



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년01월28일  
(11) 등록번호 10-1227272  
(24) 등록일자 2013년01월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/14 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)  
G06T 15/10 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2011-0027223  
(22) 출원일자 2011년03월25일  
심사청구일자 2011년03월25일  
(65) 공개번호 10-2012-0108849  
(43) 공개일자 2012년10월05일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020090127101 A\*  
KR1020100062889 A  
JP2003153877 A  
US06468213 B1  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
가천대학교 산학협력단  
경기도 성남시 수정구 성남대로 1342 (복정동)  
(72) 발명자  
박현진  
인천광역시 연수구 월인제로 232, 솔밭마을아파트  
109동 405호 (연수동)  
(74) 대리인  
손민

전체 청구항 수 : 총 3 항

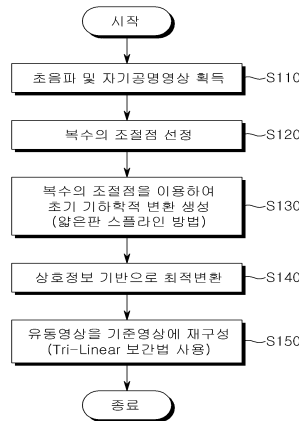
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법

(57) 요약

본 발명에 따른 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법은 (a) 초음파 영상 및 자기공명 영상을 획득하는 단계, (b) 상기 초음파 및 자기공명 영상에 대해 복수의 조절점을 지정하는 단계, (c) 상기 복수의 조절점을 이용하여 상기 초음파 및 자기공명 영상에 대해 초기 기하학적 변환을 실시하는 단계, (d) 상기 초기 기하학적 변환을 거친 영상에 대해 상호 정보 방법을 사용하여 최적화하는 단계, 및 (e) 상기 조절점이 명시된 유동 영상으로서의 상기 초음파 영상을 상기 조절점이 명시된 기준 영상으로서의 상기 자기공명 영상에 재구성하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 0850110

부처명 중소기업청

연구사업명 산학연 공동기술개발지원사업

연구과제명 초음파와 이중 의료영상간의 정합 시스템 개발

주관기관 가천의과학대학교

연구기간 2010.06.01 ~ 2011.05.31

---

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

- (a) 인체의 전립선에 대한 초음파 영상 및 상기 전립선에 대한 자기공명 영상을 획득하는 단계;
- (b) 상기 초음파 및 자기공명 영상에 대해 복수의 조절점을 지정획득하는 단계;
- (c) 상기 복수의 조절점을 이용하여 상기 초음파 및 자기공명 영상에 대해 얇은판 스플라인(TPS, thin plate spline) 방법을 적용하는 단계;
- (d) 상기 얇은판 스플라인 방법을 거친 영상에 대해 상호 정보(mutual information) 방법을 사용하는 단계; 및
- (e) 상기 조절점이 명시된 유동 영상으로서의 상기 초음파 영상을 상기 조절점이 명시된 기준 영상으로서의 상기 자기공명 영상에 재구성하는 단계;

를 포함하고,

상기 (e) 단계는 상기 얇은판 스플라인 방법 및 상기 상호 정보 방법을 거친 영상들을 통합하여 하나의 좌표계 상에 체적 시각화하여 표현하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는,

초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법

**청구항 2**

삭제

**청구항 3**

제 1 항에 있어서,

상기 (e) 단계는 삼차원 선형 보간법을 사용하여 재구성하는 것을 특징으로 하는,

초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법.

**청구항 4**

삭제

**청구항 5**

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 영상 및 자기공명 영상에 대한 조절점은 각각 대응되는 7개의 지점인 것을 특징으로 하는,

초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법.

**명세서**

**기술분야**

본 발명은 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 자기 공명 영상으로부터의 기준 영상과 초음파 영상으로부터의 유동 영상을 조절점(control point) 처리 및 얇은판 스플라인(thin-plate spline) 방법을 사용하여 복수의 영상을 정합 처리하므로써 영상의 판독 정밀성을 개선하는 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법에 관한 것이다.

[0001]

**배경 기술**

- [0002] 진단을 목적으로 하는 의료 영상에서 초음파 및 자기 공명 영상 장치는 널리 사용된다. 초음파 영상 장치는 진단하고자 하는 대상체를 향하여 초음파를 송신하고 반사된 초음파로부터 대상체의 영상을 형성하여 표시하는 장치로서 인체 조직의 반사계수를 이용하는 B-모드(Brightness-mode)로서 많이 표현된다. 이는 인체에서 반사되는 에코의 크기를 밝기의 정도로 화면에 표시하는 방법이다. 다만, 상기 초음파 영상 방법은 종양이나 암 조직과 같이 주위 조직과 반사계수가 크게 차이가 나지 않는 조직에 대해서는 관찰하기 어렵다는 문제점이 상존한다.
- [0003] 한편, 자기공명영상(MRI)은 조직 간의 자기적 이완의 정도로부터 정보를 얻어서 영상을 시각화한다. MRI는 체내 구조물의 사진을 생성하기 위해서 자기장을 사용하는 진단 기술로서, 인체 내의 수소 원자가 자기장 및 전자파와 반응하는 방식을 근거로 영상을 생성한다. 상기의 원리를 기반으로 MRI는 뇌, 척수, 심장, 및 안구 같은 신체의 연부조직 종양을 발견하고 질환을 검사하는데 사용된다.
- [0004] 인체 기관 중 전립선은 남성의 방광 아래에 있는 타원형으로 생긴 생식기관으로서 남성의 정액 성분의 일부를 생산하는 기능을 한다. 최근 들어 식생활의 서구화로 인하여 전립선에 문제가 발생하는 확률이 높아지는 추세이므로 이를 조기에 진단하기 위한 방법이 고안되고 있는 추세이다.
- [0005] 통상적으로 전립선암의 진단(staging)은 항문을 통하는 경직장 초음파 영상과 영상을 통하여 이루어진다. 한편, 초음파 영상은 MRI 영상에 비해 연부조직의 특성을 잘 반영하지 못하므로 진단의 정확성이 떨어진다.
- [0006] 상기의 초음파 영상 진단의 문제점을 극복하기 위하여 기존에는 MRI 영상에 초음파 영상을 정합하여 이를 토대로 분석의 정확성을 높이는 시도가 계속되고 있는데, 전립선 암의 진단과 관련해서는 주로 초음파를 위주로 한 진단 방법을 시행해온 결과 분석의 신뢰성이 떨어진다는 지적이 있어오고 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0007] 이에, 본 발명은 초음파 및 자기공명으로부터의 복수의 영상에 대한 조절점을 획득하고, 얇은판 스플라인 방법을 통한 기하학적 변환 방법을 수행한 후, 얻어진 영상 데이터를 재구성 처리함으로써 관독의 정밀도를 개선한 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

**과제의 해결 수단**

- [0008] 상기와 같은 목적을 달성하기 위해 제공되는 본 발명에 따른 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법은 (a) 초음파 영상 및 자기공명 영상을 획득하는 단계, (b) 상기 초음파 및 자기공명 영상에 대해 복수의 조절점을 지정하는 단계, (c) 상기 복수의 조절점을 이용하여 상기 초음파 및 자기공명 영상에 대해 초기 기하학적 변환을 실시하는 단계, (d) 상기 초기 기하학적 변환을 거친 영상에 대해 상호 정보 방법을 사용하여 최적화하는 단계, 및 (e) 상기 조절점이 명시된 유동 영상으로서의 상기 초음파 영상을 상기 조절점이 명시된 기준 영상으로서의 상기 자기공명 영상에 재구성하는 단계를 포함한다.
- [0009] 상기 (a) 단계는 얇은판 스플라인 방법을 적용하여 초기 기하학적 변환을 실시하는 것이 바람직할 수 있다.
- [0010] 상기 (e) 단계는 삼차원 선형 보간법을 사용하여 재구성하는 것이 바람직할 수 있다.
- [0011] 상기 (b) 단계에서 상기 복수의 조절점은 획득되는 초음파 영상 및 자기공명 영상 중 전립선 영역을 포함한 부위를 지정하는 것이 바람직할 수 있다.
- [0012] 상기 초음파 영상 및 자기공명 영상에 대한 조절점은 각각 대응되는 7개의 지점인 것이 바람직할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0013] 본 발명에 따른 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법은 초음파 영상을 MRI 영상과의 영상 정합을

통하여 전립선암 진단 방법의 성능을 개선할 수 있다. 구체적으로, 최초의 영상으로부터 획득된 조절점의 위치를 기반으로 하여 얇은판 스플라인 방법 및 상호 정보 기반 최적 변환을 수행함으로써 기존 영상에 유동 영상을 효과적으로 재구성 처리함으로써 복수의 영상 정보를 효율적으로 통합한다.

[0014] 이는 초음파에서 보이지 않는 정보가 MRI에서 볼 수 있는 경우가 있고 MRI에서 보이지 않는 정보가 초음파에서 보일 수 있으므로 상기 두가지 영상정보를 통합한다면 좀 더 정확하게 전립선 암을 진단할 수 있다.

[0015] 본 발명에 따른 영상 정합 후에는 하나의 좌표에 주어지는 정보가 초음파 픽셀값 뿐만 아니라 자기공명영상 픽셀값을 추가하여 두 배로 증가한다. 즉, 하나의 좌표에 주어진 정보가 두배가 되므로 기존보다 정밀하게 전립선 및 상기 전립선과 인접한 구조체에 대한 정보를 획득할 수 있고 좀 더 정밀한 진단이 가능하다.

**도면의 간단한 설명**

- [0016] 도 1은 본 발명에 따른 영상정합 방법을 위한 영상 처리 시스템의 전체적인 구성도,
- 도 2는 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법을 시계열적인 과정으로 나열한 순서도,
- 도 3은 본 발명의 조절점 처리부에서 인체의 전립선 부위에 대해 수직단면으로 조절점을 획득하는 일 실시예를 나타낸 도면,
- 도 4는 도 3의 조절점을 수평 단면 상에 획득하는 일 실시예를 나타낸 도면, 및
- 도 5a 내지 도 5d는 초음파의 유동 영상을 자기공명의 기준 영상에 영상 정합한 상태를 나타낸 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0017] 본 발명의 상기와 같은 목적, 특징 및 다른 장점들은 첨부도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명함으로써 더욱 명백해질 것이다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법을 상세히 설명하기로 한다.

[0018] 본 발명에서 사용되는 영상정합(image registration)은 다양한 영상을 하나의 좌표계로 통합하여 하나의 시점에서 동시에 볼 수 있도록 하는 기술로 정의한다.

**[0019] 영상정합 방법을 위한 영상 처리 시스템(1000)의 전체적인 구조**

[0020] 먼저, 도 1을 참조하여 본 발명에 따른 영상 처리 시스템(1000)의 전체적인 구조를 설명한다.

[0021] 영상 처리 시스템(1000)은 조절점 처리부(110), 기하학적 변환 생성부(140), 및 체적 시각화 처리부(170)를 포함하고, 조절점 처리부(110)에서 임의로 선택된 복수의 영상을 기하학적 변환 생성부(140)에서 얇은판 스플라인 방법과 상호정보기반 분석방법을 토대로 한 기하학적 변환을 거친 후에 체적 시각화 처리부(170)에서 복수의 영상을 상호 조합함으로써 일체화된 하나의 영상을 제공한다.

[0022] 조절점 처리부(110)는 자기공명 영상을 기준 영상으로 처리하는 제 1 조절점 처리부(120)와 초음파 영상을 유동 영상으로 처리하는 제 2 조절점 처리부(120)를 구비한다. 제 1 조절점 처리부(120)는 제공되는 자기공명 영상으로부터 해부학적으로 의미있는 다수의 조절점을 획득할 수 있다. 상기의 조절점 획득 방법은 도 3에 도시되는 바와 같이, 본 발명에서 관심을 가지는 인체의 기관인 전립선 부위에 대해 다수의 수직 단면을 설정하고 상기의 설정된 단면 상에서 무작위로 복수의 조절점을 선정할 수 있다. 제 1 조절점 처리부(120)에서와 비슷한 방법으로 제 2 조절점 처리부(120)에서는 자기공명 영상에 대응하는 초음파 상의 지점으로부터 해부학적으로 의미있는 다수의 조절점을 획득할 수 있다.

[0023] 본 발명에서의 조절점 처리부(110)는 전립선 초음파 영상 및 전립선 자기공명 영상을 입력으로 하여 조절점이 추가된 자기공명 영상으로 변환함으로써 조절점의 위치를 전립선 주위에 조각이 용이한 동시에 재현성(reproducibility) 높게 할 수 있다. 이렇게 함으로서 해부학적 의미를 지니는 좌표로 지정하는 상태로의 변경이 가능할 수 있다.

[0024] 도 3, 도 4a, 및 도 4b를 참조하여, 조절점 처리부(110)에서 획득되는 복수의 조절점들의 일 실시예를 보면 다음과 같다. 도 4a 및 도 4b는 도 3에서 인체의 전립선 부위에 대해 수직단면으로 획득된 복수의 조절점을 각각

자기공명 영상 및 초음파 영상 상의 수평 단면을 통해 나타낸 것이다. 도 4a,4b 상에서 조절점 7은 조절점 6의 후방에 배치되는 관계로 가려져서 보이지 않게 된다.

제 1 단면에서의 조절점 1 내지 3은 전립선과 직장의 경계부 주위의 지점을 나타내고, 조절점 4 내지 5는 전립선과 방광의 경계부 주위의 지점을 나타내며, 제 2 단면에서의 조절점 6 및 제 3 단면에서의 조절점 7은 각각 전립선의 시작 부분(apex) 및 끝 부분(base) 지점을 가리킬 수 있다.

- [0025] 기하학적 변환 생성부(140)는 초기 기하학적 변환 생성부(150) 및 상호 정보 기반 변환 생성부(160)을 포함한다.
- [0026] 초기 기하학적 변환 생성부(150)는 조절점 처리부(110)에서 자기공명 영상 및 초음파 영상에 대한 특정된 복수의 조절점을 전송받아 얇은판 스플라인(thin plate spline) 방법을 적용하여 초기 기하학적 변환을 실시한다.
- [0027] 상호 정보 기반 변환 생성부(160)는 초기 기하학적 변환 생성부(150)에서 1차적으로 처리된 영상 데이터를 이용하여 상호 정보(mutual unformation) 방법을 사용하여 최적화하는 과정을 수행한다.
- [0028] 기하학적 변환 생성부(140)에서는 최적 변환 생성 수식으로서 하기의 수학식 1을 참조로 하여 조절점의 위치를 컴퓨터 알고리즘 형식을 최적화하여 변환할 수 있다.

**수학식 1**

$$T(x) = \operatorname{argmax} MI(A(x), B(T(x)))$$

- [0029]
- [0030] T(x)=estimate of the transform  
 이하, 하기에서는 상기 수학식 1에 대해 상세히 설명한다. 상기 수학식 1은 본 발명이 속하는 기술분야에 종사하는 당업자 입장에서 용이하게 알 수 있는 영상 정합 관련 수식으로서, 수학식 1을 구성하는 변수의 정의는 다음과 같다.  
 T(x) : 본 발명에서 도출하고자 하는 기하학적 변환이 적용된 3차원 공간좌표 벡터; MI: 상호정보 수치; A(x): 영상정합의 대상이 되는 고정되어 있는 첫번째 영상으로서 본 발명에서는 초음파 영상으로 한다.; B(x) : 영상정합의 대상이 되는 고정되어 있는 두번째 영상으로서 본 발명에서는 MRI 영상으로 한다.; x : 3차원 공간좌표 벡터
- [0031] 이상, 기하학적 변환 생성부(140)는 복수의 조절점이 추가된 초음파 영상과 자기공명 영상으로부터 조절점의 위치를 기반으로 하여 얇은판 스플라인(thin-plate spline) 방법으로 기하학적 변환을 생성하고, 조절점의 개수에 따라서 자유도가 변하는 기하학적 변환을 생성할 수 있다. 상기 자유도는 조절점의 개수에 비례하게 되는데, 조절점의 수가 작으면 자유도가 낮고 조절점의 수가 많으면 자유도가 높게 된다.
- [0032] 체적 시각화 처리부(170)는 기하학적 변환 생성부(140)에서 최적화된 초음파 유동 영상을 자기공명 기준영상에 정합하여 하나의 좌표계로 통합하는 기능을 수행한다. 초음파 영상의 각각의 픽셀에 삼차원적 선형 보간(tri-linear interpolation)을 이용하여 대응하는 자기공명 영상의 픽셀값을 구한다.
- [0033] **영상 처리 시스템(1000)의 영상정합 방법 설명**
- [0034] 이하, 도 2를 참조하여 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법을 시계열적인 순서에 따라 설명한다.
- [0035] 먼저, 영상 정합 전의 초음파 및 자기공명 영상을 획득한다(S110). 즉, 인체 부위 중 관심 부위인 전립선에 대한 기준 영상으로서의 자기공명 영상 및 유동 영상으로서의 초음파 영상을 준비한다.
- [0036] 상기의 획득된 정합 전의 복수의 영상에 대해 조절점 처리부(110)에서 해부학적으로 의미있는 복수의 조절점을 획득한다(S120). 상기의 조절점은 추후 최적화 단계를 거치므로 그 선정에 있어 정확함을 요하는 것은 아니고 확인 대상 부위 중 일반적으로 대표적인 지점을 지정할 수 있다. 상기 선정의 대상이 되는 조절점 부위는 기 설명한 바와 같이, 도 3 내지 도 4b에서의 도시를 참조할 수 있다.

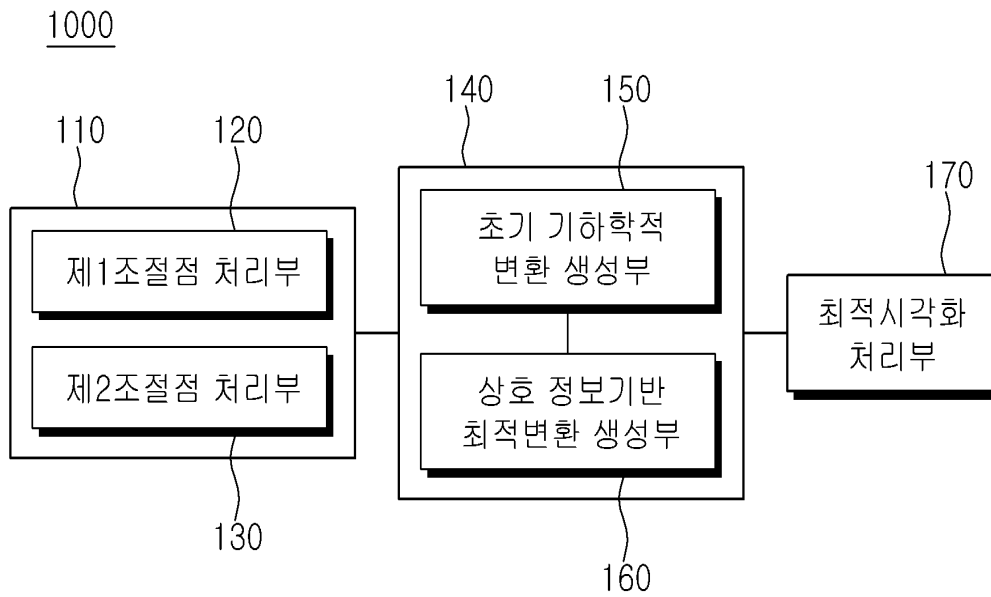
- [0037] 이후, 복수의 조절점을 이용하여 얇은판 스플라인 방법을 적용한 초기 기하학적 변환을 실시한다(S130).
- [0038] 다음으로, 초기 기하학적 변환을 거친 영상 데이터에 대해 상호 정보 방법을 사용하여 최적화한다(S140).
- [0039] 그리고, 조절점이 명시된 유동 영상으로서의 초음파 영상과 조절점이 명시된 기준 영상으로서의 자기공명 영상에 삼차원 선형 보간법을 사용하여 재구성하는 과정을 수행한다(S150).
- [0040] 다음으로는 도 5a 내지 도 5d를 참조하여, 초음파의 유동 영상을 자기공명의 기준 영상에 영상 정합한 상태를 설명한다.
- [0041] 도 5a 내지 도 5b는 본 발명에 따른 조절점 선정 및 기하학적 변환의 과정 없이 초음파 영상, 자기공명 영상, 및 초음파 영상과 자기공명 영상을 정합한 상태의 영상을 나타내고 있다. 도 5a 중 왼쪽은 자기공명 영상, 중앙은 초음파 영상, 오른쪽은 상기 두 영상이 통합된 상태이다. 통합된 영상의 경우 초음파 영상은 흑백으로 자기공명 영상은 컬러로 나타난다. 도 5b는 도 5a의 영상에 전립선과 직장의 윤곽선을 추가적으로 표시한 도면이다. 도 5b의 자기공명 영상에는 적색으로 윤곽선을 표시하였고, 초음파에는 노란색으로 윤곽선을 표시한다.
- [0042] 한편, 도 5c 내지 도 5d는 본 발명에 따른 조절점 선정 및 기하학적 변환의 과정을 적용한 상태에서의 초음파 영상, 자기공명 영상, 및 초음파 영상과 자기공명 영상을 정합한 상태의 영상을 나타내고 있다. 도 5c의 왼쪽은 자기공명 영상, 중앙은 초음파 영상, 오른쪽은 두 영상이 통합된 상태이다. 통합된 영상의 경우 초음파 영상은 흑백으로 자기공명 영상은 컬러로 나타난다. 도 5d는 도 5c의 영상에 전립선과 직장의 윤곽선을 추가적으로 표시한 도면이다. 도 5d의 자기공명 영상에는 적색으로 윤곽선을 표시하고, 초음파에는 노란색으로 윤곽선을 표시한다.
- [0043] 본 발명의 특징인 조절점 지정 및 기하학적 영상 변환 과정을 적용하는 경우에는 적용하지 않은 경우에 비해 전립선의 윤곽선 및 직장의 모양을 중심으로 전립선의 모양이 잘 정렬되어 있는 것을 확인할 수 있다.
- [0044] 이상, 본 발명에 따른 초음파 영상과 자기공명 영상 간의 영상정합 방법은 초음파 영상을 자기공명 영상과의 영상 정합을 통하여 전립선암 진단 방법의 성능을 개선할 수 있고, 최초의 영상으로부터 획득된 조절점의 위치를 기반으로 하여 얇은판 스플라인 방법 및 상호 정보 기반 최적 변환을 수행함으로써 기준 영상에 유동 영상을 효과적으로 재구성 처리함으로써 복수의 영상 정보를 효율적으로 통합하게 한다.
- [0045] 이상에서 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였으나, 본 발명은 상술한 특징의 실시 예에 한정되지 아니한다. 즉, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가지는 자라면 첨부된 특허청구범위의 사상 및 범주를 일탈함이 없이 본 발명에 대한 다수의 변경 및 수정이 가능하며, 그러한 모든 적절한 변경 및 수정의 균등물들도 본 발명의 범위에 속하는 것으로 간주되어야 할 것이다.

**부호의 설명**

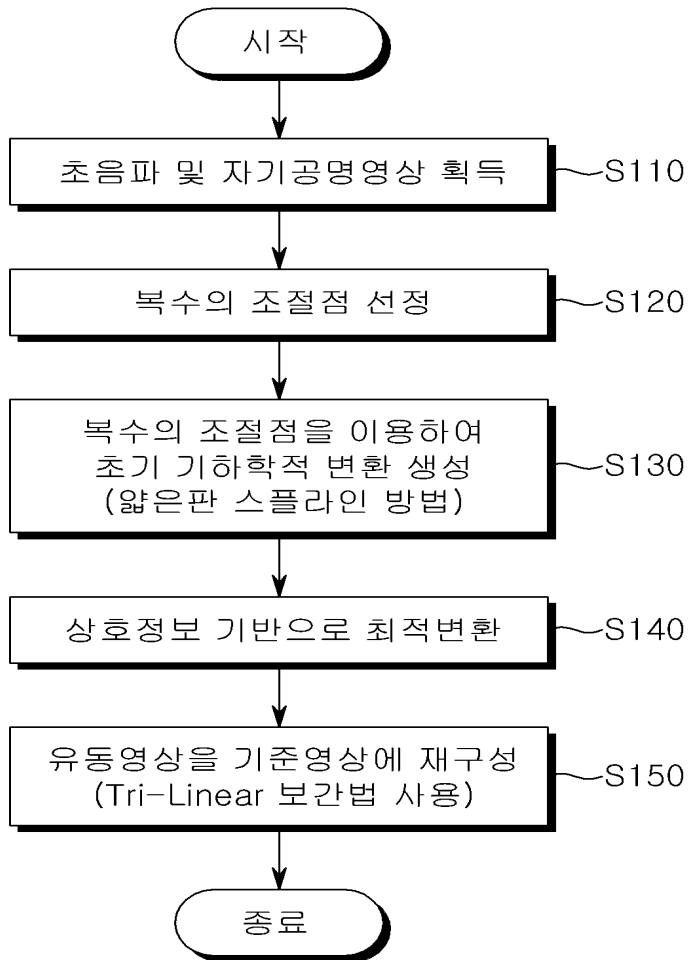
- [0046] 110 : 조절점 처리부
- 120 : 제 1 조절점 처리부
- 130 : 제 2 조절점 처리부
- 140 : 기하학적 변환 생성부
- 150 : 초기 기하학적 변환 생성부
- 160 : 상호 정보 기반 최적 변환 생성부
- 170 : 체적 시각화 처리부
- 1000 : 영상 처리 시스템

도면

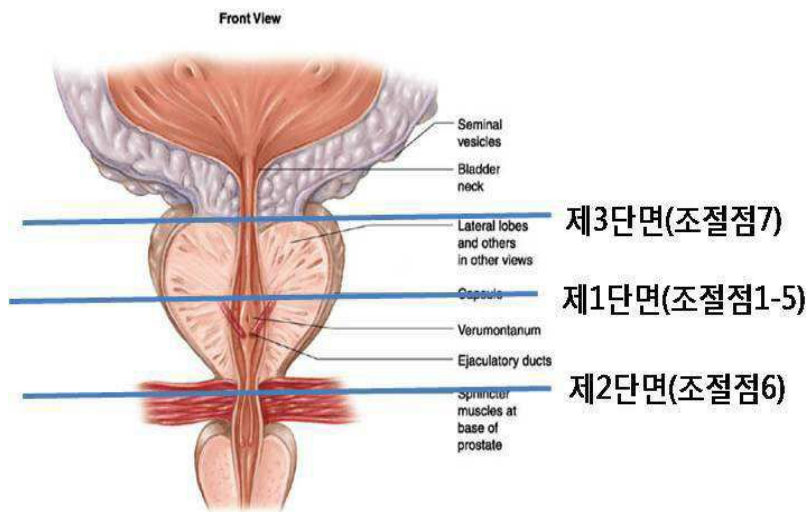
도면1



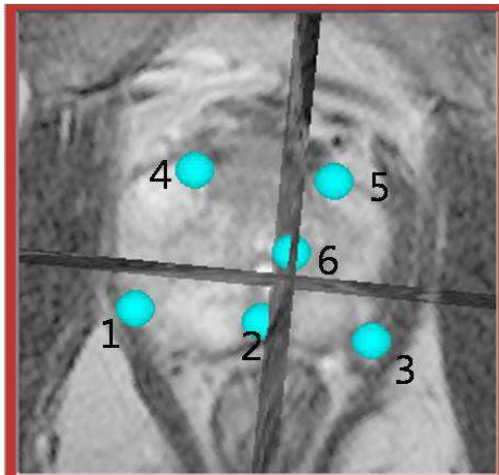
도면2



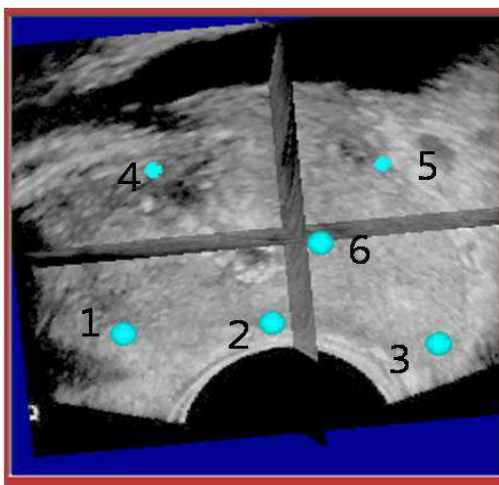
도면3



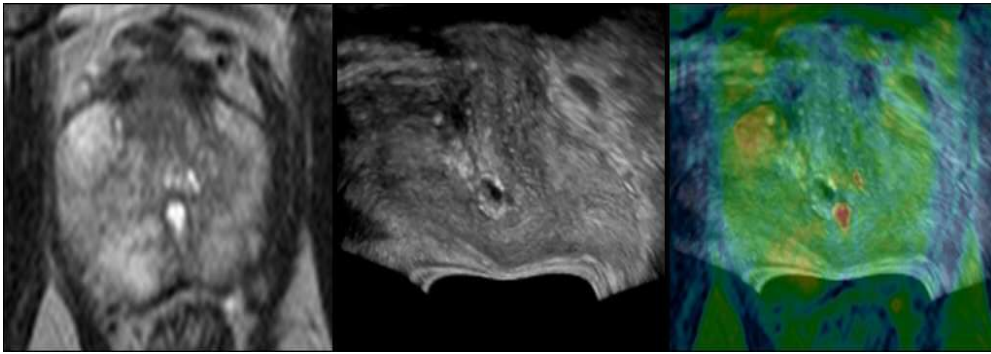
도면4a



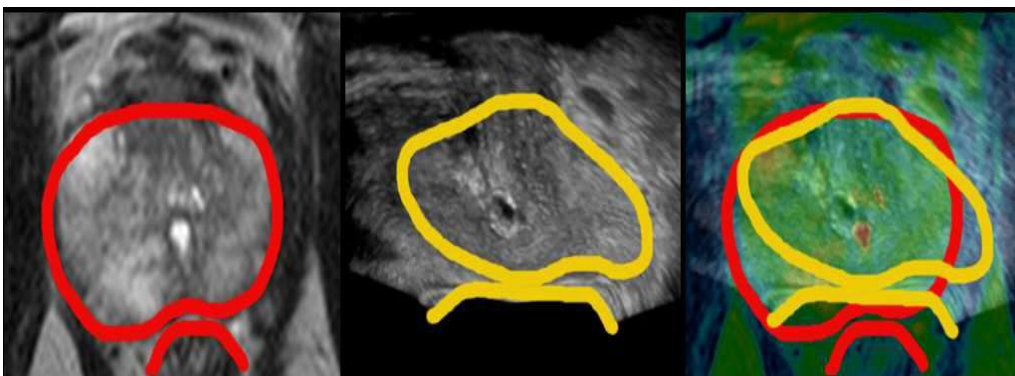
도면4b



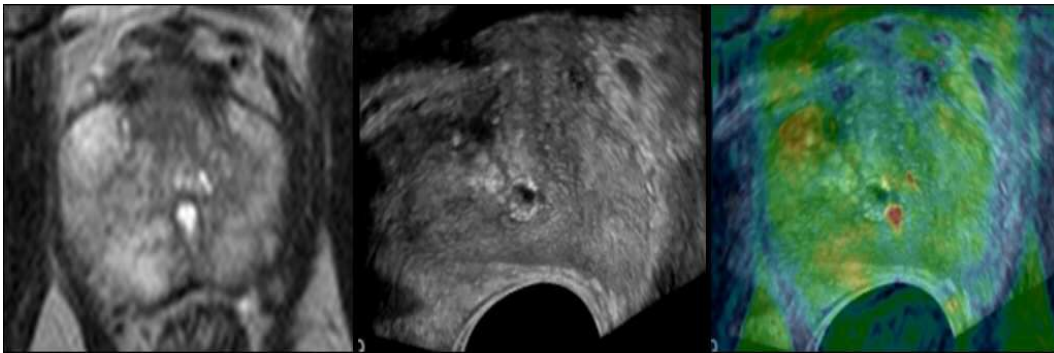
도면5a



도면5b



도면5c



도면5d



专利名称(译)	发明名称：超声图像和磁共振图像之间的图像匹配方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR101227272B1</a>	公开(公告)日	2013-01-28
申请号	KR1020110027223	申请日	2011-03-25
申请(专利权)人(译)	募集天花板大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	募集天花板大学学术合作		
[标]发明人	PARK HYUN JIN		
发明人	PARK, HYUN JIN		
IPC分类号	A61B5/055 G06T15/10 A61B G06T A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/055 A61B8/08 A61B8/14 G01S15/8977		
代理人(译)	MIN SON		
其他公开文献	KR1020120108849A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

目的：提供超声图像和磁共振图像之间的图像配准方法，以通过在参考图像上重建浮动图像来有效地组合多个图像信息。组成：获得超声图像和磁共振图像 ( S110 )。将多个控制点分配给超声图像和磁共振图像 ( S120 )。使用控制点对超声图像和磁共振图像执行初始几何变换处理 ( S130 )。使用互信息方法优化图像 ( S140 )。在磁共振图像上重建作为浮动图像的超声图像作为参考图像 ( S150 )。[参考数字] ( AA ) 开始; ( BB ) 结束; ( S110 ) 超声波和磁共振图像采集; ( S120 ) 多个控制点选择; ( S130 ) 使用多个控制点的初始几何变换 ( 薄板样条法 ); ( S140 ) 基于互信息的最佳转换; ( S150 ) 参考图像上的浮动图像重建 ( 三线性插值 )

