(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/00

(11) 공개번호 특2002-0044563
(43) 공개일자 2002년06월15일

(21) 출원번호 10-2002-7005171
(22) 출원일자 2002년04월22일
번역문 제출일자 2002년04월22일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2001/09737
(86) 국제출원출원일자 2001년08월23일
(87) 국제공개번호 WO 2002/17298
(87) 국제공개일자 2002년02월28일

(81) 지정국 국내특허 : 일본, 대한민국,
EP 유럽특허: 오스트리아, 벨기에, 스위스, 사이프러스, 독일, 덴마크, 스페인, 핀랜드, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투칼, 스웨덴, 터어키,

(30) 우선권주장 09/645,872 2000년08월24일 미국(US)
09/908,996 2001년07월18일 미국(US)

(71) 출원인 코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.
요트.게.아. 롤페즈
네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보드스베그 1

(72) 발명자 파워스제프리이.
네덜란드,아아아인드호펜5656,홀스틀란6
애버큐미칼라키스
네덜란드,아아아인드호펜5656,홀스틀란6
브루스매튜
네덜란드,아아아인드호펜5656,홀스틀란6
스키바대니엠.
네덜란드,아아아인드호펜5656,홀스틀란6

(74) 대리인 이병호

심사청구 : 없음

(54) 동적 마이크로빔형성을 갖는 초음파 진단 영상화 시스템

요약

2차원 어레이 트랜스듀서를 사용하여 용적 측정 영역을 영상화하기 위한 초음파 진단 방법 및 장치가 개시되어 있다.

초음파 프로브는 그 프로브에서 어레이의 소자들의 그룹들로부터 신호들을 빔형성하기 위한 2D 어레이 트랜스듀서 및 마이크로빔형성기들을 포함한다. 마이크로빔형성기들은 소자들의 그룹 또는 " 패치" 에 의해 수신되는 빔들을 동적으로 조종하거나 또는 포커싱할 수 있다. 그 빔형성된 패치 신호들은 빔형성의 최종 단계가 수행되는 초음파 시스템에서, 빔형성기에 결합된다.

대표도

도 16

색인어

2차원 어레이 트랜스듀서, 용적 측정 영역, 초음파 진단, 초음파 프로브, 마이크로빔형성기

명세서

기술분야

본 발명은 초음파 진단 영상화 시스템에 관한 것이며, 특히, 동적 포커싱이 가능한 프로브 내에 마이크로빔형성기들을 초음파 시스템들에 관한 것이다.

배경기술

초음파 시스템들은 현재 신체의 3차원(용적 측정) 영역들의 영상들을 생성하는 데 사용할 수 있다. 3차원 영상을 형성하기 위해, 영상화된 용적 측정 영역을 음향적으로 주사하는데 필요하다. 3차원 체적들을 주사하는 종래 기술의 시도들은 전자적으로 영상 평면을 주사할 수 있는 표준 1차원 어레이 트랜스듀서들을 일반적으로 사용해왔다. 트랜스듀서는 용적 측정 영역들 통해서 주사 평면을 스위핑(sweep)하기 위해 고도 차원(elevation dimension)으로 기계적으로 주사된다. 이어서 요구되는 평면들이 얻어진 영역의 3차원 영상을 형성하기 위해서 조립된다.

기계적으로 스위핑된 시스템들의 문제점은 전체 용적 측정 영역으로부터의 에코 신호들이 실시간 영상화하기에 충분히 신속하게 얻어질 수 없다는 것이다. 실시간 영상화동안, 전자적으로 조종되는 2차원(2D) 어레이를 사용하는 것이 바람직하다. 전자 조종의 속도는 실시간 영상을 생성하기에 충분히 신속하게 완전히 주사될 용적 측정 영역을 허용한다. 그러나, 2D 어레이가 수백 또는 수천개의 트랜스듀서 소자들을 가질 수 있다. 이어서, 각각의 트랜스듀서 소자에 대한 시스템 빔형성기에 도체를 갖는 프로브 케이블(probe cable)이 비실용적일 수 있다. 이 문제에 대한 해결책은 프로브에서 빔형성하는 것의 일부를 제공하여, 실용적 크기의 케이블을 통해 전도될 수 있는 부분적으로 빔형성된 신호들의 보다 작은 수를 생성하는 것에 있다. 프로브 빔형성은 예를 들어, 미국 특허 제5,027,820호, 제5,229,933호, 제5,997,479호에 도시되어 있다. 그러나, 이러한 특허들에 기재되어 있는 내부-그룹 처리기(intra-group processor)들로서 언급되는 프로브 빔형성기들은 단지 기초적인 조종 또는 포커싱 능력들만을 제공한다. '479 특허에서, 예를 들어, 각각의 내부-처리기는 동일한 지연 프로파일로 로딩되고, 동일한 조종 각도로 각각의 마이크로빔형성기를 제한한다. 대안의 실시예에서, 각각의 처리기는 포커싱을 달성하기에 약간 다른 각도로 그 빔을 조종할 수 있다. 그러나, 이러한 시스템들은 여전히 동적인 조종 및 포커싱이 가능하지 않으며, 고도로 분해된 초음파 영상들의 생성을 가능케한다.

발명의 상세한 설명

본 발명의 원리들에 따라서, 2차원 트랜스듀서 어레이의 소자들의 군들 또는 " 패치들" 에 의해 수신된 빔들을 동적으로 조종 또는 포커싱할 수 있는 초음파 시스템 및 스캔헤드가 제공된다. 바람직한 실시예에서, 동적 포커싱이

필드 깊이로부터의 에코 신호들의 시퀀스가 수신될 때, 패치 요소들에 대한 지연을 진전시키거나 지체시키는 트랜스듀서 소자들의 패치를 위한 마이크로빔형성기가 제공된다. 트랜스듀서 소자들의 각각의 패치로부터 마이크로빔형성된 신호들은 패치 신호들을 사용하여 빔형성을 수행하는 시스템 빔형성기에 전도된다.

도면의 간단한 설명

도 1은 심장의 표면을 횡단하는 심장 동맥들을 예시하는 도면.

도 2는 도 1에 도시된 심장 동맥들의 일부의 혈관조영상을 예시하는 도면.

도 3은 심벽 및 심장 챔버의 일부를 횡단하는 삼차원 체적을 예시하는 도면.

도 4a 내지 도 4c는 도 3의 체적 내측의 심장 부분의 심장 챔버, 심근 및 심장 대동맥의 순차적 침제를 예시하는 도면.

도 5a 및 도 5b는 선형 및 위상형 어레이 트랜스듀서로 삼차원 체적을 " 슬릿-오-비젼(slit-o-vision)" 주사하는 것을 예시하는 도면.

도 6a 및 도 6b는 선형 및 위상형 어레이 트랜스듀서로 삼차원 체적을 기계적으로 주사하는 것을 예시하는 도면.

도 7a 및 도 7b는 이차원 선형 및 위상형 어레이 트랜스듀서로 삼차원 체적을 전자적으로 " 슬릿-오-비젼" 주사하는 것을 예시하는 도면.

도 8은 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 영상화 시스템을 예시하는 도면.

도 9는 스캔헤드와 초음파 시스템 사이의 빔형성의 분할을 예시하는 도면.

도 10a 및 도 10b는 스캔헤드 빔형성기에 의한 상승방향으로의 빔 조종을 예시하는 도면.

도 11a, 도 11b 및 도 11c는 스캔헤드 상승 빔형성기의 다른 실시예들을 예시하는 도면.

도 12는 도 11a, 도 11b 및 도 11c의 상승 빔형성기들과 함께 동작하는 방위 빔형성기를 예시하는 도면.

도 13은 본 발명에 따른 삼차원 주사를 위한 이차원 트랜스듀서 어레이의 평면도.

도 14는 도 13의 트랜스듀서 어레이의 수신 서브-구경(receive sub-aperture)를 예시하는 도면.

도 15a 내지 도 15g는 도 13의 트랜스듀서 어레이의 다른 송신 서브-구경들을 예시하는 도면.

도 16은 도 13의 트랜스듀서 어레이의 트랜스듀서 소자에 의해 수신된 신호를 희망하는 시간 관계로 샘플링하기 위한 스캔헤드 마이크로회로를 예시하는 도면.

도 17은 도 16의 마이크로회로의 상세도.

도 18a는 도 13의 트랜스듀서 어레이에 의해 수신된 신호를 프로세싱하기에 적합한 스캔헤드 마이크로-빔형성기 및 멀티라인 빔형성기 시스템을 예시하는 도면.

도 18b는 시스템 멀티라인 빔형성기와 조합하여 멀티라인 스캔헤드 마이크로-빔형성기를 사용하는 것을 예시하는 도면.

도 18c 및 도 18d는 2D 트랜스듀서 어레이 패치로부터 단일 라인(single line) 및 멀티라인(multiline) 빔 조종을 예시하는 도면.

도 19a는 육각형 주사 패턴을 위한 도 18a의 시스템의 동작을 예시하는 도면.

도 19b 및 도 19c는 육각형 스캔라인 패턴을 현상하기 위한 보간(interpolation)의 사용을 예시하는 도면.

도 20은 이차원 영상 평면을 포함하는 삼차원 체적을 예시하는 도면.

도 21은 도 20의 이차원 영상 평면과 삼차원 체적의 시간 인터리브된 샘플링(time interleaved sampling)을 예시하는 도면.

도 22는 도 20의 이차원 영상 평면과 삼차원 체적의 이중 디스플레이(duplex display)를 예시하는 도면.

도 23은 큰 삼차원 체적과, 이 큰 체적내에 포함된 보다 작은 삼차원 체적의 이중 디스플레이를 예시하는 도면.

도 24는 심장 동맥들을 포함하는 삼차원 영상 체적을 예시하는 도면.

도 25는 삼차원 영상내의 혈관의 중심을 검출하기 위한 알고리즘을 예시하는 도면.

도 26은 도 23의 심장 동맥 중 하나의 " 직선화된" 디스플레이를 예시하는 도면.

실시예

먼저, 도 1을 참조하면, 심장(10)의 사진이 도시되어 있다. 심장의 외면상에는 심장 동맥들(12)이 위치되어 있으며, 이들은 심장 근육, 즉 심근(myocardium)에 혈액 연속적인 공급을 제공한다. 심장의 외면은 주기적인 함몰부(depression)들과 상승부(elevation)들로 불규칙적으로 둥글게 되어 있으며, 이 표면상에 위치된 심장 동맥들은 이 연속적인 굴곡면(bending surface)과 그 고점 및 저점을 따르고 있다. 따라서, 심장 동맥들은 평면상에 위치되어 있는 것이 아니라, 다수의 굴곡부들 및 불규칙 형상부들을 가지는 표면상에 위치되어 있다. 심장 동맥들은 심장을 양분하는(bisect) 단일 평면에는 영상화될 수 없으나, 심장 동맥들의 삼차원 경로들과 그 굴곡부들, 꼬인 부분들 및 휘어진 부분들 모두를 영상화하는 기술들에 의해서 영상화될 수 있다.

도 2는 도 1의 심장의 심장 동맥들의 혈관조영상을 도시한다. 도 2의 혈관조영상은 가장 먼저, 심장 동맥들을 침제하는 신체내로 방사선비투과성 염료를 주입함으로써 형성된다. 이어서, x-레이(x-ray)들의 브로드빔(broad beam)이 환자의 가슴을 통해 환자의 반대쪽 측면상의 방사선 촬영 판(radiographic plate)상으로 전송된다. 방사선 촬영 판은 영상을 생성하기 위해 연속적으로 주사된다. 심장 동맥들과 교차하지 않고 심장을 통과한 x-레이들은 영상에 밝은 영역으로 나타나지만, 염료로 침제된 동맥과 부딪힌 x-레이들은 방사선 촬영판에 도달할 수 없을 것이므로, 그 판 상에 심장 동맥들의 x-레이 " 음영(shadow)" (14)이 남겨진다. 결과적인 심장 동맥들의 음영 영상은 도 2에 도시된 바와 같이 나타날 것이다. 넓은 영역 또는 심지어 전체 심장이 x-레이로 조명되기 때문에, 그 꼬인 부분 및 휘어진 부분이 3차원적으로 연장되더라도, 심장 표면상의 꼬인, 그리고, 휘어진 심장 동맥들은 전송된 x-레이들 내에 패턴을 남기게된다. 심장 동맥들내의 장애물들은 동맥의 " 음영" 의 급작스러운 폭 및/또는 밝기의 변화에 의해 나타나게 될 것이다.

도 3은 심장의 심실 영역(ventricular region)을 도시하고 있다. 좌심실(LV) 및 우심실(RV)이 도면에 도시되어 있다. 본 실시예에서 영상화 체적(20)내에 포함되어 있는, 심벽의 일부와 좌심실이 영상화된다. 좌심실의 챔버(chamber) 체적은 18로 표시되어 있다. 심근은 16으로 표시되어 있으며, 심장 동맥들(12)은 심근의 외면상에 위치되어 있다. 초음파 대비제가 환자의 신체로 도입되고, 대비제로부터의 하모닉 및 비선형 펀더멘탈 환류(nonlinear fundermental return) 양자 모두에 대하여 영상화 체적이 초음파 주사된다. 초기에, 임의의 대비제가 심장에 도달하기 이전에, 초음파 신호의 비선형 전파에 의해 유발되는, 상대적으로 낮은 강도의 것을 제외하면 어떠한 하모닉 환류도 존재하지 않는다.

이 조직 하모닉 환류는 미국 특허 제5,980,457호에 기술된 바와 같이 전송된 펄스를 미리 왜곡시키거나, 트레쉬홀딩(thresholding) 또는 다른 기술들에 의해 감소될 수 있다. 대비제가 순환 시스템을 통해 심장에 도달하였을 때, 이는 최초에, 도 4a에 도시된 바와 같이, 영상화 체적(20) 내의 좌심실의 챔버를 채운다. 좌심실은 강한 하모닉 환류와 함께 발광(light up)할 것이고, 초음파 영상내에 밝게 나타날 것이다. 대비제가 심장으로부터 펌핑될(pumped) 때, 이는 이어서 도 4b에 도시된 바와 같이, 심장 동맥들(12)을 침제시킬 것이다. 이 단계에서, 심장 챔버(18) 및 심장 동맥들(12) 양자 모두가 초음파 영상내에 밝게 나타날 것이다. 마지막으로, 대비제가 심장 동맥들(12)로부터 심근(16)의 모세혈관 층(capillary bed)으로 살포(perfusing)된다. 이어서, 세 개의 영역들(12, 16, 18)은 도 4c에 도시된 바와 같이 대비제 환류 에코들에 의해 밝게 조명되어 나타날 것이다.

절차의 목적이 가능한한 다른 조직으로부터의 클러터(clutter)가 거의 없도록 심장 동맥들을 검사하는 것이기 때문에, 도 4b에 도시된 침제의 두 번째 단계가 주된 관심사이다. 여기서, 심근으로부터의 하모닉 신호들은 필요하지 않고 클러터로서 간주되기 때문에, 임상의학자(clinician)는 심장 동맥들이 대비제로 침제될 때와, 심근이 살포되기(perfused) 이전의 초음파 영상들을 포착하기 위해서 이벤트들의 시퀀스를 기록하여야만 한다. LV 챔버로부터의 하모닉 환류도 필요하지 않은 하모닉 신호들이기 때문에 클러터로서 고려되며, 침제된 심장 동맥들의 영상 평면상으로의 투영과 간섭하게 된다. 도 4b에 도시된 바와 같은 영상들이 포착되었을 때, 이들은 심장 챔버(18)로부터의 원치않는 신호를 제거하도록 적절히 처리된다. 이는 적응성 빔형성 및/또는 원치않는 영상 신호들을 공간적으로 마스킹(masking)시키는 영상 후처리(post-proxessing)에 의해 이루어질 수 있다. 좌심실(left ventricle)(18)이 가장 먼저 침제되기 때문에, 초기 하모닉 환류를 검출하고 이어서 한번 또는 두 번의 심장 사이클들내에 초기 하모닉 환류와 연속하는 영상 영역들을 마스킹하는 알고리즘이 영상으로부터 심장 챔버 신호들을 효과적으로 제거할 수 있다. 좌심실 환류를 마스킹하기 위한 또 다른 기술은 좌심실이 대형 혈액 풀(blood pool)임을 인지하고 조직 환류 신호들이 부족한 대형 영역에서 디스플레이 신호들을 제거하는 것이다. 100%의 혈액 신호 밀도를 가지는 혈액 풀 신호들과, 조직의 약 6% 혈액 신호 밀도 사이를 구분하기 위해서 트레쉬홀딩이 사용될 수 있다. 또 다른 센싱 기술은 펀더멘탈 주파수 스펙트럼내에서 동작하기 위한 것이며, 혈액으로부터 환류된 펀더멘탈 주파수 신호들이 조직으로부터 환류된 에코들보다 더 낮은 진폭으로 이루어짐을 인지한다. 좌심실을 마스킹하기 위해서, 현저히 낮은 진폭의 펀더멘탈 신호 환류들을 가진 영역들로부터 환류된 하모닉 신호들이 디스플레이로부터 제거된다. 또 다른 기술은 좌심실 내의 혈류 속도가 심장 동맥들 또는 심근 내의 혈류 속도보다 크다는 것을 인지하고, 디스플레이로부터 가장 높은 속도의 신호들을 마스킹해내는 것이다. 이어서, 심장 동맥들로부터의 나머지 밝은 영상 신호들은 삼차원 디스플레이에 디스플레이되거나, 혈관조영상과 매우 유사하여서, 혈관조영상에 친숙한 임상의학자들에 의한 진단을 위해 사용될 수 있는 심장 동맥들의 이차원 초음파 투영 영상을 생성하기 위해 삼차원 최대 강도 렌더링에 의한 것 같이 어두운 영상 평면상으로 투영된다.

심근내의 공간적 해상력(spatial resolution) 및 시간적 해상력(temporal resolution)을 증가시키기 위해, 적응적으로 빔형성을 하도록 영상 영역을 혈액과 심근으로 분할할 수 있다. 이런 프로세스는 관심 영역들(예로서, 심근)에 일반적으로 보다 큰 전송 구경(transmit aperture)(보다 작은 빔 폭을 가지지만 보다 많은 전송 사이클들을 필요로함)을 사용한다. 고차 멀티라인(higher-order multiline)을 허용하도록 보다 작은 전송 구경들이 혈액 풀 영역에 사용되며, 그에 의해 보다 신속한 취득을 제공한다. 이들 구경 적응화에 부가하여, 심장 동맥들의 영상화를 향상시키는 적응성 빔형성 기술은 좌심실의 대비제로 침제된 혈액 풀로부터의 고강도 환류 신호를 검출하도록 수신된 신호들의 강도를 감지하는 것과, 좌심실 신호들이 필요하지 않으며 감소된 전송 출력이 심장 동맥들로 펌핑되는 좌심실내의 대비제의 보다 적은 중단을 유발하기 때문에, 좌심실로의 전송 출력을 감소시킴으로써 응답하는 것을 포함한다. 다수의 스캔라인들을 동시에 발사하기 위해 " 두꺼운(fat)" (브로드) 빔을 필요로하는 멀티라인 수신을 사용할 때의 다른 대안은 구경을 적응적으로 변경하고, 따라서, 좌심실에 중첩될 때의 전송 빔 프로파일을 수축하는 것이며, 그 이유는, 빔이 심장 동맥들 및 좌심실 양자 모두가 아니라 단지 심장 동맥들만을 조사하기에 충분한 수준으로 넓기만 하면 되기 때문이다. 또 다른 적응화는 혈액이 아닌 조직을 위한 비행 시간(time-of-flight)을 최적화하고, 관심의 대상이 아닌 좌심실로부터 혈액 풀 신호들을 수신할 때 이들 조절들을 억제하는 것이다. 또 다른 적응화는 가슴을 통해 심장을 영상화할 때, 늑골들에 의해 차단되는 트랜스듀서 소자들을 고려하여 구경을 재단하는 것이다.

심장 영상화 절차는 도 4c에 도시된 제 3 스테이지가 효과적으로 발생하는 것을 방지하도록 수행될 수 있고, 그에 의해, 심장 동맥들이 명백하게 구분되어 있는 도 4b에 도시된 양호한 침제의 제 2 스테이지를 유지할 수 있다는 것이 발견되었다. 심근(16)의 미세 모세혈관층(fine capillary bed)은 대비제의 매우 적은 수의 미소기포들에 의해 서서히 살포된다. 모세혈관층으로 혈액을 공급하는 심장 동맥내의 혈류의 속도는 매우 높고, 혈액의 체적이 이 모세혈관층의 모세혈관들에 걸쳐 분포될 때 속도는 모세혈관들내에서 현저히 낮아진다. 혈류 속도는 모세혈관층의 유출부에 있는 보다 큰 집결 혈관(collector vessel)에서 다시 증가된다. 심근의 모세혈관층을 최초로 살포하거나 대비제가 분열된 이후 다시 살포하는데 약 다섯 번 내지 여덟 번의 심장 주기가 소요될 수 있다. 영상 프레임 전송율(즉, 전송 펄스 전송율)과 전송 펄스 출력을 균형화함으로써, 이들 매우 작은 미소기포들이 이들이 심근을 살포하기 시작할 때 연속적으로 분열될 수 있다. 보다 높은 프레임 전송율 및/또는 보다 높은 전송 출력은 심혈관 시스템의 선택된 영역들내의 미소기포 분열을 향상시킨다. 약 0.1 이하의 기계적 인덱스 설정으로 전송하는 것은 미소 버블 분열이 거의 없거나 전혀 없는 상태를 유발하며, 심장 챔버내의 혈액 풀, 심장 동맥들 및 심근 모세혈관층이 이들 레벨들로 영상화되는 것을 가능하게 한다는 것이 발견되었다. 이 레벨을 초과한 상태에서는 현저한 미소 기포 분열이 발생한다. 약 0.2 내지 0.5의 기계적 인덱스의 범위에서, 미소 기포들은 그들이 영상 평면내에 모세혈관층을 재차 살포할 수 있기 이전에 현저한 수가 분열된다. 따라서, 이 출력 레벨들에서 영상화하는 것은 심장 챔버 및 심장 동맥들로부터의 현저한 하모닉 신호 환류를 초래하며, 이는 매우 적은 모세혈관층으로부터의 신호 환류들을 가지는 상태로 전송 펄스들 사이에서 영상 평면에 현저히 재차 침제된다. 특히, 약 1.0의 기계적 인덱스를 초과하는, 보다 높은 출력 레벨들에서, 심장 챔버 혈액 풀내의 영상 평면의 단지 소량의 재 침제를 가지는 상태로, 심장 챔버, 심장 동맥들 및 모세혈관층에 현저한 미소 기포 분열이 생긴다. 정확한 수치들은 특정 대비제들에따라 변화된다. 절절히 낮은, 그러나, 분열적인 기계적 인덱스 설정을 사용함으로써, 심근의 모세혈관층은 현저한 양의 대비제가 존재하지 않는 상태로 효과적으로 유지될 수 있고, 그래서, 매우 적은 소정의 하모닉 대비 환류 신호들을 발생시키게 된다. 이 결과는, 심장 챔버와 심장 동맥들만이 현저한 하모닉 환류 신호들을 발생시키는 도 4b의 제 2 스테이지가 프레임 전송율 및 전송 출력의 적절한 선택에 의해 현저한 시간 주기 동안 유지될 수 있다는 것이다. 좌심실 혈액 풀을 마스킹하는 것과 모세혈관층의 선택적 분열의 조합은 디스플레이를 위해 심장 동맥들을 분할하는 것을 가능하게 한다. 다른 변형은 상술한 바와 같이 심근내의 낮은 속도의 흐름을 인지하고, 모세혈관층으로부터의 낮은 흐름 속도의 신호를 마스킹 또는 버리는 것이다.

부가적으로, 심장 동맥 영상화 절차는 심장 챔버내의 대비제로부터의 원치않는 하모닉 환류들을 감소시키도록 제어될 수 있고, 그에 의해 마스킹 또는 다른 에코 제거 기술들의 필요성을 최소화할 수 있다. 대비제는 대동맥 루트내로 전진될 수 있는 혈관내 카테터를 통해 주입될 수 있다. 대비제가 대동맥 루트에 주입될 때, 심장 외측의 혈류는 대비제가 심장 챔버 내로 즉시 도입되는 것을 방지한다. 심장 동맥들이 대동맥 루트로부터 그 혈액 공급을 받기 때문에, 이 위치에서의 대비제의 주입은 심장 동맥들이 대비제로 즉시 침제되게 한다. 따라서, 심장 동맥들이 대비제로 밝혀지게 되는 첫 번째 구조물이되며, 대비제는 혈관 시스템을 횡단하여 정맥 흐름에 의해 심장으로 복귀될 때 까지 심장으로 도입되지 않고, 정맥 흐름에 의해 심장으로 복귀되는 시점에서는 현저한 양의 대비제가 허파 여과작용에 의해 제거될 수 있다. 따라서, 심장 챔버 내의 대비제로부터의 클러터가 적어도 상기 절차의 초기 주기 동안 제거되지는 않더라도 감소되게 된다.

용적 측정 영역의 평면 초음파 투영 영상을 형성하기 위한 한가지 방법은 미국 특허 제5,305,756호에 개시된, " 슬릿-오-비젼(slit-o-vision)" 이라 공지된 기술에 의한 것이다. 슬릿-오-비션 기술에서, 용적 측정 영역은 초음파 빔으로 조사되며, 상기 초음파빔은 고도 차원(elevation dimension)이 발산하고, 방위각 차원(azimuth dimension)이 포커싱된다. 이 기술은 방위 차원이 상대적으로 길고 고도 차원이 좁은 구경을 사용하여 이런 영상을 형성한다는 사실로부터 그 이름을 따온 것이다. 이런 구경로부터 생성된 초음파 빔은 방위 방향으로 초점형성되면서 고도 방향으로 양호한 발산을 발생시키는 실질적인 원통형 파면(wavefront)을 방출하기 위해 회절을 활용한다. 고도 방향으로 발산하는 빔은 또한 음향 렌즈(acoustic lens)들 또는 전자 렌즈들에 의해 생성될 수도 있다. 예로서, 어레이의 소자가 고도 차원이 볼록이거나, 고도 방향으로 발산하는 렌즈를 가질 때, 고도 방향으로 발산하는 빔이 도 5a에 도시된 바와 같은 선형 어레이(10)에 의해 생성될 수 있다. 고도 및 방위 차원들은 EL 및 AZ 화살표로 각각 표시되어 있다. 고도 방향으로 발산하는 빔들은 웨지형 체적(30)을 조사하게 된다. 범위 궤적(28)을 따른 것들 같은 어레이(10)로부터의 동일 범

위 궤적들로 이루어진 지점들은 음향적으로 통합되고, 투영 평면(32) 상으로 그 거리에서 투영된다. 이 음향적 통합 및 투영은 상기 체적의 모든 범위에서 발생하며, 그래서, 전체 용적 측정 영역(30)이 투영 평면(32) 상으로 투영된다. 용적 측정 영역이 단지 또는 원칙적으로 심장 동맥들로부터의 신호들만을 포함하는 경우에, 체적 내의 심장 동맥들은 투영 평면(32) 상으로 투영되고 영상으로서 나타난다. 도 5b는 위상형 어레이 트랜스듀서(10')를 사용하여 얻어진 동일 결과들을 예시하고 있으며, 이 경우에, 용적 측정 웨지(60)는 보다 삼각형이고, 삼각형 평면(62)상으로 투영한다.

도 6a 및 도 6b에서, 동일한 용적 측정 영역(30, 60)이 이 용적 측정 영역들에 걸쳐 고도 및 방위 방향으로 포커싱된 스위핑 빔에 의해 조사된다. 이는 화살표(42)로 도시된 바와 같은 고도 방향의 1D 어레이를 동요(rocking)시킴으로써 이루어진다. 체적들(30, 60)내의 영상 평면들이 취득된 이후에, 캐비티로부터의 대비 신호들이 제거되고, 공통 투영 평면(32, 62)상으로 상기 평면들을 투영하기 위해 일정 범위 궤적(28)을 따른 것들 같은 공통 범위 지점들은 함께 통합된다. 다시, 심장 동맥 정보가 용적 측정 영역들(30, 60)내에서 우세할 때, 혈관조영상 형태의 영상이 형성된다.

도 7a 및 7b는 이 경우에는 고도 방향으로 발산하는 빔의 전자 합성에 의한 것인, 다른 슬릿-오-비젼 기술을 예시하고 있으며, 이는 보다 양호한 감도를 가지지만, 도 5의 실시예 보다 실질적으로 낮은 프레임 전송율을 가진다. 이들 실시예들은 이차원 어레이들(10")을 사용하며, 이는 1.5D 및 2D 어레이들 중 어느 한쪽으로써 동작할 수 있다. 전송 빔들은 중앙 고도 소자를 먼저 펄싱하고, 그 후, 최외측 고도 소자들을 마지막에 펄싱하도록 진행함으로써 고도 방향으로 발산하게 된다. 도 7a는 용적 측정 영역(30)을 주사하는 선형 어레이 주사 포맷을 도시하고 있으며, 도 7b는 용적 측정 영역(60)내의 빔들을 조종하는 위상형 어레이 주사 포맷을 도시한다. 도 5a 및 도 5b 실시예의 경우와 마찬가지로, 용적 측정 영역(30, 60) 내의 구조의 투영 영상을 위해, 용적 측정 영역들 내의 공통 범위 궤적에 있는 지점들은 음향적으로 투영 평면(32 또는 62) 상으로 통합되게 된다. 대안으로, 도 7의 2D 어레이는 도 6에 도시된 바와 같이 체적의 주사를 실행하기 위해 고도 방향으로 초점 형성 및 조종될 수 있다.

용적 측정 영역의 불연속 평면들이 후술될 바와 같이 취득되는 경우에, 이들은 체적 랜더링 기술을 사용하여 도 2에 도시된 바와 같이 투영 영상을 형성하도록 조합될 수 있다. 이 삼차원적 방법은 상술한 " 슬릿-오-비젼" 방법 보다 더 낮은 프레임 전송율을 가지지만, 보다 큰 공간적 해상력, 보다 적은 축외 반사기들(off-axis reflectors)로부터의 클러터 및 랜더링 파라미터들의 변화에 의한 영상에 걸친 보다 많은 제어를 제공한다.

도 8은 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 영상화 시스템을 예시한다. 어레이 트랜스듀서(10)를 포함하는 스캔헤드(26)는 케이블(11)에 의해 빔형성기(36)에 연결된다. 빔형성기는 조종된, 그리고, 초점형성된 전송 빔들의 전송을 위해 그리고, 적절한 지연을 위해, 트랜스듀서 어레이의 소자에 적용된 활성화 신호들의 타이밍을 제어하며, 전송 빔들에 의해 묘사된 스캔라인들을 따른 간섭 에코 신호들을 형성하기 위해 트랜스듀서 소자들로부터 수신된 신호들을 조합한다. 또한, 빔형성기 전송의 타이밍은 심장 사이클의 특정 위상과 동기 또는 게이트 영상 취득이 필요할 때 ECG 신호에 응답한다. 빔형성기는 트랜스듀서가 용적 측정 영역에 걸쳐 초음파 빔을 스위핑하도록 기계적으로 이동되어, 상기 트랜스듀서가 용적 측정 영역에 관하 적절하게 배향되었을 때 빔들이 전송될 수 있게 할 때에도, 스캔헤드 위치 신호에 응답한다.

빔형성기의 출력은 펀더멘탈 및 하모닉 주파수 신호들의 분리를 위해 펄스 반전 프로세서(38)에 연결된다. 펄스 반전 프로세서들은 본 기술 분야에 널리 공지되어 있으며, 미국 특허 제5,706,819호 및 제5,951,478호에 개시되어 있다. 이들 특허들은 교번적으로 위상화된 펄스들로부터의 에코들이 펀더멘탈 신호들로부터 하모닉 대비 신호들을 분리하기 위해 사용될 수 있는 방식을 설명하고 있으며, 이는 본 발명에 따른 심장 영상화를 위한 대비제들로부터 신호들을 분리시키는 양호한 방식이다.

펀더멘탈 및/또는 하모닉 신호들은 디스플레이될 희망 정보에 따라서, B 모드 프로세싱 또는 도플러 프로세싱될 수 있다. 도플러 프로세싱(Doppler processing)을 위하여, 상기 신호들은 흐름, 고정 조직과 이동 조직 사이를 구분할 수 있는 월 필터(wall filter)(22)에 결합된다. 대비 영상화를 위해 양호한 월 필터는 미국 특허 제6,095,980호에 기술되어 있으며, 이는 하모닉 대비 신호 분리를 수행할 수도 있다. 필터링된 신호들은 도플러 프로세서(42)에 적용되고, 이는 도플러 출력, 속도 또는 편차(variance) 제거를 수행한다. 하모닉 도플러 신호 제거를 위한 양호한 도플러 프로세서는 미국 특허 제6,036,643호에 기술되어 있다. 도플러 영상화를 오염시킬 수 있는 스캔헤드 이동으로부터의 아티팩트들은 플래시 억제기(44)에 의해 제거된다. 영상 형성에 이어서 또는 그 이전에 플래시 아티팩트들을 제거하기 위해 다양한 기술들이 사용될 수 있으며, 이들은 미국 특허 제5,197,477호에 기재된 노치 필터 기술과, 미국 특허 제5,782,769호에 기술된 최소-최대 필터 기술을 포함한다. 처리된 도플러 신호들은 도플러 영상 메모리(40')에 저장된다.

B 모드 프로세싱될 신호들은 신호 진폭을 검출하는 B 모드 프로세서(24)에 적용된다. B 모드 프로세싱된 신호들은 조직 영상 메모리(40)에 저장된다.

B 모드 및 도플러 신호들은 좌표 변환 프로세서(46)에 적용된다. 종래의 이차원 영상화를 위하여, 좌표 변환 프로세서는 필요에 따라 극좌표를 카테시안 좌표로 변환하고, 수신된 라인들 사이의 공간들을 보간 영상 데이터로 채워넣는 스캔 변환기로서 기능한다. 스캔 변환된 영상들은 디스플레이(100)상에 영상들을 디스플레이하기 위한 비디오 포맷으로 영상 정보를 배치하는 비디오 프로세서(70)에 연결된다. 이 영상들은 또한 그 함수가 사용자에 의해 호출되는 경우 루프내에 저장하기 위해 Cineloop® 메모리(56)에 연결될 수도 있다.

3D 영상화가 초음파 시스템에 의해 수행될 때, 좌표 변환 프로세서는 조직 및 도플러 신호들을 주사 체적에 걸친 영상 정보의 평면으로 스캔 변환하도록 사용될 수 있거나, 영상 데이터의 좌표들을 삼차원 데이터 메트릭스로 변환시키도록 사용될 수 있다. 좌표 변환 프로세서는 체적 랜더링 프로세서(50)와 함께 동작하는 것이 바람직하며, 상기 체적 랜더링 프로세서는 좌표 변환 프로세서에 의해 프로세싱된 영상 데이터의 삼차원 표현을 랜더링할 수 있다. 조직의 삼차원 영상들은 제어 패널 또는 사용자 인터페이스(UIF)를 통해 사용자에 의해 선택된 조직 랜더링 파라미터들(54)에 따라 랜더링된다. 도플러 정보의 삼차원 영상들은 혈류 랜더링 파라미터들(52)에 따라 랜더링된다. 이들 파라미터들은 관측자가 조직내측의 혈관 구조를 볼 수 있도록 삼차원 영상내의 조직의 투명도 같은 랜더링 프로세스의 양태들을 제어한다. 이 기능은 미국 특허 제5,720,291호에 개시된 바와 같이 조직 및 흐름 양자 모두의 3D 영상들이 랜더링될 때 중요하다. 삼차원 영상들은 Cineloop® 메모리(56)에 저장될 수 있고, 예로서 동적 시차 표현으로 주사된 체적을 디스플레이하도록 재생될 수 있다. 미국 특허 Re 36,564호에 기술된 바와 같이, 주변 조직이 없는 흐름의 삼차원 랜더링은 이들 혈관들내의 장애물들과 혈관들의 흐름의 연속성을 드러나게 할 수 있으며, 본 발명에 따른 심장 동맥 진단에 유용하다.

다른 트랜스듀서 프로브들이 심장 동맥들을 포함하는 심장의 용적 측정 영역을 주사하도록 사용될 수 있다. 1D(방위 조종식) 또는 1.5D나 1.75D(방위 조종 및 고도 초점형성식) 어레이 중 어느 하나가 삼차원 체적에 걸쳐 빔들을 스위핑하기 위해 기계적으로 이동될 수 있다. 1.75D(방위 및 고도의 최소 전자 조종식) 또는 2D(방위 및 고도의 완전 전자 조종식) 어레이 중 어느 한쪽이 전자 조종을 위해 사용될 수 있다. 2D 어레이 트랜스듀서(10")를 사용하는 실시예가 도 9에 도시되어 있다. 이차원 어레이들을 사용할 때 중요한 고려사항은 초음파 시스템에 프로브를 연결하기 위해 사용되는 케이블 와이어들의 수이다. 케이블 도전체들의 수를 감소시키고, 따라서, 케이블의 크기를 감소시키기 위해 다양한 방식들이 사용될 수 있으며, 이는 초음파 시스템으로의 무선 링크들, 프로브내에서의 마이크로 빔형성, 디지털 또는 아날로그 시간 다중화, 이산 어레이들(sparse arrays)의 사용 및 송신/수신 다중화기들의 사용을 포함한다. 한가지 방법은 r.f. 프로브이며, 이는 미국 특허 제6,142,946호에 기술된 바와 같이 에코 신호들을 무선으로 초음파 시스템으로 전송할 수 있다. 다른 방법은 케이블 접속이 사용될 때, 미국 특허 제 6,102,863호에 기재된 바와 같이, 스캔헤드와 초음파 시스템 사이의 빔형성기를 구획 분할하는 것이다. 도 9의 실시예는 스캔헤드(26)내에서 고도 빔형성을 수행하고, 초음파 시스템(101)내에서 방위 빔형성을 수행함으로써 이 방식을 사용한다. 예로서, 이차원 어레이가 방위 방향(도면

에 AZ 화살표로 표시됨)으로 연장하는 128행의 소자들을 가지고, 고도 방향(EL 화살표로 표시됨)으로 6열의 소자들을 가지는 경우를 가정한다. 어레이의 각 소자가 그 자체의 도전체에 의해 초음파 시스템에 접속되는 경우에, 768 신호 도전체들로 이루어진 케이블이 필요하다. 도 9의 실시예에서, 6 소자들의 각 행이 고도 빔형성기(36a)에 연결되어 있고, 고도 빔형성기는 적절하게 행의 6 소자들로부터의 신호들을 적절히 여기(전송시), 지연 및 조합(수신시)한다. 이는 각 행내의 6 신호들을 하나의 고도 빔형성 신호로 조합하며, 이는 그 후 하나의 케이블 도전체를 거쳐 초음파 시스템으로 연결되고, 여기서 고도 빔형성 신호들이 방위 방향으로 빔형성된다. 상술한 실시예에서, 128 고도 빔형성 신호들이 하나의 케이블(11)의 128 도전체들을 경유하여 연결되며, 스캔헤드 빔형성이 없는 프로브에 비해 현저히 크기가 감소된다. 적어도 고도 조종이 고도 빔형성기(36a)에서 수행되며, 조종 및 초점형성 양자 모두가 고도 빔형성기에서 수행되는 것이 바람직하다.

고도 빔형성기의 동작이 도 10a 및 도 10b에 예시되어 있다. 도 10a에서, 빔은 고도 방향으로 하나의 행의 소자들을 포함하는, 소자들(10_1 내지 10_n)로부터 연장하는 0° 화살표로 지시된 바와 같이, 어레이 트랜스듀서에 대해 법선방향으로 조종된다. 초점을 실현하기 위해 상이한 소자들을 위한 지연(102)의 상대 길이에 의해 표시된 바와 같이, 행의 중앙에 있는 신호들은 행의 단부들에 있는 신호들 보다 많이 지연된다. 지연된 수신 신호들은 합산기(104)에 의해 조합되며, 그 후, 케이블(11)내의 신호 리드를 거쳐 방위 빔형성기(36b)에 연결된다. 도 10b는 30° 화살표로 도시된 바와 같이 고도의 30° 경사로 좌측으로부터 빔이 전송 또는 수신될 때의 상황을 예시하고 있다. 이 경우에, 어레이의 좌측의 신호들은 지연들(102)의 상대 길이에 의해 표시된 바와 같이 보다 크게 지연되게 된다. 수신된 신호들은 합산기(104)에 의해 조합되고, 케이블을 통해 방위 빔형성기(36b)에 연결된다.

도 11a 내지 도 11c는 세가지 상이한 방식들(임의의 버퍼링 또는 이득 소자들은 무시)로 고도 빔형성기의 구현을 예시하고 있다. 도 11a는 각 트랜스듀서 소자(10_m)가 아날로그 지연 라인(106)에 연결되어 있는 아날로그 구현을 예시하고 있다. 지연의 길이는 지연 라인의 입력 또는 출력 탭을 선택함으로써 설정되고, 지연된 신호들은 아날로그 합산기에 연결되거나, 신호들이 디지털식으로 조합되는 경우에는 A/D 변환기로 연결된다. 도 11b에서, 각 트랜스듀서 소자(10_m)는 CCD 지연 라인(108)에 연결된다. 지연의 길이는 지연라인내의 전하 저장 소자들의 수를 결정하는 입력 또는 출력 탭을 선택함으로써, 또는, 전하 샘플들이 전하 저장 소자들을 통과하는 비율을 변경함으로써 설정된다. 지연 라인들의 출력들은 샘플링된 아날로그 포맷으로 또는 디지털화된 이후에 합산된다.

도 11c는 고도 빔형성기의 디지털 실시예를 예시한다. 본 실시예에서, 고도 빔형성기는 128 서브-빔형성기들(120)을 가지며, 이들은 6 트랜스듀서 소자들로 이루어진 하나의 고도 행으로부터의 신호들을 각각 처리한다. 각각의 트랜스듀서 소자들(10_1 내지 10_n)은 A/D 변환기(110)에 연결되고, 디지털화된 신호들이 디지털 지연 라인(112)에 의해 지연되며, 디지털 지연 라인은 시프트 레지스터, FIFO 레지스터 또는 랜덤 억세스 메모리에 의해 형성될 수 있다. 적절하게 지연된 신호들이 합산기(104)에서 조합되고, 케이블 도전체들을 경유하여 방위 빔형성기에 연결된다. 멀티비트 신호 샘플들을 사용할 때, 케이블 도전체들을 관리유지하기 위해서, 다수의 빔형성기 채널들(120)로부터의 데이터 값들이 인터리브될(시간 다중화식) 수 있으며, 양호한 수준의 실시간 영상화 수행을 위해 충분한 데이터 전송율로 동일 그룹의 도전체들을 경유하여 전송될 수 있다.

도 12는 스캔헤드 고도 빔형성기의 다수의 빔형성기 채널들(120)의 조직 및 제어를 예시하고 있다. 빔형성기는 N 고도 서브-빔형성기들(120_1 - 120_n)를 포함하고, 각 서브 빔형성기는 예로서, 번호 6으로 지시된 바와 같이 고도 방향의 트랜스듀서 소자들의 행으로부터 신호들을 수신한다. 고도 빔형성을 제어하기 위한 데이터(고도 각도 및 포커싱 등)는 바람직하게는 직렬로 케이블 도전체를 경유하여 스캔헤드(26)내의 타이밍 & 지연 디코더 & 데이터 저장부(126)로 전송된다. 이 제어 데이터는 디코딩되고, 지연값들은 지연 제어부(124)로 연결되며, 지연 제어부는 각 트랜스듀서 소자를 위한 양호한 지연들을 위한 빔형성기 채널들을 설정한다. 동적 포커싱을 위해, 지연들은 에코가 수신될 때 변화된다. 고도 구경은 보다 작은(근거리 필드) 구경이 필요할 때, 최외측 채널들중 일부에 0 가중(zero weight)을 적용함으로써 변경된다. 타이밍 & 지연 디코더 & 데이터 저장부(126)에 의해 수신된 데이터도 펄스 전송기들(122_1 - 122_n)에 의한 전송 타이밍을 제어하도록 사용되며, 상기 펄스 전송기들 각각은 본 실시예에서 고도 행내의 6 트랜스듀서 소자들의 전송을 제어한다. 수신된 에코 신호들이 도 11a 및 11b에 도시된 바와 같이 아날로그 도메인에서 처리될 때, 본 실시예의 고도 빔형성기의 128 채널들로부터의 신호들은 128 케이블 도전체들을 경유하여 방위 빔형성기(36b)로 보내진다. 에코 신호들이 디지털식으로 처리될 때, 128 채널들로부터의 신호들은 인터리브(시간 다중화식)되고, 케이블(11)의 디지털 도전체들을 거쳐 초음파 시스템(101)내의 방위 빔형성기로 보내진다.

본 발명의 진정한 2D 전자 조종식 실시예가 도 13에 도시되어 있다. 이 도면은 3000개 이상의 트랜스듀서 소자들로 이루어진 2D 트랜스듀서 어레이(200)의 평면도를 도시하고 있다. 도시의 용이화를 위해서, 각 개별 트랜스듀서 소자들이 도시된 도면내의 작은 박스들은 서로 이격 배치되어 있다. 그러나, 구성된 실시예에서, 개별 트랜스듀서 소자들은 반복하는 육각형 패턴으로 긴밀하게 패킹되어 있다. 2D 어레이는 총 12면의 윤곽선을 가지고 있다. 양호한 동작 모드에서, 빔들은 어레이의 중앙으로부터 외측방향으로 전송되며, 어레이의 중앙에 수직인 직선에 대해 적어도 ±30°의 원추로 초점형성 및 조종될 수 있다. 직선 전진방향으로 조종되었을 때, 전송된 스캔라인을 따라 수신된 에코들은 어레이의 중앙에서 최초로 수신되고, 그 후, 어레이의 표면상에 중심설정되어 어레이의 표면상으로의 스캔라인의 투영을 따라 외향으로 연장하는 소자들의 원형 또는 궁형 그룹에서 수신된다. 예시된 실시예에서, 소자들의 중앙 약 ¼가 빔 전송을 위해 사용된다. 전체 어레이는 에코 수신을 위해 사용될 수 있다.

도 13의 어레이(200)는 12개의 트랜스듀서 소자들의 교번적인 명 및 암 그룹들(202)로 도시되어 있다. 본 명세서에서 " 패치" 로 언급되는 이들 그룹들(202) 중 하나가 도 14의 개별 확대도에 도시되어 있다. 12개의 소자들의 이들 불규칙 육각형 패치들(202)은 하기에 보다 상세히 설명될 바와 같이 에코 수신 동안 함께 빔형성된다. 어레이의 중앙의 소자들(약 750 소자들)은 고전압 다중화기 스위치들에 의한 전송을 위해 세 개의 그룹들에 연결된다. 도 15a 내지 도 15f는 빔 전송 동안 가능한 3-소자 구성의 일부를 도시한다. 전송 그룹들은 단순히 직선내에서 서로 인접한 3 소자들일 수 있다. 주어진 빔을 전송하기 위해 사용되는 정확한 구성 또는 구성들은 희망하는 빔 특성들 및 그 방위에 의존한다. 도 15g의 4 엘리먼트의 다이아몬드형 그룹에 의해 도시된 바와 같이, 4 엘리먼트들이 전송을 위해 함께 연결될 수 있다.

3000 이상의 도전체들을 가진 케이블이 현재 실용적이지 않기 때문에, 어레이의 12개의 소자들로 이루어진 각 패치가 스캔헤드에서 빔형성된다. 이는 초음파 시스템 빔형성기에 연결되어야만 하는 신호들의 수를 약 256으로 감소시킨다. 이때, 초음파 시스템의 256 채널 빔형성기가 스캔헤드로부터의 부분적으로 빔형성된 신호를 빔형성하도록 사용될 수 있다.

2D 어레이의 12개의 소자들로 이루어진 각 수신 패치의 소자들이 현저히 작고, 연속적으로 배치되어 있으며, 긴밀하게 패킹되어 있기 때문에, 패치의 소자들에 의해 수신된 각 에코 신호들은 약 40°이하(초점 지연 무시)의 조종 각도들을 위한 공칭 수신 주파수에서 하나의 파장내로 정렬될 수 있다. 그 후, 소자들의 에코들이 패치 소자 신호들 모두를 정밀한 시간 정렬상태가 되게 하기 위해 샘플링된다. 패치 소자들 모두로부터의 신호들을 파장의 1/16 이하인 샘플링 클록 퀀텀들의 정밀도 이내의 시간 정렬상태가 되게 하기 위해 파장의 프랙션의 정밀도를 가진 샘플링 지연의 범위로 이 샘플링이 이루어진다. 그 후, 패치 소자들로부터의 시간 정렬된 신호들이 조합된다. 이 각 패치의 빔형성은 상호연결을 촉진하기 위해 스캔헤드내의 트랜스듀서 어레이 바로 뒤에 배치된 마이크로전자부품에 의해 수행된다. 샘플 시간 시프팅 및 정렬은 도 16 및 도 17에 도시된 샘플링 지연 라인에 의해 수행된다. 부분적으로 빔형성될 소자들의 패치의 각 소자(204)는 증폭기(206)에 의해 샘플링 입력 스위치(208)에 연결된다. 샘플링 입력 스위치(208)는 순차적인 방식으로 트랜스듀서 신호의 샘플들을 커패시터들(212) 상으로 연속적으로 전도한다. 스위치(208)의 시퀀싱은 클록 신호에 의해 증분된 링 카운터(210)의 제어하에 있다. 링의 음영 세그먼트가 예시하고 있는 바와 같이, 샘플링 입력 스위치는 순환식으로, 입력 신호를 커패시터들(212) 중 연속적인 것들 상으로 연속적으로 샘플링한다. 증폭기(206)는 커패시터의 전하가 샘플링의 시간에 순간적인 신호 레벨로 증가 또는 감소(방전)될 수 있도록 바이폴라 출력 드라이브를 구비한다.

커패시터(212)상에 저장된 신호 샘플들은 제 2 링 카운터(216)의 제어하에 순차적인 방식으로 저장된 신호들을 샘플링하는 샘플링 출력 스위치(214)에 의해 샘플링된다. 제 2 링 카운터(216)의 링 상의 음영부에 의해 도시된 바와 같이, 샘플링 출력 스위치(214)는 그 링 카운터 및 입력 스위치에 대한 특정 시간 관계로 저장된 신호들을 샘플링한다. 입력과 출력 샘플링 사이의 시간 지연은 두 링 카운터들 사이의 시간 지연을 성립시키는 타임 시프터(220)에 의해 설정된다. 따라서, 출력 신호 샘플들의 샘플링 시간은 두 카운터들 사이의 타이밍 편차의 함수로서 증분적으로 전진 또는

지연될 수 있다. 이 동작은 패치 내의 모든 소자들의 출력 신호 샘플들을 패치의 중앙 소자의 샘플링 시간 같은 원하는 시간 정렬 상태로 만들기 위해 사용될 수 있다. 패치의 모든 소자들로부터의 신호들이 소정 샘플링 시간 범위 내에 있을 때, 신호들은 초음파 시스템의 부가적인 빔성형을 위해 일 신호내로 조합될 수 있다. 시간 정렬된 출력 신호들은 증폭기(218)에 의해 부가적으로 증폭되고, 패치의 다른 소자들의 신호들과의 조합을 위해 합산기에 연결된다.

도 16의 배열의 구성 실시예의 세부 사항이 도 17에 도시되어 있다. 집적 회로 제조에서, 샘플링 스위치들은 도 16에 예시적으로 도시된 바와 같은 회전 와이퍼들을 가지고 있지 않지만, 복수의 게이트들(228)에 의해 형성된다. 각 게이트들(228)은 시프트 레지스터(230)의 출력 스테이지의 출력에 의해 제어되며, 이는 힐 비트를 순환시키도록 배열되어 있고, 그에 의해 링 카운터로서 동작한다. 비트가 시프트 레지스터(230)의 특정 스테이지로 시프트되었을 때, 그 스테이지에 연결된 게이트(228)는 그 커패시터(212)로 신호 샘플을 전도하도록 닫혀진다. 출력 스위치들은 유사하게, 일련의 병렬 게이트들(234)로서 구성되며, 순환 시프트 레지스터(232)의 스테이지들에 의해 유사하게 제어된다. 커패시터(212)로부터 취해진 신호 샘플들은 증폭되고, 그룹의 다른 신호들과의 합산을 위해 집전 노드(current summing node)에 저항식으로 연결된다.

클럭 커맨드 메모리(240)는 스캔헤드 내에 위치되고, 동일 집적 회로 상에 샘플링 회로로서 위치되는 것이 적합하다. 클럭 커맨드 메모리는 하나 이상이 수신 에코 시퀀스들을 위해 필요한 시간 지연들을 식별하는 데이터를 저장한다. 전류 빔을 위한 제어 데이터는 두 링 카운터들 사이의 상대 시간 관계를 제어하는 클록 지연 제어기(242)에 연결된다. 이 제어기(242)는 제 1 링 카운터(230)에 적용된 클록 사이클들이 제 2 링 카운터(232)에 도달하는 것을 차단함으로써, 또는, 클록 신호내로 부가적인 클록 사이클들을 삽입함으로써, 이를 수행한다. 차단 또는 제 2 링 카운터에 시프트 레지스터 클록 펄스들을 삽입함으로써, 두 링 카운터들 사이의 상대 타이밍은 조절식으로 전진 또는 지체된다. 패치의 모든 트랜스듀서 소자들로부터의 시간 정렬된 샘플들은 그 후 집전 노드(INode)에서 조합된다. 패치로부터의 합산된 신호들은 스캔헤드 케이블을 통해 초음파 시스템 빔형성기에 연결된다.

제 1 샘플링 출력 스위치와는 상이한 시간 관계로 제어된 각 소자를 위한 제 2 샘플링 출력 스위치를 추가하여, 제 2 수신 빔이 제 1 수신 빔과 동시에 생성될 수 있다. 따라서, 각 패치는 두 개(또는, 그 이상)의 수신 빔들을 동시에 수신하는 소형 멀티라인 수신기가 되며, 이는 후술될 멀티라인 실시예에 유용하다.

패치들을 위한 마이크로빔형성기는 전하 결합 지연 라인들, 혼합기들, 및/또는 탭형 아날로그 지연 라인들 같은 다른 아키택쳐들을 활용할 수 있다.

삼차원 영상화는 용적 측정 영역이 전체 체적에 걸쳐 초음파 빔들로 충분히 샘플링되는 것을 필요로한다. 이는 매우 많은 송수신 사이클들을 필요로하며, 이는 체적 데이터의 전체 세트를 취득하는데 필요한 시간을 커지게 한다. 이 현저한 취득 시간의 결과는 실시간 3D 디스플레이의 프레임 전송율이 낮아진다는 것과, 영상들이 움직임 아티팩트들을 받게된다는 것이다. 이 때문에, 용적 측정 영역의 필수 스캔라인들을 취득하는데 필요한 시간을 최소화시키는 것이 바람직하다. 이 문제점에 대한 양호한 해결 방법은 도 18 및 도 19에 도시된 바와 같이 멀티라인 빔형성, 스캔라인 보간 또는 양자 모두를 채용하는 것이다. 빔들이 영상화될 체적을 샘플링하기 위해 정사각형 또는 직사각형 패턴(단면에서 볼때)으로 조종될 수 있는 반면에, 양호한 실시예에서, 빔들은 용적 측정 영역에서 삼각형 또는 육각형 패턴들로 배향되어 영상화될 영역을 충분히 균일하게 공간적으로 샘플링한다. 도 19a는 용적 측정 영역 내의 스캔라인들이 축방향으로 보여지는 용적 측정 영역을 통한 단면도이다. 본 실시예에서, 매 전송 빔에 대하여 19개의 스캔라인들이 생성된다. 스캔라인 위치들은 육각형 패턴들로 공간적으로 배열된다. 하나의 육각형 패턴의 19개의 스캔라인 위치들은 스캔라인들을 따른 축방향 시계를 표현하는 원에 의해 표시되어 있다. 19개의 스캔라인 위치들은 빔을 가로지른 양호한 최소 강도의 " 두꺼운(fat)" 전송 빔에 의해 조사된다. 본 실시예의 전송 빔은 스캔라인(270)의 위치에 중심설정되어 있으며, 점선 원(250)에 의해 표시된 외주 외측의 양호한 음향적 강도를 유지하고, 상기 점선 원은 모든 19개의 스캔라인 위치들을 포위하는 상태로 도시되어 있다. 트랜스듀서 어레이의 소자들에 의해 수신된 에코들은 상술한 바와 같이 스캔헤드의 마이

크로 빔형성기(280)에 의해 부분적으로 빔형성되며, 도 18a에 도시된 바와 같이 초음파 시스템의 19x 멀티라인 빔형성기(282)에 연결되어 있다. 본 실시예에서, 3072 소자들의 2D 트랜스듀서 어레이는 12개의 소자들의 패치들에서 동작하며, 다중화를 사용하지 않고 256 패치 신호 도전체들을 가진 케이블(281)에 의해 초음파 시스템에 연결되는 256 패치 신호들을 생성한다. 19x 멀티라인 빔형성기는 도 19a에 도시된 19 수신 스캔라인들(252 내지 274)을 동시에 형성하도록 19개의 지연 및 합산기 세트들로 트랜스듀서 패치들로부터 수신된 256 에코 신호들을 처리한다. 19개의 스캔라인들은 영상 프로세서(284)에 연결되어 있고, 영상 프로세서는 도 8b에서 이미 설명한 하모닉 분리, B 모드, 도플러 및 체적 랜더링 기능들 중 일부 또는 모두를 수행한다. 그 후, 삼차원 영상이 디스플레이(100) 상에 디스플레이된다.

멀티라인 스캔라인 형성과 연계하여, 또는, 그에 대한 대안으로서, 보간이 스캔라인 데이터를 형성하기 위해 사용될 수 있다. 도 19b는 배경 그리드 패턴에 의해 표시된 바와 같은 육각형 패턴의 영상화될 체적으로부터 취득된 음영 원들에 의해 표시된 일련의 스캔라인들(361 내지 367)을 예시한다. 스캔라인들(361 내지 367)은 멀티라인 취득에 의해 둘 이상의 그룹들로, 또는, 개별적으로 취득될 수 있다. 비음영 원 위치에 있는 스캔라인들은 2점 r.f. 보간법을 사용하여 취득된 스캔라인들로부터 보간된다. 보간된 스캔라인(371)은 인접한 스캔라인들(361, 362) 각각을 ½만큼 가중처리하고 그 후 그 결과들을 조합함으로써 보간된다. 사용된 가중들은 그 값들이 보간될 세 개의 수신된 스캔라인들의 위치들에 관한 생성될 스캔라인의 위치의 함수이다. 유사하게, 보간된 스캔라인(372)은 인접한 스캔라인들(362, 367)을 사용하여 보간되고, 보간된 스캔라인(373)은 인접한 스캔라인들(361, 367)을 사용하여 보간된다. 세 개의 스캔라인들의 그룹 각각은 2의 팩터(2^{-1})인 가중 팩터를 사용하여 세 개의 중간 스캔라인들을 보간하는 것에 사용되며, 이는 보간될 데이터의 비트를 시프팅 및 추가함으로써 신속하게 보간이 수행되는 것을 가능하게 한다. 이는 승산기들 및 승산의 사용을 회피하게 하고, 실시간 3D 디스플레이 레이트들을 위한 고속 처리의 장점을 제공한다.

도 19c는 체적의 스캔라인 밀도가 보간에 의해 추가로 증가될 수 있는 도 19b의 보간의 부가적인 반복(iteration)을 예시하고 있다. 본 예에서, 두 개의 부가적인 스캔라인들의 세트들(381 내지 383, 387 내지 392)이 이런 세트 사이에 보간된다. 이들 스캔라인들은 앞서 보간된 스캔라인들의 세트를 사용하여 보간되거나, 취득된 스캔라인들(361, 362, 367)로부터 직접적으로(필요시, 동시에) 보간될 수 있다. 또한, 이들 스캔라인들은 2의 팩터인 가중 팩터들에 의해 가중되는 장점을 가진다. 세 개의 수신된 스캔라인들(381 내지 383)에 대해 가장 중앙에 있는 보간된 스캔라인들의 세트는 ½ 및 의 가중 팩터들을 사용하여 보간된다. 예로서, 스캔라인(381)은 (½(스캔라인 361)+¼(스캔라인 362)+¼(스캔라인 367))에 의해 생성된다. 스캔라인들의 외측 세트는 미국 특허 제5,940,123호에 개시된 바와 같이 ¼, ¾ 가중들에 의해 생성된다. 예로서, 스캔라인(392)은 (¼(스캔라인 367)+¾(스캔라인 361)에 의해 생성되거나, 승산을 회피하기 위하여, (¼(스캔라인 367)+¼(스캔라인 361)+¼(스캔라인 361)+¼(스캔라인 361)에 의해 생성된다. 도 19c는 스캔라인들의 중앙 그룹(384 내지 386)을 포함하는 수신된 스캔라인들(362, 363, 367)을 위한 보간된 스캔라인들의 대응 세트들과, 스캔라인들의 외측 세트(393 내지 396)를 예시하고 있다. 움직임 아티팩트들을 감소시키기 위하여, 수신된 스캔라인 데이터는 r.f. 또는 디스플레이 이전에 검출된 형태 중 어느 한쪽에서 필터링될 수 있다.

상술한 예는 선형 보간 필터 커널(linear interpolation filter kernel)을 사용한다. 이는 비선형 형상(예로서, 코사인, 사인 등 같은)을 가지는 보간 커널을 사용하는 것도 가능하다. 그러나, 이들 다른 필터들의 필터 계수들은 두가지 특성의 양호한 출력을 갖지 못한다.

스캔헤드를 초음파 시스템에 연결하기 위해 필요한 케이블의 크기를 감소시키기 위해 패치들을 사용하는 것은 특정 동작 조건들하에서, 스캔헤드의 빔 패턴에 바람직하지 못한 그레이팅 로브(grating lobe)들을 증가시킬 수 있다. 이는 개별 트랜스듀서 소자들을 단일 유니트로 그룹 형성하는 것으로 인한 것이며, 이 그룹 형성이 상술한 바와 같이 마이크로빔성형을 사용하는 경우에도 트랜스듀서 어레이에 보다 큰 피치를 제공하기 때문이다. 이 문제점은 각 피치를 전송 빔 필드내의 다수의 긴밀하게 이격배치된 스캔라인들로부터 신호를 수신할 수 있는 전체 2D 어레이의 서브-구경로 간주하는 것에 의해 감소될 수 있다. 서브-구경들로부터의 신호들은 멀티라인 순신 스캔라인들의 그룹을 형성하기 위해 지연 및 합산될 수 있다. 서브-구경들의 주기성 때문에 발생하며, 최종 영상에 클러터를 형성하는 그레이팅 로브들은 각 서브-구경(패치)로부터의 둘 이상의 상이하게 조종된 신호들을 생성함으로써 감소된다. 조종 편차는 패치의 빔폭내에서 작게 유지된다. 조종 지연 프로파일을 $\lambda/2$ 미만으로 유지함으로써, 현저한 그레이팅 로브들이 영상 영역 외측으로

유지될 수 있다.

단순한 1D의 예가 이들 효과들을 예시한다. λ/2의 소자간 간격(피치)을 가지는 64개의 소자 1D 선형 어레이를 고려한다. 이 어레이는 각각 16개의 소자들로 이루어진 4개의 패치들로 분할된다. 두 개의 빔들이 각 패치상의 공칭 방향의 좌측 및 우측으로 조종된다. 조종 각도들은 다른 라인들 또는 샘플들이 이들 두 개의 수신될 멀티라인들 사이에서 보간될 수 있도록 제한된다. 멀티라인들은 상호간 보간 라인들의 생성을 지원하기에 충분하게 반경 방향으로 이격되지만, r.f. 보간이 공간적 언더샘플링으로 인한 아티팩트들을 형성하지 않도록 충분히 서로 근접하게 되는 것이 바람직하다. 예로서, 조종 딜레이들이 ±λ/8 미만에 대응하도록 한정되는 경우에, 이때, 각 패치로부터의 두 조종된 빔들은 약 공칭 패치 빔패턴의 1dB 폭내에 존재하게 된다. 또한, 소정의 소자들상의 좌측 및 우측 멀티라인 사이의 조종 지연이 이에 따라 λ/4로 제한되기 때문에, r.f. 보간된 라인들은 단순한 두 개의 탭 보간 필터(λ/2 지연은 나이키스트(Nyquist) 기준에 대응함)를 사용하여 생성될 수 있다. λ/8 지연 한계는 조종 각도를 약 ±(λ/8)/(4*λ) 또는 1/32 라디안으로 제한한다. 따라서, 좌측 및 우측 멀티라인들 사이의 각도는 약 1/16 라디안 또는 약 3.6도가 될 수 있다. 두 개의 다른 라인들이 두 개의 수신된 멀티라인들 사이에 대칭적으로 보간되는 경우에, 결과적인 라인 간격은 약 1.2도가 된다. 보다 많은 수의 보다 근접하게 이격 배치된 멀티라인들 또는 보간된 라인들이 필요에 따라 생성될 수도 있다.

1D 어레이 실시예에서, 공칭 조종 방향으로 조종된 각 패치로부터의 단일 스캔라인을 형성하는 대신, 두 개의 스캔라인들이 생성되고, 이중 하나는 공칭 조종 방향의 다소 왼쪽으로 조종되며, 하나는 다소 우측으로 조종된다. 2D 어레이의 경우에, 몇가지 변형들이 가능하다. 직사각형 2D 어레이에 대하여, 네 개의 스캔라인들이 각 패치를 위해 생성될 수 있으며, 구적 관계(quadrature relationship)에 있어서는, 상, 하, 좌, 우로 조종된다. 육각형 어레이 같은 삼각형 기반 2D 어레이에 대하여, 세 개의 스캔라인들이 도 18d에 도시된 바와 같이 120°의 회전으로 생성된다. 본 도면에서 생성된 스캔라인들은 각각 $B_{\psi 0}$, $B_{\psi 120}$ 및 $B_{\psi 240}$ 으로 표시되며, 여기서, 아래첨자 번호는 패치의 공칭 조종 방향에 수직인 평면에서의 회전 방향을 지칭하고, 각도(ψ)는 공칭 조종 방향으로부터 각 스캔라인이 경사지는 작은 각도이다. 이 각도(ψ)는 세 개의 스캔라인들이 공칭적으로 조종된 빔의 빔폭 내에 유지되도록 상술한 바와 같이 작게 유지된다. 도 18c는 패치(202)의 표면에 수직인 조종된 패치에 수직으로 배향된 단일 스캔라인(B_0)을 예시한다.

비록 상술한 실시예들이 직사각형 어레이를 위한 직사각형 스캔 형상과, 육각형 어레이를 위한 삼각형 스캔 형상을 제안하였지만, 스캔 형상은 어레이 형상에 본질적으로 연동되는 것은 아니다. 직사각형 스캔이 육각형 어레이를 사용하여 형성될 수 있으며, 그 반대도 마찬가지이다.

도 18d에 의해 예시된 바와 같은 시스템 동작이 도 18b에 도시되어 있다. 본 도면의 스캔헤드는 도 18a의 마이크로-빔형성기(280)와 마찬가지로 하나의 라인 대신 각 패치(예로서, $B_{\psi 0}$, $B_{\psi 120}$, $B_{\psi 240}$)로부터 세 개의 멀티라인 신호들을 생성한다. 마이크로 빔형성된 패치 멀티라인들은 케이블(351)의 n 도전체들을 거쳐 초음파 시스템의 멀티라인 빔형성기(352)로 보내진다. 모든 패치들로부터의 멀티라인 스캔라인들은 다수의 스캔라인들을 형성하기 위해 시스템 멀티라인 빔형성기(352)에 조합된다. 또한, 멀티라인 스캔라인들 사이에 r.f. 보간을 수행하는 것도 가능하다. 그러나, 각 패치로부터의 멀티라인 신호들을 조합(빔형성)하고, 그 후, 비형성된 신호들상에 r.f. 보간을 수행하는 대신에, 빔형성 조합 이전에 독립적으로 각 패치로부터 수신된 신호들상에 r.f. 보간이 수행되는 것이 바람직하다. 이경우에, r.f. 보간의 가중 및 합산 작업 이전에, 각 공칭 조종 방향을 위한 각 패치 신호가 각 패치 위치 및 공칭 라인으로부터의 보간된 라인의 오프셋에 의해 결정된 양 만큼 다소 지연 또는 전진된다. 지연의 효과는 r.f. 보간 단계에 조합된 패치 파형들의 응집력을 최대화하는 것이다. 이는 보간 오류를 감소시키고, 감도를 향상시킨다. 특히, N 보간된 라인들이 K 멀티라인들을 각각 가지는 M 패치들로부터 생성되는 경우에, 이때, MN r.f. 보간기들은 각 멀티라인당 하나의 각 보간기가 K 지연 상태들 만큼 선행하는 것을 필요로한다. 이 동일한 방식(즉, 패치 신호 조합에 앞선 지연 + 개별 패치 r.f. 보간)도 연속하는 전송들 사이의 목표 운동이 과다하지 않은 비 멀티라인 모드의 상이한 방향들로부터 수신된 패치 신호들상에 사용될 수도 있다. 그 후, 다수의 스캔라인들이 상술한 바와 같이, 영상 프로세서(284)에 의해 프로세싱되고, 디스플레이(100) 상에 디스플레이된다. 케이블의 수신 신호 도전체들의 수(n)는 각 256 패치들로부터 세 개의 멀티라인들이 다중화없이 동시에 보내지는 경우에, 768이며, 이 수는 필요시 다중화에 의해 감소될 수 있다. 초음파 시스템에 의해 수신된 패치 멀티라인들은 필요시 시스템 빔형성 이전에 부가적인 스캔라인들을 형성하도록 보간될 수 있다. 그러나, 보간의 처리(가중 및 합산)는 빔성형의 그것과 기계적으로 호환성이 있어야 하기 때문에, 패치 멀티라인들은 빔형성된 멀티라인들의 형성을 위한 시스템 빔형성기에 직접적으로 공급될 수 있다.

다수의 디스플레이 포맷들이 본 발명의 3차원 디스플레이를 위해 사용될 수 있다. 도 20은 2D 트랜스듀서 어레이(200)에 의해 주사되는 용적 측정 영역(300)을 도시한다. 주사된 용적 측정 영역은 트랜스듀서로부터의 빔의 조종에 의존하여, 정사각형, 원통형 또는 피라미드형 같은 소정의 양호한 형상이 될 수 있다. 본 실시예에서, 용적 측정 영역(300)은 육각형 피라미드로서 도시되어 있다. 용적 측정 영역(300) 내에는 영상 평면(302)이 도시되어 있으며, 이는 이중선들에 의해 도시되어 있다. 영상 평면(302)은 용적 측정 영역(300)이 주사될 때 시간 인터리브 방식으로 주사된다. 시간 인터리브는 총 용적 측정 영역(300)을 주사하는데 필요한 것 보다 적은 시간에, 영상 평면(302)으로부터의 에코 데이터가 완전히 취득될 수 있게 하며, 따라서 영상 평면(302)의 디스플레이의 프레임 전송율은 용적 측정 디스플레이의 프레임 전송율보다 크다. 용적 측정 영역 및 평면 영상 데이터의 시간 인터리브가 도 21에 예시되어 있다. 이 도면은 에코 데이터가 용적 측정 디스플레이를 위해 취득되는 동안의 시퀀스(E_{300})를 도시하고 있다. 이 시퀀스는 평면 디스플레이를 위한 에코 데이터(E_{302})가 취득되는 동안 주기적으로 중단된다. 평면 에코 데이터 중 일부는 양쪽 디스플레이들 양자 모두를 위해 사용될 수 있다. 시퀀스들의 상대 지속 기간들 및 각 디스플레이를 위해 필요한 송수신 사이클들의 수는 두 디스플레이들의 프레임 전송율 관계를 결정한다.

용적 측정 및 평면 영상들은 도 22에 예시된 바와 같이, 함께 디스플레이되는 것이 적합하다. 디스플레이(100)의 좌측상에는 용적 측정 영역(300)의 삼차원 디스플레이가 있고, 이는 삼차원적 표현으로 용적 측정 영역내의 구조(304)를 도시한다. 디스플레이(100)의 우측상에는 이차원 영상 평면(302)이 있으며, 이는 삼차원 구조(304)를 통한 절단면(306)을 효과적으로 도시한다. 삼차원 영상(300)의 디스플레이의 프레임 전송율이 상대적으로 낮을 수 있는 반면에, 이차원 영상(302)의 디스플레이의 프레임 전송율은 보다 높을 수 있고, 이는 심장 같은 운동하는 물체들을 진단할 때 유용하다. 이차원 평면(304)의 위치는 본 실시예에 도시된 바와 같이 삼차원 디스플레이 내에 표시되는 것이 적합하다. 이는 사용자가 용적 측정 영역내의 이차원 영상 평면을 위한 기준의 근거를 사용자에게 제공한다. 사용자는 선택된 병의 상태가 보다 높은 프레임 전송율로 보여지도록 용적 측정 영역내의 절단면(306)의 위치를 이동시킬 수 있게 된다.

마우스 또는 트랙볼 같은 포인팅 장치를 조작함으로써, 용적 측정 영역(300)내의 영상 평면의 위치가 디스플레이의 좌측 상에서 변화될 수 있다. 사용자는 용적 측정 영역의 중앙축 둘레의 절단면을 회전시키거나, 체적내의 임의의 선택된 위치로 절단면을 드래그 또는 이동시키는 선택을 할 수 있다. 따라서, 디스플레이(100)는 보다 높은 실시간 프레임 전송율에서 선택된 평면과 비교적 낮은 프레임 전송율에서 용적 측정 영역을 디스플레이한다. 이 방법은 절단 평면이 트랜스듀서 구경로부터 연장할 때, 즉, 절단 평면이 " c" 평면이 아닐 때 적용한다.

다른 유용한 시간 인터리브 디스플레이 포맷이 도 23에 도시되어 있다. 영상 평면을 주사하기 위해 용적 측정 영역(300)을 주사하는 것을 중단하는 대신, 총 용적 측정 영역의 주사가 보다 작은 체적의 디스플레이의 보다 높은 프레임 전송율을 위해 용적 측정 영역(300)내의 보다 작은 체적(306)을 주사하도록 중단된다. 따라서, 주사 시퀀스는 E_{300} , E_{306} , E_{300} , E_{306} , E_{300} 등이다. 도 23은 총 용적 측정 영역(300)의 디스플레이를 도시한다. 용적 측정 영역(300)내에 윤곽선으로 그려져 있는 것은 보다 작은 용적 측정 영역(306)이다. 보다 작은 체적(306)은 디스플레이의 우측에 있는 확대도에 도시되어 있다. 보다 작은 체적(306)이 총 용적 측정 영역(300) 보다 자주 완전히 주사되기 때문에, 보다 작은 체적의 디스플레이의 프레임 전송율은 총 용적 측정 영역의 프레임 전송율보다 크다. 빔들의 수 및 이에 따른 보다 작은 체적을 주사하기 위해 필요한 시간은 보다 작은 체적의 측방향 차원, 즉, 본 실시예에서 보다 작은 체적의 저면 영역들과 상단부(308)의 차원들인 도 19의 평면의 함수이다. 다라서, 보다 작은 체적의 디스플레이의 프레임 전송율와, 양쪽 용적 측정 디스플레이들의 디스플레이의 프레임 전송율은 보다 작은 체적의 상단부(308)의 크기를 감소시킴으로써 증가될 수 있다. 상술한 실시예에서와 같이, 사용자는 보다 작은 체적을 용적 측정 영역 내에서 중앙선 둘레에서 회전시키거나, 용적 측정 영역(300) 내의 소정의 임의의 위치로 보다 작은 체적을 재배치하는 선택을 할 수 있다. 본 실시예에서, 사용자는 장애물의 표식들에 대하여 보다 긴밀하게 진단되게 되는 심장 동맥(12)의 부분을 포함하도록 보다 작은 체적을 위치시키며, 상기 진단은 확대된, 보다 높은 프레임 전송율의 보다 작은 체적 영상(306)에서 보다 확실하게 이루어질 수 있다. 이런 진단은 도플러 모드를 사용하여 수행되는 것이 바람직하며, 주변 조직이 매우 투명하게 랜더링된, 또는, 완전히 제거된 파워 도플러 모드에서 이루어지는 것이 바람직하다.

도 24 내지 도 26은 다른 혈관 구조 및 심장 동맥 영상화를 위해 유용한 다른 디스플레이 포맷을 예시한다. 도 24는 심장 동맥들의 삼차원 영상을 포함하는 용적 측정 영역(300)을 예시한다. 주 동맥(310)은 체적의 좌측으로부터 연장하며, 지류들(312, 314)로 세분 분기된다. 상술 및 도시된 바와 같이, 심장 동맥들은 심장의 표면을 횡단할 때, 비틀린, 꼬인 경로들을 따르게 된다. 보다 확실한 진단은 이 동맥들이 진단을 위해 효과적으로 " 직선화" 될 수 있는 경우에 이루어질 수 있다. 도 25 및 도 26은 이를 달성하기 위한 기술을 예시한다. 임상의학자들은 동맥(310) 같은 진단을 위한 특정 혈관을 표시한다. 초음파 시스템은 자동적으로 상기 표시된 혈관을 추종한다. 이를 달성하는 한가지 방법이 도 25에 도시되어 있으며, 여기서, 횡좌표는 초음파 영상의 공간적 차원이고, 종좌표는 영상의 강도 또는 밝기이다. 곡선(320)은 혈관중 한 쪽으로부터 다른 쪽까지의 동맥(310)을 가로지른 밝기 또는 색상의 변화를 예시한다. 예로서, 혈관은 회색 배경에 대하여 적색으로 채색될 수 있다. 색상 적색은 혈관의 일 측면이 부딪힐 때, 그리고, 곡선(320)이 310a에서 상승할 때 증가되고, 곡선(320)의 하향 경사(310b)에서 혈관의 다른 측면에서 감소된다. 경사들(310a, 310b)로부터, 초음파 시스템은 동맥의 중심(324)을 쉽게 결정할 수 있고, 따라서, 영상의 혈관의 중심을 따라 추종할 수 있다. 임상의학자가 지류(314)를 추종하기를 원할 때 지류(312)를 따르게 되는 경우 처럼, 자동 추종이 부정확하게 갈라지는 경우에, 임상의학자는 상기 지류(312)상에 클릭하여 그 추종을 삭제하고, 지류(314)를 클릭하여 지류(314) 상으로 동맥(310)의 추종이 지속되게 한다.

원하는 혈관 경로가 식별되고 나면, 혈관 경로는 도 26에 도시된 바와 같이 그 중앙선(324)을 따른 직선 경로에 다시 디스플레이되게 된다. 혈관은 필요시 중앙선을 따른 단면도에 디스플레이되거나, 상기 혈관이 도 24의 영상에서 삼차원이기 때문에, 상기 혈관은 " 둘러싸여지지 않은 상태" 가 될 수 있고, 외주는 도 26의 영상 높이(h)로서 디스플레이된다. 혈관이 이 " 직선화" 디스플레이에 도시될 때, 그리고, 필요시 확대될 때, 322로 도시된 것 같은 유로내의 장애물들은 보다 쉽게 식별될 수 있다. 장애물들은 혈관 원주의 " 둘러싸여지지 않은" 디스플레이에서 보다 쉽게 관찰되는 경우가 많다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

초음파 진단 스캔헤드(ultrasonic diagnostic scanhead)에 있어서,

스캔헤드 인클로저(enclosure)와,

상기 스캔헤드 인클로저에 위치되어 있고, 배치된 소자들의 복수의 그룹들(패치들)을 나타내는 적어도 2차원으로 연장하는 트랜스듀서 소자(transducer element)들의 어레이와,

상기 스캔헤드 인클로저에 위치되고 상기 패치들에 결합된 복수의 마이크로빔형성기(microbeamformer)들로서, 각각은 패치의 소자들에 의해 수신된 상기 신호들을 빔형성하도록 동작하고, 각각의 마이크로빔형성기는 상기 에코 시퀀스가 수신될 때, 전진 또는 지체시키는 것이 조정가능한 수신 에코 시퀀스에 지연들을 적용시키는, 상기 복수의 마이크로빔형성기들을 포함하고,

상기 패치의 소자들에 의해 수신된 에코 신호들로부터 형성된 빔의 조종 및 포커싱 중 적어도 하나가 상기 에코 시퀀스가 수신될 때, 변경되는, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

각각의 마이크로빔형성기는 패치의 소자들의 신호들을 공칭 수신 주파수에서의 파장의 일부분의 정렬로 되도록 동작하는, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 3.

제 1 항에 있어서,

각각의 마이크로빔형성기는 상기 패치의 소자들에 결합된 복수의 샘플링 지연 라인들을 포함하는, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 4.

제 3 항에 있어서,

각각의 샘플링 지연 라인은 에코 신호들이 미리 결정된 회수로 샘플링되는 입력을 가지고, 상기 에코 신호들이 미리 결정된 회수로 샘플링되는 출력을 갖는, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 5.

제 4 항에 있어서,

상기 입력과 출력 샘플 간의 차이점은 타임 시프터(time shifter)에 의해 결정되는, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 6.

제 5 항에 있어서,

상기 상대 입력 및 출력 샘플 타이밍은 에코 신호 샘플들이 상기 샘플링 지연 라인에 의해 처리될 때 상기 타임 시프터에 의해 전진 또는 지체되는 것이 조정가능한, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 7.

제 6 항에 있어서,

상기 입력 샘플 타이밍은 입력 클록 신호에 의해 결정되고, 상기 출력 샘플 타이밍은 출력 클록 신호에 의해 결정되고, 상기 클록 신호들 중 하나에 클록 주기들을 차단하거나 또는 삽입함으로써 상기 입력 및 출력 샘플 타이밍의 상대적 타이밍을 변경시키도록 동작하는 클록 지연 콘트롤러를 더 포함하는, 초음파 진단 스캔헤드.

청구항 8.

적어도 2차원으로 연장하고, 배치된 소자들의 패치들에 배열된 트랜스듀서 소자들의 어레이를 갖는 초음파 스캔헤드에서, 각각의 패치는 상기 패치에 의해 수신된 상기 에코 신호들을 빔형성하도록 작용하는 상기 패치들의 소자들에 결합된 복수의 지연 라인들을 갖는 마이크로빔형성기에 결합되는, 상기 초음파 스캔헤드에서, 에코 시퀀스의 수신 동안, 빔을 조정 및 포커싱하는 것 중 적어도 하나에 대한 방법에 있어서,

상기 지연 라인들의 상기 입력들에 상기 패치의 소자들에 의해 수신된 에코 신호들을 적용시키는 단계와,

에코 신호들이 상기 지연 라인들의 상기 입력들을 통과할 때의 상기 지연 타이밍을 전진 또는 지체시키는 단계, 및

생성된 지연된 에코 신호들을 상기 마이크로빔형성기의 상기 지연 라인들의 출력들에 결합시키는 단계를 포함하는, 빔 조정 또는 포커싱 방법.

청구항 9.

제 8 항에 있어서,

상기 지연 타이밍을 전진 또는 지체시키는 단계는 상기 패치의 소자들의 출력 신호들을 상기 패치의 미리 결정된 소자의 상기 타이밍과 시간 정렬 시키도록 하는 단계를 포함하는, 빔 조정 또는 포커싱 방법.

청구항 10.

제 8 항에 있어서,

적용 단계는 입력 샘플링 클록의 제어하에서 에코 신호들을 샘플링하는 단계를 포함하고, 출력 샘플링 클록의 제어하에서 지연 라인의 상기 출력에서 에코 신호들을 샘플링하는 단계를 더 포함하고, 상기 지연 라인의 지연 타이밍을 전진 또는 지체시키는 단계는 상기 샘플링 클록들 중 하나에 클록 사이클들을 차단 또는 삽입하는 단계를 포함하는, 빔 조정 또는 포커싱 방법.

청구항 11.

초음파 진단 영상화 시스템에 있어서,

2차원 어레이 트랜스듀서를 갖는 스캔헤드로서, 소자들은 에코 수신동안 배치된 소자들의 패치들에 그룹화되고, 복수의 마이크로빔형성기들 각각이 상기 패치의 소자들에 의해 수신된 상기 에코 신호들을 동적으로 포커싱하도록 동작하는 패치에 결합되는, 상기 스캔헤드와,

상기 마이크로빔형성기에 결합된 신호 전송 디바이스, 및

패치 신호들을 빔형성하도록 동작하는 상기 신호 전송 디바이스에 결합된 빔형성기를 갖는 초음파 시스템을 포함하는, 초음파 진단 영상화 시스템.

청구항 12.

제 11 항에 있어서,

상기 신호 전송 디바이스는 케이블을 포함하는, 초음파 진단 영상화 시스템.

청구항 13.

제 12 항에 있어서,

각각의 마이크로빔형성기는 에코 신호들이 지연 라인들을 통과할 때, 그 지연들을 전진 또는 지체시키는 것이 조정가능한 복수의 지연 라인들을 포함하는, 초음파 진단 영상화 시스템.

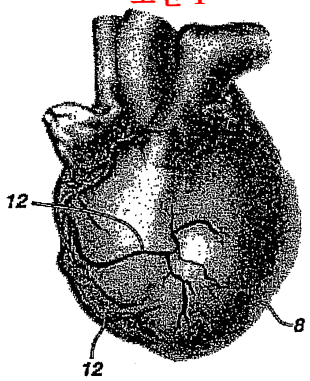
청구항 14.

제 13 항에 있어서,

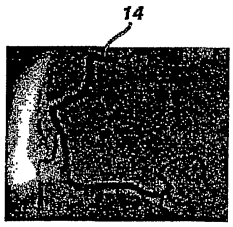
상기 마이크로빔형성기의 지연 라인들은 상기 패치의 소자들의 신호들이 상기 패치의 소자들 중 하나의 신호와 시간 정렬하도록 동작하는, 초음파 진단 영상화 시스템.

도면

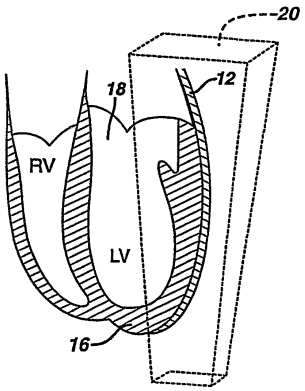
도면 1



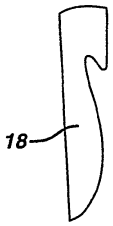
도면 2



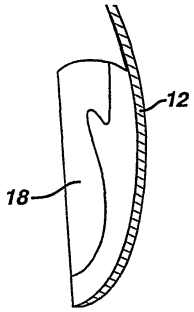
도면 3



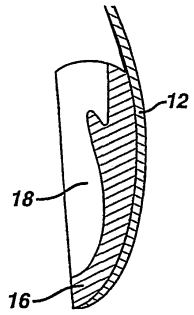
도면 4a



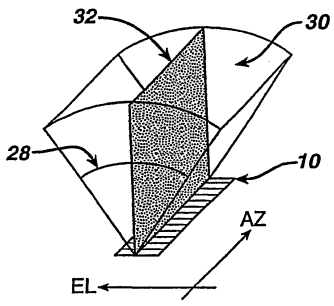
도면 4b



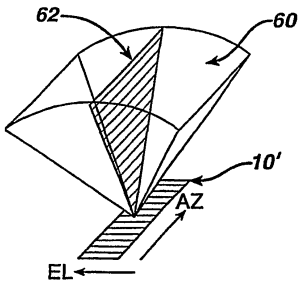
도면 4c



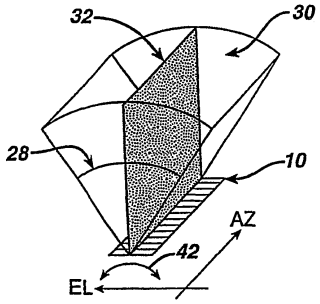
도면 5a



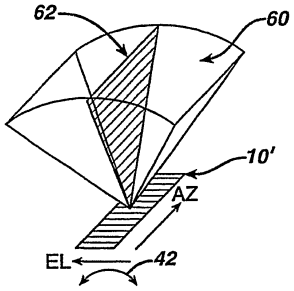
도면 5b



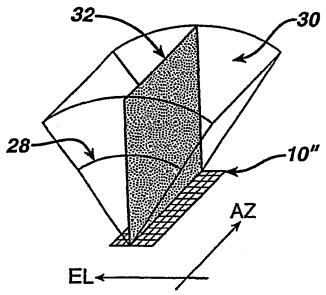
도면 6a



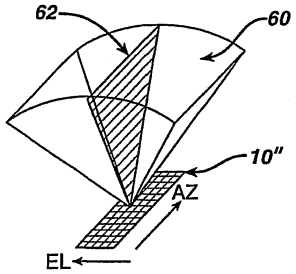
도면 6b



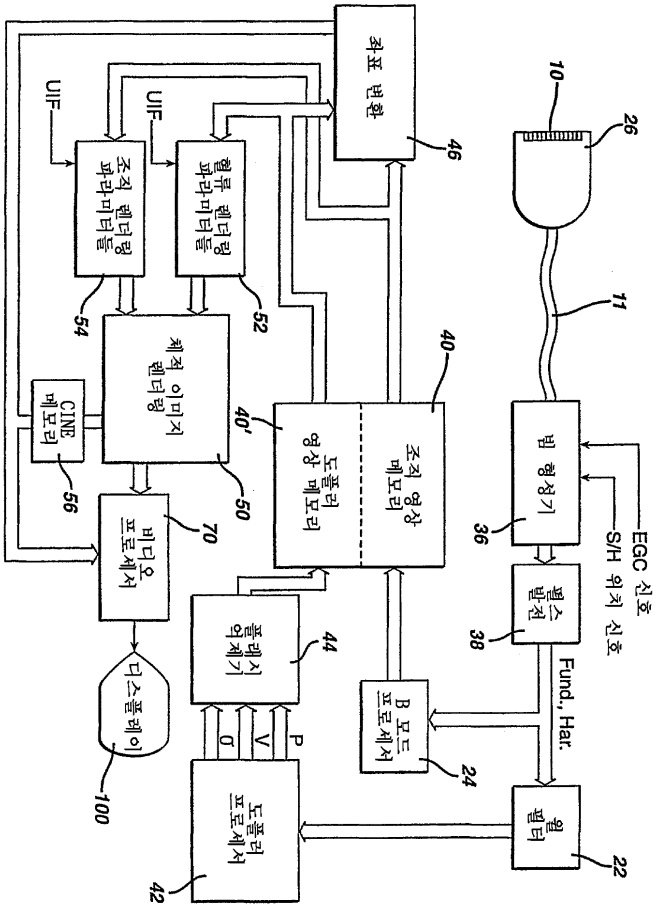
도면 7a



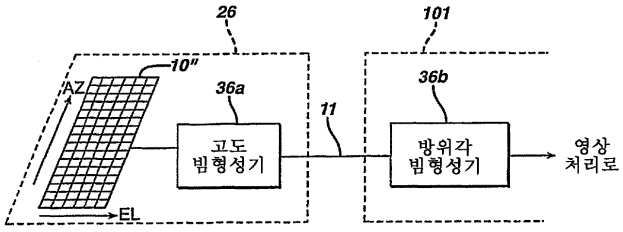
도면 7b



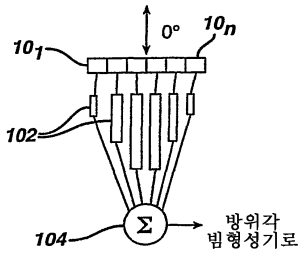
도면 8


좌표 변환
46
조직 렌더링 파라미터들
혈류 렌더링 파라미터들
UIF
UIF
54
52
체적 이미지 렌더링
40'
CINE 메모리
56
50
비디오 프로세서
70
디스플레이
100
도플러 영상 메모리
조직 영상 메모리
40
플래시 억제기
44
B 모드 프로세서
24
도플러 프로세서
42
P
V
σ
빔 형성기
36
펄스 발진
38
월 필터
22
Fund., Har.
EGC 신호
S/H 위치 신호
10
26
11

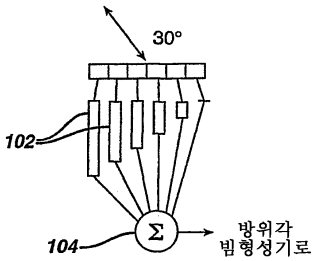
도면 9


26
101
10"
AZ
EL
36a
고도 빔형성기
11
36b
방위각 빔형성기
영상 처리로

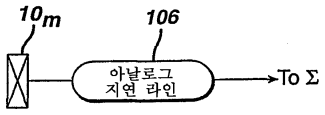
도면 10a



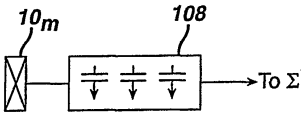
도면 10b



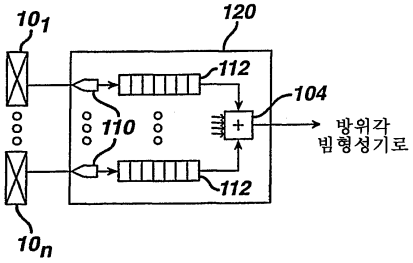
도면 11a



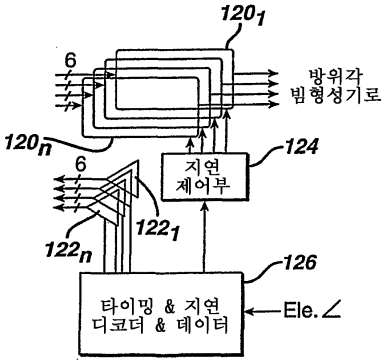
도면 11b



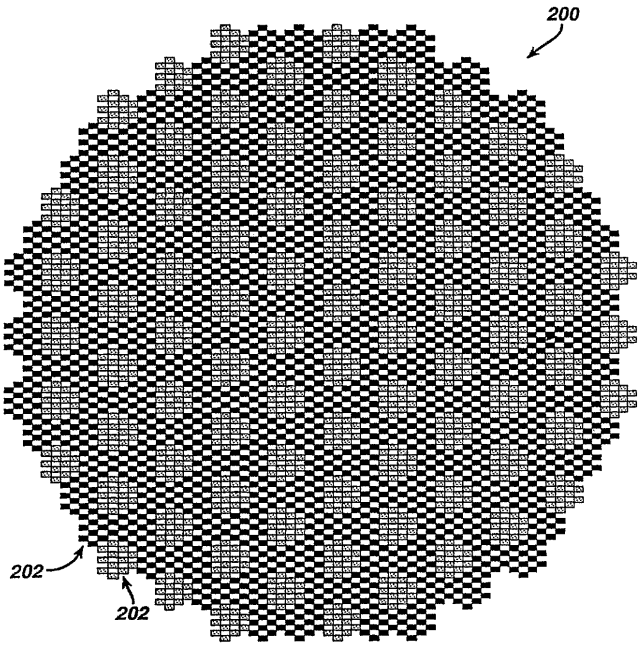
도면 11c



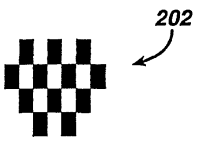
도면 12



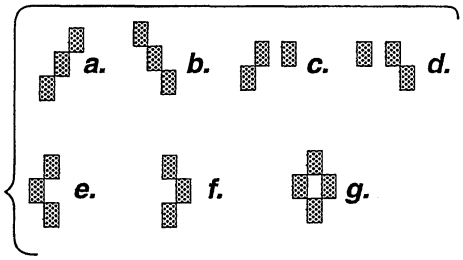
도면 13



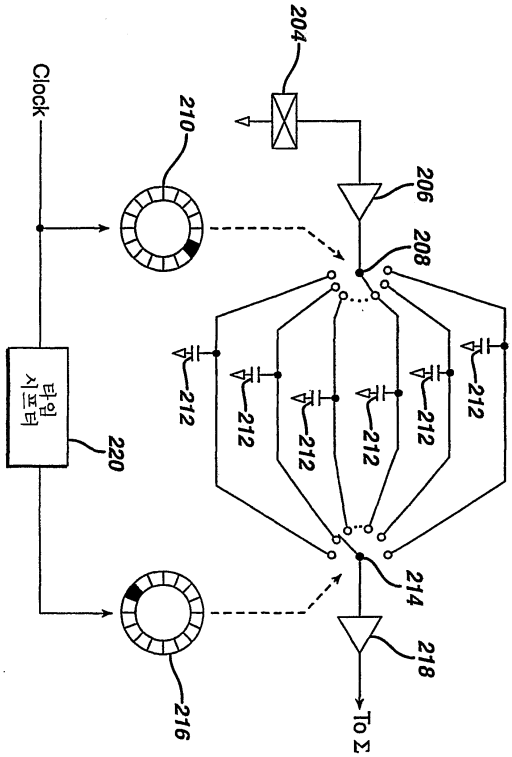
도면 14



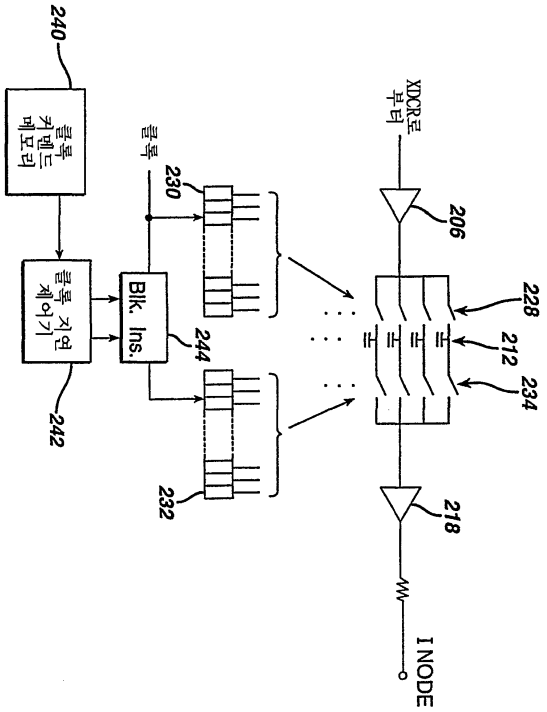
도면 15


a.
b.
c.
d.
e.
f.
g.

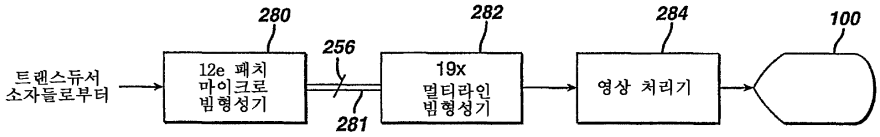
도면 16


204
Clock
210
206
208
212
212
212
212
212
212
탭잉 시프터
220
214
218
216
To Σ

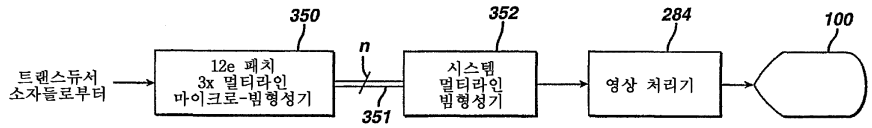
도면 17



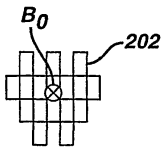
도면 18a



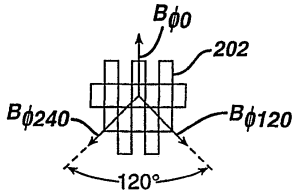
도면 18b



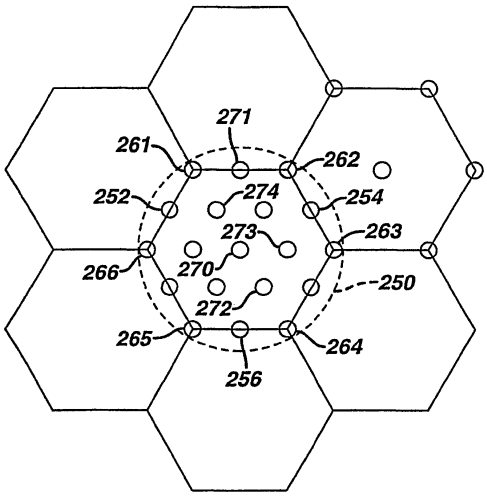
도면 18c



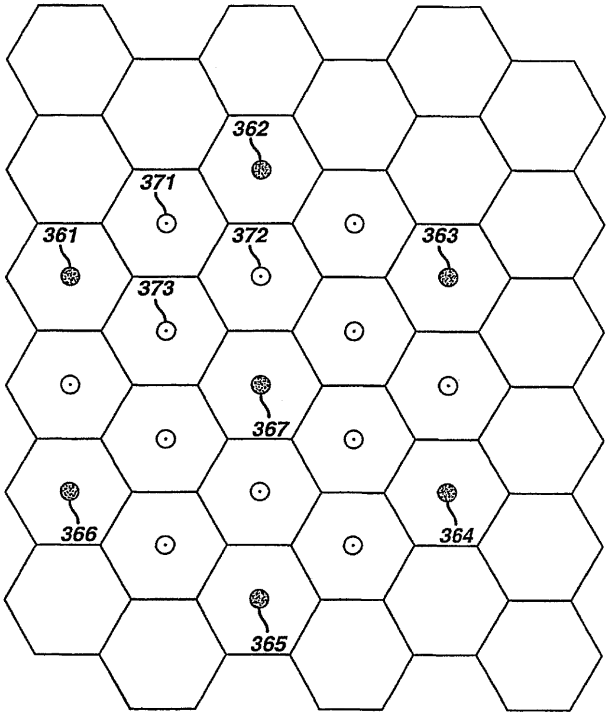
도면 18d


Bϕ0
202
Bϕ240
Bϕ120
120°

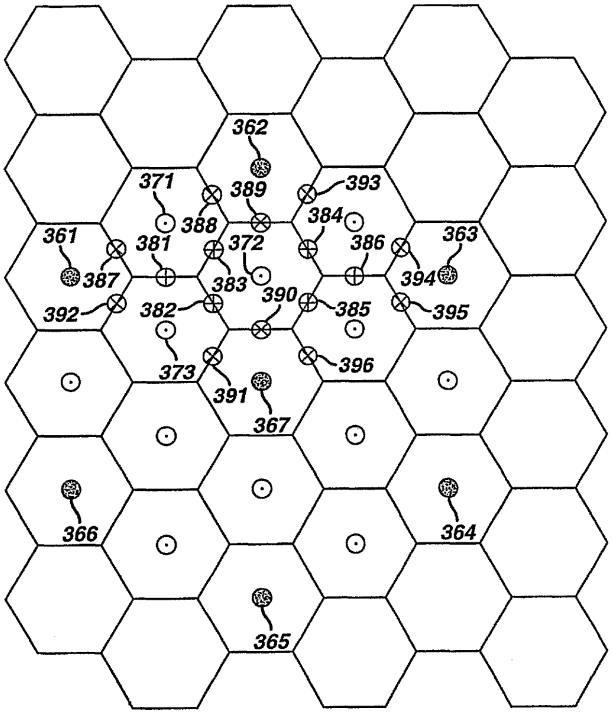
도면 19a


271
261
262
252
274
254
273
263
266
270
250
272
265
264
256

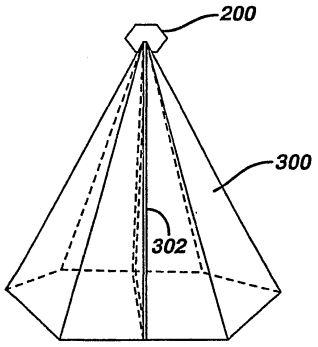
도면 19b



도면 19c

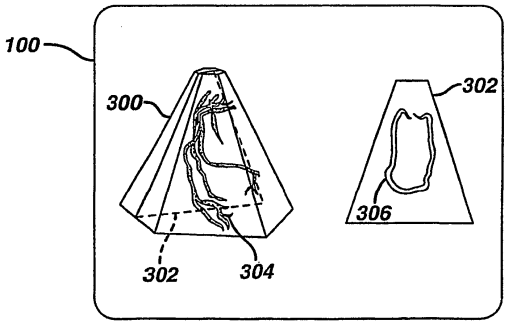


도면 20

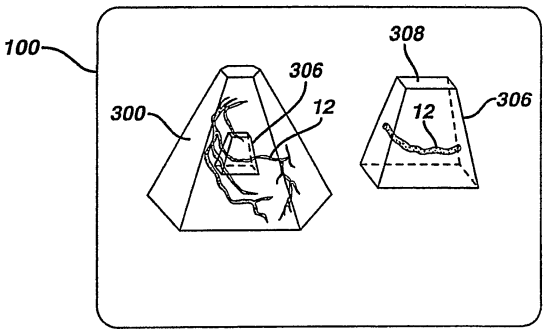


도면 21

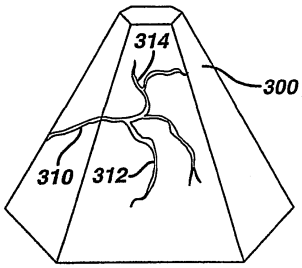
도면 22



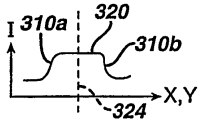
도면 23



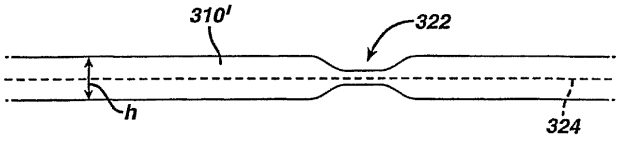
도면 24



도면 25



도면 26



专利名称(译)	具有动态微束形成的超声诊断成像系统		
公开(公告)号	KR1020020044563A	公开(公告)日	2002-06-15
申请号	KR1020027005171	申请日	2001-08-23
[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	POWERS JEFFRY E 파워스제프리이 AVERKIOU MICHALAKIS 애버큐미칼라키스 BRUCE MATTHEW 브루스매튜 SKYBA DANNY M 스키바대니엠		
发明人	파워스제프리이. 애버큐미칼라키스 브루스매튜 스키바대니엠.		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G10K11/34 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/4472 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52025 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S7/52095 G01S15/8918 G01S15/8925 G01S15/894 G01S15/8963 G01S15/8979 G01S15/8993 G10K11/341 Y10S128/916 G10K11/346		
代理人(译)	李，何炳 李昌勋		
优先权	09/645872 2000-08-24 US 09/908996 2001-07-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了使用二维阵列换能器描绘体积区域的超声波方法和设备。超声探头包括2D阵列换能器，用于从阵列装置和微束成形器的组中在探头中形成束信号。微型光束形成器动态地操作通过组或贴片装置接收的光束，或者它可以聚焦。在超声系统中组合波束形成的贴片信号，其中波束形成的最后步骤在波束形成器中执行。二维阵列换能器，体积区域，超声波检查，超声波探头，微束形成器。