



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0008746  
(43) 공개일자 2014년01월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61N 7/02 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)  
A61B 5/01 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2012-0075747  
(22) 출원일자 2012년07월11일  
심사청구일자 없음

(71) 출원인  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
(72) 발명자  
공동건  
경기도 용인시 기흥구 삼성2로 95 (농서동 기숙사 A-216)  
최기완  
경기도 안양시 동안구 관악대로106번길 72 (비산동, 비산롯데캐슬 115동 1102호)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

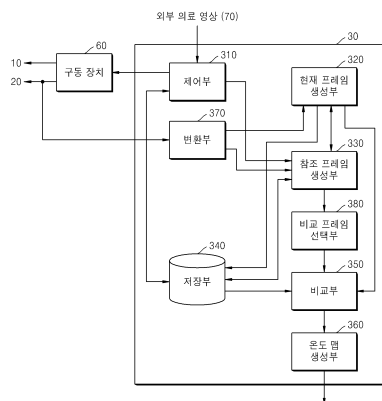
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 움직이는 장기에 초음파를 조사하여 장기 특정 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵을 생성하는 방법 및 초음파 시스템

(57) 요약

움직이는 장기에 초음파를 조사하여 장기 특정 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵을 생성하는 방법은, 상기 환자 체내의 특정 장기의 움직임 주기와 관련된 소정의 구간 동안 상기 특정 장기 중 상기 치료 부위를 포함하는 관측 부위에 조사된 진단용 초음파들의 반사파들이 변환된 에코 신호들로부터 상기 소정의 구간 동안의 상기 관측 부위의 이미지들을 나타내는 복수의 참조 프레임들을 생성하는 단계, 상기 관측 부위에 조사된 상기 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호로부터 상기 치료 부위에 치료용 초음파가 조사된 시점에서의 상기 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성하는 단계, 상기 참조 프레임들과 상기 현재 프레임 간의 유사도(similarity)에 기초하여 상기 참조 프레임들 중 어느 하나인 비교 프레임을 선택하는 단계 및 상기 비교 프레임과 상기 현재 프레임의 차이에 기초하여 상기 관측 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵(temperature map)을 생성하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

**박지영**

경기도 용인시 기흥구 삼성2로 95 (농서동 기숙사  
D-207)

**방원철**

경기도 성남시 분당구 불정로 361 (서현동, 효자  
촌삼환아파트 510동 1504호)

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

초음파를 이용하여 환자 체내의 특정 장기 중 치료 부위에 치료용 초음파를 조사한 전후의 온도 변화를 나타내는 온도 맵 생성 방법에 있어서,

상기 환자 체내의 특정 장기의 움직임 주기와 관련된 소정의 구간 동안 상기 특정 장기 중 상기 치료 부위를 포함하는 관측 부위에 조사된 진단용 초음파들의 반사파들이 변환된 에코 신호들로부터 상기 소정의 구간 동안의 상기 관측 부위의 이미지들을 나타내는 복수의 참조 프레임들을 생성하는 단계;

상기 관측 부위에 조사된 상기 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호로부터 상기 치료 부위에 치료용 초음파가 조사된 시점에서의 상기 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성하는 단계;

상기 참조 프레임들과 상기 현재 프레임 간의 유사도(similarity)에 기초하여 상기 참조 프레임들 중 어느 하나인 비교 프레임을 선택하는 단계; 및

상기 비교 프레임과 상기 현재 프레임의 차이에 기초하여 상기 관측 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵(temperature map)을 생성하는 단계를 포함하는 온도 맵 생성 방법.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 비교 프레임을 선택하는 단계는 상기 참조 프레임들 중 상기 현재 프레임과 가장 유사한 프레임을 상기 비교 프레임으로 선택하는 온도 맵 생성 방법.

### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 비교 프레임을 선택하는 단계는 상기 참조 프레임들 각각의 픽셀 값들과 상기 현재 프레임의 픽셀 값들의 차이에 기초하여 상기 참조 프레임들 중 상기 현재 프레임과 가장 유사한 프레임을 결정하고, 상기 가장 유사하다고 결정된 참조 프레임을 비교 프레임으로 선택하는 온도 맵 생성 방법.

### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 소정의 구간은 상기 특정 장기의 움직임 주기에 대응되는 상기 환자의 호흡 주기이고,

상기 참조 프레임들을 생성하는 단계는 상기 환자의 호흡 주기 동안에 상기 참조 프레임들을 생성하는 온도 맵 생성 방법.

### 청구항 5

제1항에 있어서,

상기 소정의 구간은 상기 특정 장기의 움직임 주기 중 상기 특정 장기의 움직임이 상대적으로 작은 구간인 휴지기 구간이고,

상기 참조 프레임들을 생성하는 단계는 상기 휴지기 구간 동안에 상기 참조 프레임들을 생성하는 온도 맵 생성 방법.

### 청구항 6

제5항에 있어서,

상기 현재 프레임을 생성하는 단계는 상기 휴지기 구간에 상기 관측 부위에 조사된 상기 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호로부터 상기 현재 프레임을 생성하는 온도 맵 생성 방법.

**청구항 7**

제1항에 있어서,

상기 현재 프레임을 생성하는 단계는 상기 관측 부위를 구성하는 다수의 단면들에 대하여 조사된 진단용 초음파들의 반사파들이 변환된 에코 신호들로부터 상기 특정 장기의 이미지들을 나타내는 현재 프레임들을 생성하고,

상기 온도 맵을 생성하는 단계는 상기 생성된 현재 프레임들로부터 생성된 복수의 온도 맵들을 축적함으로써 3차원의 온도 맵을 생성하는 온도 맵 생성 방법.

**청구항 8**

제1항에 있어서,

상기 비교 프레임을 선택하는 단계는 상기 복수의 참조 프레임들 중에서 상기 특정 장기의 움직임 주기 또는 상기 현재 프레임을 생성하는 시점과 대응되는 시점에서의 상기 관측 부위의 추정 위치를 고려하여 후보 참조 프레임들을 선택하는 단계를 더 포함하는 온도 맵 생성 방법.

**청구항 9**

제1항에 있어서,

상기 참조 프레임은 상기 특정 장기의 움직임 주기를 고려하여 상기 현재 프레임을 상기 현재 프레임이 생성되는 시점과 대응되는 시점에 생성된 상기 참조 프레임으로 대체한 것인 온도 맵 생성 방법.

**청구항 10**

제1항에 있어서,

상기 온도 맵을 생성하는 단계는 상기 참조 프레임들 중 선택되는 비교 프레임을 생성하는 에코 신호와 상기 현재 프레임을 생성하는 에코 신호로부터 서로 다른 유형의 파형 변화를 검출함으로써 온도 맵을 생성하는 것인 온도 맵 생성 방법.

**청구항 11**

제1항 내지 제10항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램으로 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

**청구항 12**

초음파를 이용하여 환자 체내의 특정 장기 중 치료 부위에 치료용 초음파를 조사한 전후의 온도 변화를 나타내는 온도 맵을 생성하는 초음파 시스템에 있어서,

상기 환자 체내의 특정 장기의 움직임 주기와 관련된 소정의 구간 동안 상기 특정 장기 중 상기 치료 부위를 포함하는 관측 부위에 진단용 초음파들을 조사하고, 상기 조사된 진단용 초음파들의 반사파들을 출력하는 진단용 초음파 장치;

상기 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하는 치료용 초음파 장치; 및

상기 진단용 초음파들의 반사파들이 변환된 에코 신호들로부터 생성된 상기 소정의 구간 동안에 조사된 상기 관측 부위의 이미지들을 나타내는 복수의 참조 프레임들 중 어느 하나와 상기 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호로부터 상기 치료 부위에 치료용 초음파가 조사된 시점에서 생성된 상기 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임의 차이에 기초하여 상기 관측 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵(temperature map)을 생성하는 초음파 데이터 처리 장치를 포함하는 초음파 시스템.

**청구항 13**

제12항에 있어서,

상기 초음파 데이터 처리 장치는 상기 참조 프레임들 중 상기 현재 프레임과 가장 유사한 프레임을 비교 프레임으로 선택하는 비교 프레임 생성부를 구비하는 초음파 시스템.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 비교 프레임 생성부는 상기 참조 프레임들 각각의 픽셀 값들과 상기 현재 프레임의 픽셀 값들의 차이에 기초하여 상기 참조 프레임들 중 상기 현재 프레임과 가장 유사한 프레임을 결정하고, 상기 가장 유사하다고 결정된 상기 참조 프레임을 상기 비교 프레임으로 선택하는 것인 초음파 시스템.

**청구항 15**

제12항에 있어서,

상기 소정의 구간은 상기 특정 장기의 움직임 주기에 대응되는 상기 환자의 호흡 주기이고,

상기 초음파 데이터 처리 장치는 상기 환자의 호흡 주기 동안에 상기 참조 프레임들을 생성하는 참조 프레임 생성부를 구비하는 초음파 시스템.

**청구항 16**

제12항에 있어서,

상기 소정의 구간은 상기 특정 장기의 움직임 주기 중 상기 특정 장기의 움직임이 상대적으로 작은 구간인 휴지기 구간이고,

상기 초음파 데이터 처리 장치는 상기 휴지기 구간 동안에 상기 참조 프레임들을 생성하는 참조 프레임 생성부를 구비하는 초음파 시스템.

**청구항 17**

제16항에 있어서,

상기 참조 프레임 생성부는 상기 휴지기 구간에 상기 관측 부위에 조사된 상기 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호로부터 상기 현재 프레임을 생성하는 초음파 시스템.

**청구항 18**

제12항에 있어서,

상기 초음파 데이터 처리 장치는 상기 관측 부위를 구성하는 다수의 단면들에 대하여 조사된 상기 진단용 초음파들의 반사파가 변환된 에코 신호들로부터 상기 특정 장기의 이미지들을 나타내는 상기 현재 프레임들을 생성하는 현재 프레임 생성부; 및

상기 생성된 현재 프레임들로부터 생성된 복수의 온도 맵들을 축적함으로써 3차원의 온도 맵을 생성하는 온도 맵 생성부를 구비하는 초음파 시스템.

**청구항 19**

제15항에 있어서,

상기 참조 프레임 생성부는 상기 복수의 참조 프레임들 중에서 상기 특정 장기의 움직임 주기 또는 상기 현재 프레임을 생성하는 시점과 대응되는 시점에서의 상기 관측 부위의 추정 위치를 고려하여 후보 참조 프레임들을 선택하는 후보 참조 프레임 선택부를 더 포함하는 초음파 시스템.

**청구항 20**

제15항에 있어서,

상기 참조 프레임 생성부는 상기 특정 장기의 움직임 주기를 고려하여 상기 현재 프레임을 상기 현재 프레임이 생성되는 시점과 대응되는 시점에 생성된 상기 참조 프레임으로 대체하는 것인 초음파 시스템.

**명세서**

**기술 분야**

[0001] 움직이는 장기에 초음파를 조사하여 장기의 특정 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵을 생성하는 방법 및 온도 맵 생성 장치에 관한다

**배경 기술**

[0002] 의학의 발달과 더불어 종양에 대한 국소 치료는 개복 수술과 같은 침습적 수술 방법으로부터 최소 침습적 수술(minimal-invasive surgery)까지 발전되어 왔다. 그리고, 현재에는 비침습적 수술(non-invasive surgery)도 개발되어 감마 나이프(gamma knife), 사이버 나이프(cyber knife), HIFU 나이프(HIFU knife) 등이 출현하게 되었다. 특히, 이 중에서 최근 상용화된 HIFU 나이프는 초음파를 이용함으로써 인체에 무해하고 환경친화적 치료법으로써 널리 사용되고 있다.

[0003] HIFU 나이프를 이용한 HIFU 치료는 고강도의 집속 초음파(high intensity focused ultrasound, 이하 HIFU)를 치료하고자 하는 종양 부위에 초점을 맞추어 조사하여 종양 조직의 국소적 파괴(focal destruction) 또는 괴사(necrosis)를 야기시켜 종양을 제거 및 치료하는 수술법이다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 본 발명의 적어도 하나의 실시예가 이루고자 하는 과제는 움직이는 장기에 초음파를 조사하여 장기의 특정 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵을 생성하는 방법 및 온도 맵 생성 장치를 제공하는데 있다. 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 이하의 실시예들로부터 또 다른 기술적 과제들이 유추될 수 있다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 본 발명의 일 측면에 따른 움직이는 장기에 초음파를 조사하여 장기 특정 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵을 생성하는 방법은 환자 체내의 특정 장기의 움직임 주기에 대응되는 소정의 주기 동안 상기 특정 장기 중 치료 부위를 포함하는 주변 부위인 관측 부위에 조사된 진단용 초음파들의 반사파들이 변환된 에코 신호들로부터 상기 소정의 주기 동안의 상기 관측 부위를 구성하는 다수의 부위들의 이미지들을 나타내는 복수의 참조 프레임들을 생성하는 단계, 상기 관측 부위에 조사된 상기 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호로부터 상기 치료 부위에 치료용 초음파가 조사된 시점에서의 상기 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성하는 단계, 상기 참조 프레임들과 상기 현재 프레임 간의 유사도에 기초하여 상기 참조 프레임들 중 어느 하나인 비교 프레임을 선택하는 단계 및 상기 비교 프레임과 상기 현재 프레임의 차이에 기초하여 상기 관측 부위의 온도 변화를 나타내는 온도 맵(temperature map)을 생성하는 단계를 포함한다.

**발명의 효과**

[0006] 본 발명에 따르면, 체내 장기가 움직이는 경우에도 초음파 조사에 따른 장기의 특정 부위의 온도 변화를 정확하게 측정할 수 있다. 또한 움직이는 장기를 따라가면서 초음파를 조사하는 방식으로 질병을 치료하는 초음파 치료법의 경우에 치료 부위의 온도 변화를 정확하게 측정하여 치료 부위 조직의 괴사 정도를 정확하게 파악할 수 있다. 또한 호흡의 휴지기 구간에 초음파를 조사하는 방식으로 질병을 치료하는 초음파 치료법의 경우에도 치료 부위의 온도 변화를 정확하게 측정하여 치료 부위 조직의 괴사 정도를 정확하게 파악할 수 있다. 특히, 초음파 치료가 진행되는 동안 높은 온도 범위에서도 치료부위에 대한 온도 모니터링을 정확하게 할 수 있으므로, 치료 시간의 단축 등 효율적으로 초음파 치료를 수행할 수 있다. 그리고, 치료부위 및 그 주변의 정상 조직이 치료용 초음파에 의해 상하는 것을 방지할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0007] 도 1a는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 시스템(1)의 구성도이다.  
 도 1b는 본 발명의 일 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)의 구성도이다.  
 도 2는 도 1에 도시된 초음파 데이터 처리 장치(30)의 구성도이다.

도 3은 도 2에 도시된 참조 프레임 생성부(330)의 흐름도이다.

도 4a 내지 도 4e는 도 3에 도시된 참조 프레임 생성부(330)의 동작을 본 발명의 일 실시예에 따라 나타낸 도면이다.

도 5a 내지 도 5c는 도 3에 도시된 비교 프레임 선택부(380)의 동작을 본 발명의 일 실시예에 따라 나타낸 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 측정된 체내 특정 장기의 움직임 변위를 나타내는 도면이다.

도 7a 내지 도 7b는 도 2에 도시된 비교부(350) 및 온도 맵 생성부(360)의 동작을 본 발명의 일 실시예에 따라 나타낸 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예를 나타내는 플로우 차트(flow chart)이다.

도 9a 내지 도 9h는 제어부(310)가 환자의 소정 주기 동안의 의료 영상에서 치료 부위(50)가 포함된 체내 특정 장기의 빠르고 정확한 추적에 적합한 영상을 생성하는 방법의 일 실시예를 설명하는 도면이다.

도 10은 본 발명의 제1실시예인 체내 장기의 움직임을 따라가며 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 움직이는 장기에 초음파를 이용하여 온도 맵을 생성하는 방법을 나타내는 플로우 차트(flow chart)이다.

도 11은 본 발명의 제1실시예에서 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임 DB를 구축하는 단계(1030 단계)의 일 실시예를 설명하는 도면이다.

도 12는 호흡의 휴지기를 설명하는 도면이다.

도 13은 본 발명에 의한 제2실시예인 호흡의 휴지기 구간에서 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 장기에 초음파를 이용하여 온도를 측정하는 방법을 나타내는 플로우 차트(flow chart)이다.

도 14는 본 발명의 제2실시예에서 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임 DB를 구축하는 단계(1320 단계)의 일 실시예를 설명하는 도면이다.

도 15는 본 발명에 의한 제3실시예인 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서, 진단용 초음파 장치(20)의 위치가 고정된 상태에서 동작하는 것을 특징으로 하는 온도 맵을 생성하는 방법을 설명하는 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0008] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.

[0009] 도 1a은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 시스템(1)의 구성도이다. 도 1a을 참고하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 시스템(1)은 치료용 초음파 장치(10), 진단용 초음파 장치(20), 초음파 데이터 처리 장치(30), 표시 장치(40) 및 구동 장치(60)로 구성된다. 도 1a에 도시된 초음파 시스템(1)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1a에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성 요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다. 또한, 본 발명의 초음파 데이터 처리 장치(30)에는 이하 기술할 본 발명의 일 실시예에 따라 의료 전문가가 환자의 진단을 위해 촬영한 영상인 외부 의료 영상(70)이 입력될 수도 있다.

[0010] 환자의 체내에 있는 종양을 치료하고자 하는 경우, 초음파 시스템(1)의 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파를 종양의 치료부위(50)에 조사하여 열상(lesion)을 만들고, 초음파 시스템(1)의 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 초음파를 그 치료 부위(50)를 포함하는 주변 부위(이하, "관측 부위"라고 함.)에 조사하고 그 반사파를 수신한다. 그 후 초음파 시스템(1)은 수신된 반사파를 에코 신호로 변환하고, 그 에코 신호를 바탕으로 초음파 영상들을 획득하여 치료가 완료되었는지 여부를 진단한다. 이와 같은 열상(lesion)은 치료부위(50)의 조직이 국소적으로 파괴(focal destruction)되거나 괴사(necrosis)된 것을 의미한다. 구체적으로, 초음파 시스템(1)은 환자의 신체 중 치료 부위(50), 예를 들어 종양의 일부 부위에 치료용 초음파를 조사하는 치료용 초음파 장치(10)를 이용하여 그 치료 부위(50)를 치료하고, 관측 부위에 진단용 초음파를 조사하는 진단용 초음파 장치(20)를 이용하여 그 치료부위(50)의 온도 등과 같은 치료 결과들을 모니터링하는 시스템이다.

[0011] 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 프로브(probe)로 호칭될 수도 있다. 치료용 초음파 장치(10)는 구동장치(60)의 제어를 받아 움직이면서 환자의 신체의 다양한 부위에 치료용 초음파를 조사할 수 있다. 또한, 치료용 초음

과 장치(10)는 위치가 고정된 상태에서 치료용 초음파를 조사하는 초점의 위치를 변경시키는 방식으로 환자의 신체의 다양한 부위에 치료용 초음파를 조사할 수도 있다. 즉, 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파를 발생시키고 환자의 국소 조직에 치료용 초음파를 조사한다. 여기에서, 치료용 초음파로는 환자의 신체 내의 종양을 피사시킬 수 있는 정도의 에너지를 갖는 고강도의 집속 초음파인 HIFU(high intensity focused ultrasound)가 이용될 수 있다. 즉, 본 발명에서의 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파로 일반적으로 알려진 HIFU를 조사하는 장치에 해당된다. HIFU에 대해서는 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 자세한 설명은 생략하도록 하겠다. 하지만, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)는 HIFU라는 용어에 국한되지 않고, HIFU와 유사하게 집속 초음파(focused ultrasound)를 조사하는 장치라면, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)의 범주에 포함될 수 있음을 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0012] 한편, 치료용 초음파 장치(10)의 위치는 고정된 상태에서 치료용 초음파를 조사하는 초점의 위치를 변경하는 방식은 페이즈 어레이(phase array 이하, PA) 방식을 이용할 수 있다. PA 방법은 도 1b에서 보는 바와 같이 치료용 초음파 장치(10)가 복수의 엘리먼트(element)(110)들로 구성되어 있을 것을 전제로 한다. 여기서 엘리먼트(110)들은 구동장치(60)로부터 신호를 받아 각각 개별적으로 초음파를 조사할 수 있고, 초음파를 조사하는 타이밍(timing)도 각각 다르게 설정될 수 있다. 이렇게 엘리먼트(110)들이 개별적으로 초음파를 조사하게 됨으로써 치료용 초음파 조사 장치(10)의 위치가 고정된 상태에서 움직이는 병변을 따라가며 초음파를 조사할 수 있다. 따라서 PA 방법에 의하면 치료용 초음파 장치(10)가 물리적으로 움직이며 초음파를 조사하는 것과 동일한 효과가 발생한다. 이는 페이즈 어레이(Phase Array) 방식이라고 하며, 페이즈 어레이 방식에 대해서는 당해 기술분야에서의 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로 구체적인 설명은 생략한다. 그리고 도 1b에서 치료용 초음파 조사 장치(10)는 둥근 원형으로 형성된 것으로 그려져 있으나, 다수의 엘리먼트(110)들의 합으로 표현된다면 직사각형 등 다양한 모양으로 형성될 수도 있다.

[0013] 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 프로브(probe)로 호칭될 수도 있다. 진단용 초음파 장치(20)는 구동장치(60)의 제어를 받아 관측 부위를 향하여 진단용 초음파를 조사한다. 여기에서, 관측 부위는 치료 부위(50)보다 넓거나 치료 부위(50)와 동일할 수 있다. 또한, 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 초음파가 조사된 부위로부터 조사한 진단용 초음파들의 반사파들을 수신한다. 구체적으로, 진단용 초음파 장치(20)는 일반적으로 압전 변환기(piezoelectric trasducer)로 제조된다. 진단용 초음파 장치(20)로부터 2~18 MHz 범위의 초음파가 환자 신체 내부의 특정 부위에 전달되면, 이 초음파는 여러 다른 조직들(tissues) 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 특히, 초음파는 신체 내부에서의 밀도 변화가 있는 곳, 예를 들어, 혈장(blood plasma) 내의 혈구들(blood cells), 장기들(organs) 내의 작은 조직들(structures) 등에서 반사된다. 이와 같이 반사된 초음파들 즉, 반사파들은 진단용 초음파 장치(20)의 압전 변환기를 진동시키고, 압전 변환기는 이 진동들에 따른 전기적 펄스들(electrical pulses)을 출력한다. 본 실시예에서는 특히, 진단용 초음파 장치(20)가 수신한 반사파를 변환한 에코 신호는 관측 부위의 온도 변화를 모니터링하는데도 추가적으로 이용된다. 즉, 에코 신호는 일반적으로 알려진 초음파 진단 영상을 생성하는 것 외에도, 관측 부위의 온도 변화를 모니터링하는데 이용될 수 있다. 관측 부위의 온도 변화를 모니터링하는 방법은 이하에서 후술하기로 한다. 한편, 진단용 초음파 장치(20)도 그 위치가 고정되어 있는 것으로 구현할 수 있으며, 바람직하게는 치료부위(50)를 포함한 체내 특정 장기를 포함할 수 있는 크기로 구성되는 것이 바람직하다. 진단용 초음파 장치(20)의 위치가 고정된 경우의 본 발명의 구체적인 실시예에 대해서는 후술한다.

[0014] 한편, 본 실시예에서 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)는 각각 독립적인 장치들인 것으로 설명하겠으나, 이에 한정되지 않고 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)가 하나의 장치 내의 별도의 모듈들로 구현되거나, 또는 하나의 장치로 구현될 수도 있다. 즉, 어느 하나의 형태로만 한정되지 않는다. 또한, 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)는 각각 하나씩 구비되는 것으로 한정되지 않고, 복수로 구비되는 것도 가능하다. 또한, 도 1a에서 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)는 환자의 신체 위에서 아래를 향하여 초음파를 조사하는 방식으로 도시되어 있으나, 다양한 방향에서 초음파를 조사하는 방식 예를 들어서 환자의 신체 아래에서 위를 향하여 초음파를 조사하는 방식으로 구현될 수도 있다.

[0015] 구동장치(60)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 위치를 제어한다. 구체적으로 구동장치(60)는 후술할 제어부(310)로부터 치료 부위(50)에 대한 위치 정보를 수신하여 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 치료 부위(50)에 정확하게 조사할 수 있도록 치료용 초음파 장치(10)의 위치를 제어하며, 후술할 제어부(310)로부터 관측 부위에 대한 위치 정보를 수신하여 진단용 초음파 장치(20)가 진단용 초음파를 관측부위에 정확하게 조사하고, 그 반사파를 수신할 수 있도록 진단용 초음파 장치(20)의 위치를 제어한다. 한편, PA 방식으로 구동하는 치료용 초음파 장치(10)가 사용될 경우, 후술할 제어부(310)는 호흡에 따라 장기가 움직이는

변위를 측정하고, 그 장기 내의 치료 부위(50)의 움직임에 따라 치료용 초음파 장치(10)를 구성하는 각 엘리먼트(element)(110)들이 초음파를 조사할 타이밍(timing)을 계산한다. 그리고 제어부(310)는 그 계산된 타이밍(timing) 정보를 구동장치(60)에 전송하고, 구동장치(60)는 수신한 타이밍(timing) 정보에 따라 치료용 초음파 장치(10)를 구성하는 각 엘리먼트(element)들에게 치료용 초음파의 조사 명령을 송신한다.

[0016] 앞에서 언급한 바와 같이 본 실시예에 따른 초음파 시스템(1)은 진단용 초음파 장치(20)를 이용하여 관측 부위의 온도 변화도 함께 모니터링한다. HIFU(high intensity focused ultrasound)와 같은 치료용 초음파를 이용한 초음파 치료의 경우, HIFU가 종양의 일부 부위에 도달하면, 이 종양 부위는 HIFU로 인한 열에너지로 인하여 순간적으로 70℃이상으로 온도가 올라갈 수 있다. 이론상으로, 60℃정도의 온도에서 조직 파괴가 110msec 이내로 발생된다는 것이 알려져 있다. 이와 같은 고온에 의해 이 종양 부위의 조직과 혈관은 응고성 괴사(coagulative necrosis)를 일으키게 된다. 본 실시예에 따르면, 관측부위의 온도 변화를 실시간으로 모니터링함으로써 치료를 계속해야 하는지 여부, 또는 치료가 완료되었는지 여부를 정확하게 파악할 수 있는바, 초음파 치료를 보다 효율적으로 수행할 수 있다. 보다 구체적으로, 호흡 등으로 인하여 체내 장기가 움직이는 경우에도 관측 부위의 온도 변화를 실시간으로 모니터링 할 수 있게 되어, 치료용 초음파를 치료 부위(50)에 정확하게 조사하였는지 여부, 치료를 계속해야 하는지 여부, 또는 치료가 완료되었는지 여부를 정확하게 파악할 수 있다.

[0017] 도 2는 도 1a의 초음파 데이터 처리 장치(30)의 구성도이다. 도 2를 참조하면, 초음파 데이터 처리 장치(30)는 제어부(310), 현재 프레임 생성부(320), 참조 프레임 생성부(330), 저장부(340), 비교부(350), 온도 맵 생성부(360), 변환부(370) 및 비교 프레임 선택부(380)로 구성되어 있다. 도 2에 도시된 초음파 데이터 처리 장치(30)에는 본 실시예와 관련된 구성 요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 2에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성 요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0018] 제어부(310)는 환자 체내의 특정 장기의 움직임 정보를 바탕으로 생성한 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 위치를 나타내는 위치 제어 신호를 구동장치(60)에 송신한다. 구체적으로 제어부(310)는 측정된 호흡에 따라 장기가 움직이는 변위 정보를 이용하여, 그 장기 내의 치료 부위(50)의 움직임에 따라 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사할 위치에 대한 위치 제어 신호를 생성하고, 그 위치 제어 신호를 구동장치(60)에 송신한다. 여기서 환자 체내의 특정 장기의 움직임 정보를 획득하는 과정은 의료 전문가가 환자의 진단을 위한 준비과정으로 시술실 밖에서도 행하여 질 수 있다. 일 예로서 호흡에 의한 간의 움직임 변위는 도 6에 개시된 바와 같다. 도 6의 움직임 변위 그래프에서 움직임의 크기가 상대적으로 큰 구간(610)은 호흡의 들숨 또는 날숨 구간이고, 움직임의 크기가 상대적으로 작은 구간(620)은 호흡의 휴지기 구간을 의미한다. 이러한 호흡의 들숨 구간, 날숨 구간, 휴지기 구간은 주기적으로 반복된다.

[0019] 또한, 제어부(310)는 진단용 초음파 장치(20)가 진단용 초음파를 조사하고 그 반사파를 수신할 위치에 대한 위치 제어 신호를 생성한다. 그리고 그 위치 제어 신호를 구동장치(60)에 송신한다. 한편, 제어부(310)는 진단용 초음파 장치(20)가 관측 부위 상의 0.2mm 이하의 범위마다 주기적으로 진단용 초음파를 조사할 수 있게끔 진단용 초음파 장치(20)의 위치 제어 신호를 생성하는 것이 바람직하다. 이는 후술할 참조 프레임을 복수 개로 얻기 위함이다. 일 예로, 제어부(310)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 위치 제어 신호를 생성하기 위하여 환자의 호흡 주기 동안의 의료 영상에서 치료 부위(50)가 포함된 체내 특정 장기의 빠르고 정확한 추적에 적합한 영상을 생성할 수 있으며, 이 방법의 일 실시예에 대해서는 후술한다.

[0020] 변환부(370)는 진단용 초음파 장치(20)가 수신한 진단용 초음파의 반사파들을 진단용 초음파 장치(20)로부터 수신한다. 그리고 변환부(370)는 그 진단용 초음파의 반사파들을 에코 신호로 변환한다. 여기서 에코 신호란 수신 빔포밍(beamforming)된 초음파 RF 신호 또는 b-mode 영상 등의 매질의 해부학적 정보가 구분 가능하고 처리를 통하여 온도 관련 파라미터를 추출 가능한 신호를 말한다. 이 변환을 수행 후 변환부(370)는 그 에코 신호들을 후술할 현재 프레임 생성부(320)과 참조 프레임 생성부(330)으로 송신한다.

[0021] 현재 프레임 생성부(320)는 변환부(370)로부터 현재 시점, 즉 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 치료 부위(50)에 조사한 시점에서 진단용 초음파 장치(20)가 관측 부위에 조사한 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호를 수신하고, 그 수신된 에코 신호를 이용하여 그 현재 시점에서의 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다. 그 현재 프레임에는 관측 부위의 위치 및 온도에 관한 정보가 포함된다. 여기에서 현재 프레임을 서로 다른 밝기 값들로 표시한 일 예로 B-mode 이미지를 들 수 있다. B-mode 이미지란 진단용 초음파의 반사파가 변환된 에코 신호를 밝기 값(brightness) 차이로 나타낸 이미지를 말한다. 구체적으로 B-mode 이미지의 밝기 값은 에코 신호의 강도에 대응하여 증가할 수 있다. 한편, 현재 프레임 생성부(320)는 현재 프레임

생성부(320)가 생성한 현재 프레임이 호흡의 휴지기 구간에서 생성된 현재 프레임인지 여부를 판단할 수 있다. 여기에서 호흡의 휴지기 구간은 한 호흡 주기 내에서 들숨 구간 또는 날숨 구간에 비하여 장기의 움직임 크기가 상대적으로 작은 구간을 의미한다.

[0022] 위에서 설명한 동작은 현재 프레임 생성부(320)가 하나의 현재 프레임을 생성하는 경우를 의미하였다. 그러나, 현재 프레임 생성부(320)는 다수의 현재 프레임들을 생성할 수도 있다. 즉, 후술할 온도 맵 생성부(360)가 관측 부위에 대한 3차원 볼륨(volume)의 완성된 온도 맵을 생성하기 위해서는, 진단용 초음파 장치(20)가 그 위치(location)와 방향(orientation)을 변화시키면서 조사한 진단용 초음파들의 반사파들을 수신하고, 현재 프레임 생성부(320)가 그 반사파들이 변환된 에코 신호들을 이용하여 관측 부위를 구성하는 다수의 단면들에 대한 이미지를 나타내는 복수의 현재 프레임을 생성할 수 있다.

[0023] 참조 프레임 생성부(330)는 변환부(370)로부터 진단용 초음파의 반사파들이 변환된 에코 신호들을 수신하고, 그 수신된 에코 신호를 이용하여 그 시점에서의 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임들을 생성한다. 그 참조 프레임들에는 관측 부위의 위치 및 온도에 관한 정보가 포함된다. 관측 부위는 체내 특정 장기에서 치료 부위를 포함한 적절한 부위를 포괄할 수 있는 부위로 특징하는 것이 바람직하다. 여기에서 참조 프레임은 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사하기 전의 관측 부위에 대한 온도 정보를 포함하는 프레임으로 생성하는 것이 일반적이다. 즉, 최종적으로 치료용 초음파를 치료 부위에 조사되기 전과 그 후의 상대적인 온도 변화를 관측하기 위해서, 참조 프레임은 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하기 전에 생성되는 것이 바람직하다.

[0024] 한편, 치료용 초음파 장치(10)가 치료부위(50)에 치료용 초음파를 조사한 시점에서 생성한 현재프레임을 참조 프레임으로 활용할 수도 있다. 이는 후술할 참조 프레임 DB(data base)를 현재프레임으로 업데이트하는 방식으로 구현된다. 이는 앞에서 설명한 바와 같이 참조 프레임이 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하기 전에 생성되는 것이 아닌, 참조 프레임이 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하는 과정에서 생성되는 것과 같은 효과가 발생한다. 이는 후술할 Echo-shift 방식으로 온도와 관련된 파라미터(parameter)를 추출하는 경우에 이용된다. 구체적인 참조 프레임 DB의 업데이트 방법은 후술한다.

[0025] 저장부(340)는 현재 프레임 생성부(320) 또는 참조 프레임 생성부(330)가 생성한 현재 프레임 또는 참조 프레임을 저장한다.

[0026] 비교부(350)는 후술할 온도 맵 생성부(360)에서 다양한 기준에 따라 관측부위의 온도 변화를 관찰할 수 있는 완성된 온도 맵(temperature map)을 생성하기 위하여 현재 프레임 생성부(320)에서 생성한 현재 프레임을 구성하는 에코 신호들과 비교 프레임 선택부(380)에서 선택된 비교 프레임을 구성하는 에코 신호들을 비교하여 현재 프레임에 대한 온도 맵을 생성하며, 이는 온도와 관련된 파라미터(parameter)들을 추출하는 것으로 구현된다. 비교부(350)는 온도와 관련된 파라미터(parameter)들을 추출한 결과를 바탕으로 비교 프레임에 나타난 관측 부위와 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 온도 변화에 대응되는 현재 프레임에 대한 온도 맵을 생성한다. 여기에서 현재 프레임에 대한 온도 맵은 온도에 비례하는 물리량을 표시하는 맵, 비교 프레임에 나타난 관측 부위와 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 상대적인 온도 변화를 나타내는 맵, 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 절대적인 온도 값을 나타내는 맵 등을 말한다.

[0027] 이하, 비교 프레임에 나타난 관측 부위와 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 상대적인 온도 변화를 나타내는 맵을 생성하기 위한 방법을 설명한다. 비교부(350)에서 온도와 관련된 파라미터를 추출하는 방법으로는 Change in Backscattered Energy (이하 'CBE'라 한다.) 방식, Echo-shift (이하 'ES'라 한다.) 방식, B/A의 변화를 계산하는 방식이 알려진 바 있다.

[0028] 우선, CBE 방식으로 온도와 관련된 파라미터(parameter)를 추출하는 방법은 다음과 같다. 비교부(350)는 비교 프레임을 구성하는 에코 신호와 현재 프레임을 구성하는 에코 신호를 비교하여, 현재 프레임을 구성하는 에코 신호에서 진폭(amplitude)이 변화된 부분을 검출한다. 그리고, 비교부(350)는 저장부(340)에 저장된 매핑 테이블로부터 이와 같이 검출된 진폭의 변화 정도에 대응되는 온도 변화를 검출하고, 이 검출된 온도 변화 값을 이용하여 비교 프레임과 현재 프레임에 그려진 관측 부위의 상대적인 온도 변화에 대응되는 현재 프레임에 대한 온도 맵을 생성한다. 여기에서 매핑 테이블은 진단용 초음파의 반사파에 의해 변환 가능한 것으로 미리 결정된 다수의 에코 신호의 진폭의 변화 값들과 이것들 각각에 매핑되어 있는 온도 변화 값들로 구성된다. 매핑 테이블에서 어느 하나의 진폭의 변화 값에 매핑되어 있는 온도 변화 값은 그 진폭의 변화 값으로부터 예상되는 치료 부위의 온도 변화 값을 의미한다. 일반적으로 CBE 방식은 약 36~58℃의 고온 범위의 온도를 측정할 때에 유리하다고 알려져 있으며, 본 발명의 실시예에 따른 때 치료용 초음파 장치(10)가 치료부위(50)에 치료용 초음파를

조사하기 전에 생성된 참조 프레임들 중에서 선택된 비교 프레임과 치료용 초음파 장치(10)가 치료부위(50)에 치료용 초음파를 조사하는 중에 생성된 현재 프레임을 비교하는 방식으로 수행되는 것이 바람직하다.

[0029] 다음으로, ES 방식으로 온도와 관련된 파라미터(parameter)를 추출하는 방법은 다음과 같다. 비교부(350)는 비교 프레임을 구성하는 에코 신호와 현재 프레임을 구성하는 에코 신호를 비교하여, 현재 프레임을 구성하는 에코 신호에서 에코 신호의 속도(echo time)가 변화된 부분 즉, 에코 신호에서 지연(delay)이 발생된 부분을 검출하고 지연을 거리에 따른 미분을 실시하여 지연의 변화량을 계산한다. 그리고, 비교부(350)는 저장부(340)에 저장된 매핑 테이블로부터 이와 같이 검출된 에코 신호의 지연의 변화량 정도에 대응되는 온도 변화를 검출하고, 이 검출된 온도 변화 값을 이용하여 비교 프레임과 현재 프레임에 그려진 관측 부위의 상대적인 온도 변화에 대응되는 현재 프레임에 대한 온도 맵을 생성한다. 여기에서 매핑 테이블은 온도에 따른 조직에서 속도 변화 및 열팽창 등을 고려하여 구해질 수 있다. 매핑 테이블에서 어느 하나의 에코 신호의 지연의 변화 정도의 값에 매핑되어 있는 온도 변화 값은 그 에코 신호의 지연의 변화 정도의 값으로부터 예상되는 치료 부위의 온도 변화 값을 의미한다. 일반적으로 ES 방식은 약 36~43℃의 저온 범위의 온도를 측정할 때에 유리하다고 알려져 있다. 본 발명의 실시예에 따른 때 치료용 초음파 장치(10)가 치료부위(50)에 치료용 초음파를 조사하는 과정에서 생성된 현재 프레임과 그 현재 프레임이 생성된 시점과 근접한 시점에 생성된 참조 프레임들 중에서 선택된 비교 프레임을 비교하는 방식으로 수행되는 것이 바람직하다. 그 이유는 ES 방식의 경우 참조 프레임들 중에서 선택된 비교 프레임과 현재 프레임이 생성된 각 시점 간의 시간 차이가 클 경우, 비교 프레임과 현재 프레임에 그려진 관측 부위의 상대적인 온도 변화에 대응되는 현재 프레임에 대한 온도 맵이 실제적인 온도 변화 수치와 큰 오차를 보일 수 있기 때문이다.

[0030] 다음으로, B/A의 변화를 추출하는 방식으로 온도와 관련된 파라미터(parameter)를 추출하는 방법은 다음과 같다. B/A는 진단용 초음파가 조사되는 관측 부위 온도에 따라 변화하는 에코 신호 속도의 비선형(nonlinearity) 특성을 나타내는 값을 의미한다. B/A는 2006년에 발표된 "Estimation of temperature distribution in biological tissue by acoustic nonlinearity parameter" (Zhang, D., Gong, X.F. 저)에 자세한 설명이 나와있다. 비교부(350)는 비교 프레임을 구성하는 에코 신호의 B/A 값과 현재 프레임을 구성하는 에코 신호의 B/A 값을 비교하여, 현재 프레임을 구성하는 에코 신호에서 B/A 값이 변화된 부분을 검출한다. 그리고, 비교부(350)는 저장부(340)에 저장된 매핑 테이블로부터 이와 같이 검출된 에코 신호의 B/A 변화 값에 대응되는 온도 변화를 검출하고, 이 검출된 온도 변화 값을 이용하여 비교 프레임과 현재 프레임에 그려진 관측 부위의 상대적인 온도 변화에 대응되는 현재 프레임에 대한 온도 맵을 생성한다. 여기에서 매핑 테이블은 진단용 초음파의 조사에 의해 발생 가능한 것으로 미리 결정된 다수의 에코 신호의 B/A 변화 값들과 이것들 각각에 매핑되어 있는 온도 변화 값들로 구성된다. 매핑 테이블에서 어느 하나의 에코 신호의 B/A 변화 값에 매핑되어 있는 온도 변화 값은 그 에코 신호의 B/A 변화 값으로부터 예상되는 치료 부위의 온도 변화 값을 의미한다.

[0031] 한편, 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 절대적인 온도 값을 나타내는 맵은 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 온도가 정확하게 몇 도인지를 나타내는 맵을 의미한다. 일반적으로 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사하기 전에는 관측 부위의 온도는 일반적인 체온과 대응하는 온도를 나타낸다. 따라서 비교부(350)가 상기 온도와 관련된 파라미터를 추출하고, 이를 이용하여 비교 프레임에 나타난 관측 부위에 비해 현재 프레임에 나타난 관측 부위의 상대적인 온도 상승 값을 환자의 체온과 합하여 절대적인 온도 값을 나타내는 맵을 생성한다. 여기에서 온도와 관련된 파라미터를 추출하는 구체적인 방법은 상기 상대적인 온도 맵을 생성하는 방법에서 설명한 바와 같다.

[0032] 또한, 온도에 비례하는 물리량을 표시하는 맵은 비교 프레임을 구성하는 에코 신호와 현재 프레임을 구성하는 에코 신호의 지연의 변화량 또는 진폭의 변화된 값 또는 B/A 값을 직접 이용하여 생성한 온도 맵을 의미한다. 일반적으로 이 값들은 온도에 비례하기 때문에 이 물리량을 그대로 표시하여도 온도의 변화에 대한 정보를 알 수 있다.

[0033] 온도 맵 생성부(360)는 비교부(350)가 생성한 현재 프레임에 대한 온도 맵을 이용하여 다양한 기준에 따라 관측 부위의 온도 변화를 관찰할 수 있는 완성된 온도 맵(temperature map)을 생성한다. 상세한 완성된 온도 맵의 생성 방법은 후술한다.

[0034] 이하, 도 3 및 도 4a, 4-2, 4-3을 참조하여 비교 프레임 선택 과정을 설명한다.

[0035] 도 3은 일 실시예에 따른 참조 프레임 생성부(330)의 구체적인 구성 및 비교 프레임 선택부(380)를 나타낸다. 참조 프레임 생성부(330)는 참조 프레임 DB 생성부(331)로 구성될 수 있으며, 경우에 따라서 후보 참조 프레임 선택부(332)가 더 포함될 수도 있다.

[0036] 참조 프레임 DB 생성부(331)는 변환부(370)로부터 진단용 초음파 장치(20)가 수신한 반사파들이 변환된 에코 신호들을 전송받고, 그 수신된 에코 신호들을 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임들을 생성한다. 또한, 참조 프레임 DB 생성부(331)는 저장부(340)로부터 이전에 참조 프레임 DB 생성부(331)가 생성하여 저장부(340)에 저장되어 있던 참조 프레임들을 전송받아서, 앞에서 설명한 참조 프레임 DB 생성부(331)가 생성한 참조 프레임들과 저장부(340)로부터 전송받은 참조 프레임들을 합하여 참조 프레임 데이터 베이스(database)를 구축한다. 구체적으로, 도 4a에서 보는 바와 같이 제어부(310)는 치료 부위(50)를 포함한 체내 특정 장기의 움직임 변위(411)를 측정 한 후, 그 움직임 변위에 대응하는 치료 부위를 포함한 체내 특정 장기의 위치 정보를 구동장치(60)에 전송한다. 여기에서, 체내 특정 장기의 움직임 변위는 인체의 호흡으로 인하여 장기가 움직이게 되는 변위를 의미할 수도 있다. 구동 장치(60)는 제어부(310)가 전송한 위치 정보를 수신하여 진단용 초음파 장치(20)의 위치를 제어하고, 진단용 초음파 장치(20)는 관측 부위에 진단용 초음파를 조사한 후 그 반사파를 수신하여 변환부(370)에 그 반사파를 전송한다. 변환부(370)는 그 전송 받은 반사파들을 에코 신호들로 변환하여 그 에코 신호들을 참조 프레임 DB 생성부(331)로 전송한다. 참조 프레임 DB 생성부(331)는 그 에코 신호들을 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임들을 생성한다(412). 그리고 참조 프레임 DB 생성부(331)는 저장부(340)로부터 이전에 참조 프레임 DB 생성부(331)가 생성하여 저장부(340)에 저장되어 있던 참조 프레임들을 전송받아, 참조 프레임 DB 생성부(331)가 생성한 참조 프레임들과 저장부(340)로부터 전송받은 참조 프레임들을 합하여 참조 프레임 데이터 베이스(database)(421)를 구축한다.

[0037] 또한, 도 4d에서 보는 바와 같이 참조 프레임 DB 생성부(331)는 현재 프레임 생성부(320)가 생성한 현재 프레임을 현재 프레임 변환부(320)로부터 전송받아 참조 프레임을 업데이트(update) 할 수도 있다. 구체적으로, 참조 프레임 DB 생성부(331)는 현재 호흡 주기에서의 임의의 시점에 생성된 현재 프레임을 현재 호흡 주기 이전의 호흡 주기에서 상기된 시점과 대응되는 시점에서 생성된 참조 프레임으로 대체하여 참조 프레임을 업데이트 할 수도 있다. 이 경우 참조 프레임은 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사하는 중에 참조 프레임을 얻는 효과를 발생시키며, 이렇게 얻어진 참조 프레임은 ES 방식으로 온도와 관련된 파라미터(parameter)를 추출하는데 이용할 수 있다.

[0038] 이하, 도 4c 및 도 4e를 참조하여 후보 참조 프레임 선택부(332)가 동작하는 일 실시예를 설명한다. 후보 참조 프레임 선택부(332)는 제어부(310)로부터 체내 특정 장기의 움직임 변위에 대응하는 위치 정보를 전달받아 참조 프레임 DB에서 후보 참조 프레임을 선택한다. 구체적으로 설명하면 이하와 같다. 제어부(310)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 위치 제어 신호를 생성한다. 특히, 제어부(310)는 환자의 체내 장기의 움직임을 따라가며 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사하기 위하여 치료용 초음파 장치(10)의 위치 제어 신호를 생성할 수 있다. 이렇게 제어부(310)가 환자의 체내 장기의 움직임을 따라가는 치료용 초음파 장치(10)의 위치 제어 신호를 생성하는 구체적인 실시예에 대해서는 이하 후술한다. 이렇게 제어부(310)는 치료용 초음파 장치(10)가 환자의 체내 장기의 움직임, 구체적으로는 치료 부위(50)의 움직임을 따라갈 수 있게 치료용 초음파 장치(10)의 위치 제어 신호를 생성하는 것에 대응하여, 제어부(310)는 진단용 초음파 장치(20)도 관측부위의 움직임을 따라갈 수 있게 진단용 초음파 장치(20)의 위치 제어 신호를 생성하는 것이 필요하다. 이렇게 제어부(310)의 위치 제어 신호에 따라 진단용 초음파 장치(20)가 관측부위에 진단용 초음파를 조사하여 반사파를 수신하고, 현재 프레임 생성부(320)은 그 반사파가 변환된 에코 신호를 이용하여 현재 프레임을 생성한다. 후보 참조 프레임 선택부(332)는 이렇게 생성된 현재 프레임과 비교의 대상이 되는 참조 프레임을 참조 프레임 DB 생성부(331)에서 구축한 데이터 베이스 내의 프레임들 중에서 선택하며, 구체적으로 참조 프레임 DB 생성부(331)에서 구축한 데이터 베이스 내의 프레임들 중에서 후보 참조 프레임들을 선정하고, 최종적으로 그 후보 참조 프레임들로부터 참조 프레임을 선택할 수 있다.

[0039] 이하, 후보 참조 프레임 선택부(332)가 후보 참조 프레임들을 선정하는 방법을 구체적으로 설명한다. 먼저, 인체의 호흡 주기상에서 참조 프레임이 생성되는 현재 시점을  $tn+1$  로 가정하고, 그 이전 참조 프레임이 생성되는 시점을  $tn$  으로 가정한다. 또한  $tn$  시점에 치료 부위(50) 또는 관측부위의 중심 위치를  $Pn(x, y, z)$ 라고 가정하고,  $tn+1$  시점에서의 위치를  $Pn+1(x, y, z)$ 라고 가정한다. 또한 후보 참조 프레임 선택부(332)에는 사용자가 미

리 입력한 관측 부위의 추정 위치에 대한 오차 범위  $\pm \delta P_{n+1}$  가 이용된다. 즉, 환자의 호흡에 따라서 움직이는 체내 특정 장기의 움직임 변위는 어느 정도의 유사성이 있으나, 각 호흡에 따라서 체내 특정 장기의 위치는 미세하게나마 달라질 수 있다. 따라서 호흡 주기상의 임의의 시점에 대한 관측 부위의 추정 위치와 실제적인 그 시점에서의 관측 부위의 위치는 달라질 수 있다. 그러므로 후보 참조 프레임 선택부(332)가 후보 참조 프레

입들을 선정하기 위해서는 관측 부위의 추정 위치를 나타내는  $\hat{P}_{n+1}(x, y, z)$  와 그 오차 범위를 나타내는  $\pm \delta P_{n+1}$  를 이용해야 한다. 여기서 관측 부위의 추정위치인  $\hat{P}_{n+1}(x, y, z)$  는 후보 참조 프레임 선택부(332)가 제어부(310)로부터 전달받은 체내 특정 장기의 움직임 변위에 대응하는 위치 정보를 통하여 얻게 되며, 오차 범위인  $\pm \delta P_{n+1}$  는 사용자가 소정의 적절한 오차 값을 미리 설정하여 놓는다.

[0040] 따라서 도 4c에서와 같이, 후보 참조 프레임 선택부(332)는 앞에서 언급한 관측 부위의 추정 위치와 그 오차 범위를 이용하여, 참조 프레임 DB 내의 참조 프레임들(431) 중에서  $\hat{P}_{n+1} \pm \delta P_{n+1}$  의 범위에 있는 참조 프레임들을 후보 참조 프레임들(432)로 선택할 수 있다. 또한, 도 4e에서와 같이 후보 참조 프레임 선택부(332)는 관측 부위의 추정 위치(451)와 제어부(310)가 측정환자의 호흡 주기(452)를 동시에 고려하여, 참조 프레임 DB 내의 참조 프레임들 중에서 관측 부위의 추정 위치와 그 오차범위 내에서 생성된 참조 프레임들(453) 및 환자의 호흡 주기와 그 오차 범위 내에서 생성된 참조 프레임들(454)의 공통 범위 내에 있는 참조 프레임들을 후보 참조 프레임들(455)로 선택할 수도 있다.

[0041] 도 4b와 같이, 비교 프레임 선택부(380)는 참조 프레임 DB 내의 참조 프레임들(421)과 현재 프레임 생성부(320)에서 생성된 현재 프레임(422)의 유사도(similarity)를 계산하여, 현재 프레임과 가장 높은 유사도를 갖는 참조 프레임을 비교 프레임(423)으로 선택한다. 또는 참조 프레임 생성부(330)가 후보 참조 프레임 선택부(332)를 구비한 경우에는, 비교 프레임 선택부(380)는 후보 참조 프레임들(431 또는 455)과 현재 프레임 생성부(320)에서 생성된 현재 프레임(422)의 유사도(similarity)를 계산하여, 현재 프레임과 가장 높은 유사도를 갖는 참조 프레임을 비교 프레임(423)으로 선택한다.

[0042] 도 5a 내지 도 5c를 참조하여 비교 프레임 선택부(380)가 참조 프레임 DB 내의 참조 프레임들 중에서 비교 프레임을 선택하는 일 실시예를 설명하면 다음과 같다. 개괄적으로 설명하면, 비교 프레임 선택부(380)는 현재 프레임에서 비교 영역(5111)을 선정하고, 참조 프레임들 각각의 검색 영역(5113)에서 이미지 매칭(image matching)(511)을 수행하여 비교 영역(5111)과 가장 유사한 영역인 매칭 영역(5112)를 찾아낸다. 여기서 검색 영역(5113)은 현재 프레임 내에서 비교 영역(5111)이 존재하는 위치와 대응되는 참조 프레임들 각각의 위치를 의미한다. 또한 검색 영역(5113)은 비교 영역(5111)을 포함하는 다소 넓은 영역으로 선정한다. 그 후 비교 프레임 선택부(380)는 참조 프레임들 각각에서 선정된 매칭 영역(5112)과 현재 프레임의 비교 영역(5111)의 유사도(similarity)를 계산(512)하여 가장 높은 유사도를 갖는 프레임을 비교 프레임으로 선택(513)한다. 이하 상기의 과정을 자세하게 설명한다.

[0043] 먼저 비교 프레임 선택부(380)는 현재 프레임에서 비교 영역(5111)을 특정한다. 비교 영역(5111)은 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사하는 영역을 제외하여 선택하는 것이 바람직하다. 그 이유는 현재 프레임에서 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사하는 영역인 치료 부위(50)는 치료용 초음파의 에너지에 의해서 조직의 변성이 생겨나, 치료용 초음파의 조사 이전과 이후에서 초음파 영상이 달라질 수 있으므로, 치료용 초음파의 조사 이전 및 이후 시점에서의 현재 프레임과 참조 프레임의 유사도(similarity)를 측정하기에 적합한 영역이 아니기 때문이다. 더욱 바람직하게는 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사하는 영역인 치료 부위(50)를 제외함과 동시에 체내 장기에 분포한 혈관 등의 특징점을 많이 포함하는 영역을 선택하는 것이 좋다. 현재 프레임 내의 비교 영역(5111)은 단수로 선정할 수도 있고, 복수로 선정할 수도 있다.

[0044] 그 후 비교 프레임 선택부(380)는 검색 영역(5113)에서 이미지 매칭(511)을 수행하여 비교 영역(5111)과 가장 유사한 영역인 매칭 영역(5112)를 찾아낸다. 다만, 위에서 언급한 것과 같이 현재 프레임 내의 비교 영역(5111)은 복수 개를 선정할 수도 있으나, 이하에서는 비교 영역(5111)을 하나만 선택한 경우에서의 이미지 매칭(image matching)(511)을 수행하는 일 실시예를 설명한다. 이미지 매칭(image matching)(511)은 템플릿 매칭(template matching)과 스펙클 트래킹(speckle tracking)을 수행하는 것으로 구성된다. 비교 영역(5111)을 복수 개로 선정하였을 경우는 각각의 비교 영역(5111)에 대하여 이하 설명할 이미지 매칭(image matching)(511) 과정을 여러 번 수행하는 방식으로 진행된다.

[0045] 비교 프레임 선택부(380)는 현재 프레임의 비교 영역(5111)과 참조 프레임의 검색 영역(5113)간의 템플릿 매칭(template matching)을 수행하여 참조 프레임 내에서 매칭 영역(5113)을 찾는다. 여기서 참조 프레임 내에서 검색

색 영역(5113)은 현재 프레임의 비교 영역 (5111)보다 넓은 영역으로 선정된다. 템플릿 매칭은 영상의 픽셀 (pixel) 단위로 매칭 영역 (5112)을 찾아내는데 픽셀 단위보다 더 정밀하게 매칭 영역 (5112)를 알아 내기 위해서 스펙클 트래킹(speckle tracking)을 수행한다.

[0046] 여기에서 템플릿 매칭과 스펙클 트래킹을 수행하는 구체적인 알고리즘은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명한 내용이므로, 구체적인 설명은 생략한다.

[0047] 도 5b의 좌측 부분은 비교 프레임 선택부(380)가 현재 프레임과 참조 프레임간의 템플릿 매칭을 수행하는 일 실시예를 보여준다. 비교 프레임 선택부 (380)은 참조 프레임에서 현재 프레임의 비교 영역 (5210)과 비교할 검색 영역 (5220)을 선정한다. 구체적으로 비교 프레임 선택부(380)는 참조 프레임의 검색 영역(5220) 내에서 비교 영역(5210)을 한 픽셀(pixel)씩 이동하면서 비교하는 방식으로 템플릿 매칭을 수행한다. 여기서 참조 프레임의 검색 영역(5220)은 현재 프레임의 비교 영역(5210)의 크기보다 넓은 영역으로 선정된다. 위에서 설명한 템플릿 매칭은 현재 프레임의 비교 영역(5210)과 가장 유사한 영역을 참조 프레임의 검색 영역 (5220) 내에서 찾는 방식으로, 해상도의 측면에서 영상 픽셀 (pixel) 단위의 정밀도를 가진다.

[0048] 비교 프레임 선택부(380)는 영상 픽셀 단위 이상의 정밀도로 비교 영역(5210)과 유사한 영역을 찾기 위해서 스펙클 트래킹을 수행한다. 비교 프레임 선택부(380)는 현재 프레임의 비교 영역(5210)과 템플릿 매칭에 의해서 구해진 참조 프레임의 유사 영역(5230)에서 스펙클 트래킹을 수행하여 매칭 영역(5112)을 선정한다. 도 5b의 우측 부분은 비교 프레임 선택부(380)가 참조 프레임 내에서 선정된 유사 영역(5230)에 대하여 비교 영역(5210)과 스펙클 트래킹을 수행하는 일 실시예를 보여준다. 진단용 초음파 장치 (20)가 조사하는 진단용 초음파 RF 신호에는 초음파의 중심 주파수 (carrier frequency)가 포함되어 있다. 이 중심 주파수의 특성을 이용하면 픽셀 단위 해상도 이상의 정밀도로 정밀한 탐색이 가능하다. 비교 프레임 선택부 (380)는 템플릿 매칭에 의해서 구해진 현재 프레임의 비교 영역(5240)과 유사한 참조 프레임의 유사 영역(5250)과 비교 부위 (5240)의 초음파 RF 신호를 이용하여 픽셀 단위 해상도의 정밀도 보다 더 정확하게 유사한 영역 즉, 매칭 영역(5260, 도 5a에서의 식별 번호 5112)을 찾는다.

[0049] 한편, 비교 프레임 선택부(380)은 비교 영역(5111)과 검색 영역(5112) 사이의 이동 변위를 계산할 수 있다. 구체적으로 한편, 비교 프레임 선택부(380)는 현재 프레임에서 임의의 좌표 기준점을 설정하여, 그 기준점을 바탕으로 비교 영역(5210)의 좌표를 계산한다. 예를 들어, 환자의 피부 표면으로부터의 깊이(depth) (즉, 도 5b의 좌측 도면에서의 z 축) 및 진단용 초음파 장치(20)의 기준 위치로부터의 횡간(lateral) 거리(즉, 도 5b의 좌측 도면에서의 x 축)를 각각 축(axis)으로 설정하여 비교 영역(5210)의 중심이 되는 지점의 좌표  $C(X_c, Z_c)$  를 계산한다. 그 후, 비교 프레임 선택부(380)는 템플릿 매칭을 수행하여 선정한 현재 프레임의 비교 영역과 유사한 검색 영역(5220)의 중심이 되는 지점의 좌표  $R(X_c + \Delta x, Z_c + \Delta z)$  를 계산한다. 여기서  $\Delta x$ 와  $\Delta z$ 는 픽셀 해상도이다. 그 후, 비교 프레임 선택부(380)는 스펙클 트래킹을 수행하여 선정한 검색 영역(5112)의 중심이 되는 지점의 좌표  $R'(X_c + \Delta x + \delta x, Z_c + \Delta z + \delta z)$  를 pixel 해상도 이상의 정밀도로 계산한다. 이러한 과정을 거쳐 비교 프레임 선택부(380)는 비교 영역(5111)과 검색 영역(5112) 사이의 이동 변위인  $(\Delta x + \delta x, \Delta z + \delta z)$ 를 pixel 해상도 이상으로 도출한다.

[0050] 이하, 비교 프레임 선택부(380)가 비교 영역(5111)과 검색 영역(5112)간의 유사도를 계산(512)하는 일 실시예를 설명한다.

[0051] 유사도(similarity) 계산(512)은 현재 프레임과 참조 프레임들 사이의 유사한 정도를 수로서 표현하는 것으로서, 일 예로 양 자간의 상관 계수(correlation coefficient)를 계산함으로써 유사도(similarity)를 도출할 수 있다. 여기에서 상관 계수(correlation coefficient)는 아래의 수학적 1과 같은 피어슨(Pearson)의 편차 적법 공식을 통하여 계산될 수 있다.

수학식 1

$$r = \frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})(B_{mn} - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})^2)(\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{B})^2)}}$$

[0052]

[0053]

수학식 1에서  $A_{mn}$ 은 현재 프레임 내에서 가로로  $m$ 번째 및 세로로  $n$  번째에 위치한 픽셀의 값을 의미한다. 만약 현재 프레임과 참조 프레임들이 흑백 영상이라면 이 픽셀 값은 밝기 값이 될 수 있고, 컬러 영상이라면 이 픽셀 값은 컬러 값이 될 수도 있다. 구체적으로,  $A_{mn}$ 은 도 5c에 도시된 현재 프레임에서 선택된 비교 영역(531)을 소정의 개수의 픽셀들로 분할하였다고 가정하였다면, 그 중 가로로  $m$ 번째 및 세로로  $n$  번째에 해당하는 픽셀(pixel)(5311) 값을 이에 대응하는 소정의 값으로 나타낸 변수이다. 한편,  $B_{mn}$ 은 참조 프레임에서 선택된 매칭 영역 내의 임의의 픽셀(pixel) 값을 이에 대응하는 소정의 값으로 나타낸 변수로서, 위에서 언급한 비교 영역(531) 내의 가로로  $m$ 번째 및 세로로  $n$  번째에 해당하는 픽셀(pixel)(5311)과 대응되는 위치의 검색 영역(532)

내의 픽셀(pixel)(5321)에 대한 픽셀 값을 나타낸 변수이다.  $\bar{A}$ 는 현재 프레임 내에서 선택된 비교 영역을 구성하는 픽셀(pixel)들에 대한 각각의 픽셀 값들의 평균값을 의미한다. 즉, 도 5c에 도시된 현재 프레임에서 선택된 비교 영역(531)을 소정의 개수의 픽셀들로 분할하였다고 가정한 후, 각 픽셀들에 대한 픽셀 값들의 평균을

구하여 비교 영역(531) 전체에 대한 소정의 값으로 정한 것을 의미한다. 한편,  $\bar{B}$ 는 참조 프레임 내에서 선택된 매칭 영역을 구성하는 픽셀(pixel)들에 대한 각각의 픽셀 값들의 평균값을 의미하는 것으로서, 위에서 언급한  $\bar{A}$ 를 구하는 방법과 대응되는 방법으로 참조 프레임 내에서 선택된 검색 영역(532)의 평균값을 정한 것을 의미

한다. 비교 프레임 선택부(380)가 위의 수학식 1을 통하여 계산한 상관 계수  $r$ 은  $-1 \leq r \leq 1$ 의 범위를 가지며, 상관 계수  $r$ 이 1 또는 -1인 경우 완전 상관(perfect correlation)관계라고 한다. 본 실시예에서 비교 프레임 선택부(380)가 참조 프레임들 중에서 현재 프레임과 유사도가 가장 높은 프레임으로 비교 프레임을 선택하는 것(513)은, 바람직하게는 상관 계수  $r$ 이 0.9 이상인 참조 프레임을 비교 프레임으로 선택하는 것을 의미한다.

[0054]

이하 도 7a 및 7-2를 참조하여 비교부(350), 온도 맵 생성부(360)의 동작을 설명한다.

[0055]

전술한 바와 같이, 비교부(350)는 온도 맵 생성부(360)에서 다양한 기준에 따라 관측부위의 온도 변화를 관찰할 수 있는 완성된 온도 맵(temperature map)을 생성하기 위하여 현재 프레임 생성부(320)에서 생성한 현재 프레임(712)을 구성하는 에코 신호와 비교 프레임 선택부(380)에서 선택한 비교 프레임(711)을 구성하는 에코 신호를 비교하여 현재 프레임에 대한 온도 맵(713)을 생성한다.

[0056]

온도 맵 생성부(360)는 비교부(350)에서 생성한 현재 프레임에 대한 온도 맵(721)를 이용하여 완성된 온도 맵(722)을 생성한다. 현재 프레임에 대한 온도 맵(721)은 비교 프레임과 현재 프레임 각각에 그려진 관측 부위의 상대적인 온도 변화를 이미지 형태로 표현한 것으로서, 도 7b의 식별번호 721과 같이 서로 다른 컬러들로 표현한 이미지일 수도 있고, 또는 서로 다른 밝기 값들로 표현한 이미지일 수도 있다. 또한, 현재 프레임에 대한 온도 맵(721)은 2차원적(2-dimensional) 이미지로 표현할 수도 있고, 3차원적(3-dimensional) 이미지로 표현할 수도 있다.

[0057]

온도 맵 생성부(360)는, 현재 프레임의 온도 맵(721)을 생성한 후에 도 7b에서 보는 바와 같이 다양한 기준에 따라 관측부위의 온도 변화를 관찰할 수 있는 완성된 온도 맵(722)을 생성한다. 구체적으로, 온도 맵 생성부(360)는 생성된 현재 프레임의 온도 맵(721)을 이용하여 위치 보정 및 온도 맵의 업데이트(update)를 통하여 다양한 기준에 따라 관측부위의 온도 변화를 관찰할 수 있는 완성된 온도 맵(722)을 생성한다. 온도 맵 생성부

(360)가 현재 프레임의 온도 맵을 이용하여 위치 보정 및 온도 맵의 업데이트를 통하여 완성된 온도 맵을 생성하는 일례로서, 온도 맵 생성부(360)가 관측부위 중 일부 부위에 대한 2차원적인 (2-dimensional) 현재 프레임의 온도 맵(721)을 그와 같은 방식으로 관측부위 전체에 대하여 생성한 온도 맵들과 결합하여 관측부위 전체에 대한 3차원적 영상으로 표현되는 완성된 온도 맵(722)을 생성하는 것을 들 수 있다. 구체적으로, 구동 장치(60)의 제어에 따라 진단용 초음파 장치(20)는 그 위치(location)와 방향(orientation)을 변화시키면서 조사한 진단용 초음파의 반사파들을 수신한다. 그 후 변환부(370)가 그 반사파들을 에코 신호로 변환하고, 현재 프레임 생성부(320)가 그 에코 신호들을 이용하여 관측 부위에 대한 다수의 단면 영상들인 현재 프레임들을 생성하고, 비교부(350)는 그 생성된 현재 프레임들과 참조 프레임들을 비교하여 현재 프레임에 대한 온도 맵들을 생성한다. 이어서, 온도 맵 생성부(360)가 이와 같은 단면 영상들을 축적하여 관측 부위를 3차원적으로 나타내는 3차원 볼륨(volume)의 완성된 온도 맵을 생성한다. 이와 같이 단면 영상들을 축적하여 3차원 볼륨의 영상 데이터를 생성하는 방식을 MPR(Multiplanar reconstruction) 방식이라고 한다.

[0058] 한편, 온도 맵 생성부(360)가 현재 프레임의 온도 맵을 이용하여 위치 보정 및 온도 맵의 업데이트를 통하여 완성된 온도 맵을 생성하는 다른 일례로서, 온도 맵 생성부(360)가 관측부위 중 일부 부위에 대한 2차원적인 (2-dimensional) 현재 프레임의 온도 맵(721)과 동일한 관측부위 중 일부 부위에 대한 2차원적인 (2-dimensional) 현재 프레임의 온도 맵들을 시간의 흐름에 따라 누적시키는 것을 들 수 있다. 이와 같은 일례에 따라 온도 맵 생성부(360)는 그 관측 부위 중 일부 부위에 대한 시간의 흐름에 따른 이미지 변화를 표현한 2차원적인(2-dimensional) 완성된 온도 맵을 생성할 수 있다. 한편, 온도 맵 생성부(360)가 생성하는 완성된 온도 맵은 위에서 설명한 바와 같이 관측부위 전체에 대한 3차원적인(3-dimensional) 완성된 온도 맵 또는 관측부위 중 일부 부위에 대한 2차원적인(2-dimensional) 현재 프레임의 온도 맵들을 시간의 흐름에 따라 이미지가 변화하는 것으로 표현한 2차원적인(2-dimensional) 완성된 온도 맵으로 한정되지 않고, 관측부위 전체에 대한 3차원적인(3-dimensional) 현재 프레임의 온도 맵을 누적하여 그 관측부위 전체에 대한 시간의 흐름에 따른 이미지 변화를 표현한 3차원적인(3-dimensional) 완성된 온도 맵으로 생성하는 것도 가능하다.

[0059] 도 8은 전술한 장치에서 초음파를 이용하여 온도 맵을 생성하는 방법을 나타내는 플로우 차트(flow chart)이다. 구체적으로 설명하면 이하와 같다.

[0060] 먼저 제어부(310)는 움직이는 체내 특정 장기의 움직임 변위를 측정한다(810 단계). 구체적으로, 제어부(310)는 환자의 호흡 주기에 대응하여 움직이는 환자 체내의 특정 장기의 움직임 변위를 측정한다.

[0061] 그 후 진단용 초음파 장치(20)는 움직이는 체내 특정 장기 내의 관측 부위에 상기 측정된 움직임 변위를 고려하여 진단용 초음파를 조사하고 그 반사파를 수신한다(820 단계). 진단용 초음파 장치(20)는 장기의 움직임을 고려하여 관측 부위가 치료 부위(50) 전체를 포함할 수 있도록 체내 특정 장기의 일정 범위에 대하여 진단용 초음파를 조사한다.

[0062] 그 후 변환부(370)는 진단용 초음파 장치(20)가 수신한 반사파를 에코 신호로 변환한다(830 단계).

[0063] 그 후 참조 프레임 생성부(330)는 변환부(370)가 변환한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임을 생성한다(840 단계). 구체적으로, 참조 프레임 생성부(330)는 변환부(370)로부터 수신한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임을 생성한다. 한편, 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사한 시점에서 생성한 현재프레임을 참조 프레임으로 활용할 수도 있다. 이는 참조 프레임 생성부(330)가 현재 프레임을 참조 프레임으로 업데이트함으로써 구현될 수 있고, 현재 프레임을 참조 프레임으로 업데이트하는 방법은 전술한 바와 같다. 또한 도 8에 도시하지는 않았으나, 본 발명의 일 실시예에 따라 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임들로 구성되는 참조 프레임 DB를 구축할 수 있음은 전술한 바와 같다.

[0064] 그 후 치료용 초음파 장치(10)는 움직이는 체내 특정 장기의 치료 부위(50)에 상기 측정된 움직임 변위를 고려하여 치료용 초음파를 조사한다(850 단계).

[0065] 그 후 현재 프레임 생성부(320)는 변화된 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다(860 단계). 구체적으로, 진단용 초음파 장치(20)는 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 치료 부위에 조사한 시점에서 관측부위에 진단용 초음파를 조사하고, 그 반사파를 수신한다. 진단용 초음파 장치(20)는 그 반사파를 변환부(370)로 송신하고, 변환부(370)는 수신된 반사파를 에코 신호로 변환하여 현재 프레임 생성부(320)로 송신한다. 현재 프레임 생성부(320)는 변환부(370)로부터 수신한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다.

- [0066] 그 후 비교 프레임 선택부(380)는 참조 프레임들로부터 현재 프레임과 가장 유사한 프레임인 비교 프레임을 선택한다(870 단계). 또한 도 8에 도시하지는 않았으나, 비교 프레임을 선택하는 과정에서 참조 프레임 DB의 참조 프레임들 중에서 추정 위치 및 호흡 주기의 오차를 계산하여 후보 참조 프레임들을 선택하고, 그 후보 참조 프레임들 중에서 현재 프레임과 가장 유사한 프레임을 비교 프레임으로 선택할 수 있음은 전술한 바와 같다.
- [0067] 그 후 비교부(350)는 현재 프레임을 구성하는 에코 신호와 비교 프레임을 구성하는 에코 신호를 비교하여 양 자 간의 상대적인 온도 변화를 나타내는 온도 관련 파라미터를 계산한다(880 단계). 여기에서 온도 관련 파라미터는 CBE 방식, ES 방식, B/A 계산 등으로 구할 수 있음은 전술한 바와 같다.
- [0068] 그 후 비교부(350)는 계산된 온도 관련 파라미터를 이용하여 현재 프레임의 온도 맵(temperature map)을 생성한다(890 단계). 여기에서 현재 프레임의 온도 맵은 현재 프레임과 비교 프레임의 상대적인 온도 변화를 나타내는 것임은 전술한 바와 같다.
- [0069] 그 후 온도 맵 생성부(360)는 현재 프레임의 온도 맵을 이용하여 체내 특정 장기 내의 관측부위의 온도 변화를 나타내는 완성된 온도 맵을 생성한다(895 단계). 여기에서 온도 맵은 일정 시간에 대한 2차원적 그림 또는 3차원적 영상일 수도 있고, 시간에 따라 변화하는 2차원적 그림 또는 3차원적 영상일 수도 있음은 전술한 바와 같다.
- [0070] 이하, 본 발명에 의한 제1실시예인 체내 장기의 움직임에 따라가며 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 움직이는 장기에 초음파를 이용하여 온도를 측정하는 방법을 도 9a 내지 도 9h, 도 10, 도 11을 참조하여 설명한다.
- [0071] 본 실시예에서는 치료용 초음파 장치(10)가 체내 장기의 움직임 변위에 대응하여 변화하는 치료 부위(50)의 변위 궤적을 따라가면서 치료용 초음파를 조사하며, 진단용 초음파 장치(20)가 관측 부위의 변위 궤적을 따라가면서 진단용 초음파를 조사하고 그 반사파를 수신하는 것을 특징으로 한다. 이를 위해서 제어부(310)가 본 실시예의 특징에 대응하는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 위치 제어 신호를 구동장치(60)로 전송하는 것이 중요하다. 즉, 제어부(310)는, 도 9a에서 보는 바와 같이 소정의 시점을  $t_n$  이라 한다면 바로 그 다음 시점인  $t_{n+1}$  에서의 체내 장기의 움직임 변위에 대응하여 변화하는 치료 부위(50)의 변위 궤적 즉, 식별번호 911에서 식별번호 912와 같은 변위 궤적을 정확하게 파악하는 것이 중요하다. 따라서 이하 제어부(310)가 환자의 소정 주기 동안의 의료 영상에서 치료 부위(50)가 포함된 체내 특정 장기의 빠르고 정확한 추적에 적합한 영상을 생성하는 방법의 일 실시예에 대하여 설명한다.
- [0072] 도 9b은 도 2에 도시된 제어부(310)의 일 실시예에 따른 구성도이다. 도 9b을 참조하면, 도 9b에 도시된 제어부(310)는 의료 영상 DB(921), 평균 모델 생성부(922), 개인화 모델 생성부(923), 영상 정합부(924), 영상 검색부(925), 추가 조정부(926) 및 위치 제어 신호 생성부(927)로 구성된다.
- [0073] 평균 모델 생성부(922)는 다양한 개인의 의료 영상을 입력받아 이를 처리함으로써 대상 장기의 평균적인 모델을 출력한다. 본 실시예에서는 환자 개인화된 모델을 생성하여 장기의 움직임을 추적하는데, 여기서 평균적인 모델을 생성하는 단계는 개인화된 모델을 생성하기 위한 준비단계이다. 왜냐하면 개인에 따라서 장기의 형태, 크기, 특징 등 다양성이 있어서, 정확한 시술환경을 제공하기 위해서는 환자 개인의 특성을 반영할 필요가 있기 때문이다. 한편, 정확한 평균적인 모델을 얻기 위해서는 다양한 개인의 영상 정보가 활용될 수 있다. 또한 각 개인에서 얻은 영상도, 호흡에 따라서 변하는 장기의 형태를 반영하기 위해 다양한 호흡에서의 영상을 얻을 수 있다.
- [0074] 구체적으로 우선 평균 모델 생성부(922)는 다양한 개인의 장기 형태, 크기 등을 분석하기 위해서 의료 전문가가 환자의 진단을 위해 촬영한 영상(이하, 외부의료영상(70)(70)이라 한다.)을 촬영기구로부터 직접 또는 영상이 저장된 저장매체로부터 입력받는다. 따라서 장기와 병변의 윤곽이나 장기 내부 특징의 분석이 용이한 영상을 입력받는 것이 바람직하다. 이를테면 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상이 입력될 수 있다.
- [0075] 외부 영상을 입력받는 다른 방법으로는 의료 영상 DB(921)에 의해서 상기 외부의료영상(70)이 데이터화 되어 저장된 영상을 불러올 수 있다. 의료 영상 DB(921)에는 상기 외부의료영상(70)이 다양한 개인에게서 촬영장치로부터 촬영되어 저장될 수도 있고, 저장매체로부터 입력받을 수도 있다. 의료 영상 DB(921)로부터 영상을 불러올 때에는 영상 전부를 불러올 수도 있고, 사용자의 선택에 따라 일부를 불러올 수도 있다.
- [0076] 하나의 실시예로 평균 모델 생성부(922)는 입력받은 외부의료영상(70)을 기초로 3차원 ASM(active shape

models) 알고리즘을 적용시킬 수 있다. 상기 알고리즘을 적용시키기 위해서 우선 상기 외부의료영상(70)을 분석하여 각 외부의료영상(70)에서 장기의 형태, 크기, 해부학적 특징을 추출하고, 이를 평균을 내서 통계적으로 평균을 낸 모델을 생성한다. ASM(active shape models) 알고리즘은 1994년에 발표된 "The Use of Active Shape Models For Locating Structure in Medical Images" (T.F.Cootes, A.Hill, C.J.Taylor and J.Haslam 저)에 자세한 설명이 나와있다. ASM(active shape models) 알고리즘을 적용하면 평균적인 장기의 형상을 얻을 수 있는데, 이 평균적인 장기 형상은 변수를 조정할 경우 그 형태를 변형시킬 수 있다.

[0077] 도 9b는 평균 모델 생성부(922)가 상기 외부의료영상(70)을 분석하는 과정으로써, 상기 입력된 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상의 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 추출하는 개략적인 방법을 도시한 것이다. 평균 모델 생성부(922)는 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상이 입력되면, 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 추출할 때 2차원 영상일 경우와 3차원 영상일 경우 다른 방식으로 진행된다. 여기서 내부 구조란, 간을 예로 들면 간동맥, 간정맥, 간문맥과 간관의 위치 등이 있을 수 있으며 이들의 경계값도 포함될 수 있다.

[0078] 2차원 영상의 입력을 받을 경우 3차원 모델을 생성하기 위해서는 다수의 단면 영상들을 축적하여 대상 부위를 3차원적으로 나타내는 3차원 볼륨(volume)의 영상 데이터를 얻게 되는데, 이 과정은 도 9c에서 왼쪽 부분에 여러 영상 정보가 축적되어 3차원 볼륨(volume)영상을 얻는 방법을 도시된 부분이다. 축적하기 전 다수의 단면 영상에서의 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 추출한 후 축적하는 방향 축의 좌표 정보를 추가해 3차원 좌표 정보를 얻을 수 있는데, 도 9c의 오른쪽 부분에 나타나 있는 영상은 z축의 값이 1인 영상이므로 상기 영상에서 추출되는 경계 위치 좌표 값의 z는 항상 1이다. 따라서 도 9c의 왼쪽 영상 데이터의 단면에서의 좌표 정보를 추출하는데 이는 2차원의 좌표 정보이므로 x,y축의 데이터로 나타나지만, z축의 좌표 정보까지 포함하여 [x,y,1]의 좌표로 경계의 위치 좌표 정보를 추출한다. 그러면 상기 좌표 정보는 x,y,z축의 좌표를 포함한 정보일 것이다. 3차원 영상이 입력될 경우에는 소정의 간격으로 3차원 영상의 단면을 추출한 후 2차원 영상이 입력된 경우와 같은 과정을 거치게 되면 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 얻을 수 있다. 이 과정에서의 2차원 영상에서 경계 위치 좌표의 추출은 알고리즘에 의한 자동/반자동적으로 얻을 수 있으며, 사용자가 출력된 영상 정보를 보고 수동적으로 좌표 정보를 입력받을 수도 있다. 자동으로 경계의 좌표 정보를 얻는 방법을 예를 들면, 영상에서 밝기가 급변하게 변하는 지점의 좌표 정보를 얻을 수 있으며, DTFT(discrete time fourier transform)을 이용하여 주파수 값이 가장 큰 위치를 경계라고 추출할 수 있다. 반자동적인 방법은 사용자에게 영상에서 일부 경계지점에 대한 정보를 입력받으면, 그 경계 지점을 기초로 하여 상기 자동으로 좌표를 얻는 방법과 동일하게 주변의 경계를 추출할 수 있다. 장기의 경계는 연속적이며 폐곡선 형태를 이루기 때문에, 위의 성질을 이용하여 장기 경계 전체에 대한 정보를 얻을 수 있다. 이렇게 반자동인 방법은 영상 전체를 검색하지 않아도 되기 때문에 자동적인 경우보다 더 빠르게 결과를 얻을 수 있다. 수동적으로 얻을 때에는 사용자가 영상을 보면서 직접 경계의 좌표를 지정할 수 있는데, 이때 지정하는 간격은 연속적일 수 없으므로, 중간에 불연속적인 구간은 보간(interpolation)을 통해 연속적으로 경계를 추출할 수 있다. 상기 기재된 방법으로 얻은 장기와 병변의 위치 좌표 정보는 3차원 공간에서 상기 좌표에 해당하는 복셀(voxel)에서의 밝기 값을 소정의 값으로 설정한 후 출력한다면 사용자가 3차원 그래픽적으로 표현된 장기와 내부 구조의 모습을 확인할 수 있다. 예를 들면 대상 장기 경계 좌표의 밝기 값을 최소, 즉 가장 어두운 값으로 설정한다면 출력되는 영상에서 대상 장기의 영상은 검은 형태로 출력될 것이며, 대상 장기의 밝기를 흰색과 검은색의 중간값으로 설정하고 병변의 좌표의 밝기를 검은색으로 설정한다면 대상 장기와 병변을 쉽게 육안으로 구분할 수 있다. 상기 방법으로 얻은 복수의 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 데이터 세트라고 정하고 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘을 활용하기 위한 정보로 활용할 수 있다. 이하 ASM(active shape models) 알고리즘에 대해서 설명한다.

[0079] ASM(active shape models) 알고리즘을 적용하기 위해서는 복수의 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보의 좌표축을 일치시킨다. 좌표축을 일치시킨다는 것은 복수 개의 대상체의 무게 중심을 하나의 원점으로 일치시키고 여러 가지 다양한 형태에 대해 모든 장기의 방향을 정렬시킴을 의미한다. 그 후, 복수의 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보에서 특징점(Landmark point)이 되는 지점을 결정한다. 특징점(Landmark point)이란 알고리즘을 적용시키기 위한 기본적인 지점을 말한다. 특징점(Landmark point)은 아래와 같은 방법으로 결정한다.

[0080] 1. 대상의 특징이 뚜렷하게 반영된 지점을 특징점(Landmark point)으로 정한다. 예를 들면, 간의 경우 모든 사람이 공통적으로 갖고 있는 혈관이 나누어 지는 지점 또는 심장의 경우 우심방과 좌심방이 나뉘는 경계, 대정맥과 심장의 외벽이 만나는 경계 등이 있다.

[0081] 2. 정해진 좌표계에서 대상체의 가장 높은 지점, 혹은 가장 낮은 지점을 특징점(Landmark point)으로 정한다.

[0082] 3. 상기 1.과 2.에서 정한 점들간의 사이를 보간(interpolation)할 수 있는 지점을 소정의 일정한 간격으로 경계를 따라 특징점(Landmark point)으로 지정한다.

[0083] 지정된 특징점은 2차원일 경우 x,y축의 좌표로, 3차원일 경우 x,y,z축의 좌표로 나타낼 수 있다. 따라서 3차원일 경우 각각의 특징점 좌표를 벡터로  $x_{i0}, y_{i0}, z_{i0}, \dots, x_{in-1}, y_{in-1}, z_{in-1}$  과 같이 나타낸다면, (n은 특징점의 개수를 뜻한다.) 수학적 2로 표현할 수 있다.

**수학식 2**

$$x_{i0} = [x_{i0}, y_{i0}, z_{i0}]$$

$$x_{i1} = [x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}]$$

$$\vdots$$

$$x_{in-1} = [x_{in-1}, y_{in-1}, z_{in-1}]$$

[0084]

[0085] 아래첨자 i는 i번째 영상에서 얻은 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 뜻한다. 상기 위치 좌표 정보는 경우에 따라서 그 개수가 많아질 수 있는데 이의 연산을 용이하게 하기 위해서 하나의 벡터로 표현할 수 있다. 그러면 특징점 전체를 하나의 벡터로 나타낸 특징점 벡터를 수학식 3으로 정의할 수 있다.

**수학식 3**

$$x_i = [x_{i0}, y_{i0}, z_{i0}, x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}, \dots, x_{in-1}, y_{in-1}, z_{in-1}]^T$$

[0086]

[0087]  $x_i$  벡터의 크기는  $3n \times 1$  이다.

[0088] 데이터 세트의 갯수를 N개라고 할 때 세트 전체에 대해 특징점의 평균을 아래의 수학식 4로 나타낼 수 있다.

**수학식 4**

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

[0089]

[0090] 마찬가지로  $\bar{x}$  벡터의 크기는  $3n \times 1$  이다.

[0091] 평균 모델 생성부(922)는 수학식 4를 계산하면 평균적인 특징점인  $\bar{x}$  를 얻고, 이를 기초로 한 모델을 생성하게 되면 그 모델이 평균적인 장기 모델이 될 수 있다. ASM(active shape models) 알고리즘은 평균적인 모델을 생성하는 것 뿐만 아니라 더 나아가 상기 평균적인 모델을 복수 개의 파라미터의 조절만으로 형태를 변형시킬 수 있다. 따라서 평균 모델 생성부(922)는 단순히 평균적인 모델을 계산할 뿐만 아니라, 복 수개의 파라미터를 적용할 수 있도록 수식을 계산한다. 이하, 파라미터를 적용하는 수식을 설명한다.

[0092] 아래의 수학식 5에 의해서 특징점의 평균과 각 데이터의 차이를 나타낼 수 있다. 수학식 5에서 아래첨자 i는 i

번째 영상을 뜻한다. 따라서 수학식 5는 각 영상에서의 특징점이 전체 영상의 평균과의 차이를 뜻한다.

**수학식 5**

$$dx_i = x_i - \bar{x}$$

[0093]

[0094] 각 데이터의 차이를 이용하여 수학식 5에 의해 세 변수 x,y,z에 대한 공분산 행렬(covariance matrix)을 정의할 수 있다. 상기 공분산 행렬(covariance matrix)을 구하는 이유는 ASM(active shape models) 알고리즘을 적용하기 위한 복수 개의 파라미터에 대한 아이겐벡터(unit eigen-vector)를 구하기 위함이다. (자세한 내용은 상기 논문에 기재되어 있음.)

**수학식 6**

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N dx_i dx_i^T \quad (\text{크기 } 3n \times 3n)$$

[0095]

[0096] 공분산 행렬(covariance matrix) S의 단위 아이겐벡터(unit eigen-vector)를  $p_k$  라 하면, 벡터  $p_k$  가 의미하는 것은 ASM(active shape models) 알고리즘에 의해 생성된 모델이 변화하는 태양이다. 예를 들면, 벡터  $p_1$  과 곱해진 파라미터  $b_1$  을  $-2\sqrt{\lambda_1} \leq b_1 < 2\sqrt{\lambda_1}$  에서 변형시키게 되면 좌우로의 길이가 변한다든지, 벡터  $p_2$  과 곱해진 파라미터  $b_2$  을  $-2\sqrt{\lambda_2} \leq b_2 < 2\sqrt{\lambda_2}$  에서 변형시키게 되면 상하로의 길이가 변한다든지를 말한다. 그럼 이 단위 아이겐벡터(unit eigen-vector)  $p_k$  (크기  $3n \times 1$ )는 아래와 같이 수학식 7에 의해 구할 수 있다.

**수학식 7**

$$Sp_k = \lambda_k p_k$$

[0097]

[0098] ( $\lambda_k$  는 아이겐벨류(eigen-value)를 뜻한다.)

[0099] 그러면 최종적으로 변형을 적용한 특징점 벡터  $x$  를 특징점의 평균 벡터인  $\bar{x}$  를 이용하여 계산하면,

**수학식 8**

$$x = \bar{x} + Pb$$

[0100]

[0101] 여기서  $p = (p_1, p_2, \dots, p_t)$  (각  $p_k$  의 크기  $3n \times 1$ ,  $p$  의 크기  $3n \times t$ ) 는 처음 t개의 아이겐벡터를 말하

고,  $b = (b_1, b_2, \dots, b_t)^T$  (크기  $t \times 1$ )는 각 아이젠벡터의 비중(weight)을 의미한다.

[0102] 평균 모델 생성부(922)는 상기 과정의 수학적 계산을 통해서 평균적인 모델의 형태를 뜻하는  $\bar{x}$  (크기  $3n \times 1$ )와 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘을 이용해 변형을 적용시키기 위한  $p = (p_1, p_2, \dots, p_t)$  (크기  $3n \times t$ ) 벡터를 계산할 수 있다.

[0103] 개인화 모델 생성부(923)는 평균 모델 생성부(922)로부터 평균적인 장기 모델( $\bar{x}$ )과  $p = (p_1, p_2, \dots, p_t)$  (크기  $3n \times t$ ) 벡터를 입력받고 상기 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘의 파라미터 처리에 의해 개인화 모델을 생성한다. 환자 개인의 장기 형상도 마찬가지로 형태나 크기 등이 상이하므로 평균적인 장기 모델을 그대로 사용하게 되면 정확성이 떨어질 수 있다. 왜냐하면 개인에 따라 평균 형태보다 좌우가 길다던가, 상하가 길다던가, 또는 좌측이 더 두껍다던가, 우측이 더 아래쪽으로 내려왔다던가 하는 특징이 있기 때문이다. 또한 개인의 장기에 병변이 위치하고 있을 경우 병변의 형태와 위치를 정확하게 파악하기 위해서 개인화 모델 생성부(923)는 상기 병변의 위치를 모델에 포함시킬 수 있다. 따라서 개인화 모델 생성부(923)는 영상 촬영장치 또는 저장매체로부터 환자 개인의 외부의료영상(70)을 입력받아, 개인 장기 형태, 크기, 위치 정보를 분석하고, 병변이 있다면 병변의 위치, 크기, 형태정보를 분석한다. 이하에서 이 과정을 상세히 설명한다.

[0104] 개인화 모델 생성부(923)는 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상과 같이 장기의 형상을 뚜렷하게 파악할 수 있는 영상을 기초로 환자 개인의 ASM(active shape models) 알고리즘의 아이젠벡터의 비중 값(벡터b)을 결정하는 것이다. 따라서 우선 환자 개인의 외부의료영상(70)을 입력받아 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 파악한다. 이 때는 상기 평균 모델 생성부(922)가 상기 외부의료영상(70)을 분석하는 과정과 같이 도 9c의 과정으로 파악한다. 게다가 상기 알고리즘을 처음 적용할 때 특징점(Landmark point)을 파악한 방법과 같은 과정으로 특징점(Landmark point) 좌표 정보를 파악하면 환자 개인화된 특징점 집합인 벡터  $x$  (크기  $3n \times 1$ )의 값을 얻을 수 있다. 상기 벡터  $x$  를 기초로 장기 모델을 생성한 것이 개인화 모델이 될 수 있다. 수학적 식 8을 역함수와 단위 아이젠벡터의 성질( $p_k^T p_k = 1$ )을 활용하면 아래의 수학적 식 9를 얻을 수 있다. 수학적 식 9에 의해서  $b = (b_1, b_2, \dots, b_t)^T$  값을 결정한다.

**수학적 식 9**

$$b = P^T (x - \bar{x})$$

[0105]

[0106] 한편, 평균 모델 생성부(922) 의해서 결정된 벡터  $\bar{x}, p$  정보는 저장부(340)에 대상 장기에 대한 평균적인 모델로 저장해 데이터 베이스화 되어 반복적으로 사용되어 질 수 있다. 또한 개인화 모델 생성부(922)에 입력된 환자 개인의 외부의료영상(70)은 다음 환자의 진료시 상기 데이터 베이스에 저장된 평균적인 모델을 결정할 때 추가하는 학습과정을 갖출 수 있다.

[0107] 영상 정합부(924)는 개인화 모델 생성부(923)에서 벡터  $x, \bar{x}, p, b$  정보를 받게 되면, 이를 소정의 주기 동안의 환자의 의료영상과 정합(match)을 할 수 있다. 초음파 영상에서 장기의 위치에 상기 ASM(active shape models) 알고리즘을 이용한 모델을 겹쳐서 출력한다는 의미이며, 좀더 정확하게는 영상에서 ASM(active shape models) 알고리즘에 의해 형성된 모델의 좌표정보에 해당하는 픽셀(pixel) 혹은 복셀(voxel)값을 소정의 밝기로 치환 또는 중첩할 수 있다는 의미이다. 치환을 하게 되면 원래 초음파 영상에서 장기부분은 제거되고 개인화 모델만을 출력하겠지만, 중첩을 하게 되면 원래 초음파 영상과 개인화 모델이 겹쳐진 영상이 출력될 수 있다. 겹쳐진 영상은 색깔을 달리 하게 되면 육안으로 구분하기 쉽다. 예컨대, 흑백 초음파 영상에 개인화 모델은 파란

색으로 중첩하게 되면 그래픽적인 모습을 육안으로 구별하기 용이할 수 있다.

[0108] 상기 의료영상은 바람직하게는 실시간 영상을 촬영할 수 있는 영상이며, 예를 들면 초음파 영상이 있다. 상기 의료영상은 2차원 혹은 3차원 영상일 수 있다. 소정의 주기는 바람직하게는 1 호흡 주기가 될 수 있다. 왜냐하면 신체의 호흡 주기동안 장기의 변화 또한 일정한 주기를 갖기 때문이다. 예컨대 환자의 1 호흡 주기를 5초라고 했을 때 초음파 영상을 1초당 20프레임 생성한다고 한다면, 100프레임의 영상이 생성될 수 있다.

[0109] 영상 정합부(924)에서 영상을 정합하는 과정은 크게 두 단계로 나뉘어 질 수 있다. 소정의 주기 동안 입력되는 초음파 영상에서 호흡에 의한 장기의 변화를 3차원 장기 모델에 반영시키는 단계와 상기 변형이 반영된 3차원 장기 모델을 스케일(scale) 조정, 축회전 및 축이동을 해서 초음파 영상에서의 대상 장기와 정렬시키는 단계이다.

[0110] 영상 정합부(924)가 호흡에 의한 장기의 변화를 3차원 장기 모델에 반영시키는 단계는 아래와 같다. 의료영상과 정합(match)하기 전에 초음파 영상의 경우를 예로 들면 초음파 영상의 각 프레임 별로 장기의 위치 및 변화를 파악하여 ASM(active shape models) 알고리즘의 파라미터인 비중(weight)값인 벡터b의 값을 조정한다. 이 때 결정되는 벡터b의 값은 상기 평균 모델 생성부(922)에서 결정된 벡터b의 값에서 크게 차이가 나지 않는다. 그 이유는 영상 정합부(924)는 상기 환자의 호흡에 의한 변화만이 반영되는데 호흡에 의한 장기의 형상 변화는 다른 개인 즉, 타인과의 변화에 비해 작기 때문이다. 따라서 벡터b의 값을 결정할 때에 평균 모델 생성부(922)에서 결정된 벡터b의 값을 기초로 소정의 제한된 범위 내에서의 변형만을 가해준다. 추가적으로 전 프레임의 벡터b는 다음 프레임의 벡터b를 결정하는데 반영할 수 있다. 왜냐하면 호흡과정에서의 장기의 변화는 연속적이므로 짧은 프레임 사이의 주기 동안 큰 변화가 없기 때문이다. 벡터b의 값을 결정하게 되면 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘의 연산에 의해 각 초음파 영상에 장기의 변형을 반영한 개인화 모델을 프레임별로 생성할 수 있다.

[0111] 도 9d는 영상 정합부(924)가 각 영상 별로 장기의 변형을 반영된 개인화 모델을 회전, 스케일 조정, 평행이동을 통해 초음파 영상에서의 장기의 위치와 일치시키는 과정의 흐름도를 나타낸 것이다. 상세하게는 각 프레임 별로 아이겐벡터의 비중(weight)값인 벡터b가 정해졌으면 각 프레임 별로 일대일 어파인 정합(affine registration)을 실시하는 흐름도를 나타낸 것이다. 프레임의 갯수를 N이라고 하고 n을 프레임 번호라고 한다면 n=1에서부터 n=N이 될 때까지 일대일 정합(match)을 실시한다. 초음파 영상에서의 특징점(Landmark point) 집합과 모델의 특징점(Landmark point) 집합을 사용하여 각 프레임 별로 ICP(iterative closest point) 알고리즘을 이용해 어파인 변환함수( $T_{affine}$ )를 획득하여 이를 이용하여 3차원 신체 장기 모델 영상을 변환한다. ICP(iterative closest point) 알고리즘이란 복수개의 영상 내의 대상체를 정렬시키기 위해서 하나의 영상을 기준으로 나머지 영상을 회전, 평행이동, 스케일 조정을 시키는 알고리즘이다. ICP(iterative closest point) 알고리즘은 "Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces" (Zhengyou Zhang 저)에 자세한 설명이 나와있다.

[0112] 도 9e는 2차원 영상에서 어파인 변환함수( $T_{affine}$ )를 획득하는 방법을 간략하게 도시한 것이다. 식별번호 951은 변환을 적용하기 전에 상태이고, 952는 변환을 적용 후의 상태이다. 변환을 적용시에는 회전, 평행이동, 스케일 조정을 시켜야 하나 어파인 변환이 1:1 점대응이라는 것을 이용하면 아래의 수학식 10에 의해서 좌표와 좌중 좌표를 획득하면 바로 행렬  $T_{affine}$ 의 계수를 결정할 수 있다.

수학식 10

$$\begin{bmatrix} x_1' \\ y_1' \end{bmatrix} = T_{affine} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & b_1 & c_1 \\ a_2 & b_2 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

[0113]

[0114] 수학식 11은 2차원이 아닌 3차원 이상에서 획득한 어파인 변환함수( $T_{affine}$ )를 각 프레임별로 적용시키는 식이다.

**수학식 11**

$$x_{ICP}(n) = T_{affine}(n) \times x_{ASM}(n)$$

[0115]

[0116]  $n$ 은  $n$ 번째 프레임을 뜻하고  $(1 \leq n \leq N)$  인 정수이다.  $x_{ASM}(n)$  은 영상 정합부(924)에서 비중(weight)값인 벡터 $b$ 을 변화시킨 특징점 벡터를 뜻한다. 상기 형성된  $x_{ICP}(n)$  는 각 프레임별로 변형을 반영한 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보가 있는데 이를 초음파 영상과 정합(match)할 때에 초음파 영상에서 상기 위치 좌표에 해당하는 복셀 값을 소정의 밝기 값으로 치환 혹은 중첩시키게 되면 육안으로 장기의 그래픽적인 모습을 확인할 수 있다.

[0117] 도 9f는 영상 정합부(924)에서 영상을 정합(match)하는 과정을 개략적으로 도시한 것이다. 도 9f는 한 호흡 주기 동안에 입력된 초음파 영상을 토대로 영상 정합부(924)에서 입력된 소정 주기 동안의 의료영상과 신체 장기 모델간의 정합 영상을 형성하는 과정을 도시하였다. 입력된 초음파 영상은 도 9f에서 왼쪽 가장자리에 배치되어 있으며, 입력된 초음파 영상에 (\*)는 특징점을 표시한 것이다. 입력된 초음파 영상은 들숨에서 날숨에 이르기까지 호흡의 여러 형태를 반영해야 바람직하다.

[0118] 개인화 모델 생성부(923)가 생성한 개인화 모델은 호흡에 따라서 그 형태가 변형될 것이다. 하지만 호흡에 따른 변형은 개인 간의 다양성에 의한 변형보다는 작을 것이다. 따라서 호흡에 따른 변형을 반영할 때에 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘 파라미터의 값을 새로 구하는 것보다 개인화 모델 생성부(923)에 의해 결정된 파라미터 값에서 조정하는 방법이 더 신속하고, 용이할 수 있다. 상기 변형을 반영한 장기 모델의 특징점과 초음파 영상의 장기에서의 특징점을 이용하여 ICP(iterative closest point) 알고리즘을 통한 어파인 변환함수( $T_{affine}$ )를 적용한다. 어파인 변환을 통하게 되면 3차원 장기 모델의 크기와 위치가 초음파 영상내의 장기의 크기와 위치에 맞게 변할 수 있다. 변형된 모델을 초음파 영상에 합성을 하는 것은 모델의 위치에 해당하는 상기 초음파 영상의 픽셀(또는 복셀)값을 일정한 값으로 치환 또는 중첩하는 방법을 통해 할 수 있다. 한편, 정합된 영상을 초음파-모델 정합 영상이라 하고 저장부(340)에 저장할 수 있다.

[0119] 영상 검색부(925)는 시술하는 과정에서의 처리를 행한다. 시술하는 과정을 간단하게 설명하면, 실시간으로 입력되는 초음파 영상에 장기의 그래픽적 형상이 화면에 출력되고, 시술자는 이를 육안으로 확인하면서 시술을 한다. 이 과정을 구체적으로 살펴보면, 우선 환자의 실시간 의료영상을 입력받게 된다. 이 때 의료영상은 바람직하게는 영상 정합부(924)에서 입력받는 영상과 같은 영상이다. 따라서 상기 예와 마찬가지로 초음파 영상을 예로 들면, 실시간 초음파 영상을 입력받으면 상기 영상 정합부(924)에 입력된 소정 주기 동안의 의료영상과 비교하여 가장 유사한 영상을 결정하고 결정된 영상과 대응되는 초음파-모델정합영상을 저장부(340)에서 검색하여 출력한다.

[0120] 영상 검색부(925)에서 초음파 영상에서의 유사한 영상을 비교하는 실시예로는 횡격막의 위치를 검출하여 영상을 결정하는 방법이 있다. 상기 입력되는 실시간 의료영상에서 횡격막의 위치가 X라면 상기 영상 정합부(924)에 입력된 소정 주기의 복수 개의 의료영상에서 각각의 횡격막의 위치와 X와의 차이를 계산하여 그 차이가 가장 작은 영상을 검색하는 방법이다. 도 9g는 횡격막의 절대적인 위치의 상하 이동 그래프를 나타낸다. 상기 그래프를 분석해 보면 호흡의 주기로 위치가 규칙적으로 변하고 있음을 확인할 수 있다. 바람직하게는 상기 영상 정합부(924)에서 입력되는 소정 주기의 의료영상과 상기 영상 검색부(925)에서 입력되는 실시간 의료영상의 촬영시에 진단용 초음파 장치(20)의 위치와 환자의 위치를 고정시킨다. 왜냐하면 진단용 초음파 장치(20)의 위치 혹은 환자의 위치가 변하게 되면 영상에서 장기의 상대적인 위치가 변할 수 있는데, 상대적인 위치가 변하게 되면 영상을 비교할 때 정확하고 빠르게 검색을 할 수 없기 때문이다.

[0121] 영상 검색부(925)에서 초음파 영상에서의 유사한 영상을 비교하는 또 다른 실시예로는 픽셀의 밝기 차를 이용하여 영상을 결정하는 방법이 있다. 가장 유사한 영상끼리는 그 밝기의 차가 가장 적다는 것을 이용한 방법이다. 구체적으로는 상기 정합에 사용된 소정주기의 의료 영상(제 1 영상)들 중 실시간 의료영상의 한 프레임의 영상(제 2 영상)과 유사한 영상을 찾을 때, 우선 제 1 영상들 중 어느 한 영상과 제 2 영상의 각 픽셀간의 밝기 차

이를 계산하고 전체 밝기 차이에 대한 분산을 구한다. 그 다음에 나머지 제 1 영상들과 제 2 영상과도 각각 상기와 같은 방법으로 분산을 구해, 그 분산이 가장 작은 영상을 결정하면 가장 유사한 영상을 결정할 수 있다.

- [0122] 한편, 추가 조정부(926)는 출력된 영상을 보고 사용자가 어파인 변환함수( $T_{affine}$ ), 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘의 파라미터를 조정하여 최종 출력 결과를 조정할 수 있다. 사용자가 출력 영상을 보면서 육안으로 정확한 변환을 수행하는 것이다.
- [0123] 도 9h는 3차원적 장기 모델 기반의 동적 장기와 병변 추적 방법의 전체적인 흐름도를 나타낸 것이다. 982단계와 983단계는 기처리된 데이터 베이스화가 될 수 있다. 982단계는 다양한 개인에 대해 각 개인의 다양한 호흡 주기에 대한 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상을 입력받는다. 983단계는 입력받은 영상으로 토대로 3차원 신체 장기 모델을 생성하는데 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘을 사용할 수 있음은 상기 설명한 바 있다.
- [0124] 981단계는 환자 개인의 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상을 입력받는다. 984단계는 입력받은 영상을 기초로 상기 983단계에서 생성된 3차원 신체 장기 모델을 변형시킨다. 상기 개인화된 3차원 신체 장기 모델을 생성하는 과정은 준비과정으로 시술실 밖에서도 행하여 질 수 있다. 985단계는 환자 1 호흡 주기 동안의 초음파 영상(이하, 제 1 초음파 영상이라 한다.)이 입력되고, 상기 제 1 초음파 영상과 상기 개인화된 신체 장기 모델과 정합(match)한다. 정합된 영상을 초음파-모델 정합 영상이라 하고, 일시적 메모리에 저장될 수도 있고 저장부(340)와 같은 저장매체에 저장될 수도 있다. 상기 985단계는 시술실 내의 준비과정으로 행하여 질 수 있다. 또한 985단계와 986단계의 환자와 프로브의 위치는 고정되어 있음이 바람직하다. 986단계에서 시술실에서의 실시간 단계로써 실시간으로 환자의 초음파 영상(제 2 초음파 영상)이 입력되면 상기 초음파 영상과 가장 유사한 상기 제 1 초음파 영상이 결정되고 상기 결정된 제 1 초음파 영상에 대응하는 초음파-모델 정합 영상 즉, 치료 부위(50)가 포함된 체내 특정 장기의 움직임 영상을 생성한다.
- [0125] 위치 제어 신호 생성부(927)는 영상 검색부(925)가 생성한 초음파-모델 정합 영상 즉, 치료 부위(50)가 포함된 체내 특정 장기의 움직임 영상을 영상 검색부(925)로부터 전송받아, 그 움직임 영상에 대응하는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 위치 제어 신호를 생성한다. 그 후, 위치 제어 신호 생성부(927)는 생성된 위치 제어 신호를 구동 장치(60)에 전송한다. 이에 따라 치료용 초음파 장치(10)는 환자의 체내 장기의 움직임을 따라가면서 치료용 초음파를 치료 부위(50)에 조사할 수 있고, 진단용 초음파 장치(20)는 환자의 체내 장기의 움직임을 따라가면서 진단용 초음파를 관측 부위에 조사하고 그 반사파를 수신할 수 있다.
- [0126] 도 10은 본 발명에 의한 제1실시예인 체내 장기의 움직임을 따라가며 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 움직이는 장기에 초음파를 이용하여 온도 맵을 생성하는 방법을 나타내는 플로우 차트(flow chart)이다. 구체적으로 설명하면 이하와 같다.
- [0127] 먼저 제어부(310)는 움직이는 체내 특정 장기의 움직임 변위를 측정한다(1010 단계). 구체적으로, 제어부(310)는 환자의 호흡 주기에 대응하여 움직이는 환자 체내의 특정 장기의 움직임 변위를 측정한다.
- [0128] 그 후 진단용 초음파 장치(20)는 움직이는 체내 특정 장기 내의 관측 부위에 상기 측정된 움직임 변위를 고려하여 진단용 초음파를 조사하고 그 반사파들을 수신한다(1020 단계). 진단용 초음파 장치(20)는 장기의 움직임을 고려하여 관측 부위가 치료 부위(50) 전체를 포함할 수 있도록 체내 특정 장기의 상당한 범위에 대하여 진단용 초음파를 조사한다.
- [0129] 그 후 변환부(370)는 진단용 초음파 장치(20)가 수신한 반사파를 에코 신호로 변환한다(1030 단계).
- [0130] 그 후 참조 프레임 생성부(330)는 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임을 생성한다(1040 단계). 구체적으로, 참조 프레임 생성부(330)는 변환부(370)로부터 수신한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임을 생성한다. 여기에서 참조 프레임은 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사하기 전의 관측 부위에 대한 온도 정보를 포함하는 프레임으로 생성하는 것이 일반적이다. 한편, 치료용 초음파 장치(10)가 치료부위(50)에 치료용 초음파를 조사한 시점에서 생성한 현재프레임을 참조 프레임으로 활용할 수도 있다. 이는 참조 프레임 생성부(330)가 현재 프레임을 참조 프레임으로 업데이트함으로써 구현될 수 있고, 현재 프레임을 참조 프레임으로 업데이트하는 방법은 전술한 바와 같다.
- [0131] 그 후 참조 프레임 생성부(330)는 하나 이상의 참조 프레임들로 참조 프레임 데이터 베이스(data base)를 구축한다(1050 단계).
- [0132] 그 후 치료용 초음파 장치(10)는 제어부(310)가 생성한 초음파-모델 정합 영상 즉, 치료 부위(50)가 포함된 체

내 특정 장기의 움직임 영상에 기초하여 제어부(310)가 구동 장치(60)에 전송한 위치 제어 신호에 따라 체내 특정 장기의 치료 부위(50)의 움직임을 따라가며 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사한다(1060 단계).

[0133] 그 후 현재 프레임 생성부(320)는 변화된 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다(1070 단계). 구체적으로, 진단용 초음파 장치(20)는 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 치료 부위에 조사한 시점에서 관측부위에 진단용 초음파를 조사하고, 그 반사파를 수신한다. 이와 같은 동작을 위해서는 진단용 초음파 장치(20)도 제어부(310)가 생성한 초음파-모델 정합 영상 즉, 치료 부위(50)가 포함된 체내 특정 장기의 움직임 영상에 기초하여 제어부(310)가 구동 장치(60)에 전송한 위치 제어 신호에 따라 움직이는 것을 필요로 한다. 진단용 초음파 장치(20)는 그 반사파를 변환부(370)로 송신하고, 변환부(370)는 수신된 반사파를 에코 신호로 변환하여 현재 프레임 생성부(320)로 송신한다. 현재 프레임 생성부(320)는 변환부(370)로부터 수신한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다. 그 후 참조 프레임 생성부(330)는 구축된 참조 프레임 DB 내의 참조 프레임들 중에서 추정 위치 및 호흡 주기의 오차를 계산하여 후보 참조 프레임들을 선택한다(1080 단계).

[0134] 그 후 비교 프레임 선택부(380)는 후보 참조 프레임들로부터 현재 프레임과 가장 유사한 프레임인 비교 프레임을 선택한다(1090 단계).

[0135] 그 후 비교부(350)는 현재 프레임과 비교 프레임을 비교하여 양 자간의 상대적인 온도 변화를 나타내는 온도 관련 파라미터를 계산한다(1093 단계). 여기에서 온도 관련 파라미터는 CBE 방식, ES 방식, B/A 계산 등으로 구할 수 있음은 전술한 바와 같다.

[0136] 그 후 비교부(350)는 계산된 온도 관련 파라미터를 이용하여 현재 프레임의 온도 맵(temperature map)을 생성한다(1095 단계). 여기에서 현재 프레임의 온도 맵은 현재 프레임과 비교 프레임의 상대적인 온도 변화를 나타내는 것임은 전술한 바와 같다.

[0137] 그 후 현재 프레임의 온도 맵을 이용하여 체내 특정 장기 내의 관측부위의 온도 변화를 나타내는 완성된 온도 맵을 생성한다(1100 단계). 여기에서 온도 맵은 일정 시간에 대한 2차원적 그림 또는 3차원적 영상일 수도 있고, 시간에 따라 변화하는 2차원적 그림 또는 3차원적 영상일 수도 있음은 전술한 바와 같다.

[0138] 도 11은 체내 장기의 움직임을 따라가며 치료하는 HIFU 시스템에서 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임 DB를 구축하는 단계(1050 단계)의 일 실시예를 설명하는 도면이다. 구체적으로, 시간에 따른 장기의 움직임 변위를 그래프로 나타낸 일 예는 식별번호 1110과 같다. 식별번호 1110에서 구간 a, b, c를 합한 시간을 한 호흡 주기라고 할 때, 구간 a는 호흡의 휴지기, 구간 b는 들숨 구간, 구간 c는 날숨 구간을 의미한다. 한 호흡 주기 동안에 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임을 생성하는 경우, 호흡의 휴지기는 들숨 구간 또는 날숨 구간에 비하여 장기의 움직임 크기가 상대적으로 작기 때문에 참조 프레임 생성부(330)가 생성해야 하는 참조 프레임의 수가 들숨 구간 또는 날숨 구간에 비하여 상대적으로 적을 수도 있다. 이하 일 실시예를 들어 참조 프레임 DB를 구축하는 단계(1050 단계)를 설명한다. 식별번호 1110과 같이 한 호흡 주기를 t1에서 t105로 가정한다. 또한, 구간 a는 호흡의 휴지기로서 장기의 움직임 크기가 1mm로 측정되었다고 가정하고, 구간 b와 c는 호흡의 들숨과 날숨 구간으로서 장기의 움직임 크기가 각각 5mm로 측정되었다고 가정한다. 또한, 치료 부위(50)를 포함한 적절한 참조 프레임 DB를 구축하기 위해서 한 포인트 당 50 프레임의 참조 프레임이 필요하다고 가정한다. 여기서 포인트는 각 구간에서 장기의 움직임 크기에 대응하여 참조 프레임이 획득되어야 하는 지점을 의미한다. 만약 장기가 0.2mm 움직이는 경우마다 한 포인트가 요구된다고 한다면, 구간 a(호흡의 휴지기)에서는 총 5 포인트가 요구되고, 구간 b(호흡의 들숨 구간) 및 구간 c(호흡의 날숨 구간)에서는 각각 50 포인트가 요구된다. 따라서 한 호흡 주기 동안 총 105 포인트의 참조 프레임 획득 지점이 요구된다. 결론적으로 한 호흡 주기 동안 참조 프레임 DB에 저장되는 참조 프레임 수는 총 5250개가 된다. 이러한 실시 예는 하나의 예시에 불과하며, 같은 원리라면 다른 식으로 참조 프레임 수를 계산할 수 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0139] 이하, 본 발명에 의한 제2실시예인 호흡의 휴지기 구간에서 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 장기에 초음파를 이용하여 온도 맵을 생성하는 방법을 도 12, 도 13, 도 14를 참조하여 설명한다.

[0140] 호흡의 휴지기 구간에서 체내 장기를 치료하는 HIFU 치료는 호흡의 모든 구간에서 치료를 시행하는 것이 아니고 장기의 움직임이 최소화되는 호흡의 휴지기 구간에서만 치료를 하는 것을 의미한다. 구체적으로 호흡의 한 주기는 호흡의 휴지기, 들숨 구간 및 날숨 구간으로 이루어지는데, 호흡의 휴지기 구간은 들숨 구간 및 날숨 구간에

비하여 상대적으로 체내 장기의 움직임 변위가 작으므로 소정의 치료 부위(50)에 초음파를 조사하기 유리한 장점이 있다. 도 12를 참조하면 식별번호 1210과 같이 호흡 구간 중 장기의 움직임 변위가 상대적으로 작은 구간을 호흡의 휴지기라고 하며, 이 구간에서 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사하는 것을 본 실시예의 특징으로 한다. 호흡의 휴지기는 제어부(310)가 움직이는 체내 특정 장기의 움직임 변위를 측정하고, 그 측정된 움직임 변위에서 휴지기 구간을 도출한다. 한편, 본 발명에 의한 제2실시예인 호흡의 휴지기 구간에서 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템의 경우에는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)가 물리적으로 이동 가능한 경우이거나 또는 물리적으로 고정된 상태인 경우로도 구현 가능하다.

[0141] 도 13은 본 발명에 의한 제2실시예인 호흡의 휴지기 구간에서 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 장기에 초음파를 이용하여 온도를 측정하는 방법을 나타내는 플로우 차트(flow chart)이다. 구체적으로 설명하면 이하와 같다.

[0142] 먼저 제어부(310)는 움직이는 체내 특정 장기의 움직임 변위를 측정한다(1310 단계). 구체적으로, 제어부(310)는 환자의 호흡 주기에 대응하여 움직이는 환자 체내의 특정 장기의 움직임 변위를 측정한다.

[0143] 그 후 제어부(310)는 측정된 환자 체내의 특정 장기의 움직임 변위에서 호흡의 휴지기 구간을 도출한다(1320 단계).

[0144] 그 후 진단용 초음파 장치(20)는 움직이는 체내 특정 장기 내의 관측 부위에 상기 측정된 움직임 변위를 고려하여 진단용 초음파를 조사하고 그 반사파들을 수신한다(1330 단계). 진단용 초음파 장치(20)는 장기의 움직임을 고려하여 관측 부위가 치료 부위(50) 전체를 포함할 수 있도록 체내 특정 장기의 상당한 범위에 대하여 진단용 초음파를 조사한다.

[0145] 그 후 변환부(370)는 진단용 초음파 장치(20)가 수신한 반사파를 에코 신호로 변환한다(1340 단계).

[0146] 그 후 참조 프레임 생성부(330)는 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임을 생성한다(1350 단계). 구체적으로, 참조 프레임 생성부(330)는 변환부(370)로부터 수신한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 참조 프레임을 생성한다. 여기에서 참조 프레임은 치료용 초음파 장치(10)가 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사하기 전의 관측 부위에 대한 온도 정보를 포함하는 프레임으로 생성하는 것이 일반적이다. 한편, 치료용 초음파 장치(10)가 치료부위(50)에 치료용 초음파를 조사한 시점에서 생성한 현재프레임을 참조 프레임으로 활용할 수도 있다. 이는 참조 프레임 생성부(330)가 현재 프레임을 참조 프레임으로 업데이트함으로써 구현될 수 있고, 현재 프레임을 참조 프레임으로 업데이트하는 방법은 전술한 바와 같다. 또한 도 13에 도시하지는 않았으나, 본 발명의 일 실시예에 따라 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임들로 구성되는 참조 프레임 DB를 구축할 수 있음은 전술한 바와 같다.

[0147] 그 후 치료용 초음파 장치(10)는 도출된 호흡의 휴지기 구간 동안에 체내 특정 장기의 치료 부위(50)에 치료용 초음파를 조사한다(1360 단계).

[0148] 그 후 현재 프레임 생성부(320)는 변화된 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다(1370 단계). 구체적으로, 진단용 초음파 장치(20)는 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 치료 부위에 조사한 시점에서 관측부위에 진단용 초음파를 조사하고, 그 반사파를 수신한다. 진단용 초음파 장치(20)는 그 반사파를 변환부(370)로 송신하고, 변환부(370)는 수신된 반사파를 에코 신호로 변환하여 현재 프레임 생성부(320)로 송신한다. 현재 프레임 생성부(320)는 변환부(370)로부터 수신한 에코 신호를 이용하여 관측 부위의 이미지를 나타내는 현재 프레임을 생성한다. 여기서 현재 프레임에는 관측 부위의 위치 및 온도를 표시한 정보가 포함된다. 여기서 온도를 표시한 정보는 참조 프레임에 그려진 관측 부위 상의 온도 분포를 서로 다른 컬러들 또는 서로 다른 밝기 값들로 표시함으로써 나타낼 수 있다.

[0149] 그 후 현재 프레임 생성부(320)는 생성된 현재 프레임이 호흡의 휴지기 구간 내에서 생성된 프레임인지 여부를 판단한다(1380 단계). 현재 프레임이 호흡의 휴지기 구간 내에서 생성된 프레임이라면 이하 1390 단계로 진행하고, 현재 프레임이 호흡의 휴지기 구간 외에서 생성된 프레임이라면 1360 단계로 돌아가 1360 단계와 1370 단계를 다시 진행한다.

[0150] 그 후 비교 프레임 선택부(380)는 참조 프레임들로부터 현재 프레임과 가장 유사한 프레임인 비교 프레임을 선택한다(1390 단계). 또한 도 13에 도시하지는 않았으나, 비교 프레임을 선택하는 과정에서 참조 프레임 DB의 참조 프레임들 중에서 추정 위치 및 호흡 주기의 오차를 계산하여 후보 참조 프레임들을 선택하고, 그 후보 참조

프레임들 중에서 현재 프레임과 가장 유사한 프레임을 비교 프레임으로 선택할 수 있음은 전술한 바와 같다.

- [0151] 그 후 비교부(350)는 현재 프레임과 비교 프레임을 비교하여 양 자간의 상대적인 온도 변화를 나타내는 온도 관련 파라미터를 계산한다(1393 단계). 여기에서 온도 관련 파라미터는 CBE 방식, ES 방식, B/A 계산 등으로 구할 수 있음은 전술한 바와 같다.
- [0152] 그 후 비교부(350)는 계산된 온도 관련 파라미터를 이용하여 현재 프레임의 온도 맵(temperature map)을 생성한다(1395 단계). 여기에서 현재 프레임의 온도 맵은 현재 프레임과 비교 프레임의 상대적인 온도 변화를 나타내는 것임은 전술한 바와 같다.
- [0153] 그 후 온도 맵 생성부(360)는 현재 프레임의 온도 맵을 이용하여 체내 특정 장기 내의 관측부위의 온도 변화를 나타내는 완성된 온도 맵을 생성한다(1400 단계). 여기에서 온도 맵은 일정 시간에 대한 2차원적 그림 또는 3차원적 영상일 수도 있고, 시간에 따라 변화하는 2차원적 그림 또는 3차원적 영상일 수도 있음은 전술한 바와 같다.
- [0154] 도 14는 호흡의 휴지기 구간에서 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서 참조 프레임 생성부(330)가 참조 프레임 DB를 구축하는 단계(1320 단계)의 일 실시예를 설명하는 도면이다. 도 13에서는 도시하지 않았지만, 참조 프레임 생성부(330)가 생성된 참조 프레임들로 참조 프레임 DB를 구축할 수 있음은 전술한 바와 같다. 구체적으로, 시간에 따른 장기의 움직임 변위를 그래프로 나타낸 일 예는 식별번호 1410과 같다. 식별번호 1410에서 t1 부터 t5 사이의 구간은 호흡의 휴지기를 의미한다. 이하 일 실시예를 들어 참조 프레임 DB를 구축하는 단계를 설명한다. 식별번호 1410과 같이 t1 부터 t5 사이의 구간은 호흡의 휴지기로써 장기의 움직임 크기가 1mm로 측정되었다고 가정한다. 또한, 참조 프레임 생성부(330)가 치료 부위(50)를 포함한 적절한 참조 프레임 DB를 구축하기 위해서 한 포인트 당 50 프레임의 참조 프레임이 필요하다고 가정한다. 여기서 포인트는 각 구간에서 장기의 움직임 크기에 대응하여 참조 프레임이 획득되어야 하는 지점을 의미함은 전술한 바와 같다. 만약 장기가 0.2mm 움직이는 경우마다 한 포인트가 요구된다고 한다면, t1 부터 t5 사이의 구간(호흡의 휴지기)에서는 총 5 포인트가 요구된다. 따라서 총 5 포인트의 참조 프레임 획득 지점이 요구되고, 참조 프레임 DB에 저장되는 참조 프레임 수는 총 250개가 된다. 이러한 실시 예는 하나의 예시에 불과하며, 같은 원리라면 다른 식으로 참조 프레임 수를 계산할 수 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0155] 이하, 본 발명에 의한 제3실시예인 체내 장기를 치료하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에서, 진단용 초음파 장치(20)의 위치가 고정된 상태에서 동작하는 것을 특징으로 하는 온도 맵을 생성하는 방법을 도 15를 참조하여 설명한다.
- [0156] 본 제3실시예는 진단용 초음파 장치(20)는 물리적으로 고정된 상태에서 관측 부위에 진단용 초음파를 조사하는 방식에 해당한다. 따라서 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사한 시점에서, 진단용 초음파 장치(20)가 진단용 초음파를 조사하고 그 반사파를 수신하는 관측 부위는 치료부위(50)를 포함하지 않을 수도 있기 때문에, 현재 프레임 생성부(320)가 생성하는 현재 프레임도 치료부위(50)의 이미지를 포함하지 않을 수도 있다. 따라서 본 실시예에서는 치료부위(50)를 포함하는 체내 특정 장기 전체에 대한 다수의 현재 프레임들(1500)을 생성하는 과정이 필요하다. 이하, 본 실시예에 대한 구체적인 설명은 상기 다수의 현재 프레임들 중 하나의 현재 프레임(1501)으로 현재 프레임에 대한 온도 맵(1504)을 생성하는 과정이다. 다수의 현재 프레임들이 생성되는 본 실시예에서는 이하의 과정을 반복하여 각 현재 프레임에 대응하는 현재 프레임에 대한 온도 맵(1504)을 생성한다.
- [0157] 먼저, 환자의 일 호흡 주기 동안 치료 부위(50)를 포함하는 체내 특정 장기에 대한 참조 프레임들(1502)를 생성한다. 여기서 참조 프레임들(1502)를 생성하는 구체적인 방법은 전술한 바와 같다.
- [0158] 그 후 현재 프레임 생성부(320)는 치료용 초음파 장치(10)가 치료용 초음파를 조사하는 시점에서의 현재 프레임(1501)을 생성한다. 여기서 현재 프레임(1501)을 생성하는 구체적인 방법은 전술한 바와 같다. 그 후, 비교 프레임 선택부(380)는 참조 프레임들(1502)로부터 그 현재 프레임에 대응하는 비교 프레임(1503)을 선택한다. 그 후 비교부(350)는 현재 프레임과 그 현재 프레임에 대응하는 비교 프레임(1503)을 이용하여 현재 프레임에 대한 온도 맵(1504)을 생성한다.
- [0159] 그 후 온도 맵 생성부(360)는 상기의 과정을 반복하여 각각의 현재 프레임들 마다 생성한 그 현재 프레임에 대한 온도 맵들(1505)을 축적하여 치료부위(50)를 포함하는 체내 특정 장기를 3차원적으로 나타내는 3차원 볼륨(volume)의 완성된 온도 맵(1506)을 생성한다. 여기에서 현재 프레임 생성부(320), 비교 프레임 선택부(380),

비교부(350), 온도 맵 생성부(360)이 동작하는 방법은 제1실시에 또는 제2실시예에서 기술한 바와 같다.

[0160] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 또한, 상술한 본 발명의 실시예에서 사용된 데이터의 구조는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 여러 수단을 통하여 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면 롬(ROM), 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면 시디 롬(CD-ROM), 디브이디(DVD) 등)와 같은 저장매체를 포함한다.

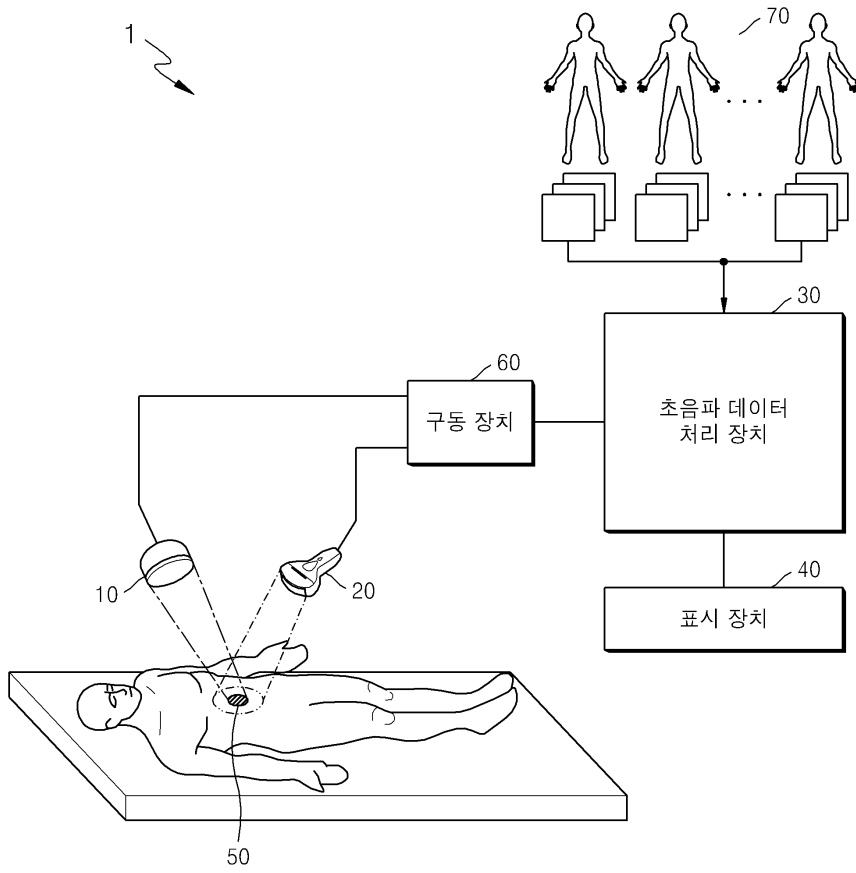
[0161] 이제까지 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

**부호의 설명**

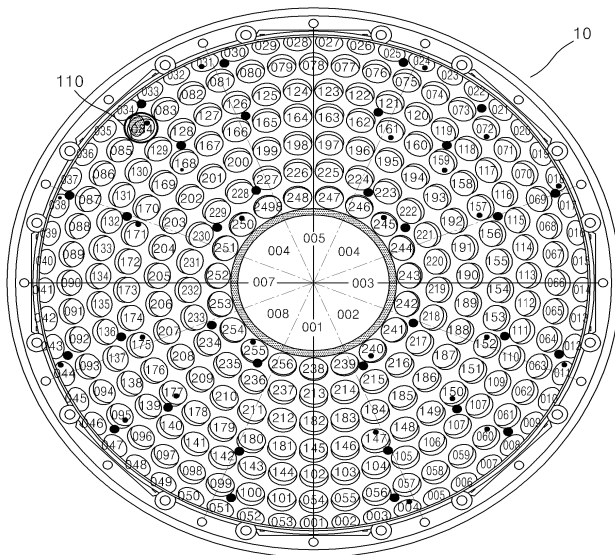
- [0162] 310: 제어부
- 320 : 현재 프레임 생성부
- 330 : 참조 프레임 생성부
- 340 : 저장부
- 350 : 비교부
- 360 : 온도 맵 생성부
- 370 : 변환부
- 380 : 비교 프레임 선택부

도면

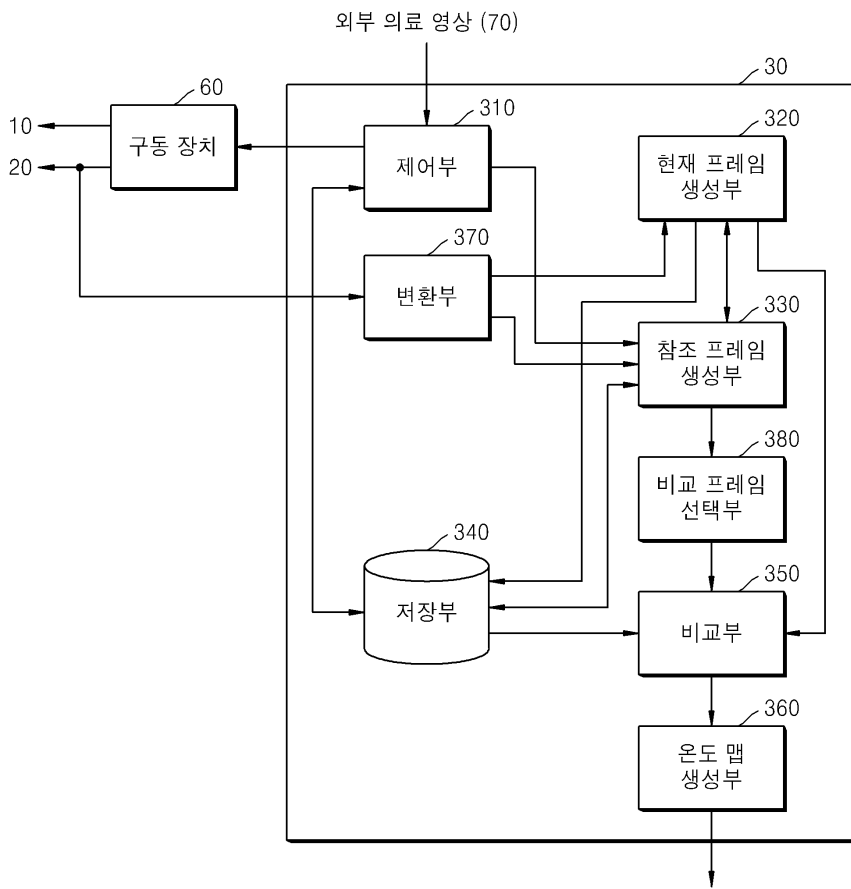
도면1a



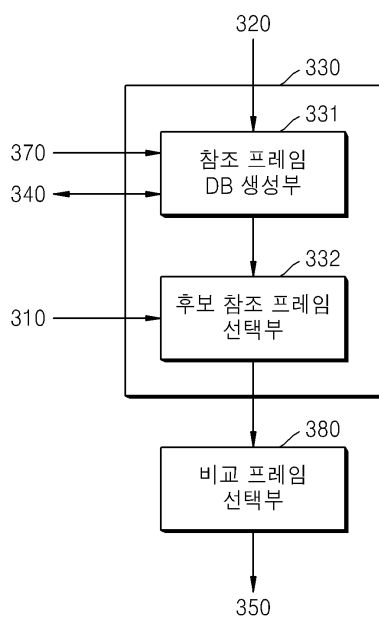
도면1b



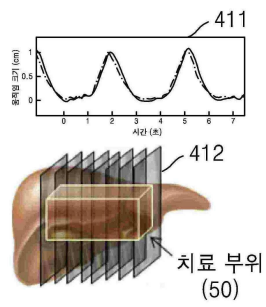
도면2



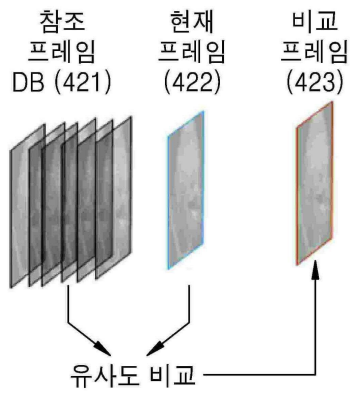
도면3



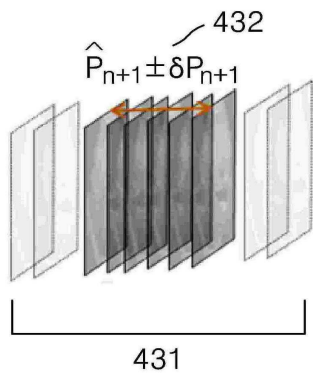
도면4a



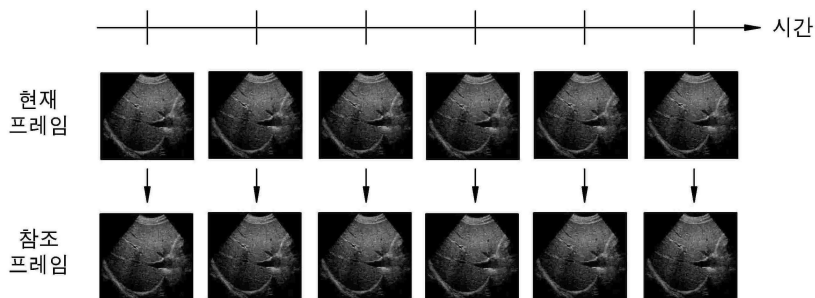
도면4b



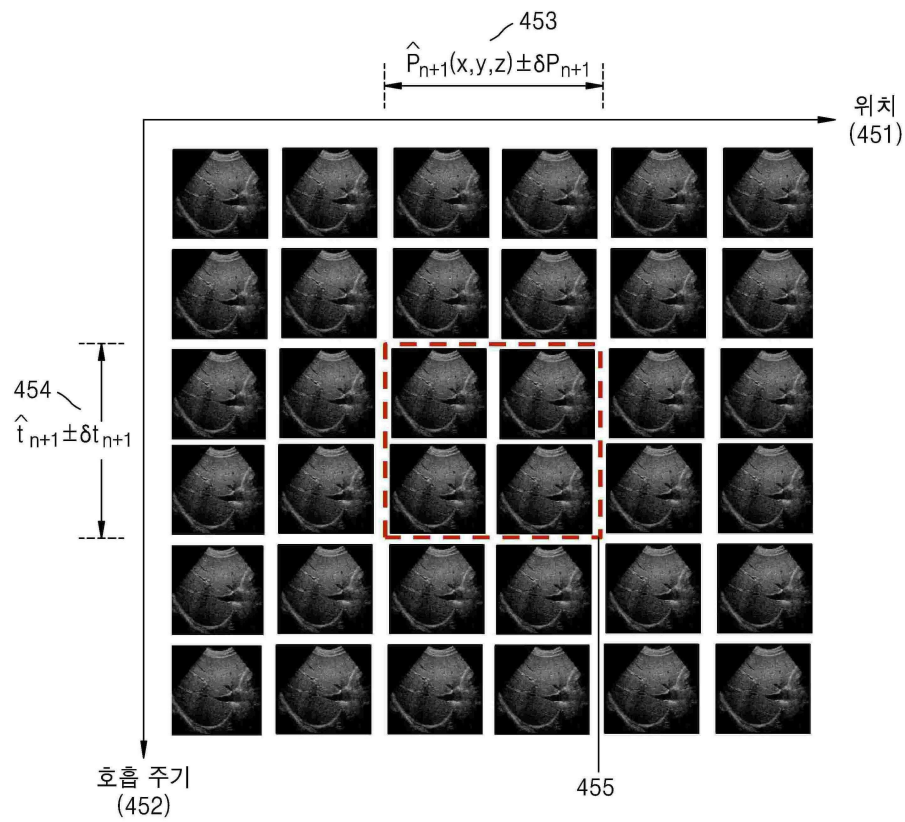
도면4c



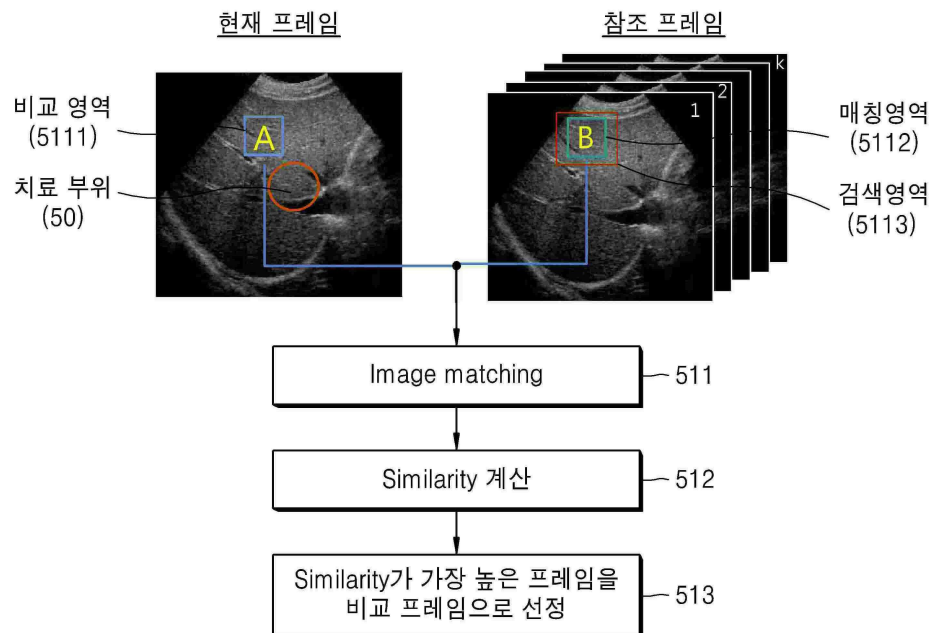
도면4d



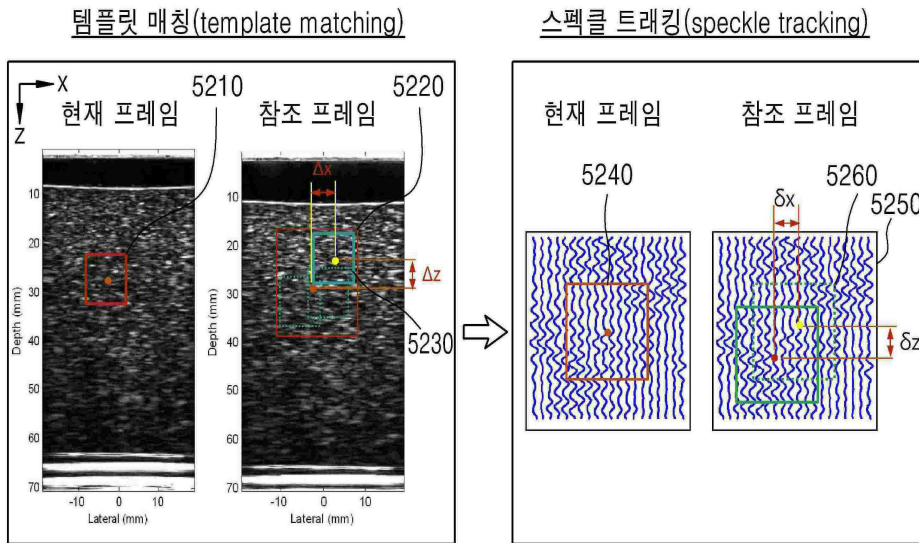
도면4e



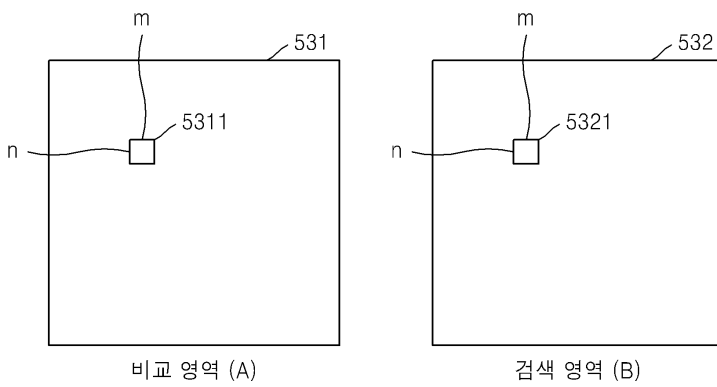
도면5a



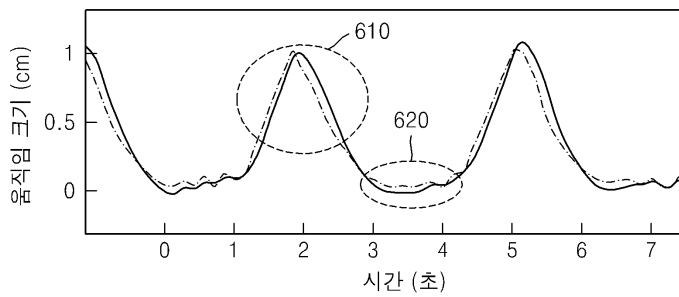
도면5b



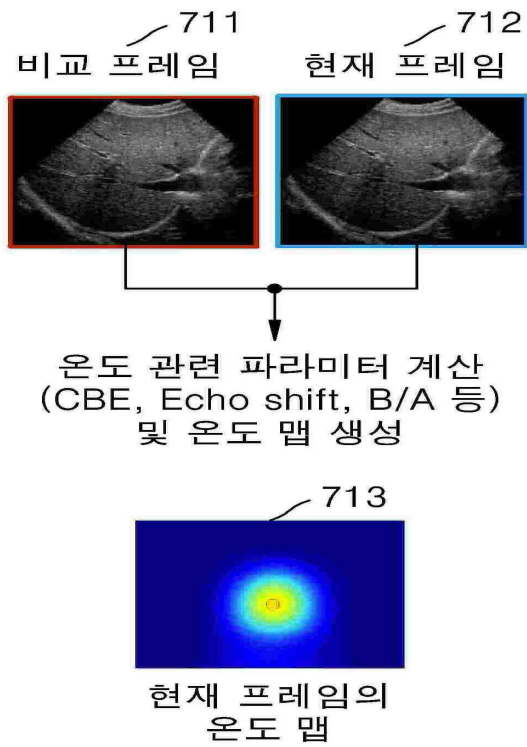
도면5c



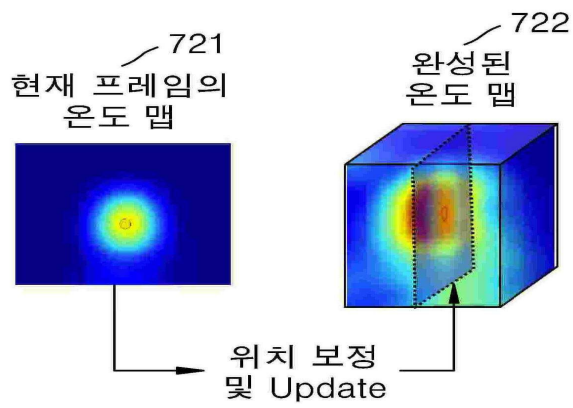
도면6



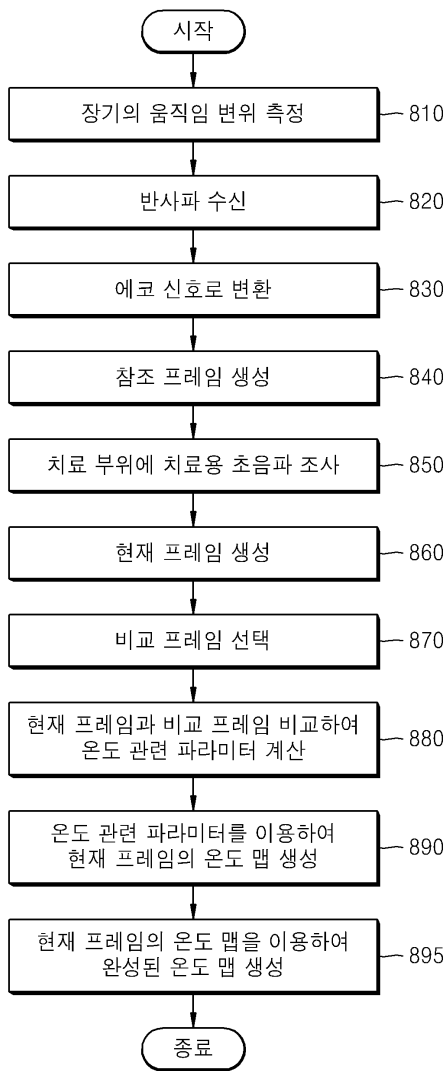
도면7a



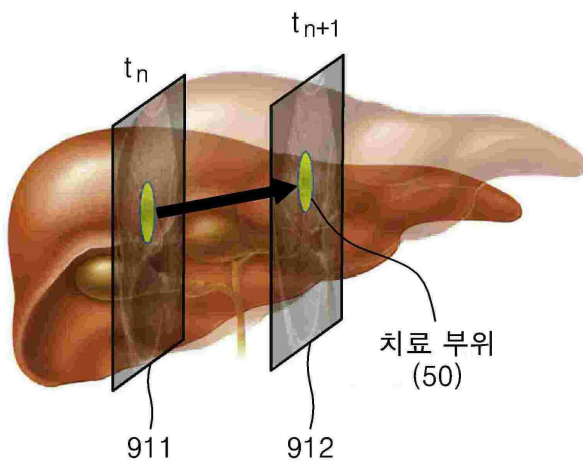
도면7b



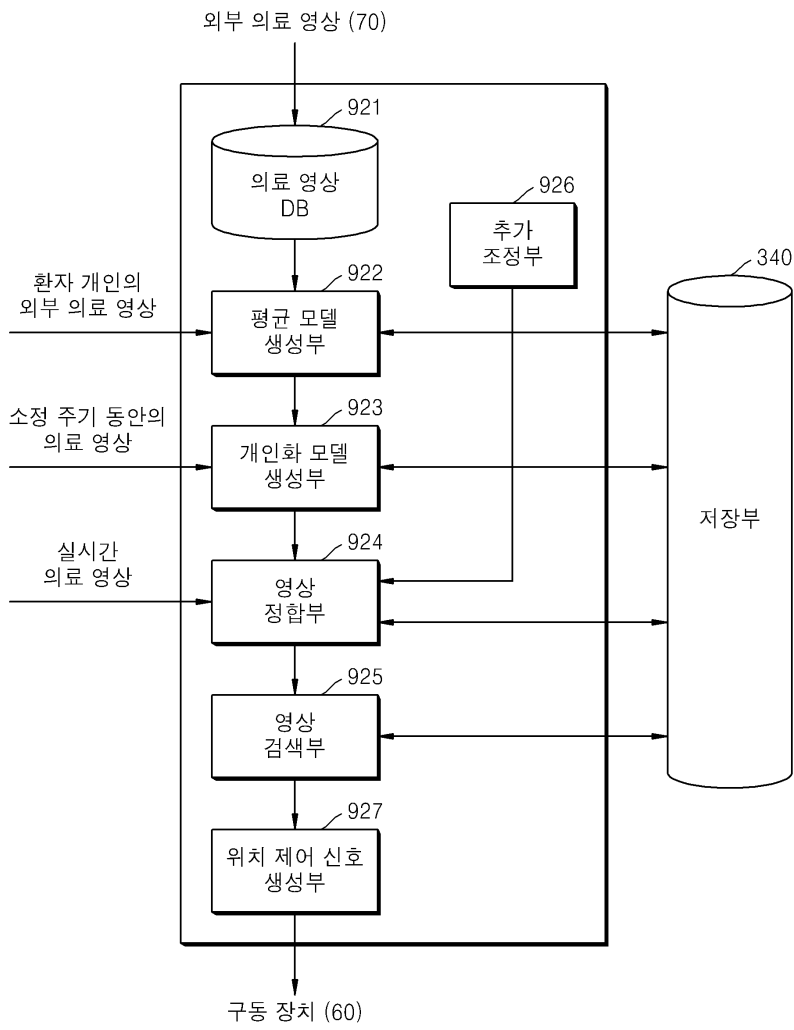
도면8



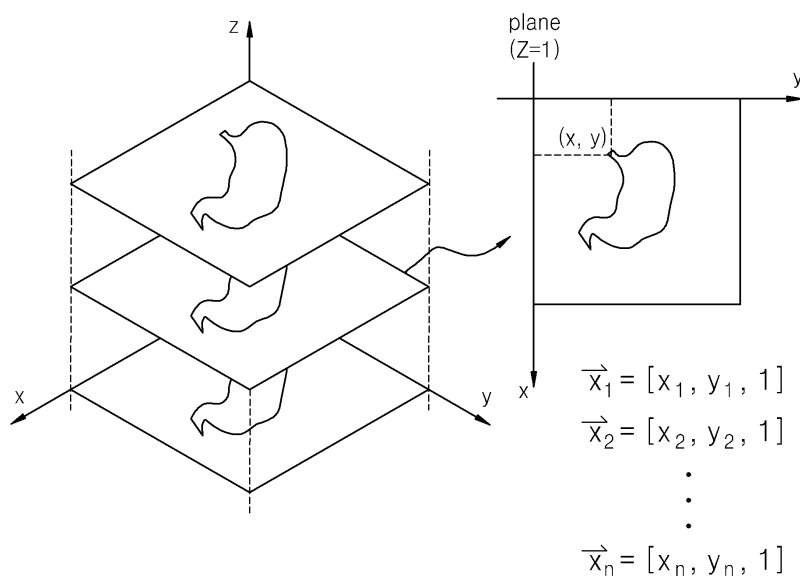
도면9a



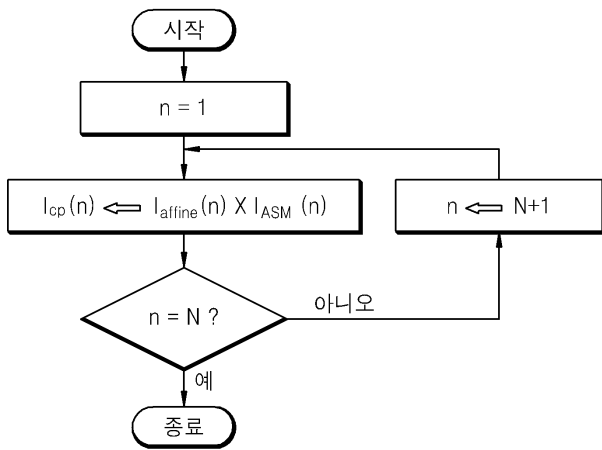
도면9b



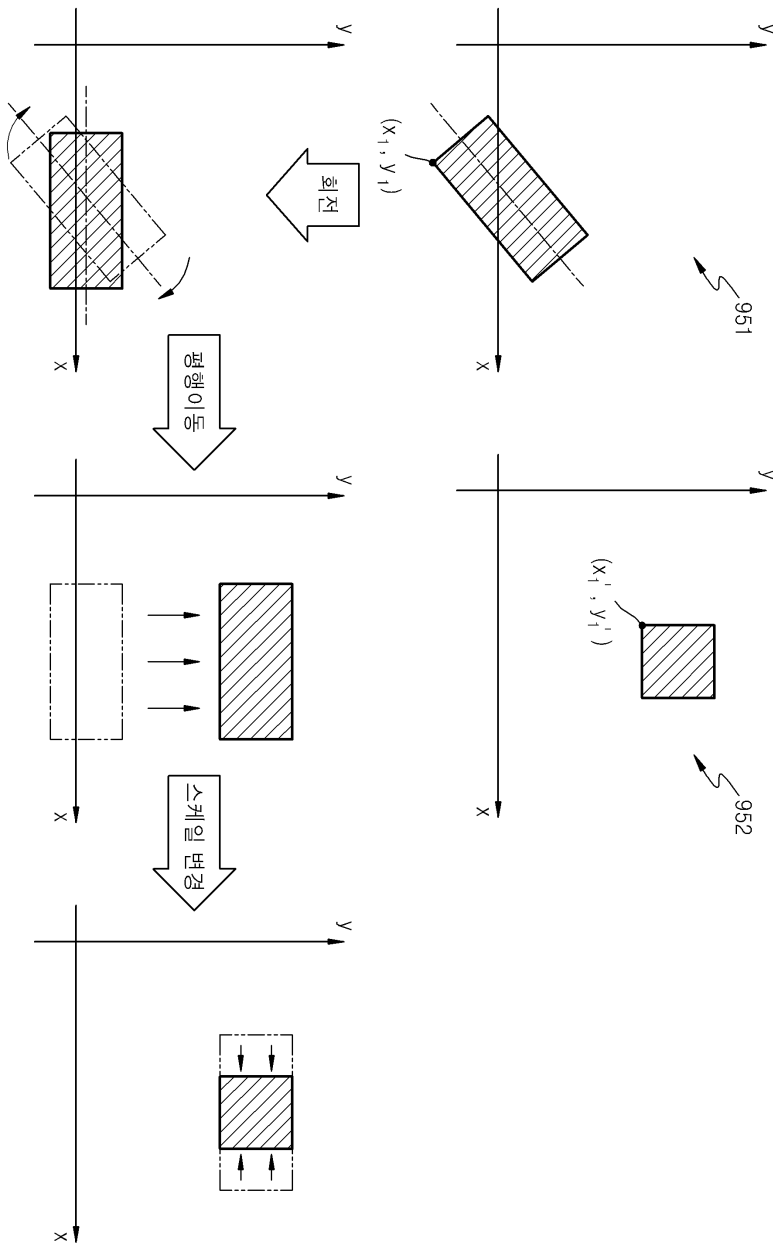
도면9c



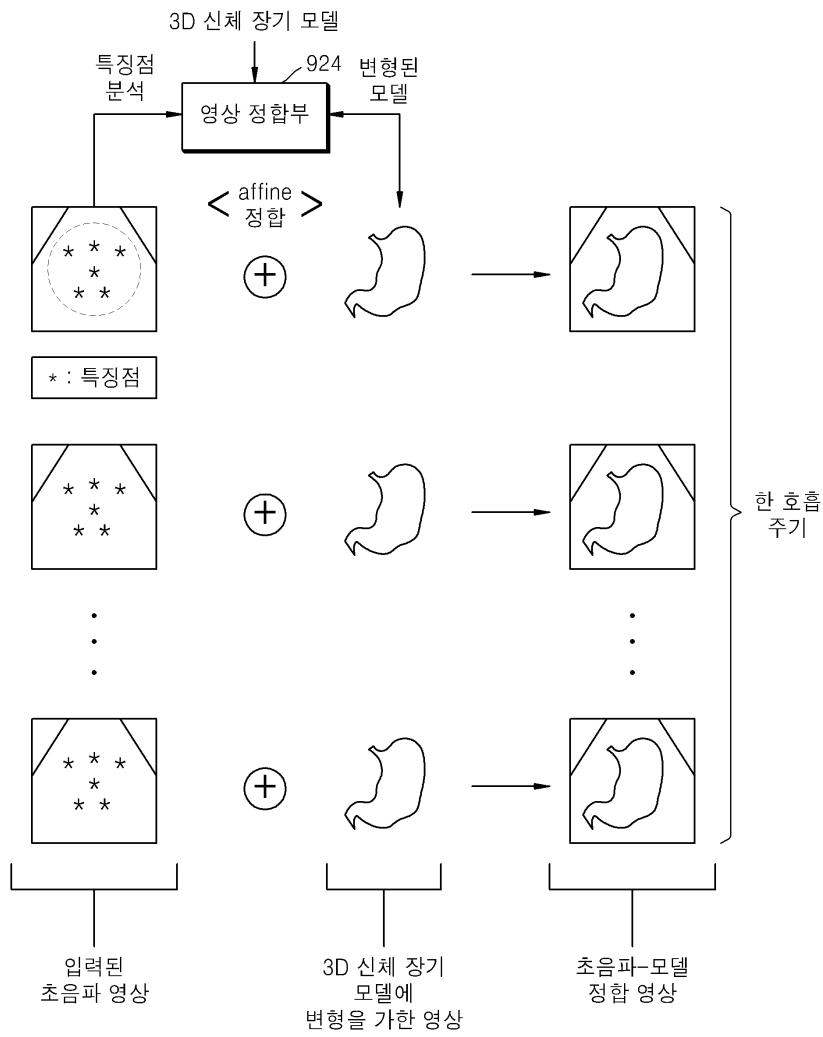
도면9d



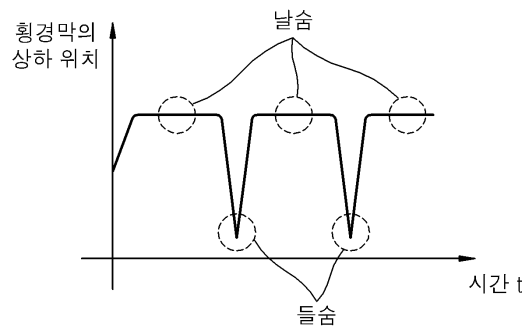
도면9e



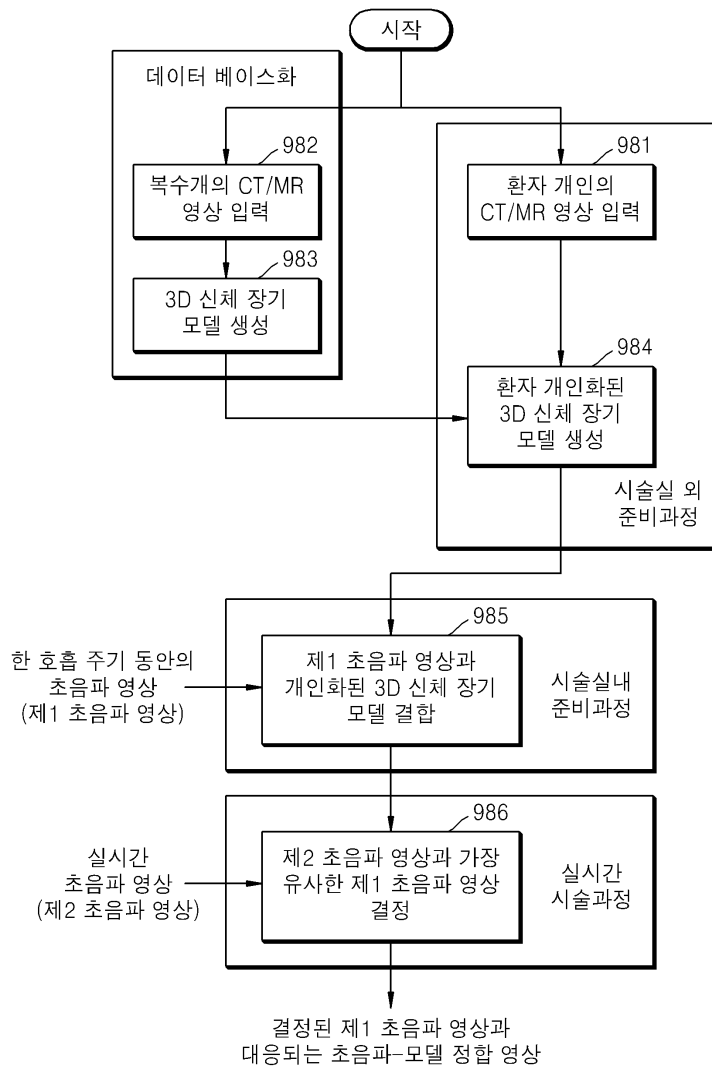
도면9f



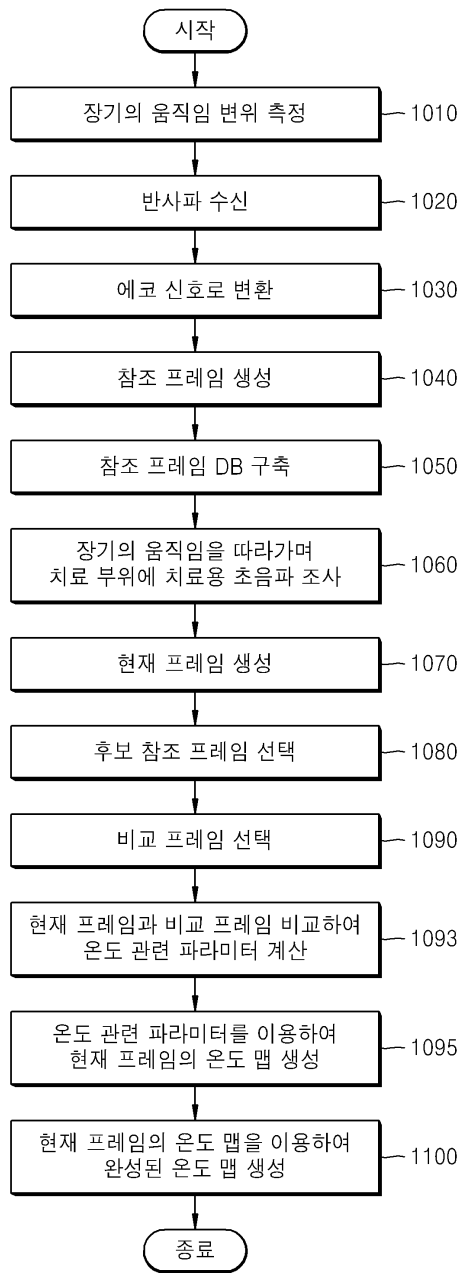
도면9g



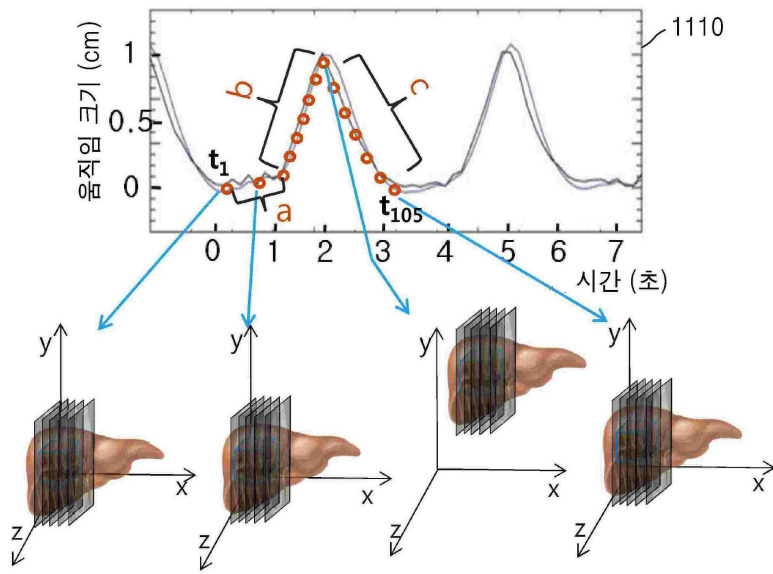
도면9h



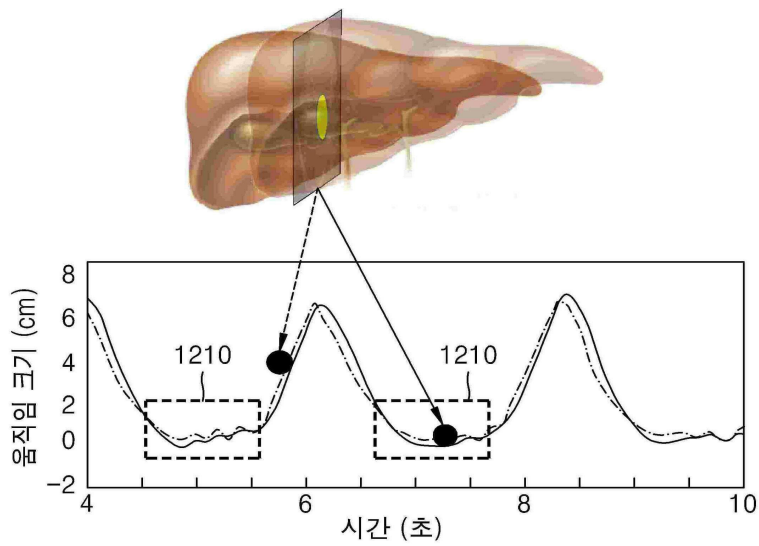
도면10



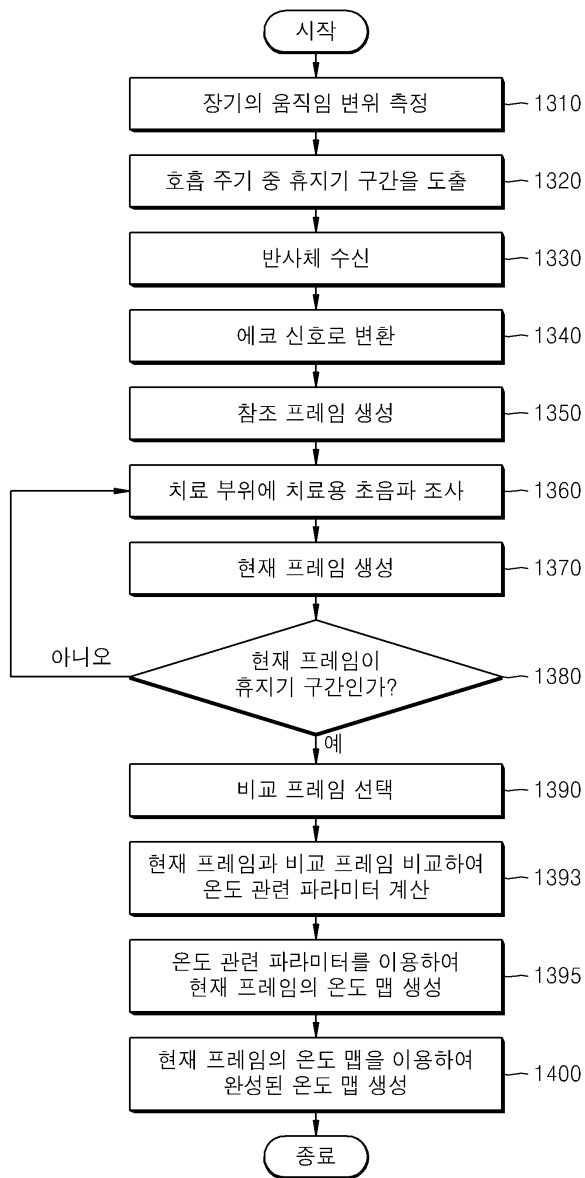
도면11



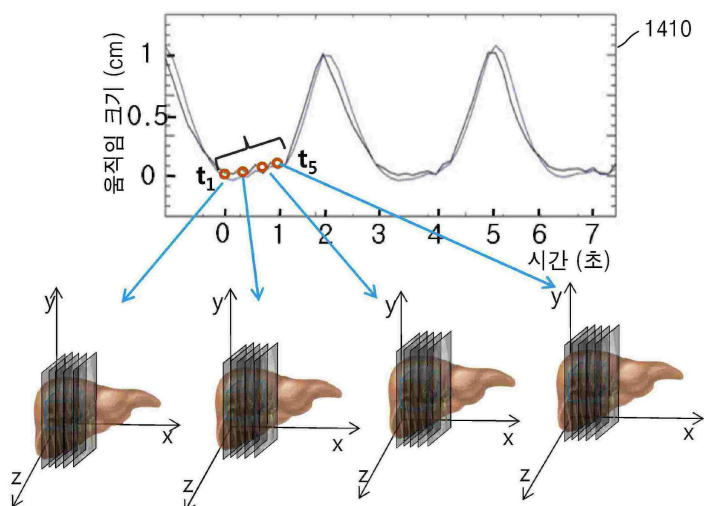
도면12



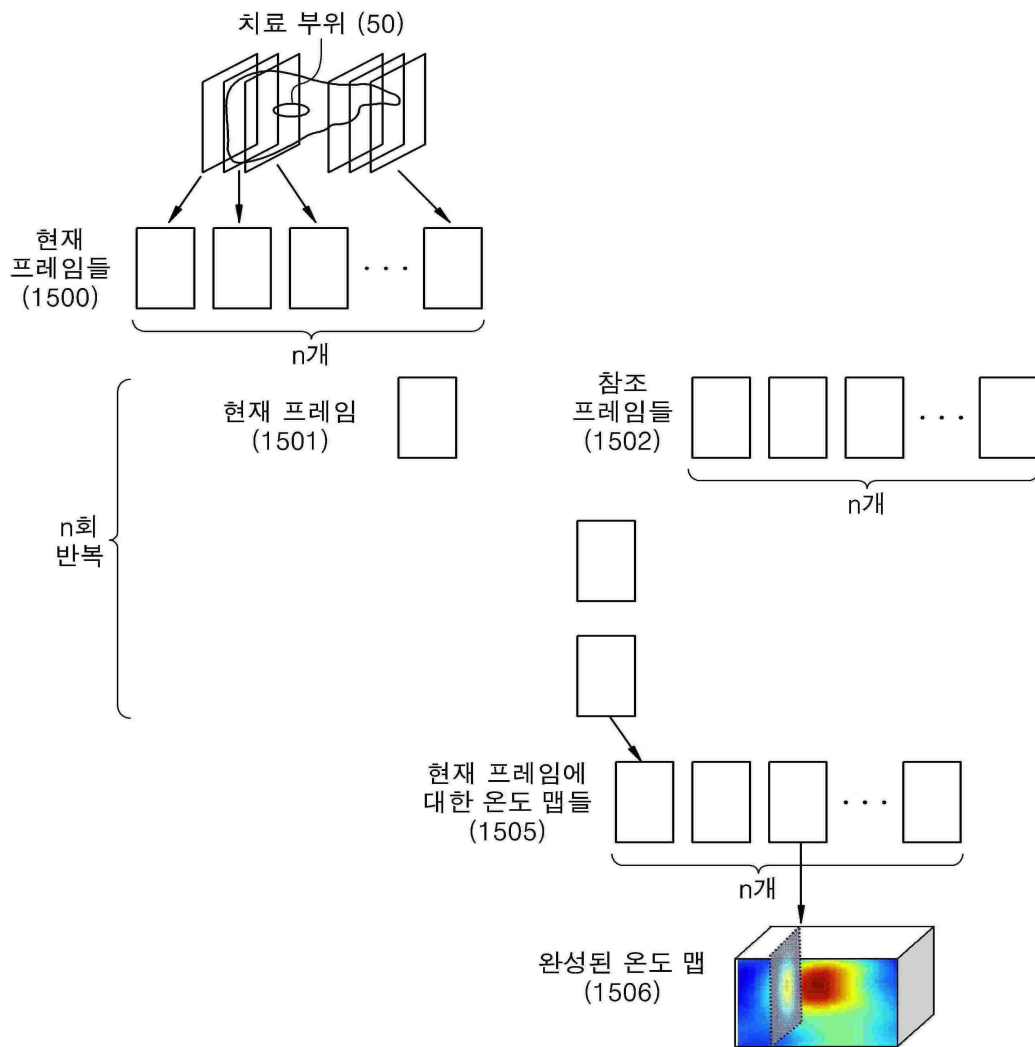
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	发明名称通过向运动器官照射超声波，生成表示长期特定区域的温度变化的温度图		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020140008746A</a>	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	KR1020120075747	申请日	2012-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KONG DONG GEON 공동건 CHOI KI WAN 최기완 PARK JI YOUNG 박지영 BANG WON CHUL 방원철		
发明人	공동건 최기완 박지영 방원철		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/14 A61B5/01		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/5284 A61N7/02 A61B8/14 A61B8/466 A61B8/543 A61B5/015 A61B8/08 A61B5/4836 A61B8/483 G16H50/30		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种温度映射图生成方法，其特征在于，包括以下步骤：根据回波信号，生成表示规定期间的观察部位的图像的多个参照帧的步骤其在与患者体内的特定器官的运动时期相关的预定时段期间从在特定器官中的包括治疗部位的观察部分中照射的诊断超声波转换而来；根据从照射到所述观察部的所述诊断超声波的反射波转换而来的回波信号，生成表示在对所述处置部位照射超声波的期间内的所述观察部位的图像的当前帧的步骤；基于参考帧与当前帧之间的相似度来选择参考帧中的比较帧的步骤；基于比较帧和当前帧的变化来生成表示观察部分的温度变化的温度图的步骤。

