(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년06월05일
(11) 등록번호 10-1126224
(24) 등록일자 2012년03월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) *G06T 19/00* (2011.01)
G06T 7/60 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0079795
(22) 출원일자 2010년08월18일
심사청구일자 2010년08월18일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020090111160 A
KR1020000056228 A

(73) 특허권자
가톨릭대학교 산학협력단
서울특별시 서초구 반포대로 222, 가톨릭대학교 성의교정내 (반포동)
울산대학교 산학협력단
울산 남구 무거2동 산29
(72) 발명자
이정진
서울특별시 서초구 반포동 반포자이아파트 135동 301호
김정곤
경기도 성남시 분당구 서현동 시범단지 삼성아파트 130동 1402호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인태백

전체 청구항 수 : 총 11 항 심사관 : 나선희

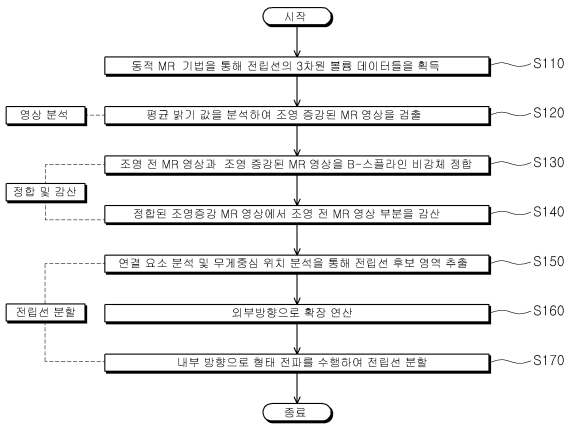
(54) 발명의 명칭 **동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템**

(57) 요 약

본 발명은, 동적 MR 기법을 통해 전립선의 3차원 볼륨 데이터들을 획득하는 단계와, 상기 3차원 볼륨 데이터들로부터 평균 밝기 값을 분석하여 조영 증강된 MR 영상을 검출하는 단계와, 조영 전 MR 영상과 상기 조영 증강된 MR 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 정합하는 단계와, 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 상기 조영 전 MR 영상 부분을 감산하여 조영 영역 MR 영상을 획득하는 단계와, 상기 조영 영역 MR 영상에서 연결 요소 분석 기법을 통해 객체들을 구분한 다음 상기 객체들에 대한 무게 중심의 위치를 분석하여 일부 객체를 전립선 후보 영역으로 추출하는 단계, 및 상기 추출된 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 다음 내부 방향으로 형태 전파를 수행하여 전립선을 분할하는 단계를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법을 제공한다.

본 발명에 따른 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템에 따르면, 동적 MR 영상에서 비강체 정합과 감산 기법을 이용하여 전립선 영역을 자동으로 분할할 수 있는 이점이 있다. 또한, 전립선 분할 시, 상기 전립선과 밝기값이 유사한 인접 조직으로의 리키지(leakage) 발생 없이 전립선 경계를 명확하게 분할할 수 있는 이점이 있다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

이호

경기도 광주시 오포읍 양벌리 대주2차아파트 206동 1207호

이창경

경기도 의정부시 신곡2동 동신1차아파트 104동 1104호

신영길

서울특별시 서초구 방배동 대우 효령아파트 102동 503호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	20912050011099317001
부처명	문화체육관광부
연구사업명	2010년도 문화콘텐츠산업 기술지원사업
연구과제명	의료융합형 멀티모달 콘텐츠 및 시뮬레이션 기술 개발
주관기관	한국과학기술연구원
연구기간	2009.03.01 ~ 2012.02.29

특허청구의 범위

청구항 1

동적 MR 기법을 통해 전립선의 3차원 볼륨 데이터들을 획득하는 단계;

상기 3차원 볼륨 데이터들로부터 평균 밝기 값을 분석하여 조영 증강된 MR 영상을 검출하는 단계;

조영 전 MR 영상과 상기 조영 증강된 MR 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 정합하는 단계;

상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 상기 조영 전 MR 영상 부분을 감산하여 조영 영역 MR 영상을 획득하는 단계;

상기 조영 영역 MR 영상에서 연결 요소 분석 기법을 통해 객체들을 구분한 다음 상기 객체들에 대한 무게 중심의 위치를 분석하여 일부 객체를 전립선 후보 영역으로 추출하는 단계; 및

상기 추출된 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 다음 내부 방향으로 형태 전파를 수행하여 전립선을 분할하는 단계를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 비강체 정합 기법으로 정합하는 단계는,

상기 B-스플라인에 기반을 둔 자유 변형 모델(Free-Form Deformation)을 이용하며, 유사성 척도로서 정규화된 상호 정보량(Normalized Mutual Information;NMI)을 사용하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 조영 영역 MR 영상을 획득하는 단계는,

상기 조영 증강된 MR 영상보다 낮은 밝기 값에 해당되는 조영 전 MR 영상의 일부 영역을 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 감산한 다음, 상기 일부 영역을 제외한 나머지 영역에 대응되는 부분을 0으로 설정하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 후보 영역을 추출하는 단계는,

상기 조영 영역 MR 영상에서 밝기 값이 특정 임계치 이상인 영역을 추출한 다음, 상기 추출된 영역을 상기 객체들로 구분하도록 상기 조영 영역 MR 영상의 각 슬라이스에 대하여 상기 연결 요소 분석 기법을 적용하는 단계;

상기 연결 요소 분석 기법에 의해 구분된 상기 객체들에 대한 개별 크기 및 무게중심을 상기 각 슬라이스에 대하여 계산하는 단계; 및

상기 조영 영역 MR 영상의 중심으로부터 특정 반경 내에 무게중심이 위치하는 객체들 중에서 크기가 가장 큰 객체를 상기 전립선 후보 영역으로 추출하는 단계를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 후보 영역을 추출하는 단계는,

상기 크기가 가장 큰 객체에 존재하는 내부 구멍을 2차원 씨앗점 영역 성장법을 통해 채우는 단계를 더 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법.

청구항 6

청구항 4에 있어서,

상기 전립선을 분할하는 단계는,

반지름 크기가 8인 원을 구성요소로 사용하는 민코우프스키 가산 방법을 통해 상기 후보 영역을 외부로 확장 연산하여, 전립선 경계점들을 생성하는 단계; 및

상기 전립선 경계점들을 제한 거리($d_{max}=8$) 한도 내에서 내부로 형태 전파하여 전립선 경계를 분할하는 단계를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법.

청구항 7

청구항 1 내지 청구항 6 중 어느 한 항에 기재된 방법을 컴퓨터에 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 8

동적 MR 기법을 통해 전립선의 3차원 볼륨 데이터들을 획득하는 획득부;

상기 3차원 볼륨 데이터들로부터 평균 밝기 값을 분석하여 조영 증강된 MR 영상을 검출하는 검출부;

조영 전 MR 영상과 상기 조영 증강된 MR 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 정합하는 정합부;

상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 상기 조영 전 MR 영상 부분을 감산하여 조영 영역 MR 영상을 획득하는 감산부;

상기 조영 영역 MR 영상에서 연결 요소 분석 기법을 통해 객체들을 구분한 다음 상기 객체들에 대한 무게 중심의 위치를 분석하여 일부 객체를 전립선 후보 영역으로 추출하는 추출부; 및

상기 추출된 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 다음 내부 방향으로 형태 전파를 수행하여 전립선을 분할하는 분할부를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 시스템.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 감산부는,

상기 조영 증강된 MR 영상보다 낮은 밝기 값에 해당되는 조영 전 MR 영상의 일부 영역을 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 감산한 다음, 상기 일부 영역을 제외한 나머지 영역에 대응되는 부분을 0으로 설정하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 시스템.

청구항 10

청구항 8에 있어서,

상기 추출부는,

상기 조영 영역 MR 영상에서 밝기 값이 특정 임계치 이상인 영역을 추출한 다음, 상기 추출된 영역을 상기 객체들로 구분하도록 상기 조영 영역 MR 영상의 각 슬라이스에 대하여 상기 연결 요소 분석 기법을 적용하고,

상기 연결 요소 분석 기법에 의해 구분된 상기 객체들에 대한 개별 크기 및 무게중심을 상기 각 슬라이스에 대하여 계산하며,

상기 조영 영역 MR 영상의 중심으로부터 특정 반경 내에 무게중심이 위치하는 객체들 중에서 크기가 가장 큰 객체를 상기 전립선 후보 영역으로 추출하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 시스템.

청구항 11

청구항 8에 있어서,

상기 분할부는,

반지름 크기가 S인 원을 구성요소로 사용하는 민코우프스키 가산 방법을 통해 상기 후보 영역을 외부로 확장 연산하여 전립선 경계점들을 생성한 다음, 상기 전립선 경계점들을 제한 거리($d_{max}=S$) 한도 내에서 내부로 형태 전파하여 전립선 경계를 분할하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 시스템.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 동적 MR 영상에서 비강체 정합과 감산 기법을 이용하여 전립선 영역을 자동으로 분할하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 의료 영상으로부터 장기를 분할하는 것은 컴퓨터 보조 진단, 컴퓨터 보조 수술, 치료 계획 수립, 그리고 생체 역학 모델 생성과 같은 고차원 작업을 위해 사용되는 가장 기본적인 기술이다. 특히, 해부학적인 정보를 담고 있는 CT(Computed Tomography, CT) 영상과 기능적 정보를 담고 있는 자기 공명(Magnetic Resonance, MR) 영상으로부터 뇌, 폐, 간 등의 장기를 자동으로 분할하기 위하여 많은 연구가 수행되어 왔다. 그러나, 전립선 분할의 경우는 전립선 부분이 주변의 조직과 밝기 값이 유사하고, 모호한 경계가 많이 존재하는 관계로, 아직까지 연구 초기 단계에 머물고 있다.

[0003] 의료 영상에서 전립선 분할을 위한 반자동 기법들이 먼저 연구되기 시작하였다. 그런데, 이러한 반자동 분할 기법들은 사용자의 입력 과정이 필요하기 때문에 그에 따른 오차가 발생하게 되어 분할 결과의 재생성, 정확성, 그리고 객관성이 부족하다는 문제점이 있다.

[0004] 최근 들어 전립선 분할을 위한 자동 기법들이 제안되고 있다. 그런데, 기존의 자동 기법들은 통계 모델에 기반을 둔 것으로서, 통계 모델에서 크게 벗어난 환자 데이터에 대한 분할의 결과는 정확성이 크게 떨어지는 단점이 있으며, 통계 모델의 생성이 분할의 정확성에 큰 영향을 미치는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 동적 MR 영상에서 비강체 정합과 감산 기법을 이용하여 전립선 영역을 자동으로 분할하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템을 제공하는데 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명은, 동적 MR 기법을 통해 전립선의 3차원 볼륨 데이터들을 획득하는 단계와, 상기 3차원 볼륨 데이터들로부터 평균 밝기 값을 분석하여 조영 증강된 MR 영상을 검출하는 단계와, 조영 전 MR 영상과 상기 조영 증강된 MR 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 정합하는 단계와, 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 상기 조영 전 MR 영상 부분을 감산하여 조영 영역 MR 영상을 획득하는 단계와, 상기 조영 영역 MR 영상에서 연결 요소 분석 기법을 통해 객체들을 구분한 다음 상기 객체들에 대한 무게 중심의 위치를 분석하여 일부 객체를 전립선 후보 영역으로 추출하는 단계, 및 상기 추출된 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 다음 내부 방향으로 형태 전파를 수행하여 전립선을 분할하는 단계를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법을 제공한다.

[0007] 여기서, 상기 비강체 정합 기법으로 정합하는 단계는, 상기 B-스플라인에 기반을 둔 자유 변형 모델(Free-Form Deformation)을 이용하며, 유사성 척도로서 정규화된 상호 정보량(Normalized Mutual Information;NMI)을 사용할 수 있다.

[0008] 또한, 상기 조영 영역 MR 영상을 획득하는 단계는, 상기 조영 증강된 MR 영상보다 낮은 밝기 값에 해당되는 조영 전 MR 영상의 일부 영역을 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 감산한 다음, 상기 일부 영역을 제외한 나

머지 영역에 대응되는 부분을 0으로 설정할 수 있다.

[0009] 그리고, 상기 후보 영역을 추출하는 단계는, 상기 조영 영역 MR 영상에서 밝기 값이 특정 임계치 이상인 영역을 추출한 다음, 상기 추출된 영역을 상기 객체들로 구분하도록 상기 조영 영역 MR 영상의 각 슬라이스에 대하여 상기 연결 요소 분석 기법을 적용하는 단계와, 상기 연결 요소 분석 기법에 의해 구분된 상기 객체들에 대한 개별 크기 및 무게중심을 상기 각 슬라이스에 대하여 계산하는 단계, 및 상기 조영 영역 MR 영상의 중심으로부터 특정 반경 내에 무게중심이 위치하는 객체들 중에서 크기가 가장 큰 객체를 상기 전립선 후보 영역으로 추출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 여기서, 상기 후보 영역을 추출하는 단계는, 상기 크기가 가장 큰 객체에 존재하는 내부 구멍을 2차원 씨앗점 영역 성장법을 통해 채우는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 전립선을 분할하는 단계는, 반지름 크기가 S인 원을 구성요소로 사용하는 민코우프스키 가산 방법을 통해 상기 후보 영역을 외부로 확장 연산하여, 전립선 경계점들을 생성하는 단계, 및 상기 전립선 경계점들을 제한 거리($d_{max}=S$) 한도 내에서 내부로 형태 전파하여 전립선 경계를 분할하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 그리고, 본 발명은 상기 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법을 컴퓨터에 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0013] 그리고, 본 발명은, 동적 MR 기법을 통해 전립선의 3차원 볼륨 데이터들을 획득하는 획득부와, 상기 3차원 볼륨 데이터들로부터 평균 밝기 값을 분석하여 조영 증강된 MR 영상을 검출하는 검출부와, 조영 전 MR 영상과 상기 조영 증강된 MR 영상을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 정합하는 정합부와, 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 상기 조영 전 MR 영상 부분을 감산하여 조영 영역 MR 영상을 획득하는 감산부와, 상기 조영 영역 MR 영상에서 연결 요소 분석 기법을 통해 객체들을 구분한 다음 상기 객체들에 대한 무게 중심의 위치를 분석하여 일부 객체를 전립선 후보 영역으로 추출하는 추출부, 및 상기 추출된 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 다음 내부 방향으로 형태 전파를 수행하여 전립선을 분할하는 분할부를 포함하는 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 시스템을 제공한다.

[0014] 여기서, 상기 감산부는, 상기 조영 증강된 MR 영상보다 낮은 밝기 값에 해당되는 조영 전 MR 영상의 일부 영역을 상기 정합된 조영증강 MR 영상에서 감산한 다음, 상기 일부 영역을 제외한 나머지 영역에 대응되는 부분을 0으로 설정할 수 있다.

[0015] 그리고, 상기 추출부는, 상기 조영 영역 MR 영상에서 밝기 값이 특정 임계치 이상인 영역을 추출한 다음, 상기 추출된 영역을 상기 객체들로 구분하도록 상기 조영 영역 MR 영상의 각 슬라이스에 대하여 상기 연결 요소 분석 기법을 적용하고, 상기 연결 요소 분석 기법에 의해 구분된 상기 객체들에 대한 개별 크기 및 무게중심을 상기 각 슬라이스에 대하여 계산하며, 상기 조영 영역 MR 영상의 중심으로부터 특정 반경 내에 무게중심이 위치하는 객체들 중에서 크기가 가장 큰 객체를 상기 전립선 후보 영역으로 추출할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 분할부는, 반지름 크기가 S인 원을 구성요소로 사용하는 민코우프스키 가산 방법을 통해 상기 후보 영역을 외부로 확장 연산하여 전립선 경계점들을 생성한 다음, 상기 전립선 경계점들을 제한 거리($d_{max}=S$) 한도 내에서 내부로 형태 전파하여 전립선 경계를 분할할 수 있다.

발명의 효과

[0017] 본 발명에 따른 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템에 따르면, 동적 MR 영상에서 비강체 정합과 감산 기법을 이용하여 전립선 영역을 자동으로 분할할 수 있는 이점이 있다. 또한, 전립선 분할 시, 상기 전립선과 밝기값이 유사한 인접 조직으로의 리키지(leakage) 발생 없이 전립선 경계를 명확하게 분할할 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명의 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법의 흐름도이다.

도 2는 도 1을 위한 시스템의 구성도이다.

도 3은 도 1의 S110 단계에서 획득된 각 페이즈 번호별 동적 MR 영상의 평균 밝기 값 분석의 예를 나타내는 그래프이다.

도 4는 도 1의 S140 단계를 통해 얻어진 감산 영상의 예시도이다.

도 5는 도 1의 S150 단계를 통한 연결 요소 분석 후 구멍 채움 영상의 예시도이다.

도 6은 도 1의 S160 단계를 통해 외부 확장된 영상의 예시도이다.

도 7은 도 1의 S170 단계를 통한 전립선 분할 영상의 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0019] 도 1은 본 발명의 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법의 흐름도이다. 도 2는 도 1을 위한 시스템의 구성도이다.

[0020] 상기 시스템(100)은 획득부(110), 검출부(120), 정합부(130), 감산부(140), 추출부(150), 분할부(160)를 포함한다. 이하에서는, 상기 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법에 관하여 도 1 및 도 2를 참조로 하여 상세히 설명한다.

[0021] 먼저, 상기 획득부(110)에서, 동적 MR 기법을 통해 전립선의 3차원 볼륨 데이터들을 획득한다(S110).

[0022] 다음, 상기 검출부(120)는 상기 3차원 볼륨 데이터들로부터 평균 밝기 값을 분석하여 '조영 증강된 MR 영상'을 검출한다(S120).

[0023] 상기 S110단계에서 획득된 동적 MR 영상은, 조영제를 투입한 다음 시간의 흐름에 따라 연속적으로 촬영한 것이다. 따라서, 조영제가 조직에 퍼져나간 정도는 서로 다른 시간에 촬영된 각 페이즈 별 MR 영상에서 서로 상이하게 나타난다. 획득되는 동적 MR 영상들 중 가장 첫 번째 영상이 '조영 전 영상'이 된다.

[0024] 도 3은 도 1의 S110 단계에서 획득된 각 페이즈 번호별 동적 MR 영상의 평균 밝기 값 분석의 예를 나타내는 그래프이다. 여기서, 밝기 값은 HU 단위를 사용한다.

[0025] 우선, 페이즈 1부터 페이즈 25까지는 조영증강이 거의 되지 않은 상태이다. 그리고, 페이즈 25부터는 조영증강이 시작되어, 페이즈 50에서는 조영증강이 충분히 되었음을 알 수 있다. 이렇게 페이즈 50에 해당하는 MR 영상은 전립선 영역이 밝게 표현되는 부분으로서, 상기 '조영증강 된 MR 영상'으로 볼 수 있다.

[0026] 다음, 상기 정합부(130)에서는, 상기 '조영 전 MR 영상'과 상기 '조영 증강된 MR 영상'을 B-스플라인 비강체 정합 기법으로 정합한다(S130). 이러한 정합을 통하여, 상기 조영 전 MR 영상과 상기 조영 증강된 MR 영상 사이의 대응관계가 파악될 수 있다.

[0027] 동적 MR 영상들의 정합을 위해서는 영상들 사이의 전역적(global)인 차이와 호흡 등에 따른 지역적(local)인 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 페이즈 번호별 MR 영상들에서 동일한 특징들을 추출하기가 어려운 문제점이 있다.

[0028] 따라서, 상기 S130단계는 B-스플라인에 기반을 둔 자유 변형(free-form deformation) 모델을 이용하여 비강체 정합을 수행한다. 자유 변형 모델은 B-스플라인을 구성하는 제어점들의 격자(mesh)를 각각 움직여서 물체를 변형시키는 방식으로서, 특징을 추출할 필요가 없고 자유도가 높기 때문에 복잡한 지역적인 변형을 모델링하기에 적합하다.

[0029] 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 $T(x, y, z)$ 는, 1D 3차 B-스플라인으로 수학식 1과 같이 표현될 수 있다.

수학식 1

[0030] $$T(x,y,z) = \sum_{p=0}^{3}\sum_{q=0}^{3}\sum_{r=0}^{3} B_p(u)B_q(v)B_r(w)\alpha_{i+p,j+q,k+r}$$

[0031] 여기서, $i = \lfloor x/g_x \rfloor - 1$, $j = \lfloor y/g_y \rfloor - 1$, $k = \lfloor z/g_z \rfloor - 1$ 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 수학식 2와 같은 B-스플라인의 3차 기저 함수이다.

수학식 2

$$B_0(u) = (1-u^3)/6,$$

$$B_1(u) = (3u^3 - 6u^2 + 4)/6,$$

$$B_2(u) = (-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1)/6,$$

[0032] $$B_3(u) = u^3/6.$$

[0033] B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합 기법은 각 제어점들이 제어점 주변의 지역적 변형에만 영향을 미치기 때문에, 변형을 보다 정확하게 계산하는 장점이 있다.

[0034] 여기서, 상기 '조영 전 MR 영상'과 상기 '조영 증강된 MR 영상'의 비강체 정합은, 밝기 값 자체를 유사도 척도로 이용하지 않고, 대응되는 밝기 값들의 쌍의 개수를 세는 정규화된 상호 정보량(Normalized Mutual Information;NMI) 유사성 척도를 사용하여야 한다. 이는 조영제가 주입된 시점과 조영제가 주입된 후 촬영까지 걸린 시간에 따라서 전립선 실질과 각 혈관들의 밝기 값이 달라지기 때문이다.

[0035] 여기서, 정합하고자 하는 두 영상(조영 전 MR 영상, 조영 증강된 MR 영상)인 I_1, I_2에 대한 NMI는 수학식 3으로 정의된다.

수학식 3

[0036] $$C_{NMI}(I_1, I_2) = \frac{H(I_1) + H(I_2)}{H(I_1, I_2)}$$

[0037] 여기서, $H(I_1)$과 $H(I_2)$는 두 영상 각각의 엔트로피(entropy)를 나타내고, $H(I_1, I_2)$는 두 영상의 조인트 엔트로피를 나타낸다. 각각의 엔트로피는 아래의 수학식 4로 정의된다.

수학식 4

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

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

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

[0038]

[0039] 이 엔트로피 값은 조인트 히스토그램을 생성하여 계산한다. 조인트 히스토그램은 x축에는 영상 1의 밝기 값, y축에는 영상 2의 밝기 값으로 축을 설정하고, 두 영상이 중첩된 영역에서 동일한 위치에 있는 영상 1과 영상 2의 밝기 값 쌍의 개수를 z축에 누적하면서 생성한다.

[0040] 이상과 같이 S130 단계의 비강체 정합을 수행한 이후에는, 상기 감산부(140)에서는 상기 '정합된 조영증강 MR 영상'에서 상기 '조영 전 MR 영상' 부분을 감산하여 '조영 영역 MR 영상'을 획득한다(S140).

[0041] 더 상세하게는, 상기 '조영 증강된 MR 영상'보다 낮은 밝기 값에 해당되는 '조영 전 MR 영상'의 일부 영역을 상기 '정합된 조영증강 MR 영상'에서 감산한 다음, 이렇게 감산된 영상에서 상기 일부 영역을 제외한 나머지 영역에 대응되는 부분을 0으로 설정한다. 이에 따라, 조영제에 의하여 조영된 영역만이 남게 된다. 이후의 전립선 분할은 이렇게 조영된 영역에 대하여 수행하는 것이다.

[0042] 도 4는 이러한 S140 단계를 통해 얻어진 감산 영상의 예시도를 나타낸다. 여기서, (a)와 (b)의 두 가지 감산 영상의 예를 나타낸다.

[0043] 상기 S140 단계 이후, 상기 추출부(150)에서는, 상기 감산 영상인 조영 영역 MR 영상에서 연결 요소 분석 기법을 통해 객체들을 구분한 다음, 상기 객체들에 대한 무게 중심의 위치를 분석하여 일부 객체를 전립선 후보 영역으로 추출한다(S150).

[0044] 여기서, 상기 후보 영역을 추출 단계를 상세히 설명하면 다음과 같다. 먼저, 상기 S140단계에서 획득된 상기 조영 영역 MR 영상에서 밝기 값이 특정 임계치(ex, 400 HU) 이상인 영역을 추출한 다음, 상기 추출된 영역을 상기 객체들로 구분하도록 상기 조영 영역 MR 영상의 각 슬라이스에 대하여 상기 연결 요소 분석 기법을 적용한다.

[0045] 상기 연결 요소 분석 기법은 상, 하, 좌, 우로 연결되어 있는 픽셀들의 집합을 하나의 객체로 인식하여, 전체 영상에서 서로 구분되어 있는 연결 요소 객체에 각각 번호를 부여하여 각 객체를 구분하는 분석 기법이다. 상기 연결 요소 분석 기법은 본 분야에서 공지된 기술로서 보다 상세한 설명은 생략한다.

[0046] 다음, 상기 연결 요소 분석 기법에 의해 구분된 상기 객체들에 대한 개별 크기 및 무게중심을 상기 각 슬라이스에 대하여 계산한다. 이를 위해, 상기 조영 영역 MR 영상의 중심으로부터 특정 반경(ex, 반지름 r = 20 픽셀) 이내에 무게중심이 위치하는 객체들 중에서, 크기가 가장 큰 객체를 상기 전립선 후보 영역으로 추출한다. 이는 실제 촬영된 MR 영상의 중심으로부터 특정 반경 내에 전립선 후보 영역이 존재한다는 가정하에 수행하는 것이다.

[0047] 이때, MR 영상의 잡음이나 조영제의 전파 상태에 따라, 상기 가장 큰 연결 요소 객체의 내부에 구멍이 존재할 수 있기 때문에, 각 슬라이스에 대하여 영상의 최외곽 경계점들을 씨앗점으로 하는 2차원 씨앗점 영역 성장법을 수행하여, 상기 크기가 가장 큰 객체에 존재하는 내부 구멍을 채워준다. 상기의 씨앗점을 이용한 영역 성장법은 기존에 공지된 기술이므로 보다 상세한 설명은 생략한다.

[0048] 상기 S150 단계의 연결 요소 분석 이후 수행된 구멍 채움 영상의 예는 도 5를 참조한다. 도 5의 (a), (b)는 도 4의 (a), (b) 영상에 대해 각각 S150 단계를 수행한 결과를 나타낸다.

[0049] 상기 후보 영역을 추출한 이후, 상기 분할부(160)는 상기 S150 단계에서 추출된 후보 영역에 대하여 외부 방향으로 확장 연산을 수행한 다음(S160), 내부 방향으로 형태 전파를 수행하여 전립선을 분할한다(S170). 이에

따라, 최종 분할된 전립선 경계를 얻을 수 있다.

[0050] 도 6은 도 1의 S160 단계를 통해 외부 확장된 영상의 예시도이다. 도 6의 (a), (b)는 도 5의 (a), (b) 영상에 대해 각각 S160 단계를 수행한 결과를 나타낸다.

[0051] 즉, 상기 외부 확장 단계(S160)는 전립선 경계를 검출하기 위하여 각 슬라이스에서 찾아진 가장 큰 연결 요소에 대하여 확장 연산을 수행하는 것이다. 이를 위해, 반지름 크기가 s인 원을 구성요소로 사용하는 수학식 5의 민코우프스키 가산 방법을 통해 상기 후보 영역을 외부로 확장 연산하여, 전립선 경계점들을 생성한다.

수학식 5

[0052] $$I \oplus S = \{p \in R^2 : \exists x \in S, p - x \in I\}$$

[0053] 여기서, I는 앞서 가장 큰 연결 요소 객체에 해당되고, S는 구성 요소(structuring element)를 나타내며, R은 실수집합에 해당된다. 그리고, 부드러운 경계 생성을 위하여 구성 요소는 반지름이 s(ex, s=10픽셀)인 원 형태를 사용한다.

[0054] 그리고, 외부로 확장된 이진 영상으로부터 전립선 경계를 추출하기 위하여, 다음과 같이 내부로 형태 전파를 연속적으로 수행하여 전립선을 분할한다(S170). 이때, 상기 S160단계를 통해 확장된 전립선 경계점들을 제한거리($d_{max}=s$) 한도 내에서 내부로 형태 전파하여 전립선 경계를 분할한다.

[0055] 즉, 상기 제한된 밴드값인 d_{max} 내에서, 상기 확장된 전립선 경계점들로부터 경계점들을 내부로 전파한다. 유클리디안 거리를 근사하기 위하여 다음의 수학식 6의 체스 보드 거리를 사용한다.

수학식 6

[0056] $$d(i) = \min((\min_{j \in 8-neighbors(i)}(d(j)+1), d(i))$$

[0057] 여기서, i와 j는 각각 현재 위치와 8-인접 위치를 나타낸다. 확장 경계점들에 대한 $d(i)$는 0으로 초기화되고, 다른 점들에 대해서는 무한대로 초기화된다.

[0058] 이와 같이, 반지름 s인 원 형태의 구성 요소를 갖는 확장 연산을 통해 가장 큰 연결 요소를 외부로 확장시킨 후, $d_{max}=s$ 만큼 내부로 형태 전파를 수행하게 되면, 부드러운 전립선 경계 분할이 이루어진다. 즉, 이러한 과정을 통해 전립선 경계가 최종 분할된다.

[0059] 도 7은 도 1의 S170 단계를 통한 전립선 분할 영상 결과의 예시도이다. 도 7의 (a), (b)는 도 8의 (a), (b) 영상에 대해 각각 S170 단계를 수행한 결과를 나타낸다. 이를 참조하면, 본 발명의 기법을 통해 분할된 결과로부터 전립선과 밝기값이 유사한 인접 조직으로의 리키지(leakage) 발생 없이 정확한 분할이 가능함을 확인할 수 있다.

[0060] 이상과 같은 본 발명의 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법 및 시스템은, 전립선 체적 측정 및 전립선 검출을 위한 영역 설정, CT 영상과 MR 영상의 정합 시 해부학적 표식기 등으로 사용될 수 있어서, 실제 임상에 즉시 적용 가능한 진단 도구를 제공할 수 있다. 나아가, 현재 의사의 수작업에 의존한 정성적인 판독 방법을 자동화시키고 이를 검증하는 방식으로 의료 형태가 변경되어 보다 객관적이고 정교한 판독이 가능하다.

[0061] 또한, 이러한 시스템을 기존의 3차원 MR 장치나 의료영상저장및전달장치(Picture archive and communication system)에 접합하면 상당 규모의 소프트웨어 판매 및 수출효과를 가져올 수 있으며, 나아가 세계시장에서 국내 의료시스템의 경쟁력을 강화시킬 수 있을 것이다.

[0062] 한편, 상기 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 방법은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽

을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 매체로서 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다.

[0063] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CO-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

[0064] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시예가 가능한 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0065] 100: 동적 MR 영상을 이용한 자동 전립선 분할 시스템

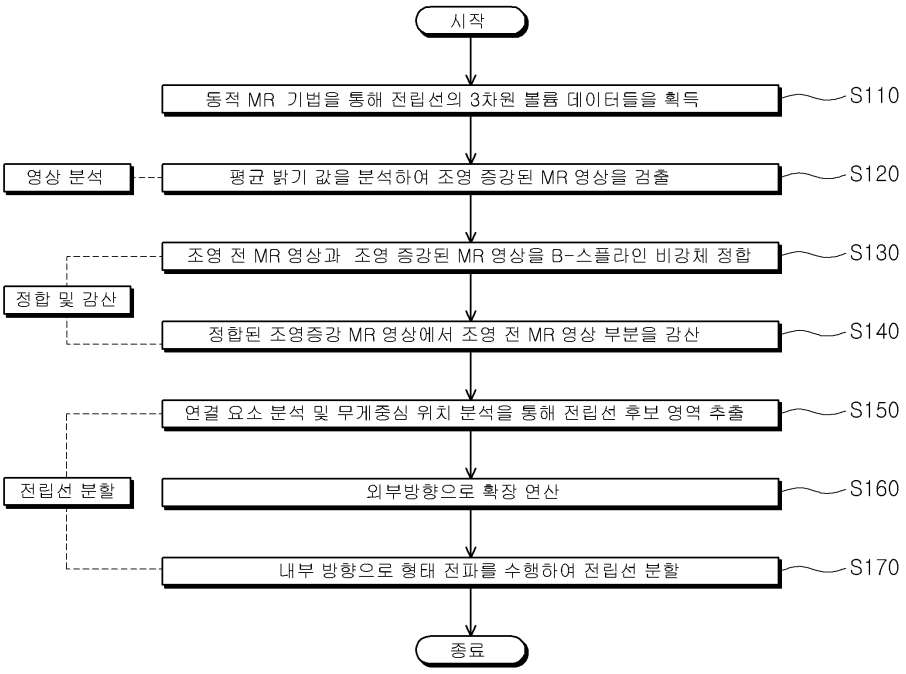
110: 획득부 120: 검출부

130: 정합부 140: 감산부

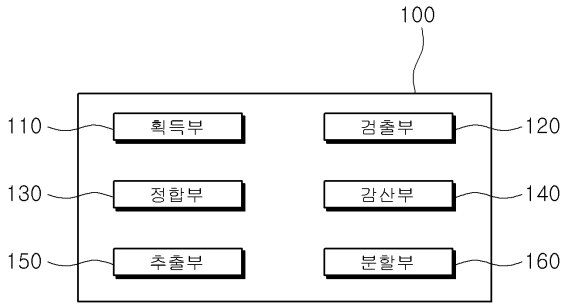
150: 추출부 160: 분할부

도면

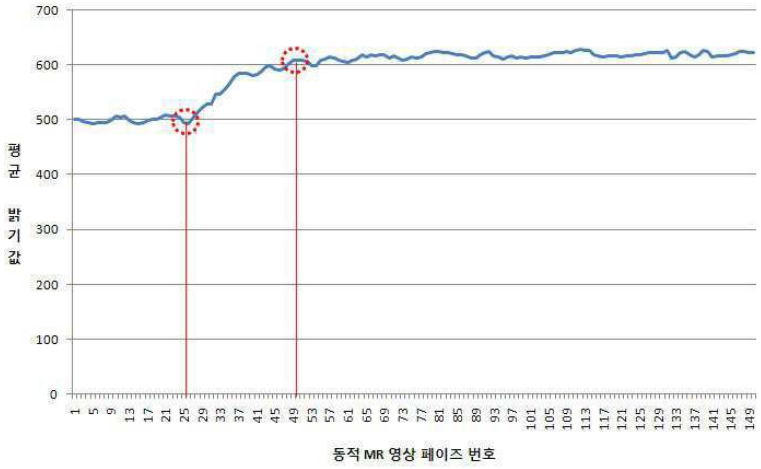
도면1



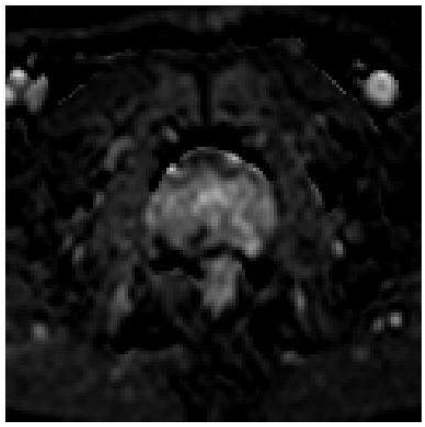
도면2


100
110
획득부
120
검출부
130
정합부
140
감산부
150
추출부
160
분할부

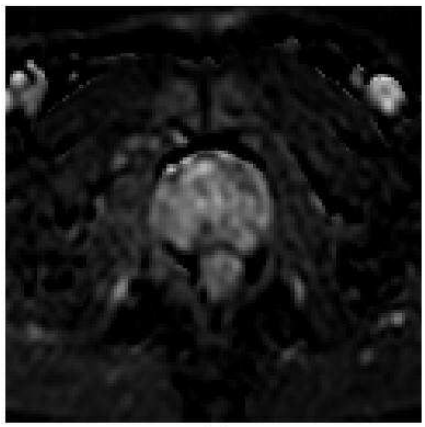
도면3


700
600
500
400
300
200
100
0
평균 밝기 값
1 5 9 13 17 21 25 29 33 37 41 45 49 53 57 61 65 69 73 77 81 85 89 93 97 101 105 109 113 117 121 125 129 133 137 141 145 149
동적 MR 영상 페이즈 번호

도면4

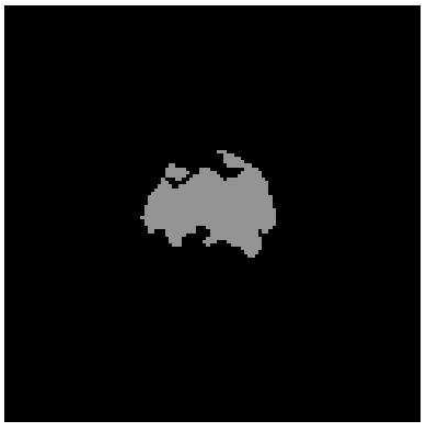


(a)

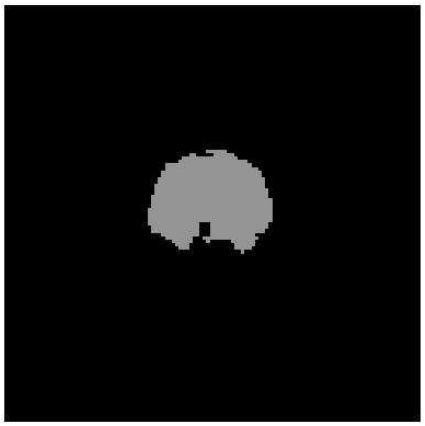


(b)

도면5

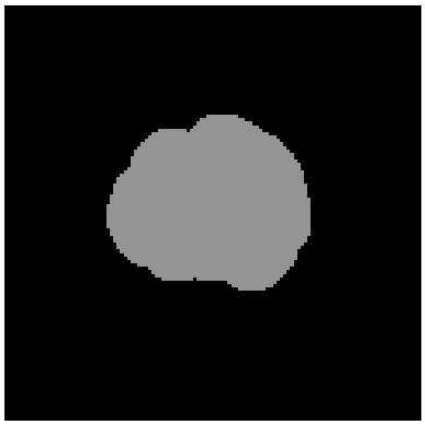


(a)

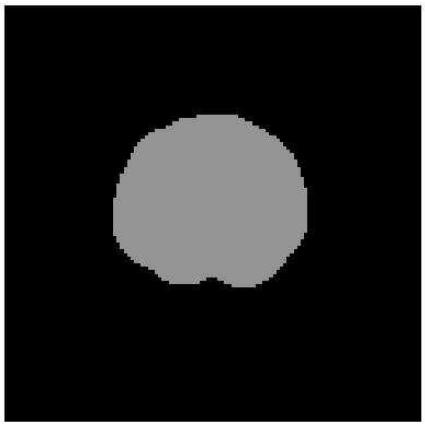


(b)

도면6

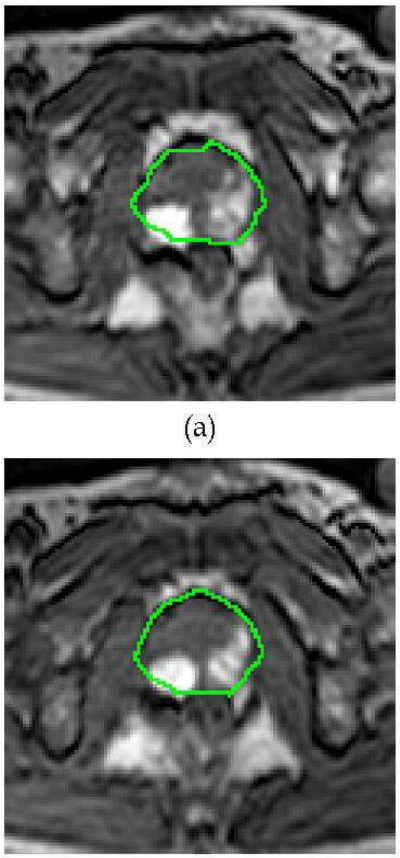


(a)



(b)

도면7



(a)

(b)