



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0102995
(43) 공개일자 2014년08월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/00 (2006.01) A61N 7/02 (2006.01)
A61B 8/13 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0016603
(22) 출원일자 2013년02월15일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
이호택
경기 용인시 기흥구 보정로 87, 212동 1001호 (보정동, 현대아이파크1차아파트)
방원철
경기 성남시 분당구 불정로 361, 510동 1504호 (서현동, 효자촌삼환아파트)
(74) 대리인
리엔목특허법인

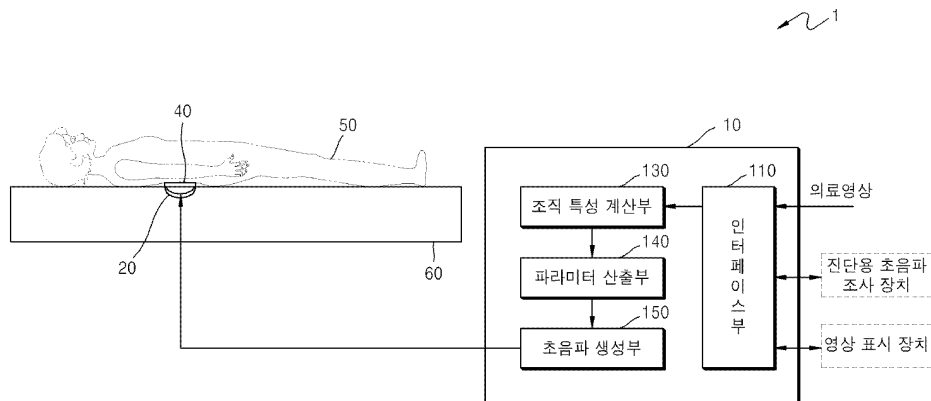
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 의료 영상을 이용하여 관심 영역 내에 다중 초점들을 형성하는 초음파를 생성하는 방법, 장치 및 HIFU 시스템

(57) 요약

치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 방법에 있어서, 상기 방법은 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 단계; 상기 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 단계; 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 단계; 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하는 단계;를 포함한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 방법에 있어서,

관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 단계;

상기 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 단계;

상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 단계; 및

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

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 단계는

상기 계산된 특성들을 이용하여, 상기 치료용 초음파 장치의 위치에서의 상기 치료용 초음파의 음압(sound pressure)을 계산하는 단계; 및

상기 계산된 음압을 이용하여 상기 치료용 초음파 장치에서 조사할 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 음압은 상기 다중 초점들의 위치들을 가상의 음원(sound source)들로 하였을 때 상기 치료용 초음파 장치의 위치에서 계산된 음압이고,

상기 음원은 상기 치료용 초음파를 조사하는 근원(source)인 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는 상기 의료 영상을 이용하여 상기 치료용 초음파 조사 장치에 포함된 엘리먼트(element)로부터 상기 다중 초점들까지 상기 치료용 초음파가 진행하는 경로들 상에 존재하는 조직들에 대한 특성을 계산하는 방법.

청구항 5

제 1 항, 제 2 항 또는 제 4 항에 있어서,

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

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치의 교정(calibration)을 수행하는 단계를 더 포함하고,

상기 계산하는 단계는 상기 교정된 상기 초음파 조사 장치 및 상기 의료 영상을 이용하여 상기 경로들 상에 존재하는 조직들에 대한 특성을 계산하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 교정을 수행하는 단계는

진단용 초음파 조사 장치를 이용하여 상기 관심 영역에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계;

상기 초음파 영상과 상기 의료 영상이 정합된 영상을 이용하여 상기 진단용 초음파 조사 장치를 교정하는 단계; 및

상기 진단용 초음파 조사 장치의 교정 정보를 이용하여 상기 치료용 초음파 조사 장치를 교정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

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

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는

상기 관심 영역을 구성하는 조직(tissue)들 각각에 대한 상기 의료 영상으로부터 획득되는 CT치(CT number)를 고려하여, 상기 조직들을 제1 그룹 및 제2 그룹으로 그룹핑하는 단계;

상기 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치(CT number)를 이용하여, 상기 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제1 모델을 생성하는 단계;

상기 제2 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제2 모델을 생성하는 단계; 및

상기 그래프 모델 및 상기 테이블 모델을 이용하여 상기 특성들을 계산하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 치료용 초음파의 파라미터는 상기 치료용 초음파의 진폭(amplitude) 및 위상(phase) 중 적어도 하나인 방법.

청구항 11

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 12

치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 장치에 있어서,

관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 조직 특성 계산부;

상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 파라미터 산출부; 및

상기 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하는 초음파 생성부;를 포함하는 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 파라미터 산출부는

상기 계산된 특성들을 이용하여, 상기 치료용 초음파 장치의 위치에서의 상기 치료용 초음파의 음압(sound pressure)을 계산하고,

상기 계산된 음압을 이용하여 상기 치료용 초음파 장치에서 조사할 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 음압은 상기 다중 초점들의 위치들을 가상의 음원(sound source)들로 하였을 때 상기 치료용 초음파 장치의 위치에서 계산된 음압이고,

상기 음원은 상기 치료용 초음파를 조사하는 근원(source)인 장치.

청구항 15

제 12 항에 있어서,

상기 조직 특성 계산부는 상기 의료 영상을 이용하여 상기 치료용 초음파 조사 장치에 포함된 엘리먼트(element)로부터 상기 다중 초점들까지 상기 치료용 초음파가 진행되는 경로들 상에 존재하는 조직들에 대한 특성을 계산하는 장치.

청구항 16

제 12 항에 있어서,

상기 의료 영상을 이용하여 상기 초음파 조사 장치의 교정(registration)을 수행하는 교정부를 더 포함하고,

상기 조직 특성 계산부는 상기 교정된 상기 초음파 조사 장치 및 상기 의료 영상을 이용하여 상기 경로들 상에 존재하는 조직들에 대한 특성을 계산하는 장치.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 교정부는

진단용 초음파 조사 장치를 이용하여 상기 관심 영역에 대한 초음파 영상을 생성하고,

상기 초음파 영상과 상기 의료 영상이 정합된 영상을 이용하여 상기 진단용 초음파 조사 장치를 교정하고,

상기 진단용 초음파 조사 장치의 교정 정보를 이용하여 상기 치료용 초음파 조사 장치를 교정하는 장치.

청구항 18

제 12 항에 있어서,

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

청구항 19

제 8 항에 있어서,

상기 조직 특성 계산부는

상기 관심 영역을 구성하는 조직(tissue)들 각각에 대한 상기 의료 영상으로부터 획득되는 CT치(CT number)를 고려하여, 상기 조직들을 제 1 그룹 및 제 2 그룹으로 그룹핑하는 그룹 생성부;

상기 제 1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치(CT number)를 이용하여, 상기 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제 1 모델을 생성하는 제 1 모델 생성부;

상기 제 2 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제 2 모델을 생성하는 제 2 모델 생성부; 및

상기 그래프 모델 및 상기 테이블 모델을 이용하여 상기 특성들을 계산하는 계산 수행부;를 포함하는 장치.

청구항 20

치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 HIFU 시스템에 있어서,

관심 영역에 치료용 초음파를 생성하는 치료용 초음파 조사 장치; 및

상기 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하고, 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하고, 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하는 중앙 처리 장치;를 포함하는 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 의료 영상을 이용하여 관심 영역 내에 다중 초점들을 형성하는 초음파를 생성하는 방법, 장치 및 HIFU 시스템에 관한다.

배경 기술

[0002] 의학의 발달과 더불어 종양에 대한 국소 치료는 최근 최소 침습적 수술에서 더 나아가 비침습적 수술이 사용되고 있다. 비침습적 수술법 중에서 고강도 집속 초음파(high intensity focused ultrasound, HIFU) 치료는 음파를 이용함으로써 인체에 무해하다는 장점으로 인해 널리 사용되고 있다. 고강도 집속 초음파 치료란 인체 내부의 병변에 고강도의 초음파를 집속하여 조사함으로써 병변(lesion) 조직을 괴사(necrosis)시키는 방식의 치료 방법이다. 조직에 집속되어 조사된 초음파는 열에너지로 변환되어 조사 부위의 온도를 상승시켜 조직과 혈관에 응고성 괴사를 일으키게 된다. 이때, 초음파가 조사된 부위의 온도는 순간적으로 상승하므로 조사 부위 주변으로 열의 확산을 방지하면서 조사 부위만을 효과적으로 제거할 수 있다.

[0003] HIFU 치료 장치는 전기적인 신호를 초음파로 변환시키는 트랜스듀서(transducer)(또는 치료용 초음파 프로브(probe))를 구비하며, 변환기에서의 입자 속도(particle velocity)를 조절함으로써 초점이 형성될 위치를 제어할 수 있다. 최근에는 다수의 엘리먼트(element)를 포함하는 트랜스듀서(또는 치료용 초음파 프로브)를 이용하여 동시에 복수의 초점 위치들을 형성(즉, 다중 초점(multi-foci)을 형성)하는 방법이 대두되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 의료 영상을 이용하여 관심 영역 내에 다중 초점들을 형성하는 초음파를 생성하는 방법, 장치 및 HIFU 시스템을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0005] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 측면에 따른 치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 방법은, 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득하는 단계; 상기 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 단계; 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 단계; 및 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하는 단계;를 포함한다.

[0006] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0007] 본 발명의 다른 측면에 따른 치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치

료용 초음파를 생성하는 장치는, 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하는 조직 특성 계산부; 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하는 파라미터 산출부; 및 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하는 초음파 생성부;를 포함한다.

[0008] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 치료용 초음파 조사 장치에서 조사되고 다중 초점들(multi-foci)을 형성하는 치료용 초음파를 생성하는 HIFU 시스템은, 관심 영역에 치료용 초음파를 생성하는 치료용 초음파 조사 장치; 및 상기 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산하고, 상기 계산된 특성들을 이용하여 상기 치료용 초음파가 상기 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출하고, 상기 결정된 파라미터에 따른 상기 치료용 초음파를 생성하는 중앙 처리 장치;를 포함한다.

발명의 효과

[0009] 상기된 바에 따르면, 관심 영역 내에 다중 초점을 형성함으로써 넓은 영역에 분포하는 병변을 치료하는 시간을 단축할 수 있다. 또한, 환자 체내 조직들의 특성을 이용하여 치료용 초음파가 형성하는 다중 초점들의 위치들과 치료용 초음파의 진폭(amplitude) 및 위상(phase)을 정확하게 산출함으로써 HIFU를 이용한 치료의 안전성을 개선할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU 시스템의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 치료용 초음파 프로브의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 조직 특성 계산부의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 4는 제 1 모델 생성부가 생성하는 모델의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 5는 제 2 모델 생성부가 생성하는 모델의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 파라미터 산출부가 치료용 초음파 장치의 위치에서의 치료용 초음파의 음압을 계산하는 일 예를 설명하기 위한 도면이다.
 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 중앙 처리 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.
 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 교정부가 치료용 초음파 조사 장치를 교정하는 일 예를 설명하기 위한 도면이다.
 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU 시스템의 다른 예를 도시한 도면이다.
 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 중앙 처리 장치가 수행하는 관심 영역 내에 다중 초점을 형성하는 초음파를 생성하는 방법을 나타내는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다. 본 발명의 하기 실시예는 본 발명을 구체화하기 위한 것일 뿐 본 발명의 권리 범위를 제한하거나 한정하지 않는다. 또한, 본 발명의 상세한 설명 및 실시예로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 유추할 수 있는 것은 본 발명의 권리범위에 속하는 것으로 해석된다.

[0012] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU 시스템(1)의 일 예를 도시한 도면이다.

[0013] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU 시스템(1)은 중앙 처리 장치(central workstation)(10) 및 치료용 초음파 프로브(20)를 포함할 수 있다. 또한, 중앙 처리 장치(10)는 인터페이스부(110), 조직 특성 계산부(130), 파라미터 산출부(140) 및 초음파 생성부(150)를 포함할 수 있다.

[0014] 도 1에 도시된 중앙 처리 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 기술 분야에서 통

상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

- [0015] 또한, 도 1에 도시된 중앙 처리 장치(10)의 인터페이스부(110), 조직 특성 계산부(130), 파라미터 산출부(140) 및 초음파 생성부(150)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0016] 치료용 초음파 프로브(20)는 피검체(50) 내의 관심 영역에 치료용 초음파를 조사한다. 여기에서 치료용 초음파는 고강도 집속 초음파(HIFU)를 의미할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0017] 구체적으로, 치료용 초음파 프로브(20)는 피검체(50)가 누워있는 베드(60)의 내부에 설치되어, 피검체(50)의 신체 내부에 존재하는 관심 영역에 치료용 초음파를 조사하여 관심 영역에 포함된 병변(lesion)을 제거할 수 있다. 이때, 피검체(50)와 베드(60)의 사이에는 치료용 초음파의 전달에 도움을 줄 수 있는 겔(gel) 패드(40)가 위치할 수 있다.
- [0018] 그러나, 치료용 초음파 프로브(20)가 설치되는 위치는 베드(60) 내부에 한정되지 않는다. 예를 들어, 치료용 초음파 프로브(20)는 피검체(50)의 위쪽에 설치되고, 치료용 초음파 프로브(20)의 아래에 위치한 피검체(50)를 향하여 치료용 초음파를 조사할 수도 있다.
- [0019] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 치료용 초음파 프로브(20)의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0020] 도 2를 참조하면, 치료용 초음파 프로브(20)는 가운데가 오목한 원판형의 지지판에 하나 이상의 엘리먼트들(210)이 배치된 형태가 될 수 있다. 치료용 초음파 프로브(20)가 복수의 엘리먼트들(210)로 구성되어 있는 경우, 엘리먼트들(210)은 중앙 처리 장치(도 1의 10)가 송신한 신호를 받아 각각 개별적으로 치료용 초음파를 조사할 수 있고, 초음파를 조사하는 시간도 각각 다르게 설정될 수 있다.
- [0021] 이렇게 엘리먼트들(210)이 개별적으로 초음파를 조사함으로써 치료용 초음파 프로브(20)의 위치가 고정된 상태에서도 초음파가 집속되는 초점의 위치가 변경될 수 있고, 다중 초점(multi-foci)을 형성할 수도 있다.
- [0022] 구체적으로, 각각의 엘리먼트들(210)은 중앙 처리 장치(도 1의 10)로부터 입력된 소정의 크기(amplitude) 및 위상(phase)을 갖는 전기적 신호를 소정의 강도(intensity) 및 위상(phase)을 갖는 초음파 신호로 변환하여 출력할 수 있다. 이러한 엘리먼트(210)는 예를 들면, 압전 변환기(piezoelectric transducer)와 같은 소자로 제조될 수 있다.
- [0023] 각 엘리먼트들(210)에서 발생하는 초음파는 치료를 요하는 피검체(도 1의 50)의 신체 내부 관심 영역으로 집속될 수 있다. 관심 영역으로 집속된 초음파는 열에너지로 변환되어 관심 영역의 온도를 상승시켜 관심 영역에 포함된 병변(lesion) 조직을 괴사(necrosis)시킬 수 있다. 여기에서 관심 영역은 병변을 포함하는 유방, 간, 복부 등의 조직이 해당 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0024] 또한, 도 2에 도시된 치료용 초음파 프로브(20)는 본 발명의 일 실시예에 불과하며, 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의한 치료용 초음파 프로브(20)의 다양한 변형 실시예들도 본 발명의 권리 범위에 속하는 것으로 이해될 수 있을 것이다.
- [0025] 다시 도 1을 참조하면, 중앙 처리 장치(10)는 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 이용하여 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다. 그리고 중앙 처리 장치(10)는 계산된 특성들을 이용하여 치료용 초음파가 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 치료용 초음파의 파라미터를 산출한다. 그리고 중앙 처리 장치(10)는 결정된 파라미터에 따른 치료용 초음파를 생성한다.
- [0026] 여기에서, 의료 영상은 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 CT(computed tomography) 영상이 해당 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0027] 이하에서, 중앙 처리 장치(10)에 포함된 인터페이스부(110), 조직 특성 계산부(130), 파라미터 산출부(140) 및 초음파 생성부(150)의 기능을 구체적으로 설명한다.
- [0028] 인터페이스부(110)는 관심 영역의 해부학적 정보를 포함하는 의료 영상을 획득한다. 여기에서 관심 영역은 치료용 초음파 장치(20)가 조사한 치료용 초음파에 의하여 형성된 다중 초점들이 위치하는 영역을 의미하며, 피검체(50)의 체내에서 치료를 요하는 병변이 포함된 영역이 해당 될 수 있다. 인터페이스부(110)는 입력된 의료 영상

을 조직 특성 계산부(130)로 전송한다.

- [0029] 인터페이스부(110)는 통신 인터페이스부 및 사용자 인터페이스부로 구성될 수 있다. 통신 인터페이스부는 외부로부터 의료 영상을 입력받을 수 있고, 치료용 초음파 조사 장치(20)로 치료용 초음파에 대한 정보를 전송할 수 있다. 또한, 후술할 진단용 초음파 조사 장치(70)로부터 전기적 펄스 신호들을 수신할 수 있다. 또한, 통신 인터페이스부는 중앙 처리 장치(10)에서 생성된 초음파 영상을 후술할 영상 표시 장치(30)로 전송할 수 있다. 사용자 인터페이스부는 사용자로부터 관심 영역에 대한 정보 또는 다중 초점들의 위치에 대한 정보를 입력받을 수 있다. 예를 들어, 사용자 인터페이스부는 중앙 처리 장치(10)에 마련된 디스플레이 패널, 마우스, 키보드, 터치 화면, 모니터, 스피커 등의 입출력 장치를 모두 포함할 수 있다.
- [0030] 조직 특성 계산부(130)는 의료 영상을 이용하여 관심 영역에 포함된 조직(tissue)들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다. 구체적으로, 조직 특성 계산부(130)는 의료 영상을 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(20)에 포함된 엘리먼트로부터 다중 초점들까지 치료용 초음파가 진행하는 경로들 상에 존재하는 조직들에 대한 특성을 계산한다. 여기에서, 조직들에 대한 특성은 조직(tissue)들 각각을 통과하는 치료용 초음파의 속도(speed), 조직(tissue)들 각각의 밀도(density) 또는 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수(attenuation coefficient)를 의미한다.
- [0031] 또한, 다중 초점들은 치료용 초음파 조사 장치(20)에서 관심 영역에 치료용 초음파를 집속시킴으로써 형성되는 복수 개의 초점들을 의미한다. 즉, 치료용 초음파 조사 장치(20)에서 치료용 초음파를 한 번 조사(sonication)하여 형성된 하나의 초점을 의미하는 단일 초점(single focus)과는 달리, 다중 초점은 치료용 초음파를 한번 조사하여 동시에 형성된 복수의 초점들을 의미한다.
- [0032] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 조직 특성 계산부(130)의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0033] 도 3을 참조하면, 조직 특성 계산부(130)는 그룹 생성부(131), 제 1 모델 생성부(132), 제 2 모델 생성부(133) 및 계산 수행부(134)를 포함할 수 있다. 도 3에 도시된 조직 특성 계산부(130)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 3에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다. 또한, 도 3에 도시된 조직 특성 계산부(130)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다.
- [0034] 그룹 생성부(131)는 인터페이스부(110)로부터 전송받은 의료 영상을 이용하여, 치료용 초음파 조사 장치(20)로부터 다중 초점들까지 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 하나 이상의 조직들의 종류를 확인한다. 치료용 초음파 조사 장치(20)로부터 다중 초점들까지 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에는 하나 이상의 조직들이 포함될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 조직들에는 피부(skin), 뼈(bone), 근육(muscle), 혈액(blood), 장기(organ) 등이 포함될 수 있다.
- [0035] 그룹 생성부(131)는 확인된 조직들의 종류를 이용하여 조직들을 그룹핑한다. 예를 들어, 의료 영상을 CT 영상으로 가정하면, 그룹 생성부(131)는 의료 영상으로부터 획득되는 CT치(CT number)를 고려하여, 조직들을 제1 그룹 및 제2 그룹으로 그룹핑할 수 있다.
- [0036] 그룹 생성부(131)가 그룹핑하는 제1 그룹 및 제2 그룹은 CT치의 분포를 기준으로 할 수 있다. 구체적으로 그룹 생성부(131)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.
- [0037] 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(131)가 뼈와 지방을 제외한 나머지 조직들을 제1 그룹으로 정하고, 뼈와 지방을 제2 그룹으로 정할 수 있다.
- [0038] 이와 같이 그룹 생성부(131)는 조직들을 제1 그룹 및 제2 그룹으로 그룹핑하고, 제1 그룹에 해당하는 조직들에 대한 정보와 제2 그룹에 해당하는 조직들에 대한 정보를 각각 제1 모델 생성부(132)와 제2 모델 생성부(133)로 전송한다.
- [0039] 제1 모델 생성부(132)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, 조직들 각각의 밀

도, 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수 또는 그들의 조합이 해당될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0040] 도 4는 제 1 모델 생성부(도 3의 132)가 생성하는 모델의 일 예를 도시한 도면이다.

[0041] 도 4를 참조하면, 제 1 모델 생성부(도 3의 132)가 생성하는 모델은 그래프 형태의 모델로 도시하였으나, 이에 한정되지 않는다. 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 아래의 수학식 1을 이용하여 각각의 조직들을 통과하는 치료용 초음파의 속도를 계산할 수 있다.

수학식 1

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

[0042]

[0043] 수학식 1에서 c 는 조직을 통과하는 치료용 초음파의 속도(단위는 m/s)를 의미하며, h 는 그 조직의 CT치(단위는 HU)를 의미한다.

[0044] 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 제1 그룹에 속하는 조직들에 대한 치료용 초음파의 속도를 각각 계산하고, 계산된 값들을 근사하여 제 1그룹에 포함된 조직들을 통과하는 치료용 초음파의 속도에 대한 그래프 모델을 생성할 수 있다.

[0045] 다른 예로, 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 제1 그룹에 포함된 조직들 각각에 대응하는 CT치를 이용하여, 제1 그룹에 포함된 조직들 각각의 밀도에 대한 모델을 생성할 수 있다. 예를 들어, 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 아래의 수학식 2를 이용하여 조직들 각각의 밀도를 계산할 수 있다.

수학식 2

$$\rho=0.00129h^3-0.14661h^2+5.1286h+990.34$$

[0046]

[0047] 수학식 2에서 ρ 는 조직의 밀도(단위는 kg/m^3)를 의미하며, h 는 그 조직의 CT치(단위는 HU)를 의미한다.

[0048] 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 제1 그룹에 속하는 조직들에 대한 밀도를 각각 계산하고, 계산된 값들을 근사하여 제 1그룹에 포함된 조직들의 밀도에 대한 모델을 생성할 수 있다. 여기에서 제1 모델 생성부(도 3의 132)가 밀도에 대한 모델을 생성하는 방법은 전술한 치료용 초음파의 속도에 대한 모델을 생성하는 방법과 같다.

[0049] 또 다른 예로, 제1 모델 생성부(도 3의 132)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.

[0050] 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 아래의 수학식 3을 이용하여 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수를 계산할 수 있다.

수학식 3

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

[0051]

[0052] 수학식 3에서 α 는 치료용 초음파의 감쇠 계수(단위는 $\text{db}/(\text{MHz}\cdot\text{cm})$)를 의미하며, h 는 그 조직의 CT치(단위는

HU)를 의미한다

- [0053] 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 제1 그룹에 속하는 조직들 각각에 대한 치료용 초음파의 감쇠 계수를 계산하고, 계산된 값들을 근사하여 제 1그룹에 포함된 조직들의 치료용 초음파의 감쇠 계수에 대한 모델을 생성할 수 있다. 여기에서 제1 모델 생성부(도 3의 132)가 치료용 초음파의 감쇠 계수에 대한 모델을 생성하는 방법은 전술한 치료용 초음파의 속도에 대한 모델을 생성하는 방법과 같다.
- [0054] 제1 모델 생성부(도 3의 132)는 생성한 제1 모델에 대한 정보를 계산 수행부(도 3의 134)로 전송한다.
- [0055] 도 5는 제 2 모델 생성부(도 3의 133)가 생성하는 모델의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0056] 도 5를 참조하면, 제2 모델 생성부(도 3의 133)는 제2 그룹에 포함된 조직들 각각에 대한 특성을 나타내는 제2 모델을 생성할 수 있다. 예를 들어, 제2 모델 생성부(도 3의 133)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.
- [0057] 제2 모델 생성부(도 3의 133)는 생성한 제2 모델에 대한 정보를 계산 수행부(도 3의 134)로 전송한다.
- [0058] 다시 도 1을 참조하면, 조직 특성 계산부(130)는 위와 같은 방법으로 생성한 그래프 모델 또는 테이블 모델을 인터페이스부(110)를 통하여 영상 표시 장치(30)로 출력할 수도 있다.
- [0059] 다시 도 3을 참조하면, 계산 수행부(134)는 제 1 모델 및 제 2 모델을 이용하여 조직들에 대한 특성들을 계산한다. 구체적으로, 계산 수행부(134)는 제1 모델 생성부(132)로부터 전송받은 그래프 모델에 포함된 정보와 제2 모델 생성부(133)로부터 전송받은 테이블 모델에 포함된 정보를 조합하여, 치료용 초음파 조사 장치의 엘리먼트로부터 초점까지 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 존재하는 조직들에 대한 특성들을 계산한다.
- [0060] 다시 도 1을 참조하면, 계산 수행부(도 3의 134)는 계산된 특성들에 대한 정보를 파라미터 산출부(140)로 전송한다.
- [0061] 파라미터 산출부(140)는 계산된 특성들을 이용하여 치료용 초음파가 관심 영역 내에 다중 초점들(multi-foci)을 형성하기 위한 치료용 초음파의 파라미터를 산출한다. 구체적으로, 파라미터 산출부(140)는 계산된 특성들을 이용하여, 치료용 초음파 장치의 위치에서의 치료용 초음파의 음압(sound pressure)을 계산하고, 계산된 음압을 이용하여 치료용 초음파 장치에서 조사할 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출한다.
- [0062] 여기에서, 음압은 다중 초점들의 위치들을 가상의 음원(sound source)들로 하였을 때 치료용 초음파 장치의 위치에서 계산된 음압을 의미하고, 음원은 치료용 초음파를 조사하는 근원(source)를 의미한다. 또한, 파라미터는 치료용 초음파의 진폭(amplitude) 또는 위상(phase)을 의미한다.
- [0063] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 파라미터 산출부(도 1의 140)가 치료용 초음파 장치의 위치에서의 치료용 초음파의 음압을 계산하는 일 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0064] 실제적으로는, 치료용 초음파 조사 장치(620)에서 조사된 치료용 초음파가 관심 영역 내의 소정의 위치에 다중 초점들(610)을 형성한다. 따라서, 다중 초점들(610)의 위치에서의 치료용 초음파의 음압을 계산하는 것이 일반적이다. 그러나, 본 발명의 일 실시예에 따른 파라미터 산출부(140)는 치료용 초음파가 다중 초점들(610)에서 조사되었다고 가정하고, 그 치료용 초음파가 치료용 초음파 장치(620)의 위치에서 형성하는 음압을 계산한다.
- [0065] 구체적으로, 치료용 초음파가 진행하는 경로 상에 복수의 서로 다른 매질(예를 들어, 체내 조직들)이 존재하는 경우, 파라미터 산출부(140)는 다중 초점들(610)에서 조사된 치료용 초음파가 매질의 경계면(즉, 불연속적인 경계면)(D1)을 통과하는 투과 음장인 u_{1b} 을 그 경계면에 입사하는 입사 음장인 u_{1f} 과 투과 계수인 T 를 조합하여 계산한다. 그 후에, 파라미터 산출부(140)는 투과 음장인 u_{1b} 에 대하여 2차원 푸리에 변환을 적용하여, D1 평면에서의 angular spectrum인 U_{1b} 을 계산한다. 그 후에, 파라미터 산출부(140)는 U_{1b} 에 기초하여, D1평면으로부터 D2 평면까지의 거리 차에 의한 위상 변화를 보정한 U_2 를 계산한다. 그 후에, 파라미터 산출부(140)는 U_2 에 대하여 2차원 푸리에 역변환을 적용하여, D2 평면에서의 음장인 u_2 를 계산한다.
- [0066] 파라미터 산출부(140)는 다중 초점들(610)로부터 치료용 초음파 조사 장치(620)까지의 경로 상에 존재하는 경계면들의 개수만큼 상술한 단계들을 반복하여 치료용 초음파의 음압(p)을 계산할 수 있다.
- [0067] 그러나, 치료용 초음파가 진행하는 경로 상의 매질이 비균질한 경우에 파라미터 산출부(140)가 음압(p)를 계산

하는 방법은 상술한 angular spectrum method(ASM)을 이용하는 것에 한정되지 않으며, 이와 유사한 의미를 갖는 방법은 제한 없이 적용될 수 있다.

- [0068] 다시 도 1을 참조하면, 파라미터 산출부(140)는 계산된 음압을 이용하여 치료용 초음파 장치에서 조사할 상기 치료용 초음파의 파라미터를 산출한다.
- [0069] 상술한 바와 같이, 파라미터 산출부(140)가 계산한 음압은 다중 초점들을 가상의 음원으로 하고, 그 가상의 음원에서 조사된 치료용 초음파에 의하여 치료용 초음파 조사 장치(20)의 위치에서 형성된 음압을 의미한다.
- [0070] 따라서, 파라미터 산출부(140)는 계산된 음압에 시간 반전 방법(time-reversal method)을 적용함으로써, 치료용 초음파 조사 장치(20)에서 조사될 치료용 초음파의 파라미터를 산출할 수 있다. 여기에서 시간 반전 방법은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 구체적인 설명은 생략한다.
- [0071] 파라미터 산출부(140)는 결정된 파라미터를 초음파 생성부(150)로 전송한다.
- [0072] 초음파 생성부(150)는 결정된 파라미터를 이용하여 치료용 초음파를 생성한다. 구체적으로, 초음파 생성부(150)는 파라미터 산출부(140)로부터 전송받은 파라미터들을 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(20)가 조사할 치료용 초음파에 대한 정보를 생성한다. 그리고, 초음파 생성부(150)는 생성된 정보를 치료용 초음파 조사 장치(20)로 전송한다.
- [0073] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 중앙 처리 장치(10)의 다른 예를 도시한 도면이다.
- [0074] 도 7을 참조하면, 중앙 처리 장치(10)는 인터페이스부(110), 조직 특성 계산부(130), 파라미터 산출부(140), 초음파 생성부(150) 및 교정부(120)를 포함한다. 도 8에 도시된 중앙 처리 장치(10)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 7에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0075] 또한, 도 7에 도시된 중앙 처리 장치(10)의 인터페이스부(110), 조직 특성 계산부(130), 파라미터 산출부(140), 초음파 생성부(150) 및 교정부(120)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다. 또한, 도 7에 도시된 중앙 처리 장치(10)의 인터페이스부(110), 조직 특성 계산부(130), 파라미터 산출부(140) 및 초음파 생성부(150)의 동작은 전술한 바와 같다.
- [0076] 교정부(120)는 의료 영상을 이용하여 치료용 초음파를 조사하는 치료용 초음파 조사 장치(20)를 교정(calibration)한다. 여기에서 교정은, 의료 영상 내의 관심 영역(예를 들어, 병변을 포함하는 영역)과 대응되는 영역에 치료용 초음파가 다중 초점들을 형성하기 위하여 치료용 초음파 조사 장치(20)의 좌표를 조정하는 것을 의미한다.
- [0077] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 교정부(도 7의 120)가 치료용 초음파 조사 장치를 교정하는 일 예를 설명하기 위한 도면이다. 여기에서 의료 영상은 CT 영상으로 가정하여 설명하겠으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0078] 먼저, 교정부(도 7의 120)는 인터페이스부(도 7의 110)로부터 전기적 펄스 신호들을 전송받아, 관심 영역에 대한 초음파 영상(820)을 생성한다. 다만, 진단용 초음파 조사 장치(도 7의 70)에서 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 교정부(도 7의 120)는 인터페이스부(도 7의 110)를 통하여 초음파 영상을 획득한다.
- [0079] 교정부(도 7의 120)는 인터페이스부(도 7의 110)로부터 전송받은 의료 영상(810)과 피사체에 대한 초음파 영상(820)을 정합(registration)(830)한다. 여기에서 정합은 의료 영상(810) 상의 좌표계와 초음파 영상(820) 상의 좌표계를 서로 대응시키는 과정을 의미한다. 구체적으로, 교정부(도 7의 120)는 의료 영상(810)에 나타나는 조직들과 초음파 영상(820)에 나타나는 조직들의 기하학적 상관 관계를 이용하여 영상들을 정합한다. 여기에서, 기하학적 상관 관계는 조직들 상에서 추출된 특징점(landmark point)들이 이루는 관계를 의미한다.
- [0080] 그 후에, 교정부(도 7의 120)는 영상의 정합 결과를 이용하여, 의료 영상(810)의 좌표계와 초음파 영상(820)의 좌표계 사이의 변환 관계를 계산한다. 예를 들어, 교정부(도 7의 120)는 초음파 영상(820)내의 각 점들이 의료 영상(810)내의 어떤 점들과 대응되는지를 계산하고, 각 점들을 대응시키기 위한 좌표 변환 매트릭스(matrix)를 계산한다. 교정부(도 7의 120)는 계산된 좌표 변환 매트릭스를 이용하여 진단용 초음파 조사 장치(도 7의 70)를 교정(340)한다.

- [0081] 그 후에, 교정부(도 7의 120)는 교정된 진단용 초음파 조사 장치(도 7의 70)를 이용하여 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)를 교정(350)한다. 여기에서 교정은 의료 영상 내의 소정의 지점(예를 들어, 병변)과 대응되는 지점에 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)가 치료용 초음파를 조사하기 위해서 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)의 좌표를 조정하는 것을 의미한다.
- [0082] 구체적으로, 진단용 초음파 조사 장치(도 7의 70)와 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)는 일정한 위치 관계를 가진다. 따라서 기 알려진 진단용 초음파 조사 장치(도 7의 70)와 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)의 좌표 관계를 바탕으로, 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)를 교정(850)할 수 있다. 여기에서, 좌표 관계는 좌표축의 회전, 이동, 스케일 팩터(scale factor)를 이용한 확대 또는 축소를 통하여 계산할 수 있다. 구체적으로, 진단용 초음파 조사 장치(도 7의 70)가 조사하는 진단용 초음파가 형성하는 초점의 좌표와 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)가 조사하는 치료용 초음파가 형성하는 초점의 좌표 사이의 좌표 관계는 좌표축의 회전, 이동, 스케일 팩터(scale factor)를 이용한 확대 또는 축소를 통하여 계산할 수 있다.
- [0083] 최종적으로, 교정부(도 7의 120)는 의료 영상(810) 내에서 치료용 초음파 조사 장치(도 7의 20)가 조사할 치료용 초음파가 형성하는 다중 초점들의 위치들을 계산한다.
- [0084] 다시 도 7을 참조하면, 교정부(120)는 초점의 위치들에 대한 정보를 제어부(미도시)로 전송하고, 제어부(미도시)는 치료용 초음파 조사 장치(20)가 치료용 초음파를 조사하는 위치를 교정한 좌표에 대응되게 변경할 수 있다.
- [0085] 또한, 교정부(120)는 초점의 위치들에 대한 정보를 조직 특성 계산부(130)로 전송하고, 조직 특성 계산부(130)는 전송받은 정보를 이용하여 치료용 초음파가 이동할 경로를 파악할 수 있다.
- [0086] 이렇게 교정부(150)가 치료용 초음파 조사 장치(30)를 교정함으로써, 치료용 초음파 조사 장치(30)가 다중 초점들을 향하여 정확하게 치료용 초음파를 조사할 수 있다.
- [0087] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU 시스템(1)의 다른 예를 도시한 도면이다.
- [0088] 본 실시예에 따른 HIFU 시스템(1)은 중앙 처리 장치(10) 및 치료용 초음파 조사 장치(20)로 구성된다. 그리고 HIFU 시스템(1)은 영상 표시 장치(30) 또는 진단용 초음파 조사 장치(70)를 더 포함할 수 있다.
- [0089] 도 9에 도시된 HIFU 시스템(1)은 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 9에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0090] 또한, 도 9에 도시된 HIFU 시스템(1)은 도 1 및 도 7에 도시된 중앙 처리 장치(10)의 일 실시예에 해당한다. 이에 따라, 도 1 및 도 7과 관련하여 기재된 내용은 도 9에 도시된 HIFU 시스템(1)에도 적용 가능하기 때문에 중복되는 설명은 생략한다.
- [0091] 진단용 초음파 조사 장치(70)는 피검체(50)의 관심 영역에 진단용 초음파를 조사하고, 반사된 초음파 신호를 획득한다. 구체적으로, 진단용 초음파는 관심 영역을 구성하는 여러 조직들 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 이와 같이 반사된 초음파 신호는 진단용 초음파 조사 장치(70)의 압전 변환기를 진동시키고, 압전 변환기는 이 진동들에 따른 전기적 펄스들(electrical pulses)을 출력한다.
- [0092] 다만, 진단용 초음파 조사 장치(70)는 전기적 펄스 신호들을 이용하여 직접 관심 영역에 대한 초음파 영상을 생성할 수도 있고, 중앙 처리 장치(10)에서 전기적 펄스 신호들을 이용하여 관심 영역에 대한 초음파 영상을 생성할 수도 있다. 여기에서 진단용 초음파 조사 장치(70)가 직접 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 진단용 초음파 조사 장치(70)는 생성한 초음파 영상에 대한 정보를 중앙 처리 장치(10)로 전송한다. 한편, 중앙 처리 장치(10)에서 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 진단용 초음파 조사 장치(70)는 전기적 펄스 신호들을 중앙 처리 장치(10)로 전송한다.
- [0093] 또한, 진단용 초음파 조사 장치(70)와 치료용 초음파 조사 장치(20)는 일정한 위치 관계를 가진다. 예를 들어, 진단용 초음파 조사 장치(70)와 치료용 초음파 조사 장치(20)가 일정한 위치를 사이에 두고 서로 분리되어 동작할 수 있고, 서로 인접하여 동작할 수도 있다.
- [0094] 한편, 도 1, 도 7 및 도 9에서 치료용 초음파 조사 장치(20)는 베드(60) 내부에 위치하고 있는 것으로 도시하였으나, 이에 한정되지 않는다. 예를 들어, 치료용 초음파 조사 장치(20)는 피검체(50)의 위쪽에 위치하여, 아래를 향하여 치료용 초음파를 조사할 수도 있다.

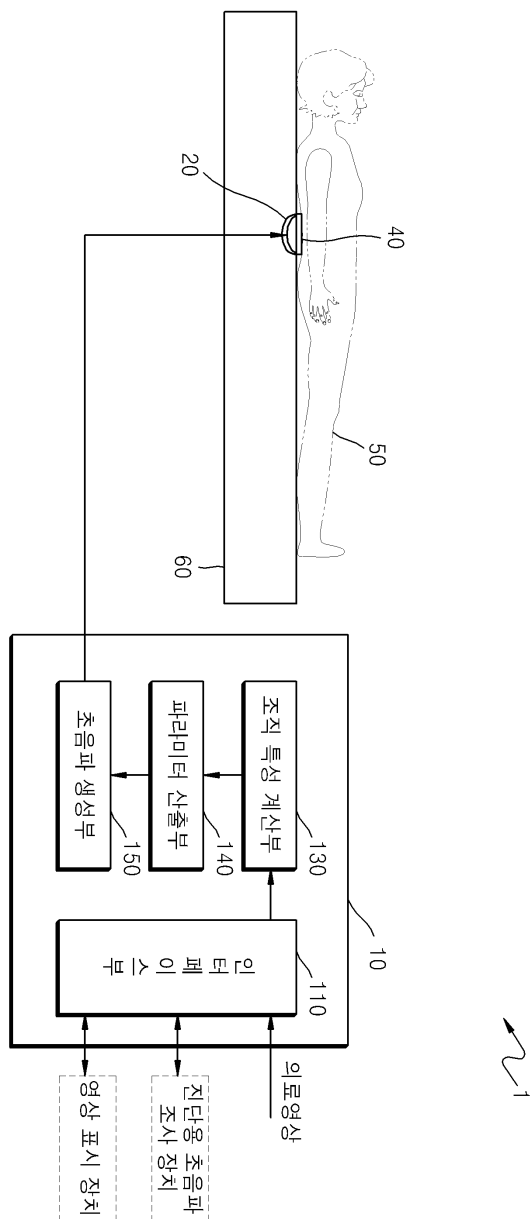
- [0095] 영상 표시 장치(30)는 중앙 처리 장치(10)에서 생성된 초음파 영상을 표시한다. 예를 들어, 영상 표시 장치(30)는 HIFU 시스템(1)에 마련된 디스플레이 패널, LCD 화면, 모니터 등의 출력 장치를 모두 포함한다. 중앙 처리 장치(10)에서 획득된 관심 영역에 대한 정보는 영상 표시 장치(30)를 통하여 사용자에게 제공되어 조직의 상태나 조직의 위치 또는 형태의 변화를 파악하는데 활용될 수 있다.
- [0096] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 중앙 처리 장치(10)가 수행하는 관심 영역 내에 다중 초점을 형성하는 초음파를 생성하는 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0097] 도 10을 참조하면, 초음파를 생성하는 방법은 도 1, 도 7 및 도 9에 도시된 중앙 처리 장치(10) 또는 HIFU 시스템(1)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1, 도 7 및 도 9에 도시된 중앙 처리 장치(10) 또는 HIFU 시스템(1)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 10의 초음파를 생성하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0098] 1010 단계에서, 조직 특성 계산부(130)는 획득된 의료 영상을 이용하여 관심 영역에 포함된 조직들에 대한 치료용 초음파의 진행에 영향을 줄 수 있는 특성들을 계산한다.
- [0099] 1020 단계에서, 파라미터 산출부(140)는 계산된 특성들을 이용하여 치료용 초음파가 관심 영역 내에 다중 초점들을 형성하기 위한 치료용 초음파의 파라미터를 산출한다.
- [0100] 1030 단계에서, 초음파 생성부(150)는 결정된 파라미터에 따른 치료용 초음파를 생성한다.
- [0101] 상기된 바에 따르면, 중앙 처리 장치(10)로부터 생성된 치료용 초음파가 관심 영역 내에 다중 초점을 형성함으로써, 넓은 영역에 분포하는 병변을 치료하는 시간을 단축할 수 있다. 또한, 중앙 처리 장치(10)가 환자 체내 조직들의 특성을 이용하여 치료용 초음파가 형성하는 다중 초점들의 위치들과 치료용 초음파의 진폭(amplitude) 및 위상(phase)을 정확하게 산출함으로써, HIFU를 이용한 치료의 안전성을 개선할 수 있다.
- [0102] 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.
- [0103] 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

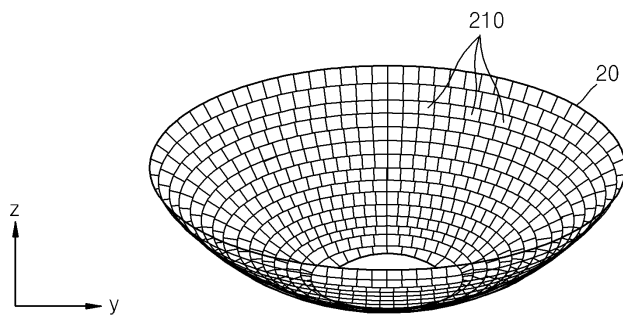
- [0104] 10: 중앙 처리 장치
20: 치료용 초음파 프로브
40: 겔(gel) 패드
50: 피검체
60: 베드
110: 인터페이스부
130: 조직 특성 계산부
140: 파라미터 산출부
150: 초음파 생성부

도면

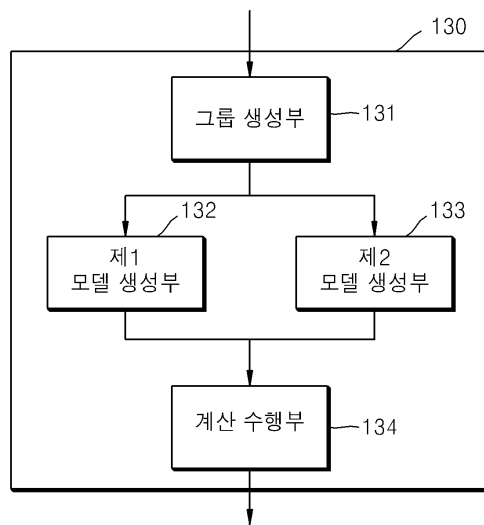
도면1



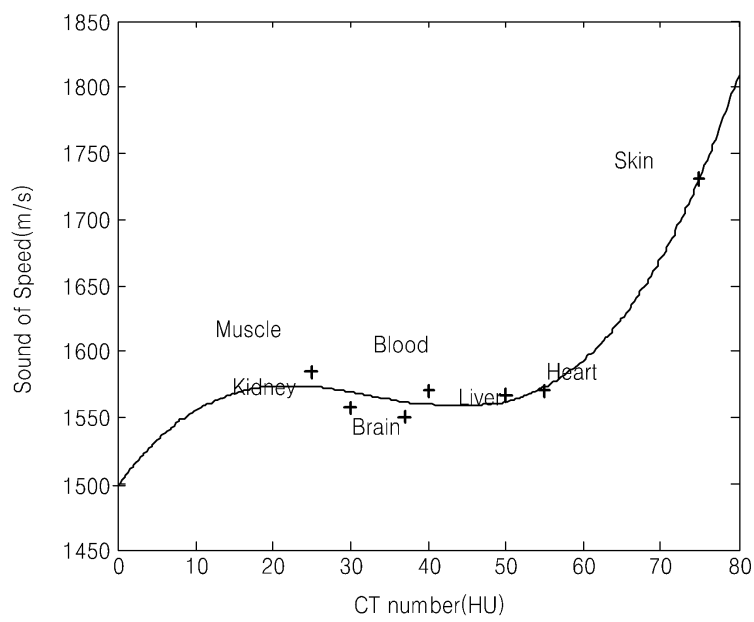
도면2



도면3



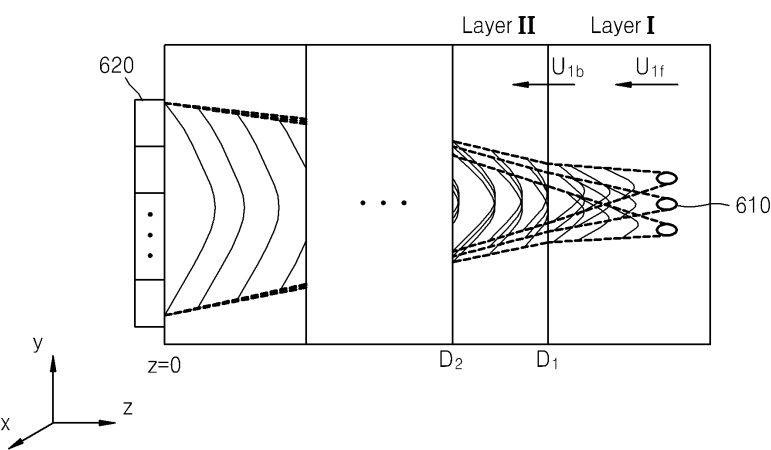
도면4



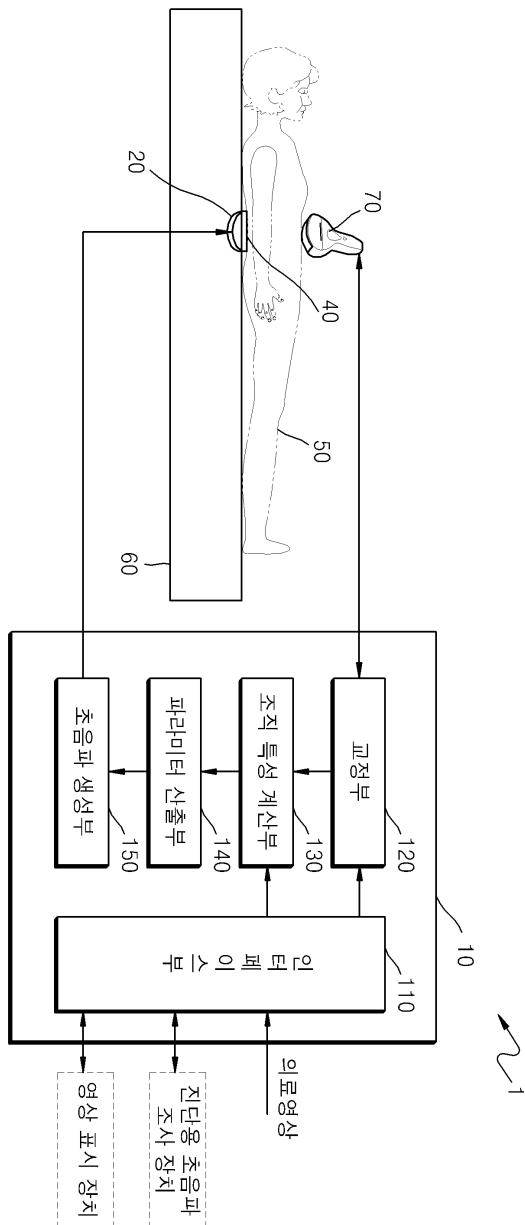
도면5

material	CT number (HU)	density (kg/m ³)	speed of sound (m/s)	Attenuation (dB/(MHz·cm))	Acoustic Impedance (kg/m ² /sec) x 10 ⁶
water (25°C)	0	988	1497	0.0022	1.50
Fat	-100~-50	950	1440-1490	0.48	1.38
liver	40~60	1060	1547-1585	0.5	1.65
Kidney	30	1040	1557	1.0	1.62
Brain	37	1030	1550	0.6	1.55
Heart	55	1045	1570	0.52	
blood	40	1025	1570	0.2	1.61
muscle	10~40	1070	1542-1626	1.09	1.70
Skin*	75	1090	1730	0.8~3.6	1.7
Bone	1000	1912	4080	6.9~9.94	7.8

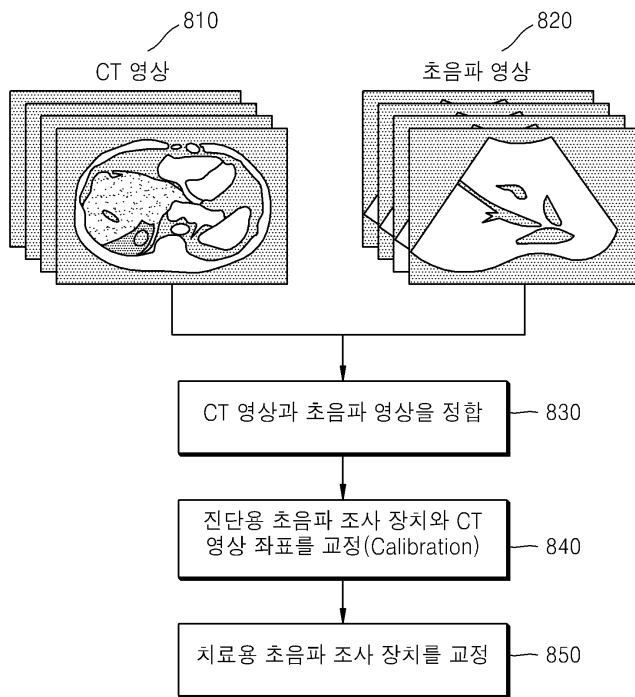
도면6



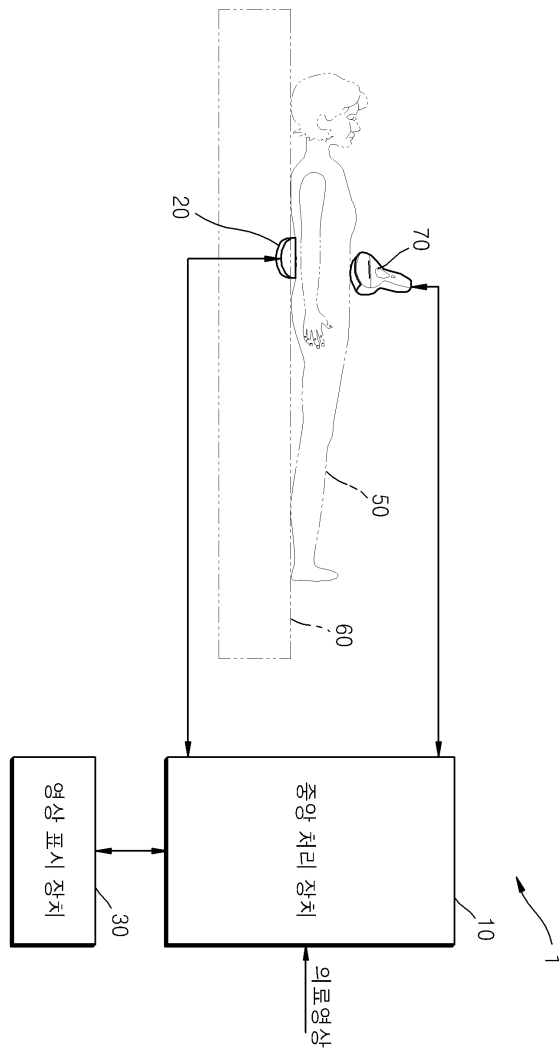
도면7



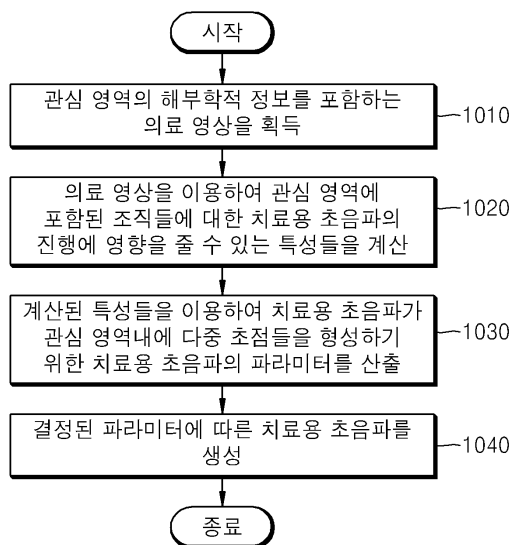
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	标题：使用医学图像在使用路径中产生超声形成多种类的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020140102995A	公开(公告)日	2014-08-25
申请号	KR1020130016603	申请日	2013-02-15
[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	LEE HO TAIK 이호택 BANG WON CHUL 방원철		
发明人	이호택 방원철		
IPC分类号	A61N7/00 A61N7/02 A61B8/13 A61B18/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61N2007/027 A61B8/48 A61B6/032 A61B8/085 A61B8/5261		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

关于用于产生治疗超声波的方法，所述治疗超声波从治疗超声波辐射器施加并形成多个焦点，该方法包括获得包括关于感兴趣区域的解剖信息的医学图像的步骤；通过使用医学图像测量能够对治疗超声波对包括在感兴趣区域中的组织的进展产生影响特征；通过使用已经测量的特征计算治疗超声波的参数，以便治疗超声波在感兴趣的区域中形成多个焦点；根据已确定的参数产生治疗超声波。

