(E-mail: imagination@catholic.ac.kr)

^{**} 정희원, 스탠포드대학교 방사선종양학과 박사후연구원
(E-mail: leeho@stanford.edu)

^{***} 정희원, 울산대학교 의과대학 영상의학과 조교수

^{****} 정희원, 울산대학교 의학과 의과학전공 박사과정

(E-mail: leeck0326@naver.com)

^{*****} 정희원, 서울대학교 컴퓨터공학부 정교수

(E-mail: yshin@cse.snu.ac.kr)

^{*****} 정희원, 서울장신대학교 겸임교수

(E-mail: yoonchullee@yahoo.co.kr)

^{*****} 정희원, 선문대학교 통합의학대학원 주임교수

(E-mail: kinesiolee@hanmail.net)

※ 본 연구는 2010년도 가톨릭대학교 교비연구비의 지원으로 이루어졌음. 또한, 본 연구는 문화체육관광부 및 한국콘텐츠진흥원의 2011년도 문화콘텐츠산업기술지원사업의 연구결과로 수행되었음.

1. 서 론

의료 영상으로부터 장기를 분할하는 것은 컴퓨터 보조 진단, 컴퓨터 보조 수술, 치료 계획 수립, 생체역학 모델 생성들과 같은 고차원 작업을 위한 가장 기본적인 기술이다. 특히 해부학적인 정보를 담고 있는 CT(Computed Tomography, CT) 영상과 기능적 정보를 담고 있는 자기 공명(Magnetic Resonance, MR) 영상에서 뇌, 폐, 간 등의 장기를 자동으로 분할하기 위하여 많은 연구가 수행되었다[1-3]. 하지만, 전립선 분할의 경우는 주변 조직과 밝기값이 유사하고, 모호한 경계가 많이 존재하여 아직까지 연구 초기 단계에 머물고 있다.

의료 영상에서 전립선 분할을 위하여 반자동 기법들이 먼저 연구되기 시작하였다[4-6]. Zwiggelaar 등은 MR 영상에서 극좌표계로 표현된 전립선의 해부학적인 형태의 특성을 이용한 반자동 분할 기법을 제안하였다[4]. 전립선 경계를 검출하기 위하여 선 검출과 지역적 최대점이 아닌 점들을 제거하는 기법을 이용하였다. Samiee 등은 MR 영상에서 자세에 기반을 둔 전립선 곡선 분석 기법을 이용한 반자동 분할 기법을 제안하였다[5]. 각 슬라이스마다 사용자에게 의하여 입력된 전립선 영역에 대한 상, 하, 좌, 우 네 개의 점의 위치를 고려하고, 전립선 형태에 대한 사전 정보를 바탕으로 분할을 수행하였다. Flores-Tapia 등은 웨이블릿 도메인에서 신호 특이점과 잡음의 차이를 바탕으로 MR 영상에서 반자동 분할 기법을 제안하였다[6]. 또한, Samiee 등[5]의 방법과 동일한 사용자 입력과 전립선의 일반적인 형태에 대한 사전 정보를 이용하였다. 이러한 반자동 분할 기법들[4-6]은 사용자의 입력이 필요하기 때문에 그에 따른 오차가 발생하게 되어 분할 결과의 재생성, 정확성, 객관성이 부족하다는 문제점이 있다.

최근 들어 전립선 분할을 위한 자동 기법들이 제안되고 있다[7,8]. Klein 등은 MR 영상에서 아틀라스 매칭(atlas matching)에 의한 자동 분할 기법을 제안하였다[7]. 다수의 아틀라스를 환자 영상에 비강체 정합한 후 가장 잘 정합된 아틀라스를 상호 정보량을 이용하여 선택하여 분할을 수행하였다. Martin 등은 MR 영상에서 확률적 아틀라스와 공간적으로 제한된 변형 모델을 이용한 자동 분할 기법을 제안하였다[8]. 환자 영상은 확률적 아틀라스에 정합되고, 이 정

보와 통계적 형태 모델 정보를 바탕으로 변형 모델이 전립선 경계로 수렴하여 분할을 수행하였다. 이러한 자동 기법들[7,8]은 통계 모델에 기반을 두기 때문에 통계 모델에서 크게 벗어난 환자 데이터에 대한 분할 정확성이 크게 떨어진다는 문제점이 있다. 또한, 통계 모델의 생성이 분할 정확성에 큰 영향을 미친다는 문제점도 있다.

Malladi 등[9]은 영상으로부터 복잡한 형태를 추출하기 위하여 형태 모델링 레벨 셋 기법을 제안하였다. 이 기법에는 곡률향을 도입하여 곡률이 높은 부분을 평활화하였다. Casselles 등[10]은 곡선을 경계로 수렴시키기 위하여 더블릿(doublet) 향을 도입하였다. 제로 레벨 셋 곡선이 경계를 지나갈 때, 더블릿 향은 경계로 곡선을 수렴시키는 효과가 있었다.

본 논문에서는 동적 MR 영상에서 자동 전립선 분할 기법을 제안한다. 제안 기법은 사용자의 수작업이나 사전에 통계 모델 생성이 필요한 기존 기법들과는 다르게 조영전 MR 영상과 조영증강된 MR 영상의 비강체 정합과 감산을 통하여 전립선 후보 영역을 검출하고, 외부로의 확장 연산과 내부로의 형태 전파를 이용하여 부드러운 전립선 경계를 자동으로 정확하게 검출한다.

본 논문은 다음과 같은 순서로 구성되어 있다. 2장에서는 본 논문에서 제안한 동적 MR 영상에서 전립선 분할 기법에 대하여 설명한다. 3장에서는 실험 결과를 기술하고, 4장에서는 결론을 맺는다.

2. 동적 MR 영상에서 전립선 분할 기법

본 논문에서 제안한 전립선 분할 기법은 네 가지 단계로 구성된다. 먼저 평균 밝기값 분석을 통하여 동적 MR 영상들 중에서 전립선 영역이 조영증강이 잘 된 영상을 찾는다. 다음으로 조영전 MR 영상과 전 단계에서 찾은 조영증강이 잘 된 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 매칭한다. 정합 후 두 영상을 감산하여 조영증강이 된 영역만을 검출한다. 다음으로 조영증강이 된 영역들에 대하여 연결 요소 크기 분석과 무게 중심의 위치 분석으로 전립선 후보 영역을 추출한다. 마지막으로 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 후 내부 방향으로 연속적인 형태 전파를 수행하여 최종 전립선 분할 결과를 얻을 수 있다. 그림 1은 본 논문에서 제안한

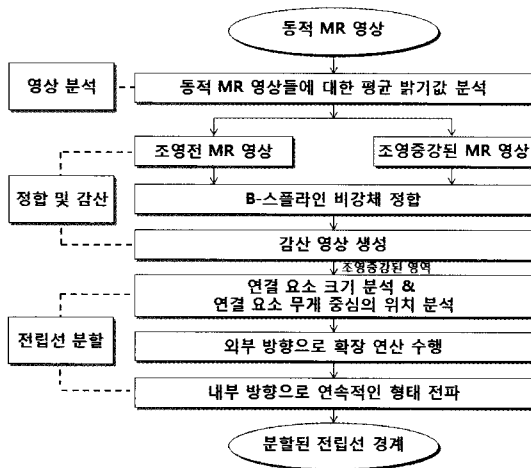


그림 1. 본 논문에서 제안한 기법

기법의 전체적인 과정을 보여준다.

2.1 동적 MR 영상 분석

동적 MR 영상은 조영제를 투입한 후에 연속적으로 촬영하기 때문에 각 페이지 MR 영상에서 조영제는 시간에 따라서 조직에 흡수된 정도가 다르게 된다. 동적 MR 영상들 중 가장 첫 번째 영상이 조영전 영상이 된다. 다음으로 각 페이지 MR 영상에 대한 평균 밝기값을 그림 2와 같이 그래프로 표현하면, 페이지 1로부터 시작하여 페이지 25까지는 조영증강이 거의 되지 않은 상태이고, 페이지 25부터 조영증강이 시작되어 페이지 50에서 조영증강이 충분히 되었음을 알 수 있다. 이와 같이 그림 2에서 페이지 50에 해당하는 전립선 영역이 밝게 표현되는 조영증강이 잘 된 MR 영상을 동적 MR 영상들로부터 검출할 수

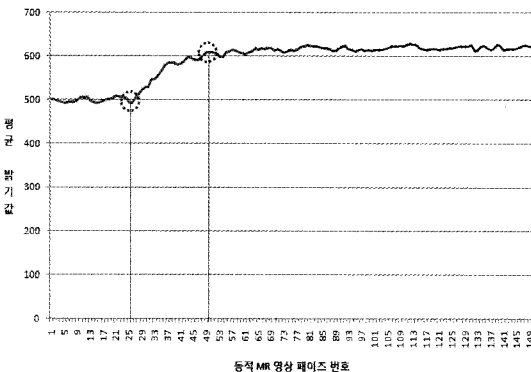


그림 2. 동적 MR 영상들의 페이지 번호에 따른 평균 밝기값

있다. 본 논문에서는 조영전 MR 영상과 이와 같이 검출된 조영증강이 잘 된 MR 영상의 두 MR 영상을 이용하여 비강체 정합과 감산을 수행하고, 감산 영상으로부터 전립선 분할을 수행한다.

2.2 비강체 정합 기법을 이용한 정합과 감산

동적 MR 영상들의 정합을 위해서는 영상들 사이의 전역적인 차이와 호흡 등에 따른 지역적인 변형을 고려하여야 한다. 동적 MR 영상들에서의 지역적인 변형은 환자에 따라서 변화가 크고, 촬영 시점에 따라서도 변화가 크기 때문에 단순한 변환 모델로는 정확한 정합이 어렵다. 또한, 조영제의 영향으로 각 페이지 MR 영상들에서 동일한 특징들을 추출하기가 어렵다는 문제점이 있다. 따라서 본 논문에서는 B-스플라인에 기반을 둔 자유 변형(free-form deformation) 모델로 비강체 정합을 수행한다. 자유 변형 모델은 B-스플라인을 구성하는 제어점들의 격자를 각각 움직여서 물체를 변형시키는 방식으로 특징을 추출할 필요가 없고, 자유도가 높기 때문에 복잡한 지역적인 변형을 모델링하기에 적합하다.

전체 영상이 $g_x \times g_y \times g_z$ 개의 제어점 격자로 구성되어 있을 때, 각 제어점 $\alpha_{i,j,k}$ 에 대하여 임의의 점 (x,y,z) 의 자유 변형 $T(x,y,z)$ 은 1D 3차 B-스플라인 [11]으로 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$T(x,y,z) = \sum_{p=0}^3 \sum_{q=0}^3 \sum_{r=0}^3 B_p(u)B_q(v)B_r(w)\alpha_{i+p}. \quad (1)$$

이 식에서 $i = \lfloor x/g_x \rfloor - 1$, $j = \lfloor y/g_y \rfloor - 1$, $k = \lfloor z/g_z \rfloor - 1$ 이고, $u = x/g_x - \lfloor x/g_x \rfloor$, $v = y/g_y - \lfloor y/g_y \rfloor$, $w = z/g_z - \lfloor z/g_z \rfloor$ 이다. 또한, B_p, B_q, B_r 은 다음과 같은 B-스플라인의 3차 기저 함수[11]이다.

$$\begin{aligned} B_0(u) &= (1-u^3)/6, \\ B_1(u) &= (3u^3 - 6u^2 + 4)/6, \\ B_2(u) &= (-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1)/6, \\ B_3(u) &= u^3/6. \end{aligned} \quad (2)$$

B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합 기법은 각 제어점들이 제어점 주변의 지역적 변형에만 영향을 미치기 때문에 보다 정확하게 변형을 계산하는 장점이 있다.

동적 MR 영상들의 비강체 정합을 위해서는 조영제가 주입된 시점과 주입된 후 촬영까지 걸린 시간에

따라서 전립선 실질과 각 혈관들의 밝기값이 달라지기 때문에 유사도 척도로는 밝기값 자체를 이용하지 않고, 대응되는 밝기값들의 쌍의 개수를 세는 정규화된 상호 정보량(Normalized Mutual Information, NMI) 유사성 척도[12]를 사용하여야 한다. 정합하려는 두 영상 I_1, I_2 에 대하여 NMI는 다음과 같이 정의된다.

$$C_{NMI}(I_1, I_2) = \frac{H(I_1) + H(I_2)}{H(I_1, I_2)},$$

$$H(I_1) = - \sum_{a \in I_1} p(a) \log p(a),$$

$$H(I_2) = - \sum_{b \in I_2} p(b) \log p(b),$$

$$H(I_1, I_2) = - \sum_{a \in I_1} \sum_{b \in I_2} p(a, b) \log p(a, b).$$

이 식에서 $H(I_1)$ 과 $H(I_2)$ 는 두 영상 각각의 엔트로피를 나타내고, $H(I_1, I_2)$ 는 두 영상의 조인트 엔트로피를 나타낸다. 이 엔트로피 값은 조인트 히스토그램을 생성하여 계산한다. 조인트 히스토그램은 x축에는 영상 1의 밝기값, y축에는 영상 2의 밝기값으로 축을 설정하고, 두 영상이 중첩된 영역에서 동일한 위치에 있는 영상 1과 영상 2의 밝기값 쌍의 개수를 z축에 누적하면서 생성한다. MR 영상의 밝기값은 0부터 800의 범위에 있기 때문에 두 영상 각각 밝기값 전부에 대해서 조인트 히스토그램을 만들게 되면, NMI의 계산에 오랜 시간이 소요된다. 본 논문에서는 MR 영상의 밝기값을 0부터 $N(N = 128)$ 까지의 값으로 리스케일링해서 계산하여 시간을 단축한다.

인체 장기들의 변형은 전체적으로는 부드러운 변형의 특성을 갖기 때문에 B-스플라인 자유 변형 모델의 변형이 전체적으로 부드러움과 다음과 같은 평활화 항을 적용한다.

$$C_{smoothness} = \int_D \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T}{\partial y^2} \right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x \partial y} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 T}{\partial y \partial z} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 T}{\partial z \partial x} \right)^2 dx dy dz.$$

두 영상의 지역적 변형을 보정하는 최적의 변환 인자를 찾기 위해서는 식 (3)의 NMI 값과 식 (4)의 평활화 항을 동시에 포함하는 다음과 같은 비용 함수(cost function)를 최소화하여야 한다.

$$C = -C_{NMI}(I_1, T(I_2)) + \lambda C_{smoothness}(T). \quad (5)$$

이 식에서 λ 는 두 영상의 정렬과 변형의 평활화 항 사이의 가중치를 조절하는 인자이다. 식 (5)의 최적화는 기울기 하강 기법을 사용한다. 제어점 $\alpha_{i,j,k}$ 을 비용 함수의 기울기 벡터 방향으로 고정된 값 μ 만큼 다음과 같이 반복하여 움직인다.

$$\alpha_{i,j,k} = \alpha_{i,j,k} + \mu \frac{\nabla C}{|\nabla C|}.$$

모든 제어점들이 지역적 최적점에 도달하면, 비강체 정합이 완료된다.

조영증강이 잘 된 MR 영상을 조영전 MR 영상에 비강체 정합을 수행한 후 정합된 조영증강 MR 영상에서 조영전 MR 영상을 조영증강 MR 영상의 밝기값이 조영전 MR 영상의 밝기값보다 큰 부분에 대해서 감산하고, 그 외 부분은 0으로 설정하게 되면, 조영제에 의하여 조영이 된 영역만이 남게 된다. 다음 단계의 전립선 분할은 이 영역에 대하여 수행된다.

2.3 감산 영상으로부터 전립선 분할 과정

먼저 정합된 조영증강 MR 영상에서 조영전 MR 영상을 감산한 영상에서 얻어진 영역들에 대하여 임계값 400이상인 영역을 추출한 후 이 영역을 객체로 구분하기 위하여 각 슬라이스에 대하여 연결 요소 분석 기법을 적용한다. 각 슬라이스에 대하여 객체들의 크기와 무게중심을 계산하여 무게중심의 위치가 MR 영상의 중심으로부터 반지름 r 인 원의 내부에 존재하는 객체들 중 가장 큰 연결 요소 객체를 추출한다. 이 때 MR 영상의 잡음이나 조영제의 전과 상태에 따라서 가장 큰 연결 요소 객체의 내부에 구멍이 존재할 수 있기 때문에 각 슬라이스에 대하여 영상의 최외곽 경계점들을 씨앗점으로 2차원 씨앗점 영역 성장법[13]을 수행하여 내부의 구멍을 채운다.

다음으로 전립선 경계를 검출하기 위하여 각 슬라이스에서 찾아진 가장 큰 연결 요소에 대하여 확장 연산을 수행한다. 확장 연산은 다음과 같은 민코프스키 가산(Minkowski addition)으로 계산한다.

$$I \oplus S = \{p \in R^2 : \exists x \in S, p - x \in I\}.$$

이 식에서 I 는 가장 큰 연결 요소에 해당하고, S 는 구성 요소(structuring element)이다. 부드러운 경계 생성을 위하여 구성 요소는 반지름이 s 인 원 형태를 사용한다.

외부로 확장된 이진 영상으로부터 전립선 경계를 추출하기 위하여 내부로 형태 전파를 다음과 같이 수행한다. 형태 전파는 확장된 경계점들로부터 제한된 밴드 값인 d_{max} 내에서 경계점들을 그림 3과 같이 내부로 전파한다. 유클리디안 거리를 근사하기 위하여 다음 식과 같이 체스 보드 거리를 사용한다.

$$d(i) = \min((\min_{j \in s-neighbor(i)} (d(j) + 1), d(i))). \quad (8)$$

i 와 j 는 각각 현재 위치와 8-인접 위치를 나타낸다. 확장 경계점들에 대한 $d(i)$ 는 0으로 초기화되고, 다른 점들에 대해서는 무한대로 초기화된다. 이와 같이 반지름 s 인 원 형태를 구성 요소로 갖는 확장 연산으로 가장 큰 연결 요소를 외부로 확장시킨 후 $d_{max} = s$ 만큼 내부로 형태 전파를 하게 되면, 부드러운 전립선 경계 분할이 가능하게 된다.

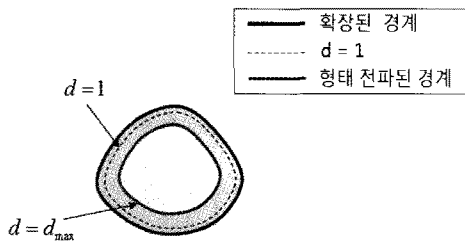


그림 3. 형태 전파

3. 실험 결과

제안 기법에 대한 실험은 Intel Core2Duo Q8400 2.66GHz CPU와 4GB 메모리를 갖는 시스템에서 수행되었다. 제안 기법은 10명의 환자 데이터에 적용되었고, 전체 동적 MR 영상은 150 페이지로 구성되었다. 각 MR 영상은 x축으로 128픽셀, y축으로 128픽셀의 크기를 갖고, 슬라이스 숫자는 20장이었다. 픽셀 크기는 1.41mm, 슬라이스 간격과 슬라이스 두께는 4.0mm였다.

제안 기법으로 전립선 분할을 수행하기 위하여 몇 가지 인자 설정이 선행되어야 한다. 비강체 정합을 위한 B-스플라인 격자 $g_x \times g_y \times g_z$ 는 $60 \times 60 \times 60$ 을 사용하였고, 식 (5)에서 λ 는 0.01의 값을 가질 때, 최적의 성능을 보여주었다. 최적화를 위한 식 (6)의 μ 는 1.5를 사용하였다. 연결 요소 무게중심의 위치 분석을 위한 원의 반지름 r 은 20 픽셀, 식 (7)의 확장 연산을 위한 구성 요소인 원의 반지름 s 는 10 픽셀, 식

(8)의 형태 전파를 위한 d_{max} 도 10 픽셀일 때, 최적의 전립선 분할 결과를 얻을 수 있었다.

그림 4에서 제안 기법의 수행 과정을 두 슬라이스에 대하여 단계별로 보여주었다. 그림 4(a)의 조영전 MR 영상과 그림 4(b)의 비강체 정합된 조영증강 MR 영상에 대하여 그림 4(c)와 같이 감산 영상을 생성하였다. 감산 영상에 연결 요소 분석을 수행한 후 구멍 채움 연산을 통하여 그림 4(d)와 같이 전립선 후보 영역을 검출하였고, 그림 4(e)의 확장 연산과 연속적인 형태 전파를 통하여 그림 4(f)의 최종 분할 결과를 얻을 수 있었다. 그림 5는 다양한 MR 영상들에 대하여 제안 기법을 이용한 전립선 분할 결과를 보여주었다. 실험 결과에 따르면, 제안 기법으로 다양한 MR 영상에 대하여 정확한 전립선 분할이 가능함을 확인하였다.

제안 기법의 분할 정확성을 평가하기 위하여 영상의학과 전문가가 MR 영상에서 수작업으로 분할한 전립선 A와 제안 기법으로 분할된 전립선 B를 비교하였다. 비교 척도로는 볼륨 오버랩 오차(Volumetric Overlap Error: VOE)와 절대값 볼륨 측정 오차(Absolute Volumetric Measurement Error: AVME)를 사용하였다. 볼륨 오버랩 오차는 아래 식 (9)로 계산할 수 있다.

$$VOE = 100 \times \left(1 - \frac{n(A \cap B)}{n(A \cup B)} \right) \quad (9)$$

볼륨 측정 오차는 아래 식 (10)으로 계산할 수 있다.

$$AVME = 100 \times \left| \frac{n(B) - n(A)}{n(A)} \right| \quad (10)$$

10명의 환자 데이터에 대하여 제안 기법의 분할 결과와 수작업 분할 결과와의 정확성을 비교한 평균 VOE는 6.8%였고, 평균 AVME는 2.5%로 임상에서 사용되기에 충분한 정확성을 보여주었다. 또한, B-스플라인 기반 비강체 정합 기법의 정확성을 검증하기 위하여 한 환자에 대한 페이지 1 영상과 페이지 2 영상의 정합 전과 정합 후의 평균 제곱 밝기값 차이(mean of squared density difference, MSDD)를 측정하였다. 그 결과 정합전 MSDD가 1308였고, 정합 후 MSDD가 609로 지역적 변형의 보정이 잘 수행되었음을 확인할 수 있었다.

10명의 환자 데이터에 대한 제안 기법의 한 환자의 조영전 MR 영상과 조영증강된 MR 영상을 비강체 정합과 감산을 위한 평균 수행 시간은 약 5분 정도

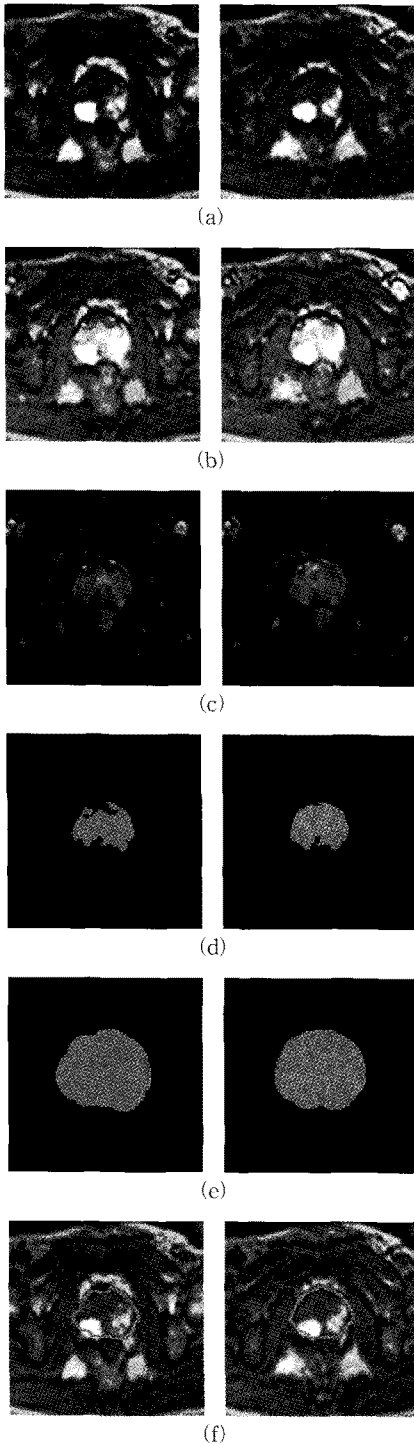


그림 4. 제안 기법의 수행 과정
 (a) 조영전 MR 영상 (b) 비강체 정합된 조영증강 MR 영상
 (c) 감산 영상 (b-a) (d) 연결 요소 분석 후 구멍 채움 영상
 (e) 외부로 확장 연산 수행 후 영상 (f) 내부로 형태 전파 수행 후 분할된 전립선 경계

가 소요되었고, 감산 영상에서 전립선을 분할하기 위한 평균 수행 시간은 약 1초 정도가 소요되었다.

본 논문에서 제안한 기법의 분할 결과인 그림 4(f)의 우측 영상과 Malladi의 레벨 셋 기반 기법[9]과 Malladi의 기법에 더블릿 항을 추가한 Casselles의 레벨 셋 기반 기법[10]의 그림 4(b)의 우측 MR 영상에 대한 전립선 분할 결과를 그림 6에 비교하였다. 레벨 셋 전파를 위한 초기 곡선은 전립선 내부에 반지름 5인 원으로 수작업으로 설정되었다(그림 6에 얇은 실선으로 표시된 원). 그림 6(a)의 기존 기법[9]의 분할 결과(굵은 실선)는 전립선 주변 조직으로 누손이 많이 발생하였다. 그림 6(b)의 기존 기법[10]의 분할 결과(굵은 실선)는 누손은 없었지만, 전립선 내부의 밝은 영역을 분할하지 못하였다. 또한, 이러한 기법들을 사용하여 전체 전립선을 분할하기 위해서는 매 슬라이스마다 초기 곡선을 수작업으로 사용자가 설정해야 하는 문제점도 있었다. 10명의 환자 데이터에 대하여 기존 기법[9,10]의 분할 결과와 수작업 분할 결과와의 정확성을 비교한 평균 VOE는 각

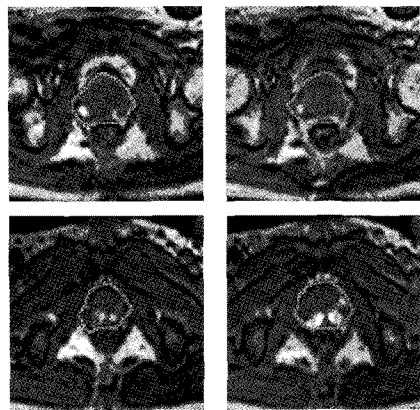


그림 5. 제안 기법을 이용한 전립선 분할 결과 영상

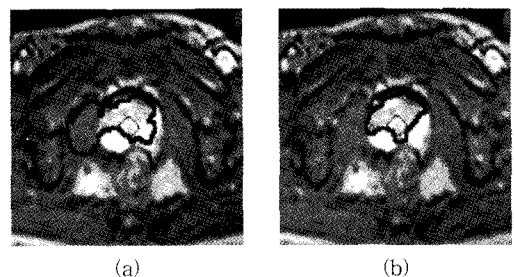


그림 6. 기존 기법과 분할 결과 비교
 (a) 기존 기법(9)의 분할 결과 (b) 기존 기법(10)의 분할 결과

각 25.3%, 19.1%로 제안 기법(6.8%)에 비하여 큰 오차를 보여주었고, 제안 기법은 기존 기법들[9,10]에 비하여 자동으로 정확한 분할이 가능하였다.

4. 결 론

본 논문에서는 동적 MR 영상에서 자동 전립선 분할 기법을 제안하였다. 제안 기법은 사용자의 수작업이나 사전에 통계 모델 생성이 필요없이 조영전 MR 영상과 조영증강된 MR 영상의 비강체 정합과 감산을 통하여 전립선 후보 영역을 검출하고, 외부로의 확장 연산과 내부로의 형태 전파를 이용하여 부드러운 전립선 경계를 자동으로 검출하였다. 다양한 환자 데이터들에 대한 실험 결과 제안 기법으로 자동으로 정확하게 전립선을 분할할 수 있음을 확인하였다. 제안 기법은 빠르고, 정확한 전립선 분할을 필요로 하는 컴퓨터 보조 전립선 진단 기법에 사용될 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] H. Lee, J. Lee, N. Kim, S. J. Kim, and Y. G. Shin, "Robust Feature-Based Registration Using a Gaussian-Weighted Distance Map and Brain Feature Points for Brain PET/CT Images," *Computers in Biology and Medicine*, Vol.38, No.9, pp. 945-961, 2008.
- [2] H. Hong, J. Lee, and Y. Yim, "Automatic lung nodule Matching on Sequential CT Images," *Computers in Biology and Medicine*, Vol.38, No.5, pp. 623-634, 2008.
- [3] T. Heimann et al., "Comparison and Evaluation of Methods for Liver Segmentation from CT Datasets," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol.28, No.8, pp. 1251-1265, 2009.
- [4] R. Zwiggelaar, Y. Zhu, and S. Williams, "Semi-Automatic Segmentation of the Prostate," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 2652, pp. 1108-1116, 2003.
- [5] M. Samiee, G. Thomas, and R. F. Rezai, "Semi-Automatic prostate Segmentation of MR Images Based on Flow Orientation," 2006 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, pp. 203-207, 2006.
- [6] D. Flores-Tapia, G. Thomas, N. Venugopal, B. McCurdy, and S. Pistorius, "Semi Automatic MRI Prostate Segmentation Based on Wavelet Multiscale Products," 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3020-3023, 2008.
- [7] S. Klein, U. A. van der Heide, I. M. Lips, M. van Vulpen, M. Staring, and J. P. Pluim, "Automatic Segmentation of the Prostate in 3D MR Images by Atlas Matching Using Localized Mutual Information," *Medical Physics*, Vol.35, No.4, pp. 1407-1417, 2008.
- [8] S. Martin, J. Troccaz, and V. Daanenc, "Automated Segmentation of the Prostate in 3D MR Images Using a Probabilistic Atlas and a Spatially Constrained Deformable Model," *Medical Physics*, Vol.37, No.4, pp. 1579-1590, 2010.
- [9] R. Malladi, J. A. Sethian, and B. C. Vemuri, "Shape Modeling With Front Propagation: a Level Set Approach," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol.17, No.2, pp. 158-175, 1995.
- [10] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic Active Contours," *International Journal of Computer Vision*, Vol.22, No.1, pp. 61-97, 1997.
- [11] S. Lee, G. Wolberg, and S. Y. Shin, "Scattered Data Interpolation with Multilevel B-splines," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol.3, No.3, pp. 228-244, 1997.
- [12] C. Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes, "An Overlap Invariant Entropy Measure of 3D Medical Image Alignment," *Pattern Recognition*, Vol.32, pp. 71-86, 1999.
- [13] 권혁봉, 권동진, 장언동, 윤영복, 안재형, "YCbCr 색공간에서 피부색과 윤곽선 정보를 이용한 얼굴 영역 검출," *한국멀티미디어학회논문지*, Vol.7, No.1, pp.27-34, 2004.



이 정 진

2000년 2월 서울대학교 기계항공
학부 학사
2002년 2월 서울대학교 컴퓨터공
학부 석사
2008년 8월 서울대학교 컴퓨터공
학부 박사
2007년 10월~2009년 2월 울산대

학교 의과대학 영상의학과 연구교수
2009년 3월 - 현재 가톨릭대학교 디지털미디어학부 조
교수
관심분야: 영상 정합, 영상 분할, 컴퓨터 보조 수술, 가상
내시경, 컴퓨터 애니메이션



신 영 길

1982년 2월 서울대학교 계산통계
학과 학사
1984년 2월 서울대학교 계산통계
학과 석사
1990년 2월 미국 University of
Southern California 전산
학과 박사

1990년 2월~1992년 2월 경북대학교 전자계산학과 전임
강사
1992년 3월~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 교수
관심분야: 볼륨 렌더링, 하드웨어 기반 렌더링, 의료 영
상 처리, 컴퓨터 그래픽스, 정보 가시화



이 호

2000년 8월 숭실대학교 전자전기
정보통신공학부 학사
2002년 8월 숭실대학교 정보통신
공학과 석사
2009년 2월 서울대학교 컴퓨터공
학부 박사
2009년 9월~현재 스텐포드대학

교 방사선종양학과 박사후연구원
관심분야: 삼차원 재구성, 영상 정합, 의료 영상 처리,
컴퓨터 그래픽스



이 윤 철

1998년 6월 BCP 국제대학 한의
학과 학사
2000년 6월 BCP 국제대학 대학
원 한의학과 석사
2004년 2월 University of East
West 한의학 박사

2005년 3월~현재 서울장신대학교 전인치유선교대학원
겸임교수
관심분야: 동적 MR 영상, 중의 진단학, 양자의학



김 정 곤

1989년 3월~1995년 2월 연세대
학교 의과대학 의학과 학사
2000년 3월~2002년 2월 울산대
학교 의과대학 의학과 석사
2005년 3월~2010년 2월 울산대
학교 의과대학 의학과 박사
2003년 3월~현재 울산대학교 의

과대학 영상의학과 교수
관심분야: 전립선 영상 진단, 비뇨기 MR/CT/Ultrasound
영상의 컴퓨터 보조 기법 응용



이 민 선

1984년 2월 연세대학교 이과대학
체육학 학사
1986년 2월 연세대학교 이과대학
체육학 석사
2005년 2월 연세대학교 이과대학
체육학 박사

2005년 2월 가톨릭대학교 의과대학 의학과 신경해부학
전공 석사
2005년 3월~ 2009년 2월 한서대학교 건강관리학과 겸임
교수
2005년 3월~현재 선문대학교 통합의학대학원 주임교수
관심분야: 동적 MR 영상, 통합의학



이 창 경

20010년 2월 울산대학교 일반대
학원 의학과 의과학전공
석사
2010년 3월~현재 울산대학교 일
반대학원 의학과 의과학
전공 박사과정
2006년 3월~현재 아산생명과학

연구소 연구원
관심분야: MR 영상의 컴퓨터 보조 진단 기법 응용, 의료
영상 처리