



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0131552
(43) 공개일자 2012년12월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/00 (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0049801
(22) 출원일자 2011년05월25일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자
공동건
경기도 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 A-216
(농서동, 삼성종합기술원)

조준기
경기도 용인시 기흥구 공세동
탑설마을대주피오레2단지아파트 211-305
최기완
경기도 안양시 동안구 관악대로106번길 72, 115동
1102호 (비산동, 롯데낙천대아파트)

(74) 대리인
리엔목특허법인

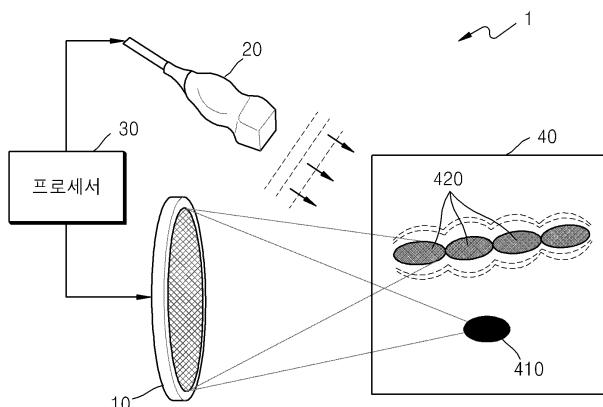
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법 및 시스템

(57) 요 약

초음파를 이용한 치료 및 진단 방법 및 시스템은 치료용 초음파가 조사된 치료 부위의 주변에 전단파(shear wave)를 유도한 후 치료 부위에 대하여 진단용 초음파를 조사함으로써 측정된 전단파의 변위를 이용하여 치료 부위의 조직의 파사 여부를 판단한다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

치료용 초음파가 조사된 치료 부위의 주변에 상기 치료용 초음파를 이용하여 전단파(shear wave)를 유도하는 단계;

상기 치료 부위에 대하여 진단용 초음파를 조사하는 단계;

상기 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 상기 전단파의 변위를 이용하여 상기 치료 부위의 조직의 특성 변화를 획득하는 단계; 및

상기 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 상기 치료 부위의 조직의 괴사 여부를 판단하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 유도하는 단계는

상기 치료용 초음파를 이용하여 상기 주변의 다중 초점 영역들 각각에 상기 전단파를 유도하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 주변은 상기 치료용 초음파의 진행 방향을 기준으로 상기 치료 부위의 측면 영역인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 조사하는 단계는

상기 진단용 초음파로써 디포커싱(defocusing) 방식의 평면파(plane wave)를 조사하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 조사하는 단계는

상기 진단용 초음파의 진행 방향을 중심으로, 진단용 초음파 장치의 어레이의 측면으로 갈수록 진단용 초음파의 조사가 딜레이(delay)되도록 상기 진단용 초음파를 조사하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 반사된 에코 초음파를 이용하여 상기 치료 부위에 대한 초음파 영상들을 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 획득하는 단계는 상기 생성된 초음파 영상들에 의해 측정된 상기 전단파의 변위를 이용하여 상기 조직의 특성 변화를 획득하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 획득하는 단계는

상기 생성된 초음파 영상들을 상호 비교(cross-correlate)함으로써 상기 전단파의 변위를 측정하는 단계; 및
상기 측정된 변위를 이용하여 상기 치료 부위 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산하는 단계를 포함하고,
상기 획득하는 단계는 상기 계산된 탄성 계수의 변화 추이에 대응되는 상기 조직의 특성 변화를 획득하는 것을
특징으로 하는 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 판단하는 단계는 상기 조직의 탄성 계수의 변화 추이에 기초하여, 상기 치료 부위가 상기 치료용 초음파에
의해 치료된 시간이 경과함에 따라 탄성이 증가하는 변곡점이 나타나는 시점에 상기 조직이 괴사되었다고 판단
하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 치료 부위의 조직이 괴사되었다고 판단될 때까지, 상기 치료 부위에 대한 상기 치료용 초음파의 조사 및
상기 전단파의 유도를 통한 상기 조직의 특성 변화의 획득을 반복하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 조직의 특성 변화는 상기 조직의 탄성 계수(shear modulus)의 변화를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

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

청구항 12

종양의 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하고, 상기 치료 부위의 주변에 상기 치료용 초음파를 이용하여 전단
파(shear wave)를 유도하는 치료용 초음파 장치;

상기 치료 부위에 대하여 진단용 초음파를 조사하고, 상기 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파를 수신하는 진
단용 초음파 장치; 및

상기 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 상기 전단파의 변위를 이용하여 상기 치료 부위의 조직의 특성 변화를
획득하고, 상기 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 상기 치료 부위의 조직의 괴사 여부를 판단하는 프로세서
를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 치료용 초음파 장치는

상기 치료용 초음파를 이용하여 상기 주변의 다중 초점 영역들 각각에 상기 전단파를 유도하는 것을 특징으로
하는 시스템.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 주변은 상기 치료용 초음파의 진행 방향을 기준으로 상기 치료 부위의 측면 영역인 것을 특징으로 하는 시
스템.

청구항 15

제 12 항에 있어서,

상기 진단용 초음파 장치는

상기 진단용 초음파로써 디포커싱(defocusing) 방식의 평면파(plane wave)를 조사하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 16

제 12 항에 있어서,

상기 진단용 초음파 장치는

상기 진단용 초음파의 진행 방향을 중심으로, 상기 진단용 초음파 장치의 어레이의 측면으로 갈수록 진단용 초음파의 조사가 딜레이(delay)되도록 상기 진단용 초음파를 조사하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 17

제 12 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 반사된 에코 초음파를 이용하여 상기 치료 부위에 대한 초음파 영상들을 생성하는 영상 생성부를 포함하고,

상기 프로세서는 상기 생성된 초음파 영상들에 의해 측정된 상기 전단파의 변위를 이용하여 상기 조직의 특성 변화를 획득하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생성된 초음파 영상들을 상호 비교(cross-correlate)함으로써 상기 전단파의 변위를 측정하는 변위 측정부;

상기 측정된 변위를 이용하여 상기 치료 부위 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산하는 계산부; 및

상기 계산된 탄성 계수의 변화 추이에 대응되는 상기 조직의 특성 변화에 기초하여 상기 괴사 여부를 판단하는 판단부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 판단부는 상기 조직의 탄성 계수의 변화 추이에 기초하여, 상기 치료 부위가 상기 치료용 초음파에 의해 치료된 시간이 경과함에 따라 탄성이 증가하는 변곡점이 나타나는 시점에 상기 조직이 괴사되었다고 판단하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 20

제 12 항에 있어서,

상기 치료 부위의 조직이 괴사되었다고 판단될 때까지, 상기 치료용 초음파 장치의 상기 치료 부위에 대한 상기 치료용 초음파의 조사 및 상기 진단용 초음파 장치의 상기 전단파의 유도를 통한 상기 조직의 특성 변화의 획득을 반복하는 것을 특징으로 하는 시스템.

명세서**기술분야**

초음파를 이용한 치료 및 진단 방법 및 시스템을 개시한다.

배경 기술

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

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

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 적어도 하나의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 종양의 괴사를 실시간으로 모니터링하면서 초음파를 이용하여 종양을 치료 및 진단하는 시스템을 제공하는데 있다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는 데 있다. 본 실시예가 해결하려는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0005] 일 측면에 따르면, 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법은 치료용 초음파가 조사된 치료 부위의 주변에 상기 치료용 초음파를 이용하여 전단파(shear wave)를 유도하는 단계; 상기 치료 부위에 대하여 진단용 초음파를 조사하는 단계; 상기 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 상기 전단파의 변위를 이용하여 상기 치료 부위의 조직의 특성 변화를 획득하는 단계; 및 상기 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 상기 치료 부위의 조직의 괴사 여부를 판단하는 단계를 포함한다.

[0006] 다른 일 측면에 따르면, 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0007] 또 다른 일 측면에 따르면, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템은 종양의 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하고, 상기 치료 부위의 주변에 상기 치료용 초음파를 이용하여 전단파(shear wave)를 유도하는 치료용 초음파 장치; 상기 치료 부위에 대하여 진단용 초음파를 조사하고, 상기 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파를 수신하는 진단용 초음파 장치; 및 상기 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 상기 전단파의 변위를 이용하여 상기 치료 부위의 조직의 특성 변화를 획득하고, 상기 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 상기 치료 부위의 조직의 괴사 여부를 판단하는 프로세서를 포함한다.

발명의 효과

[0008] 상기된 바에 따르면, 종양 조직에 치료용 초음파를 이용하여 전단파를 유도함으로써, 진단용 초음파를 이용할 때보다 상대적으로 적은 출력으로도 강한 전단파를 유도할 수 있다. 또한, 치료용 초음파를 다중 초점 영역들에 전단파를 유도함으로써, 하나의 초점 영역에 전단파를 유도할 때보다 강한 전단파를 종양의 치료 부위에 유도할 수 있음과 동시에, 넓은 범위로 전단파를 유도할 수 있다. 나아가서, 진단용 초음파로써 디포커싱된 평면파를 이용함으로써 보다 넓은 범위로 정확하게 전단파를 관찰할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템의 구성도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 프로세서의 구성도이다.

도 3a는 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파(shear wave)를 설명하는 도면이다.

도 3b는 본 발명의 일 실시예에 따라 치료 부위에 유도된 전단파를 도시한 도면이다.

도 3c는 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 초점 영역에 전단파가 유도되는 방식을 도시한 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단용 초음파 장치에서 디포커싱 방식의 평면파를 조사하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 5a는 본 발명의 일 실시예에 따른 디포커싱 방식의 평면파를 도시한 도면이다.

도 5b는 종래의 평면파를 도시한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파의 변위에 관한 초음파 영상들을 생성하는 과정을 도시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파의 변위를 측정하는 과정 및 조직의 탄성 계수를 계산하는 과정을 도시한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상(elasticity image)을 도시한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 조직의 괴사 여부를 판단하는 것을 도시한 도면이다.

도 10a 및 도 10b는 본 발명의 일 실시예에 따라 치료용 초음파를 이용하여 전단파를 유도하는 방식과 종래의 진단용 초음파를 이용하여 전단파를 유도하는 방식을 비교하는 그래프 및 표를 도시한 도면이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법의 흐름도이다.

도 12는 도 11의 조직의 특성 변화를 획득하는 단계(1103 단계)의 상세 흐름도이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 전체 종양 부위에 대한 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010]

이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하도록 하겠다.

[0011]

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템의 구성도이다. 도 1을 참고하면, 본 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 치료용 초음파 장치(10), 진단용 초음파 장치(20) 및 프로세서(30)로 구성된다.

[0012]

도 1에 도시된 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 본 실시예와 관련된 구성 요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성 요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0013]

초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 환자의 종양 부위(40)를 치료용 초음파로 치료하고, 진단용 초음파로 그 치료 결과를 모니터링하는 시스템이다.

[0014]

보다 상세하게 설명하면, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 환자의 체내에 종양이 생긴 경우, 치료용 초음파 장치(10)를 통해 치료용 초음파를 각각의 종양 부위(40)에 조사하여 열상(lesion)을 생성하고, 진단용 초음파 장치(20)를 통해 종양 부위(40)의 초음파 영상들을 획득하여 치료가 완료되었는지 여부를 진단한다. 이와 같은 열상은 종양 부위(40)의 조직이 국소적으로 파괴(focal destruction)되거나 괴사(necrosis)된 것이다. 즉, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 초음파 치료를 통해 종양을 괴사시키고 그 결과를 모니터링함으로써, 환자를 진단하는 의료용 시스템이다.

[0015]

특히, 본 실시예에 따른 치료용 초음파로는 고강도의 집속 초음파인 HIFU(High Intensity Focused Ultrasound)가 이용될 수 있다. 따라서, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)는 HIFU를 치료용 초음파로써 조사하는 장치에 해당될 수 있다. 이하의 본 실시예에서는 설명의 편의를 위하여, 치료용 초음파는 HIFU인 것으로 가정하여 설명하도록 하겠다. 하지만, 본 실시예에서 설명하는 치료용 초음파는 이에 한정되지 않고, HIFU뿐만 아니라 HIFU와 유사한 다른 집속 초음파(focused ultrasound)의 종류도 본 실시예의 치료용 초음파의 범주에 포함될 수 있음을 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0016]

초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)의 각각의 구성의 동작에 대해 설명하면, 이하와 같다.

[0017]

치료용 초음파 장치(10)는 종양의 치료 부위(410)에 치료용 초음파를 조사하고, 치료 부위(410)의 주변에 치료 용 초음파를 이용하여 전단파(shear wave)(420)를 유도한다. 여기서, 치료 부위(410)는 치료용 초음파를 이용한 종양의 치료 계획에 따라 치료용 초음파가 집중적으로 조사되는 종양 부위(40)의 일부 국소 부위이다.

[0018]

치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파를 이용하여 치료 부위(410)의 주변의 다중 초점 영역들 각각에 전단파를 유도한다. 치료 부위(410)의 주변은 치료용 초음파의 진행 방향을 기준으로 치료 부위(410)의 측면 영역(도

1의 420의 위치)에 해당된다. 이 때, 치료용 초음파 장치(10)는 치료 부위(410)에 조사되는 치료용 초음파의 초점 영역(도 1의 410의 위치)과 전단파를 유도시킬 측면 영역의 다중 초점 영역들(도 1의 420의 위치)이 서로 겹치지 않도록 조사하는 것이 바람직하다. 왜냐하면, 전단파는 다중 초점 영역들(도 1의 420의 위치)로부터 Y축 방향인 치료 부위(410)로 진행하기 때문에, 다중 초점 영역들(도 1의 420의 위치)에서 떨어진 치료 부위(410)에서는 전단파의 변위가 보다 뚜렷하게 관찰되기 때문이다.

[0019] 전단파의 유도와 관련하여, 종래에는 전단파를 유도하기 위해서는 진단용 초음파를 이용하는 것이 일반적이었다. 하지만, 진단용 초음파 장치(20)는 그 출력이 낮고, 트랜스듀서(transduce)의 사이즈는 작다. 또한, 진단용 초음파의 주파수는 높다. 따라서, 일반적으로 피부로부터 4cm 깊이 정도까지만 전단파의 유도가 가능하다. 만약, 피부의 더 깊은 곳까지 전단파를 유도할 경우에는 상대적으로 매우 높은 출력이 필요하였기 때문에, 피부의 깊은 곳까지 전단파를 유도하는 것은 비효율적일 수 밖에 없었다.

[0020] 그러나, HIFU와 같은 치료용 초음파는 국소 부위에 집중적으로 강한 에너지를 전달시키기 때문에, 치료용 초음파를 이용하여 전단파를 유도할 경우에는 상대적으로 적은 출력으로도 피부 깊은 곳까지 전단파를 유도할 수 있다. 이와 같은 이유 때문에, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)의 치료용 초음파(HIFU)는 치료 부위(410)의 치료와 함께 전단파의 유도에 이용된다.

[0021] 도 3a는 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파(shear wave)를 설명하는 도면이다. 도 3a를 참고하면, point impulse의 힘(force)이 Z축 방향으로 가해지는 경우, 종파인 p파, 횡파인 s파, 그리고 두 파가 결합된 coupling ps파가 생성된다. 여기서, 전단파는 힘이 가해진 진동원으로부터 파동 진행 방향으로 진동하고 Y축 방향으로 진행하는 파로써, s파를 의미한다.

[0022] 전단파인 s파의 Z축의 변위(displacement)는 다음의 수학식 1과 같이 표현된다.

수학식 1

$$g_{zz}^s(r,t) = \frac{1}{4\pi\rho c_s} \frac{1}{\sqrt{2\pi v_s t}} \frac{r^2 - z^2}{r^2} e^{-\frac{(t-r/c_s)^2 c_s^2}{2v_s t}}$$

[0023] [0024] 수학식 1을 참고하면, g_{zz}^s 는 s파의 Z축의 변위, ρ 는 밀도, c_s 는 전단파의 속도, v_s 는 점성(viscosity) 성분, r 은 원점으로부터의 거리를 의미한다.

[0025] 도 3b는 본 발명의 일 실시예에 따라 치료 부위에 유도된 전단파를 도시한 도면이다. 도 3b에는 전단파가 유도된 후 경과 시간이 1ms일 때의 도면(301), 3ms일 때의 도면(302) 및 5ms일 때의 도면(303)이 도시되어 있다.

[0026] 도 3b를 참고하면, 4개의 다중 초점 영역들(도 1의 420)에 각각 전단파가 유도되어 있는 것을 알 수 있다. 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파(HIFU)를 이용하여 4개의 다중 초점 영역들 각각에 전단파를 유도한다. 이 때, 치료용 초음파 장치(10)는 거의 동일한 시점에 다중 초점 영역들 각각에 전단파를 유도한다. 초점 영역들의 개수 4는 하나의 예시일 뿐, 초점 영역들의 개수는 이에 한정되지 않고 변경될 수 있다.

[0027] 1ms일 때의 도면(301)을 참고하면, 각각의 초점 영역들에서는 전단파가 유도되어 있고, 전단파가 Y축 방향으로 얼마 진행되지 않은 것을 알 수 있다. 이와 비교하여, 3ms일 때의 도면(302)을 참고하면, 각각의 초점 영역들에서는 전단파가 Y축 방향으로 약간 진행되어 있는 것을 알 수 있다.

[0028] 나아가서, 5ms일 때의 도면(303)을 참고하면, 각각의 초점 영역들에서 유도된 전단파는 서로 합착(coherent)됨으로써 전단파들의 coherent sum이 나타나는 것을 알 수 있다. 이와 같이, 다중 초점 영역들 각각에 전단파를 유도할 경우에는 전단파들의 coherent sum에 의해, 하나의 초점 영역에 전단파가 유도된 경우보다 강력한 전단파가 유도될 수 있다.

[0029] 앞서 설명한 바와 같이, 전단파는 치료 부위(410)의 주변의 다중 초점 영역들(도 1의 420의 위치)에 유도되고, 이 영역들(도 1의 420의 위치)은 치료용 초음파의 진행 방향을 기준으로 치료 부위(410)의 측면 영역이다. 이처럼, 전단파는 치료 부위(410)의 측면의 주변 영역에 유도되므로, 치료 부위(410)에는 시간이 지남에 따라 전단

파들의 coherent sum에 의해 강력한 전단파가 전달될 수 있다. 그러므로, 치료 부위(410)에서는 강력한 전단파의 전달로 인해 전단파의 변위를 보다 뚜렷하게 측정할 수 있게 된다. 즉, 하나의 초점 영역에 전단파를 유도하는 일반적인 경우와 비교할 때, 다중 초점 영역들에 전단파를 유도하는 경우에는 보다 뚜렷하게 전단파의 변위를 측정할 수 있고, 보다 넓은 범위로 전단파를 측정할 수 있다.

[0030] 도 3c는 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 초점 영역들에 전단파가 유도되는 방식을 도시한 도면이다. 도 3c를 참고하면, Z축 방향의 거리(axial distance) 및 측 방향의 거리(lateral distance)의 측면(aspect)에서 살펴본 전단파의 강도(intensity)의 분포를 3차원적으로 도시한 도면(304)이 도시되어 있다. 여기서, 전단파는 치료용 초음파를 이용하여 유도됨으로써, 약 100mm 내지 140mm의 거리에서도 상대적으로 높은 강도(intensity)의 전단파가 유도될 수 있는 것을 알 수 있다. 또한, 도 3c를 참고하면, 3개의 다중 초점 영역들 각각에서 유도된 전단파의 변위(displacement)를 3차원적으로 도시한 도면(305)이 도시되어 있다.

[0031] 다시 도 1을 참고하면, 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 프로브(probe)라고도 일컬으며, 치료 부위(410)에 대하여 진단용 초음파를 조사하고, 조사된 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파를 수신한다. 여기서, 진단용 초음파 장치(20)는 치료 부위(410)에 대한 진단용 초음파 영상들을 생성하기 위하여, 치료 부위(410)에 진단용 초음파를 조사하고 반사된 에코 초음파를 수신하는 것이다. 반사된 에코 초음파를 이용하여 초음파 영상들을 생성하는 일반적인 과정은 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이에 대한 자세한 설명은 생략하도록 하겠다.

[0032] 본 실시예의 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 초음파로써 디포커싱(defocusing) 방식의 평면파(plane wave)를 조사한다.

[0033] 진단용 초음파로써 디포커싱 방식의 평면파를 이용하는 이유는 보다 넓은 범위에서 전단파가 관측될 수 있고 전단파의 변위를 보다 정확하게 측정할 수 있기 때문이다. 보다 상세하게 설명하면, 진단용 초음파 장치(20)는 디포커싱 방식을 이용함으로써 포커싱(focusing) 방식의 진단용 초음파보다 넓은 범위에서 전단파의 변위를 관측할 수 있다. 또한, 체내에 깊은 곳에 도달하여도 강도가 비교적 일정하게 유지되는 평면파를 이용함으로써, 체내에 깊은 곳에 도달할수록 강도가 약해지는 구면파(spherical wave)보다 전단파의 변위를 정확하게 관측할 수 있다.

[0034] 본 실시예에 따르면, 진단용 초음파 장치(20)는 convex array 방식의 트랜스듀서 엘리먼트들(transducer elements)뿐만 아니라, linear array 방식의 트랜스듀서 엘리먼트들을 이용하여서도 디포커싱 방식의 평면파를 조사할 수 있다. 보다 상세하게는 도 4를 참고하여 설명하도록 하겠다.

[0035] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단용 초음파 장치(20)에서 디포커싱 방식의 평면파를 조사하는 방법을 설명하는 도면이다. 도 4를 참고하면, 진단용 초음파 장치(20)는 linear array 방식의 트랜스듀서 엘리먼트들을 갖는다.

[0036] 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 초음파의 진행 방향인 Z축 방향을 중심으로, 진단용 초음파 장치(20)의 아래 이의 측면으로 갈수록 진단용 초음파의 조사가 딜레이(delay)되도록 진단용 초음파를 조사한다.

[0037] 도 4를 참고하여 보다 상세하게 설명하면, linear array를 반지름이 r인 원의 현(chord)으로 가정하고 이에 대응되는 호(arc)의 형태로 진단용 초음파가 조사되도록, 진단용 초음파 장치(20)는 linear array의 각 트랜스듀서 엘리먼트들의 조사 시점을 조절한다. linear array의 각 트랜스듀서 엘리먼트들의 조사 시점에 관하여는 다음의 수학식 2를 이용한다.

수학식 2

$$b = \sqrt{r^2 - a^2}$$

$$d = r \left(1 - \frac{b}{x^2 + b^2}\right)$$

$$\text{delay}(time) = \frac{d}{c(\text{velocity})}$$

[0038]

[0039] 이와 같이, 진단용 초음파 장치(20)가 linear array의 트랜스듀서 엘리먼트들을 갖는 경우에도 트랜스듀서 엘리먼트들의 조사 시점을 위와 같이 조절함으로써, linear array의 진단용 프로브(401)가 반지름이 r 인 convex array의 진단용 프로브(402)와 같이 동작되도록 할 수 있다. 즉, 진단용 프로브(401)의 트랜스듀서 엘리먼트들의 조사 시점을 위와 같이 조절함으로써, 진단용 프로브(401)에서 디포커싱 방식의 평면파가 조사될 수 있다.

[0040]

도 5a는 본 발명의 일 실시예에 따른 디포커싱 방식의 평면파를 도시한 도면이다. 그리고, 도 5b는 종래의 평면파를 도시한 도면이다. 도 5a 및 도 5b를 비교하면, 본 실시예에 따라 디포커싱 방식의 평면파(501)를 조사한 경우에 체내의 약 140mm 지점(503)에서 전달되는 파(wave)의 범위는, 종래의 평면파(502)를 조사한 경우에 체내의 약 140mm 지점(504)에서 전달되는 파(wave)의 범위보다 넓다는 것을 알 수 있다. 따라서, 본 실시예에 따른 진단용 초음파 장치(20)는 디포커싱 방식의 평면파(501)를 이용함으로써 전단파를 종래보다 넓은 범위에서 관측할 수 있다.

[0041]

[0041] 이제까지 설명하였던 전단파는 조직의 특성 변화를 획득하기 위하여 이용된다. 보다 상세하게 설명하면, 체내의 조직의 탄성은 조직이 괴사됨에 따라 변화하게 된다. 즉, 조직이 괴사하는 경우 조직이 딱딱해져 탄성이 증가하게 된다. 따라서, 이와 같은 조직의 탄성 변화의 특성을 이용하여 조직이 괴사하였는지 여부를 판단할 수 있다. 특히, 탄성 계수(shear modulus)는 탄성의 변화를 수치로 측정하기 위한 척도로 이용된다. 아래에서 상세히 설명하겠지만, 치료 부위(410)의 탄성 변화의 특성은 해당 치료 부위(410)에서의 전단파의 변위를 측정함으로써 구할 수 있다.

[0042]

[0042] 따라서, 이하에서 조직의 특성 변화는 조직의 탄성 계수(shear modulus)의 변화에 해당되는 것으로 설명하도록 하겠다. 하지만, 조직의 특성 변화는 이에 한정되지 않고 조직의 점성도(viscosity) 등을 포함할 수 있다.

[0043]

[0043] 다시 도 1을 참고하면, 프로세서(30)는 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 전단파의 변위를 이용하여 치료 부위(410)의 조직의 특성 변화를 획득하고, 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 치료 부위(410)의 조직의 괴사 여부를 판단한다.

[0044]

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 프로세서(30)의 구성도이다. 도 2를 참고하면, 프로세서(30)는 영상 생성부(310), 변위 측정부(320), 계산부(330), 판단부(340) 및 제어부(350)로 구성된다. 여기서, 프로세서(30)는 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.

[0045]

[0045] 프로세서(30)의 제어부(350)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 동작을 제어한다. 예를 들어, 제어부(350)는 치료용 초음파 장치(10)에서 치료용 초음파를 어떤 위치의 치료 부위(410)에 조사할 것인지, 어느 강도로 조사할 것인지, 어떤 위치의 초점 영역들에 전단파를 유도할 것인지 등을 결정한 후 제어한다. 또한, 프로세서(30)는 진단용 초음파 장치(20)의 트랜스듀서 엘리먼트들 각각의 조사 시점 등을 제어한다. 이 밖에도, 제어부(350)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 일반적인 동작들을 추가로 제어할 수 있다는 것을 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

[0046]

영상 생성부(310)는 반사된 에코 초음파를 이용하여 치료 부위(410)에 대한 초음파 영상들을 생성한다. 앞서 설

명한 바와 같이, 반사된 에코 초음파를 이용하여 초음파 영상들을 생성하는 일반적인 과정은 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이에 대한 자세한 설명은 생략하도록 하겠다. 초음파 영상들을 생성하기까지의 개략적인 과정은 도 6을 참고하여 설명하도록 하겠다.

- [0047] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파의 변위에 관한 초음파 영상들을 생성하는 과정을 도시한 도면이다.
- [0048] 참조번호 601의 도면에 따르면, 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 초음파로써 디포커싱 방식의 평면파(quasi-plane wave)를 조사한다.
- [0049] 참조번호 602의 도면에 따르면, 진단용 초음파 장치(20)는 체내의 조직으로부터 산란되고(scattering) 반사되는 에코 초음파를 수신한다.
- [0050] 참조번호 603의 도면에 따르면, 저장부(미도시)는 에코 초음파 신호를 디지털 신호로 변환한 후 N(N은 자연수) 개의 RF(Radio Frequency) 프레임들(frames)로 저장한다. 체내의 조직에서 전단파는 1~10ms의 속도로 진행한다. 따라서, 이를 수 μm 의 해상도(resolution)로 관측하기 위해서는 초음파 영상들을 초당 수천 프레임들 단위로 획득하여야 한다. 이와 같이 초당 수천 프레임의 초음파 영상들을 획득하여 전단파를 빠르게 관측하기 위해서는, 진단용 초음파로써 본 실시예에서 설명된 디포커싱(또는 unfocusing) 방식의 평면파가 요구된다.
- [0051] 참조번호 604의 도면에 따르면, 영상 생성부(310)는 저장된 N개의 RF(Radio Frequency) 프레임들을 이용하여 빔 포밍(beamforming)함으로써 N개의 2차원 초음파 영상들을 생성한다.
- [0052] 다시 도 2를 참고하면, 변위 측정부(320)는 생성된 초음파 영상들을 상호 비교(cross-correlate)함으로써 전단파의 변위를 측정한다.
- [0053] 그리고, 계산부(330)는 측정된 변위를 이용하여 치료 부위(410) 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산한다.
- [0054] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 전단파의 변위를 측정하는 과정 및 조직의 탄성 계수를 계산하는 과정을 도시한 도면이다. 도 7을 참고하면, 전단파의 변위를 측정하는 과정(700)과 조직의 탄성 계수를 계산하는 과정(710)이 도시되어 있다.
- [0055] 먼저, 전단파의 변위를 측정하는 과정(700)을 설명하면, 변위 측정부(320)는 시간적으로 인접한 두 초음파 영상들(701 및 702)을 상호 비교(cross-correlate)한다. 이와 같은 상호 비교(cross-correlation)(703)를 통해, 변위 측정부(320)는 두 초음파 영상들(701 및 702) 사이에서 전단파의 이동 거리인 Δr 을 측정한다. 이동 거리인 Δr 은 앞서 살펴보았던 수학식 1의 r 에 해당되므로, 변위 측정부(320)는 수학식 1을 이용하여 전단파의 변위인 $u_z(x, z)$ 를 계산한다. 여기서, 변위 $u_z(x, z)$ 는 수학식 1의 g_{zz}^s 이다. 각 초음파 영상들을 이용하여 각 시간대별 전단파의 변위가 모두 계산된 경우, 변위 측정부(320)는 시간대별로 측정된 전단파의 변위를 이용하여 전단파의 시간대별 변위 맵(displacement map)(704)을 생성한다.
- [0056] 다음으로, 조직의 탄성 계수를 계산하는 과정(710)을 설명하면, 다음과 같다. 이미 알려진, 파동 방정식(wave equation)은 수학식 3과 같다.

수학식 3

$$\rho \frac{\partial^2 u_z(x, z)}{\partial t^2} = \mu(x, z) \nabla^2 u_z(x, z)$$

- [0057]
- [0058] 수학식 3을 참고하면, $u_z(x, z)$ 는 앞서 살펴본 바와 같이 수학식 1을 통해 구할 수 있는 전단파의 변위이고, ρ 는 밀도이다.
- [0059] 그리고, 탄성 계수 μ , 밀도 ρ 및 속도 v 의 관계는 다음과 수학식 4와 같다.

수학식 4

$$v = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \Rightarrow \mu = \rho v^2$$

[0060]

[0061] 탄성 계수(shear modulus)를 계산하기 위한 수학식 5는 수학식 3 및 4로부터 유도된다.

수학식 5

$$\mu(x, z) = \rho \sum_{\omega} \frac{F \left\{ \frac{\partial^2 u_z(x, z)}{\partial t^2} \right\}}{F \left\{ \nabla^2 u_z(x, z) \right\}}$$

[0062]

[0063] 수학식 5를 참고하면, 전단파의 시간대별 변위 맵(displacement map)(704)을 이용하여 전단파의 변위를 시간적 관점의 퓨리에 변환(Fourier transform) 및 공간적 관점의 퓨리에 변환을 통해 수학식 4의 v^2 에 관한 항을 구할 수 있다. 따라서, 수학식 5를 참고하면, 전단파의 변위 $u_z(x, z)$ 를 이용하여 탄성 계수(shear modulus) $\mu(x, z)$ 를 구할 수 있다.

[0064]

다시 도 2를 참고하면, 판단부(340)는 계산된 탄성 계수의 변화 추이에 대응되는 조직의 특성 변화에 기초하여 조직의 파사 여부를 판단한다. 보다 상세하게 설명하면, 판단부(340)는 조직의 탄성 계수의 변화 추이에 기초하여, 치료 부위(410)가 치료용 초음파에 의해 치료된 시간이 경과함에 따라 탄성이 증가하는 변곡점이 나타나는 시점에 조직이 파사되었다고 판단한다.

[0065]

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 영상(elasticity image)을 도시한 도면이다. 도 8을 참고하면, 탄성 영상은 계산된 탄성 계수들에 기초하여 영상 생성부(310)에서 생성된다. 판단부(340)는 치료 부위(도 1의 410)와 같은 관심 영역에 해당되는 픽셀들(801)을 선택하고 이 픽셀들(801)에서의 탄성 계수의 변화 추이를 관측한다.

[0066]

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 조직의 파사 여부를 판단하는 것을 도시한 도면이다. 도 9를 참고하면, 근육에서의 탄성 계수의 변화 추이에 대한 그래프와 지방(fat)에서의 탄성 계수의 변화 추이에 대한 그래프가 도시되어 있다. 앞서 설명한 바와 같이, 판단부(340)는 조직의 탄성 계수의 변화 추이에 기초하여, 치료 부위(410)가 치료용 초음파에 의해 치료된 시간이 경과함에 따라 탄성이 증가하는 변곡점(901 및 902)이 나타나는 시점에 조직이 파사되었다고 판단한다.

[0067]

다시 도 1을 참고하면, 치료 부위(410)의 조직이 파사되었다고 판단될 때까지, 치료용 초음파 장치(10)의 치료 부위(410)에 대한 치료용 초음파의 조사 및 진단용 초음파 장치(20)의 전단파의 유도를 통한 조직의 특성 변화의 획득을 반복한다.

[0068]

보다 상세하게 설명하면, HIFU를 이용한 초음파 치료 과정에서 HIFU가 종양의 치료 부위(410)에 조사되면, 치료 부위(410)는 순간적으로 고온이 되고 고온에 의해 이 치료 부위(410)의 조직과 혈관은 응고성 파사(coagulative necrosis)를 일으킨다. 이 경우, HIFU가 조사된 고온의 치료 부위(410)의 온도가 일정 온도 이하로 다시 내려가지 않는다면, 그 치료 부위(410)의 주변은 치료할 수 없다. 따라서, 의사, 검진자 등과 같은 사용자는 멀리 떨어진 종양 부위(40)의 서로 다른 영역들이 순차적으로 HIFU에 의해 치료되도록 치료 계획을 결정한다.

[0069]

앞서 설명한 본 실시예는 어느 하나의 치료 부위(410)에 대해서만 설명한 것이다. 즉, 어느 하나의 치료 부위(410)의 조직이 파사되었다고 판단될 때까지, 치료용 초음파 장치(10)의 치료 부위(410)에 대한 치료용 초음파

의 조사 및 진단용 초음파 장치(20)의 전단파의 유도를 통한 조직의 특성 변화의 획득을 반복하는 것이다.

[0070] 하지만, 이와 같은 과정은 치료 계획에 따라 다른 치료 부위들에 대해서도 동일하게 반복되고, 종양 부위(40)의 모든 치료 부위들에 대한 치료(또는 necrosis)가 완료될 때까지 수행된다.

[0071] 즉, 치료 부위(410)의 조직이 괴사되어 치료 부위(410)의 치료가 완료되었다고 판단될 경우에, 프로세서(30)의 제어부(350)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)가 치료 계획에 따른 다른 치료 부위들에 대해서 동작하도록 제어한다.

[0072] 프로세서(30)의 판단부(340)는 치료 계획에 따른 종양 부위(40)의 전체가 모두 치료되었다고 더 판단할 수 있다. 종양 부위(40)의 전체가 치료되었다고 판단된 경우, 프로세서(30)의 제어부(350)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)를 이용한 치료 및 진단을 종료한다.

[0073] 본 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 치료 부위(410)의 종양 조직이 괴사되었는지 여부를 지속적으로 모니터링하면서, 치료용 초음파를 이용하여 종양을 치료한다.

[0074] 도 10a 및 도 10b는 본 발명의 일 실시예에 따라 치료용 초음파를 이용하여 전단파를 유도하는 방식과 종래의 진단용 초음파를 이용하여 전단파를 유도하는 방식을 비교하는 그래프 및 표를 도시한 도면이다. 도 10a 및 도 10b는 본 실시예의 효과에 대한 설명을 돋기 위한 일 실험예일 뿐, 본 실시예는 도 10a 및 도 10b에 한정되지 않는다.

[0075] 도 10a를 참고하면, 치료용 초음파를 이용하여 전단파를 유도하는 경우(1001)와, 진단용 초음파를 이용하여 전단파를 유도하는 경우(1002)의 전단파의 강도(intensity)의 감쇠(attenuation)를 비교한 그래프이다. 진단용 초음파를 이용하는 경우(1002)는 약 4cm 깊이까지 강도가 급격히 감소하여 약 8cm 이상의 깊이부터는 강도가 거의 없는 것을 알 수 있다. 하지만, 치료용 초음파를 이용하는 경우(1001)는 약 12cm 깊이까지도 강도가 서서히 감소하므로, 진단용 초음파를 이용하는 경우(1002)보다 전단파를 유도하는데 있어서 효과적인 것을 알 수 있다.

[0076] 도 10b를 참고하면, 일정한 전단파의 변위(displacement)를 유도하기 위해서 필요한 트랜스듀서의 표면 출력을 나타내는 표가 도시되어 있다. 특히, 도 10b의 표는 진단용 초음파를 이용하는 기준 방식과 치료용 초음파를 이용하는 본 실시예의 방식이 비교되어 있다. 여기서, 일정한 전단파의 변위는 28 μm 이다. 그리고, 일반적으로 기준 방식에 따르면 28 μm 의 전단파의 변위를 유도하기 위해서 4cm 깊이 초점에서 40bar (물 기준)의 압력을 가해야 하는 것으로 알려져 있으므로, 이를 기준으로 비교하였다. 기준 방식의 진단용 초음파 프로브의 폭은 4cm, 주파수는 4.3MHz로 가정하였고, 본 실시예의 방식의 치료용 초음파 장치(10)의 트랜스듀서의 지름은 12cm, 주파수는 1MHz로 가정하였다. 감쇠 계수는 조직의 평균치인 0.5dB/MHz/cm을 사용하였다.

[0077] 도 10b의 표에 따르면, 4cm 깊이에서 28 μm 의 전단파의 변위를 유도하기 위해서는 기준 방식에 따르면 0.65W가 필요하고 본 실시예의 방식에 따르면 1.33W의 출력이 필요하다. 그러나 12cm 깊이에서는 기준 방식에 따르면 306.1W가 필요하나, 본 실시예의 방식에 따르면 그보다 훨씬 적은 30.14W만 필요하다. 따라서, 본 실시예의 방식에 따라 깊은 조직에서 전단파를 유도할 경우, 기준 방식보다 더 효과적임을 알 수 있다.

[0078] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법의 흐름도이다. 도 11을 참고하면, 본 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법은 도 1 및 도 2에 도시된 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 1 및 2에 도시된 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법에도 적용된다.

[0079] 1101 단계에서, 치료용 초음파 장치(10)는 치료 부위(410)에 치료용 초음파를 조사하고, 치료 부위(410)의 주변(도 1의 420의 위치)에 치료용 초음파를 이용하여 전단파(shear wave)를 유도한다.

[0080] 1102 단계에서, 진단용 초음파 장치(20)는 치료 부위(410)에 대하여 진단용 초음파를 조사하고, 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파를 수신한다.

[0081] 1103 단계에서, 프로세서(30)는 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 전단파의 변위를 이용하여 치료 부위(410)의 조직의 특성 변화를 획득한다.

[0082] 1104 단계에서, 프로세서(30)는 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 치료 부위(410)의 조직의 괴사 여부를 판단한다.

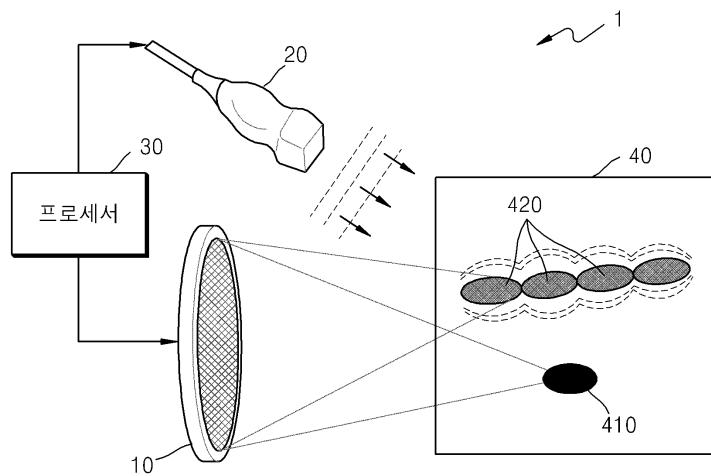
- [0083] 도 12는 도 11의 조직의 특성 변화를 획득하는 단계(1103 단계)의 상세 흐름도이다.
- [0084] 1201 단계에서, 영상 생성부(310)는 반사된 에코 초음파를 이용하여 치료 부위에 대한 초음파 영상들을 생성한다.
- [0085] 1202 단계에서, 변위 측정부(320)는 생성된 초음파 영상들을 상호 비교(cross-correlate)함으로써 전단파의 변위를 측정한다.
- [0086] 1203 단계에서, 계산부(330)는 측정된 변위를 이용하여 치료 부위(410) 조직의 탄성 계수를 계산한다.
- [0087] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 전체 종양 부위에 대한 초음파를 이용한 치료 및 진단 방법의 흐름도이다. 도 12와 도 13을 비교하면, 도 12는 어느 하나의 치료 부위(410)를 치료 및 진단하는 방법에 관한 흐름도이고, 도 13은 치료 부위(410)와 다른 치료 부위들을 포함한 전체 종양 부위(40)를 치료 및 진단하는 방법에 관한 흐름도이다.
- [0088] 1301 단계에서, 치료용 초음파 장치(10)는 치료 부위에 치료용 초음파를 조사하고, 치료용 초음파를 이용하여 치료 부위의 주변에 전단파(shear wave)를 유도한다.
- [0089] 1302 단계에서, 진단용 초음파 장치(20)는 치료 부위에 진단용 초음파를 조사하고, 진단용 초음파가 반사된 에코 초음파를 수신한다.
- [0090] 1303 단계에서, 프로세서(30)는 반사된 에코 초음파에 의해 측정된 전단파의 변위를 이용하여 치료 부위의 조직의 특성 변화를 획득하고, 획득된 조직의 특성 변화에 기초하여 조직이 괴사되었는지 여부를 판단한다.
- [0091] 1304 단계에서, 프로세서(30)는 치료 계획에 따라 전체 종양 부위가 치료되었는지 여부를 판단한다.
- [0092] 1305 단계에서, 프로세서(30)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)가 치료 계획에 따라 다른 치료 부위를 치료 및 진단하도록 제어한다. 즉, 전체 종양 부위가 치료될 때까지 다른 치료 부위들 각각에 대해서 1301 단계 내지 1303 단계가 반복된다.
- [0093] 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.
- [0094] 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

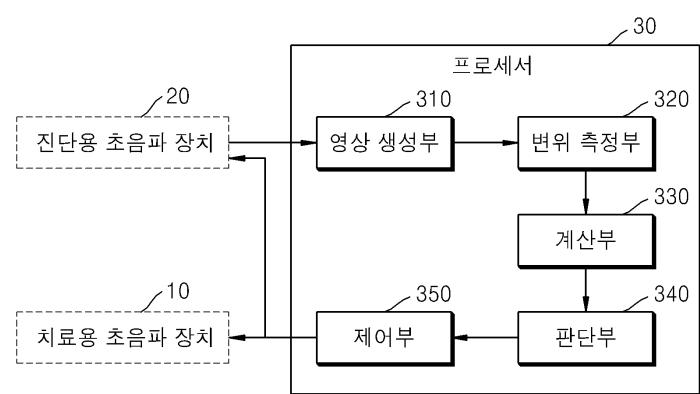
- [0095]
- | | | | |
|------|----------------------|------|------------|
| 1: | 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템 | | |
| 10: | 치료용 초음파 장치 | 20: | 진단용 초음파 장치 |
| 30: | 프로세서 | 40: | 종양 부위 |
| 410: | 치료 부위 | 420: | 다중 초점 영역들 |
| 310: | 영상 생성부 | 320: | 변위 측정부 |
| 330: | 계산부 | 340: | 판단부 |
| 350: | 제어부 | | |

도면

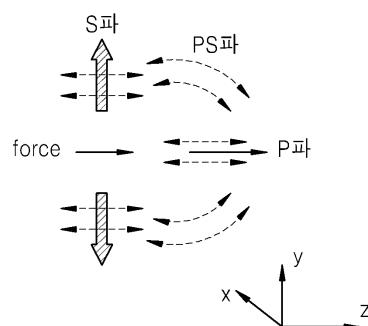
도면1



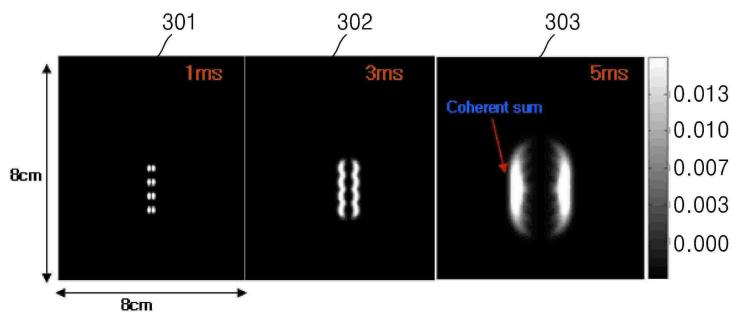
도면2



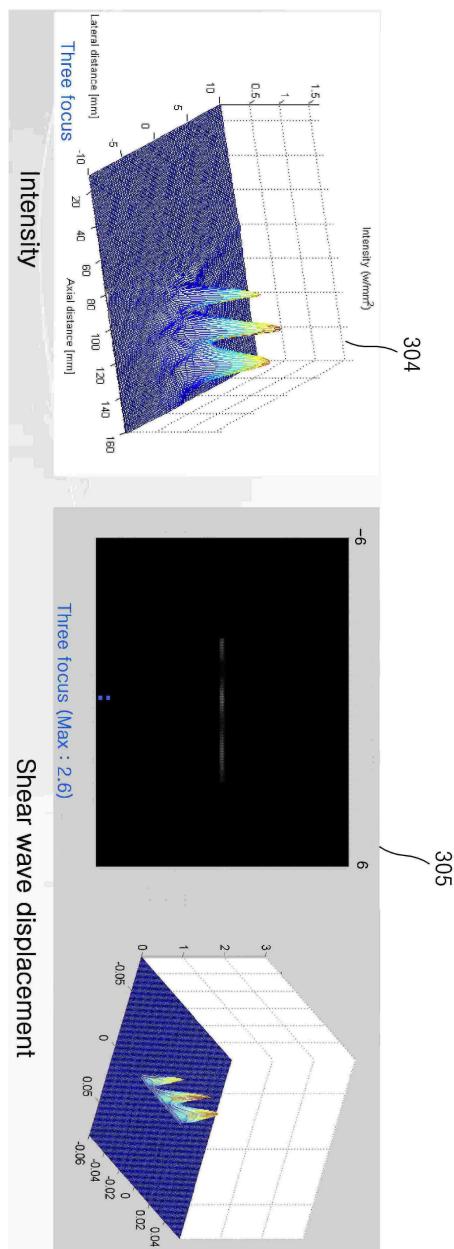
도면3a



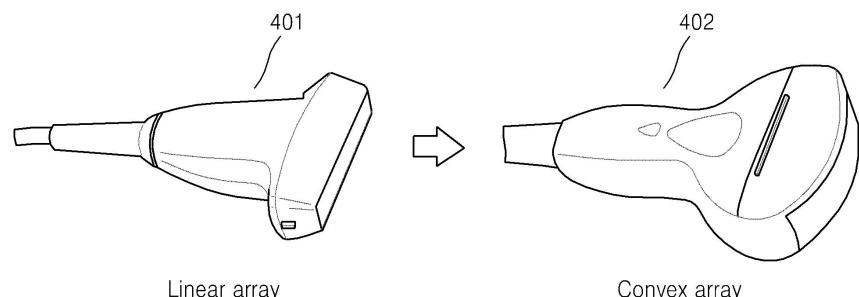
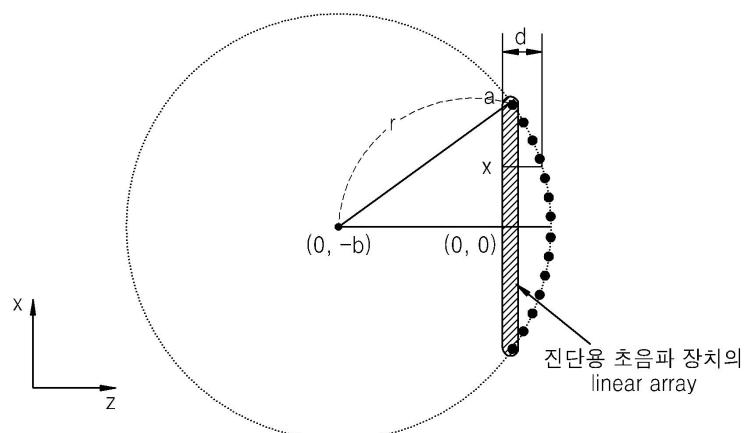
도면3b



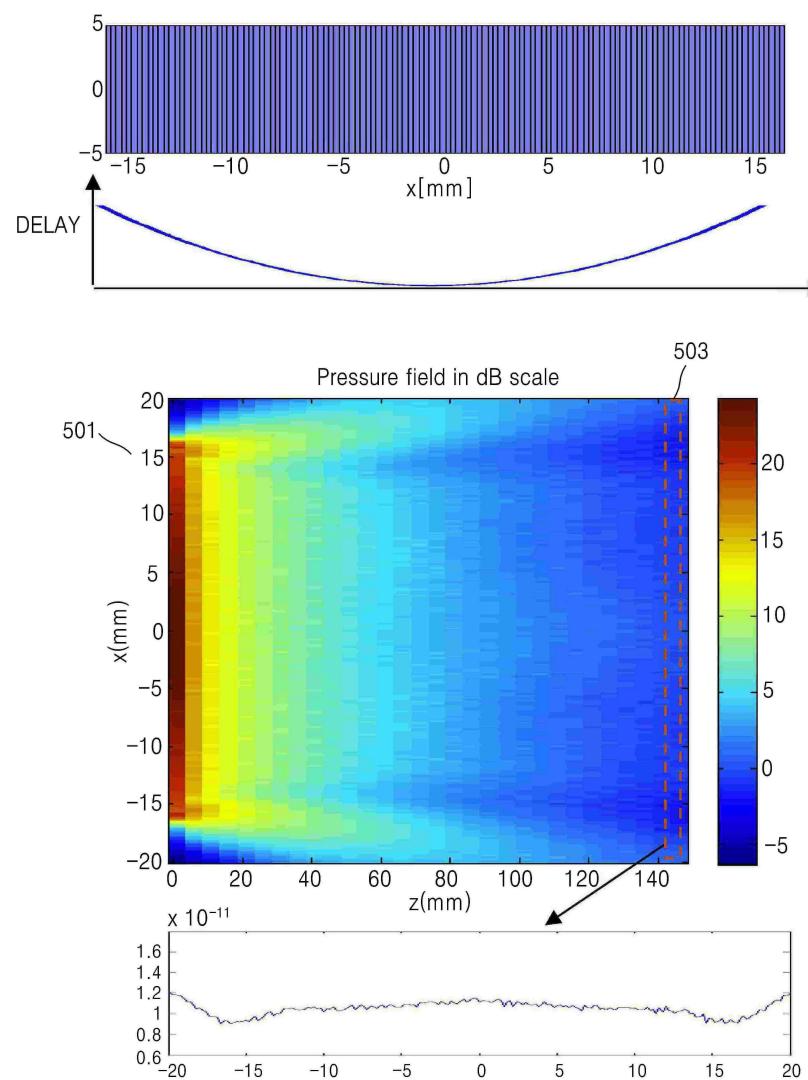
도면3c



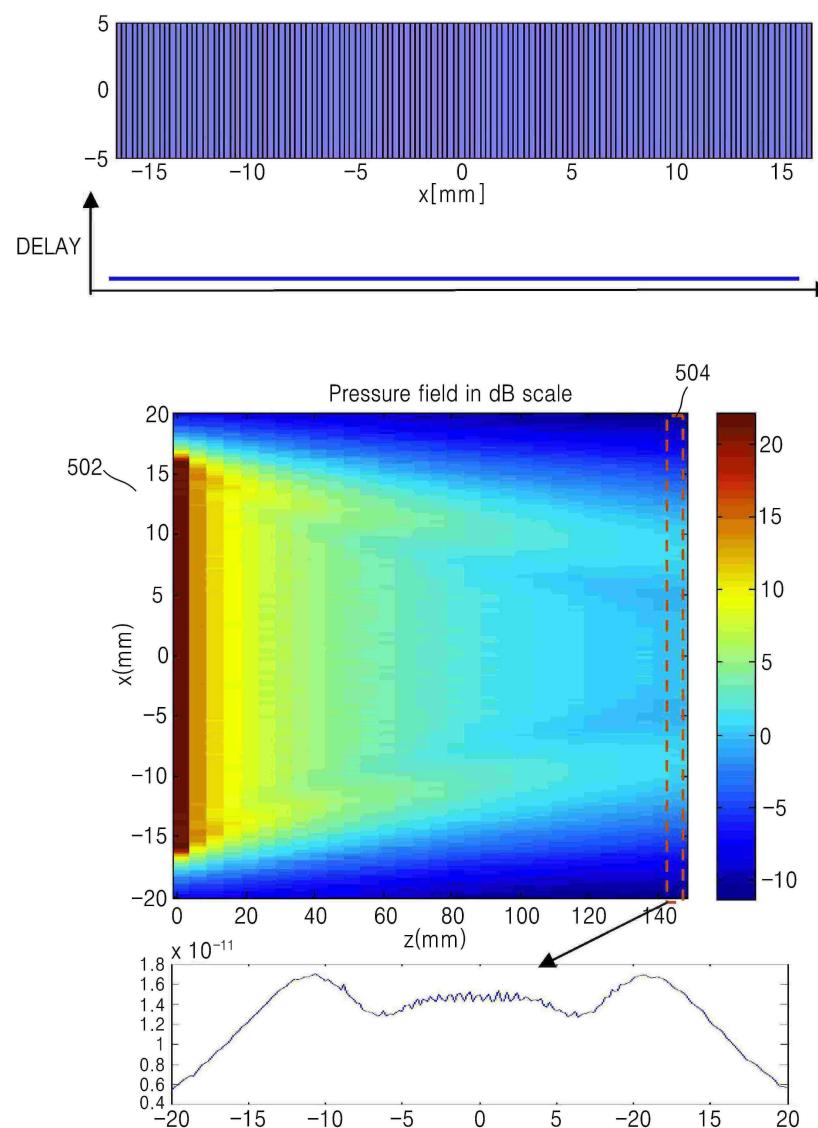
도면4



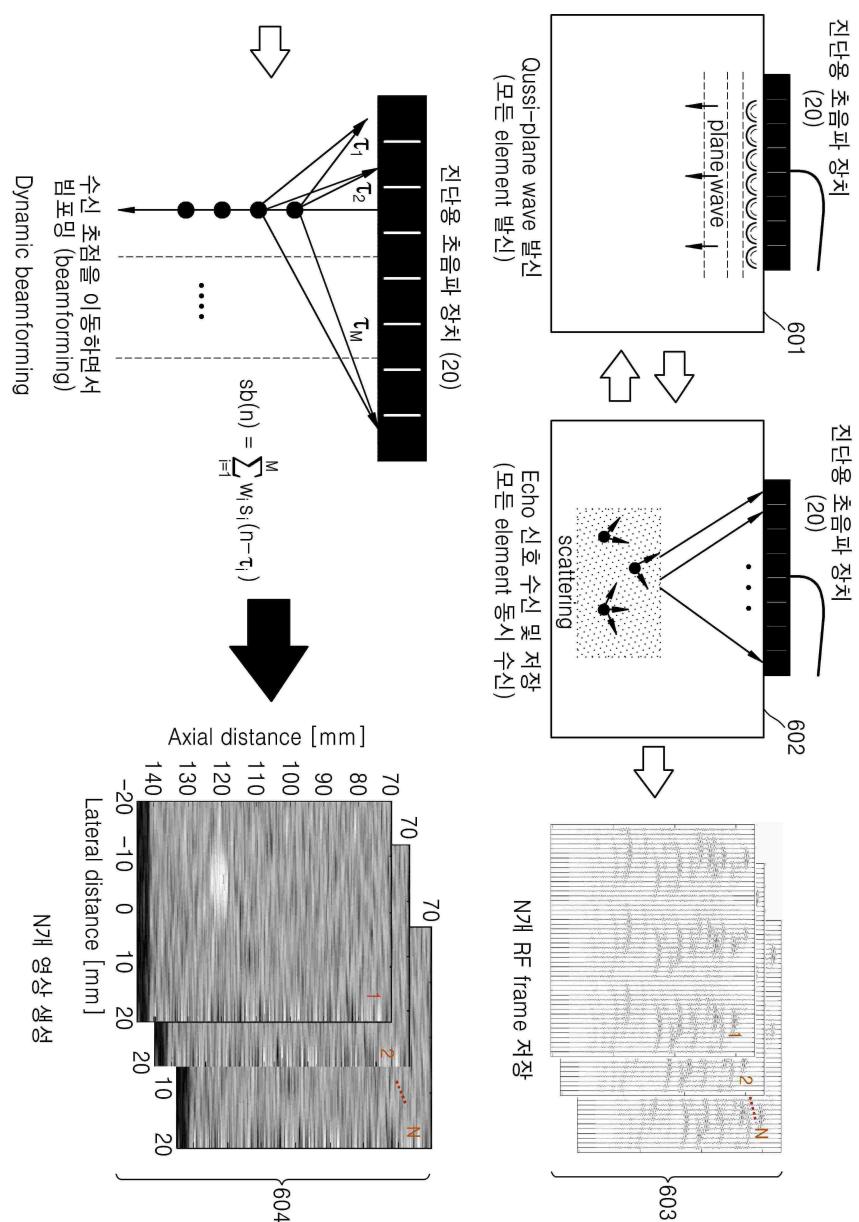
도면5a



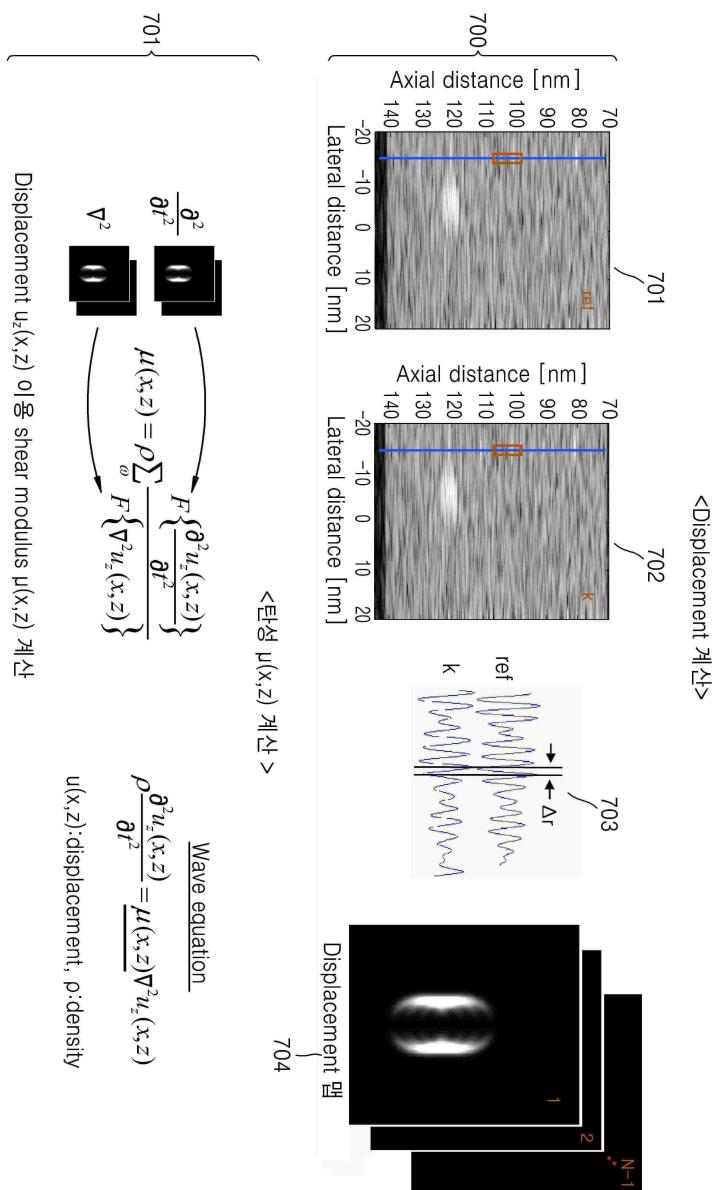
도면5b



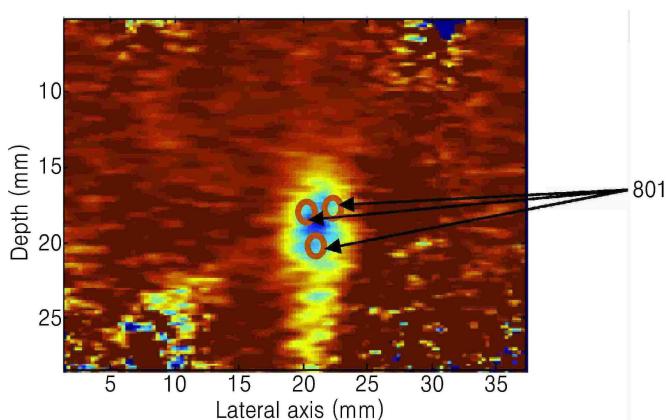
도면6



도면7

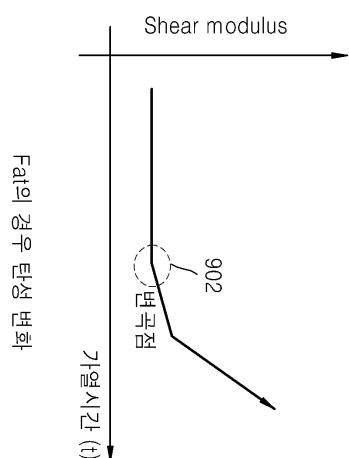
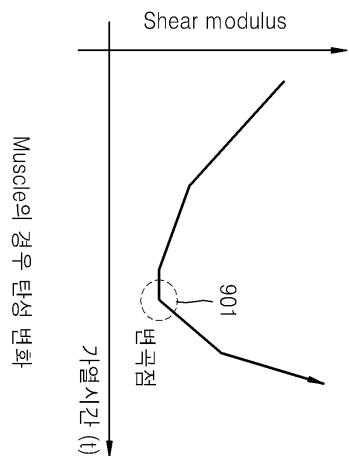


도면8

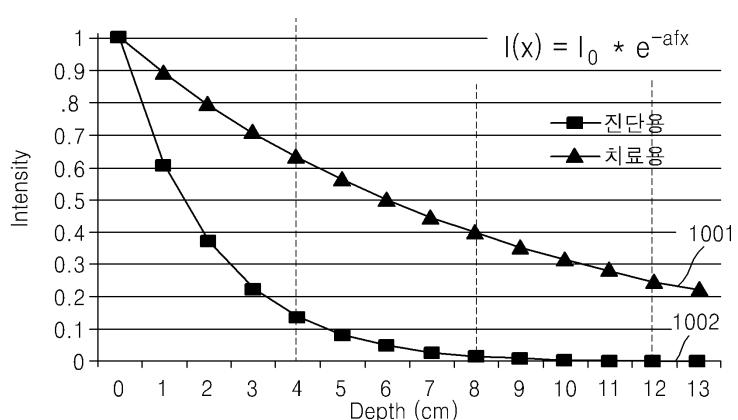


<탄성 영상>

도면9



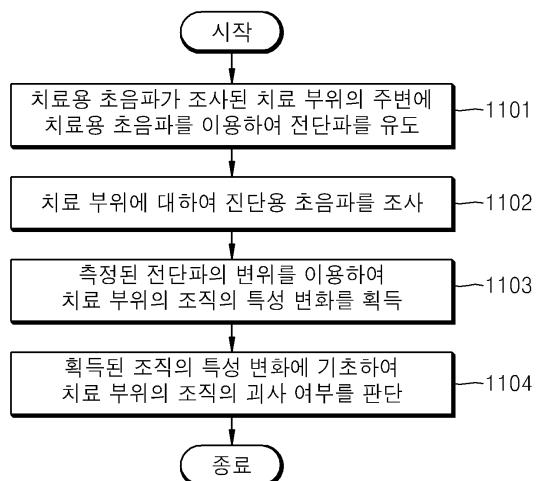
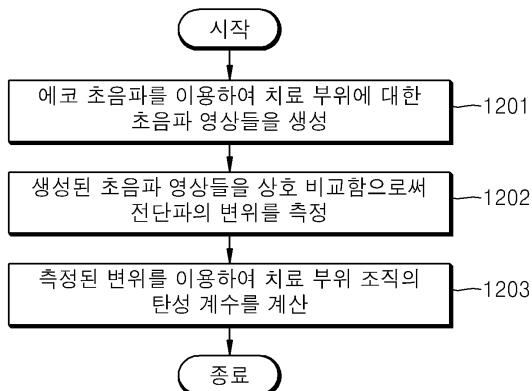
도면10a



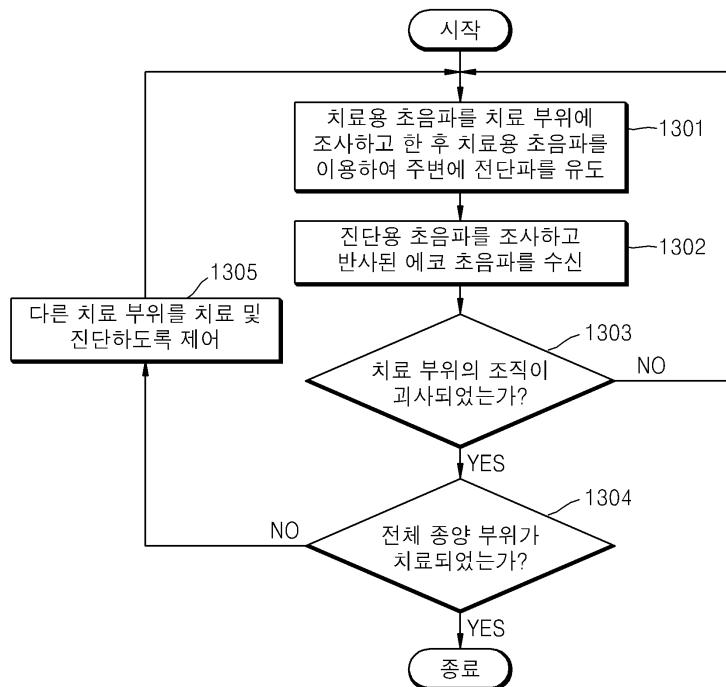
도면10b

1003

Depth	4cm	8cm	12cm
기준방식 (진단용)	0.65	18.8	306.1
제안방식 (치료용)	0.067	0.43	1.54

도면11**도면12**

도면13



专利名称(译)	使用超声治疗和诊断的方法和系统		
公开(公告)号	KR1020120131552A	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	KR1020110049801	申请日	2011-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KONG DONG GEON 공동건 CHO JOON KEE 조준기 CHOI KI WAN 최기완		
发明人	공동건 조준기 최기완		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/00 A61B18/00		
CPC分类号	A61B2019/5276 A61B2017/00106 G01S15/899 A61N7/02 A61B2018/00642 A61N7/00 A61B8/485 A61B8/14 A61B8/085 A61B8/08 A61N2007/027 G01S7/52042 G01S15/8984 A61B2090/378		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用超声波进行治疗和诊断的方法和系统是在用治疗超声波照射的治疗部位周围诱导剪切波，然后将诊断超声波照射到治疗部位以测量组织的方法坏死。

