



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0045189
(43) 공개일자 2014년04월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2012-0111418

(22) 출원일자 2012년10월08일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

이형기

경기 성남시 분당구 동판교로 122, 213동 2002호
(백현동, 백현마을2단지아파트)

공동권

경기 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 A-216 (농서동, 삼성종합기술원)

(74) 대리인

리엔목특허법인

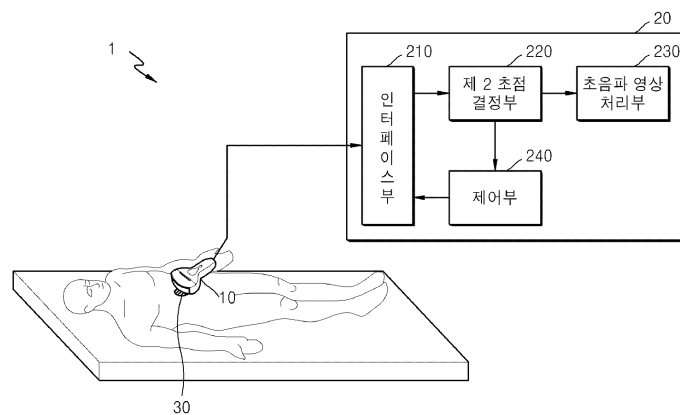
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 방법, 장치 및 시스템

(57) 요약

초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 방법은 상기 피사체의 내부에 전단파(shear wave)를 생성시키는 단계; 상기 전단파(shear wave)의 전파(propagation)를 관찰할 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계; 상기 제 2 초점을 향하여 상기 초음파 신호들을 조사하는 단계; 및 상기 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신하는 단계를 포함한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법에 있어서,

상기 피사체의 내부에 전단파(shear wave)를 생성시키는 단계;

상기 전단파의 전파(propagation)를 관찰할 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계;

상기 제 2 초점을 향하여 상기 초음파 신호들을 조사하는 단계; 및

상기 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계는

상기 초음파 신호를 조사하는 복수의 트랜스듀서(transducer)들 중 양 단에 위치한 트랜스듀서들 각각으로부터, 상기 관심 영역을 형성하는 복수의 점들 중 상기 초음파 신호가 진행하는 방향과 수직하는 축의 양 단 각각에 대하여 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들을 연결하는 직선이 서로 교차하는 지점을 상기 제 2 초점으로 결정하고,

상기 제 1 초점은 상기 전단파를 생성시킨 지점인 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제 1 초점으로부터 상기 축의 양 단 각각에 대하여 가장 멀리 떨어진 점이 복수 개 존재하는 경우, 상기 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들 각각은 상기 복수 개의 점들 중 상기 트랜스듀서들로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계는

상기 초음파 신호를 조사하는 복수의 트랜스듀서(transducer)들 중 양 단에 위치한 트랜스듀서들 각각으로부터, 상기 관심 영역을 형성하는 복수의 점들 중 상기 초음파 신호가 진행하는 방향과 수직하는 축의 양 단 각각에 대하여 상기 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들 각각에 상기 제 1 초점에서 멀어지는 방향으로 소정의 마진(margin)을 설정한 점들을 연결하는 직선이 서로 교차하는 지점을 상기 제 2 초점으로 결정하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계는

상기 관심 영역을 형성하는 복수의 모서리들 중 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들로부터 가장 멀리 떨어진 모서리를 결정하는 단계;

상기 결정된 모서리의 양 끝 점들 각각에 대하여 상기 초음파 신호가 진행하는 방향과 수직하는 방향을 기준으로 상기 제 1 초점에서 멀어지는 방향으로 소정의 마진을 설정하는 단계; 및

상기 초음파 신호가 조사되는 영역의 경계가 상기 소정의 마진이 설정된 두개의 점들 각각에 교차하도록 상기

제 2 초점의 위치를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 6

제 4 항 또는 제 5 항에 있어서,

상기 마진은 상기 관심 영역에 상기 초음파 신호가 균일하게 조사되도록 설정된 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제 4 항에 있어서,

상기 마진을 설정하는 단계는

상기 초음파 신호의 파장, 상기 초음파 신호를 조사하는 트랜스듀서들로부터 상기 결정된 모서리까지의 거리 또는 이들의 조합을 이용하여 설정하는 방법.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계는

상기 소정의 마진이 설정된 점들의 좌표, 상기 마진이 설정된 점들 각각으로부터 상기 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들에 대한 수직인 직선과 상기 제 2 초점과 상기 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들 중 양단에 대응하는 트랜스듀서들 각각을 연결하고, 상기 마진이 설정된 점들을 통과하는 직선 사이의 각도를 이용하여 상기 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들 중 상기 초음파 신호를 조사할 트랜스듀서들의 양단 좌표를 결정하는 단계; 및

상기 트랜스듀서들의 양단 좌표들 및 상기 소정의 마진이 설정된 점들의 좌표를 이용하여, 상기 제 2 초점의 좌표를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 초점을 향하여 상기 초음파 신호들을 조사하는 단계는

상기 제 2 초점의 위치에 따라 결정된 초음파 신호를 조사하는 트랜스듀서들의 개수 또는 상기 트랜스듀서가 상기 초음파 신호를 조사하는 타이밍을 조절하여 상기 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 수신된 에코 신호들을 상기 관심 영역에 대해 빔포밍(beamforming) 처리하고, 상기 빔포밍 처리된 데이터들을 이용하여 상기 관심 영역에 대한 초음파 영상들을 획득 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 빔포밍은 상기 트랜스듀서들 각각이 상기 초음파 신호들을 조사하는 타이밍, 상기 에코 신호들이 상기 관심 영역로부터 상기 트랜스듀서에 도달하는 시간 또는 이들의 조합을 이용하여 빔포밍하는 방법.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램으로 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 13

피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 장치에 있어서,

생성된 전단파(shear wave)의 전파(propagation)를 관찰할 영역인 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정하는 제 2 초점 결정부;

상기 결정된 제 2 초점의 위치에 상기 초음파 신호들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성하는 제어부;

상기 제어 신호에 따라 상기 제 2 초점을 향하여 조사된 초음파 신호들이 상기 관심 영역으로부터 반사된 신호인 에코 신호들을 수신하는 인터페이스부; 및

상기 수신된 에코 신호들을 이용하여 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 초음파 영상 처리부를 포함하는 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 제 2 초점 결정부는

상기 초음파 신호를 조사하는 복수의 트랜스듀서(transducer)들 중 양 단에 위치한 트랜스듀서들 각각으로부터, 상기 관심 영역을 형성하는 복수의 점들 중 상기 초음파 신호가 진행하는 방향과 수직하는 축의 양 단 각각에 대하여 상기 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들을 연결하는 직선이 서로 교차하는 지점을 상기 제 2 초점으로 결정하고,

상기 제 1 초점은 상기 전단파를 생성시킨 지점인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들은 상기 두 개의 점들 각각에 상기 제 1 초점에서 멀어지는 방향으로 소정의 마진(margin)을 설정한 점들인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 16

제 13 항에 있어서,

상기 제 2 초점 결정부는

상기 관심 영역을 형성하는 복수의 모서리들 중 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들로부터 가장 멀리 떨어진 모서리를 결정하고, 상기 결정된 모서리의 양 끝 점들 각각에 대하여 상기 초음파 신호가 진행하는 방향과 수직하는 방향을 기준으로 상기 제 1 초점에서 멀어지는 방향으로 소정의 마진을 설정하고, 상기 초음파 신호가 조사되는 영역의 경계가 상기 소정의 마진이 설정된 두개의 점들 각각에 교차하도록 상기 제 2 초점의 위치를 결정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 17

제 15 항 또는 제 16 항에 있어서,

상기 마진은 상기 관심 영역에 상기 초음파 신호가 균일하게 조사되도록 설정된 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 18

제 13 항에 있어서,

상기 초음파 영상 처리부는

상기 초음파 신호를 조사하는 트랜스듀서들의 개수 또는 상기 트랜스듀서가 상기 초음파 신호를 조사하는 타이밍을 조절하여 상기 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사하고 에코 신호들을 수신하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 19

제 13 항에 있어서,

상기 수신된 에코 신호들을 상기 관심 영역에 대해 빔포밍(beamforming) 처리하고, 상기 빔포밍 처리된 파형들의 지연(delay) 정도에 기초하여 상기 전단파의 변위를 산출하는 변위 산출부를 더 포함하는 장치.

청구항 20

피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 시스템에 있어서,

상기 피사체의 내부에 전단파(shear wave)를 생성시키고, 상기 전단파의 전파(propagation)를 관찰할 영역인 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점을 향하여 상기 초음파 신호들을 조사하고, 상기 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신하는 초음파 프로브; 및

상기 제 2 초점의 위치를 결정하고, 상기 결정된 제 2 초점의 위치에 상기 초음파 신호들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성하고, 상기 에코 신호들을 이용하여 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 전단파 처리 장치를 포함하는 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 방법, 장치 및 시스템이 개시된다.

배경 기술

[0002] 탄성초음파영상(elastography) 기술이 의학적인 진단에 도움을 주기 위해, 예컨대 탄성 같은 생물학적 조직의 기계적인 성질을 측정하기 위해 사용된다. 일반적으로, 탄성초음파영상 기술은 MRI 또는 초음파와 같은 기존의 영상화 양상의 추가의 특징으로서 의학용 영상화 시스템에서 실행된다. 이와 관련하여, 탄성초음파영상은 새로운 임상 정보를 의사에게 주어 의사가 진단을 내리는데 도움을 준다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 방법, 장치 및 시스템을 제공하는데 있다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는 데 있다. 해결하려는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0004] 본 발명의 일 측면에 따른 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 방법은 상기 피사체의 내부에 전단파(shear wave)를 생성시키는 단계; 전단파(shear wave)의 전파(propagation)를 관찰할 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정하는 단계; 상기 제 2 초점을 향하여 상기 초음파 신호들을 조사하는 단계; 및 상기 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신하는 단계를 포함한다.

[0005] 본 발명의 다른 측면에 따라 상기된 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체가 제공된다.

[0006] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 장치는 생성된 전단파(shear wave)의 전파를 관찰할 영역인 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정하는 제 2 초점 결정부; 상기 결정된 제 2 초점의 위치에 상기 초음파 신호들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성하는 제어부; 상기 제어 신호에 따라 상기 제 2 초점을 향하여 조사된 초음파 신호들이 상기 관심 영역으로부터 반사된 신호인 에코 신호들을 수신하는 인터페이스부; 및 상기 수신된 에코 신호들을 이용하여 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 초음파 영상 처리부를 포함한다.

[0007] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 초음파 트랜스듀서를 이용한 전단파의 전파를 관측하는 시스템은 상기 피사체의 내부에 전단파(shear wave)를 생성시키고, 상기 전단파의 전파를 관찰할 영역인 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점을 향하여 상기 초음파 신호들을 조사하고, 상기 관심

영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신하는 초음파 프로브; 및 상기 제 2 초점의 위치를 결정하고, 상기 결정된 제 2 초점의 위치에 상기 초음파 신호들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성하고, 상기 에코 신호들을 이용하여 상기 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득하는 진단과 처리 장치를 포함한다.

발명의 효과

[0008] 상기된 바에 따르면, 제 2 초점의 위치에 초음파 신호들을 집속시킴으로써, 관심 영역(region of interest, ROI) 전체에 균일하게 초음파 신호가 조사될 수 있다. 나아가서, 진단과의 위치 변화 속도에 대응하여 고속으로 초음파 영상을 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템의 사용 환경의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치를 설명하는 도면이다.
 도 4a 내지 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브가 관심 영역에 초음파 신호들을 조사하는 일 예를 나타낸 도면이다.
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 제 2 초점 결정부가 제 2 초점을 결정하는 일 예를 도시한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 각도 Θ 와 정규화된 음압(normalized pressure)간의 관계를 도시한 그래프이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 처리부가 에코 신호들을 빔포밍 처리하는 일 예를 도시한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치에서 피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치에서 피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법의 다른 예를 나타내는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.

[0011] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)의 사용 환경의 일 예를 도시한 도면이다.

[0012] 도 1을 참조하면, 탄성 분석 시스템(1)은 초음파 프로브(probe)(10) 및 진단과 처리 장치(20)를 포함할 수 있고, 진단과 처리 장치(20)는 인터페이스부(210), 제 2 초점 결정부(220), 초음파 영상 처리부(230) 및 제어부(240)를 포함할 수 있다.

[0013] 도 1에 도시된 탄성 분석 시스템(1)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.

[0014] 또한, 도 1에 도시된 탄성 분석 시스템(1)의 인터페이스부(210), 제 2 초점 결정부(220), 초음파 영상 처리부(230) 및 제어부(240)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.

[0015] 본 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)은 탄성 초음파(Ultrasound Elastography) 기술에 따라 조직의 탄성을 분석하여 정상 조직과 비정상 조직의 강도(stiffness) 차이를 구분하여 진단할 수 있다. 또한, 본 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)은 초음파를 이용하여 조직의 탄성을 분석함으로써, 암, 종양과 같은 비정상 조직이 있는지

또는 HIFU(high intensity focused ultrasound) 등을 이용하여 조직을 치료할 때 치료가 완료되었는지와 같은 신체 내부의 조직의 상태를 판별하는데 활용될 수 있다.

[0016] 예를 들어, 비정상 조직은 정상 조직과의 강도(stiffness) 차이가 발생하게 되고, 이 차이를 분석하면 비정상 조직을 판별할 수 있다. 따라서, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 정상 조직보다 높은 탄성을 가질 수 있다. 이로 인하여, 암, 종양과 같은 비정상 조직은 주변의 정상 조직보다 탄성 계수(shear modulus)가 높게 나타난다. 또한, HIFU와 같은 치료용 초음파를 이용하여 조직을 괴사(necrosis)시키는 경우에도, 조직이 괴사가 진행됨에 따라 탄성이 높게 나타난다. 즉, 조직의 상태의 변화는 조직의 탄성의 변화로 대변될 수 있다. 따라서, 초음파를 이용하여 조직의 탄성을 파악하여, 사용자가 눈으로 직접 신체 내부의 조직을 보지 않더라도 비침습적으로 조직의 상태를 모니터링할 수 있다.

[0017] 탄성 분석 시스템(1)은 초음파 영상을 이용하여 조직의 탄성을 분석한 결과를 제공함으로써 질병의 진단, 치료 계획 수립, 또는 치료 경과 평가 등을 수행하는데 있어서 활용될 수 있다.

[0018] 초음파 프로브(10)는 피사체의 내부에 전단파(shear wave)를 생성시킨다. 이하에서, 초음파 프로브(10)가 전단파를 생성시킨 지점을 제 1 초점이라고 한다. 제 1 초점은 관심 영역(30)의 내부에 존재할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 여기에서 관심 영역(30)은 전단파의 전파를 관찰할 영역을 의미하고, 초음파 프로브(10)가 초음파 신호를 조사할 영역을 의미한다. 또한, 제 1 초점은 치료 상태를 확인하고 싶은 병변(lesion) 조직을 의미할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0019] 예를 들어, 조직의 탄성을 분석하기 이전에, 초음파 프로브(10)는 피사체의 제 1 초점 주변의 하나 이상의 지점에 초음파 신호를 집속하여, 제 1 초점에 전단파를 생성한다. 초음파 신호를 이용하여 정량적으로 탄성을 분석하기 위해서, 초음파 프로브(10)는 본 실시예의 초음파 신호에 대응하는 Acoustic radiation force impulse(ARFI)를 신체 내부에 조사할 수 있다. 또한, 조사된 ARFI에 의하여 조직에 전단파가 생성됨으로써, 조직의 변위가 생길 수 있다.

[0020] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 전단파를 설명하는 도면이다. 도 3를 참조하면, 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.

[0021] 전단파를 생성하기 위한 point impulse의 힘(force)으로서, 본 실시예에서는 설명의 편의를 위하여 초음파 프로브(10)가 조사하는 초음파 신호를 이용하는 것으로 설명한다. 하지만 이에 한정되지 않고, 전단파의 생성은 탄성 분석 시스템(1)의 외부에 마련된 HIFU 장치와 같은 치료용 초음파 장치 또는 MRI 장치의 바이브레이터(vibrator)도 마찬가지로 이용될 수 있다. 즉, 제 1 초점에 전단파를 생성하기 위한 수단은 어느 하나에 한정되지 않고 다양할 수 있음을 당해 기술 분야의 통상의 기술자라면 이해할 수 있다.

[0022] 다시 도 1을 참조하면, 초음파 프로브(10)는 제 1 초점을 포함하는 관심 영역에 초음파 신호들을 조사한다. 여기에서 관심 영역은 전단파가 생성된 제 1 초점을 포함하는 주변 영역을 의미하며, 전단파의 전파를 관찰할 영역을 의미한다. 초음파 프로브(10)는 관심 영역에 초음파 신호들을 조사하고, 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신한다. 관심 영역은 초음파 영상 처리부(230)가 에코 신호들을 이용하여 획득한 초음파 영상에 포함되는 영역으로서, 초음파 프로브(10)가 생성한 전단파가 어느 정도 이상의 진폭을 유지하고 있는 영역으로 설정될 수 있다. 예를 들어, 관심 영역은 제 1 초점을 중심으로 하고 가로 및 세로의 길이가 각각 2cm 인 정사각형의 형태로 설정될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 구체적으로, 관심 영역은 정사각형의 형태로 설정될 수도 있고, 원의 형태로 설정될 수도 있고, 그 밖의 다각형의 형태로 설정될 수도 있다. 또한, 관심 영역은 생성된 전단파의 진폭을 고려하여 사용자의 개입 없이 제어부(240)가 설정할 수도 있고, 인터페이스부(210)에 의하여 사용자가 직접 설정할 수도 있다.

[0023] 도 4a 내지 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 프로브(10)가 관심 영역(30)에 초음파 신호들을 조사하는 일 예를 나타낸 도면이다.

[0024] 도 4a를 참조하면, 초음파 프로브(410)는 복수의 트랜스듀서(transducer)들의 1차원 어레이로 형성될 수 있다. 여기에서 트랜스듀서는 초음파 프로브(410)를 구성하는 엘리먼트(element)로서, 트랜스듀서가 관심 영역(30)에 초음파 신호를 조사하고, 관심 영역(420)으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신한다. 예를 들어, 트랜스듀서에서 2 ~ 18 MHz 범위의 초음파 신호가 관심 영역(420)에 조사되면, 이 초음파 신호는 여러 다른 조직들(tissues) 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 이와 같이 반사된 에코 신호들은 트랜스듀서들을 진동시킨다. 트랜

스듀서들은 이 진동들에 대응한 전기적 펄스(electrical pulse)들을 생성하고, 전기적 펄스들을 인터페이스부(210)로 출력한다.

[0025] 또한, 초음파 프로브(410)를 구성하는 트랜스듀서들로 애퍼처(aperture) 또는 서브어레이(sub-array)를 구성할 수도 있다. 여기에서 애퍼처는 초음파 프로브(410)를 구성하는 트랜스듀서들 중 일부의 집합을 말한다. 다만, 애퍼처를 구성하는 트랜스듀서들의 개수는 제한이 없으며, 하나의 트랜스듀서가 하나의 애퍼처를 구성할 수도 있다.

[0026] 초음파 프로브(410)는 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 집속시키고, 관심 영역(420)으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신한다. 여기에서 제 2 초점은 초음파 프로브(410)가 초음파 신호들을 집속시키는 초점을 의미하며, 제 2 초점의 위치는 관심 영역(420)의 외부에 결정될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 특히, 본 실시예에 따르면, 초음파 프로브(410)가 조사하는 초음파 신호들은 관심 영역(420) 전체를 포함할 수 있는 영역에 조사된다. 구체적으로 본 실시예에 따른 제 2 초점은 도 4a에 도시된 바와 같이 초음파 신호들이 관심 영역(420) 전체를 포함할 수 있는 영역에 조사될 수 있도록, 제 2 초점 결정부(220)에 의하여 결정될 수 있다. 또한, 본 실시예에 따르면, 제 2 초점의 위치는 초음파 프로브(410)가 조사하는 초음파 신호들이 관심 영역(420)에 균일하게 조사될 수 있는 위치로 결정될 수 있다.

[0027] 이렇게 초음파 프로브(410)가 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 집속시킴으로써, 초음파 프로브(410)가 수신하는 에코 신호의 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)가 향상될 수 있다. 구체적으로, 제 2 초점을 결정하지 않고 초음파 신호들을 조사할 경우(예를 들어, 평면파(plane wave)를 조사할 경우), 관심 영역(420) 전체에 초음파 신호들이 조사될 수는 있으나, 에코 신호의 SNR이 낮아질 뿐만 아니라 초음파 신호들이 피사체의 깊은 곳에 위치하는 관심 영역(420)까지 도달하기 어렵다. 따라서 본 실시예와 같이 초음파 프로브(410)가 초음파 신호들을 제 2 초점을 향하여 집속시킴으로써, 에코 신호의 SNR이 향상될 뿐만 아니라 관심 영역(420)이 피사체의 깊은 곳에 위치하는 경우에도 초음파 신호들이 관심 영역(420)에 도달할 수 있게 되는 효과가 있다.

[0028] 또한, 도 4b를 참조하면, 초음파 프로브(430)는 복수의 트랜스듀서(transducer)들의 2차원 어레이로 형성될 수도 있다. 2차원 어레이를 갖는 초음파 프로브(430)는 부피를 갖는 3차원의 관심 영역(440)에 대하여 초음파 신호를 조사하고, 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신할 수 있다. 여기에서 초음파 프로브(430)가 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사하는 과정은 위에서 도 4a를 참조하여 설명한 바와 같다.

[0029] 다시 도 1을 참조하면, 제 2 초점 결정부(220)는 제 1 초점을 포함하는 관심 영역의 외부에 존재하고, 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위하여 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정한다. 예를 들어, 제 2 초점 결정부(220)는 초음파 프로브(10)가 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정하고, 제 2 초점의 위치에 관한 정보를 제어부(240)로 전송한다.

[0030] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 제 2 초점 결정부(220)가 제 2 초점을 결정하는 일 예를 도시한 도면이다.

[0031] 도 5를 참조하면, 제 2 초점(530)의 위치는 초음파 프로브(10)에서 조사된 초음파 신호들이 관심 영역(520) 전체를 포함할 수 있는 영역에 조사될 수 있도록 결정된다. 구체적으로, 제 2 초점(530)의 위치는 초음파 프로브(10)를 구성하는 복수의 트랜스듀서들(510)에서 조사된 초음파 신호들이 관심 영역(520) 전체를 포함할 수 있는 영역에 조사될 수 있도록 결정될 수 있다. 여기에서 관심 영역(520)은 도 5와 같이 사각형 형상이 될 수 있으나, 원형 또는 기타 다각형 형상이 될 수도 있다.

[0032] 제 2 초점 결정부(220)는 초음파 신호를 조사하는 복수의 트랜스듀서들(510) 중 양단에 위치한 트랜스듀서들 각각으로부터, 관심 영역(520)을 형성하는 복수의 점들 중 초음파 신호가 진행하는 방향과 수직하는 축의 양단에 각각에 대하여 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들을 연결하는 직선이 서로 교차하는 지점을 제 2 초점(530)으로 결정할 수 있다. 또한, 제 2 초점 결정부(220)는 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들 각각에 제 1 초점에서 멀어지는 방향으로 소정의 마진(margin)을 설정하고, 초음파 신호를 조사하는 복수의 트랜스듀서들(510) 중 양단에 위치한 트랜스듀서들 각각으로부터 그 두 개의 점들을 연결하는 직선이 서로 교차하는 지점을 제 2 초점(530)으로 결정할 수도 있다. 여기에서, 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들은, 제 1 초점으로부터 상기 축의 양단 각각에 대하여 가장 멀리 떨어진 점이 복수 개 존재하는 경우, 상기 제 1 초점으로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들 각각은 상기 복수 개의 점들 중 상기 트랜스듀서들로부터 가장 멀리 떨어진 두 개의 점들 의미한다.

[0033] 이하, 설명의 편의를 위하여 관심 영역(520)이 직사각형 형상인 경우로 가정하고, 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들(510)은 1차원 어레이로 배열되어 있는 것으로 가정하여 제 2 초점 결정부(220)의 구체적인 동작

작 내용을 설명한다.

[0034] 제 2 초점 결정부(220)는 관심 영역(520)을 형성하는 복수의 모서리들 중 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들(510)로부터 가장 멀리 떨어진 모서리를 결정한다. 예를 들어, 제 2 초점 결정부(220)는 관심 영역(520)을 형성하는 4개의 꼭지점들인 K, L, M, N 중에서 M과 N을 포함하는 모서리(540)를 결정할 수 있다.

[0035] 그 후에 제 2 초점 결정부(220)는 결정된 모서리의 양 끝 점들 각각에 대하여 초음파 신호가 진행되는 방향과 수직하는 방향을 기준으로 제 1 초점에서 멀어지는 방향으로 소정의 마진 d를 설정한다. 여기에서 제 1 초점은 초음파 프로브(510)가 진단파를 생성시키는 위치로서, 관심 영역(520)은 제 1 초점을 중심으로 하여 설정될 수 있다. 또한, 마진 d는 관심 영역(520)에 초음파 신호 균일하게 조사되도록 설정될 수 있다.

[0036] 예를 들어, 제 2 초점 결정부(220)는 초음파 신호의 파장, 초음파 신호를 조사하는 트랜스듀서들(510)로부터 모서리(540)까지의 거리 또는 이들의 조합을 이용하여 마진 d를 설정할 수 있다. 구체적으로, 제 2 초점 결정부(220)는 꼭지점 M 과 꼭지점 N 각각에서 꼭지점 M과 꼭지점 N에서 멀어지는 방향으로 d 만큼 떨어진 위치에 각각 L1과 R1을 설정할 수 있다.

[0037] 제 2 초점 결정부(220)는 아래의 수학적 식 1을 이용하여 마진 d를 설정할 수 있다.

수학적 식 1

$$d = \sqrt{(2z_0 + \frac{\lambda}{6}) \times \frac{\lambda}{6}}$$

[0038]

[0039] 위의 수학적 식 1에서, λ 는 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들(510)이 조사하는 초음파 신호의 파장을 의미하고, z_0 는 트랜스듀서들(510)로부터 꼭지점 M과 꼭지점 N을 포함하는 모서리(540)까지의 거리를 의미한다.

[0040] 일반적으로 트랜스듀서들(510)이 조사하는 초음파 신호의 파장 λ 는 트랜스듀서들(510)로부터 꼭지점 M과 꼭지점 N을 포함하는 모서리(540)까지의 거리 z_0 보다 매우 작은 값을 가지므로, 위의 수학적 식 1은 아래의 수학적 식 2와 같이 근사할 수 있다.

수학적 식 2

$$d \approx \sqrt{(2z_0) \times \frac{\lambda}{6}}$$

[0041]

[0042] 제 2 초점 결정부(220)는 위의 수학적 식 1 또는 수학적 식 2를 이용하여 설정된 마진 d를 꼭지점 M과 꼭지점 N에 각각 적용하여, L1과 R1의 위치를 결정한다. 여기에서, L1과 R1의 위치를 나타내는 좌표는 도 5에서 보는 바와 같이 x-z 평면 상에 설정된 임의의 원점에 대응하는 좌표로 나타낼 수 있다. 편의상 L1의 좌표는 (x_1, z_0) , R1의 좌표는 (x_2, z_0) 로 표현한다.

[0043] 제 2 초점 결정부(220)는 마진이 설정된 점들의 좌표, 마진이 설정된 점들 각각으로부터 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들(510)에 대한 수직인 직선과 제 2 초점과 마진이 설정된 점들 각각을 연결하는 직선 사이의 각도를 이용하여 초음파 프로브를 구성하는 트랜스듀서들(510) 중 초음파 신호를 조사할 트랜스듀서들의 양 단 좌표를 결정한다. 예를 들어, 제 2 초점 결정부(220)는 L1 및 R1, L1 및 R1 각각으로부터 트랜스듀서들(510)에

내린 수선들과 L1 및 R1과 L2 및 R2 각각을 연결하는 직선들이 이루는 각도 θ 를 이용하여 L2 및 R2의 위치

를 결정할 수 있다.

[0044] 여기에서, L1 및 R1 각각으로부터 트랜스듀서들(510)에 내린 수선들과 L1 및 R1과 L2 및 R2 각각을 연결하는 직

선들이 이루는 각도 θ 는 트랜스듀서들(510) 중 어느 하나에서 조사한 초음파 신호의 음압(pressure)이 트랜스듀서로부터 소정의 위치만큼 떨어진 지점에서 관측되는 정도에 기초하여 미리 정해질 수 있다. 예를 들어, 각

도 θ 와 정규화된 음압(normalized pressure)간의 관계는 도 6에 도시한 그래프(610)와 같이 나타낼 수 있다.

[0045] 제 2 초점 결정부(220)는 아래의 수학식 3을 이용하여 L2의 위치에 대응하는 좌표 $(x_L, 0)$ 의 x축 성분인 x_L 을 결정할 수 있다.

수학식 3

$$x_L = x_1 - z_0 \tan(\theta)$$

[0046]

[0047] 위의 수학식 3에서, x_1 은 L1의 위치에 대응하는 좌표에서의 x축 방향의 성분을 의미하고, z_0 는 L1의 위치에 대응

하는 좌표에서의 z축 방향의 성분을 의미한다. 또한, 각도 θ 는 L1에서 트랜스듀서들(510)에 내린 수선과 L1과 L2를 연결하는 직선이 이루는 각도를 의미한다. 위의 수학식 3에서 계산된 x_L 이 트랜스듀서들(510)의 좌측 끝 단 보다 안쪽을 의미하는 경우, 즉 x_L 이 x_{LE} 보다 작은 경우 제 2 초점 결정부(220)는 x_L 를 x_{LE} 로 대체할 수도 있다.

[0048] 또한, 제 2 초점 결정부(220)는 아래의 수학식 4를 이용하여 R2의 위치에 대응하는 좌표 $(x_R, 0)$ 의 x축 성분인 x_R 을 결정할 수 있다.

수학식 4

$$x_R = x_2 + z_0 \tan(\theta)$$

[0049]

[0050] 위의 수학식 4에서, x_2 는 R1의 위치에 대응하는 좌표에서의 x축 방향의 성분을 의미하고, z_0 는 R1의 위치에 대응

하는 좌표에서의 z축 방향의 성분을 의미한다. 또한, 각도 θ 는 R1에서 트랜스듀서들(510)에 내린 수선과 R1과 R2를 연결하는 직선이 이루는 각도를 의미한다. 위의 수학식 4에서 계산된 x_R 이 트랜스듀서들(510)의 좌측 끝 단 보다 안쪽을 의미하는 경우, 즉 x_{RE} 가 x_R 보다 클 경우 제 2 초점 결정부(220)는 x_R 를 x_{RE} 로 대체할 수도 있다.

[0051] 제 2 초점 결정부(220)는 초음파 신호가 조사되는 영역의 경계가 마진이 설정된 두개의 점들 각각에 교차하도록 제 2 초점의 위치를 결정한다. 예를 들어, 제 2 초점 결정부(220)는 트랜스듀서들의 양 단 좌표들 및 마진이 설정된 점들의 좌표를 이용하여, 제 2 초점의 위치를 결정할 수 있다.

[0052] 제 2 초점 결정부(220)는 아래의 수학식 5를 이용하여 제 2 초점 F의 위치를 나타내는 좌표 (x_f, z_f) 의 x축 성분인 x_f 를 결정할 수 있다.

수학식 5

$$x_f = \frac{1}{x_R - x_L} \frac{x_1 x_R - x_2 x_L}{1 - \frac{x_2 - x_1}{x_R - x_L}}$$

[0053]

[0054] 위의 수학식 5에서, x_1 과 x_2 는 각각 L1과 R1의 x축 성분을 의미하고, x_L 과 x_R 은 각각 L2과 R2의 x축 성분을 의미한다.

[0055] 또한, 제 2 초점 결정부(220)는 아래의 수학식 6를 이용하여 제 2 초점 F의 위치를 나타내는 좌표 (x_f , z_f)의 z축 성분인 z_f 를 결정할 수 있다.

수학식 6

$$z_f = \frac{z_0}{1 - \frac{x_2 - x_1}{x_R - x_L}}$$

[0056]

[0057] 위의 수학식 6에서, z_0 는 트랜스듀서들(510)로부터 꼭지점 M과 꼭지점 N을 포함하는 모서리(540)까지의 거리를 의미한다. 또한, x_1 과 x_2 는 각각 L1과 R1의 x축 성분을 의미하고, x_L 과 x_R 은 각각 L2과 R2의 x축 성분을 의미한다.

[0058] 제 2 초점 결정부(220)는 위의 수학식 1 내지 6을 이용하여 결정한 제 2 초점 F의 위치에 대한 정보를 제어부(240)로 전송한다.

[0059] 본 실시예에서 제 2 초점 결정부(220)가 제 2 초점의 위치를 결정함으로써, 관심 영역(520)에 대한 초음파 영상을 획득하기 위해서 초음파 프로브(10)가 조사하는 초음파 신호들은 관심 영역(520)에 집중될 수 있다. 이로 인하여 에코 신호들의 SNR이 더욱 높아질 수 있고, 초음파 영상 처리부(230)가 관심 영역(520)에 대한 초음파 영상을 보다 정밀하게 획득할 수 있다.

[0060] 다시 도 1을 참조하면, 제어부(240)는 결정된 제 2 초점의 위치에 상기 초음파 신호들을 조사하기 위한 제어 신호를 생성한다. 예를 들어, 제어부(240)는 제 2 초점 결정부(220)로부터 전송받은 제 2 초점의 위치에 대한 정보를 이용하여, 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 집중시키기 위한 초음파 프로브(10)의 제어 신호를 생성한다. 그리고 제어부(240)는 제어 신호를 인터페이스부(210)로 전송한다.

[0061] 인터페이스부(210)는 제어 신호에 따라 제 2 초점을 향하여 조사된 초음파 신호들이 관심 영역(30)으로부터 반사된 신호인 에코 신호들을 수신한다. 예를 들어, 인터페이스부(210)는 제 2 초점 결정부(220)로부터 전송받은 제어 신호를 초음파 프로브(10)로 전송하고, 초음파 프로브(10)로부터 에코 신호들을 전송받는다. 여기에서 에코 신호들은 초음파 프로브(10)가 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사하고 관심 영역(30)으로부터 반사되는 신호를 의미한다. 예를 들어, 에코 신호들은 관심 영역(30)으로부터 반사되는 신호들에 대응하여 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들이 생성한 전기적 펄스를 일 수도 있다.

[0062] 인터페이스부(210)는 데이터의 입력 또는 출력을 수행하는 유닛(unit)일 수 있고, 사용자가 직접 입력하는 정보를 다른 유닛들에 전송하는 유닛일 수도 있다. 예를 들어, 인터페이스부(210)는 디스플레이 패널, 마우스, 키보드, 터치 화면, 모니터, 스피커 등의 입출력 장치 및 이들을 구동하기 위한 소프트웨어 모듈을 모두 포함할 수 있다.

[0063] 초음파 프로브(10)는 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사한다. 그리고 초음파 프로브(10)는 관심 영역

(30)으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신한다. 예를 들어, 초음파 프로브(10)는 제어부(240)로부터 전송받은 위치 제어 신호에 대응하여 초음파 신호를 조사하는 트랜스듀서들의 개수 또는 트랜스듀서가 초음파 신호를 조사하는 타이밍을 조절하여 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사하고, 에코 신호들을 수신할 수 있다. 그리고 초음파 프로브(10)는 에코 신호들을 인터페이스부(210)로 전송한다. 여기에서, 초음파 신호들을 제 2 초점에 집속시키기 위하여 트랜스듀서들의 개수 또는 트랜스듀서가 초음파 신호를 조사하는 타이밍을 조절(즉, 트랜스듀서들 각각이 초음파 신호를 조사하는 타이밍을 설정)하는 구체적인 알고리즘은 당해 기술 분야에 속한 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이하 자세한 설명은 생략한다.

[0064] 초음파 영상 처리부(230)는 수신된 에코 신호들을 이용하여 관심 영역(30)에 대한 정보를 획득한다. 여기에서 관심 영역(30)에 대한 정보는 빔포밍 처리된(beamformed) RF 데이터들 또는 관심 영역(30)에 대한 초음파 영상들이 해당될 수 있다.

[0065] 예를 들어, 초음파 영상 처리부(230)는 인터페이스부(210)로부터 전송받은 에코 신호들을 관심 영역(30)에 대해 빔포밍(beamforming) 처리하고, 빔포밍 처리된 데이터들을 이용하여 관심 영역(30)에 대한 초음파 영상들을 획득할 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 처리부(230)는 트랜스듀서들 각각이 초음파 신호들을 조사하는 타이밍, 에코 신호들이 관심 영역(30)으로부터 트랜스듀서에 도달하는 시간 또는 이들의 조합을 이용하여 에코 신호들을 빔포밍 처리를 할 수 있다.

[0066] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 처리부(230)가 에코 신호들을 빔포밍 처리하는 일 예를 도시한 도면이다.

[0067] 참조번호 710의 도면에 따르면, 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들은 제어부(240)로부터 전송받은 위치 제어 신호를 이용하여 제 2 초점에 초음파 신호들을 집속한다. 트랜스듀서들이 제 2 초점에 초음파 신호들을 집속함으로써, 초음파 신호들이 형성하는 초음파 평면(711)은 관심 영역(712) 전부를 포괄한다.

[0068] 참조번호 720의 도면에 따르면, 초음파 프로브(10)를 구성하는 트랜스듀서들은 관심 영역 내의 조직으로부터 산란되고(scattering) 반사되는 에코 신호들을 수신한다.

[0069] 참조번호 730의 도면에 따르면, 초음파 영상 처리부(230)는 에코 신호들을 디지털 신호로 변환한다. 여기에서 디지털 신호로 변환된 각각의 에코 신호들을 채널 RF(Radio Frequency) 데이터(channel RF data)라고 한다. 초음파 영상 처리부(230)는 채널 RF 데이터들을 저장부(미도시)로 전송한다. 또한, 초음파 영상 처리부(230)는 채널 RF 데이터들을 N(N은 자연수)개의 RF(Radio Frequency) 프레임들(frames)로 변환하여 저장부(미도시)로 전송할 수도 있다.

[0070] 참조번호 740의 도면에 따르면, 초음파 영상 처리부(230)는 저장부(미도시)에 저장된 채널 RF 데이터들을 이용하여 빔포밍(beamforming)함으로써 빔포밍된 RF 데이터(beamformed RF data)들을 획득한다. 또한, 초음파 영상 처리부(230)는 저장부(미도시)에 저장된 채널 RF 데이터들을 이용하여 빔포밍(beamforming)함으로써 관심 영역(30)에 대한 초음파 영상을 획득할 수도 있다. 또한, 초음파 영상 처리부(230)는 저장부(미도시)에 저장된 N개의 RF(Radio Frequency) 프레임들을 이용하여 빔포밍함으로써 관심 영역(30)에 대한 N개의 초음파 영상들을 획득할 수도 있다. 예를 들어, 초음파 영상 처리부(230)는 아래의 수학식 7을 이용하여 채널 RF 데이터들을 빔포밍 처리할 수 있다.

수학식 7

$$b_k(n) = \sum_{i=1}^M s_i(n - \tau_i - t_k)$$

[0071]

[0072] 위의 수학식 7에서, s_i 는 i 번째 트랜스듀서가 수신한 에코 신호가 변환된 채널 RF 데이터를 의미하고, b_k 는 k 번째 라인 상에 존재하는 빔포밍 처리된 RF 데이터를 의미한다. 또한, t_k 는 k 번째 라인 상에 초음파 신호를 집

속시키기 위해서 트랜스듀서에 둔 초음파 신호 조사의 지연(delay) 시간을 의미하고, τ_i 는 i 번째 트랜스듀

서가 수신한 에코 신호의 지연 시간을 의미한다.

- [0073] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치(20)의 다른 예를 도시한 도면이다.
- [0074] 도 2를 참조하면, 진단과 처리 장치(20)는 인터페이스부(210), 제 2 초점 결정부(220), 초음파 영상 처리부(230), 제어부(240), 제 1 초점 결정부(250), 변위 산출부(260) 및 탄성 분석부(270)를 포함할 수 있다.
- [0075] 도 2에 도시된 진단과 처리 장치(20)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.
- [0076] 또한, 도 2에 도시된 진단과 처리 장치(20)의 인터페이스부(210), 제 2 초점 결정부(220), 초음파 영상 처리부(230), 제어부(240), 제 1 초점 결정부(250), 변위 산출부(260) 및 탄성 분석부(270)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.
- [0077] 또한, 도 2에 도시된 진단과 처리 장치(20)의 인터페이스부(210), 제 2 초점 결정부(220), 초음파 영상 처리부(230), 제어부(240)의 동작은 전술한 바와 같다.
- [0078] 제 1 초점 결정부(250)는 초음파 프로브(10)가 진단파를 생성시키는 지점인 제 1 초점을 결정한다. 여기에서 제 1 초점은 관심 영역(30)의 내부에 존재할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 또한, 제 1 초점은 관찰하고자 하는 조직 또는 그 주변 조직을 의미할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 예를 들어, 제 1 초점 결정부(250)는 초음파 프로브(10)가 진단파를 생성시킬 지점인 제 1 초점의 위치를 결정하고, 제 1 초점의 위치에 관한 정보를 제어부(240)로 전송한다. 또한, 제 1 초점의 위치는 사용자의 개입 없이 제 1 초점 결정부(250)에서 결정할 수도 있고, 인터페이스부(210)를 통하여 사용자가 직접 결정할 수도 있다.
- [0079] 변위 산출부(260)는 빔포밍 처리된 데이터들의 지연 정도에 기초하여 진단파의 변위를 산출한다. 예를 들어, 변위 산출부(260)는 초음파 영상 처리부(230)로부터 빔포밍된 RF 데이터들을 전송받아, 빔포밍된 RF 데이터들의 지연 정도에 기초하여 진단파의 변위를 산출할 수 있다. 앞서, 초음파 영상 처리부(230)로부터 빔포밍된 RF 데이터들을 획득하였는바, 변위 산출부(260)에서 산출된 진단파의 변위는 시간에 따른 진단파의 이동을 산출한 것에 해당된다. 즉, 산출된 진단파의 변위는 임의의 좌표 공간의 x축, y축 또는 z축에 대응되는 변위 성분들을 갖는다.
- [0080] 빔포밍된 RF 데이터들의 지연 정도에 기초하여 진단파의 변위를 측정하는 일반적인 과정은 당해 기술 분야의 통상의 기술자에게 자명하므로, 구체적인 알고리즘에 관한 설명은 생략한다.
- [0081] 탄성 분석부(270)는 산출된 진단파의 변위를 이용하여 관심 영역(30) 내의 조직의 탄성 정보를 분석한다. 본 실시예에서 분석된 탄성 정보는 탄성 계수(shear modulus)를 포함할 수 있다.
- [0082] 탄성 분석부(270)는 산출된 진단파의 변위에 포함된 2차원 좌표축들(x축 및 y축) 또는 3차원 좌표축들(x축, y축 및 z축) 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 관심 영역(30)의 조직의 탄성 계수(shear modulus)를 계산한다. 이 때, 탄성 분석부(270)는 진단파에 관한 파동 함수(wave equation)를 이용하여 탄성 계수를 계산할 수 있다. 이하에서는 변위 산출부(260)에서 산출된 진단파의 변위가 3차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 포함하고 있는 것을 가정하여 탄성 분석부(270)의 동작을 설명한다. 만약, 변위 산출부(260)에서 산출된 진단파의 변위가 2차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들(예를 들어, x축 및 y축 각각에 대응되는 변위 성분들)을 포함하고 있는 경우, 탄성 분석부(270)는 2차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 3차원 좌표축을 구성하는 나머지 하나의 축에 대응되는 변위 성분(예를 들어, z축에 대응되는 변위 성분)을 계산하는 방식으로 탄성 계수를 계산할 수 있다.
- [0083] 먼저 탄성 분석부(270)는 측정된 진단파의 변위에 포함된 3차원 좌표축들 각각에 대응되는 변위 성분들을 이용하여 진단파의 이동 속도를 계산한다.

수학식 8

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = C_S^2 \cdot \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right)$$

[0084]

[0085] 수학식 8을 참고하면, u 는 전단파의 변위를 의미하고, C_S 는 전단파의 이동 속도를 의미한다. 본 실시예에서 탄성 분석부(270)는 수학식 8을 이용하여 전단파의 이동 속도를 계산하는 것을 예로 들어 설명하겠으나, 본 실시예는 이에 한정되지 않는다.

[0086] 다음으로, 탄성 분석부(270)는 계산된 전단파의 이동 속도(C_S)를 이용하여 관심 영역(30)의 조직의 탄성 계수를 계산한다.

수학식 9

$$G = \rho \times C_S^2$$

[0087]

[0088] 수학식 9를 참고하면, G 는 탄성 계수(shear modulus)를 의미하고, ρ 는 매질의 밀도를 의미한다. 앞서, 탄성 분석부(270)는 수학식 8을 이용하여 전단파의 이동 속도(C_S)를 계산하였고, ρ 는 이미 알려진 값에 해당되는바, 탄성 분석부(270)는 수학식 9를 이용하여 탄성 계수(G)를 계산할 수 있다. 본 실시예에서 탄성 분석부(270)는 수학식 9를 이용하여 탄성 계수를 계산하는 것을 예로 들어 설명하겠으나, 본 실시예는 이에 한정되지 않는다.

[0089] 한편, 탄성 분석부(270)는 아래의 수학식 10을 이용하여서도 탄성 계수(G)를 계산할 수 있다.

수학식 10

$$\rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} = G(x, y, z) \left(\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right)$$

[0090]

$$\Leftrightarrow G(x, y, z) = \frac{\rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}}$$

[0091]

[0092] 즉, 탄성 분석부(270)는 수학식 8 및 9가 조합된 수학식 10을 이용하여서도 탄성 계수(G)를 계산할 수 있다.

[0093] 앞서 설명한 바와 같이, 초음파 영상 처리부(230)에서는 수천 프레임들의 3차원 초음파 영상들을 획득하였고, 변위 산출부(260)에서는 전단파의 변위를 산출하였는바, 탄성 분석부(270)는 산출된 변위 성분들을 모두 고려하여 탄성 계수를 계산할 수 있다.

[0094] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 분석 시스템(1)의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다. 본 실시예

에 따른 탄성 분석 시스템(1)은 초음파 프로브(10), 진단과 처리 장치(20) 및 영상 표시 장치(40)로 구성된다.

- [0095] 도 8에 도시된 탄성 분석 시스템(1)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.
- [0096] 또한, 도 8에 도시된 탄성 분석 시스템(1)은 도 1 및 도 2에 도시된 진단과 처리 장치(20)의 일 실시예에 해당한다. 이에 따라, 도 1 및 도 2와 관련하여 기재된 내용은 도 8에 도시된 탄성 분석 시스템(1)에도 적용 가능하기 때문에 중복되는 설명은 생략한다.
- [0097] 영상 표시 장치(40)는 진단과 처리 장치(20)에서 생성된 초음파 영상을 표시한다. 예를 들어, 영상 표시 장치(40)는 탄성 분석 시스템(1)에 마련된 디스플레이 패널, 마우스, LCD 화면, 모니터 등의 출력 장치를 모두 포함한다.
- [0098] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치(20)에서 피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 9를 참조하면, 탄성 정보를 분석하는 방법은 도 1, 도 2, 및 도 8에 도시된 진단과 처리 장치(20) 또는 탄성 분석 시스템(1)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1, 도 2, 및 도 8에 도시된 진단과 처리 장치(20) 또는 탄성 분석 시스템(1)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 9의 치료용 초음파를 생성하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0099] 910 단계에서, 초음파 프로브(10)는 피사체의 내부에 진단파를 생성시킨다. 이하에서, 초음파 프로브(10)가 진단파를 생성시키는 지점을 제 1 초점이라고 한다. 제 1 초점은 관심 영역(30)의 내부에 존재할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 여기에서 관심 영역(30)은 진단파의 전파를 관찰할 영역을 의미하고, 초음파 프로브(10)가 초음파 신호를 조사할 영역을 의미한다. 또한, 제 1 초점은 치료 상태를 확인하고 싶은 병변(lesion) 조직을 의미할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0100] 920 단계에서, 제어부(240) 또는 인터페이스부(210)를 통하여 사용자가 진단파의 전파를 관찰할 관심 영역을 설정하고, 제 2 초점 결정부(220)는 관심 영역(30)에 대한 초음파 영상을 획득하기 위하여, 초음파 신호들을 집속시킬 제 2 초점의 위치를 결정한다. 제 2 초점의 위치는 초음파 프로브(10)에서 조사된 초음파 신호들이 관심 영역(30) 전체를 포함할 수 있는 영역에 조사될 수 있도록 결정된다. 여기에서 관심 영역(30)은 도 5와 같이 사각형 형상이 될 수 있으나, 원형 또는 기타 다각형 형상이 될 수도 있다.
- [0101] 제 2 초점 결정부(220)가 제 2 초점의 위치를 결정함으로써, 관심 영역(30)에 대한 초음파 영상을 획득하기 위해서 초음파 프로브(10)가 조사하는 초음파 신호들은 관심 영역(30)에 집중될 수 있다. 이로 인하여 에코 신호들의 SNR이 더욱 높아질 수 있고, 초음파 영상 처리부(230)가 관심 영역(30)에 대한 초음파 영상을 보다 정밀하게 획득할 수 있다.
- [0102] 930 단계에서, 초음파 프로브(10)는 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 조사한다.
- [0103] 940 단계에서, 초음파 프로브(10)는 관심 영역으로부터 반사되는 에코 신호들을 수신한다.
- [0104] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 진단과 처리 장치(20)에서 피사체 내의 관심 영역의 탄성 정보를 분석하는 방법의 다른 예를 나타내는 흐름도이다. 도 10을 참조하면, 탄성 정보를 분석하는 방법은 도 1, 도 2, 및 도 8에 도시된 진단과 처리 장치(20) 또는 탄성 분석 시스템(1)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1, 도 2, 및 도 8에 도시된 진단과 처리 장치(20) 또는 탄성 분석 시스템(1)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 9의 치료용 초음파를 생성하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0105] 1010 단계 내지 1040 단계는 도 9에서 설명한 910 단계 내지 940 단계와 대응되므로, 이하 생략한다.
- [0106] 1050 단계에서, 초음파 영상 처리부(230)는 수신된 에코 신호들을 빔포밍(beamforming) 처리한다. 예를 들어, 초음파 영상 처리부(230)는 인터페이스부(210)로부터 전송 받은 에코 신호들을 이용하여 관심 영역(30)에 대해 빔포밍 처리할 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 처리부(230)는 트랜스듀서들 각각이 초음파 신호들을 조사하는 타이밍, 에코 신호들이 관심 영역(30)으로부터 트랜스듀서에 도달하는 시간 또는 이들의 조합을 이용하여 에코 신호들을 빔포밍 처리를 할 수 있다.
- [0107] 1060 단계에서, 초음파 영상 처리부(230)는 빔포밍 처리된 데이터들을 이용하여 관심 영역에 대한 초음파 영상을 획득한다.
- [0108] 1070 단계에서, 변위 산출부(260)는 빔포밍 처리된 데이터들을 이용하여 관심 영역(30)에 대한 진단파의 변위를

산출한다. 예를 들어, 변위 산출부(260)는 수신된 에코 신호들이 빔포밍 처리된 데이터들의 지연 정도에 기초하여 전단파의 변위를 산출할 수 있다.

[0109] 1080 단계에서, 탄성 분석부(270)는 산출된 전단파의 변위를 이용하여 관심 영역(30) 내의 조직의 탄성 정보를 분석한다. 예를 들어, 탄성 분석부(270)가 분석한 탄성 정보는 탄성 계수(shear modulus)를 포함할 수 있다.

[0110] 본 발명의 일 실시예와 같이 초음파 프로브(10)가 제 2 초점을 향하여 초음파 신호들을 집속시킴으로써, 초음파 프로브(10)가 수신하는 에코 신호의 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)가 향상될 수 있다. 구체적으로, 제 2 초점을 결정하지 않고 초음파 신호들을 조사할 경우(예를 들어, 평면파(plane wave)를 조사할 경우), 관심 영역(30) 전체에 초음파 신호들이 조사될 수는 있으나, 에코 신호의 SNR이 낮아질 뿐만 아니라 초음파 신호들이 피사체의 깊은 곳에 위치하는 관심 영역(30)까지 도달하기 어렵다. 그러나 본 실시예와 같이 초음파 프로브(10)가 초음파 신호들을 제 2 초점을 향하여 집속시킴으로써, 에코 신호의 SNR이 향상될 뿐만 아니라 관심 영역(30)이 피사체의 깊은 곳에 위치하는 경우에도 초음파 신호들이 관심 영역(30)에 도달할 수 있게 되는 효과가 있다.

[0111] 또한, 제 2 초점 결정부(220)가 관심 영역 전체에 초음파 신호가 균일하게 조사되도록 제 2 초점을 결정함으로써, 관심 영역의 위치에 관계없이 초음파 영상 처리부(230)가 획득하는 초음파 영상들의 해상도가 더욱 향상되는 효과가 있다.

[0112] 또한, 전단파의 위치 변화 속도에 대응하여 고속으로 초음파 영상을 획득할 수 있다.

[0113] 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.

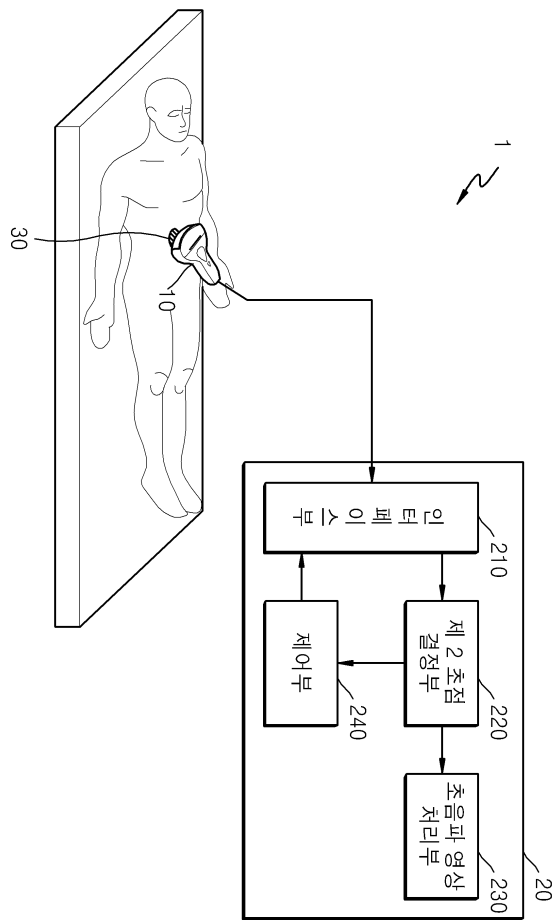
[0114] 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기된 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

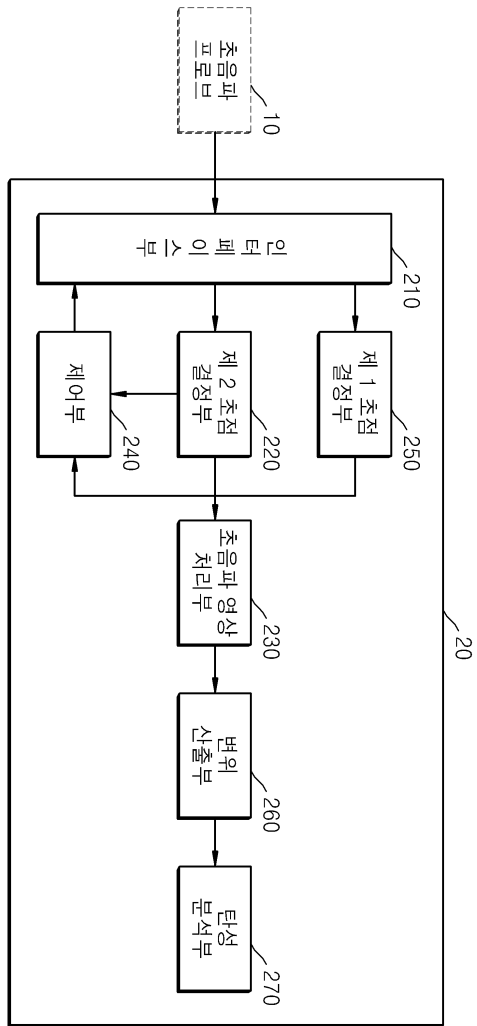
[0115] 10 : 초음파 프로브
20 : 전단파 처리 장치
30 : 관심 영역
210 : 인터페이스부
220 : 제 2 초점 결정부
230 : 초음파 영상 처리부
240 : 제어부

도면

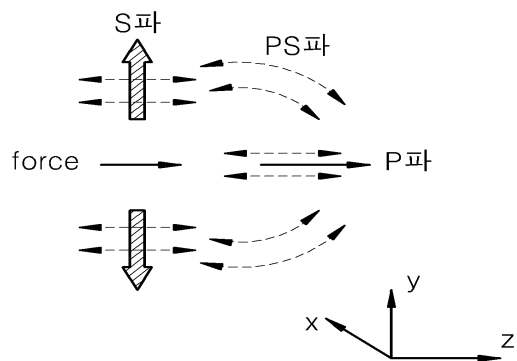
도면1



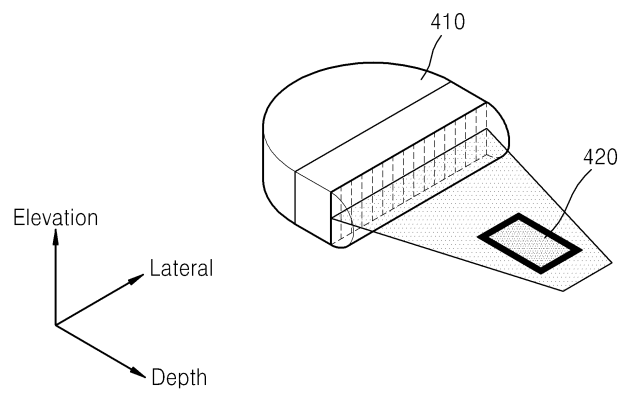
도면2



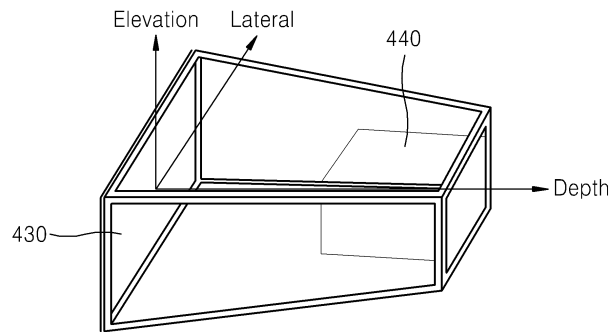
도면3



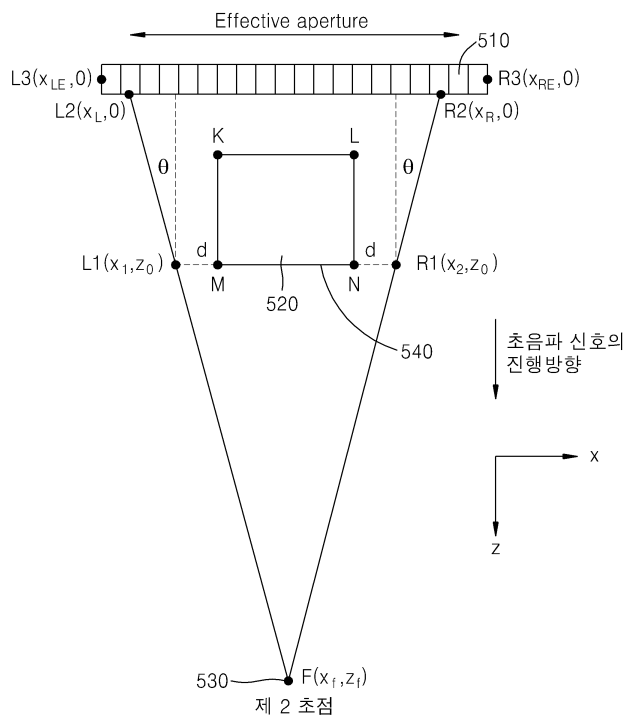
도면4a



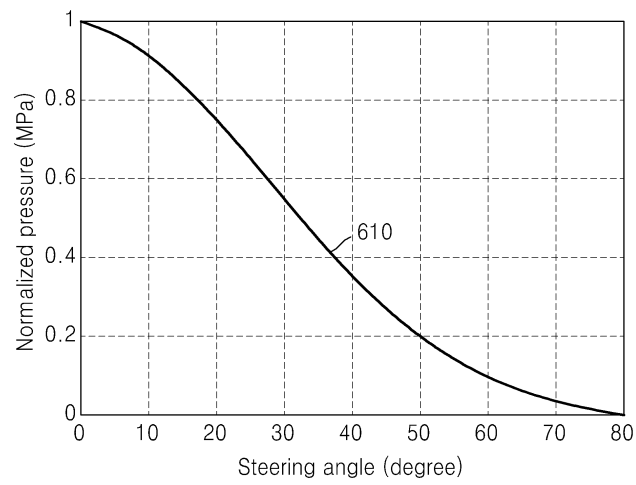
도면4b



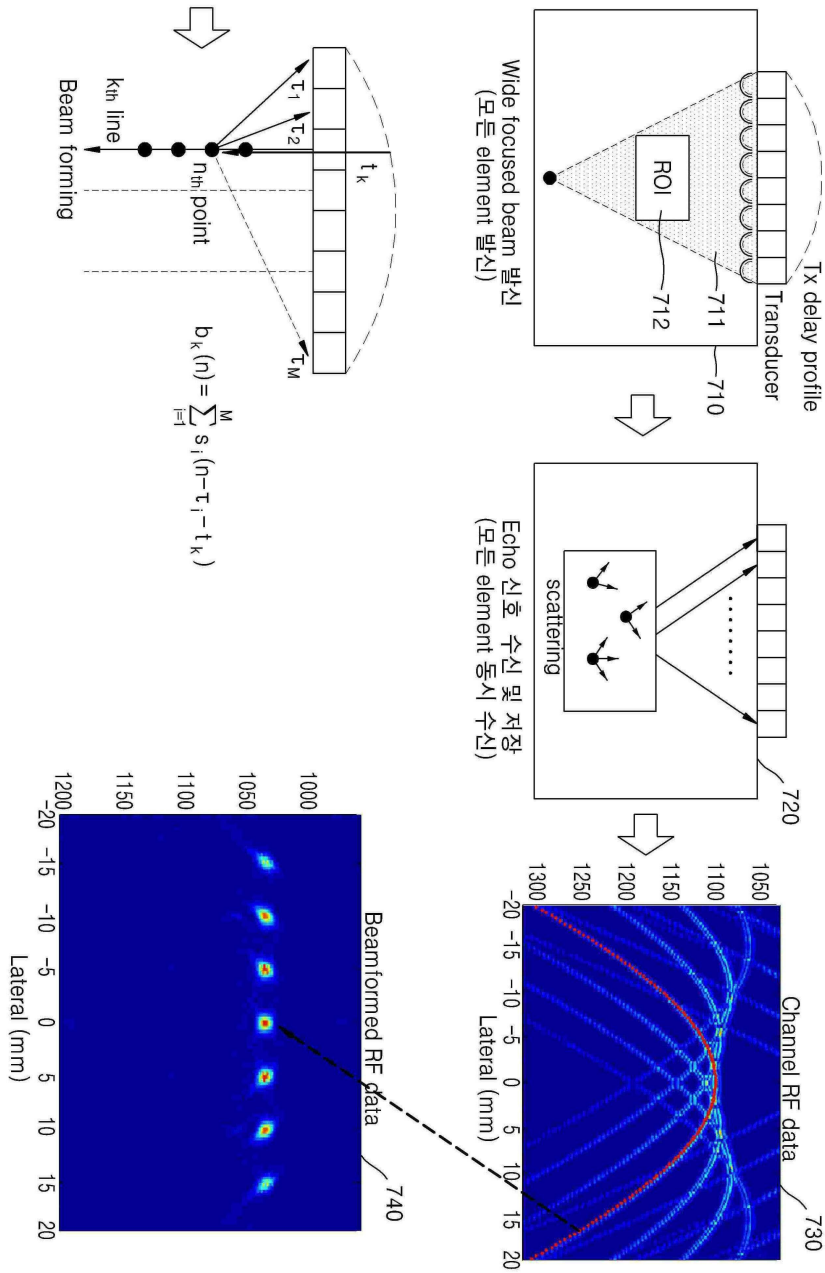
도면5



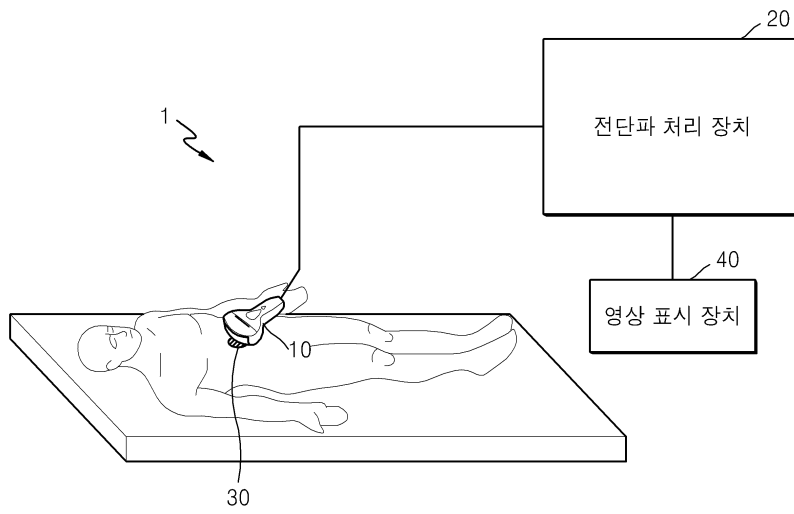
도면6



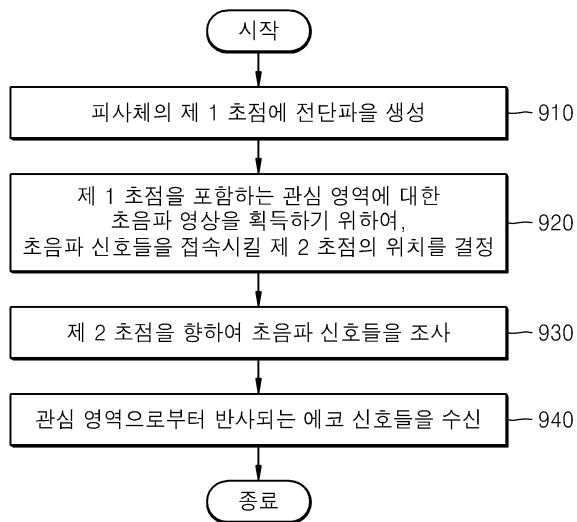
도면7



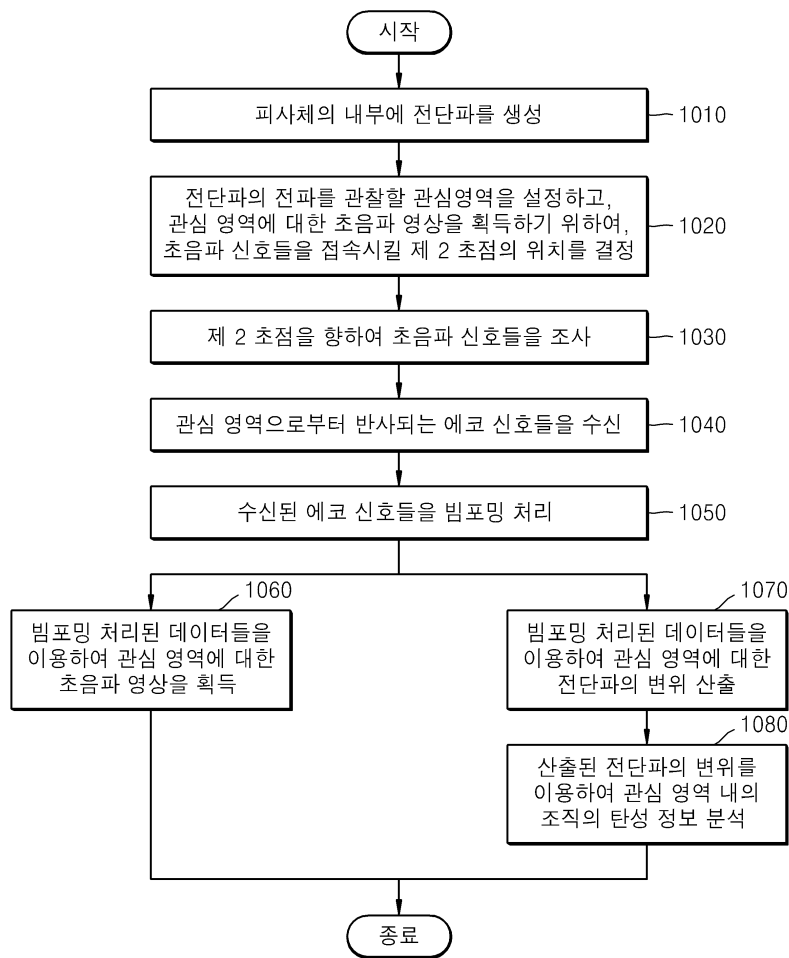
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	使用超声换能器观察剪切波传播的方法，装置和系统		
公开(公告)号	KR1020140045189A	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	KR1020120111418	申请日	2012-10-08
[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 HYOUNG KI 이형기 KONG DONG GEON 공동건		
发明人	이형기 공동건		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/4483 A61B8/4444 A61B8/485 A61B8/461 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S15/8927		
其他公开文献	KR102114414B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用超声换能器观察剪切波传播的方法包括在物体内部产生剪切波;设置感兴趣区域以观察剪切波的传播并确定第二焦点的位置以聚焦超声信号以获得关于感兴趣区域的信息;将超声信号照射到第二焦点;并接收从感兴趣区域反射的回波信号。

