(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.[7]
A61B 8/00

(11) 공개번호 10-2004-0014982
(43) 공개일자 2004년02월18일

(21) 출원번호 10-2003-7002949
(22) 출원일자 2003년02월27일
번역문 제출일자 2003년02월27일
(86) 국제출원번호 PCT/IB2002/002674
(87) 국제공개번호 WO 2003/003045
(86) 국제출원출원일자 2002년06월26일
(87) 국제공개일자 2003년01월09일

(81) 지정국 국내특허 : 중국, 일본, 대한민국,

EP 유럽특허: 오스트리아, 벨기에, 스위스, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투칼, 스웨덴, 핀랜드, 사이프러스, 터어키,

(30) 우선권주장 60/301,282 2001년06월27일 미국(US)
09/919,232 2001년07월31일 미국(US)

(71) 출원인 코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.
네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보드스베그 1

(72) 발명자 오스만윌리암제이
네덜란드아아인트호벤5656홀스트란6인터내셔널옥트로이뷰로우비.브이.

(74) 대리인 이병호

심사청구 : 없음

(54) 초음파 트랜스듀서

요약

음파 영상 시스템이 개시된다. 바람직한 시스템은 트랜스듀서 바디와 일치하도록 구성된 보호 커버를 포함한다. 트랜스듀서는 복수의 개별적으로 제어가능한 트랜스듀서 요소들에 의해 형성된 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이를 포함한다. 보호 커버는 2차원 매트릭스 어레이 위에 포개지고 입사 음파 에너지에 투과된다. 바람직하게는, 보호 커버는 환자의 불편함 소노그래퍼들에 대한 반복적인 움직임 손상들을 줄이도록 형상화된다. 대안의 실시예들은 형상화된 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이를 포함한다. 개선된 초음파 영상을 위한 방법들이 또한 제공된다.

색인어

2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이, 음파 에너지, 타겟 포인트, 보호 커버

명세서

기술분야

관련 출원 참조

본 발명은 2001년 6월 27일자로 출원된 일련의 제60/301,282호를 갖는 '개선된 초음파 트랜스듀서(IMPROVED ULTRASOUND TRANSDUCER TRANSDUCER)' 제목의 공동 계류중의 미국 임시 출원을 우선권으로 주장한다.

기술분야

본 발명은 일반적으로 음파 영상(acoustic imaging)에 관한 것이다. 더 상세하게는, 본 발명은 2차원 트랜스듀서 요소 어레이들(two-dimensional transducer element arrays)을 갖는 트랜스듀서들을 이용하는 초음파 영상 시스템들 및 방법들에 관한 것이다.

배경기술

초음파 영상 시스템들(Ultrasound imaging systems)은 많은 의학 전문장비들에서 중요한 진단 기구가 되어왔다. 초음파 영상 시스템의 하나의 중요한 이점은 실시간 스캐닝(realtime scanning)이다. 예를 들면, 초음파 영상 시스템은, 실시간, 상호작용 및 시각적 피드백(visual feedback)으로, 소노그래퍼(sonographer)가 내부 기관들을 스캔하거나 혈류(blood flow) 같은 바디 내부의 움직임을 식별할 수 있도록, 신속하게 영상들을 생성할 수 있다. 이것은 상기 소노그래퍼가 관심 구조 들을 검사하거나 실시간으로 검사를 수정하도록 허용함으로써, 진단의 질(quality) 및 환자 처리량 양자 모두를 개선한다.

실시간, 상호작용 및 시각적 피드백의 장점들에 더하여, 소노그래퍼들은 여전히 시스템 해상도와 관련된다. 초음파 영상 시스템에서, 시스템 해상도는 포커스를 맞출 수 있는 시스템의 성능에 좌우된다. 포커스를 맞출 수 있는 성능은 또한, 초음파 영상 시스템과 관련된 프로브(probe)의 트랜스듀서 요소 어레이의 유효 구경(effective aperture)에 좌우된다. 현재 트랜스듀서 어레이 요소들의 2가지 유형의 배열들(arrangements)은 실시간, 초음파 영상 시스템들에 대해 이용된다.

하나의 배열은 단일 트랜스듀서 요소 또는 트랜스듀서 요소들의 환상 어레이(annular array)를 포함한다. 트랜스듀서 어레이 요소들의 이 배열을 이용하는 초음파 영상 시스템들은 관심 영역에 걸쳐 음파 빔을 쓸어내리기 위해서는 프로브의 기계적 움직임에 의존한다.

트랜스듀서 어레이 요소들의 두번째 배열은 트랜스듀서 요소 음파 출력들에서 전자적으로 유발된 시간 지연들을 생성하는 전자 회로들에 의해 활성화되는 트랜스듀서 요소들의 어레이를 포함한다. 이러한 시간 지연들은 측정가능한 위상 지연들(phase delays)을 유발하고, 이는 트랜스듀서 요소 어레이에 의해 생성된 음파 빔이 조종 및/또는 포커스를 맞추도록 유발한다.

트랜스듀서 어레이 요소들을 위한 송신 펄스들을 생성하는 전자 회로들과 상기 송신 펄스들을 수신하는 트랜스듀서 어레이 요소들 사이의 링크들은 빔포머 채널들(beamformer channels)로서 언급된다. 트랜스듀서 요소 어레이에 의해 생성된 음파 빔의 전자 조종 및/또는 포커싱은, 다양한 두께를 갖는 유효 보호 커버(effective protective cover)를 생성하도록, 빔포머 채널-바이-빔포머 채널을 기초로 하여, 송신 펄스들을 전자적으로 지연시킴으로써 달성된다.

(a) 음파 프로브와 프로세싱 시스템과의 케이블 접속의 크기 및 복잡성 및 (b) 합리적으로 가격이 매겨진 초음파 시스템에서 이용가능한 빔포머 채널들의 수에 대한 한계로 인해, 전자 포커싱(electronic forcusing)은 측 방향(영상 평면과 평행한 방향)에 한정되어 왔다. 높이 방향(영상 평면에 수직인 방향)에서의 포커싱은 프로브면 상에 고정된 곡률의 기계적인 렌즈를 배치함으로써 달성되어 왔다.

높이 포커싱(elevation focusing)에서의 전형적인 변형들은 프로브 구경 및/또는 기계적인 렌즈의 특성들을 변화시킴으로써 달성되어 왔다. 변하는 주파수가 초점 깊이(낮은 주파수들보다 더 깊은 포커싱을 생성하는 더 높은 주파수들)를 변화시킬 수 있다는 것이 공지되어 있더라도, 더 높은 주파수들이 더 낮은 주파수들보다 조직내에서 더 신속히 감쇠하기 때문에, 초점 깊이를 변화시키기 위해 주파수를 변화시키는 것이 이점으로 고려되지 않는다.

결론적으로, 트랜스듀서 요소 어레이의 높이 포커싱을 변화시키기 위해, 높이 구경 및/또는 트랜스듀서 요소 어레이와 관련된 렌즈의 유효 곡률을 변화시켜야 한다는 것은 공지되어 있다. 예를 들면, 깊은 기관을 영상화함에 있어서, 큰 구경 및 부드러운 곡률을 가져야 하며, 얕은 물체를 영상화함에 있어서, 렌즈는 더 작은 구경 및 팽팽한 곡률을 가져야 한다.

공지된 바와 같이, 초음파 프로브 내의 트랜스듀서 어레이 요소들은 1차원(1-D) 어레이, 1.5 차원(1.5-D) 어레이 또는 2차원(2-D) 어레이로 배열될 수 있다(전형적인 1-D 트랜스듀서 어레이 요소의 크기는 측방향에서 0.5파장들 정도 및, 높이방향에서 50파장 정도이다). 1-D 어레이에서, 트랜스듀서 요소들은 일반적으로 높이 방향으로 요소들의 단일 로우(row)를 가지며, 일반적으로 측방향으로 배치된다. 전형적인 위상 선형 어레이들(phase linear arrays) 및

굽은 어레이들(curved arrays)은 일반적으로 1-D 트랜스듀서 요소 어레이들로 간주된다.

1.5-D 어레이에서, 트랜스듀서 요소들은 측면 및 높이 방향들 모두에서 올라가지만, 제어 및 데이터 전기 접속들은, 1.5-D 어레이에 의해 생성된 음파 빔이 단지 측방향으로만 조종될 수 있도록, 높이 센터에 대해 대칭으로 접속된다. 2-D 어레이에서, 트랜스듀서 요소들은, 송신/수신 제어 및 여기 신호들(excitation signals)을 양 방향들에서 배열된 트랜스듀서 요소들에 제공하는 전기적인 접속들을 제공하면서, 측면 및 높이 방향들 모두에서 배열된다. 2-D 어레이에 의해 생성된 음파 빔은 2차원에서 조종 및 포커싱될 수 있다. 2-D 어레이 초음파 프로브의 일 예로는 미국특허 제5,186,175호에서 찾아볼 수 있다.

2-D 어레이 영상화의 장점들은 잘 알려져 있다. 예를 들면, 그러한 장점은 2차원(즉, 측면 및 높이 모두), 개선된 높이 포커싱으로 인한 강화된 해상도 및 전파 속도들의 규정된 비교를 통한 개선된 위상 수차 보정(phase aberration correction)에서 전자적으로 조종할 수 있는 성능을 포함한다. 2-D 트랜스듀서들과관련된 유연성 및 강화된 해상도는 음파 빔들을 기계적으로 포커싱하도록 형상화된 음파 렌즈에 대한 필요성이 제거되어 왔다. 그러나, 트랜스듀서 요소들은 여전히 보호될 필요가 있다. 결론적으로, 2-D 트랜스듀서들의 페이스들(faces)은 상대적으로 평평한 음파적으로 투명한 재료층으로 구성된다.

소노그래퍼들은 바디에 대향하는 초음파 트랜스듀서를 적절하게 위치시킴으로써 바디 내부의 부위의 영상들을 확보할 수 있다. 진단 가치를 가지는 영상들을 확보하기 위해, 소노그래퍼는 환자에 대하여 프로브를 슬라이딩, 회전 및/또는 기울임으로써 프로브의 위치를 조종해야 할 수도 있다.

2-D 트랜스듀서들로 사용된 바와 같은, 평평한 트랜스듀서 면(flat transducer face)은, 굽은 표면을 갖는 트랜스듀서보다 환자의 바디 구조와의 저조한 접촉을 제공하기 때문에 영상의 질을 저하시킨다. 더 상세하게는, 평평한 트랜스듀서 표면은 음파 구경의 블록 부들과 스퓨리어스 반사들(spurious reflections)를 유발한다. 플랫 페이스로 구성된 트랜스듀서에 대한 다른 단점은 그러한 트랜스듀서들은 날카로운 에지들을 가지거나, 환자의 불편을 유발할 수 있고, 또는 그 트랜스듀서들이 더 넓은 둥근 에지들을 허용하기 위해 매우 광범위한 발자국을 가져야 한다는 것이다.

매우 광범위한 발자국으로 구성된 트랜스듀서들은 트랜스듀서 면과 환자 사이의 접촉을 추가로 손상시키고, 이는 소노그래퍼가 트랜스듀서 면과 환자 사이의 접촉을 개선하기 위한 시도에서 트랜스듀서의 수직축을 따라 더 큰 압력을 인가하도록 유발할 수 있다. 압력이 유발된 소노그래퍼에서의 증가는 환자의 불편함을 유발할 수 있고, 뿐만 아니라 반복적인 움직임이 소노그래퍼에 손상을 가할 수 있다. 특히 문제가 되는 트랜스듀서 면과 환자 사이의 적절한 접촉을 유지하는 하나의 영 역은 늑간의 심장 및 흉관 영상화이다. 일반적으로, 이러한 응용들을 위해, 트랜스듀서 하우징(transducer housing)은 개선된 높이 포커싱으로 인한 기대되는 강화된 해상도를 위해 선택된 트랜스듀서 요소들의 2-D 어레이를 포함한다.

결론적으로, 종래의 트랜스듀서들과 관련된 이러한 및/또는 다른 결점들을 처리하는 개선된 트랜스듀서에 대한 필요성이 있다.

발명의 상세한 설명

개선된 초음파 트랜스듀서의 실시예들은 음파 영상 시스템들(acoustic imaging systems)을 제공함으로써 추론될 수 있다. 바람직한 실시예에서, 상기 시스템은 트랜스듀서 바디와 일치시키도록 구성된 형상의 보호 커버를 포함한다. 상기 보호 커버는 적어도 부분적으로 하나의 재료로 형성되는데, 이는 영상화될 바디 내에서 상기 재료를 통과하는 초음파 에너지를 방향전환하는 음파 특성들을 보여준다. 상기 형상의 보호 커버는 환잔의 편안함, 증가된 음파 윈도우(acoustical window)를 제공하며, 소노그래퍼들에 반복적인 움직임 손상들의 사고를 감소시킨다. 개선된 트랜스듀서로 구성된 초음파 영상 시스템은 보호 커버를 가로지르는 음파 에너지를 전기적으로 포커싱한다.

본 발명의 다른 실시예들은 예를 들면, 환자를 음파적으로 영상화하기 위한 방법을 제공함으로써 추론될 수 있다. 하나의 바람직한 방법은, (1) 적어도 부분적으로 음파 포커싱 재료로 형성된 형상의 보호 커버를 갖는 트랜스듀서를 제공하는 단계와, (2) 상기 보호 커버로부터 음파들(acoustic waves)을 전파하는 단계와, (3) 영상화될 바디 내부의 구조들로부터 반사되는 음파들을 수신하는 단계와, (4) 상기 수신된 음파들을 전기 신호들로 변환하는 단계와, (5) 영상을 생성하도록 상기 전기 신호들을 처리하는 단계를 포함한다.

개선된 초음파 트랜스듀서의 다른 시스템들, 방법들 및 특징들은 후술되는 도면들과 상세한 설명의 고찰에 따라 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진자들에게 명확할 것이다. 그러한 모든 추가적인 시스템들, 방법들 및 특징들은 이 상세한 설명 내에 포함되고, 개선된 초음파 트랜스듀서의 범위 내에 있고 첨부된 청구의 범위에 의해 보호되도록 의도되었다.

도면의 간단한 설명

도 1은 음파 에너지를 대표적인 바디내부에 전송하는 종래의 1-D 트랜스듀서를 도시하는 개약도.

도 2는 영상 처리 시스템과 관련하여 개선된 초음파 트랜스듀서를 도시하는 개략도.

도 3은 영상 처리 시스템의 상세를 도시하는 도 2의 개선된 초음파 트랜스듀서의 개략도.

도 4는 도 2의 개선된 초음파 트랜스듀서의 트랜서듀서 요소들의 제어를 설명하는 개략도.

도 5a는 도 2의 개선된 초음파 트랜스듀서의 일 실시예를 설명하는 부분 측단면도.

도 5b는 도 2의 개서된 초음파 트랜스듀서의 다른 실시예를 설명하는 측면도.

도 6은 도2의 영상 시스템의 바람직한 기능을 설명하는 흐름도.

도 7a는 본 발명의 대체 실시예의 계획도.

도 7b는 도 7a의 보호 커버의 상세를 도시하는 개략도.

도 8a는 개선된 초음파 트랜스듀서의 대체 실시예의 계획도.

도 8b는 도 8a의 보호 커버의 상세를 설명하는 흐름도.

도 9는 대표적인 흉관(thoracic) 영상 진행 동안 개선된 초음파 트랜스듀서의 대표적인 배치를 도시하는 개략도.

도 10은 타겟을 영상화하도록 이용된 송신 및 수신 모드들 모두에서 음파 도시하는 개략도.

도 11은 다중 타겟들을 영상화하도록 이용된 송신 및 수신 모드들 모두에서 다중 음파 빔들(multiple acoustic beams)을 도시하는 개략도.

도 12는 도 2의 개선된 트랜스듀서의 보호 커버와 2차원 트랜스듀서 요소 어레이 사이의 공간적 상호관계를 도시하는 개략도.

실시예

개선된 초음파 트랜스듀서는 후술되는 도면들을 참조하면 더 잘 이해될 수 있다. 상기 도면들에서 구성요소들은 실제 크기일 필요는 없고, 트랜스듀서의 원리들을 명확하게 설명하도록 강조되었다. 더욱이, 도면들에서, 유사한 참조번호들은 몇몇 도면들에 걸쳐 대응하는 부분들을 나타낸다.

초음파 영상화를 위해 활용된 종래의 1차원(1-D) 위상 어레이 트랜스듀서들은 트랜스듀서들로부터 송신된 음파 빔들을 포커싱하는 렌즈들을 포함한다. 특히, 그러한 렌즈의 기계적인 구성은 높이 차원에서 트랜스듀서로부터 음파 빔을 포커싱하도록 선택된다. 높이 차원은 또한, 트랜스듀서의 어레이에서 오목한 형상을 실현함과 같이 기계적으로 포커싱될 수 있다. 측면 치수는 통상 전자적으로 포커싱된다.

일 예를 들면, 종래의 1-D 위상 어레이 트랜스듀서는 바디, 예를 들면, 인간의 바디 내부에서 송신된 음파 에너지의 포커싱을 증진시키는 렌즈를 이용한다. 종종, 그러한 렌즈의 재료는 인간의 바디에서 보다 느린 음파 속도(대략적으로 1.5mm/μs) 갖는다. 그렇게 되면, 상기 음파 렌즈를 통해 초음파 트랜스듀서에 의해 바디내부에 전파된 음파 에너지는 바디 내부에서 집중하거나 포커싱하도록 의도된다. 바디 내부에서 종래의 1-D 트랜스듀서로부터 송신된 음파 에너지의 포커싱은 도 1에 개략적으로 도시되어 있다.

도 1에서, 대표적인 음파들(12,14,16,18,20)이 포커싱 렌즈(24)를 경유하여 트랜스듀서(22)로부터 송신되고 있음이 도시된다. 여기에 도시된 바와 같이, 음파들은 이들이 적어도 부분적으로 렌즈(24)의 재료에 따라 바디(30) 내부에 더 깊이 전파되는 바와 같이 포커싱하는 경향이 있다.

도시된 바와 같이, 음파 에너지는 예를 들면, 음파 에너지가 전파되는 재료(들)의 음파 속도 및 음파 임피던스에 의존하여 다양한 속도들과 다양한 파면 형상들(wave front shapes)로 전파된다. 예를 들면, 렌즈 재료의 음파 속도가 바

디의 것과 더 가까울수록, 에너지는 입사각에서 트랜스듀서로부터 그리고 바디의 내부로 더 가깝게 송신된다. 또한, 렌즈 재료의 음파 임피던스가 바디의 것과 더 가까울수 록, 음차 에너지가 트랜스듀서로부터 그리고 바디 내부로 더 많이 송신된다.

도 2에 도시된 바와 같이, 영상 시스템의 바람직한 실시예(200)는 트랜스듀서 프로브('트랜스듀서')(202)를 포함한다. 예를 들면, 트랜스듀서(202)는 2차원(2-D) 위상 어레이 트랜스듀서일 수 있다. 트랜스듀서(202)는 영상 처리 시스템(204)과 전기적으로 결합된다. 영상 처리 시스템(204)은, 트랜스듀서(202)가 트랜스듀서 페이스(207)에 대해 2-D 어레이에 배열된 복수의 트랜스듀서 요소들을 경유하여 음파 에너지를 송신할 수 있도록 하기 위해, 다양한 신호들을 트랜스듀서(202)에 제공한다. 송신된 음파 에너지 뿐만 아니라 반사된 음파 에코들(acoustic echoes)은 그 뒤 음파적으로 투명한 재료로 제조된 보호 커버(206)를 가로지를 수 있다. 트랜스듀서(202)는 반사된 에코들을 영상 처리 시스템에 복귀되는 전자 신호들로 변환한다.

보호 커버(206)는 트랜스듀서 바디(208)의 노우즈부(nose portion;210)에 의해 트랜스듀서 바디(208)에 관련된 위치에서 유지된다. 특히, 보호 커버(206)는 노우즈부(210)에 의해 정의된 구경(도시하지 않음)내에 적어도 부분적으로 놓이도록 적응된다. 그러나, 다양한 다른 구성들이 사용될 수 있다.

종래의 트랜스듀서들에서, 보호 커버(206)는 음파적으로 비포커싱 렌즈(non-focusing lens)로서 구성된다. 더 상세하게는, 보호 커버(206)는 선택된 재료(들)로 형성되거나, 실질적으로 음파 에너지를 기계적으로 포커싱하지 않고, 음파 에너지가 바디, 예를 들면, 인간 바디 내부로 전파되도록 하는 특정 형상을 나타낸다. 예를 들면, 음파 트랜스듀서(200)의 종래 기술의 실시예들은 적어도 부분적으로 음 파 정합 재료(acoustic-matching material)로 형성된 보호 커버(206)를 포함할 수 있다. 그러한 음파 정합 재료는 전형적인 바디의 음파 속도 및 음파 임피던스와 실질적으로 정합시키는 음파 속도 및 임피던스를 바람직하게 보여준다.

다른 종래의 실시예들에서, 비포커싱(non-focusing)은 편평하거나 볼록하게 굽은 트랜스듀서 표면(207)을 마킹함으로써 달성되거나, 음파 경로내에 놓여진 보호 커버(206)의 그 부분 내의 균일한 두께를 유지함으로써 달성된다. 예를 들면, 대략 1.4mm/μsec 내지 대략 1.6mm/μsec의 범위 내에서 음파 속도를 나타내는 재료는 의학 진단 애플리케이션들을 위한 음파 정합 재료로 간주될 수 있다. 또한, 음파 정합 재료는 바람직하게는, 대략 1.3MRayl 내지 대략 1.7MRayl의 범위 내에서 음파 임피던스를 나타낸다.

어떤 실시예들에서, 음파적으로 비포커싱하는 보호 커버(206)는 부타디엔, 스티렌 부타디엔, 및/또는 고무들 및/또는 폴리머들의 관련된 부류, 및 이들 중에서 형성될 수 있다. 이러한 재료들은 전형적으로 대략 2MHz의 3dB/cm 및 대략 5MHz의 8dB/cm에서 음파 에너지를 감쇠시킨다. 공지된 바와 같이, 실리콘과 같은 종래의 렌즈 재료들은 대략 2MHz의 9dB/cm 및 대략 5MHz의 33dB/cm에서 음파 에너지를 감쇠시킨다.

본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자들은 재료들로 형성된 보호 커버(206)를 제공하기 위해 선택할 수 있고, 개별적으로 음파 정합 재료들을 간주할 수 없음을 알아야 한다. 그러나, 음파 정합 특성들, 예를 들면, 대략 1.4mm/μsec 내지 대략 1.6mm/μsec의 범위에서의 음파 속도 및 대략 1.3MRayl 내지 대략 1.7MRayl의 범 위에서의 음파 임피던스를 함께 나타내는 재료들의 조합은 제공하는 것은 개선된 음파 트랜스듀서로 간주된다.

음파적으로 비포커싱 보호 커버(206)를 제공함으로써, 영상 시스템(200)은 측면 및 높이 차원들 모두에서 전자 포커싱에 적절할 수 있는 환자의 바디내로 음파 에너지의 송신을 가능하게 할 수 있다. 특히, 영상 시스템(200)은 비교적으로 민감한 전자 포커싱에 공헌하는 음파 빔들을 제공할 수 있다. 이것은 다른 초음파 영상 시스템들에 비해 개선된 줌(zoom) 여상 기능성을 활용할 수 있고, 이는 기계적으로 포커싱된 렌즈들을 이용한다. 또한, 음파적으로 비포커싱 보호 커버(206)를 이용하는 영상 시스템이 콘트라스트 영상 애플리케이션들(contrast imaging applications)에 대해 특히 적절한 음파 빔들을 제공할 수 있음이 가정된다. 이하 상세히 설명되는 바와 같이, 개선된 영상 시스템들은 보호 커버들(206)의 다양한 형상들을 포함할 수 있고, 이는 적어도 부분적으로 음파 정합 재료로 형성된다.

종래 기술의 단점은 비포커싱 보호 커버(206)의 이용이 바람직하지 않을 수도 있다는 것이다. 내구성, 내화학성 및 생물학적 적합성과 같은 다른 트랜스듀서 요구들을 충족하는 적절한 음파 정합 재료는 이용가능하지 않을 수 있고 또는 과도한 개발 노력을 요구할 수 있다. 더욱이, 트랜스듀서(202)와 환자 사이의 접촉을 유지하기 위한 요구들은 음파 에너지의 실질적인 포커싱을 유발하는 보호 커버 표면에 대한 형상을 지시할 수 있다. 개선된 초음파 트랜스듀서(202)는 보호 커버(206)의 포커싱 특성들에 대해 전자적으로 보상함으로서 초음파 영상의 기술을 진보시킨다.

이제 도 3을 참조하면, 영상 처리 시스템(204)의 바람직한 실시예가 상세히 도시될 것이다.도 3은 바람직한 시스템의 모든 구성요소를 필수적으로 도시하지는 않았고, 대신에, 여기에 개시된 시스템들 및/또는 방법들에 가장 관련된 구성요소들에 대해 강조되었다.

도 3에 도시된 바와 같이, 영상 처리 시스템(204)은 개선된 트랜스듀서(202)를 포함하고, 이는 영상 처리 시스템(204

)의 T/R 스위치(302)에 전기적으로 접속된다. T/R 스위치(302)는 트랜스듀서(202)를 송신 또는 수신 모드 내에 배치한다. 송신 모드에서 동작 중에 트랜스듀서(202)를 경유하여 음파 에너지의 송신을 활용하기 위해, 영상 처리 시스템(204)은 송신 주파수(f_0) 및 다양한 송신 신호들의 크기를 설정하는 송신 빔포머(304)를 포함한다. 송신 빔포머(304)는 다양한 송신된 신호 라인들을 생성하는 송신 파형 변조기(transmit waveform modulator;306)와 통신관계에 있다. 도 3에 도시된 바와 같이, 송신 빔포머(304) 및 송신 파형 변조기(306)는 중앙 제어기(310)의 제어하에 동작한다.

수신 모드에서 동작 중에 트랜스듀서(202)를 경유하여 음파에너지의 수신을 활용하기 위해, 영상 처리 시스템(204)은 트랜스듀서(202)로부터 수신된 아날로그 신호들을 디지털 신호들로 변환하는 A/D 변환기(312)를 포함한다., 디지털 필터(314), 예를 들면, RF 필터는 수신된 데이터로부터 소망의 수신 대역외부에 있는 신호들을 필터링한다. 그 다음, 수신 빔포머(316)는 수신된 초음파 에코들을 나타내는 필터링된 디지털 신호들을 수신한다.

수신 빔포머(316)는 A/D 변환기(314)로부터 (트랜스듀서 요소들의 2-D 어레이로부터의 트랜스듀서 요소들의 복수의 세트들과 대응하는) 다중 디지털 에코 파형들을 수신하도록 설계될 수 있다. 수신 빔포머(316)는 단일 음파 라인(single acoustic line)을 형성하기 위해 다중 디지털화된 에코 파형들을 결합할 수 있다. 이 작업을 달성하기 위해, 수신 빔포머(316) 내에 복수의 평행한 처리 채널들은 다른 양의 시간에 의해 분리된 에코 파형들을 지연할 수 있고, 그뒤, 혼성 디지털 음파 라인을 생성하기 위해 지연된 파형들을 함께 더할 수 있다. 더욱이, 수신 빔포머(316)는 시간에 걸쳐 연속하여 음파 라인들을 분리하기 위해 데이터 콜렉션들(data collections)의 시리즈들을 수신하고 파이프라인 처리 방법(pipeline-processing manner)으로 데이터를 처리할 수 있다.

영상 처리기(318)는 랜덤 엑세스 메모리(RAM)의 적절한 종류들을 포함할 수 있고, 수신 빔포머(316)로부터 혼성 디지털 음파 라인들의 시리즈들을 수신하도록 구성될 수 있다. 음파 라이들은 3차원 좌표 공간 내에 규정될 수 있다. 영상 처리기(318)는 수신된 그리고 필터링된 디지털 음파 라인들 내에서 영상 정보를 수학적으로 조종할 수 있도록 구성될 수 있다. 또한, 영상 처리기(318)는 신호 조정을 위한 시간에 걸쳐 데이터의 음파 라인들을 누적하도록 구성될 수 있다. 이 점에 관해서, 영상 처리기(318)는 디스플레이를 위한 픽셀들을 생성하기 위해 램(RAM) 내에 저장된 바와 같은 데이터를 변환하도록 스캔 변환기(scan converter)를 추가로 포함할 수 있다. 각각의 스캔 변환기는 전체 데이터 프레임(즉,단일 뷰(single view)에서의 모든 음파 라인들의 세트, 또는 디스플레이될 영상/화상)이 램에 의해 누적되어지면 램 내의 데이터를 처리할 수 있다.

예를 들면, 수신된 데이터가 에코 정보의 관련 위치를 규정하기 위해 극좌표들을 이용하여 램 내에 저장되고, 스캔 변환기는 래스터 스캔 가능 처리기(raster scan capable processor)를 경유하여 스캔된 래스터일 수 있는 직각형(직교의) 데이터로 극좌표를 데이터를 변환할 수 있다. 복수의 초음파 영상 계획들과 관련된 복수의 영상 프레임들을 형성하기 위해, 완전한 수신, 에코 복구 및 영상 처리 기능들을 갖는, 초음파 영상 시스템(204)은 도 3에 도시된 바와 같은 비디오 처리기(320)에 에코 영상 데이터 정보를 포워딩(forwarding)할 수 있다.

비디오 프로세서(320)는 에코 영상 데이터 정보를 수신하도록 설계될 수 있고 영상 정보를 래스터 스캔(raster scan)하도록 구성될 수 있다. 비디오 프로세서(320)는 디스플레이 장치(322)에 포워딩될 수 있는 화상 요소들(즉, 픽셀들)을 생산할 수 있다. 추가로, 픽셀 요소들은 비디오 메모리 장치(도시하지 않음)에 포워딩될 수 있다. 비디오 메모리 장치들은 디지털 비디오디스크(DVD) 플레이어/레코더, 컴팩트 디스크(CD) 플레이어/레코더, 비디오 카세트 레코더(VCR) 또는 다른 비디오 정보 저장 장치를 포함할 수 있다. 본 기술 분야에 알려진 바와 같이, 이러한 비디오 메모리 장치들은 오히려 실시간으로 사용자/오퍼레이터에 의해 뷰잉(viewing) 및/또는 포스트 데이터 콜렉션 영상처리를 허용한다.

도 3에 추가로 도시된 바와 같이, 디스플레이 장치(322)는 비디오 프로세서(320)으로부터 화상 요소들(즉, 픽셀 데이터)을 수신하고 적절한 디스플레이 스크린 또는 초음파 영상들의 뷰잉을 위한 다른 영상 장치(예를 들면, 프린터/ 플로터(plotter))를 구동하도록 구성될 수 있다.

도 3에 제시된 영상 처리 시스템(204)의 많은 변경들이 개선된 초음파 트랜스듀서(202)와 동작될 수 있다. 예를 들면, 수신 빔포머(316)는 2개의 부분들, 즉 T/R 스위치(302)와 A/D 변환기(312)(도시하지 않음) 사이에 있는 아날로그부 및 도 3에 도시된 디지털 필터(314) 뒤에 배치된 디지털부로 분할될 수 있다.

이제, 트랜스듀서 제어 시스템(400)을 도시하는 개략도가 제시된 도 4를 참조한다. 트랜스듀서 제어 시스템(400)은 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)를 제어한다. 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)는 복수의 초음파 트랜스듀서 요소들, 즉 참조부호 408,412,414를 이용하여 도시된 본보기들을 포함한다. 초음파 트랜스듀서 요소들(408,412,414)은 열들과 행들, 즉 각각, 참조부호 404,406을 이용하여 도시된 본보기들로 배열된다. 그러한 구성은 때때로 매트릭스 어레이로 언급된다. 그러나, 다른 트랜스듀서 요소 구성들이 가능하다.

도 4의 개략도는 초음파 트랜스듀서 요소들의 평면의 8x14 어레이를 도시하고 있다 하더라도, 본 발명의 개념들은, 초음파 트랜스듀서 요소들이 2차원 중 하나 또는 모두에서 굽어지는 구성들을 포함하여, 임의의 2차원 초음파 트랜스

듀서 요소 어레이 구성을 응용할 수 있다는 것이 언급되어야 한다. 예를 들면, 원통형, 구형, 도넛형, 또는 다른 굽은 표면들을 갖는 2차원 트랜스듀서 요소 어레이들이 가능하며 도 4에 도시된 평면 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)와 관련된 것보다 더 가볍게 수정된 빔포밍을 사용할 수 있다.

2차원 트랜스듀서 요소 어레이(400)의 요소들(408,412,414) 각각은 개별적으 로 제어할 수 있다. 특히, 트랜스듀서 요소들(408,412,414) 각각은 송신 요소 및 수신 요소로서 기능할 수 있고, 각각은 개별화된 제어 신호들을 수신한다. 예를 들면, 초음파 트랜듀서 요소(408)는 송신/수신(T/R) 스위치(418)에 접속(416)을 경유하여 전기적으로 결합된다. T/R 스위치(418)는 송신 모드 및 수신 모드에서 트랜스듀서 요소(408)을 동작시키도록 허용하기 위해 중앙 제어기(310)로부터 신호(도시하지 않음)에 의해 제어된다.

트랜스듀서 요소(408)가 송신 모드에서 이용될 때, 트랜스듀서 요소(408)는 접속(424)을 통한 가변 증폭기(422)를 경유하여, 그리고 접속(426)을 통해 송신 빔포머(304)로부터 송신 펄스를 수신한다. 가변 증폭기(422)는 트랜스듀서 요소(408)에인가된 송신 펄스의 특성들을 규정하도록 이용되며, 접속(430)을 경유하여 진폭 제어기(420)에 의해 제어된다. 단순화를 위해 생략하였더라도, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)의 각각의 요소는 유사하게 제어되는 가변 증폭기를 포함한다.

트랜스듀서 요소(408)가 수신 모드에서 이용될 때, 트랜스듀서 요소(408)의 표면에 충돌하는 초음파 에너지는 전기 신호로 변환된다. 상기 전기 신호는, 수신 신호가 가변 이득 증폭기(variable gain amplifier;446)에 인가되도록, (중앙 제어기(310)로부터 제어 신호의 동작에 의해 접속(444)에 현재 연결된) T/R 스위치(418)를 통하여 접속(416)을 경유하여 통신된다. 가변 이득 증폭기(446)는 전기 수신 신호를 증폭하고 상기 신호를 접속(448)을 통해 지연 요소(484)에 제공한다.

유사한 방식으로, 트랜스듀서 요소(412)는 접속(436)을 경유하여 송신 펄스 를 수신하고 상기 수신 신호를 접속(438)을 경유하여 가변 이득 증폭기(442)에 제공한다. 가변 이득 증폭기(442)는 상기 수신된 신호를 접속(458)을 경유하여 지연 요소(482)에 제공한다. 유사하게, 트랜스듀서 요소(414)는 스위치(456) 및 접속(454)을 통하여, 접속(458)을 경유하여 송신 신호를 수신하며, 반면에, 상기 수신 신호는 스위치(456) 및 접속(462)을 통하여 접속(454)을 경유하여 가변 이득 증폭기(464)에 보내진다. 가변 이득 증폭기(464)는 증폭된 수신 신호를 접속(466) 상으로 지연 요소(478)에 제공한다. 따라서, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)에서의 각각의 요소가 제어되며, 그에 의해, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)에서의 각각의 요소를 통해 전체 제어가 가능해진다.

가변 이득 증폭기들(462,442,446) 및 지연 요소들(478,482,484)은 수신 빔포머(316) 내에 모두 포함된다. 단지 3개의 가변 이득 증폭기들 및 3개의 지연 요소들만을 갖도록 도시하였지만, 수신 빔포머(316)는 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)에서의 트랜스듀서 요소들 각각에 대한 충분한 증폭기들 및 지연 요소 회로 (및 다른 처리 회로)를 포함한다. 더욱이, 다양한 멀티플렉싱, 서버-빔포밍(sub-beamforming) 및 다른 신호 처리 기술들이 수신 빔포머(316)에 의해 실행될 수 있다. 그러나, 설명의 단순화를 위해, 도 2의 수신 빔포머(316)는 단 3개의 지연 요소들만을 포함한다. 수신 빔포머(316) 내의 증폭기들 각각은 중앙 제어기(310)로부터 접속(480)을 경유하여 신호에 의해 제어된다. 접속(480) 상의 신호는 가변 이득 증폭기들(464,442,446) 각각에 의해 인가된 수신 이득을 결정한다. 상기 증폭기들 각각에 의해 인가된 이득은 변할 수 있다. 유사하게, 각각의 지연 요소들(478,482,484)은 접속(474)을 경유하여 중앙 제어기(310)로부터 신호에 의해 구동된다. 이 제어 시호는 지연 요소들(478,482,484) 각각이 이들 각각의 수신 신호들을 인가하는 지연량을 결정한다. 이 방식에서, 수신 구경은, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402) 내의 각각의 트랜스듀서 요소가 각각의 가변 이득 증폭기(442,446,464) 및 제어 회로를 포함하기 때문에, 고 정밀도로 제어될 수 있다.

지연 요소들(478,482,484)의 출력은 각각 접속들(486,488,492)을 경유하여 각각 합산 요소(494)에 제공된다. 합산 요소(494)는 각각의 지연 요소의 출력을 결합하여 접속(496) 상의 빔포머 신호를 영상 처리기(318)(도시하지 않음)와 같은 추가의 처리 요소들에 제공한다. 대안의 구성들에 있어서, 가변 이득 증폭기들(464,442,446)은 각각 지연 요소들(478,482,484) 뒤에 배치될 수 있다. 추가로, 지연 요소들(478,482,484)의 출력들은 서브 어레이들(sub-arrays)로 결합될 수 있고, 가변 이득들은 서브 어레이 신호가 합산 요소(494) 앞에 그의 각각의 지연의 지연을 통해 통과하기 이전 또는 이후에 각각의 서브 어레이에 인가될 수 있다.

중요하게는, 개별적으로 제어할 수 있는 트랜스듀서 요소들(408,412,414)을 갖는 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)는 2차원에서 이용가능한 방사된 초음파 펄스 패턴을 만든다. 구체적으로는, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)는 그 어레이 내에 각각의 요소의 위치에 관련되어 제어될 수 있다. 전체 구경을 걸쳐 완전한 제어를 가짐으로써, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이 제어 시스템(400)은 구경의 빔 플롯(beam plot)이 고정밀도로 제어되도록 허용한다.

송신 빔포머(304) 및 수신 빔포머(316)에서 이용된 지연들의 계산은 도 10을 참조하면 이해될 수 있고, 여기서, 예를 들면, 영상화될 바디(30) 내에서 어떤 구조가 될 수 있있는 타겟(1002)에 영상을 포커싱하도록 요구된다. 이 경우, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)로부터의 송신된 음파 에너지는 타겟(1002)에서 포커싱되도록 초래되며 수신 빔포머(316)는 타겟(1002)에서 수신 감도를 최대화하기 위해 수신된 음파 에너지를 포커싱한다. 타겟(1002) 상에 포커

싱된 음파 에너지를 송신하기 위해, 중앙 제어기(310)는 접속(468)을 경유하여 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)의 각각의 요소에 대한 송신 빔포머(304)에 지연 제어신호들 및, 상기지연들에대한 시간 참조(time reference)를 제공하기 위해 동기 신호를 제공할 수 있다. 송신 빔포머(304)는, 예를 들면, 접속(426), 가변 이득 증폭기(422), 접속(424), T/R 스위치(418) 및 접속(416)을 경유하여 동기 펄스 이후에, 송신 신호들이 빔포밍 지연(beamforming delay; T_{BF})에서 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)의 각각의 요소에 제공되도록 유도한다. 송신 빔포밍 지연들(T_{BF})은 일반적으로, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)의 모든 요소에 대해 서로 다르고, 후술되는 바에 의해 계산될 수 있다. 송신된 음파 에너지는 이하에 주어진 식에 의해 시간(T_P)에서 타겟에 전파된다.

수학식 1

$$T_p = \frac{1}{v_b}\sqrt{(x-x_0)^2+(y-y_0)^2+(z-z_0)^2}$$

여기서, v_b는 바디 내에서의 음파 전파 속도이며, 2차원 어레이 요소는 좌표(x_0,y_0,z_0)에 있고, 타겟(1002)은 좌표(x,y,z)에 있다. 동기 펄스로부터 타겟(1002)에서의 송신된 음파 에너지의 도착까지의 전체 시간(T)은 다음과 같이 계산될 수 있다.

수학식 2

$$T = T_{BF} + T_p.$$

타겟(1002)에 음파 에너지를 포커싱하기 위해, 송신 빔포밍 지연들(T_{BF})은 전체 지연들(T)이 모든 요소들에 대해 동일하도록 선택되어야 하고, 따라서, 모든 2차원 어레이 요소들로부터 초음파 에너지가 동시에 타겟(1002)에 도착하도록 유발한다. 동기 신호로부터, 개별적인 요소들로부터 타겟(1002)에 송신된 음파 에너지의 도착까지 모든 전체 시간들(T)이 같다는 조건을 만족하는, 송신 빔포밍 지연들(T_{BF})의 임의의 세트가 충분하다. 타겟(1002)에 포커스를 달성한다는 것은 상술한 설명으로부터 명확하며, 송신 빔포밍 지연들(T_{BF})에서의 차이들은 기하학에 의해 완벽하게 세세히 지정된다.

수신 사이클에서, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)의 각각의 요소는, 송 신 시의 그 요소에 대한 전파 지연과 동일한, 전파 지연(T_P) 이후 타겟(1002)으로부터 반사된 음파 에너지를 수신한다. 타겟을 포커스 내로 가져오기 위해, 수신 빔포머(316)는, 송신 빔포밍 지연들과 동일한, 수신 빔포머 지연(T_{BF})에 의해 각각의 요소로부터 수신된신호를 지연시킨다. 송신 빔포밍처럼, 임의의 2개의 요소들 사이의 빔포밍 지연들의 차이들이 보정된다면 빔포밍 지연들의 임의의 세트가 이용될 수 있다.

더욱이, 동기 펄스가 증가한 이후 시간에, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)에 도착하는 음파 신호들은 음파 에너지의 한정된 전파 속도로 인해 점진적으로 더 깊은 깊이로부터 반사들을 초래한다. 수신 빔포밍 지연들(T_{BF})은 다양한 타겟 깊이들에서 수신 포커스를 제공하도록 깊이의 함수로써 변할 수 있다. 이것은 동적인 수신 포커싱으로서 언급된다.

2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)와 영상화될 바디(30) 사이에 보호 커버(206)를 삽입하는 것은 보호 커버(206)의 음파 속도들, 영상화될 바디(30) 및 보호 커버(206)의 두께와 관련된 양에 의해 전파 지연들(T_P)을 변경한다. 특히, 보호 커버(206)는 아래의 표현에 의해 대략적으로 주어진 추가의 보호 커버 지연(T_C)을 추가한다.

수학식 3

$$T_c = h \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b}\right)$$

여기서, h는 보호 커버(206)의 두께이며, v_c는 보호 커버(206) 내에서의 음파 속도이다. 보호 커버(206)가 음파 정합 재료로 만들어지면, v_c는 v_b와 거의 동일하고 보호 커버 지연(T_C)는 거의 0이며, 빔포밍 지연들(T_{BF})에 대해 변화들이 요구되지 않는다. 더욱이, 보호 커버(206)의 두께(h)가 모든 요소들에 대해 동일하면, 보호 커버 지연(T_C)은 속도(v_c)에 관계없이 모든 트랜스듀서 요소들에 대해 동일하다. 빔포밍 지연들에서의 차이들 만이 중요하기 때문에, 균일한 두께의 보호 커버(206)가 요구된 빔포밍 지연들(T_{BF})을 변화시키지 않음을 쉽게 알 수 있다.

그러나, 두께(h)가 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)에 걸쳐 균일하지 않다면, 속도(v_c)는 속도(v_b)와 다르며, 지연(T_C)은 도 12에 도시된 바와 같이 모든 요소들에 대하여 다르게 될 것이다. 이것은 송신 사이클 동안 보호 커버(206)로부터 최근에 생겨나고, 수신 사이클 동안 보호 커버(206)에 들어가는 웨이브 프론트들(wave fronts)의 왜곡을 유발하여, 결과적으로 초점이 흐려지고 영상이 흐릿해질 것이다. 송신 빔포머(304) 및 수신 빔포머(316)에 이용된 지연들은, 보호 커버(206)의 비균일한 두께에 의해 유발된 지연 변화들을 취소시켜 결국 초점과 영상의 질을 유지하도록, 거리 계산으로부터 얻어진 명목상의 값들로부터 변화될 수 있다. 달리 말하면, 새로운 빔포머 지연들은 빔포머 지연들에서 보호 커버 지연들을 뺀것과 동일하다.

수학식 4

$$T_{new} = T_{BF} - T_c.$$

임의의 결과적인 새로운 빔포머 지연들이 음인 경우, 일정한 지연은 모든 지연들을 양으로 만들기 위해 모든 빔포머 채널들에 더해질 수 있다. 예를 들면, 도 12에서, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)는, 대표적인 요소(1204)에 걸쳐 두께가 h_{1204}이고 대표적인 요소(1206)에 걸쳐 두께가 h_{1206}이 되도록, 비균일성을 갖는 보호 커버(206)에 의해 덮혀진다. 그뒤, 대표적인 요소(1204)로부터 참조 플레인(plane)(1202)까지의 전체 전파 지연은 수학식 5와 같다.

수학식 5

$$T_{1204} = \frac{h_{ref}}{v_b} + h_{1204} \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right)$$

그리고, 대표적인 요소(1206)으로부터 참조 플레인(1202)까지의 전체 전파 지연은 수학식 6과 같다.

수학식 6

$$T_{1206} = \frac{h_{ref}}{v_b} + h_{1206} \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right)$$

빔포머 지연들을 계산하기 위한 상술된 절차는 가장 통상적으로 마주치는 동작 조건들하에서 양호한 포커싱을 생성하는데 충분한다. 그러나, 상기 절차에서 암시하고 있는 것은 보호 커버(206)에 의해 발생된 지연들의 구경(aperture)을 가로지르는 변경들이 모든 조종각들 및 포커스 깊이들에 대해 동일하다는 근사치이다.

이 근사치는, 트랜스듀서 페이스와 관련된 빔 조종 각이 약 45도보다 더 크다면, 또는 트랜스듀서(202)의 액티브 구경 소망의 포커스 지점에 대한 거리보다 더 크다면, 또는 보호 커버(206)가 투사하는 초음파 에너지의 약 3배의 파장보다 더 큰 두께를 갖는다면, 또는 곡률 반경이 그것이 발생하는 영역의 약 3배의 폭보다 적은 영역들을 보호 커버(206)가 갖는다면, 충분히 정확하게 되지 않을 수 있다.

이 효과의 일 예는 도 11에 도시되어 있다. 이러한 관점에서, 음파 에너지는 레이(ray;1103)를 따라 요소(1102)로부터 타겟(1120)으로 전파되고, 레이(1113) 및 굴절된 레이(1114)를 따라 요소(1112)로부터 타겟(1120)으로 전파한

다. 음파 에너지는 또한, 레이(1104) 및 굴절된 레이(1105)를 따라 요소(1102)로부터 제2 타겟(1140)으로 전파되고, 레이(1115) 및 굴절된 레이(1116)를 따라 요소(1112)로부터 제2 타겟(1140)으로 전파될 수 있다. 상기 설명은 실측이 아니더라도, 보호 커버(206) 및 바디를 통한 전파 경로 길이들이 2개의 다른 타겟들에 대해 다를 수있고, 이러한 차이들은 2개의 트랜스듀서 요소들(1102,1112)에 대해서 다를 수 있음은 명확할 것이다. 결과적으로, 보호 커버(206)를 통한 지연들(T_C)은 요소 위치뿐 만 아니라 타겟 위치의 함수가 된다. 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진자들은, 도 11에 제시된 도면은 설명을 위해 단순화되어 제공되었음을 이해할 것이다. 개별적인 트랜스듀서 요소들은 그들 자체에 의해 포커싱할 수 없다. 영상 처리 시스템(204)의 제어하에서 함께 활동하는 복수의 액티브 트랜스듀스 요소들은 구경(aperture)을 가로지르는 음파 빔을 포커싱하도록 만들어질 수 있다.

이제, 도 4에 도시된 제어가능한 트랜스듀서 요소들의 2차원 매트릭스에 다시 주의를 기울인다. 도 4에 도시된 배열은 전체적으로 샘플되고, 제어가능한고, 독단적인(제한되지 않고 특정화된) 2차원 지연 프로파일이 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)에 인가되도록 허용한다. 전체적으로 샘플된다는 것은 개별적으로 제어되고 있는 각각의 트랜스듀서 요소(404,412,414)에 관한 용어이다. 그러한 배열의 바람직한 실시예들에서, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)의 각각의개별적인 트랜스듀서 요소는 중앙 제어기(310)으로부터 동일한 방식의 제어신호를 수신한다.

2차원 트랜스듀서 요소 어레이 구경의 지연 프로파일은 독단적인이고, 전체적은 샘플되고, 구경의 양쪽 모든 차원들의 제어가능한 함수이다. 따라서, 지연 프로파일은 보호 커버(206)의 임의의 형상에 대해 보상하도록 조절될 수 있어서, 보호 커버(206)의 형상이 영상화될 바디(30), 요구할 수 있는 인체공학의 질들 또는 앞서 논의된 바와 같은 다른 특성들과의 최적의 접촉을 영상의 질을 저하시키는일 없이 제공하도록 특정화되도록 할 수 있다.

이제, 도 5a 및 5b를 참조하면, 트랜스듀서(202)의 일부 바람직한 실시예들은 더 상세히 설명될 것이다. 도 5a에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(202)는 바디(208) 및 형상화된 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)를 포함한다. 도시된 바와 같이, 2차원 요소 어레이(502)는 복수의 트랜스듀서 요소들(408,412)(도시된 경우에는 2개가 식별됨)을 포함할 수 있다. 바디(208)는 바람직하게는, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)를 경유하여 음파 에너지의 송신 및/또는 수신을 활용하도록 요구된 하나 또는 그 이상의 다양한 구성요소들을 수용하도록 구성된다. 본 설명에서, 노우즈(210) 및 보호 커버(206)는 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)를 드러내도록 제거되어짐을 알아야 한다. 도 5a의 부분적인 측단면도에서 도시된 바와 같이, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)는 원통형의 형상이 될 수 있다. 구형상의 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)는, 트랜스듀서(202)가 요구될 수있는 바와 같은 인간 바디의 다양한 표면들과의 밀접한 접촉으로 유지할 필요가 있는 애플리케이션들에 대해 선택될 수 있음을 이해해야 한다.

더욱이, 바디(208)는 영상 처리를 실행하기 위해 트랜스듀서(202)의 적절한 위치화를 용이하도록 인체공학적으로 설계될 수 있다. 바디(208)는 오퍼레이터의 손에 의해 잡혀지도록 적절하게 적응되는 중개부(intermediate portion;504)를 포함한다. 더욱이, 바디(208)는 트랜스듀서 전자공학을 보호할 뿐만 아니라 트랜스듀서(202)가 소노그래퍼에 대해 용이하게 붙잡도록 하는 특성들을 갖는 재료에 의해 덮혀질 수 있다.

도 5a에 도시된 실시에에서, 바디(208)는 보호 커버 돌출부(506)를 포함하며, 이는 바람직하게는, 보호 커버(206;도시하지 않음)을 속박하도록 적응된 중개부(504)로부터 외부 형상으로 방사상으로 나팔꽃 모양으로 벌어진다. 트랜스듀서(202)의 인접 단부(proximal end), 즉 대향단부(506;end opposite portion)에서, 첨두 또는 목부(512)가 제공된다. 상기 부(512)는 전기선(520)을 수신하기 위한 구경(aperture)을 규정한다. 상기 선(520)은 트랜스듀서(202)와 영상 처리 시스템(204;도시하지 않음) 사이에 전기 통신을 용이하게 하도록 적응된다.

보호 커버들(206)의 다양한 형상들은 아래에 형상화된 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)를 보호 및 차폐하기 위해 이용될 수 있다. 바람직한 형상들은 적당한 음파 결합을 제공하기 위해 아래에 놓인 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502)와 밀접하게 관련될 것이다. 영상의 질과 환자의 편안함뿐만 아니라, 소노그래퍼 사용의 경우에 대해서, 보호 커버(206)와 환자 사이의 양호한 환자 접촉을 증진시키기 위한 요구 같은 다양한 상황들은 예를 들면, 특정 초음파 검사들에 더 요구될 수 있는 특정 형상들을 만들 수 있다. 예를 들어, 어떤 실시예들에 있어서, 보호 커버(206)는 환자의 음파 윈도우와의 트랜스듀서(202)의 편리한 정렬을 용이하게 하도록 물리적으로 구성될 수 있다. 특히, 그러한 보호 커버(206)는 바람직하게는, 트랜스듀서(202)로부터 외부로 연장하는 곡률진 표면들을 포함한다. 이 구성은 환자의 인접한 늑골들에 의해 규정된 음파 윈도우 같은 음파 윈도우와 관련된 보호 커버(206)의 편리한 위치화를 용이하게 하는 경향이 있다. 더 구체적으로는, 곡률진 표면들은 전형적으로 늑골들을 보증하고 음파 윈도우와의 조직 인게이지먼트 표면(tissue-engagement surface)을 정렬하는 경향이 있다. 이하 후술하는 바와 같이, 조직 인게이지먼트 표면은 다양한 구성들로 제공될 수 있다.

도 5b에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(202)는 바디(208) 및 형상화된 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(552)를 포함한다. 도시된 바와 같이, 상기 2차원 어레이(552)는 복수의 트랜스듀서 요소들(408,412)(도시된 경우에 대해서는 2개로 규정됨)을 포함할 수 있다. 여기서, 이전에 도면들에서 처럼, 노우즈(210) 및 보호 커버(206)는 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(552)를 드러내도록 제거되어진다. 도 5b의 측면도에 도시된 바와 같이, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(552)는 실질적으로 구형상이 될 수 있다. 구형상의 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(552)는 트랜스듀서(202)가 요구될 수 있는 바와 같은 인간 바디의 다양한 표면과의 밀접한 접촉으로 유지될 필요가 있는 애플리케이션들에 대해 선택될 수

있다. 도넛 형상 또는 다른 곡률진 표면들(예를 들면, 안장(saddle) 표면)을 갖는 2차원 트랜스듀서 요소 어레이들(402)이 가능하며, 도 4에 도시된 평면의 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(402)와 관련된 것 보다 가볍게 수정된 빔포밍을 이용할 수 있음을 이해해야 한다.

2차원 트랜스듀서 요소 어레이들을 갖는 초음파 영상화에 대한 개선된 방법을 도시하는 도 6을 이제부터 참조한다. 이 경우, 초음파 영상화(600)에 대한 방법은 여기서는 '시작'으로 표시된 단계(602)로 시작한다. 초음파 영상화(600)에 대한 방법은 환자의 바디 내에서 관심 영역을 음파적으로 조명하기 위하여 단계(604)에 표시된 바와 같이 형상화된 트랜스듀서에 일련의 시간 지연된 송신 신호들을 제공한다. 시간 지연들은 도 10에 도시된 포커싱 기하학(focusing geometry) 및 보호 커버(206)를 통한 전파를 유발하는 지연 프로파일의 임의의 다양성을 기초하여 계산된다.

초음파 영상화(600)에 대한 개선된 방법에 따르면, 발생된 초음파 에너지는 단계(606)에서 도시된 바와 같이, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502,552, 등)의형상을 밀접하게 반사하도록 구성될 수 있는 보호 커버(206)를 통해 전파된다. 대체 실시예들에서, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이는 비균일한 두께의 포개진 보호 커버(206)와 실질적으로 평판할 수 있다.

앞서 설명한 바와 같이, 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502,552)의 형상은 환자의 편안함, 소노그래퍼 인체공학, 환자의 이용가능한 음파윈도우뿐만 아니라 다른 요소들의 호스트(host)를 포함하는 많은 요소들을 기초하여 선택될 수 있다.

그 다음, 단계(608)에서, 수신된 초음파 에코들은 단계들(604,606)에서 설명된 송신 기능을 수행하기 위해 이용된 동일한 2차원 트랜스듀서(202)에 의해 바람직하게 포착 및 처리된다. 일단 수신된 초음파 에코들이 트랜스듀서(202)에 의해 전압파형으로 변환되어지면, 수신된 에코들은 단계(610)에 표시된 바와 같이 소망의 환장의 조직들을 디스플레이하도록 초음파 영상 시스템(204)을 포커싱하기 위해 시간 지연될 수 있다. 단계(604)에서 처럼, 시간 지연들은 도 10에 도시된 포커싱 기하학 및 보호 커버(206)를 통한 전파를 유발하는 지연 프로파일에서의 임의의 다양성에 기초하여 계산된다. 방법 단계(604)에서 단계(610)는 진단 초음파 검사를 수행하기 위해 요구된 바와 같이 반복될 수 있음을 이해해야 한다. 입력들에서 발생된 다수의 소노그래퍼 중 어떤 것도 여기서 '끝'이라고 명명된 단계(612)에 의해 표시된 바와 같이, 초음파 영상화(600)에 대한 방법을 종료하는데 이용될 수 있다.

도 7a에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(700)는 바디(702) 및 보호 커버(706) 를 포함한다. 보호 커버(706)는 일반적으로 구형상의 조직 인게이지먼트 표면(712)을 포함하며, 예를 들면, 상기 조직 인게이지먼트 표면은 일반적으로 구형상의 일부분으로써 형성된다.

도 7a에 도시된 바와 같이, 보호 커버(206)의 외부 표면 및 조직 인게이지먼트 표면(712)은 환자와 소노그래퍼 모두에게 편안함을 제공하도록 형상화된다. 선택된 특정 형상은 검사 타입, 환자의 해부조직의 크기 및/또는 다른 요소들에 좌우될 수 있음을 이해해야 한다. 그렇게 구성된 이 실시예는 트랜스듀서(702)로부터 음파 에너지를 송신할 수 있고, 그 밖에 트랜스듀서(702)의 수직축(716)에 대해 어떤 각도에서, 일반적으로 동일한 시간에 걸치는 경로를 따르는 에너지를 전파할 수 있다. 바람직하게는, 조직 인게이지먼트 표면(712)의 길이(X_7)는, 적절한 양의 음파 에너지가 트랜스듀서(702)로부터 바디(30)로 전파될 수 있도록, 바디(30)와의 채용의 적절한 단면 영역을 제공하기 위해 접촉된다.

도 7b에 도시된 바와 같이, 도 7a에 도시된 다양한 실시예의 복합 기하학 구조가 개시된다. 더 상세하게는, 도 7b에 도시된 바와 같이, 보호 커버(706)는 (평면 상으로) 주로 반경(R_1)에 의해 규정된 조직 인게이지먼트 표면(712)을 포함한다. 곡률의 반경(R_1)에 의해 규정된 표면은 곡률 반경들(R_2)에 의해 규정된 표면에 대하여 그 끝단들 각각에서 변형된다. 바람직하게는, 가장 높은 편안한 레벨을 유지하면서, 반경들(R_2)은 환자와의 양호한 결합을 허용하는 길이들에 의해 규정된다. 반 경들(R_2)이 반경(R_1)의 길이보다 다소 짧게 도시되었지만, 도 7a에 제시된 바와 같이 보호 커버(706)의 외부 표면에 의해 형성된 실질적으로 구형상의 조직 인게이지먼트 표면을 포함하는 가능한 상관관계들의 호스트(host)가 있다.

도 8a는 트랜스듀서(800)의 대체 실시예를 도시한다. 트랜스듀서(800)는 바디(802) 및 보호 커버(806)를 갖는다. 보호 커버(806)는, 실질적으로 아래에 놓인 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(도시하지 않음)의 형상을 따르는 음파적으로 비포커싱 보호 커버(806)로써 구성된다. 바람직하게는, 보호 커버(806)는 실린더의 일부분을 닮은 형상화된 조직 인게이지먼트 표면(812)을 갖는다.

도 8a에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(802)는 음파 에너지의 전파를 용이하게 하기 위해 선택된 폭(X_8)을 갖는 조직 인게이지먼트 표면(812)을 형성하도록 구성될 수 있다. 그러나, 도시된 바와 같이, 상기 폭은 또한, 적절하게 선택된 음파 윈도우를 활용하도록 선택될 수 있다. 더 상세하게는, 만약 보호 커버(806)가 흉부의 음파 영상화 절차 동안 이용되는 경우, 폭(X_8)은 영상화될 바디(30)의 인접하게 배치된 늑골들, 예를 들면, 늑골들(832,834) 사이에서 트랜스듀서 위치화를 개산하기 위한 시도로 선택될 수 있다. 그렇게 위치화되어, 늑골들 사이 및 더 깊은 바디 내부에서의

트랜스듀서로부터의 음파 에너지의 효율적인 전파가 이용될 수 있다. 도 8a에 도시된 바와 같이, 보호 커버(806)는 늑골들(832,834)에 의해 형성된 음파 윈도우를 통해 음파 어네지를 효율적으로 전파하기 위해 실질적으로 원통형일 수 있다.

도 7b에서 트랜스듀서(702)의 실질적으로 구형상의 실시예에 관하여 앞서 설명한 바와 같이, 측면(도 8b)을 볼때, 보호 커버(806)의 외부 표면 상에 형성된 조직 인게이지먼트 표면(812)은 곡률 반경(R_3)에 의해 규정될 수 있다. 조직 인게이지먼트 표면 변화의 각각의 끝은 반경(R_3)로부터 길이에 있어서 수정되는 곡률반경(R_4)에 의해 규정될 수 있다. 도 8b에 도시된 보호 커버(806)는 R_4가 R_3보다 적은 경우를 나타낸다. 그렇게 제공된 조직 인게이지먼트 표면(812)은 조직 채용 영역에 걸쳐 상대적으로 평평해진 표면을 제공한다. 따라서, 조직 인게이지먼트 표면(812)은, 유리하게는, 그 중에서 기하학적으로 제한된 늑골 접근 포인트들을 활용하도록 시도하면서, 근접한 최적의 전파 매체를 제공하는 것처럼 보여질 수 있다.

조직 인게이지먼트 표면들(712,812)을 형성하기 위해 기대된 보호 커버들(706,806)의 외부 표면들은 일반적으로 곡률져 있고, 음파 윈도우와의 조직 인게이지먼트 표면의 정렬을 용이하게 할 수 있다. 더 상세하게는, 조직 인게이지먼트 표면이 적절한 크기일 때, 보호 커버들(706,806)의 외부 표면들은 늑골들, 예를 들면 늑골들(832,834)을 채용하려는 경향이 잇고, 그에 의해 조직 인게이지먼트 표면이 늑골들 사이에 움푹들어가도록 할 수 있다. 따라서, 상기 표면들은 조직 인게이지먼트 표면을 음파 윈도우와 정렬하려는 경향이 있다. 곡률진 표면들은 또한, 비곡률진 표면이 위치화에 있어서 불편하게 하는 경향이 있을 수 있는 반면, 영상 처리 동안 환자의 편안함을 강화할 수 있다.

보호 커버 참조번호 706(도 7b)를 포함하며 참조번호 806(도 8b)는 단지 일예로써 제시되었음을 이해해야 한다. 개선된 트랜스듀서의 어떤 실시예들은 X,Y 및 Z 차원들(도 5a, 5b, 10)을 참조)에 걸쳐 변하는, 복잡한 보호 커버 및 2차원 트랜스듀서 요소 어레이(502,522)를 배열하기 위해 요구될 수 있다. 그러한 모든 변경들은 개선된 초음파 트랜스듀서의 범위내에서 예상될 수 있다.

산업상 이용 가능성

도 9에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(202)의 바람직한 실시예는 대표적인 음파 윈도우와의 인게이지먼트를 동작에 대해 도시된다. 예를 들면, 트랜스듀서는, 예를 들면, 심장(906)의 초음파 영상을 가능하게 하기 위해, 대표적인 흉관부(904)의 늑골 접속 지점 또는 음파 윈도우(902)에 적절하게 위치화된다. 도 9에 도시된 바와 같이, 늑간부(intercostal) 접속 지점들은 기하학적으로 제한된구조들이 되는 경향이 있다. 즉, 늑골 접속 지점들은 음파 에너지가 전파될 수 있는 경계영역을 제공한다(음파 에너지는 영상화에 유용하게 하기 위해 뼈를 관통할 수는 없다.). 보호 커버들(706,806)의 형상화로 인해, 골질의 흉부(bony thorax) 내의 조직들의 초음파 영상을 제공하도록 늑골 접속 지점들을 활용하는 능력이 잠재적으로 증가된다. 더욱이, 바디의 것과 매우 유사한 음파 임피던스를 갖는, 보호 커버(706,806)의 재료(들)는 늑골 접속 지점을 통해 전파된 음파 에너지의 양을 강화하는 경향이 있다. 앞서 설명한 바와 같이, 음파 에너지는 심장의 구조들을 적절하게 영상화하도록 송신 및 수신 모드들 모두에 있어서, 측면 및 높이 차원들 모두에서 전자적으로 포커싱될 수 있다.

상술한 개선된 초음파 트랜스듀서의 실시예들, 특히, 임의의 '바람직한' 실시예들은 단지 실시화에 대한 가능한 예들일 뿐이며, 트랜스듀서의 원리들을 명확하게 이해야기 위해 제공되었을 뿐이라는 사실이 강조되어야 한다. 본 발명의 정신 및 원리들을 실질적으로 벗어나지 않고, 다양한 변경들 및 수정들이 개선된 초음파 트랜스듀서의 상술한 실시예(들)에 대하여 이루어질 수 있다.

예를 들면, 본원에서는 트랜스듀서(202)는 환자와 같은, 의학 장비들에서 이용되는 초음파 영상 시스템(204)과 관련되어 설명되어 졌지만, 그러한 시스템들은 당연히 다양한 다른 응용들에서 이용될 수도 있다. 추가적으로, 본원에서는 보호 커버(206)와 관련된 다양한 표면들이 음파 윈도우에 관한 트랜스듀서(202)의 편리한 위치화를 가능하게 하도록 설명되었다. 다른 실시예들에서, 하나 또는 그 이상의 이러한 표면들은 트랜스듀서의 노우즈 상에서 처럼, 유사한 기능성을 제공하기 위해 트랜스듀서 바디의 일부로써 형성될 수 있다. 그러한 모든 수정들 및 변경들은 본 발명 및 이 상세한 설명의 범위 내에서 포함되고 후술되는 청구의 범위에 의해 보호되도록 의도되어졌다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

음파 영상 시스템에 있어서,

2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이를 포함하는 트랜스듀서(transducer)로서, 상기 트랜스듀서는 트랜스듀서 바디와 일치하도록 구성된 보호 커버를 가지며, 상기 보호 커버는, 상기 보호 커버에서 입사하는 음파 에너지가 상기 보

호 커버에 의해 기계적으로 진행되도록 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 위에 포개지며, 상기 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이는 상기 보호 커버 및 상기 트랜스듀서 바디에 의해 싸여지는, 상기 트랜스듀서와,

상기 보호 커버를 통해 송신된 음파 에너지가 전자적으로 포커싱되도록 시간에 걸쳐 상기 보호 커버를 통해 음파 에너지를 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이가 발생 및 송신하도록, 복수의 개별화된 여기 신호들을 시간에 걸쳐 상기 복수의 트랜스듀서 요소들에 제공하도록 구성된 상기 트랜스듀서에 결합된 영상 처리 시스템을 포함하는, 음파 영상 시스템.

청구항 2.
제1항에 있어서,

상기 보호 커버는 음파 재료를 포함하며, 상기 음파 재료는 영상화될 바디의 음파 임피던스에 대응하는 음파 임피던스를 나타내는, 음파 영상 시스템.

청구항 3.
제1항에 있어서,

상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이의 차원들 중 적어도 하나는 굴곡진, 음파 영상 시스템.

청구항 4.
제1항에 있어서,

상기 보호 커버는 비균일한 두께로 구성되는, 음파 영상 시스템.

청구항 5.
제1항에 있어서,

상기 보호 커버는 대략 1.3MRayl와 1.7MRayl 사이의 음파 임피던스를 갖는, 음파 영상 시스템.

청구항 6.
제1항에 있어서,

상기 보호 커버는 조직 인게이지먼트 표면(tissue-engagement surface)을 갖는 트랜스듀서-인게이지먼트를 가지며, 상기 트랜스듀서-인게이지먼트 단부는 트랜스듀서 바디를 인게이징하도록 구성되고, 상기 조직 인게이지먼트 표면은 실질적으로 원통형 표면의 일부를 형성하는, 음파 영상 시스템.

청구항 7.
제6항에 있어서,

상기 조직 인게이지먼트 표면은 실질적으로 구형 표면의 일부를 형성하는, 음파 영상 시스템.

청구항 8.
제1항에 있어서,

상기 트랜스듀서 바디는 오퍼레이터의 손에 의해 붙잡혀지도록 인체공학적으로 만들어진, 음파 영상 시스템.

청구항 9.
제1항에 있어서,

상기 보호 커버는 반복적인 움직임 손상을 발현하는 소노그래퍼(sonographer)의 가능성을 줄이는 형상을 갖는, 음파 영상 시스템.

청구항 10.
제1항에 있어서,

상기 영상 처리 시스템은 상기 보호 커버에 의해 유발된 비균일한 음파 지연들에 대해 보상함으로써 타겟에서 송신된 음파 에너지를 전자적으로 포커싱하는, 음파 영상 시스템.

청구항 11.
제10항에 있어서,

상기 전자 보상은 상기 타겟 포인트의 위치의 함수인, 음파 영상 시스템.

청구항 12.
제1항에 있어서,

상기 영상 처리 시스템은 복수의 트랜스듀서 요소들로부터 복수의 개별화된 수신 모드 신호들을 수신하며, 상기 수신 모드 신호들은 상기 보호 커버를 가로지르는 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이의 복수의 트랜스듀서 요소들에 서 입사 음파 에너지를 나타내는, 음파 영상 시스템.

청구항 13.
제12항에 있어서,

상기 영상 처리 시스템은 상기 보호 커버를 통해 수신된 상기 음파 에너지를 전자적으로 포커싱하는, 음파 영상 시스템.

청구항 14.
제13항에 있어서,

전자 포커싱은 상기 보호 커버에 의해 유발된 상기 비균일 음파 지연들에 대한 보상을 포함하는, 음파 영상 시스템.

청구항 15.
제13항에 있어서,

상기 전자 보상은 상기 타겟 포인트의 위치의 함수인, 음파 영상 시스템.

청구항 16.
제15항에 있어서,

영상화될 바디의 음파 윈도우를 엑세싱하기 위한 수단을 더 포함하는, 음파 영상 시스템.

청구항 17.
제16항에 있어서,

상기 엑세싱하는 수단은 환자 바디의 인접하게 배치된 늑골들 사이에 상기 트랜스듀서 배치를 포함하는, 음파 영상 시스템.

청구항 18.
환자를 음파적으로 영상화하는 방법에 있어서,

2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이를 갖는 트랜스듀서를 제공하는 단계로서, 상기 트랜스듀서는 트랜스듀서 바디와 일치하도록 구성된 보호 커버를 가지며, 상기 보호 커버는, 상기 보호 커버로부터 및 상기 바디내에 송신된 음파 에너지가 상기 보호 커버에 의해 기계적으로 진행되도록, 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 위에 포개지며, 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이 및 상기 보호 커버는 환자의 불편함을 줄이도록 형상화된, 상기 트랜스듀서를 제공하는 단계와,

상기 보호 커버를 가로지르는 음파 송신 파들을 전자적으로 포커싱하기 위해 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이의 개별적인 트랜스듀서 요소들을 개별적으로 제어하도록 복수의 시간 지연된 송신 신호들을 발생시키는 단계와,

상기 보호 커버를 가로지르는 음파 수신 에코들을 전자적으로 포커싱하기 위해 상기 2차원 트랜스듀서 요소 매트릭스 어레이의 개별적으로 제어가능한 개별적인 트랜스듀서 요소들에서 복수의 시간 지연된 응답 에코들을 수신하는 단계를 포함하는, 환자를 음파적으로 영상화하는 방법.

청구항 19.

제18항에 있어서,

영상을 발생시키기 위해 상기 반사된 음파 에코들을 처리하는 단계를 더 포함하는, 환자를 음파적으로 영상화하는 방법.

청구항 20.
제18항에 있어서,

환자의 음파 윈도우를 엑세싱하는 단계와,

상기 보호 커버를 통해 및 상기 음파 윈도우를 경유하여 상기 환자에 음파 에너지를 송신하는 단계를 더 포함하는, 환자를 음파적으로 영상화하는 방법.

청구항 21.
제18항에 있어서,

상기 발생 및 수신하는 단계는, 높이 차원에서 상기 음파 에너지를 전자적으로 포커싱하는 단계와,

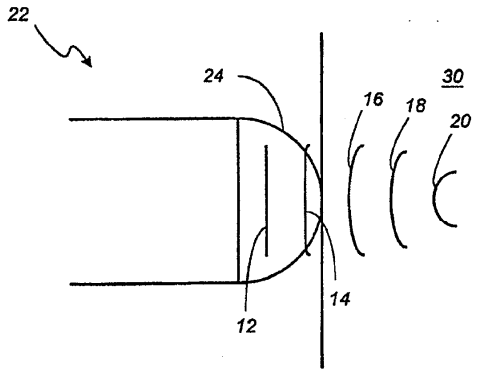
측면 차원에서 상기 음파 에너지를 전자적으로 포커싱하는 단계를 포함하는, 환자를 음파적으로 영상화하는 방법.

청구항 22.
제20항에 있어서,

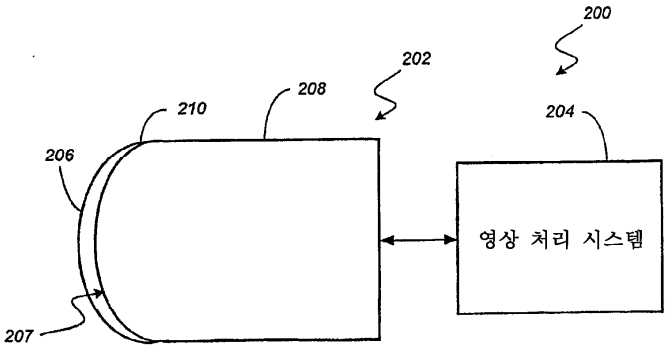
상기 음파 윈도우를 엑세싱하는 단계는 상기 환자의 인접하게 배치된 늑골들 사이에 형성된 음파 윈도우를 포함하는, 환자를 음파적으로 영상화하기 위한 방법.

도면

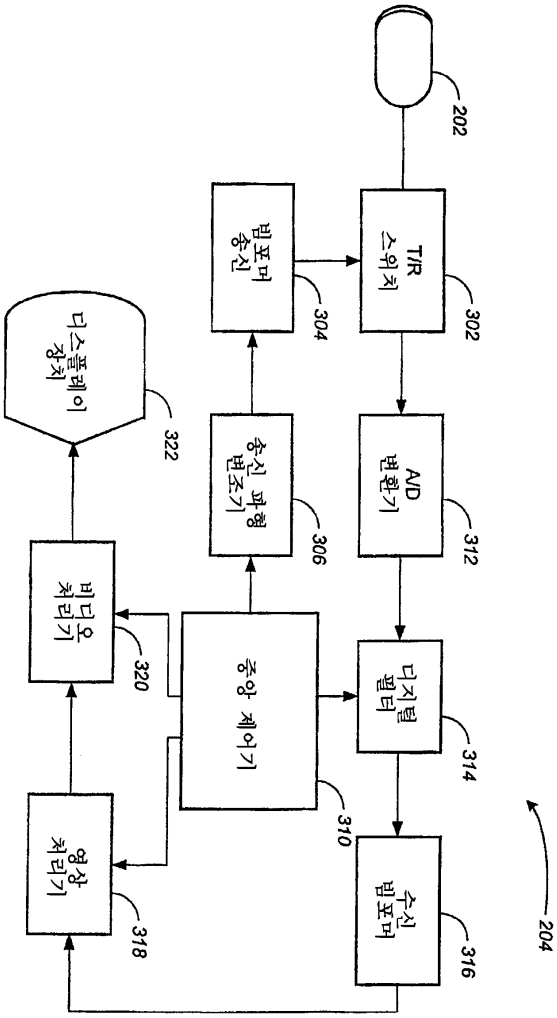
도면1



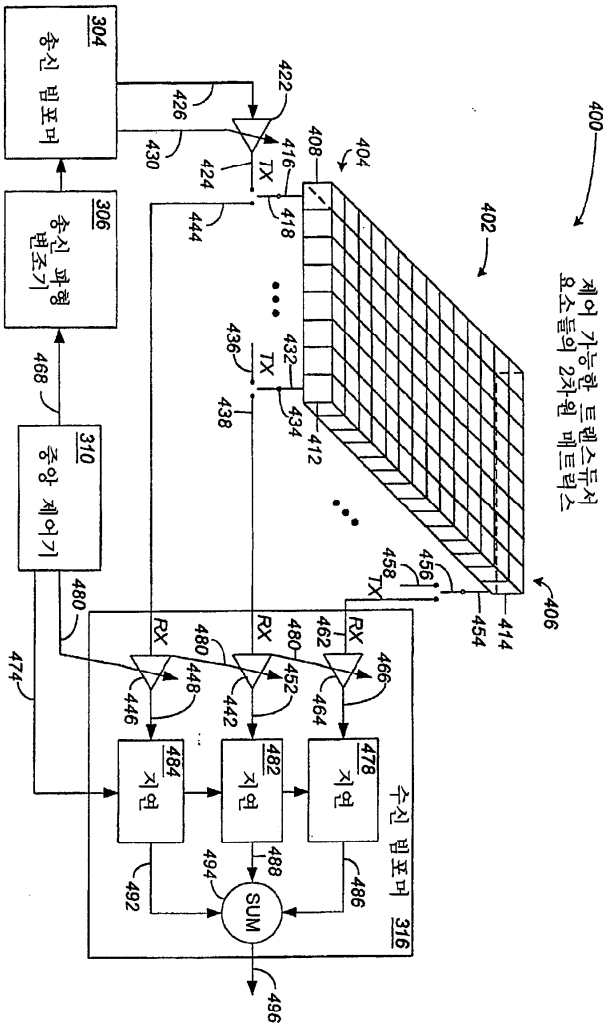
도면2



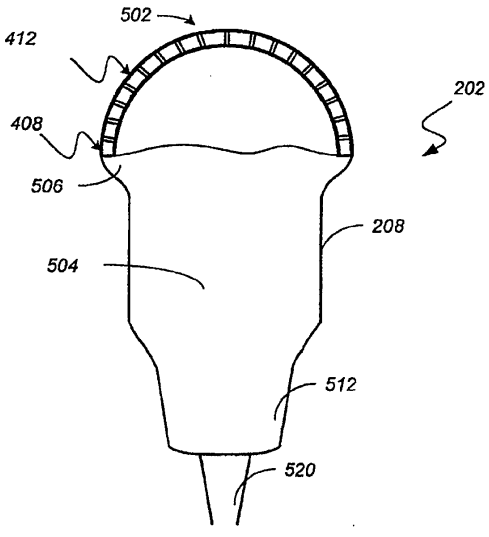
도면3


202
T/R 스위치
302
빔포머 송신
304
송신 파형 변조기
306
A/D 변환기
312
디지털 필터
314
수신 빔포머
316
중앙 제어기
310
비디오 처리기
320
영상 처리기
318
디스플레이 장치
322
204

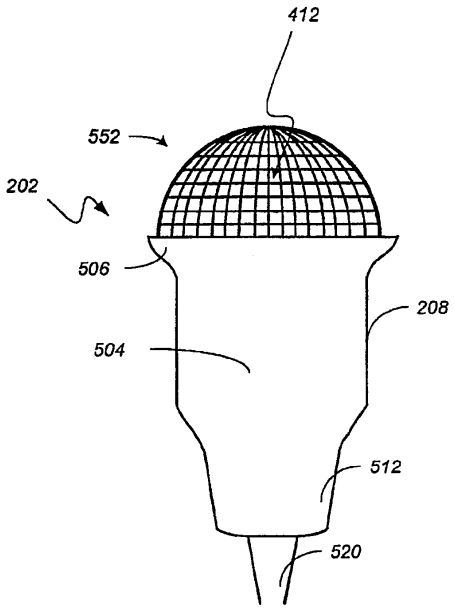
도면4


304
송신 빔포머
306
송신 파형 변조기
310
중앙 제어기
400
제어 가능한 트랜스듀서 요소들의 2차원 매트릭스
402
404
406
408
412
414
416
418
422
424
426
430
432
434
436
438
444
454
456
458
460
462
466
468
474
480
TX
RX
수신 빔포머 316
478
지연
482
지연
484
지연
486
488
492
494
SUM
496

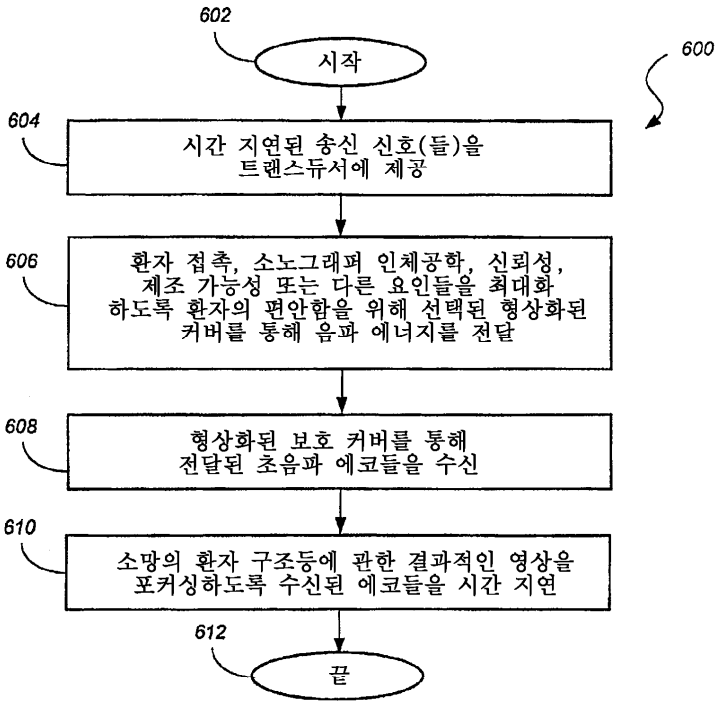
도면5a


502
412
408
506
504
202
208
512
520

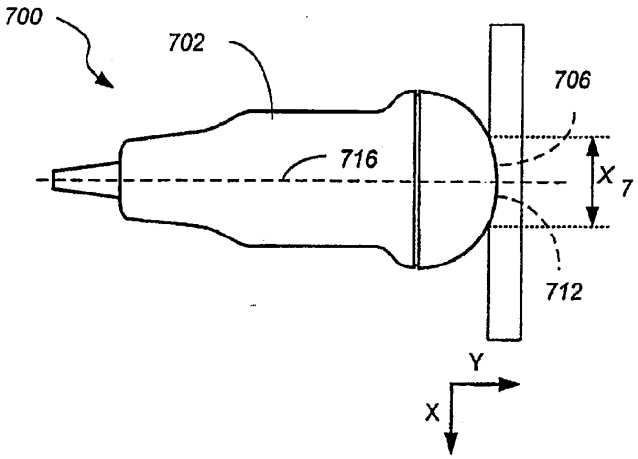
도면5b



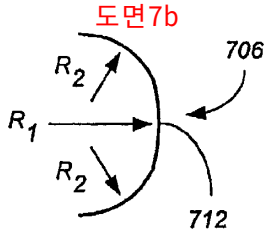
도면6



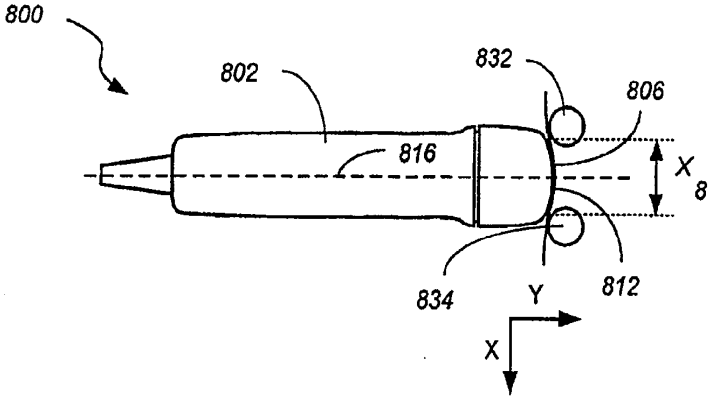
도면7a



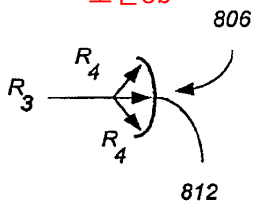
도면7b



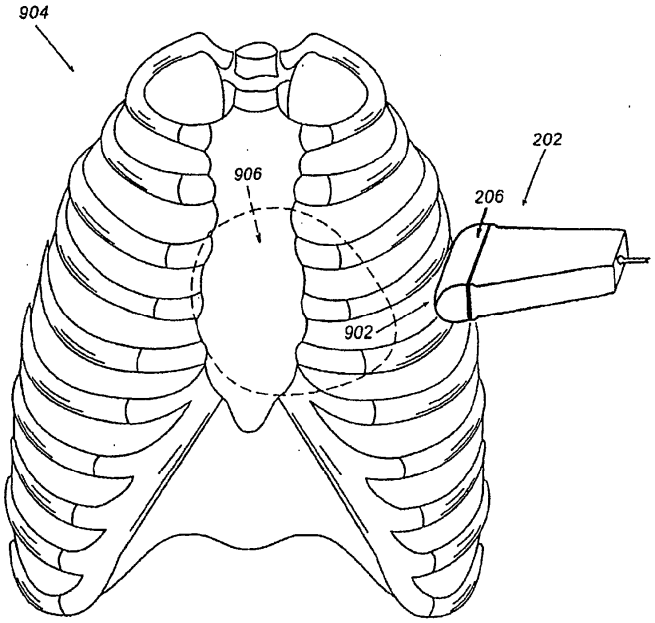
도면8a



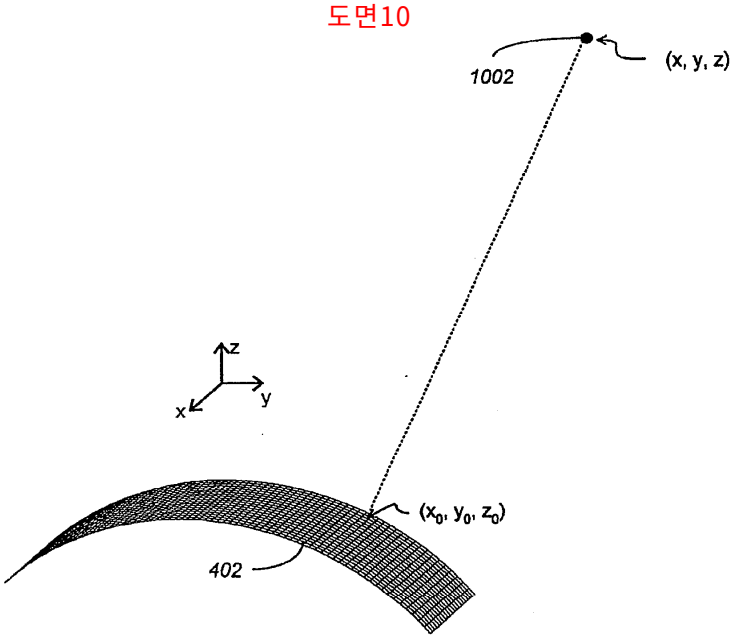
도면8b



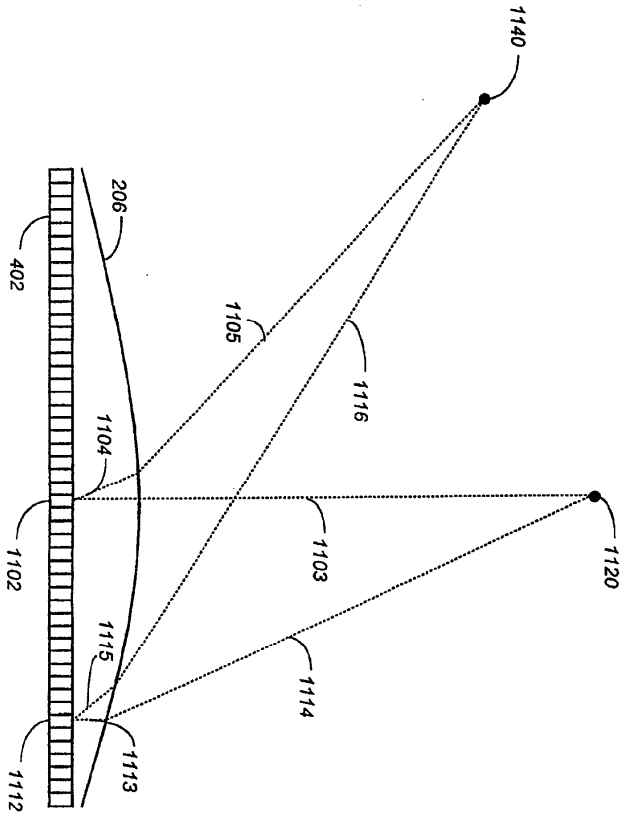
도면9



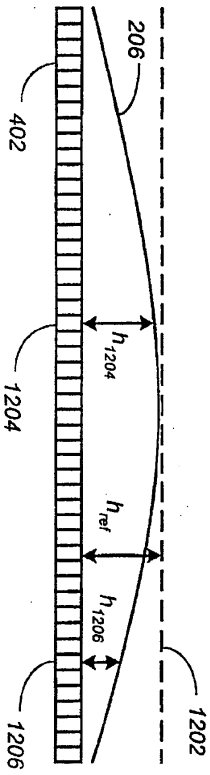
도면10


1002
(x, y, z)
z
x
y
(x0, y0, z0)
402

도면11


1140
206
402
1105
1116
1104
1102
1103
1120
1115
1114
1113
1112

도면12



专利名称(译)	超声波换能器		
公开(公告)号	KR1020040014982A	公开(公告)日	2004-02-18
申请号	KR1020037002949	申请日	2002-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
当前申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	OSSMANN WILLIAMJ		
发明人	OSSMANN,WILLIAMJ.		
IPC分类号	G01S7/521 G10K11/34 H04R17/00 A61B8/06 G01N29/24 G10K11/02 G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8925 A61B2562/0204 A61B8/06 G01S15/8927 G10K11/02 A61B8/13 G01S15/892 G10K11/34 G01S7/52079 A61B2562/046 A61B8/4281 A61B8/4494		
代理人(译)	李，何炳 李昌勋		
优先权	09/919232 2001-07-31 US 60/301282 2001-06-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了声波图像系统。所需的系统包括换能器主体和配置成与之重合的保护盖。换能器包括由于多个换能器元件中可单独控制的换能器元件而形成的二维换能器元件矩阵阵列。保护盖折叠在二维矩阵阵列上，并以入射声波能量传输。优选地，描绘它使得保护盖减少对患者的不便超声波检查者的重复运动损伤。该替代方案的实施例包括描绘的二维换能器元件矩阵阵列。此外，提供了用于改进的超声图像的方法。二维换能器元件矩阵阵列，声能，目标点，保护罩。