



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0021109
(43) 공개일자 2014년02월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) A61N 7/00 (2006.01)
A61B 5/113 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0086391
(22) 출원일자 2012년08월07일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
황영규
서울 강남구 강남대로124길 53, 301호 (논현동)
김정배
경기도 화성시 동탄면 반송리 삼부르네상스 A
206-201
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리엔목특허법인

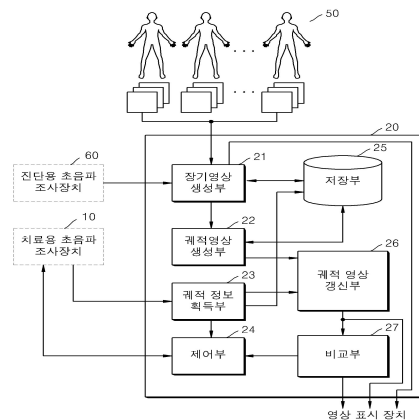
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 초음파를 이용하여 움직이는 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 방법 및 시스템

(57) 요약

환자 체내의 움직이는 특정 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 방법에 따르면, 상기 특정 장기를 나타내는 다수의 영상들로부터 치료용 초음파가 조사될 부위의 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 움직임 궤적을 나타내는 제1 영상을 생성하는 단계, 상기 특정 장기내에 추적용 초음파를 조사하고 상기 조사된 추적용 초음파의 반사파를 이용하여 적어도 하나의 상기 조사 부위의 위치를 결정하는 단계 및 상기 움직임 궤적 내에 상기 결정된 조사 부위의 위치가 포함되는가를 판단하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

방원철

경기 성남시 분당구 불정로 361, 510동 1504호 (서현동, 효자촌삼환아파트)

김도균

경기 성남시 분당구 분당로381번길 6-6, 3층 (분당동)

특허청구의 범위

청구항 1

환자 체내의 움직이는 특정 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 방법에 있어서,

상기 특정 장기를 나타내는 다수의 영상들로부터 치료용 초음파가 조사될 부위의 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 움직임 궤적을 나타내는 제1 영상을 생성하는 단계;

상기 특정 장기내 추적용 초음파를 조사하고 상기 조사된 추적용 초음파의 반사파를 이용하여 적어도 하나의 상기 조사 부위의 위치를 결정하는 단계; 및

상기 움직임 궤적 내에 상기 결정된 조사 부위의 위치가 포함되는가를 판단하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 판단 결과에 따라 상기 결정된 조사 부위의 위치에 상기 치료용 초음파를 조사하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 판단 결과에 따라 상기 치료용 초음파의 조사가 중단됨을 나타내는 경고 신호를 발생시키는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 경고 신호를 시각적 수단과 청각적 수단 중 적어도 하나를 이용하여 표시하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 결정하는 단계에서 결정된 다수의 위치들로부터 상기 조사 부위의 다음 위치가 상기 움직임 궤적 내에 포함되는가를 예측하는 단계; 및

상기 예측 결과에 따라 상기 결정된 조사 부위의 위치에 상기 치료용 초음파를 조사하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 제1영상을 생성하는 단계는 상기 체내 특정 장기의 평균적인 모델에서 소정의 특징점을 선택하는 단계; 및

상기 환자 체내 특정 장기내에 대한 환자 개인의 외부 의료 영상 내에서 상기 특징점과 대응되는 부분을 매칭하여 상기 체내 특정 장기의 평균적인 모델과 상기 입력받은 상기 환자 체내 특정 장기내에 대한 환자 개인의 외부 의료 영상을 정합하는 단계인 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 제1영상을 생성하는 단계는 상기 조사 부위를 설정하는 단계;

상기 설정된 조사 부위를 상기 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 의미하는 제2영상에 표시하는 단계; 및

상기 조사 부위를 표시한 상기 제2영상을 이용하여 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 상기 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 조사 부위의 위치를 결정하는 단계는 초음파를 조사할 상기 환자의 체내 특정 장기 중 소정의 위치인 관측 점을 설정하는 단계;

상기 관측점에 추적용 초음파를 조사하고 반사파를 수신하는 단계;

상기 수신된 반사파의 위상 변화를 이용하여 상기 관측점의 이동 위치를 계산하는 단계; 및

상기 관측점의 이동 위치를 이용하여 상기 환자의 일 호흡 주기 동안 상기 조사 부위가 움직인 위치를 결정하는 단계인 방법.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램으로 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 10

환자 체내의 움직이는 특정 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 시스템에 있어서,

상기 환자 체내의 병변을 포함하는 특정 장기에 초음파를 조사하는 초음파 조사 장치;

상기 특정 장기를 나타내는 다수의 영상들로부터 치료용 초음파가 조사될 부위의 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 움직임 궤적을 나타내는 제1 영상을 생성하는 궤적 영상 생성부;

상기 특정 장기에 추적용 초음파를 조사하고 상기 조사된 추적용 초음파의 반사파를 이용하여 적어도 하나의 상기 조사 부위의 위치를 결정하는 궤적 정보 획득부; 및

상기 움직임 궤적 내에 상기 결정된 조사 부위의 위치가 포함되는지 여부를 판단하는 비교부를 포함하는 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 비교부는 상기 판단 결과에 따라 상기 치료용 초음파의 조사가 중단됨을 나타내는 경고 신호를 발생시키는 것인 시스템.

청구항 12

제12항에 있어서,

상기 경고 신호를 시각적 수단과 청각적 수단 중 적어도 하나를 이용하여 표시하는 영상 표시 장치를 더 포함하는 시스템.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 비교부는 상기 궤적 정보 획득부에서 결정된 다수의 위치들로부터 상기 조사 부위의 다음 위치가 상기 움직임 궤적 내에 포함되는가를 예측하고 상기 예측 결과에 따라 상기 초음파 조사 장치에 상기 치료용 초음파를 조사할 것을 지시하는 신호를 전송하는 것인 시스템.

청구항 14

제10항에 있어서,

상기 궤적 영상 생성부는 상기 체내 특정 장기의 평균적인 모델에서 소정의 특징점을 선택하고 상기 환자 체내

특정 장기에 대한 환자 개인의 외부 의료 영상 내에서 상기 특징점과 대응되는 부분을 매칭하여 상기 체내 특정 장기의 평균적인 모델과 상기 입력받은 상기 환자 체내 특정 장기에 대한 환자 개인의 외부 의료 영상을 정합하는 것인 시스템.

청구항 15

제10항에 있어서,

상기 궤적 영상 생성부는 상기 조사 부위를 설정하는 조사 부위 설정부; 및

상기 설정된 조사 부위를 상기 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 의미하는 제2영상에 표시하는 궤적 표시부를 포함하는 것인 시스템.

청구항 16

제10항에 있어서,

상기 궤적 정보 획득부는 추적용 초음파를 조사할 상기 환자의 체내 특정 장기 중 소정의 위치인 관측점을 설정하는 관측점 설정부;

상기 추적용 초음파를 상기 관측점에 조사하고 수신한 상기 추적용 초음파의 반사파의 위상 변화를 이용하여 상기 관측점의 이동 위치를 계산하는 관측점 위치 계산부; 및

상기 관측점의 이동 위치를 이용하여 상기 환자의 일 호흡 주기 동안 상기 조사 부위가 움직인 위치를 계산하는 조사 부위 위치 계산부를 포함하는 것인 시스템.

청구항 17

제10항에 있어서,

상기 제1영상에 상기 조사 부위의 위치를 표시한 영상을 생성하는 궤적 영상 갱신부를 더 포함하는 시스템.

명세서

기술분야

[0001] 고강도 집적 초음파를 이용하여 환자의 병변을 치료하는 고강도 집적 초음파 시스템에서 병변을 포함하는 환자의 특정 장기 내의 초음파 조사 부위의 환자의 호흡에 따른 이동 궤적을 추적하는 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경기술

[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 치료는 고강도의 집적 초음파(high-intensity focused ultrasound, 이하 'HIFU'라고 함)를 치료하고자 하는 종양 부위(초점)에 조사하여 종양 조직의 국소적 파괴(focal destruction) 또는 괴사(necrosis)를 야기시켜 종양을 제거 및 치료하는 수술법이다.

[0004] HIFU를 이용하여 병변을 제거하는 방법은 인체를 직접적으로 절개하지 않고 치료할 수 있는 장점이 있어 널리 이용되고 있는 치료 방법 중 하나이다. 인체의 외부에서 고강도 집적 초음파를 병변에 조사할 때, 인체의 활동에 의해 병변의 위치가 변경된다. 예를 들어, 시술을 하는 동안 환자가 호흡을 하는 경우, 호흡에 따라 병변의 위치가 변경된다. 따라서, HIFU를 조사하는 위치(초점)도 변경되어야 한다. 이렇게 인체의 활동에 의해 변경되는 병변을 추적하여 HIFU를 조사하는 방법이 연구되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 실시시간으로 변경되는 병변의 위치에 따라 HIFU를 조사할 조사 부위를 결정하고 그 조사 부위의 이동 궤적을 정밀하게 추적하는데 있다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는데 있다. 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 측면에 따른 환자 체내의 움직임은 특정 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 방법은 상기 특정 장기를 나타내는 다수의 영상들로부터 치료용 초음파가 조사될 부위의 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 움직임 궤적을 나타내는 제1 영상을 생성하는 단계, 상기 특정 장기내 추적용 초음파를 조사하고 상기 조사된 추적용 초음파의 반사파를 이용하여 적어도 하나의 상기 조사 부위의 위치를 결정하는 단계 및 상기 움직임 궤적 내에 상기 결정된 조사 부위의 위치가 포함되는가를 판단하는 단계를 포함한다.

[0007] 본 발명의 다른 측면에 따라 상기된 환자 체내의 움직임은 특정 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체가 제공된다.

[0008] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 환자 체내의 움직임은 특정 장기 내부에 위치한 병변의 이동 궤적을 추적하는 시스템은 상기 환자 체내의 병변을 포함하는 특정 장기내 초음파를 조사하는 초음파 조사 장치, 상기 특정 장기를 나타내는 다수의 영상들로부터 치료용 초음파가 조사될 부위의 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 움직임 궤적을 나타내는 제1 영상을 생성하는 궤적 영상 생성부, 상기 특정 장기내 추적용 초음파를 조사하고 상기 조사된 추적용 초음파의 반사파를 이용하여 적어도 하나의 상기 조사 부위의 위치를 결정하는 궤적 정보 획득부 및 상기 움직임 궤적 내에 상기 결정된 조사 부위의 위치가 포함되는지 여부를 판단하는 비교부를 포함한다.

발명의 효과

[0009] 3차원 장기 모델의 형태적 변화에 의한 HIFU 조사 부위의 이동 위치 및 초음파의 송수신을 통한 HIFU 조사 부위의 이동 위치를 기초로 고강도 집적 초음파 조사 부위의 이동 위치를 결정함으로써 대상체의 활동에 의해 변하는 고강도 집적 초음파의 초점을 정밀하게 결정하여 병변의 치료 중에 발생할 수 있는 사고를 미연에 방지하는 효과가 있다. 또한, 초음파 조사 장치만을 이용하여 조사 부위를 결정하고 그 부위에 HIFU를 조사함으로써 추가적인 장치의 사용이 필요 없고, 병변의 치료 도중에 조사 부위에 대한 고속 추적이 가능하여 전체 시술 시간을 단축하는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 고강도 집적 초음파 시스템의 구성도이다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 치료용 초음파 조사 장치의 구성을 나타내는 도면이다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 구성도이다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 장기 영상 생성부의 구성도이다.
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 평균 모델 생성부가 장기 경계와 내부 구조의 위치 좌표 정보를 추출하는 개략적인 방법을 도시한 도면이다.
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 움직임 영상 생성부가 개인화 모델을 초음파 영상에서의 장기의 위치와 일치시키는 과정에 대한 흐름도이다.
 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 2차원 영상에서 어파인 변환함수(Taffine)를 획득하는 방법을 도시한 도면이다.
 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 움직임 영상 생성부에서 영상을 정합하는 과정을 개략적으로 도시한 도면이다.
 도 9는 횡격막의 절대적인 위치의 상하 이동 그래프를 나타낸 도면이다.
 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 장기 영상 생성부의 동작을 나타낸 흐름도이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 환자의 일 호흡 주기 동안의 병변의 궤적 및 조사 부위의 궤적을 나타낸 도면이다.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 궤적 영상 생성부의 구성도이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 궤적 정보 획득부의 구성도이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 관측점 위치 계산부가 관측점의 변위를 계산하는 것을 설명하기 위한 도면이다.

도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 참조좌와 반사좌 신호를 예시한 도면이다.

도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 환자의 일 호흡 주기 전체에서의 조사 부위의 위치 정보를 표시한 도면이다.

도 17은 본 발명의 일 실시예에 따른 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상에 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보를 표시한 도면이다.

도 18은 본 발명의 일 실시예에 따른 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적으로부터 조사 부위의 현재 위치가 벗어나는 경우 또는 벗어날 것으로 예상되는 경우를 표시한 도면이다.

도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 궤적 영상 갱신부와 비교부의 동작을 나타내는 플로우 차트이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 고강도 집적 초음파 시스템(이하, 'HIFU 시스템'이라 함.)의 구성도이다. 도 1을 참조하면, HIFU 시스템(1)은 치료용 초음파 조사 장치(10), 진단용 초음파 조사 장치(60), 영상 처리 장치(20) 및 영상 표시 장치(30)를 포함한다. 한편, 영상 처리 장치(20)에는 본 발명의 일 실시예에 따라 치료를 요하는 환자를 포함한 복수의 사람들의 병변을 포함하고 있는 체내 특정 장기에 대한 외부 의료 영상(50)이 입력될 수 있다.

[0012] 영상 처리 장치(20)는 외부 의료 영상(50)과 진단용 초음파 조사 장치(60)에서 병변(40)을 포함한 환자 체내의 특정 장기의 소정의 지점(이하, '관측점'이라 함)에 진단용 초음파를 조사하고 수신한 그 초음파의 반사파를 이용하여, 환자 체내의 특정 장기의 내부에 위치한 병변(40)을 포함하는 주변부위(이하, '조사 부위'라고 함)의 환자의 일 호흡 주기 동안의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성한다. 이는 환자에 대한 시술 전에 수행되는 단계이다. 여기서 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성하는 구체적인 방법은 후술한다.

[0013] 또한, 영상 처리 장치(20)는 위와는 별도로 치료용 초음파 조사 장치(10)가 관측점에 추적용 초음파를 조사하고 수신한 그 추적용 초음파의 반사파를 이용하여 조사 부위의 환자의 일 호흡 주기 동안의 위치를 계산한다. 이는 환자에 대한 시술 중에 수행되는 단계이다. 영상 처리 장치(20)는 그 시술 중에 계산한 조사 부위의 위치를 시술 전에 생성한 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상에 표시하고, 시술 중에 계산한 조사 부위의 위치가 시술 전에 생성한 조사 부위의 움직임 궤적에 포함되는지 여부를 판단한다. 그 후, 영상 처리 장치(20)는 상기 정합한 영상을 영상 표시 장치(30)로 전송한다.

[0014] 또한 영상 처리 장치(20)는 시술 중에 계산한 조사 부위의 위치가 시술 전에 생성한 조사 부위의 움직임 궤적에 포함되는지 여부를 판단하고, 만약 상기 움직임 궤적에 포함되지 않거나 또는 포함되지 않을 것으로 예상되는 경우에 소정의 경고 신호를 생성하여 영상 표시 장치(30)로 전송한다. 여기서 경고 신호는 상기의 경우에 치료용 초음파의 조사가 중단됨을 나타내는 신호를 의미한다.

[0015] 초음파 조사 장치(10)는 환자의 체내 특정 장기 중 소정의 위치, 구체적으로 관측점에 추적용 초음파를 조사하고 상기 초음파의 반사파를 수신한다. 초음파 조사 장치(10)는 수신된 반사파의 파형 정보를 영상 처리 장치(20)로 송신한다. 또한, 치료용 초음파 조사 장치(10)는 환자의 일 호흡 주기 동안 조사 부위가 움직이는 위치에 대응하여 치료용 초음파를 조사한다. 본 발명에 의한 일 실시예에서 치료용 초음파 조사 장치(10)의 위치는 고정될 수 있고, 이 경우 초음파 조사 장치(10)의 크기는 병변을 포함하는 환자 체내의 특정 장기를 포괄할 수 있는 정도가 바람직하다. 또한, 도 1에서 치료용 초음파 조사 장치(10)는 환자의 위에서 환자를 향하여 치료용 초음파를 조사하는 것으로 도시되어 있으나, 이에 한정되지 않는다. 구체적인 치료용 초음파 조사 장치(10)의 구성 및 동작에 대해서는 이하 도 2를 참조하여 설명한다.

[0016] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 치료용 초음파 조사 장치(10)의 구성을 나타내는 도면이다.

- [0017] 치료용 초음파 조사 장치(10)는 다수의 초음파를 조사하는 엘리먼트(element)(15)들의 조합으로 구성된다. 여기서 엘리먼트(15)들은 제어부(24)가 송신한 신호를 받아 각각 개별적으로 치료용 초음파 또는 추적용 초음파를 조사할 수 있고, 초음파를 조사하는 시간도 각각 다르게 설정될 수 있다. 이렇게 엘리먼트(15)들이 개별적으로 초음파를 조사하게 됨으로써 치료용 초음파 조사 장치(10)의 위치가 고정된 상태에서도 초음파가 집속되는 초점을 변경할 수 있다. 따라서 환자의 호흡 등에 의해 움직이는 체내 장기의 병변을 따라가며 치료용 초음파를 집속시킬 수 있고, 설정한 관측점에 정확하게 추적용 초음파를 조사할 수 있다. 이러한 기술을 페이즈 어레이(Phase Array) 방식이라고 하며, 페이즈 어레이 방식에 대해서는 당해 기술분야에서의 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로 구체적인 설명은 생략한다.
- [0018] 또한, 치료용 초음파 조사 장치(10)의 하위 애퍼처(sub-aperture)들에서 치료용 초음파 또는 추적용 초음파를 조사할 수 있다. 여기서 하위 애퍼처는 초음파 조사 장치(10)를 구성하는 엘리먼트(15)들 중 일부의 집합을 말한다. 즉, 도 2에서 식별번호 11 내지 14와 같이 이웃한 복수의 엘리먼트(15)들의 집합으로 하위 애퍼처를 구성한다. 다만, 하위 애퍼처를 구성하는 엘리먼트(15)들의 개수는 제한이 없으며, 하나의 엘리먼트(15)가 하나의 하위 애퍼처를 구성할 수도 있다.
- [0019] 치료용 초음파 조사 장치(10)를 구성하는 하위 애퍼처들 중에서 일부의 하위 애퍼처들이 관측점에 추적용 초음파를 조사하고, 치료용 초음파 조사 장치(10)가 그 반사파를 수신하여 반사파의 파형 정보를 영상 처리 장치(20)로 송신하면, 영상 처리 장치(20)에서 그 반사파의 파형 정보를 이용하여 얻은 조사 부위의 움직임 신호를 치료용 초음파 조사 장치(10)로 송신한다. 그 후 치료용 초음파 조사 장치(10)를 구성하는 하위 애퍼처들 중 상기 추적용 초음파를 조사한 하위 애퍼처들을 제외한 나머지 하위 애퍼처들이 조사 부위에 치료용 초음파를 조사한다. 여기에서 치료용 초음파는 환자의 신체 내의 종양을 괴사시킬 수 있는 정도의 에너지를 갖는 고강도의 집속 초음파인 HIFU(high intensity focused ultrasound)가 이용될 수 있다. HIFU를 치료하고자 하는 부위에 초점을 맞추어 조사하여 병변의 국소적 파괴(focal destruction) 또는 괴사(necrosis)를 야기시켜 병변을 제거 또는 치료하는 장치이다. 즉, 치료용 초음파 조사 장치(10)가 HIFU의 초점을 특정 위치에 맞추어 지속적으로 조사하면, 초음파가 조사되는 세포의 온도가 상승하게 되고, 일정 온도 이상 상승한 조직은 괴사하게 된다. 하지만, 본 실시예에 따른 치료용 초음파를 조사하는 초음파 조사 장치는 HIFU라는 용어에 국한되지 않고, HIFU와 유사하게 집속 초음파(focused ultrasound)를 조사하는 장치라면, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 조사 장치(10)의 범주에 포함될 수 있음을 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0020] 그리고 도 2에서 치료용 초음파 조사 장치(10)는 원형으로 도시되어 있으나, 다수의 엘리먼트(15)들의 조합이라면, 원형으로 한정되지 않는다.
- [0021] 진단용 초음파 조사 장치(60)는 관측점에 진단용 초음파를 조사하고 수신한 그 초음파의 반사파를 수신한다. 구체적으로, 진단용 초음파 조사 장치(60)에서 2 ~ 18 MHz 범위의 진단용 초음파가 환자 대상체 내부의 특정 부위에 조사되면, 이 초음파는 여러 다른 조직들(tissues) 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 특히, 진단용 초음파는 대상체 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 진단용 초음파들은 진단용 초음파 조사 장치(60)의 압전 변환기를 진동시키고, 압전 변환기는 이 진동들에 따른 전기적 펄스들(electrical pulses)을 출력한다.
- [0022] 도 1에서 치료용 초음파 조사 장치(10)와 진단용 초음파 조사 장치(60)는 개별적인 장치로 도시되어 있으나, 이에 한정되지 않고 하나의 장치로 구현될 수도 있으며, 상기 두 장치가 인접하여 위치할 수도 있다.
- [0023] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치(20)의 구성도이다. 도 3을 참조하면, 영상 처리 장치(20)는 장기 영상 생성부(21), 궤적 영상 생성부(22), 궤적 정보 획득부(23), 제어부(24), 저장부(25), 궤적 영상 갱신부(26) 및 비교부(27)를 포함한다.
- [0024] 장기 영상 생성부(21)는, 환자에 대한 시술을 수행하기 전에, 외부에서 입력 받은 환자를 포함한 복수의 사람들의 병변을 포함하고 있는 체내 특정 장기에 대한 외부 의료 영상(50) 및 환자의 일 호흡 주기 동안의 병변을 포함하고 있는 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 이용하여 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 생성한다. 여기서 환자의 일 호흡 주기 동안의 병변을 포함하고 있는 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상은 진단용 초음파 조사 장치(60)가 진단용 초음파를 체내 특정 장기 조사하고 반사된 반사파를 이용하여 생성한다. 장기 영상 생성부(21)가 동작하는 구체적인 일 실시예는 아래와 같다.

- [0025] 도 4 내지 10은 본 발명의 실시예로서, 도 3의 장기 영상 생성부(21)가 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 생성하는 것을 설명하기 위한 도면이다. 이하 설명할 3차원 장기 모델을 생성하는 방법이나, 3차원 장기 모델과 초음파 영상을 정합하는 방법은 이하의 내용에 한정되지 아니하며, 다른 여러 방법이 존재할 수 있다.
- [0026] 도 4는 장기 영상 생성부(21)의 구성도이다. 도 4를 참조하면, 장기 영상 생성부(21)는 의료 영상 DB(211), 평균 모델 생성부(212), 개인화 모델 생성부(213), 움직임 영상 생성부(214), 영상 검색부(215) 및 추가 조정부(216)를 포함한다.
- [0027] 평균 모델 생성부(212)는 복수의 사람들의 병변을 포함하고 있는 체내 특정 장기에 대한 외부 의료 영상(50)을 입력받아 이를 처리함으로써 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 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.
- [0028] 구체적으로 우선 평균 모델 생성부(212)는 다양한 개인의 장기 형태, 크기 등을 분석하기 위해서 외부 의료 영상(50)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.
- [0029] 외부 영상을 입력받는 다른 방법으로는 의료 영상 DB(211)에 의해서 상기 외부의료 영상(50)이 데이터화 되어 저장된 영상을 불러올 수 있다. 의료 영상 DB(211)에는 상기 외부 의료 영상(50)이 다양한 개인에게서 촬영장치로부터 촬영되어 저장될 수도 있고, 저장매체로부터 입력받을 수도 있다. 의료 영상 DB(211)로부터 영상을 불러올 때에는 영상 전부를 불러올 수도 있고, 사용자의 선택에 따라 일부를 불러올 수도 있다.
- [0030] 하나의 실시예로 평균 모델 생성부(212)는 입력받은 외부 의료 영상(50)을 기초로 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘을 적용시킬 수 있다. 상기 알고리즘을 적용시키기 위해서 우선 상기 외부 의료 영상(50)을 분석하여 각 외부 의료 영상(50)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.
- [0031] 도 5는 평균 모델 생성부(212)가 상기 외부 의료 영상(50)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(212)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.
- [0032] 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 5에서 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 5의 오른쪽 부분에 나타나 있는 영상은 z축의 값이 1인 영상이므로 상기 영상에서 추출되는 경계 위치 좌표 값의 z는 항상 1이다. 따라서 도 5의 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 의해 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.

[0033] 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.

[0034] 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.

[0035] 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.

[0036] 2. 정해진 좌표계에서 대상체의 가장 높은 지점, 혹은 가장 낮은 지점을 특징점(Landmark point)으로 정한다.

[0037] 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.

[0038] 지정된 특징점은 2차원일 경우 x,y축의 좌표로, 3차원일 경우 x,y,z축의 좌표로 나타낼 수 있다. 따라서 3차원

일 경우 각각의 특징점 좌표를 벡터로 $x_0, x_1, \dots, x_n$ 과 같이 나타낸다면, (n은 특징점의 개수를 뜻한다.) 수학적 1로 표현할 수 있다.

수학적 1

$$\begin{aligned} x_{i0} &= [x_{i0}, y_{i0}, z_{i0}] \\ x_{i1} &= [x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}] \\ &\vdots \\ x_{in-1} &= [x_{in-1}, y_{in-1}, z_{in-1}] \end{aligned}$$

[0039]

[0040] 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 수학적 2로 정의할 수 있다.

수학식 2

[0041]
$$x_i = [x_{i0}, y_{i0}, z_{i0}, x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}, \dots, x_{in-1}, y_{in-1}, z_{in-1}]^T$$

[0042] x_i 벡터의 크기는 $3n \times 1$ 이다.

[0043] 데이터 세트의 갯수를 N개라고 할 때 세트 전체에 대해 특징점의 평균을 아래의 수학식 3으로 나타낼 수 있다.

수학식 3

[0044]
$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

[0045] 마찬가지로 $\bar{x}$ 벡터의 크기는 $3n \times 1$ 이다.

[0046] 평균 모델 생성부(212)는 수학식 3을 계산하면 평균적인 특징점인 $\bar{x}$ 를 얻고, 이를 기초로 한 모델을 생성하게 되면 그 모델이 체내 특정 장기의 평균적인 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(212)는 단순히 평균적인 모델을 계산할 뿐만 아니라, 복 수개의 파라미터를 적용할 수 있도록 수식을 계산한다. 이하, 파라미터를 적용하는 수식을 설명한다.

[0047] 아래의 수학식 4에 의해서 특징점의 평균과 각 데이터의 차이를 나타낼 수 있다. 수학식 4에서 아래첨자 i는 i 번째 영상을 뜻한다. 따라서 수학식 4는 각 영상에서의 특징점이 전체 영상의 평균과의 차이를 뜻한다.

수학식 4

[0048]
$$dx_i = x_i - \bar{x}$$

[0049] 각 데이터의 차이를 이용하여 수학식 4에 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 5

[0050]
$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N dx_i dx_i^T$$
 (크기 $3n \times 3n$)

[0051] 공분산 행렬(covariance matrix) S의 단위 아이겐벡터(unit eigen-vector)를 p_k 라 하면, 벡터 p_k 가 의

미하는 것은 ASM(active shape models) 알고리즘에 의해 생성된 모델이 변화는 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 수학적 6에 의해 구할 수 있다.

수학적 6

$$Sp_k = \lambda_k p_k$$

(λ_k 는 아이겐벨류(eigen-value)를 뜻한다.)

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

수학적 7

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

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

평균 모델 생성부(212)는 상기 과정의 수학적식들 계산을 통해서 체내 특정 장기의 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.

개인화 모델 생성부(213)는 평균 모델 생성부(212)로부터 체내 특정 장기의 평균적인 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 환자 고유의 상기 체내 특정 장기의 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(213)는 상기 병변의 위치를 모델에 포함시킬 수 있다. 따라서 개인화 모델 생성부(213)는 영상 촬영장치 또는 저장매체로부터 환자 개인의 외부 의료 영상(50)을 입력받아, 개인 장기 형태, 크기, 위치 정보를 분석하고, 병변이 있다면 병변의 위치, 크기, 형태정보를 분석한다. 이하에서 이 과정을 상세히 설명한다.

개인화 모델 생성부(213)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 아이겐벡터의 비중 값(벡터b)을 결정하는 것이다. 따라서 우선 환자 개인의 외부 의료 영상(50)을 입력받아 장기 경계와 내부 구조

의 위치 좌표 정보를 파악한다. 이 때는 상기 평균 모델 생성부(212)가 상기 외부 의료 영상(50)을 분석하는 과정과 같이 도 5의 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 $\mathcal{X}$ (크기 $3n \times 1$)의 값을 얻을 수 있다. 상기 벡터 $\mathcal{X}$ 를 기초로 장기 모델을 생성한 것이 개인화 모델이 될 수 있다. 수학적 7을 역함수와 단위 아이겐벡터의 성질($p_k^T p_k = 1$)을 활용하면 아래의 수학적 8를 얻을 수 있다. 수학적 8에 의해서 $b = (b_1, b_2, \dots, b_t)^T$ 값을 결정한다.

수학적 8

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

[0060]

[0061]

한편, 평균 모델 생성부(212) 의해서 결정된 벡터 $\bar{x}, P$ 정보는 저장부(25)에 대상 장기에 대한 평균적인 모델로 저장해 데이터 베이스화 되어 반복적으로 사용되어 질 수 있다. 또한 개인화 모델 생성부(213)에 입력된 환자 개인의 외부 의료 영상(50)은 다음 환자의 진료시 상기 데이터 베이스에 저장된 평균적인 모델을 결정할 때에 추가하는 학습과정을 갖출 수 있다.

[0062]

움직임 영상 생성부(214)는 개인화 모델 생성부(213)에서 벡터 $x, \bar{x}, p, b$ 정보를 받게 되면, 이를 환자의 소정의 호흡 주기 동안의 의료 영상과 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 달리하게 되면 육안으로 구분하기 쉽다. 예컨대, 흑백 초음파 영상에 개인화 모델은 파란색으로 중첩하게 되면 그래픽적인 모습을 육안으로 구별하기 용이할 수 있다.

[0063]

상기 의료 영상은 바람직하게는 병변을 포함하고 있는 상기 환자 체내 특정 장기의 움직임을 촬영할 수 있는 영상이며, 예를 들면 초음파 영상이 있다. 상기 의료 영상은 2차원 혹은 3차원 영상일 수 있다. 소정의 호흡 주기는 바람직하게는 1 호흡 주기가 될 수 있다. 왜냐하면 신체의 호흡 주기 동안 장기의 변화 또한 일정한 주기를 갖기 때문이다.

[0064]

움직임 영상 생성부(214)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.

[0065]

움직임 영상 생성부(214)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(212)에서 결정된 벡터b의 값에서 크게 차이가 나지 않는다. 그 이유는 움직임 영상 생성부(214)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(212)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.

[0066]

도 6은 움직임 영상 생성부(214)가 각 영상 별로 장기의 변형을 반영된 개인화 모델을 회전, 스케일 조정, 평행

이동을 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})을 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 조절을 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.

[0067] 도 7은 2차원 영상에서 어파인 변환함수(T_{affine})를 획득하는 방법을 간략하게 도시한 것이다. 식별번호 701은 변환을 적용하기 전에 상태이고, 702는 변환을 적용 후의 상태이다. 변환을 적용시에는 회전, 평행이동, 스케일 조절을 시켜야 하나 어파인 변환이 1:1 점대응이라는 것을 이용하면 아래의 수학식 9에 의해서 최초 좌표와 최종 좌표를 획득하면 바로 행렬 T_{affine} 의 계수를 결정할 수 있다.

수학식 9

$$\begin{bmatrix} x'_1 \\ y'_1 \end{bmatrix} = T_{affine} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & b_1 & c_1 \\ a_2 & b_2 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

[0068]

[0069] 수학식 10은 2차원이 아닌 3차원 이상에서 획득한 어파인 변환함수(T_{affine})를 각 프레임별로 적용시키는 식이다.

수학식 10

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

[0070]

[0071] n은 n번째 프레임을 뜻하고 $(1 \leq n \leq N)$ 인 정수이다. $x_{ASM}(n)$ 은 움직임 영상 생성부(214)에서 비중(weight)값인 벡터b를 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.

[0072] 도 8은 움직임 영상 생성부(214)에서 영상을 정합(match)하는 과정을 개략적으로 도시한 것이다. 도 8은 한 호흡 주기 동안에 입력된 초음파 영상을 토대로 움직임 영상 생성부(214)에서 입력된 소정 주기의 의료영상과 신체 장기 모델간의 정합 영상을 형성하는 과정을 도시하였다. 입력된 초음파 영상은 도 8에서 왼쪽 가장자리에 배치되어 있으며, 입력된 초음파 영상에 (*)는 특징점을 표시한 것이다. 입력된 초음파 영상은 들숨에서 날숨에 이르기까지 호흡의 여러 형태를 반영해야 바람직하다.

[0073] 개인화 모델 생성부(213)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(213)에 의해 결정

된 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(25)에 저장할 수 있다.

[0074] 영상 검색부(215)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 움직임 영상 생성부(214)에서 입력받는 영상과 같은 영상이다. 따라서 상기 예와 마찬가지로 초음파 영상을 예로 들면, 실시간 초음파 영상을 입력받으면 상기 움직임 영상 생성부(214)에 입력된 소정 주기 동안의 의료영상과 비교하여 가장 유사한 영상을 결정하고 결정된 영상과 대응되는 초음파-모델정합영상을 저장부(25)에서 검색하여 출력한다.

[0075] 영상 검색부(215)에서 초음파 영상에서의 유사한 영상을 비교하는 실시예로는 횡격막의 위치를 검출하여 영상을 결정하는 방법이 있다. 상기 입력되는 실시간 의료영상에서 횡격막의 위치가 X라면 상기 움직임 영상 생성부(214)에 입력된 소정 주기의 복수 개의 의료영상에서 각각의 횡격막의 위치와 X와의 차이를 계산하여 그 차이가 가장 작은 영상을 검색하는 방법이다. 도 9는 횡격막의 절대적인 위치의 상하 이동 그래프를 나타낸다. 상기 그래프를 분석해 보면 호흡의 주기로 위치가 규칙적으로 변하고 있음을 확인할 수 있다. 바람직하게는 상기 움직임 영상 생성부(214)에서 입력되는 소정 주기의 의료영상과 상기 영상 검색부(215)에서 입력되는 실시간 의료영상의 촬영시에 초음파 조사 장치(10)의 위치와 환자의 위치를 고정시킨다. 왜냐하면 초음파 조사 장치(10)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.

[0076] 영상 검색부(215)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 차이를 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.

[0077] 한편, 추가 조정부(216)는 출력된 영상을 보고 사용자가 어파인 변환함수(T_{affine}), 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘의 파라미터를 조정하여 최종 출력 결과를 조정할 수 있다. 사용자가 영상 표시 장치(30)에 출력된 영상을 보면서 육안으로 정확한 변환을 수행하는 것이다.

[0078] 도 10은 장기 영상 생성부(21)의 동작을 흐름도로 나타낸 것이다. 1020단계와 1030단계는 기처리된 데이터 베이스화가 될 수 있다. 1020단계는 다양한 개인에 대해 각 개인의 다양한 호흡 주기에 대한 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상을 입력받는다. 1030단계는 입력받은 영상을 토대로 3차원 신체 장기 모델을 생성하는데 3차원 ASM(active shape models) 알고리즘을 사용할 수 있음은 상기 설명한 바 있다.

[0079] 1010단계는 환자 개인의 CT(computed tomography) 혹은 MR(magnetic resonance)영상을 입력받는다. 1040단계는 입력받은 영상을 기초로 상기 1030단계에서 생성된 3차원 신체 장기 모델을 변형시킨다. 상기 개인화된 3차원 신체 장기 모델을 생성하는 과정은 준비과정으로 시술실 밖에서도 행하여 질 수 있다. 1050단계는 환자 1 호흡 주기 동안의 초음파 영상(이하, 제 1 초음파 영상이라 함)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(25)와 같은 저장매체에 저장될 수도 있다. 상기 1050단계는 시술실 내의 준비과정으로 행하여 질 수 있다. 또한 1050단계와 1060단계의 환자와 초음파 조사 장치(10)의 위치는 고정되어 있음이 바람직하다. 1060단계에서 시술실에서의 실시간 단계로써 실시간으로 환자의 초음파 영상(이하, 제 2 초음파 영상이라 함)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, 환자의 일 호흡 주기 동안의 상기 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 생성한다.

[0080] 도 11 및 도 12는 본 발명의 일 실시예로서, 도 3의 궤적 영상 생성부(22)가 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사

부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

- [0081] 일반적으로 HIFU를 조사하여 환자의 병변, 예를 들어 암(cancer)을 치료하기 위해서는 암세포에만 HIFU를 조사하여 암세포를 괴사시키는 것이 아니라, 암세포가 존재하는 부위를 포함하는 주변부위 즉, 조사 부위에 HIFU를 조사한다. 이는 치료 후에도 암세포가 전이될 가능성을 낮춰 치료 효과를 상승시키기 위함일 뿐 만 아니라, 추적용 초음파의 조사 등을 통해 파악한 암세포의 위치와 실제 암세포가 체내 특정 장기에 존재하는 위치 간의 오차가 존재할 수 있기 때문이다. 따라서 본 발명에 의한 일 실시예에 의할 때, HIFU를 조사하는 부위에 해당하는 조사 부위는 이전에 파악된 병변의 위치를 포함하는 소정의 부위를 조사 부위로 선택한다. 또한, 환자의 호흡 등에 의하여 병변을 포함하는 체내 특정 장기는 일정한 궤적에 따라 이동을 반복한다. 즉, 도 11을 참조하면 환자의 일 호흡 주기 동안 병변(clinical target volume)은 일정한 궤적(1110)에 따라 이동하므로, HIFU를 조사할 조사 부위(planning target volume)도 병변의 궤적에 대응하여 일정한 궤적(1120)에 따라 이동하게 된다.
- [0082] 이하 도 11 및 12를 참조하여 본 발명에 의한 상기 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성하는 궤적 영상 생성부(22)의 구체적인 동작을 설명한다.
- [0083] 도 12를 참조하면, 궤적 영상 생성부(22)는 병변 검색부(221), 조사 부위 설정부(222) 및 궤적 표시부(223)로 구성된다.
- [0084] 병변 검색부(221)는 장기 영상 생성부(21)로부터 환자의 일 호흡 주기 동안의 상기 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 전송받아 그 전송받은 영상에서 병변의 위치를 검색하고, 검색한 병변의 위치 정보를 조사 부위 설정부(222)로 전송한다. 즉, 장기 영상 생성부(21)로부터 전송받은 영상에는 병변을 포함한 장기의 해부학적 정보가 포함되어 있다. 따라서 병변 검색부(221)가 장기의 해부학적 정보를 바탕으로 정상적인 조직과 병변을 구별해 낼 수 있다. 구체적으로 병변과 정상적인 조직 간의 색깔 차이, 혈관의 분포 차이 등을 기준으로 장기에서 정상적인 조직과 병변을 구별해낼 수 있다. 저장부(25)는 저장부(25)에 저장되어 있는 상기 병변과 정상적인 조직 간의 차이점에 대한 정보를 병변 검색부(221)로 전송하고, 병변 검색부(221)는 장기 영상 생성부(21)로부터 전송받은 영상에서 저장부(25)로부터 전송받은 정보를 이용하여 병변의 위치를 검색할 수 있다. 또한, 시술자가 병변의 위치를 직접 검색할 수도 있다. 이 경우 시술자가 상기 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 영상 표시 장치(30)를 통하여 확인하고 병변의 위치를 직접 검색한다.
- [0085] 조사 부위 설정부(222)는 병변 검색부(221)로부터 병변의 위치 정보를 전송 받아 그 정보를 이용하여 병변 검색부(221)가 검색한 병변 위치를 포함하는 주변부위를 조사 부위로 설정한다. 즉, 조사 부위 설정부(222)가 HIFU가 조사되어야 할 위치를 병변 뿐 만 아니라 그 병변을 포함하는 더 넓은 부위로 결정함으로써, HIFU 치료 효과를 더욱 높일 수 있다. 여기서 조사 부위는 HIFU 시스템 상의 오차 정보를 바탕으로 결정될 수 있다. 여기서 HIFU 시스템 상의 오차 정보란 추적용 초음파의 조사 등을 통해 파악한 암세포의 위치와 실제 암세포가 체내 특정 장기에 존재하는 위치 사이의 오차를 의미한다. 즉, 저장부(25)는 저장부(25)에 저장된 오차 정보를 조사 부위 설정부(222)로 전송하고, 조사 부위 설정부(222)는 전송받은 그 오차 정보를 이용하여 초음파 조사 장치(10)가 치료용 초음파를 조사할 조사 부위를 설정한다. 한편, 시술자가 조사 부위를 직접 결정할 수도 있다. 이 경우 시술자가 상기 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 영상 표시 장치(30)를 통하여 확인하고, 환자 병변의 상태 및 상기 오차 정보를 바탕으로 초음파 조사 장치(10)가 치료용 초음파를 조사할 조사 부위를 직접 결정할 수도 있다.
- [0086] 궤적 표시부(223)는 조사 부위 설정부(222)가 설정한 조사 부위 및 장기 영상 생성부(21)가 생성한 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 이용하여 환자의 일 호흡 주기 동안의 상기 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성한다. 구체적으로 궤적 표시부(223)는 장기 영상 생성부(21)로부터 전송받은 환자 고유의 해부학적 정보를 포함한 상기 체내 특정 장기의 움직임을 나타내는 영상을 구성하는 다수의 프레임들 각각에 상기 조사 부위를 표시하고, 움직임 영상 생성부(214)가 장기의 움직임을 나타내는 영상을 생성하는 방법과 동일한 방법을 이용하여 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성한다. 여기서 궤적 표시부(223)가 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상을 생성하는 방법은 앞에서 설명한 움직임 영상 생성부(214)가 장기의 움직임을 나타내는 영상을 생성하는 방법과 동일하다. 한편, 궤적 표시부(223)가 생성한 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상은 환자의 상기 체내 특정 장기의 형상은 제외하고 조사 부위의 움직임 궤적만을 표시한 영상 즉, 도 11에 도시한 바와 같은 영상으로 생성할 수도 있다.
- [0087] 이하 도 13 내지 16을 참조하여 본 발명에 의한 치료용 초음파 조사 장치(10)가 상기 환자의 체내 특정 장기 중

소정의 위치인 관측점에 추적용 초음파를 조사하고, 궤적 정보 획득부(23)가 그 초음파의 반사파를 이용하여 적어도 하나의 상기 조사 부위의 위치를 결정하는 구체적인 방법을 설명한다.

[0088] 도 13을 참조하면 궤적 정보 획득부(23)는 관측점 설정부(231), 관측점 위치 계산부(232) 및 조사 부위 위치 계산부(233)로 구성된다.

[0089] 우선 도 3을 참조하면, 궤적 정보 획득부(23)는 관측점의 위치를 설정한 후 환자의 일 호흡 주기 동안의 관측점의 변위를 계산하고, 그 계산된 관측점의 변위를 이용하여 조사 부위의 변위를 계산한다. 궤적 정보 획득부(23)는 계산된 조사 부위의 변위를 제어부(24)로 전송하고, 제어부(24)는 조사 부위의 변위에 대응하여 치료용 초음파를 조사할 하위 애퍼처들에 대한 초음파 조사 신호를 생성하여 그 신호를 치료용 초음파 조사 장치(10)에 전송한다. 치료용 초음파 조사 장치(10) 내의 하위 애퍼처들은 수신된 신호에 따라 조사 부위에 치료용 초음파를 조사한다.

[0090] 관측점 설정부(231)는 조사 부위와 인접한 위치에 관측점을 설정하고, 설정한 관측점의 위치에 대한 정보를 제어부(24)로 전송한다. 여기서 관측점은 치료용 초음파 조사 장치(10)가 치료용 초음파를 조사하는 부위인 조사 부위를 설정하기 위해 기준점으로 설정하는 지점이다. 관측점을 설정하는 이유는 조사 부위의 경우 초음파들의 집속으로 인하여 세포의 온도가 상승하거나 부피가 팽창하는 등의 변화로 인해 초음파의 송수신에 변화가 발생한다. 따라서, 초음파를 일정 지역으로 지속적으로 집속시키고 있는지 확인함에 있어서 어려움이 있기 때문이다. 관측점에서는 초음파들이 집속되지 않기 때문에 관측점으로 설정된 지점에 위치한 세포는 물리적인 변화가 없다. 치료용 초음파 조사 장치(10)를 구성하는 일부 하위 애퍼처들이 관측점으로 추적용 초음파들을 송수신하여 환자의 호흡으로 인하여 움직이는 관측점의 위치를 지속적으로 확인하고, 조사 부위 위치 계산부(233)가 확인된 관측점을 기준으로 조사 부위의 변위를 계산하여 치료용 초음파 조사 장치(10)가 치료용 초음파들을 조사 부위에 집속하도록 한다. 여기서 치료용 초음파들이 집속될 조사 부위가 복수 개 선정되는 경우에는 이하의 과정을 반복한다.

[0091] 제어부(24)는 관측점 설정부(231)로부터 전송받은 관측점의 위치에 대한 정보를 이용하여 추적용 초음파를 조사할 치료용 초음파 조사 장치(10)를 구성하는 하위 애퍼처들 중 일부에 대한 초음파 조사 신호를 생성하고, 그 신호를 치료용 초음파 조사 장치(10)에 전송한다. 치료용 초음파 조사 장치(10) 내의 하위 애퍼처들 중 일부는 수신된 신호에 따라 관측점의 위치에 추적용 초음파를 조사한다.

[0092] 이하 본 발명의 일 실시예에 따라 관측점 위치 계산부(232)가 환자의 일 호흡 주기 동안 관측점이 이동한 변위를 계산하는 구체적인 방법을 도 14를 통하여 설명한다.

[0093] 도 14는 관측점 위치 계산부(232)가 관측점의 변위를 삼각 측량 방식을 이용하여 계산하는 것을 설명하기 위한 도면이다. 도 14를 참조하면, 치료용 초음파 조사 장치(10) 내의 3개의 하위 애퍼처들(1410 내지 1430)은 관측점으로 추적용 초음파를 조사하고 그 반사파를 수신한다. 한편, 관측점을 임의의 좌표축의 원점으로 설정한다. 이 때, 관측점의 변위 벡터(displacement vector, Δd)는 다음의 수학식 11과 같이 계산된다.

수학식 11

$$\Delta d = \frac{c}{2} (A^T A)^{-1} \Delta t$$

[0094]

$$A = \begin{pmatrix} a_{1x} & a_{1y} & a_{1z} \\ a_{2x} & a_{2y} & a_{2z} \\ \dots & \dots & \dots \\ a_{Nx} & a_{Ny} & a_{Nz} \end{pmatrix}$$

[0095]

수학식 11에서,

$$\Delta t = (\Delta t_1, \Delta t_2, \dots, \Delta t_N)^T \text{ 이고,}$$

$$\Delta d = (\Delta d_x, \Delta d_y, \Delta d_z)^T \text{ 이다.}$$

[0096]

여기서, c 는 체내에서 초음파의 속도이고, Δt 는 각각의 하위 애퍼처에서 측정된 시간차(t_i)를 행렬로 표현한 것

을 의미한다. 도 15를 참조하면, Δt 는 참조파(1510)를 기준으로 반사파(1520)의 위상 변화(phase shift) 정도를 이용하여 구할 수 있다. 여기에서 참조파(1510)는 이전 시점에서의 반사파를 의미한다. 즉, 참조파(1510)에서 선택한 임의의 지점과 대응되는 지점을 반사파(1520)에서 선택하고, 양 지점 사이의 시간을 계산하면 Δt 를 구할 수 있다.

[0097] 구체적으로 t_i 는 다음의 수학적 식 12를 이용하여 계산된다.

수학적 식 12

$$t_i = 2 \frac{a_{ix}dx + a_{iy}dy + a_{iz}dz}{c}$$

[0098]

[0099] 수학적 식 12에서 a_i 는 관측점에서 i 번째 하위 애퍼처를 향하는 단위 벡터(normalized vector)이며, 이는 i 번째 하위 애퍼처의 초음파의 방향을 나타낸다. a_i 는 (a_{ix}, a_{iy}, a_{iz}) 로 구성된다.

[0100] 예를 들어, $N=3(i=1,2,3)$ 인 경우에 Δd 를 계산하는 과정을 설명한다. 관측점 위치 계산부(232)는 3개의 하위 애퍼처들로부터 수신한 정보를 바탕으로 시간차들 t_1 , t_2 및 t_3 를 계산한다. 시간차들은 호홉이 정지 상태일 때 측정된 시간과 호홉 중일 때 측정된 시간과의 차이를 나타낸다. a_i 는 관측점에서 i 번째 하위 애퍼처를 향하는 단위 벡터이므로, 이동 전 즉, 이전 시점에서 계산된 관측점과 하위 애퍼처들의 위치에 따라 결정되는 값이다. 한편, c 는 체내에서 초음파의 속도이다. 따라서, dx , dy 및 dz 를 변수로 3개의 연립 방정식들을 얻을 수 있다.

그 3개의 연립 방정식들을 풀어 $\Delta d = (\Delta d_x, \Delta d_y, \Delta d_z)$ 를 구할 수 있다. 관측점 위치 계산부(232)는 관측점의 이전시점에서의 위치와 변위 벡터를 더하여 관측점의 현재 위치를 계산한다.

[0101] 조사 부위 위치 계산부(233)는 관측점 위치 계산부(232)가 계산한 관측점의 현재 위치를 이용하여 조사 부위의 현재 위치를 계산한다. 환자의 일 호홉 주기 동안 일정 시점 간격으로 계산한 조사 부위의 현재 위치를 조합하면 환자의 일 호홉 주기 동안의 상기 조사 부위의 움직임 정보를 도출할 수 있다. 즉, 도 16에서 보는 바와 같이 환자의 일 호홉 주기 동안 중 일정 시점 간격으로 조사 부위 위치 계산부(233)에서 계산한 조사 부위의 그 시점에서의 위치(1610)들을 조합하면 일 호홉 주기 전체에서의 조사 부위의 위치 정보를 도출할 수 있다. 구체적으로 조사 부위 위치 계산부(233)는 관측점 위치 계산부(232)에서 계산한 관측점의 현재 위치에 대응되는 조사 부위의 현재 위치를 계산한다. 관측점 설정부(231)에서 관측점을 설정할 때, 조사 부위와 인접한 위치에 관측점을 설정한 것이므로, 조사 부위와 관측점 사이의 거리 정보를 이용하면 조사 부위의 현재 위치를 계산할 수 있다. 그 계산된 조사 부위의 현재 위치(1610)을 조합하면 일 호홉 주기 전체에서의 조사 부위의 위치 정보를 도출할 수 있는 것이다. 조사 부위 위치 계산부(233)는 조사 부위 위치 계산부(233)에서 결정한 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보를 제어부(24) 및 궤적 영상 갱신부(26)로 전송한다.

[0102] 제어부(24)는 조사 부위 위치 계산부(233)가 전송한 정보를 수신하고, 조사 부위의 현재 위치에 대응하여 치료용 초음파를 조사할 하위 애퍼처들에 대한 초음파 조사 신호를 생성하여 그 정보를 치료용 초음파 조사 장치(10)에 전송한다. 치료용 초음파 조사 장치(10) 내의 하위 애퍼처들은 수신된 신호를 이용하여 조사 부위에 치료용 초음파를 조사한다.

[0103] 이하 도 3 및 도 17 내지 19를 참조하여, 궤적 영상 생성부(22)가 생성한 상기 환자의 일 호홉 주기 동안의 상기 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상의 움직임 궤적 내에 궤적 정보 획득부(23)가 도출한 조사 부위의 움직임 정보가 포함되지 않거나 또는 포함되지 않을 것으로 예상되는 경우의 본 발명에 따른 구체적인 일 실시예를 설명한다.

[0104] 궤적 영상 갱신부(26)는 궤적 영상 생성부(22)가 생성한 영상과 궤적 정보 획득부(23)가 획득한 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보를 각각 궤적 영상 생성부(22)와 궤적 정보 획득부(23)로부터 전송받는다. 그 후, 궤적 영상 갱신부(26)는 움직임 정보 즉, 조사 부위의 현재 위치 정보를 상기 영상 위에 표시한다. 구체적으로, 도 17에서 보는 바와 같이 궤적 영상 갱신부(26)는 환자의 일 호홉 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적(1710)을 나타내는 영상에서의 좌표축과 대응되는 좌표축을 기준으로 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보(1720)를

변환한다. 이렇게 변환된 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보를 궤적 영상 생성부(22)가 생성한 영상 위에 표시하면, 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적(1710) 내에 상기 조사 부위의 움직임 정보가 포함되는지 여부를 판단할 수 있다.

[0105] 비교부(27)는 조사 부위의 움직임 정보가 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적 내에 포함되는지 여부를 판단한다. 즉, 궤적 정보 획득부(23)가 획득한 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보는 그 도출과정에 있어서 오차가 발생할 수 있다. 만일 그 오차로 인하여 조사 부위의 현재 위치가 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 벗어난다면, 치료용 초음파 조사 장치(10)가 조사하는 치료용 초음파는 의도하지 않은 부위에 치료용 초음파가 조사되는 결과가 발생한다. 따라서 그러한 경우에는 치료용 초음파 조사 장치(10)가 치료용 초음파의 조사를 중지하도록 하는 과정이 필요하다.

[0106] 구체적으로 비교부(27)는 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보가 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 벗어나는 경우나 벗어날 것으로 예상되는 경우에 해당되는지 여부를 판단한다. 즉, 도 18에서 보는 바와 같이 조사 부위의 움직임 궤적(1830)으로부터 조사 부위의 현재 위치가 벗어나는 경우(1810) 또는 벗어날 것으로 예상되는 경우(1820)에 해당되는지 여부를 판단한다. 그 후, 비교부(27)는 위의 경우가 발생되면 영상 표시 장치에 HIFU 시스템의 운영자 즉, 시술하는 의사 등에게 알리거나 또는 HIFU 시스템의 동작을 정지시킬 수 있는 신호를 생성한다. 구체적으로 비교부(27)는 영상 표시 장치(30)에 위의 경우가 발생되었음을 알리는 소정의 화면을 표시하거나 또는 소정의 음향을 발생시킬 수 있는 신호를 생성하여, 그 신호를 영상 표시 장치(30)로 전송한다. 또는 비교부(27)는 초음파 조사 장치(10)의 동작을 정지시키는 신호를 생성하여, 그 신호를 제어부(24)로 전송한다.

[0107] 도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 궤적 영상 갱신부(26)와 비교부(27)의 동작을 나타내는 플로우 차트이다.

[0108] 1910 단계에서, 궤적 영상 갱신부(26)는 환자의 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 나타내는 영상에서의 좌표축과 대응되는 좌표축을 기준으로 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보를 변환하는 방식으로 조사 부위의 현재 위치 정보를 상기 영상에 정합한다.

[0109] 1920 단계에서, 비교부(27)는 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보가 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 벗어나는 경우나 벗어날 것으로 예상되는 경우인지 여부를 판단한다.

[0110] 조사 부위의 현재 위치에 대한 정보가 일 호흡 주기 동안의 조사 부위의 움직임 궤적을 벗어나는 경우나 벗어날 것으로 예상되는 경우에 해당된다면 비교부(27)는 경고 신호를 생성하고, 비교부(27)는 그 경고 신호를 영상 표시 장치(30)로 전송(1930 단계)하거나, 제어부로 전송(1940 단계)한다. 여기서 경고 신호는 치료용 초음파 조사 장치(10)가 치료용 초음파를 환자의 인체에 조사하지 않도록 하기 위한 신호이다. 구체적으로 영상 표시 장치(30)는 비교부(27)로부터 경고 신호를 전송받아 HIFU 시스템의 운영자에게 위의 경우가 발생되었음을 알리는 소정의 화면을 표시하거나 또는 소정의 음향을 발생시킨다. 한편, 제어부(27)는 비교부(27)로부터 경고 신호를 전송받아 치료용 초음파 조사 장치(10)의 동작을 정지시키는 신호를 생성하고, 그 신호를 치료용 초음파 조사 장치(10)에 전송한다.

[0111] 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, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등)와 같은 저장매체를 포함한다.

[0112] 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

[0113] 21 : 장기 영상 생성부

22 : 궤적 영상 생성부

23 : 궤적 정보 획득부

24 : 제어부

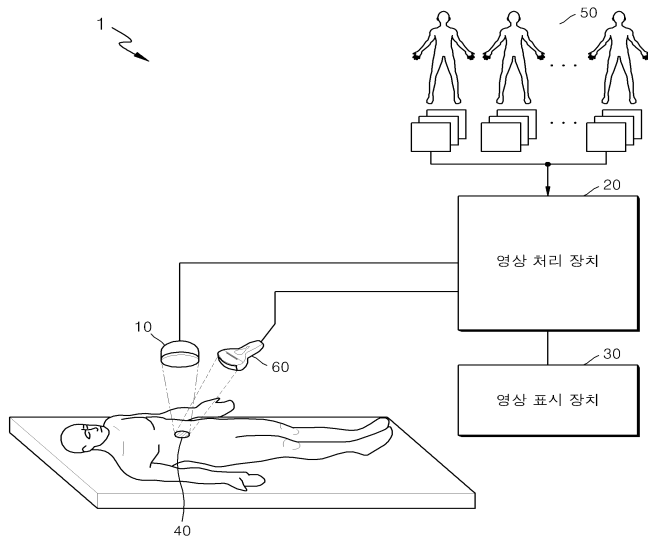
25 : 저장부

26 : 궤적 영상 갱신부

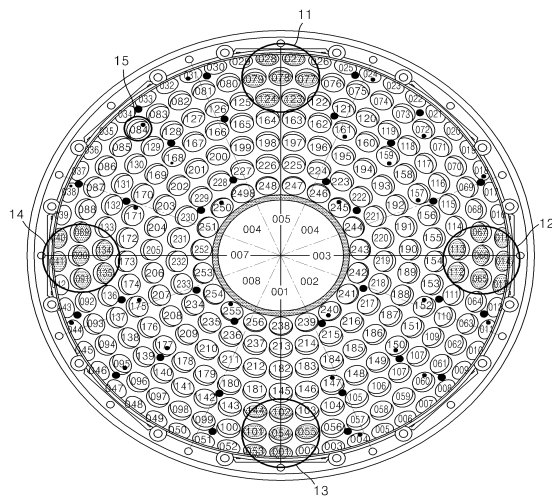
27 : 비교부

도면

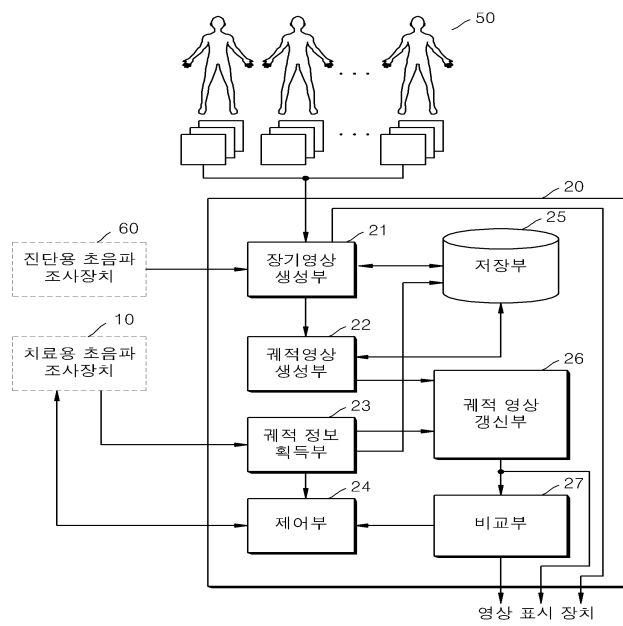
도면1



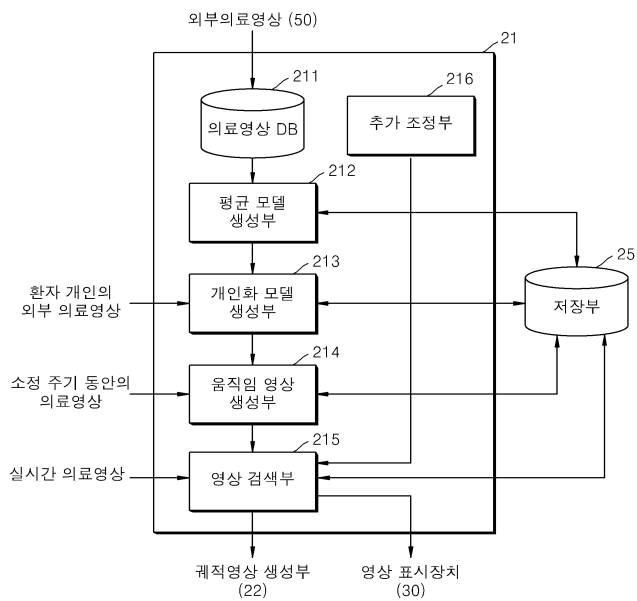
도면2



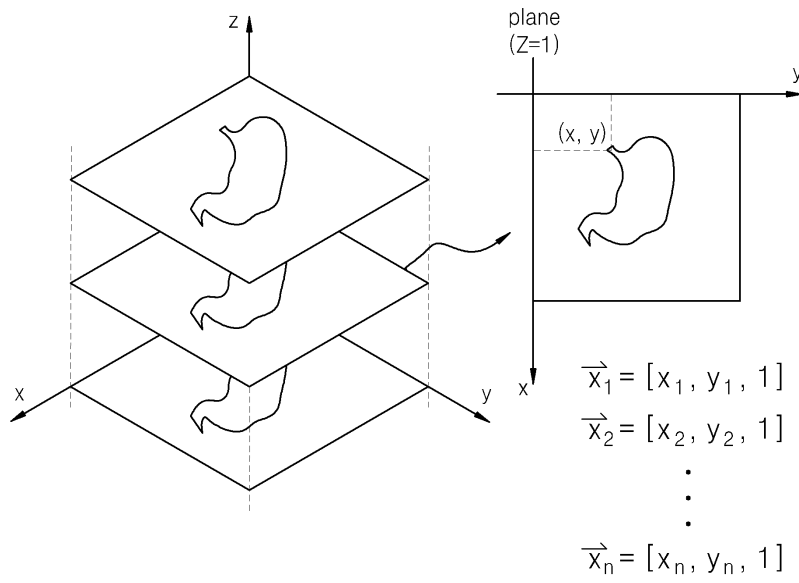
도면3



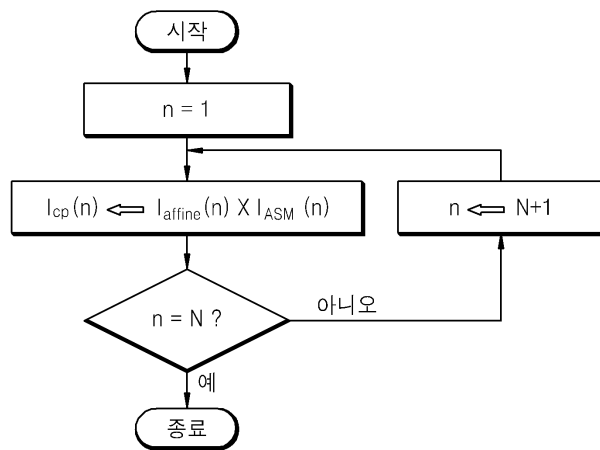
도면4



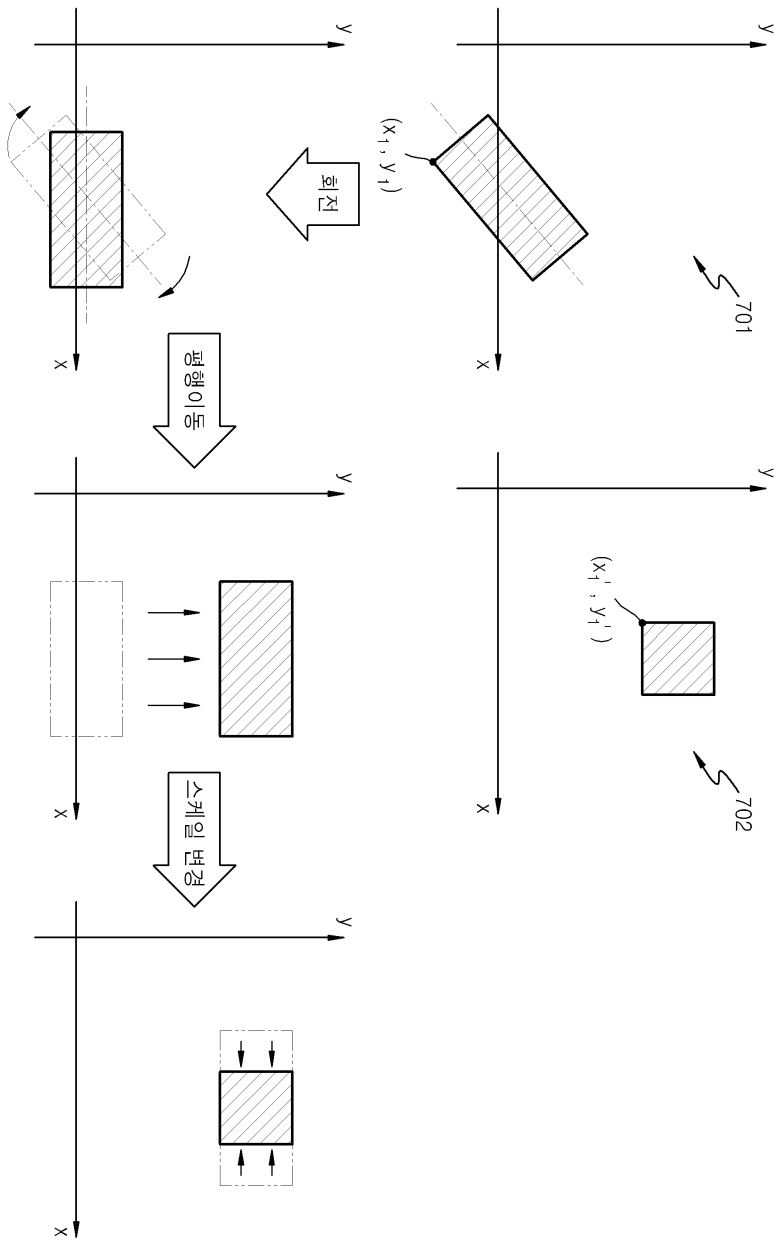
도면5



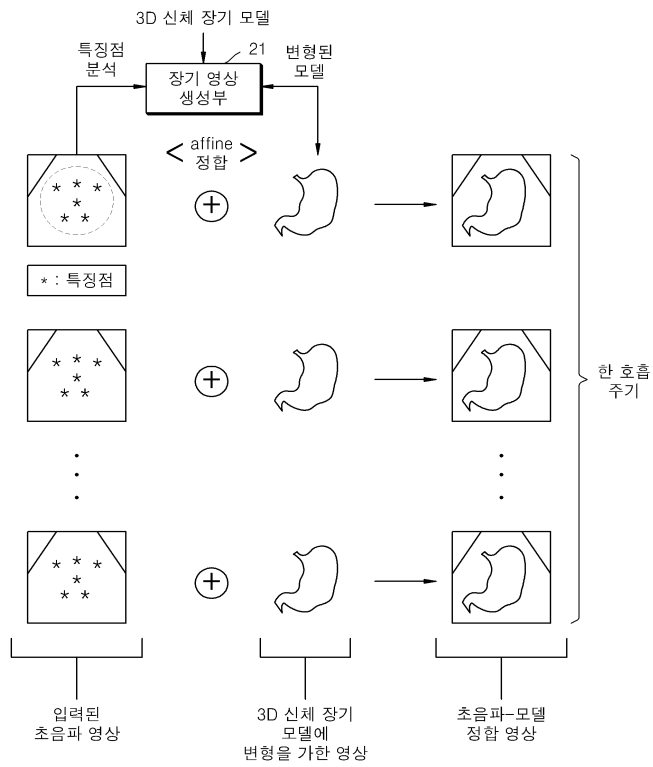
도면6



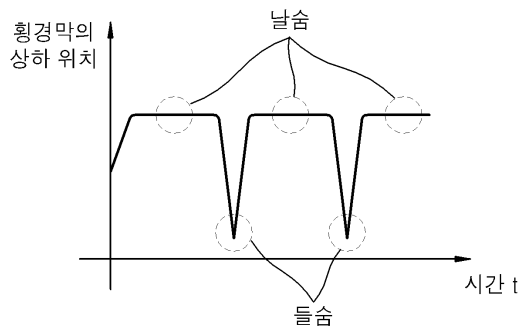
도면7



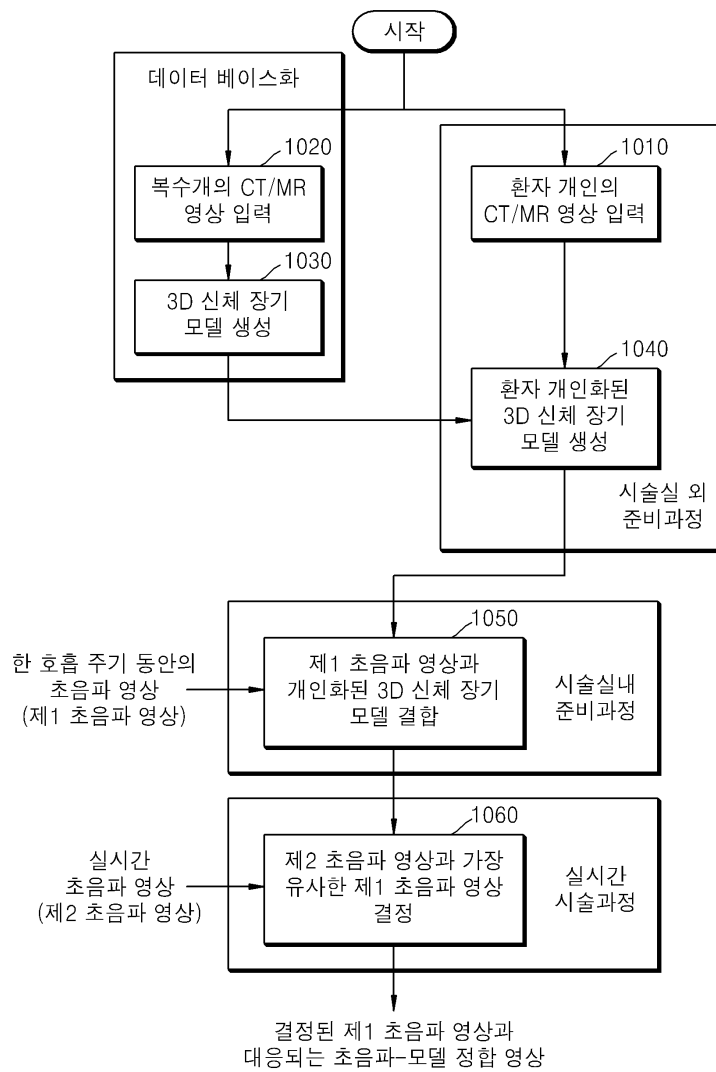
도면8



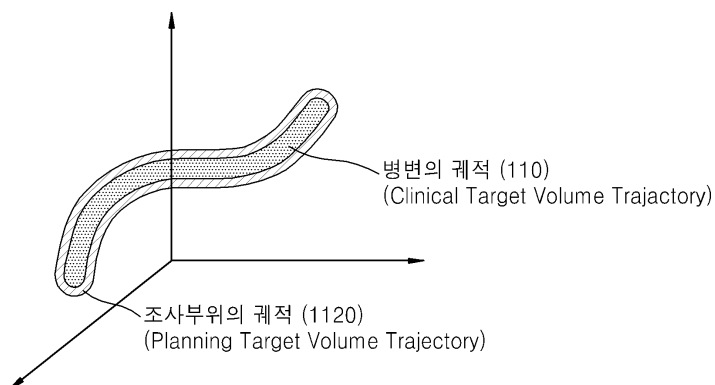
도면9



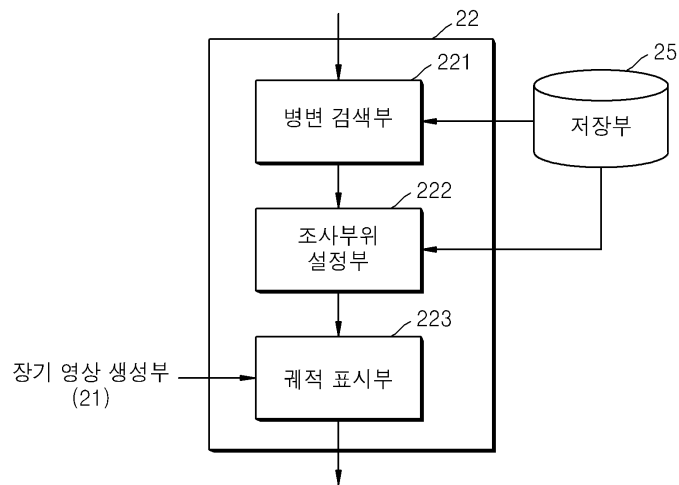
도면10



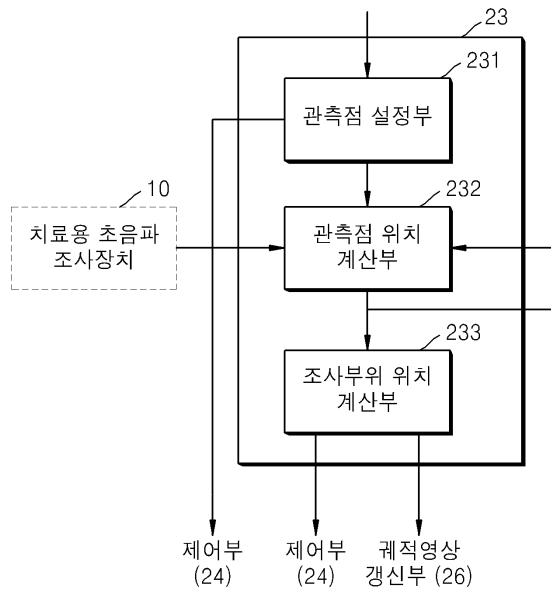
도면11



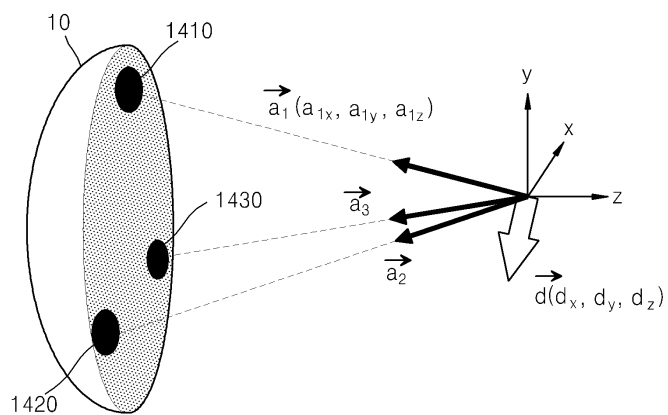
도면12



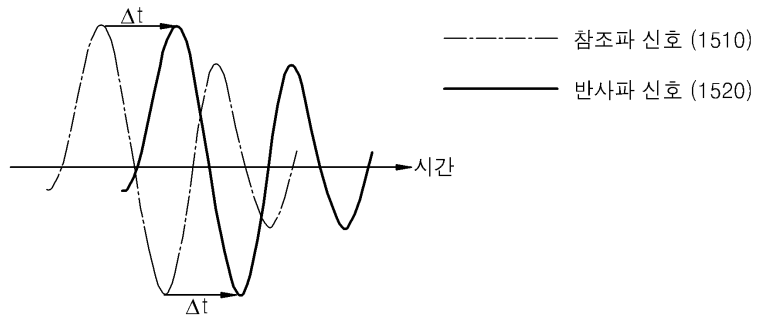
도면13



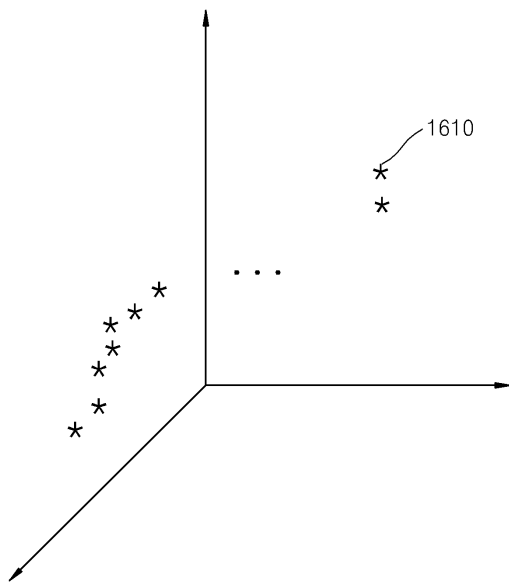
도면14



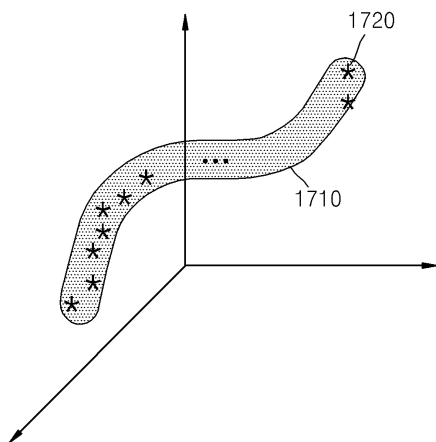
도면15



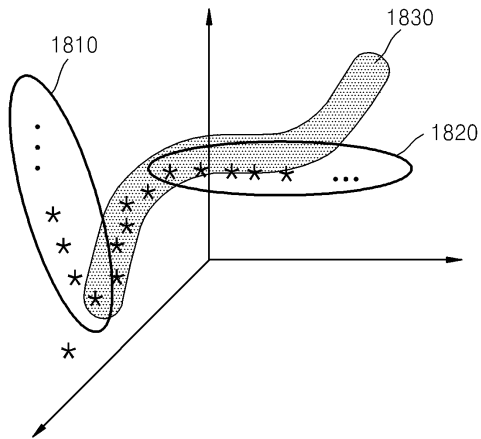
도면16



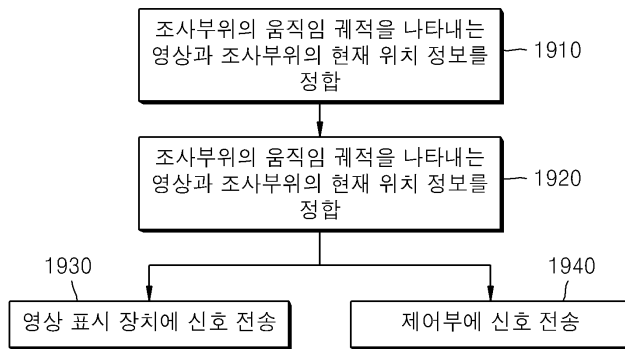
도면17



도면18



도면19



专利名称(译)	标题：用于跟踪位于使用超声移动的器官内的病变的运动轨迹的方法和系统		
公开(公告)号	KR1020140021109A	公开(公告)日	2014-02-20
申请号	KR1020120086391	申请日	2012-08-07
[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	HWANG YOUNG KYOO 황영규 KIM JUNG BAE 김정배 BANG WON CHUL 방원철 KIM DO KYOON 김도균		
发明人	황영규 김정배 방원철 김도균		
IPC分类号	A61B8/14 A61N7/00 A61B5/113		
CPC分类号	A61B8/14 A61N7/00 A61N2007/0052 G01S15/8906		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据一种用于追踪患者体内移动器官中病变轨迹的方法，该方法包括：在显示特定器官的图像中产生第一图像的步骤，示出超声波的部分的轨迹。在患者的呼吸循环期间发出治疗波;发射超声波以跟踪特定器官并通过使用超声波的反射波进行跟踪来确定发射光的至少一个位置的步骤;以及确定所发射光的确定位置是否位于移动轨迹中的步骤。

