



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0146955
(43) 공개일자 2014년12월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/02 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0069958
(22) 출원일자 2013년06월18일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
황영규
서울 강남구 강남대로124길 53, 301호 (논현동)
방원철
경기 성남시 분당구 불정로 361, 510동 1504호 (서현동, 효자촌삼환아파트)
(74) 대리인
리엔목특허법인

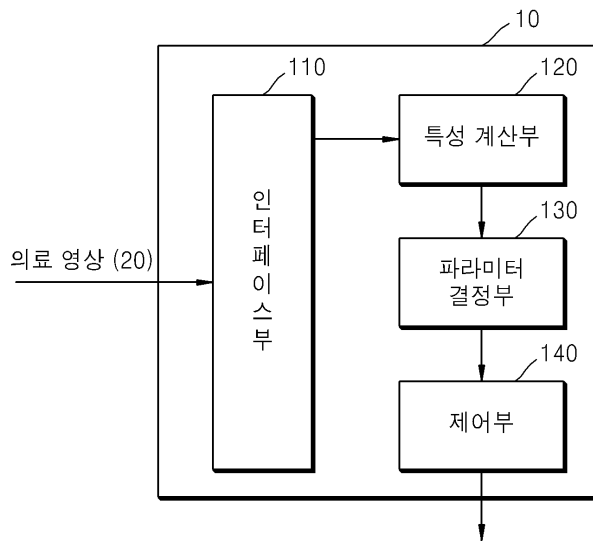
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 초음파를 생성하는 방법, 장치 및 시스템

(57) 요약

초음파 조사 장치에서 조사될 초음파를 생성하는 방법은 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하고, 획득된 의료 영상을 이용하여 상기 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직(tissue)들의 상기 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다. 그리고, 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 피사체에 초점을 형성하기 위한 상기 초음파의 파라미터를 결정하고, 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 초음파를 생성한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

이호택

경기 용인시 기흥구 보정로 87, 212동 1001호 (보정동, 현대아이파크1차아파트)

김상현

경기 화성시 동탄중앙로 99, 516동 704호 (반송동, 동탄새강마을휴먼시아아파트)

박지영

경기 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 D-207 (농서동, 삼성종합기술원)

김도균

경기 성남시 분당구 분당로381번길 6-6, 3층 (분당동)

김창용

서울 강남구 역삼로 307, 204동 803호 (역삼동, 역삼아이파크)

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 조사 장치에서 조사될 초음파를 생성하는 방법에 있어서,

피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 단계;

상기 의료 영상을 이용하여 상기 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직(tissue)들의 상기 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 단계;

상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 피사체에 초점을 형성하기 위한 상기 초음파의 파라미터를 결정하는 단계; 및

상기 결정된 파라미터에 따른 상기 초음파를 생성하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 계산하는 단계는 상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치의 엘리먼트(element)로부터 상기 초점까지 상기 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직(tissue)들에 대한 특성을 계산하는 방법.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 특성은 상기 조직(tissue)들 각각을 통과하는 상기 초음파의 속도(speed), 상기 조직(tissue)들 각각의 밀도(density), 상기 조직들 각각에 대한 상기 초음파의 감쇠 계수(attenuation coefficient) 또는 그들의 조합을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치를 교정(calibration)하는 단계를 더 포함하고,

상기 계산하는 단계는 상기 교정(calibration)된 상기 초음파 조사 장치 및 상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치의 엘리먼트(element)로부터 상기 초점까지 상기 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직(tissue)들에 대한 특성을 계산하는 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 교정(calibration)하는 단계는

진단용 초음파 조사 장치를 이용하여 상기 피사체에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계;

상기 초음파 영상과 상기 의료 영상이 정합된 영상을 이용하여 상기 진단용 초음파 조사 장치를 교정(calibration)하는 단계; 및

상기 교정(calibration)된 상기 진단용 초음파 조사 장치를 이용하여 상기 초음파 조사 장치를 교정(calibration)하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 교정(calibration)은 상기 초음파 조사 장치의 좌표를 조정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 의료 영상은 CT(computed tomography) 영상을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 파라미터를 결정하는 단계는 상기 초음파 조사 장치에서 조사되는 초음파의 소정의 특성들 및 상기 계산된 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 조합하여 결정하는 단계를 특징으로 하는 방법.

청구항 9

초음파 조사 장치에 있어서,

피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 인터페이스부;

상기 의료 영상을 이용하여 상기 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직(tissue)들의 상기 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 특성 계산부;

상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 피사체에 초점을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 결정하는 파라미터 결정부; 및

상기 결정된 파라미터에 따른 상기 초음파를 생성하기 위한 제어 신호를 생성하는 제어부를 포함하는 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 특성 계산부는 상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치의 엘리먼트(element)로부터 상기 초점의 위치까지 상기 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직(tissue)들에 대한 특성을 계산하는 장치.

청구항 11

제9항 또는 제10항에 있어서,

상기 특성은 상기 조직(tissue)들을 통과하는 상기 초음파의 속도(speed), 상기 조직(tissue)들 각각의 밀도(density), 상기 조직들 각각에 대한 상기 초음파의 감쇠 계수(attenuation coefficient) 또는 그들의 조합을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 12

제9항에 있어서,

상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치를 교정(calibration)하는 교정부를 더 포함하는 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 교정부는

상기 인터페이스부로부터 상기 피사체에 대한 초음파 영상을 획득하고, 상기 초음파 영상과 상기 의료 영상이 정합된 영상을 이용하여 진단용 초음파 조사 장치를 교정(calibration)하고, 상기 교정(calibration)된 상기 진단용 초음파 조사 장치를 이용하여 상기 초음파 조사 장치를 교정(calibration)하는 장치.

청구항 14

제9항에 있어서,

상기 의료 영상은 CT(computed tomography) 영상을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15

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

청구항 16

초음파 조사장치에서 조사될 초음파를 생성하는 방법에 있어서,

비균일한 조직을 포함하는 피사체의 영상을 획득하는 단계; 및

상기 영상을 이용하여 상기 비균일한 조직의 특성이 반영된 상기 초음파의 파라미터를 결정하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 피사체의 영상은 사람의 체내 장기들을 포함하는 의료 영상인 방법.

청구항 18

제16항에 있어서,

상기 결정하는 단계는

상기 영상을 이용하여 상기 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 상기 비균일한 조직에 대한 특성을 계산하는 단계; 및

상기 계산된 특성을 이용하여 상기 피사체에 초점을 형성하기 위한 상기 초음파의 파라미터를 결정하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 결정하는 단계는

상기 초음파가 균일한 조직을 진행하는 경우에 상기 초점의 위치에서의 음압을 나타내는 제 1 음압을 계산하는 단계;

초음파 조사 장치에 포함된 엘리먼트들 중에서 상기 초음파를 조사할 적어도 하나 이상의 엘리먼트들을 결정하고, 상기 결정된 엘리먼트들 각각의 입자 속도를 설정하는 단계;

상기 설정된 입자 속도를 이용하여 생성된 상기 초음파가 상기 비균일한 조직을 진행하는 경우에 상기 초점의 위치에서의 음압을 나타내는 제 2 음압을 계산하는 단계; 및

상기 제 1 음압과 상기 제 2 음압의 관계에 기초하여 상기 초음파의 파라미터를 결정하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 결정하는 단계는

상기 제 1 음압과 상기 제 2 음압의 차이가 임계값을 초과하는지 여부를 판단하는 단계; 및

상기 차이가 상기 임계값을 초과하는 경우에는 상기 결정된 엘리먼트들 각각의 입자 속도를 재설정하는 단계;를 포함하는 방법.

명세서

기술분야

초음파를 생성하는 방법, 장치 및 시스템 개시된다.

[0001]

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.
- [0003] HIFU 나이프를 이용한 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] 초음파를 생성하는 방법, 장치 및 시스템을 제공한다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는데 있다. 해결하려는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0005] 일 측면에 따른 초음파 조사 장치에서 조사될 초음파를 생성하는 방법은, 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 단계; 상기 의료 영상을 이용하여 상기 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직(tissue)들의 상기 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 단계; 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 피사체에 초점을 형성하기 위한 상기 초음파의 파라미터를 결정하는 단계; 및 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 초음파를 생성하는 단계를 포함한다.
- [0006] 다른 측면에 따른 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 상술한 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 포함한다.
- [0007] 또 다른 측면에 따른 초음파 조사 장치는, 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 인터페이스부; 상기 의료 영상을 이용하여 상기 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직(tissue)들의 상기 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 특성 계산부; 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 피사체에 초점을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 결정하는 파라미터 결정부; 및 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 초음파를 생성하기 위한 제어 신호를 생성하는 제어부를 포함한다.
- [0008] 또 다른 측면에 따른 초음파 조사장치에서 조사될 초음파를 생성하는 방법은, 비균일한 조직을 포함하는 피사체의 영상을 획득하는 단계; 및 상기 영상을 이용하여 상기 비균일한 조직의 특성이 반영된 상기 초음파의 파라미터를 결정하는 단계;를 포함한다.

발명의 효과

- [0009] 상기된 바에 따르면, 초음파의 이동 경로에 존재하는 조직들 간의 비균질성을 미리 고려하여 의도한 위치에 정확하게 초점을 형성할 수 있는 초음파를 생성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0010] 도 1은 일 실시예에 따른 초음파 제어 장치의 일 예를 도시한 구성도이다.
- 도 2는 다른 실시예에 따른 초음파 제어 장치의 일 예를 도시한 구성도이다.
- 도 3은 교정부가 치료용 초음파 조사 장치를 교정하는 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 4는 특성 계산부의 일 예를 도시한 구성도이다.
- 도 5는 치료용 초음파 조사 장치의 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 일 예를 도시한 도면이다.
- 도 6은 제1 모델 생성부가 생성하는 그래프 모델의 일 예를 도시한 도면이다.

도 7은 제2 모델 생성부가 생성하는 테이블 모델의 일 예를 도시한 도면이다.

도 8은 HIFU 시스템을 도시한 구성도이다.

도 9는 일 실시예에 따른 치료용 초음파를 생성하는 방법을 나타낸 흐름도이다.

도 10은 파라미터 결정부가 동작하는 일 예를 도시한 흐름도이다.

도 11은 파라미터 결정부가 동작하는 다른 예를 도시한 흐름도이다.

도 12는 일 실시예에 따른 치료용 초음파 조사 장치와 초점 사이의 관계를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0011] 이하에서는 도면을 참조하여 실시예들을 상세히 설명한다.
- [0012] 도 1은 일 실시예에 따른 초음파 제어 장치(10)의 일 예를 도시한 도면이다. 도 1을 참조하면, 초음파 제어 장치(10)는 인터페이스부(110), 특성 계산부(120), 파라미터 결정부(130) 및 제어부(140)로 구성된다.
- [0013] 도 1에 도시된 초음파 제어 장치(10)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다. 또한, 도 1에 도시된 초음파 제어 장치(10)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다.
- [0014] 인터페이스부(110)는 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상(20)을 획득한다. 구체적으로, 인터페이스부(110)는 외부로부터 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상(20)을 획득할 수 있다. 피사체는 하나 이상의 조직(tissue)들을 포함할 수 있고, 치료용 초음파 조사 장치는 피사체의 목표가 되는 지점에 치료용 초음파의 초점을 형성할 수 있다. 예를 들어, 피사체는 피부(skin), 뼈(bone), 근육(muscle), 혈액(blood), 장기(organ) 등 서로 다른 조직 또는 이들의 조합 등으로 구성된 비균일한(heterogeneous) 신체의 일부분이 해당 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 또한, 피사체의 해부학적 정보는 하나 이상의 조직들의 위치, 크기 등의 정보가 해당될 수 있다. 또한, 의료 영상(20)은 피사체에 대하여 미리 획득되고 저장된 CT(computed tomography) 영상 또는 MR(magnetic resonance) 영상이 해당 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 예를 들어, 동일한 피사체에 대하여 이전에 획득되고 저장된 영상을 인터페이스부(110)를 통하여 입력할 수도 있고, 초음파 치료 직전에 획득한 영상을 입력할 수도 있다.
- [0015] 여기에서, 인터페이스부(110)는 데이터의 입력 또는 출력을 수행하는 유닛(unit)일 수 있고, 사용자가 직접 입력하는 정보를 다른 유닛들에 전송하는 유닛일 수도 있다.
- [0016] 특성 계산부(120)는 의료 영상(20)을 이용하여 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다. 예를 들어, 특성 계산부(120)는 인터페이스부(110)로부터 의료 영상(20)을 전송받고, 의료 영상(20)을 이용하여 하나 이상의 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다. 여기에서 피사체를 구성하는 조직은 피부(skin), 뼈(bone), 근육(muscle), 혈액(blood), 장기(organ) 등을 의미할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0017] 또한, 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들은 하나 이상의 조직들 각각의 물리적 특성들을 의미한다. 여기에서 물리적 특성들은 조직들 각각을 통과하는 치료용 초음파의 속도(speed), 조직들 각각의 밀도(density), 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수(attenuation coefficient) 또는 그들의 조합이 해당될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0018] 초음파는 방사되는 물리적 매질에서의 진동에 의한 파동이므로, 전파되는 속도는 매질의 밀도에 영향을 받는다. 구체적으로 매질의 밀도가 높아지면 초음파의 전송속도가 높아진다. 또한, 초음파는 매질 자체를 통과하면서 매질에 흡수되거나 산란되어 강도나 진폭이 약해지는 현상이 발생하는데 이를 초음파의 감쇠(attenuation)라고 한다. 구체적으로 초음파의 감쇠 정도는 초음파의 주파수에 비례하며 통과조직 내부에 존재하는 단백질의 함량에 비례하며 수분 함량에 반비례한다.
- [0019] 파라미터 결정부(130)는 계산된 특성들을 이용하여 치료용 초음파를 초점에 조사하기 위한 파라미터를 결정한다. 예를 들어, 파라미터 결정부(130)는 특성 계산부(120)로부터 계산된 특성들을 전송받아, 특성들을 이용하여 초점에 치료용 초음파를 조사하기 위한 파라미터를 결정한다.
- [0020] 제어부(140)는 결정된 파라미터에 따른 치료용 초음파를 생성하기 위한 신호를 생성한다. 예를 들어, 제어부

(140)는 파라미터 결정부(130)로부터 결정된 파라미터를 전송받아, 치료용 초음파 조사 장치의 제어 신호를 생성한다.

[0021] 이렇게 초음파 제어 장치(10)는 조직을 통과하는 치료용 초음파의 속도, 조직의 밀도, 치료용 초음파의 감쇠 계수 등을 계산하여, 치료용 초음파 조사 장치가 원하는 위치에 초점을 형성하도록, 치료용 초음파를 정밀하게 제어할 수 있다. 또한, 초음파 제어 장치(10)는 치료용 초음파의 조사 강도 및 조사 시간도 제어할 수 있다.

[0022] 도 2은 본 실시예에 따른 초음파 제어 장치(10)의 다른 예를 도시한 도면이다. 도 2을 참조하면, 초음파 제어 장치(10)는 인터페이스부(110), 특성 계산부(120), 파라미터 결정부(130), 제어부(140) 뿐만 아니라 교정부(150)를 더 포함할 수 있다.

[0023] 도 2에 도시된 초음파 제어 장치(10)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 2에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다. 또한, 도 2에 도시된 초음파 제어 장치(10)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다.

[0024] 인터페이스부(110)는 진단용 초음파 조사 장치로부터 피사체에 대한 초음파 영상을 획득할 수도 있다. 그 외에, 도 2에 도시된 인터페이스부(110), 특성 계산부(120), 파라미터 결정부(130) 및 제어부(140)의 동작은 전술한 바와 같다.

[0025] 진단용 초음파 조사 장치(40)는 피사체에 진단용 초음파를 조사하고, 반사된 초음파 신호를 획득한다. 구체적으로, 진단용 초음파 조사 장치(40)에서 2 ~ 18 MHz 범위의 진단용 초음파가 피사체에 조사되면, 이 초음파는 여러 다른 조직들 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 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(40)의 압전 변환기를 진동시키고, 압전 변환기는 이 진동들에 따른 전기적 펄스들(electrical pulses)을 출력한다.

[0026] 다만, 진단용 초음파 조사 장치(40)는 전기적 펄스 신호들을 이용하여 직접 피사체에 대한 초음파 영상을 생성할 수도 있고, 후술할 교정부(150)에서 전기적 펄스 신호들을 이용하여 피사체에 대한 초음파 영상을 생성할 수도 있다. 여기에서 진단용 초음파 조사 장치(40)가 직접 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 진단용 초음파 조사 장치(40)는 생성한 초음파 영상에 대한 정보를 인터페이스부(110)로 전송한다. 한편, 후술할 교정부(150)에서 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 전기적 펄스 신호들을 인터페이스부(110)로 전송한다.

[0027] 또한, 진단용 초음파 조사 장치(40)와 치료용 초음파 조사 장치(30)는 일정한 위치 관계를 가진다. 예를 들어, 진단용 초음파 조사 장치(40)와 치료용 초음파 조사 장치(30)가 일정한 위치를 사이에 두고 서로 분리되어 동작할 수 있고, 서로 인접하여 동작할 수도 있다.

[0028] 또한, 도 2에는 도시되지 않았으나, 치료용 초음파 조사 장치(30)는 복수의 엘리먼트(element)들의 조합으로 구성될 수 있다. 여기서 엘리먼트들은 제어부(140)가 송신한 신호를 받아 각각 개별적으로 치료용 초음파를 조사할 수 있고, 초음파를 조사하는 시간도 각각 다르게 설정될 수 있다. 이렇게 엘리먼트들이 개별적으로 초음파를 조사하게 됨으로써 치료용 초음파 조사 장치(30)의 위치가 고정된 상태에서도 초음파가 집중되는 초점을 변경할 수 있다. 따라서 환자의 호흡 등에 의해 움직이는 체내 장기의 병변을 따라가며 치료용 초음파를 집중시킬 수 있다. 예를 들어, 치료용 초음파 조사 장치(30)는 페이즈 어레이(Phase Array) 방식을 이용하여 치료용 초음파를 초점에 집중시킬 수 있고, 페이즈 어레이 방식에 대해서는 당해 기술분야에서의 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로 구체적인 설명은 생략한다.

[0029] 예를 들어, 치료용 초음파는 환자의 신체 내의 종양을 피사시킬 수 있는 정도의 에너지를 갖는 고강도의 집중 초음파인 HIFU(high intensity focused ultrasound)가 이용될 수 있다. HIFU 시스템은 HIFU를 치료하고자 하는 부위에 초점을 맞추어 조사하여 병변의 국소적 파괴(focal destruction) 또는 괴사(necrosis)를 야기시켜 병변을 제거 또는 치료하는 장치이다.

[0030] HIFU 시스템에 포함된 치료용 초음파 조사 장치(30)가 HIFU의 초점을 특정 위치에 맞추어 지속적으로 조사하면, 초음파가 조사되는 세포의 온도가 상승하게 되고, 일정 온도 이상 상승한 조직은 괴사하게 된다. 하지만, 본 실시예에서 설명하는 내용은 HIFU에 국한되지 않고, HIFU와 유사하게 집중 초음파(focused ultrasound)를 조사하는 장치 또는 음압을 이용하여 초점을 조정하는 다른 장치에도 적용 가능하다.

[0031] 교정부(150)는 의료 영상을 이용하여 치료용 초음파를 조사하는 치료용 초음파 조사 장치(30)를 교정

(calibration)한다. 여기에서 교정은 의료 영상 내의 소정의 지점(예를 들어, 병변)과 대응되는 지점에 치료용 초음파 조사 장치(30)가 치료용 초음파를 조사하기 위해서 치료용 초음파 조사 장치(30)의 좌표를 조정하는 것을 의미한다.

[0032] 도 3은 교정부(150)가 치료용 초음파 조사 장치(30)를 교정하는 일 예를 도시한 도면이다. 여기에서 의료 영상은 CT 영상으로 가정하여 설명하겠으나, 이에 한정되지 않는다.

[0033] 먼저, 교정부(150)는 인터페이스부(110)로부터 전기적 펄스 신호들을 전송받아, 피사체에 대한 초음파 영상(320)을 생성한다. 예를 들어, 교정부(150)는 전기적 펄스 신호들을 이용하여 피사체에 대한 2차원(2-dimensional) 초음파 영상을 생성할 수 있고, 3차원(3-dimensional) 초음파 영상을 생성할 수도 있다. 예를 들어, 진단용 초음파 조사 장치(40)가 피사체 위에서 위치(location)와 방향(orientation)을 변화하면서 진단용 초음파를 조사하고, 반사된 초음파를 수신하여, 이에 대응되는 전기적 펄스 신호들을 인터페이스부(110)로 전송한다. 교정부(150)는 인터페이스부(110)로부터 전송받은 전기적 펄스 신호들을 이용하여 피사체에 대한 다수의 단면 영상들을 생성한다. 그리고 교정부(150)는 다수의 단면 영상들을 축적하여 피사체를 3차원적으로 나타내는 초음파 영상을 생성한다.

[0034] 다만, 진단용 초음파 조사 장치(40)에서 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 교정부(150)는 인터페이스부(110)를 통하여 초음파 영상을 획득한다.

[0035] 교정부(150)는 인터페이스부(110)로부터 전송받은 의료 영상(310)과 피사체에 대한 초음파 영상(320)을 정합(matching)(330)한다. 여기에서 정합은 의료 영상(310)의 제1 좌표계를 초음파 영상(320)의 제2 좌표계와 서로 대응시키는 과정을 의미한다. 정합된 영상은 의료 영상(310)과 초음파 영상(320)을 합성한 하나의 의료 영상일 수 있고, 좌표계가 서로 일치된 의료 영상(310)과 초음파 영상(320)이 나란히 배치된 영상일 수도 있다.

[0036] 구체적으로, 교정부(150)는 의료 영상(310)에 나타나는 조직들과 초음파 영상(320)에 나타나는 조직들의 기하학적 상관 관계를 이용하여 영상을 정합한다. 여기에서 기하학적 상관 관계는 조직들 상에서 추출된 특징점(landmark point)들이 이루는 관계를 의미할 수 있다.

[0037] 예를 들어, 특징점은 아래와 같은 방법으로 결정될 수 있다.

[0038] 교정부(150)가 특징점을 결정하는 일 예로서, 조직의 해부학적 특징이 뚜렷하게 반영된 지점을 특징점으로 한다. 예를 들면, 특징점을 추출할 조직이 간이라면 간 내부의 혈관 구조에서 혈관이 나누어 지는 분기점을 특징점으로 추출할 수 있고, 특징점을 추출할 조직이 심장이라면 우심방과 좌심방이 나뉘는 경계, 대정맥과 심장의 외벽이 만나는 경계를 특징점으로 결정할 수 있다.

[0039] 교정부(150)가 특징점을 결정하는 다른 예로서, 정해진 좌표계에서 특징점을 추출할 조직의 가장 높은 지점, 혹은 가장 낮은 지점을 특징점으로 결정할 수도 있다.

[0040] 교정부(150)가 특징점을 결정하는 또 다른 예로서, 상기 예들에서 선택된 특징점들 간의 사이를 보간(interpolation)할 수 있는 지점을 일정한 간격으로 선택하여 특징점으로 결정할 수도 있다.

[0041] 도 3을 참조하면, 교정부(150)는 초음파 영상(320)과 의료 영상(310)이 정합된 영상을 이용하여 진단용 초음파 조사 장치를 교정(340)한다. 여기에서 교정은 정합된 영상과 대응하는 초음파 영상을 생성하기 위해서 진단용 초음파 조사 장치(40)의 좌표를 조정하는 것을 의미한다.

[0042] 구체적으로, 교정부(150)는 임의의 원점을 기준으로 하여 정합된 영상 내의 소정의 위치(예를 들어, 병변을 포함하는 위치)에 대한 좌표 $P_i(x_i, y_i, z_i)$ 를 설정한다. 그리고 교정부(150)는 진단용 초음파 조사 장치(40)가 진단용 초음파를 조사하는 위치에 대한 좌표 $P_i(x_t, y_t, z_t)$ 와 비교한다.

[0043] 예를 들어, 진단용 초음파 조사 장치(40)가 진단용 초음파를 조사하는 위치가 $P_i(x_i, y_i, z_i)$ 로부터 x 축의 방향으로 Δx , y 축의 방향으로 Δy , z 축의 방향으로 Δz 만큼 차이가 있다면, 교정부(150)는 진단용 초음파 조사 장치의 좌표 $P_i(x_t, y_t, z_t)$ 를 $P_i(x_i + \Delta x, y_i + \Delta y, z_i + \Delta z)$ 로 교정하는 신호를 생성한다.

[0044] 다시 도 2를 참조하면, 교정부(150)는 생성한 신호를 제어부(140)로 전송하고, 제어부(140)가 진단용 초음파 조사 장치(40)가 진단용 초음파를 조사하는 위치를 교정한 좌표에 대응되게 변경할 수 있다.

- [0045] 도 3을 참조하면, 교정부(150)는 교정된 진단용 초음파 조사 장치(40)를 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(30)를 교정(350)한다. 여기에서 교정은 의료 영상 내의 소정의 지점(예를 들어, 병변)과 대응되는 지점에 치료용 초음파 조사 장치(30)가 치료용 초음파를 조사하기 위해서 치료용 초음파 조사 장치(30)의 좌표를 조정하는 것을 의미한다.
- [0046] 구체적으로, 진단용 초음파 조사 장치(40)와 치료용 초음파 조사 장치(30)는 일정한 위치 관계를 가진다. 따라서 기 알려진 진단용 초음파 조사 장치(40)와 치료용 초음파 조사 장치(30)의 좌표 관계를 바탕으로, 교정된 진단용 초음파 조사 장치(40)의 좌표를 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(30)를 교정할 수 있다.
- [0047] 예를 들어, 치료용 초음파 조사 장치(30)의 좌표와 진단용 초음파 조사 장치(40)의 좌표가 (δx , δy , δz)의 관계를 가진다고 가정하면, 교정부(150)는 교정된 진단용 초음파 조사 장치(40)의 좌표 $P_t(x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1})$ 를 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(30)의 좌표를 $P_h(x_{i+1} + \Delta x + \delta x, y_{i+1} + \Delta y + \delta y, z_{i+1} + \Delta z + \delta z)$ 로 교정하는 신호를 생성한다.
- [0048] 다시 도 2를 참조하면, 교정부(150)는 생성한 신호를 제어부(140)로 전송하고, 제어부(140) 치료용 초음파 조사 장치(30)가 치료용 초음파를 조사하는 위치를 교정한 좌표에 대응되게 변경할 수 있다.
- [0049] 이렇게 교정부(150)가 치료용 초음파 조사 장치(30)를 교정함으로써, 치료용 초음파 조사 장치(30)가 초점을 향하여 정확하게 치료용 초음파를 조사할 수 있다.
- [0050] 도 4는 일 실시예에 따른 특성 계산부(120)의 구성을 도시한 도면이다. 도 4를 참조하면, 특성 계산부(120)는 그룹 생성부(121), 제1 모델 생성부(122), 제2 모델 생성부(123) 및 계산 수행부(124)를 포함할 수 있다.
- [0051] 도 4에 도시된 특성 계산부(120)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 4에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다. 또한, 도 4에 도시된 특성 계산부(120)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다.
- [0052] 다시 도 2를 참조하면, 특성 계산부(120)는 의료 영상(20)을 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(30)로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들에 대한 특성을 계산한다. 구체적으로, 특성 계산부(120)는 비균일한 피사체를 구성하는 조직들 각각의 특성들에 대한 모델들을 생성하고, 생성된 모델들을 이용하여 경로 상에 존재하는 상기 조직들에 대한 특성들을 계산한다.
- [0053] 도 4를 참조하면, 그룹 생성부(121)는 먼저 치료용 초음파 조사 장치로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 종류를 확인한다.
- [0054] 도 5는 치료용 초음파 조사 장치의 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0055] 치료용 초음파 조사 장치의 엘리먼트(510)로부터 초점(560)까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에는 하나 이상의 조직들(520 내지 550)이 포함될 수 있다. 예를 들어, 조직들(520 내지 550)에는 피부(skin), 뼈(bone), 근육(muscle), 혈액(blood), 장기(organ) 등이 포함될 수 있다.
- [0056] 다시 도 4를 참조하면, 그룹 생성부(121)는 도 5에 도시된 바와 같이 하나 이상의 조직들(520 내지 550)의 종류를 확인한다. 구체적으로, 그룹 생성부(121)는 교정부(150)로부터 전송받은 교정된 치료용 초음파 조사 장치(30)의 엘리먼트에 관한 정보를 이용하여, 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 종류를 확인한다.
- [0057] 그룹 생성부(121)는 확인된 조직들의 종류를 이용하여 조직들을 그룹핑한다. 예를 들어, 의료 영상을 CT 영상으로 가정하면, 그룹 생성부(121)는 피사체를 구성하는 조직들(구체적으로, 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들) 각각에 대한 의료 영상으로부터 획득되는 CT치(CT number)를 고려하여, 조직들을 제1 그룹 및 제2 그룹으로 그룹핑할 수 있다.
- [0058] 여기에서 CT치는 CT 영상에서의 화소마다의 흡수 정도를 나타내기 위하여 만들어진 단위를 의미한다. 여기에서 화소는 2차원 영상의 경우 픽셀(pixel), 3차원 영상의 경우 복셀(voxel)을 의미한다. CT치는 공기(air)를

-1000, 물(water)를 0, 뼈(bone)를 +1000으로 하여 조직들마다 X-선 감약계수를 상대적으로 정한 수치이다.

[0059] 그룹 생성부(121)가 그룹핑하는 제1 그룹 및 제2 그룹은 CT치의 분포를 기준으로 할 수 있다. 구체적으로 그룹 생성부(121)는 CT치가 소정의 범위 내에 분포하는 조직들을 제1 그룹으로 정하고, CT치가 매우 크거나 또는 매우 작은 값을 갖는 조직들을 제2 그룹으로 정하는 방식으로 그룹핑을 수행할 수 있다.

[0060] 예를 들어, 뼈의 CT치는 +1000이고, 지방(fat)의 CT치는 -100 내지 -50 정도를 나타내는 것으로 알려져 있다. 이는 간의 CT치가 40 내지 60, 신장의 CT치가 30, 뇌의 CT치가 37, 혈액의 CT치가 40 정도를 나타내는 것과 비교하면 뼈의 CT치는 매우 큰 값을 갖고, 지방의 CT치는 매우 작은 값을 갖는 것으로 볼 수 있다. 따라서 그룹 생성부(121)가 뼈와 지방을 제외한 나머지 조직들을 제1 그룹으로 정하고, 뼈와 지방을 제2 그룹으로 정할 수 있다.

[0061] 이와 같이 그룹 생성부(121)는 조직들을 제1 그룹 및 제2 그룹으로 그룹핑하고, 제1 그룹에 해당하는 조직들에 대한 정보와 제2 그룹에 해당하는 조직들에 대한 정보를 각각 제1 모델 생성부(122)와 제2 모델 생성부(123)로 전송한다.

[0062] 제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치를 이용하여, 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제1 모델을 생성한다. 여기에서 특성은 하나 이상의 조직들 각각의 물리적 특성들을 의미한다. 여기에서 물리적 특성들은 조직들 각각을 통과하는 치료용 초음파의 속도(speed), 조직들 각각의 밀도(density), 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수(attenuation coefficient) 또는 그들의 조합이 해당될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0063] 일 예로, 제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치를 이용하여, 제1 그룹에 포함된 조직들을 통과하는 치료용 초음파의 속도에 대한 그래프 모델을 생성할 수 있다. 또한, 제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치를 이용하여, 제1 그룹에 포함된 조직들을 통과하는 치료용 초음파의 속도에 대한 테이블 모델을 생성할 수도 있다.

[0064] 도 6은 제1 모델 생성부(122)가 생성하는 그래프 모델의 일 예를 도시한 도면이다.

[0065] 제1 모델 생성부(122)는 아래의 수학식 1을 이용하여 각각의 조직들을 통과하는 치료용 초음파의 속도를 계산할 수 있다.

수학식 1

$$c=0.0028h^3-0.28h^2+8.2313h+1497.6$$

[0066]

[0067] 수학식 1에서 c는 조직을 통과하는 치료용 초음파의 속도(단위는 m/s)를 의미하며, h는 그 조직의 CT치(단위는 HU)를 의미한다.

[0068] 제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 속하는 조직들에 대한 치료용 초음파의 속도를 각각 계산하고, 계산된 값(610)들을 근사하여 제 1그룹에 포함된 조직들을 통과하는 치료용 초음파의 속도에 대한 그래프 모델(620)을 생성할 수 있다.

[0069] 다른 예로, 제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치를 이용하여, 제1 그룹에 포함된 조직들 각각의 밀도에 대한 그래프 모델 또는 테이블 모델을 생성할 수 있다.

[0070] 제1 모델 생성부(122)는 아래의 수학식 2을 이용하여 조직들 각각의 밀도를 계산할 수 있다.

수학식 2

$$\rho = 0.00129h^3 - 0.1466h^2 + 5.1286h + 990.34$$

[0071]

수학식 2에서 ρ 는 조직의 밀도(단위는 kg/m³)를 의미하며, h는 그 조직의 CT치(단위는 HU)를 의미한다.

[0072]

제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 속하는 조직들에 대한 밀도를 각각 계산하고, 계산된 값들을 근사하여 제 1 그룹에 포함된 조직들의 밀도에 대한 그래프 모델을 생성할 수 있다. 여기에서 제1 모델 생성부(122)가 밀도에 대한 그래프 모델을 생성하는 방법은 전술한 치료용 초음파의 속도에 대한 그래프 모델을 생성하는 방법과 같다.

[0073]

[0074]

또 다른 예로, 제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치를 이용하여, 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수에 대한 그래프 모델 또는 테이블 모델을 생성할 수 있다.

[0075]

제1 모델 생성부(122)는 아래의 수학식 3을 이용하여 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수를 계산할 수 있다.

수학식 3

$$\alpha = 0.0000044h^3 - 0.0045h^2 + 0.13h + 0.022$$

[0076]

수학식 3에서 α 는 치료용 초음파의 감쇠 계수(단위는 db/(MHz*cm))를 의미하며, h는 그 조직의 CT치(단위는 HU)를 의미한다

[0077]

제1 모델 생성부(122)는 제1 그룹에 속하는 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수를 계산하고, 계산된 값들을 근사하여 제 1그룹에 포함된 조직들의 치료용 초음파의 감쇠 계수에 대한 그래프 모델을 생성할 수 있다. 여기에서 제1 모델 생성부(122)가 치료용 초음파의 감쇠 계수에 대한 그래프 모델을 생성하는 방법은 전술한 치료용 초음파의 속도에 대한 그래프 모델을 생성하는 방법과 같다.

[0078]

[0079]

제1 모델 생성부(122)는 생성한 제1 모델에 대한 정보를 계산 수행부(124)로 전송한다.

[0080]

도 4를 참조하면, 제2 모델 생성부(123)는 제2 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제2 모델을 생성할 수 있다. 예를 들어, 제2 모델 생성부(123)는 제2 모델에 속하는 조직들(예를 들어, 뼈, 지방)의 기 알려진 치료용 초음파의 속도, 조직들 각각의 밀도, 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수 등을 포함한 테이블 모델을 생성할 수 있다.

[0081]

도 7은 제2 모델 생성부(123)가 생성하는 테이블 모델의 일 예를 도시한 도면이다. 도 7을 참조하면, 제2 모델 생성부(123)는 제2 그룹에 포함된 조직들의 이름, CT치, 밀도, 치료용 초음파의 속도, 감쇠 계수 등을 표시한 테이블 모델을 생성할 수 있다.

[0082]

제2 모델 생성부(123)는 생성한 제2 모델에 대한 정보를 계산 수행부(124)로 전송한다.

[0083]

다시 도 2를 참조하면, 특성 계산부(120)는 위와 같은 방법으로 생성한 그래프 모델 또는 테이블 모델을 인터페이스부(110)를 통하여 디스플레이 장치(미도시)로 출력할 수도 있다.

[0084]

편의를 위해, 특성 계산부(120)가 그룹 생성부(121) 및 제1 모델 생성부(122)와 제2 모델 생성부(123)를 포함하는 예를 설명하였으나, 이에 한정되지 않는다. 예를 들어, 수학식 1 내지 3 및 도면 7의 모델이 특성 계산부

(120)에 저장되어 사용될 수 있고, 모델을 생성하는 단계들은 특성 계산부(120)와 독립적으로 진행될 수 있다.

- [0085] 다시 도 4를 참조하면, 계산 수행부(124)는 그래프 모델 및 상기 테이블 모델을 이용하여 상기 특성들을 계산한다. 구체적으로, 계산 수행부(124)는 제1 모델 생성부(122)로부터 전송받은 그래프 모델에 대한 정보와 제2 모델 생성부(123)로부터 전송받은 테이블 모델에 대한 정보를 조합하여, 치료용 초음파 조사 장치의 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행되는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들에 대한 특성들을 계산한다. 계산 수행부(124)는 계산된 특성들에 대한 정보를 파라미터 결정부(130)로 전송한다.
- [0086] 다시 도 2를 참조하면, 파라미터 결정부(130)는 계산된 특성들을 이용하여 치료용 초음파를 초점에 조사하기 위한 파라미터를 결정한다. 구체적으로 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파 조사 장치(30)의 엘리먼트에서 조사되는 치료용 초음파의 소정의 특성들 및 계산 수행부(124)에서 계산된 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 조합하여 파라미터를 결정한다.
- [0087] 여기에서 파라미터는 치료용 초음파를 초점에 조사하기 위한 변수들의 조합을 의미하며, 변수들은 치료용 초음파의 주파수(frequency), 진폭(amplitude), 위상(phase), 피크 강도(peak intensity), 펄스 길이(pulse length), 충격 계수(duty ratio), 초음파 조사 장치를 구성하는 엘리먼트의 개수 또는 위치 등이 해당 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0088] 도 10은 파라미터 결정부(130)가 동작하는 일 예를 도시한 흐름도이다.
- [0089] 실제적으로, 치료용 초음파가 통과하는 매질은 도 5에 도시한 바와 같이 여러 개의 조직들로 구성된 비균일(heterogeneous)한 매질이다. 따라서, 이하에서는 도 10을 참조하여, 초점이 의도한 위치에 형성될 수 있도록 비균일한 매질의 영향을 반영한 치료용 초음파의 파라미터를 결정하는 일 예를 설명한다.
- [0090] 도 10을 참조하여 설명할 방법의 개요는 다음과 같다. 먼저, 치료용 초음파가 균일(homogeneous)한 매질을 진행한다는 가정 하에서 치료용 초음파가 형성하는 초점 위치에서의 음압(P_{HOMO})을 계산한다. 그 후에, 실제적으로 치료용 초음파가 진행할 비균일한 매질에서 치료용 초음파가 형성하는 초점 위치에서의 음압(P_{HET})이 상기 P_{HOMO} 와 소정의 역치값 이하가 되도록 초음파 파라미터를 조절한다. 여기에서, 초음파 파라미터의 일 예로서는 엘리먼트에서 조사되는 초음파의 진폭(amplitude) 및 위상(phase)을 의미하는 입자속도(particle velocity)가 사용될 수 있다.
- [0091] 도 12는 일 실시예에 따른 치료용 초음파 조사 장치와 초점 사이의 관계를 도시한 도면이다.
- [0092] 먼저, 치료용 초음파 조사 장치(30)의 N개의 엘리먼트들에서 초음파가 조사되고, 조사된 치료용 초음파가 M 개의 목표 위치에 초점을 형성하는 경우를 가정한다. 치료용 초음파 조사 장치(30)는 2 이상의 엘리먼트들을 포함할 수 있고, 초음파는 모든 엘리먼트들 또는 일부의 엘리먼트들로부터 조사될 수 있다.
- [0093] 도 12는 하나의 엘리먼트(1210) 및 초점 위치(1220) 각각에 대한 위치 벡터를 도시한 도면이다. 도 12를 참조하면, r_n 은 n번째($n=1, 2, \dots, N$) 엘리먼트(1210)의 위치 벡터이고, r_m 은 m번째($m=1, 2, \dots, M$) 초점 위치(1220)의 위치 벡터이다.
- [0094] 다시 도 10을 참조하면, 1010 단계에서, 초점의 위치가 지정되면, 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파가 균일한(homogeneous) 조직을 진행한다는 가정하에서 초점 위치에서의 음압(P_{Homo})을 계산한다. 예를 들어, 초점이 형성되기를 원하는 위치가 지정되면, 파라미터 결정부(130)는 초음파를 조사할 각각의 엘리먼트들의 입자속도를 계산한다. 여기에서, 초점의 위치는 인터페이스부(110)를 통하여 입력된 사용자의 입력 정보에 의하여 지정될 수도 있고, 사용자의 개입 없이 초음파 제어 장치(10)에 의하여 자동적으로 지정될 수도 있다.
- [0095] 입자 속도 중에서 위상은 음파의 속도가 일정하다는 가정하에(일반적으로 1540m/s) 계산될 수 있다. 예를 들어, 초점과 각각의 엘리먼트 사이의 거리에 기초하여, 각 엘리먼트들에서 발생된 음파가 초점에 도달하는 시간을 구하고, 이로부터 각 엘리먼트들에서 발생된 음파의 시간차를 보상해 줄 수 있도록 각 엘리먼트별로 위상이 계산될 수 있다.
- [0096] 입자 속도 중에서 진폭은 초점 위치에 원하는 음압(P_{Homo})이 형성되도록, 사용자가 결정할 수도 있다. 예를 들어, 사용자가 인터페이스부(110)를 통하여 임의의 진폭을 입력하면, 파라미터 결정부(130)는 아래의 수학적 식 4와 같은 Rayleigh-Sommerfeld 적분을 이용해서 N개의 엘리먼트에 의해 m번째 초점 위치에 가해지는 음압(sound pressure)(P_{HOMO})을 계산할 수 있다. 또한, 사용자는 원하는 음압(P_{Homo})이 형성 되도록 진폭을 조정할 수도 있다.

[0097] 파라미터 결정부(130)가 음압(P_{HOMO})을 계산하는 일 예로 Rayleigh-Sommerfeld 적분을 이용하는 방법을 설명하였으나 이에 한정되지 않으며, 이와 유사한 의미를 갖는 방법은 제한 없이 적용될 수 있다.

수학식 4

$$\sum_{n=1}^N u_n \frac{jk}{2\pi} \int_{S_n} \frac{\rho c e^{-j\alpha k|r_m-r_n|}}{|r_m-r_n|} dS_n = P_{HOMO}(r_m)$$

[0098]

[0099] 수학식 4에서, k 는 치료용 초음파의 파수(wave number)로서, 치료용 초음파의 파장(λ)과 $k = 2\pi/\lambda$ 의 관계를 가진다. 또한, α , ρ 및 c 는 각각 위에서 가정한 균일한 조직의 감쇄 계수, 조직의 밀도 및 음파 속도를 의미한다.

[0100] 또한, S_n 은 n 번째 엘리먼트의 단면적, u_n 은 n 번째 엘리먼트에서의 입자 속도(particle velocity), $P_{HOMO}(r_m)$ 은 r_m 의 위치 벡터를 갖는 초점 위치에서의 음압을 의미한다. 여기에서 u_n 은 상기 균일한 매질에서 원하는 위치에 초점을 형성하도록 미리 계산된 입자 속도이다.

[0101] 1020 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파 조사 장치를 구성하는 엘리먼트들 중에서 치료용 초음파를 조사할 엘리먼트들의 개수를 설정하고, 설정된 엘리먼트들 각각의 입자속도를 임의로 설정한다. 구체적으로, 파라미터 결정부(130)는 generic operator를 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(30)를 구성하는 N 개의 엘리먼트들 중 일부 또는 전체를 치료용 초음파를 조사할 엘리먼트로 설정할 수 있다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 설정된 엘리먼트들 각각에 대한 입자 속도들을 설정한다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 설정된 엘리먼트들 각각에 대한 입자 속도들을 조합한다. 이하의 설명에서, 입자 속도(u)는 파라미터 결정부(130)에 의하여 조합된 입자 속도를 의미한다.

[0102] 1030 단계에서, 파라미터 결정부(130)는, 1020 단계에서 조합된 입자 속도(u)를 갖는 치료용 초음파가 비균일한 조직을 진행한다는 가정하에서 초점 위치에서의 음압(P_{HET})을 계산한다. 여기에서, 비균일한 조직은 특성 계산부(120)에 의하여 계산된 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직(tissue)들에 대한 특성(예를 들어, 각각의 조직들의 밀도, 조직 내에서의 치료용 초음파의 음파 속도 및 감쇄 계수)을 반영한 조직을 의미한다.

[0103] 예를 들어, 파라미터 결정부(130)는 angular spectrum method(ASM)을 이용하여 $P_{HET}(r_m)$ (비균일한 조직의 특성을 반영한, r_m 의 위치 벡터를 갖는 초점 위치에서의 음압)을 계산할 수 있다. 여기에서, ASM은 복소 파장(complex wave field)을 무한한 개수를 갖는 평면파(plane wave)들의 합으로 확장하는 방법을 의미한다. 치료용 초음파가 진행하는 경로 상의 매질이 비균일한 경우에, 파라미터 결정부(130)가 ASM을 이용하여 음압($P_{HET}(r_m)$)을 계산하는 일 예는 아래와 같다.

[0104] 다시 도 5를 참조하면, 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 복수의 서로 다른 매질(예를 들어, 체내 조직들)이 존재하는 경우, 파라미터 결정부(130)는 매질의 경계면(즉, 불연속적인 경계면)(D1)을 통과하는 투과 음장인 w_{1b} 을 그 경계면에 입사하는 입사 음장인 w_{1f} 과 투과 계수인 T 를 조합하여 계산한다.

[0105] 그 후에, 파라미터 결정부(130)는 투과 음장인 w_{1b} 에 대하여 2차원 푸리에 변환을 적용하여, D1 평면에서의 angular spectrum인 W_{1b} 을 계산한다. 그 후에, 파라미터 결정부(130)는 W_{1b} 에 기초하여, D1평면으로부터 D2평면까지의 거리 차에 의한 위상 변화를 보정한 W_2 를 계산한다.

[0106] 그 후에, 파라미터 결정부(130)는 W_2 에 대하여 2차원 푸리에 역변환을 적용하여, D2 평면에서의 음장인 w_2 를 계산한다.

- [0107] 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 경계면들의 개수만큼 상술한 단계들을 반복하여 $P_{HET}(r_m)$ (비균일한 조직의 특성을 반영한, r_m 의 위치 벡터를 갖는 초점(560) 위치에서의 음압)을 계산할 수 있다. 이상에서, 치료용 초음파가 진행하는 경로 상의 매질이 비균일한 경우에, 파라미터 결정부(130)가 ASM을 이용하여 음압($P_{HET}(r_m)$)을 계산하는 일 예를 설명하였다. 그러나, 파라미터 결정부(130)가 음압($P_{HET}(r_m)$)을 계산하는 방법은 ASM을 이용하는 것에 한정되지 않으며, 이와 유사한 의미를 갖는 방법은 제한 없이 적용될 수 있다.
- [0108] 1040 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 1010 단계에서 계산한 P_{HOMO} 와 1030 단계에서 계산한 P_{HET} 의 차이가 소정의 역치(threshold) 값 미만인지 여부를 판단한다. 여기에서 역치 값은 파라미터 결정부(130)가 자동적으로 결정할 수도 있고, 인터페이스부(110)을 통하여 사용자가 결정할 수도 있다. P_{HOMO} 와 P_{HET} 의 차이가 소정의 역치 값 이하라면, 파라미터 결정부(130)는 그 경우의 엘리먼트들의 입자 속도(u)를 최종 값으로 결정한다. 그러나 P_{HOMO} 와 P_{HET} 의 차이가 소정의 역치 값을 초과하면, 1050 단계로 진행한다.
- [0109] 1050 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파 조사 장치를 구성하는 엘리먼트들 중에서 치료용 초음파를 조사할 엘리먼트들 각각의 입자 속도를 다시 설정한다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 설정된 엘리먼트들 각각에 대한 입자 속도들을 조합한다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 1030 단계 내지 1040 단계를 다시 진행한다.
- [0110] 파라미터 결정부(130)는 상술한 1010 단계 내지 1050 단계를 통하여 치료용 초음파를 초점에 조사하기 위한 파라미터(예를 들어, 엘리먼트의 입자 속도)를 결정하고, 결정된 파라미터를 제어부(140)로 전송한다.
- [0111] 도 10은 비균일한 매질에서의 음압(P_{HET})이 균일한 매질에서의 음압(P_{HOMO})과 소정의 역치값 이하가 되도록 초음파 파라미터를 설정하는 방법을 설명하고 있으나, 다른 방법 또한 가능하다. 이하에서, 도 11을 참조하여 파라미터 결정부(130)가 초음파 파라미터를 설정하는 다른 예를 구체적으로 설명한다.
- [0112] 도 11은 파라미터 결정부가 동작하는 다른 예를 도시한 흐름도이다.
- [0113] 파라미터 결정부(130)는 균일한 매질에서의 음압(P_{HOMO})과 비교없이 비균일한 매질에서의 음압(P_{HET})만을 계산하여 초음파 파라미터를 결정할 수도 있다. 구체적으로, 비균일한 매질에서의 원하는 음압(P_{HET})이 형성될 때까지 초음파 파라미터를 반복하여 설정하는 방법을 이용함으로써, 균일한 매질에서의 음압(P_{HOMO})과의 비교 단계를 생략할 수 있다.
- [0114] 1110 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파 조사 장치를 구성하는 엘리먼트들 중에서 치료용 초음파를 조사할 엘리먼트의 개수를 설정하고, 설정된 엘리먼트들 각각의 입자 속도를 임의로 설정한다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 그리고, 파라미터 결정부(130)는 설정된 엘리먼트들 각각에 대한 입자 속도들을 조합한다.
- [0115] 1120 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 1110 단계에서 조합된 입자 속도(u)를 갖는 치료용 초음파가 비균일한 조직을 진행한다는 가정하에서 초점 위치에서의 음압(P_{HET})을 계산한다.
- [0116] 1130 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 1120 단계에서 계산된 음압(P_{HET})이 소정의 조건을 만족하는지 여부를 판단한다. 1120 단계에서 계산된 음압(P_{HET})이 소정의 조건을 만족하는 경우에는, 파라미터 결정부(130)는 그 경우의 엘리먼트들의 입자 속도(u)를 최종 값으로 결정한다. 그러나 1120 단계에서 계산된 음압(P_{HET})이 소정의 조건을 만족하지 않는 경우에는, 1140 단계로 진행한다.
- [0117] 1140 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 치료용 초음파 조사 장치를 구성하는 엘리먼트들 중에서 치료용 초음파를 조사할 엘리먼트들 각각의 입자 속도를 다시 설정한다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 설정된 엘리먼트들 각각에 대한 입자 속도들을 조합한다. 그리고, 파라미터 결정부(130)는 1120 단계 내지 1130 단계를 다시 진행한다.
- [0118] 다시 도 2를 참조하면, 제어부(140)는 치료용 초음파 조사 장치(30)의 엘리먼트의 제어 신호를 생성한다. 여기에서, 제어 신호는 초음파를 조사할 엘리먼트들의 입자 속도(u)를 의미한다. 그리고, 제어부(140)는 제어 신호를 치료용 초음파 조사 장치로 전송한다.
- [0119] 이와 같이, 파라미터 결정부(130)가 치료용 초음파 조사 장치(30)의 엘리먼트에서 조사되는 치료용 초음파의 소

정의 특성들 및 계산 수행부(124)에서 계산된 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 조합하여 파라미터를 결정함으로써, 사용자의 개입 없이 자동적으로 조직의 특성들을 치료용 초음파의 전달 특성으로 변환할 수 있다.

- [0120] 제어부(140)는 치료용 초음파 조사 장치(30)의 엘리먼트의 제어 신호를 생성한다. 그리고 제어부(140)는 제어 신호를 치료용 초음파 조사 장치로 전송한다.
- [0121] 도 8은 다른 실시예에 따른 HIFU 시스템(800)을 도시한 구성도이다. 본 실시예에 따른 HIFU 시스템(800)은 초음파 제어 장치(10), 치료용 초음파 조사 장치(30) 및 진단용 초음파 조사 장치(40)로 구성된다.
- [0122] 도 8에 도시된 HIFU 시스템(800)은 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 8에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0123] 또한, 도 8에 도시된 HIFU 시스템(800)은 도 1, 도 2 및 도 4에 도시된 초음파 제어 장치(10)의 일 실시예에 해당한다. 이에 따라, 도 1, 도 2 및 도 4와 관련하여 기재된 내용은 도 8에 도시된 HIFU 시스템(800)에도 적용 가능하기 때문에 중복되는 설명은 생략한다.
- [0124] 본 실시예에 따른 HIFU 시스템(800)은 치료용 초음파 조사 장치(30)를 이용하여 초점에 치료용 초음파를 집중한다. 예를 들어, HIFU 시스템(800)은 외부로부터 입력된 의료 영상(20)과 진단용 초음파 조사 장치(40)가 진단용 초음파를 피사체(810)에 조사함으로써 생성된 초음파 영상을 이용하여, 치료용 초음파 조사 장치(30)가 치료용 초음파를 조사한다.
- [0125] 이에 따라, HIFU 시스템(800)은 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 불균일한 특성을 반영하여 치료용 초음파를 생성함으로써, 의도한 위치에 정확하게 초점을 형성시킬 수 있다. 또한, HIFU 시스템(800)은 피검자의 특성을 반영하여 치료용 초음파를 생성함으로써, 피검자(예를 들어, 환자)들 간의 치료 효과의 편차를 최소화시킬 수 있다.
- [0126] 진단용 초음파 조사 장치(40)는 피사체에 대한 초음파 영상을 생성하기 위하여 피사체(810)에 진단용 초음파를 조사하고 반사된 초음파 신호를 획득한다. 진단용 초음파 조사 장치(40)는 획득된 반사 신호를 이용하여 피사체(810)에 대한 초음파 영상을 생성할 수도 있다.
- [0127] 초음파 제어 장치(10)는, 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상과 초음파 영상의 정합된 영상을 이용하여, 치료용 초음파 조사 장치를 교정하고, 교정된 치료용 초음파 조사 장치가 초점에 조사할 치료용 초음파를 생성하기 위한 제어 신호를 생성한다.
- [0128] 이에 따라, 초음파 제어 장치(10)는 치료용 초음파가 진행할 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 특성들을 자동적으로 반영하여 치료용 초음파를 생성함으로써, 사용자의 개입 없이 치료용 초음파 조사 장치(30)가 의도한 위치에 치료용 초음파를 집중시킬 수 있다. 또한, 치료용 초음파가 진행할 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 특성들을 반영하여 치료용 초음파를 생성함으로써, 한 번의 시술로 하나 이상의 조직들을 치료할 수 있다.
- [0129] 치료용 초음파 조사 장치(30)는 초음파 제어 장치(10)에 의하여 생성된 제어 신호를 이용하여 초점의 위치를 향하여 상기 치료용 초음파를 조사한다.
- [0130] 도 9는 일 실시예에 따른 치료용 초음파 조사 장치에서 조사될 치료용 초음파를 생성하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 9를 참조하면, 치료용 초음파를 생성하는 방법은 도 1, 도 2, 도 4, 및 도 8에 도시된 초음파 제어 장치(10) 또는 HIFU 시스템(800)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1, 도 2, 도 4, 및 도 8에 도시된 초음파 제어 장치(10) 또는 HIFU 시스템(800)에 관하여 이 상에서 기술된 내용은 도 9의 치료용 초음파를 생성하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0131] 910 단계에서, 인터페이스부(110)는 피사체의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득한다.
- [0132] 920 단계에서, 특성 계산부(120)는 상기 901단계에서 획득된 의료 영상을 이용하여 피사체를 구성하는 하나 이상의 조직들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다. 구체적으로, 특성 계산부(120)는 상기 901단계에서 획득된 의료 영상을 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(30)의 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들에 대한 특성을 계산한다.
- [0133] 예를 들어, 특성 계산부(120)는 피사체를 구성하는 조직(tissue)들 각각의 특성들에 대한 모델들을 생성하고,

생성된 모델들을 이용하여 경로 상에 존재하는 상기 조직(tissue)들에 대한 상기 특성들을 계산할 수 있다.

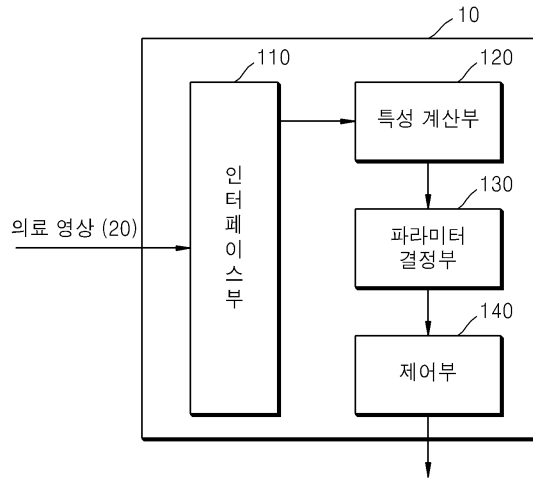
- [0134] 또한, 특성 계산부(120)는 인터페이스부(110)로부터 의료 영상과 피사체에 대한 초음파 영상을 획득하여 정합할 수 있다. 그리고 특성 계산부(120)는 정합된 영상을 이용하여 진단용 초음파 조사 장치를 교정하고, 교정된 진단용 초음파 조사 장치를 이용하여 치료용 초음파 조사 장치를 교정하는 신호를 생성할 수 있다.
- [0135] 930 단계에서, 파라미터 결정부(130)는 902 단계에서 계산된 특성들을 이용하여 치료용 초음파를 초점에 조사하기 위한 파라미터를 결정한다.
- [0136] 940 단계에서, 제어부(140)는 903 단계에서 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하기 위한 제어 신호를 생성한다.
- [0137] 본 실시예에 따른 초음파 제어 장치(10) 및 HIFU 시스템(800)에 따르면, 치료용 초음파가 이동하는 경로 상에 존재하는 조직들의 불균일한 특성을 반영하여 치료용 초음파를 조사할 수 있고, 그에 따라 HIFU를 이용한 치료의 정확도를 향상시킬 수 있다.
- [0138] 또한, 초음파 제어 장치(10) 및 HIFU 시스템(800)이 치료용 초음파의 이동 경로 상에 존재하는 조직들의 특성을 자동적으로 치료용 초음파를 조사하기 위한 파라미터에 반영함으로써, 사용자의 개입 없이 의도한 위치에 집중될 수 있는 치료용 초음파를 생성할 수 있다.
- [0139] 또한, 초음파 제어 장치(10) 및 HIFU 시스템(800)는 피검자들의 개인 특성을 반영하여 개별적으로 치료용 초음파를 생성함으로써, 피검자(예를 들어, 환자)에 대한 HIFU 치료 효과의 편차를 최소화할 수 있다.
- [0140] 또한, 초음파 제어 장치(10) 및 HIFU 시스템(800)가 치료용 초음파의 이동 경로 상에 존재하는 조직들의 특성을 반영하여 치료용 초음파를 생성함으로써, 한번의 시술로 하나 이상의 장기를 치료할 수 있다.
- [0141] 한편, 상술한 방법은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 또한, 상술한 방법에서 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, 램, USB, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등), PC 인터페이스(PC Interface)(예를 들면, PCI, PCI-express, Wifi 등)와 같은 저장매체를 포함한다.
- [0142] 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기된 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 방법들은 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

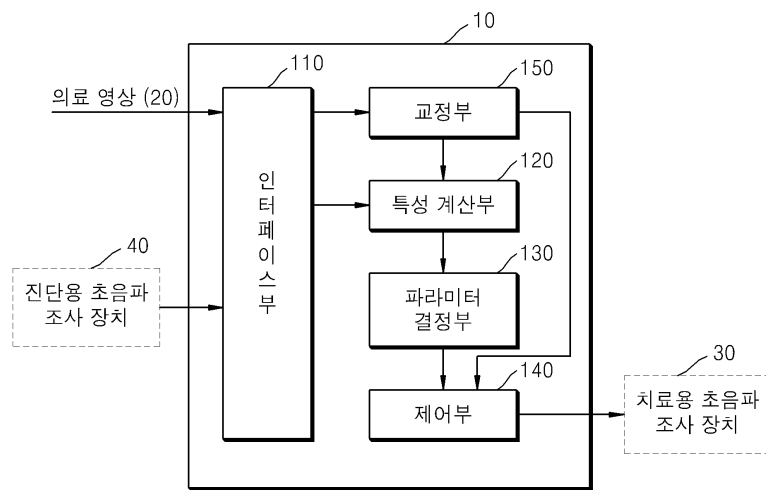
- [0143] 10 ... 초음파 제어 장치
- 110 ... 인터페이스부
- 120 ... 특성 계산부
- 130 ... 파라미터 결정부
- 140 ... 제어부

도면

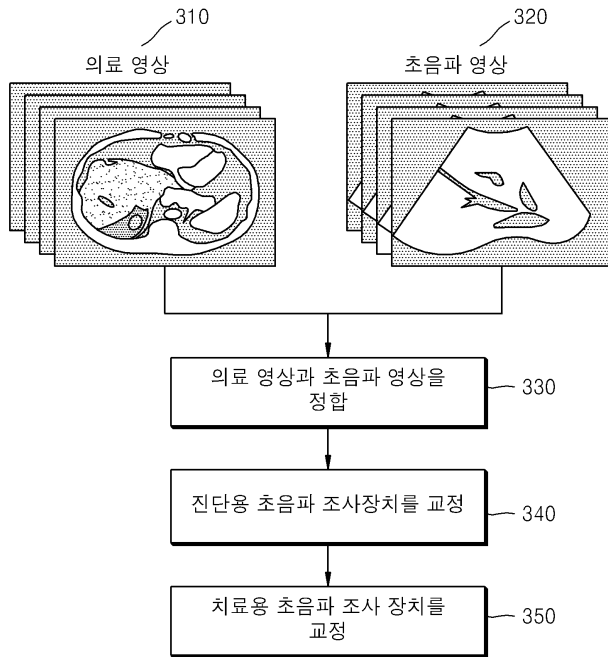
도면1



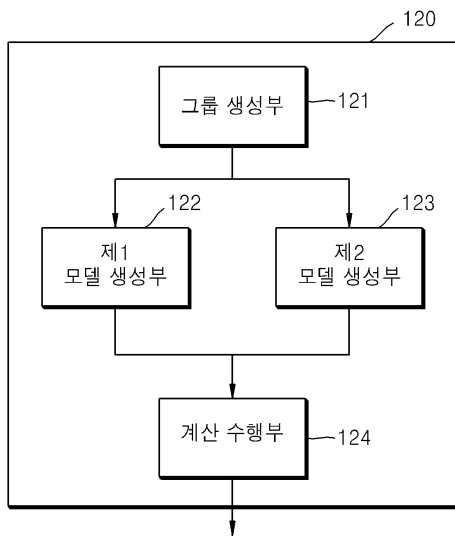
도면2



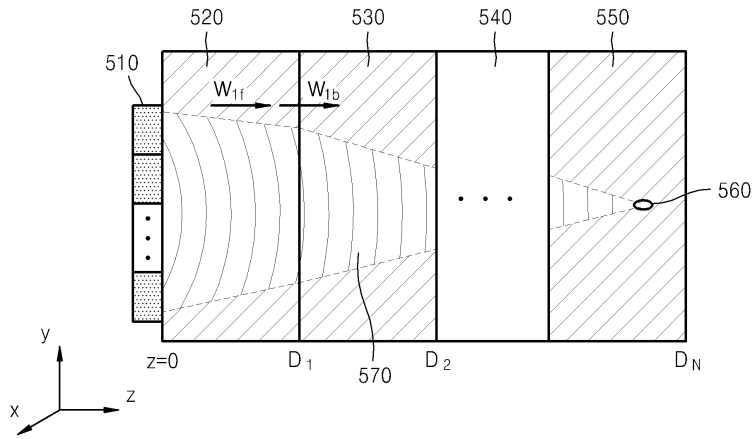
도면3



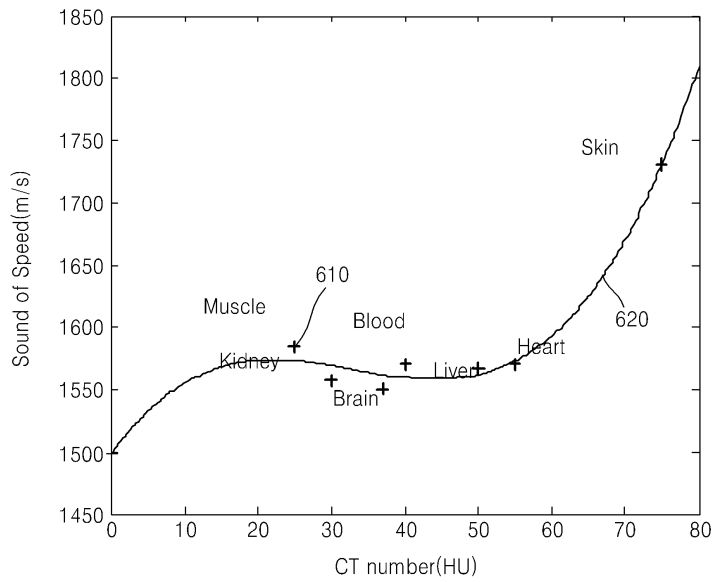
도면4



도면5



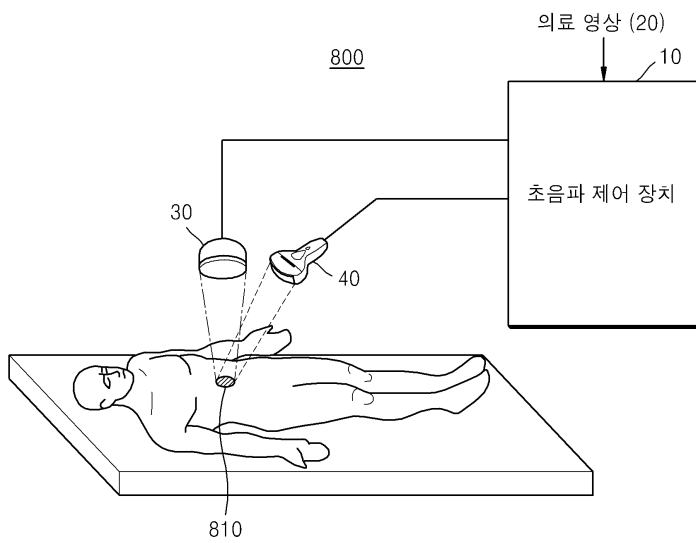
도면6



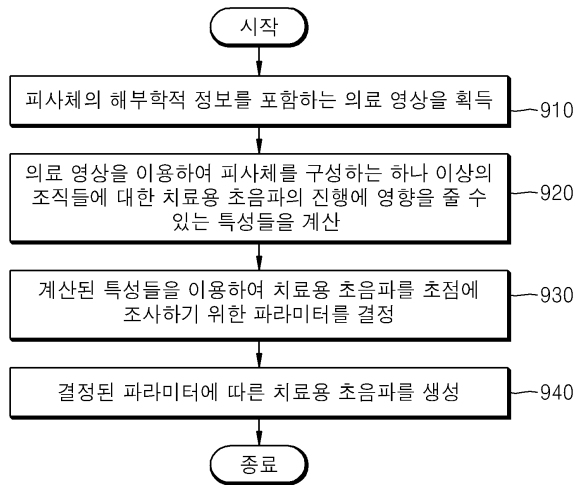
도면7

material	CT number (HU)	density (kg/m ³)	speed of sound (m/s)	Attenuation (dB/(MHz·cm))	Acoustic Impedance (kg/m ² /sec) × 10 ⁶
Fat	-100~-50	950	1440-1490	0.48	1.38
Bone	1000	1912	4080	6.9~9.94	7.8

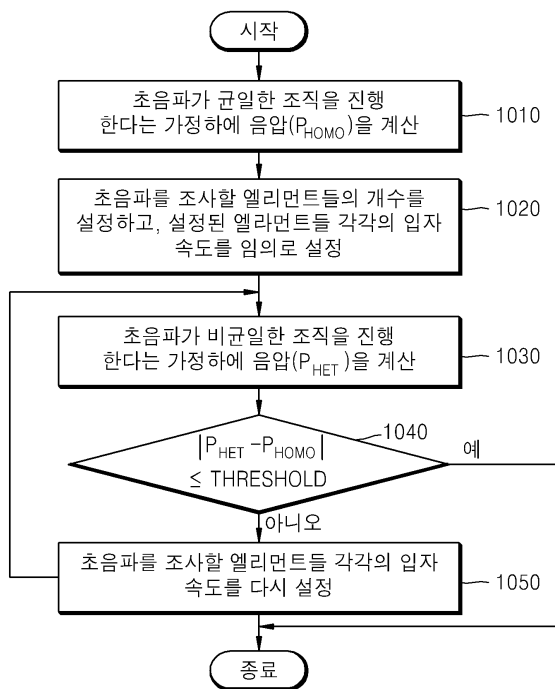
도면8



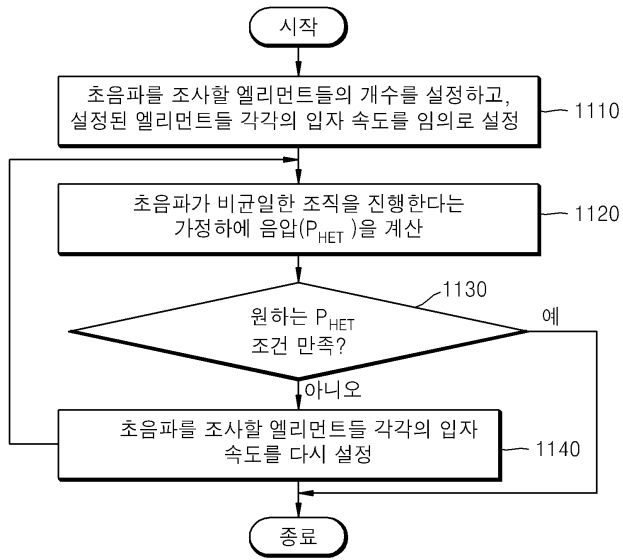
도면9



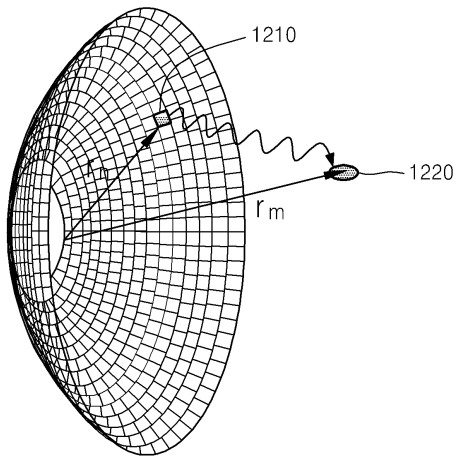
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	标题：用于产生超声的方法，装置和系统		
公开(公告)号	KR1020140146955A	公开(公告)日	2014-12-29
申请号	KR1020130069958	申请日	2013-06-18
[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 BANG WON CHUL 방원철 LEE HO TAIK 이호택 KIM SANG HYUN 김상현 PARK JI YOUNG 박지영 KIM DO KYOON 김도균 KIM CHANG YEONG 김창용		
发明人	황영규 방원철 이호택 김상현 박지영 김도균 김창용		
IPC分类号	A61N7/02 A61B18/00 A61B8/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B2017/00106 A61B2019/5289 A61N7/02 A61B2019/5276 A61B17/320068 A61B2019/5236 A61B2019/501 A61B2034/101 A61B2090/378 A61N2007/0004 A61B8/0858 A61B8/5261 A61B8/54 A61B2090/364 A61B2090/374 A61B2090/3762		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于控制超声波产生的装置和方法。该装置和方法包括接收910包括关于对象的解剖信息的医学图像，以及计算920对象中的组织的至少一个特征，其可以基于医学图像影响超声的传播。该装置和方法还确定930超声的参数以使用所计算的特征在对象上创建焦点，并且根据所确定的参数生成用于生成940超声的控制信号。

