(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/00

(11) 공개번호 특2003-0017413
(43) 공개일자 2003년03월03일

(21) 출원번호 10-2002-0049964
(22) 출원일자 2002년08월23일

(30) 우선권주장 09/682,358 2001년08월24일 미국(US)

(71) 출원인 지이 메디컬 시스템즈 글로발 테크놀러지 캄파니 엘엘씨
미국 위스콘신주 53188 워케샤 노오스 그랜드뷰 블루바드 3000

(72) 발명자 브재럼스테이너
노르웨이호튼엔-3182조타트8
키르크혼요한
노르웨이호튼엔-3189블레켓14
토프한스가만
노르웨이트론드하임엔-7024아니비베이엔13
빅젠크제틸
노르웨이트론드하임엔-7050프레스테크라젠6-51
올스타드브존
노르웨이스타텔3960브레흐스게이트1
크리스토퍼슨크젤
노르웨이오슬로엔-0379몬테벨로베이엔7
스텐에릭엔
노르웨이모스엔-1515아릴드스베이1
새트레다그핀
노르웨이호튼엔-3183네드레케이스마크27

(74) 대리인 김창세
장성구

심사청구 : 없음

(54) 진단 초음파 이미지 획득 방법 및 관심 대상 초음파이미지 획득 방법

요약

두 개의 초음파 이미지를 동시에 획득할 수 있는 방법에 제공된다. 제 1 초음파 펄스 세트(802)는 제 1 동작 모드를 이용하여 제 1 프레임 비율로 송신된다. 그 제 1 초음파 펄스 세트(802)로부터의 에코가 수신된다. 제 2 초음파 펄스 세

트(810)가 제 2 동작 모드를 이용하여 제 2 프레임 비율로 송신된다. 제 1 및 제 2 프레임 비율은 서로 다르다. 제 1 초음파 펄스 세트(802)는 전체 이미지를 정의하는 반면, 제 2 초음파 펄스 세트(810)는 부분 이미지를 정의한다. 제 2 초음파 펄스 세트(810)로부터의 에코가 수신되고, 제 1 및 제 2 초음파 펄스 세트(802,810)가 단일 이미지로 디스플레이 된다.

대표도

도 1

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 일실시예에 따라 구성된 초음파 시스템의 블록도,

도 2는 통상적 섹터 스캔형 2D 도플러 획득에 대한 기하학적 구조를 도시하는 도면,

도 3은 통상적 2D 도플러 획득에 대한 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 4는 도플러 펄스와 B 모드 펄스의 인터리빙을 이용한 통상적 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 5는 인터리빙된 2개의 도플러 송신 방향을 갖는 통상적 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 6은 인터리빙된 4개의 도플러 송신 방향을 갖는 통상적 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 7은, 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 슬라이딩 윈도우 기법을 이용하여 동일한 송신 펄스로부터 도플러 및 B 모드 이미지를 계산하는 방법을 도시하는 도면,

도 8은, 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 B 모드 프레임 비율을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 9는, 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 도플러 펄스 패킷간에 인터리빙된 B 모드 펄스와 축소된 B 모드 프레임 비율을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 10은 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 B 모드 프레임 비율과 2개의 인터리빙된 도플러 송신 방향을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 11은 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 B 모드 프레임 비율과 4개의 인터리빙된 도플러 송신 방향을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 12는 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 B 모드 프레임 비율과 4개의 인터리빙된 도플러 송신 방향을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 13은 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 B 모드 프레임 비율과, 4개의 인터리빙된 도플러 송신 방향과, 일정한 도플러 프레임 비율을 달성하기 위하여 삽입된 휴지기간(pause)을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 14는 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 B 모드 프레임 비율을 갖는 연속 2D 도플러 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 15는 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 축소된 프레임 비율을 갖는 연속 B 모드 획득 및 제 2의 B 모드 획득을 이용한 B 모드 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 16은 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 증가된 수의 도플러 송신 방향과 축소된 B 모드 프레임 비율을 갖는 연속 2D 도플러 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 17은 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 도플러 펄스간에 인터리빙된 B 모드 펄스를 갖는, 도플러 데이터의 연속 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 18은 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 도플러 프레임 비율과 B 모드 프레임 비율 사이에 정수가 아닌 비율(non-integer ratio)을 갖는 연속 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면,

도 19는 본 발명의 일실시예에 따라서 얻어진, 동일한 방향의 도플러 펄스 간에 일정한 시간 인터벌을 달성하기 위하여 스캔 시퀀스에 삽입된 휴지기간을 갖는 연속 획득을 이용한 2D 도플러 획득의 스캔 시퀀스를 도시하는 도면.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

102 : 송신기104 : 변환기

106 : 프로브108 : 수신기

110 : 빔 형성기112 : RF 프로세서

114 : RF/IQ 버퍼116 : 신호 프로세서

118 : 디스플레이 시스템122 : 이미지 버퍼

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명에 관한 일부 실시예는 의학 진단을 위한 인체 해부 조직(human anatomy)의 초음파 촬상(ultrasonic imaging)에 관련된다. 특히, 본 발명에 관한 일부 실시예는 초음파 촬상의 공간 해상도 및 시간 해상도(spatial and temporal resolution)를 향상시키기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

2차원(2D) 초음파 도플러(Doppler) 촬상은, 인체 흉곽(human breast)을 힘으로 누르는 경우 등에 나타나는 근육 조직의 움직임 및 변형(muscular tissue movement and deformation)에 관한 시각화뿐만 아니라 인체 내부의 혈류에 관한 시각화(blood flow visualization)에 이용된다. B 모드 그레이스케일 섹터(B-mode gray scale sector)와 그 B 모드 섹터의 전체 또는 일부를 커버(covering)하는 섹터의 2D 도플러 정보를 별도로 획득할 수 있다. 도플러 정보가 컬러 코드화(color-coded)되고 B 모드 이미지 상에 중첩되어 관심 영역(area of interest)의 속도 정보(velocity information)를 시각화한다. 조직 구조를 시각화하는데 그레이스케일 이미지가 이용되고 속도 정보를 나타내는데 도플러 이미지가 이용되므로, B 모드 이미지는 종종 " 조직 이미지(tissue image)" 라고 불린다.

종래의 기법은 고해상도 2D B 모드 이미지를, 동일한 프레임 비율(frame rate)로 얻어진, 보다 저해상도의 2D 도플러 이미지와 결합한다. 예컨대, 도 2는 통상적 섹터 스캔형 2D 도플러 획득물(sector scanned 2D Doppler aquisition)에 대한 기하학적 구조를 도시하고 있다. 기하학적 구조의 이미지(202)는 B 모드 섹터 이미지 상에 중첩된 도플러 섹터 이미지를 도시하고 있다. B 모드 섹터 이미지(204)는 B 모드 송신 빔(B-mode transmit beam)(206)으로 구성된다. 도플러 섹터 이미지(208)는 도플러 송신 빔 방향(Doppler transmit beam direction)(210)으로 구성된다. 이 예에서는, B 모드 송신 빔의 수(N_B)가 12이고, 도플러 송신 빔 방향의 수(N_D)가 4이다. 따라서, B 모드 섹터 이미지(204)는 도플러 섹터 이미지(208)보다 더 높은 빔 밀도(beam density)와 더 높은 해상도를 갖는다.

도 3은 통상적 2D 도플러 획득물의 스캔 시퀀스(scan sequence)를 도시하고 있다. 12개의 도플러 펄스(302-324)와 12개의 B 모드 펄스(326-348)가 도시되어 있다. 먼저, 도플러 펄스(302)에서 시작하여, 도플러 펄스(302-324)가 순차적으로 송신된다. 그런 다음, B 모드 펄스(326)에서 시작하여, B 모드 펄스(326-348)가 순차적으로 송신된다. B 모드 펄스(326-348)는 송신 방향을 나타내도록 레이블(labeled)된다. 예컨대, B_1이라고 레이블된 B 모드 펄스(326)는 그 B 모드 펄스가 방향(1)으로 송신된다는 것을 나타낸다. B_{11}이라고 표시된 B 모드 펄스(346)는 그 B 모드 펄스가 방향(11)으로 송신된다는 것을 나타낸다. 도플러 펄스(320-324)는 D_{ij}(i방향에서 j번째 도플러 펄스 송신임을 나타냄)로 레이블된다. 도플러 펄스(320-324)는 패킷(350-356)의 각 부분이다. 동일한 방향으로 송신된 각 도플러 펄스(302-324)는 동일한 패킷(350-356)의 일부이다. 패킷 사이즈(packet size; PS)는 각 패킷(350-356) 내 도플러 펄스(320-324)의 수이다. 예컨대, 도 3의 PS는 3이다. 그러므로, 각 패킷(350-356)은 동일한 송신 빔 방향으로 송신된 도플러 펄스(302-324)를 포함하며, 각 패킷(350-356)은 서로 다른 방향으로 송신된다.

2D 도플러에 대한 속도는 패킷(350-356)으로부터 수신된 신호에 근거하여 각 빔 방향에 따른 지점에서 평가된다. 예컨대, 도플러 펄스(302,304,306) 각각은 빔 방향(1)의 패킷(305)에 대한 속도 측정치(measurement)를 평가하는데 이용될 수 있다. 하나의 패킷 내의 두 도플러 펄스 간 시간은 도플러 펄스 반복 시간(Doppler pulse repetition time; PRT_D)라고 불리고, 도플러 펄스 반복 주파수(Doppler pulse repetition frequency; PRF_D)는 $PRF_D = 1/PRT_D$이다.

관심 대상인 인체의 내부 깊이가 최대 PRF_D(PRF_{DMAX})를 결정할 것이다. 송신된 도플러 펄스(302-324)는 관심 대상의 가장 깊은 부분까지 전파되고 새로운 펄스를 송신하기 이전에 변환기(transducer)로 되돌아와야 한다. 또한, 하드웨어 한계와, 촬상 깊이를 넘어선 깊이의 반사부(reflector)로부터의 잔향(reverberation)이 고려될 필요가 있다. 도 3에 있어서, $PRF_D > 0.5 * PRF_{DMAX}$이다.

한 프레임의 도플러 및 B 모드 데이터를 얻는데 필요한 시간은 T_{frame}이다. 프레임 비율(frame rate; FR)은 $FR = 1/T_{frame}$으로 계산된다. 각 도플러 이미지 프레임 사이에 하나의 완전한 B 모드 이미지 프레임이 얻어지기 때문에, 도플러(FR_D)에 대한 프레임 비율은 B 모드(FR_B)에 대한 프레임 비율과 동일하다. 하나의 이미지 프레임을 얻는 동안, 도플러 펄스(302-324)가 각각 한번 송신되고 B 모드 펄스(326-348)가 각각 한번 송신된다. 하나의 프레임을 획득하는 시간(T_{frame})은 다음 식에 의하여 계산될 수 있다.

$$T_{frame} = (N_D \times PS)/PRF_D + N_B/PRF_B \quad \text{(식 1)}$$

여기서 T_{frame}은 하나의 이미지 프레임을 획득하는 시간이고, N_D는 도플러 송신 빔 방향의 수이며, PS는 패킷 사이즈이고, PRF_D는 도플러 펄스 반복 주파수이고, N_B는 프레임 당 B 모드 송신 펄스의 수이며, PRF_B는 B 모드 펄스 반복 주파수이다. 도 3에서는, 예컨대, $N_D = 4$이고, $PS = 3$이며, $N_B = 12$이다.

도 4는 도플러 펄스와 B 모드 펄스의 인터리빙(interleaving)을 이용한 통상적 2D 도플러 획득물의 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 12개의 도플러 펄스(402-424)와 12개의 B 모드 펄스(426-448)가 도시되어 있다. 도플러 펄스(402-424)는 각각 패킷(450-456)의 일부이다. 각 패킷(450-456)은 하나의 빔 방향으로 송신된 펄스이며, 각 패킷(450-456)은 서로 다른 방향으로 송신된다.

도 3에서와 같이, 도 4는 4개의 도플러 송신 빔 방향을 갖는다. 그러나, 도 4에서, 송신 빔 방향(각각은 세 개의 도플러 펄스(402-424)로 구성됨)은 B 모드 펄스(426-448)와 인터리빙 된다. 먼저, 도플러 펄스(402-426)가 방향(1)으로 송신된다. 그런 다음, B 모드 펄스(426-430)가 송신되고, 그 다음 도플러 펄스(408-412)가 방향(2)으로 송신되는 식이다. B 모드 펄스(426-448)를 도플러 펄스(402-424) 시퀀스와 인터리빙 함으로써, 도플러 이미지 획득과 그 다음의 B 모드 이미지 획득간의 타이밍 차이를 줄인다. 그러나, 프레임 당 획득 시간은 변경되지 않고, 따라서 도플러 스캔 이미지를 획득하는 시간은 B 모드 스캔 이미지를 획득하는 시간과 동일하다. 달리 말하면, 모든 도플러 이미지마다 하나의 B 모드 이미지가 얻어진다. 그러므로, FR_D는 FR_B와 동일하다.

속도가 더 낮게 측정되는 경우, PRF_D가 줄어들 수 있다. PRF_D가 줄어들면, 방정식(1)에 의하여 표시된 바와 같이, 프레임 당 획득 시간이 증가하고 프레임 비율이 감소할 수 있다. 그러나, 도플러 빔 인터리빙을 이용함으로써 프레임 비율은 유지될 수 있다. 제 1 방향으로 도플러 펄스를 송신한 다음, 그 제 1 방향으로 제 2의 펄스를 송신하기 이전에 하나 이상의 다른 방향으로 도플러 펄스를 송신한다. 도플러 빔 인터리빙에 있어서, 인터리브 그룹 사이즈(Interleave Group Size; IGS)는 인터리빙 되는 도플러 빔 방향의 수를 나타낸다.

그러므로, IGS가 정수 ≥ 2이고, $PRF_D \leq PRF_{Dmax/IGS}$ 인 경우 도플러 빔 인터리빙을 이용하여, 더 낮은 속도에 대하여도, 동일한 프레임 비율이 동일한 수의 송신 방향과 함께 유지될 수 있다. $PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS$가 일정하게 유지된다면, PRF_D가 줄어드는 경우 프레임 당 스캐닝 시간이 일정하게 유지된다. 따라서, 다음 관계식에 나타난 바와 같이, PRF_D가 감소할 때 IGS를 증가시킴으로써 PRF_{Dmax}를 일정하게 유지할 수 있다.

$$T_{frame} = (N_D \times PS)/(PRF_D \times IGS) + N_B/PRF_B = (N_D \times PS)/PRF_{Dmax} + N_B/PRF_B$$

도 5는 인터리빙된 2개의 도플러 송신 방향으로의 통상적 2D 도플러 획득물의 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 12개의 도플러 펄스(502-524)와 시간상 뒤이은 12개의 B 모드 펄스(526-548)가 도시되어 있다.

도 3에 도시된 바에 따르면, 도플러 펄스는 패킷의 각 부분으로서 하나의 빔 방향에 따른 이미지 내부의 펄스 송신들로 이루어진다. 도 3에서는, 하나의 패킷을 구성하는 도플러 펄스 전체가 다른 패킷의 도플러 펄스를 송신하기에 앞서 송신된다. 그러나, 도 5에서는, 앞서 논의된 바와 같이 도플러 펄스(502-524)가 도플러 빔 인터리빙 방법을 이용한다. 도플러 펄스(502)는 방향(1)으로 송신되고, 그 다음 도플러 펄스(504)가 방향(2)으로 송신된다. 그런 다음, 도플러 펄스(506)가 방향(1)으로 송신되고, 이어서 도플러 펄스(508)가 방향(2)으로 송신된다. 두 개의 도플러 빔 방향이 인터리빙 되기 때문에, 도 5의 IGS는 2이다. 일단 도플러 송신 빔이 완성되면, B 모드 펄스가 송신된다.

도 6은 인터리빙된 4개의 도플러 송신 방향으로의 통상적 2D 도플러 획득물의 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 12개의 도플러 펄스(602-624)와 12개의 B 모드 펄스(626-648)가 도시되어 있다. 하나의 도플러 펄스(602-624)는, 두 번째 도플러 펄스(602-624)가 임의의 방향으로 송신되기 이전에, 4개의 송신 방향 각각으로 송신된다. 도 6의 IGS는 4이다.

전술된 기법과 더불어, 약간 다른 방향으로 초점을 맞추면 송신된 펄스 각각마다 여러 수신 빔을 얻는 것이 가능하다. 이 기법은 병렬 빔형성(parallel beamforming)이나 멀티라인 획득(Multi-Line Acquisition; MLA)이라고 불린다. B 모드 송신 빔 당 병렬 수신 빔의 수(MLA_B)는 도플러 송신 빔 당 병렬 수신 빔의 수(MLA_D)와 다를 수 있다.

심장 촬상에 있어서 MLA를 이용하는 통상적 패킷 획득 셋업으로 얻어진 프레임 비율과 빔 밀도의 일예를 아래에 제시한다. 이 예에서는, 잔향 효과(reverberation effect)를 최소화하도록 PRF_B가 PRF_D보다 더 낮다.

$PRF_B = 3kHz$ $PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS = 4kHz$

$N_B = 36$ $N_D = 8$

$MLA_B = 2$ $MLA_D = 4$

$PS = 3$

프레임 당 획득 시간 : $T_{frame} = N_D * PS/PRF_{Dmax} + N_B/PRF_B = 18$ ms

프레임 비율 : $FR = 1/T_{frame} = 55$ Hz

도플러 수신 빔 : $MLA_D * N_D = 32$

B 모드 수신 빔 : $MLA_B * N_B = 72$

조직 도플러 기법(tissue Doppler technique)에 있어서는, 앞서 논의된 통상적 2D 도플러 획득 기법으로 달성 가능한 것보다 훨씬 높은 프레임 비율이 요구된다. 종종 혈류 분출(flow jet)이나 빠른 조직 움직임 등에 있어서 세부적 사항을 캡쳐할 필요가 있는 때는 도플러 정보를 위하여 고프레임 비율이 필요하지만, 조직 B 모드 이미지가 그리 자주 갱신될 필요는 없다. 고해상도 B 모드 이미지를 얻기 위해서는, 결합 B 모드/도플러 프레임 비율이 비교적 낮아진다. 예컨대, 심장 사이클의 이완 단계(relaxation phase) 동안 심장 근육이 빠르게 움직이는 것으로 평가되는 경우, 전술된 획득 기법에 의할 때 가장 큰 문제점은 B 모드 이미지의 공간 해상도를 줄이지 않고서 2D 도플러 프레임 비율이 증가될 수 없다는 점이다. 그러나, 심근 전체를 커버하는 섹터에서 바람직한 B 모드 해상도를 얻기 위하여, 프레임 비율은 줄어들어야 한다. 예컨대, 앞서 지적한 바와 같이 MLA를 이용하는 통상적 패킷 획득에 있어서 55Hz의 프레임 비율은 심장 촬상에 있어서의 바람직한 프레임 비율보다 훨씬 더 낮아서, 애플리케이션에 따라 초당 100 프레임 내지 초당 300 프레임 정도까지 일수 있다.

또한, B 모드 촬상 동안, 서로 다른 영역마다 B 모드 이미지의 해상도에 대한 요청이 서로 다를 수 있다. 심장 판막(cardiac valve)을 조사하는 경우 등이 그 예이다. 판막을 둘러싼 일부 영역에서는, 고 공간 해상도 및 고 시간 해상도 양자 모두가 요청된다. 이미지 다른 부분은 방향 설정(orientation)에 주로 이용되는데, 모두 저 해상도로도 가능하다.

그러므로, 업계에서는, 이전에 겪어 왔던 앞서 언급된 문제점을 어드레스(address)하는 초음파 데이터 획득을 위한 방법 및 장치에 대한 필요성이 줄곧 있어왔다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

적어도 하나의 실시예에 따르면, 동시에 두 개의 초음파 이미지를 획득하는 방법이 제공된다. 제 1 동작 모드에 따라서 제 1 프레임 비율로 제 1 초음파 펄스세트가 송신된다. 그 제 1 초음파 펄스 세트로부터의 에코(echo)가 수신된다. 제 2 동작 모드에 따라서 제 1 프레임 비율과 다른 제 2 프레임 비율로 제 2 초음파 펄스 세트가 송신된다. 제 1 및 제 2 초음파 펄스 세트에 의한 에코가 하나의 이미지로 디스플레이 된다.

또 다른 실시예에서, 제 1 초음파 펄스 세트는 도플러 이미지를 정의하고 제 2 초음파 펄스 세트는 B 모드 이미지의 일부를 정의한다. B 모드 이미지의 제 1 부분은 도플러 이미지가 얻어지기 이전에 획득될 수 있다. 도플러 이미지가 얻어진 이후에 B 모드 이미지의 제 2 부분이 획득된다. 도플러 및 B 모드 이미지가 중첩되어 하나의 이미지를 디스플레이 한다.

또 다른 실시예에서, 제 1 초음파 펄스 세트는 고 해상도 B 모드 이미지를 정의하고 제 2 초음파 펄스 세트는 저 해상도 B 모드 이미지를 정의한다. 고 해상도 B 모드 이미지를 정의하는 초음파 펄스를 이용하여 고 해상도 B 모드 이미지의 기초를 이루는 저 해상도 B 모드 이미지 부분을 얻을 수 있다. 고 해상도 B 모드 이미지와 저 해상도 B 모드 이미지가 중첩되어 하나의 이미지를 디스플레이 한다.

또 다른 실시예에서, 공통 방향(common direction)으로 중단없이 연속되는 일련의 펄스를 송신하고 그 일련의 연속적 펄스로부터 반환되는 에코를 검출함으로써 도플러 이미지 일부분이 계산될 수 있다. 제 1 방향으로 방향 설정된 연속적 도플러 펄스의 제 1 패킷이 송신되고 난 다음, 제 2 방향으로 방향 설정된 연속적 도플러 펄스의 제 2 패킷이 이어진다. 또 다른 실시예에서는, 도플러 펄스가 인터리빙될 수 있는바, 제 1 패킷의 펄스 하나가 송신되고 그 다음 제 2 패킷의 펄스 하나가 송신된다. 또 다른 실시예에서는, 제 1 초음파 펄스 세트와 제 2 초음파 펄스 세트가 인터리빙될 수 있다. 연속적 도플러 펄스의 제 1 패킷이 제 1 방향으로 송신된다. 비도플러 에코(non-Doppler echo)가 수신된 다음, 연속적 도플러 펄스의 제 2 패킷이 제 2 방향으로 송신된다.

또 다른 실시예에서는, 도플러 펄스로부터 수신된 에코에 근거한 이미지가 다수의 송신 빔 방향으로 구성되며, 하나의 도플러 펄스가 각 방향으로 송신된다. 수신된 에코를 기초로 하는 슬라이딩 윈도우 기법(sliding window technique)을 이용함으로써 도플러 이미지가 계산된다.

적어도 하나의 실시예에서, 관심 영역에 관한 초음파 이미지를 획득하는 방법이 제공된다. 도플러 펄스 세트가 송신되고 도플러 에코가 수신된다. 디스플레이 될 이미지 하부 영역(sub region)에 대응하는 비도플러 펄스 세트가 송신되고 그 비도플러 에코가 수신된다. 도플러 에코 및 비도플러 에코에 근거한 이미지가 디스플레이 된다.

일실시예에서는, 비도플러 펄스가 이미지의 하부 영역에 대응한다. 또 다른 실시예에서는, 도플러 에코가 전체 이미지(complete image)를 구성하고 비도플러 에코가 부분 이미지(partial image)를 구성한다. 그러므로, 도플러 펄스 세트는 비도플러 펄스 세트보다 더 많은 이미지 프레임을 정의한다.

또 다른 실시예에서는, 펄스 송신 및 펄스 수신의 스캔 시퀀스가 스캔 인터벌(scan interval)로 분할된다. 비도플러 펄스를 송신하고 수신하는 스캔 인터벌은 일시정지(suspended)될 수 있다. 또 다른 실시예에서는, 비도플러 이미지의 제 1 하부 영역에 관련된 비도플러 펄스와 비도플러 이미지의 제 2 하부 영역에 관련된 비도플러 펄스가 제 2 스캔 인터벌에 송신된다.

앞서 설명한 내용과 이하에서 설명할 본 발명의 실시예에 관한 보다 상세한 설명은 첨부 도면을 참조하여 이해할 때 더 잘 이해할 수 있을 것이다. 그러나, 본 발명은 첨부 도면에 도시된 장치 및 수단으로 제한되는 것은 아니라는 점을 알아야 한다.

발명의 구성 및 작용

도 1은 본 발명에 따라서 형성된 초음파 시스템(100)의 블록도이다. 초음파 시스템(100)은 인체 내부로 펄스형 초음파 신호를 방출하는 프로브(106) 내부의 변환기(transducer)(104)를 구동하는 송수신기(transmitter)(102)를 포함한다. 프로브(106)가 고속 빔 인터리빙(fast beam interleaving)을 할 수 있는 한 어떠한 기하학적 구조의 프로브도 이용될 수 있다. 초음파 신호는, 혈구(blood cell)나 근조직(muscular tissue) 등의 인체 내부 구조로부터 후방 산란(backscattered)되어 변환기(104)로 복귀할 에코를 생성한다. 수신기(108)가 에코를 수신한다. 수신한 에코를 빔 형성기(beamformer)(110)로 보내면, 그 빔 형성기가 빔 형성을 수행하고 RF 신호를 출력한다. RF 신호는 RF 프로세서(112)를 통과한다. 또는, RF 프로세서(112)가, RF 신호를 복조화하여 에코 신호를 나타내는 IQ 데이터 쌍을 형성하는 복합 복조기(complex demodulator)(도시되지 않음)를 포함할 수 있다. RF 또는 IQ 신호 데이터는 일시적 저장을 위하여 직접 RF/IQ 버퍼(114)로 라우팅(routed)될 수 있다.

초음파 시스템(100)은 또한 획득된 초음파 정보(즉, RF 신호 데이터나 IQ 데이터 쌍)를 처리하고 디스플레이 시스템(118) 상 디스플레이를 위한 초음파 정보의 프레임을 준비하는 신호 프로세서(116)를 포함한다. 신호 프로세서(116)는, 다수의 선택 가능한 초음파 상태(selectable ultrasound modalities)에 따라서, 획득된 초음파 정보에 대하여 하나 이상의 프로세싱 동작을 수행하도록 적합화된다. 획득된 초음파 정보는 에코 신호가 수신되는 스캐닝 세션 동안 실시간으로 프로세싱될 수 있다. 이에 더하여 또는 이와 달리, 스캐닝 세션 동안 그 초음파 정보가 일시적으로 RF/IQ 버퍼(114)에 저장되어 라이브 또는 오프 라인 동작(live or off-line operation)에서 실시간보다 더 빨리 프로세싱될 수도 있다.

초음파 시스템(100)은 종종 초당 50 프레임(대략 사람 육안의 인지 비율)을 넘는 프레임 비율로 초음파 정보를 획득한다. 획득된 초음파 정보는 더 느린 프레임 비율로 디스플레이 시스템(118) 상에 디스플레이 된다. 즉시 디스플레이되도록 스케듈 되지 않은 획득 초음파 정보에 대하여 프로세싱된 프레임을 저장하기 위하여 이미지 버퍼(image buffer)(122)가 포함된다. 이미지 버퍼(122)는 적어도 수초 가치의 초음파 정보 프레임을 저장할 충분한 수용 능력을 갖는 것이 바람직하다. 초음파 정보의 프레임은 검색을 용이하게 하도록 획득 순서나 시간에 따라서 저장된다. 이미지 버퍼(122)는 공지된 어떠한 데이터 매체라도 무방하다.

도 7은 슬라이딩 윈도우 기법을 이용하여 동일한 송신 펄스로부터 도플러 및 B 모드 이미지를 계산하는 방법을 도시하고 있다. 도플러 프레임(702-706) 및 B 모드 프레임(708-716)이 도시되어 있다. 동등한 시간 인터벌에 송신된 송신 펄스 세트가 5개 있다.

동일한 펄스 송신으로부터 도플러 이미지와 B 모드 이미지를 계산하면 프레임 비율이 증가할 수 있다. 도플러 데이터가 동일한 샘플링 인터벌(sampling interval)로 획득되고, 도 7에 도시된 바와 같이 슬라이딩 윈도우 기법을 이용하여 프로세싱될 수 있다. 예컨대, 펄스(718,720,722)가 송신되어 하나의 빔 방향의 도플러 프레임(702)에 대한 도플러 데이터를 계산할 수 있다. 펄스(720,722,724)를 송신하여 하나의 빔 방향의 도플러 프레임(704)에 대한 도플러 데이터를 계산할 수 있다. 심장 촬상에 관련하여, 이 기법에 의해서 얻어진 프레임 비율 및 빔 밀도에 관한 예를 아래에 제시한다.

$PRF_B = PRF_D = 4$ kHz $N_B = N_D = 12$

$MLA_B = MLA_D = 4$

프레임 당 획득 시간 : $T_{frame} = N_B / PRF_B = 3$ ms

프레임 비율 : $FR_B = FR_D = 1/T_{frame} = 333$ Hz

도플러 수신 빔 : $MLA_D * N_D = 48$

B 모드 수신 빔 : $MLA_B * N_B = 48$

여기서 T_{frame} 은 하나의 이미지 프레임을 얻는데 필요한 시간이고, N_D는 도플러 송신 빔 방향의 수이며, N_B는 프레임 당 B 모드 송신 펄스의 수이고, PRF_D는 도플러 펄스 반복 주파수이고, PRF_B는 B 모드 펄스 반복 주파수이며, MLA_B는 B 모드 송신 빔 당 병렬 수신 빔의 수이고, MLA_D는 도플러 송신 빔 당 병렬 수신 빔의 수이며, FR_B는 B 모드 프레임 비율이고, FR_D는 도플러 프레임 비율이다.

이러한 획득 방법에 있어서, PRF_D는 프레임 비율과 동일하다. 시스템(100)이 도플러 프레임을 계산하는데 MLA와 슬라이딩 윈도우 방법을 이용하여 얻은 333Hz의 프레임 비율은 시스템(100)이 통상적 패킷 획득 방법으로 MLA를 이용하여 얻은 프레임 비율보다 더 바람직한 것이다. 그러나, 충분한 PRF_D와 프레임 비율을 달성하기 위하여, 각 프레임마다 송신되는 펄스의 수가 비교적 적어야 한다. 그러므로 넓은 섹터를 촬상하려면 많은 수의 병렬 수신 빔이 필요하다. 이러한 기법의 또 다른 단점은 B 모드와 도플러 펄스가, 예컨대 주파수 및 펄스 길이 등의 견지에서, 서로 달리 최적화될 수 없다는 점이다.

전술된 한계점은 고 빔 밀도(예컨대, 고 공간 해상도)와 저 프레임 비율에 의하여 B 모드 영역을 스캐닝하고, 저 빔 밀도(예컨대, 저 공간 해상도)와 고 프레임 비율로 도플러 영역(B 모드 영역보다 더 작을 수 있음)을 스캐닝함으로써 극복될 수 있다. 두 상태간 고속 빔 인터리빙에 의하여 B 모드 및 도플러 이미지가 획득된다.

고 해상도 B 모드 이미지를 위하여 별도의 펄스가 이용되어, 도플러 펄스 사이에 송신된다. B 모드 이미지 및 도플러 이미지를 위하여 요구되는 빔 밀도 및 프레임 비율을 획득하기 위하여 시간 단위당 B 모드 펄스 및 도플러 펄스의 평균수가 변화할 수 있다. 도플러 이미지를 얻으려는 관심 영역(region of interest; ROI)은 조직 이미지의 사이즈와 다르고, 서로 다른 해부 영역에 초점을 맞추기 위하여 조작자에 의해서 이동될 수 있다.

혈류 촬상에 있어서도, 저 해상도 도플러 이미지와 고 해상도 B 모드 이미지가 혈액 움직임 촬상(Blood Motion Imaging; BMI)(혈관내의 반점 패턴(speckle pattern)을 강화해서 디스플레이 하여 조작자가 혈액 이동에 대한 시각적인 지를 할 수 있도록 하는 방법)에 특히 적합화될 것이다.

이와 달리, 다양한 해상도의 B 모드 이미지가 얻어질 수 있다. ROI 내부의 고 해상도 B 모드 이미지를 얻기 위하여 별도의 펄스가 이용되어, 주변의 저 해상도 B 모드 이미지를 얻는데 이용되는 펄스 사이에 송신된다. ROI는 나머지 B 모드 이미지보다 더 높은 프레임 비율로 갱신되고, 도플러 ROI와 유사한 별도의 ROI를 관측하기 위하여 이동될 수 있다.

B 모드 촬상의 시간 해상도는 시간 보간(temporal interpolation)에 의하여 개선될 수 있다. 정지 타겟에 있어서는 픽셀간에 시간상 선형 보간이 허용 가능하지만, 움직이는 타겟(즉, 심장벽 등)에 있어서 선형 보간을 이용하면 공간적 세부 사항이 손상(smeared out)될 것이다. B 모드 이미지에서 피검체의 위치를 추적함으로써 보간이 개선될 수 있다. 이하에서 설명될 획득 기법은 B 모드 이미지에 대한 고품질 시간 보간을 달성하기 위하여 위치 추적(position tracking)에 이용될 수 있는 도플러 데이터를 제공한다. 그러한 기법은 특히 3차원 스캐닝에서 유용하며 아무런 보간도 없는 경우의 시간 해상도는 상대적으로 빈약해진다.

인간 육안은 대략 50 프레임/초로 제한되기 때문에, 높은 프레임 비율은 실시간 디스플레이를 위한 문제이다. 실시간 디스플레이를 위하여 가능한 여러 가지 선택 사항이 있다.

1. 그레이스케일 B 모드 이미지의 정규 시퀀스(regular sequence)로서 B 모드 이미지만이 디스플레이 시스템(118) 상에 디스플레이 된다. 도플러 이미지 데이터는 차후의 프로세싱을 위하여 저장된다.

2. 도플러 이미지를 시간상 일부 제거(decimation)한다. 일부 제거된 도플러 이미지 스트림은 디스플레이 시스템(118) 상에서 B 모드 이미지와 중첩되어 디스플레이 된다. 도플러 이미지 데이터는 전시간 해상도(full time resolution)로 차후 프로세싱을 위하여 저장된다.

3. B 모드 이미지를 시간상 보간한다. 각 도플러 이미지마다 하나의 B 모드 이미지가 발생하여 전시간 도플러 프레임 비율을 달성한다. 시간 축이 심장 사이클로 분할된다. 일심장 사이클 동안의 전체 이미지 프레임을 디스플레이 시스템(118) 상에 디스플레이 할 수 있도록, 이후의 일이상 심장 사이클 동안의 프레임이 디스플레이 되지 않는다.

4. 3과 유사하지만, 2에서와 같이 결합형 B 모드/도플러 이미지가 시간상 일부 제거된다. 이는 소수의 심장 사이클이 버려질 필요가 있음을 의미한다.

여러 유형의 결합형 프로세싱 및 디스플레이가 관심의 대상이 된다. 특히, 높은 시간 해상도가 적절한, M 모드(예컨대, 통상적인 것, 커브형, 또는 해부학적인 것) 등의 시간적 디스플레이와 시간 대 속도 파라미터(예컨대, 속도, 변위(displacement), 부하(strain))의 커브에 있어서 그러하다. 도플러 데이터가 전체 심근을 커버하기 때문에, 단일 샘플-볼륨 방법(single sample-volume method)과 비교하여 품질 면에서 전혀 열화됨없이, 이미지의 여러 지점에서 이들 시간적 디스플레이가 동시에 이루어질 수 있다.

이하에서 논의될 패킷 획득 스캔 시퀀스는 B 모드 영역을 M개의 하부 영역으로 분할한다. M은 도플러 프레임 비율과 B 모드 프레임 비율 사이의 비율로서, 즉 $M = FR_D/FR_B$이다. M이 정수라면, M개의 하부 영역 각각은 동일한 사이즈를 가지며 많은 수의 B 모드 펄스(ΔN_B)를 포함한다. 이하에서는 M이 정수가 아닌 경우의 스캔 시퀀스에 관하여 더 논의할 것이다.

B 모드 하부 영역의 각 스캔마다, 도플러 영역에 $D = N_D * PS$ 펄스가 인가된다. 하나의 B 모드 하부 영역과 도플러 영역을 커버하는데 필요한 펄스의 수는 $N = \Delta N_B + D$이고, N 펄스는 사전 정의된 방법으로 인터리빙된다. 인터리빙의 일예가 아래에 나타나있다.

$B_{1n}\ D_{11}\ D_{21}\ D_{31}\ B_{2n}\ D_{12}\ D_{22}\ D_{32}\ B_{3n}\ D_{13}\ D_{23}\ D_{33}\ B_{4n}\ D_{14}\ D_{24}\ D_{34}$

여기서, $\Delta N_B = 4$, $N_D = 4$, $PS = 3$, B_{ij} = j 서브 영역의 i 방향 B 모드 펄스, 그리고 D_{ij} = j 방향 i 번째 도플러 펄스이다.

이러한 펄스 시퀀스를 M회 반복하여 전체 B 모드 영역을 커버하고, 도플러 영역을 일정하게 유지하면서 각 스캔 시퀀스로 B 모드 하부 영역을 변경한다. 그 결과, $N_B = M * \Delta N_B$ 펄스를 갖는 하나의 B 모드 프레임과, B 모드 프레임 비율보다 M배 더 높은 프레임 비율을 갖는 M 도플러 프레임이 얻어진다. 그러므로, 하나의 B 모드 프레임을 얻기 위하여, 스캔 시퀀스가 M회 반복된다. 또는, 획득되는 모든 B 모드 프레임마다, M 도플러 프레임이 얻어진다.

일 패킷 내 두 개의 도플러 펄스간 시간은 도플러 펄스 반복 시간(Doppler pulse repetition time; PRT_D)이라 불리며, 따라서 도플러 펄스 반복 주파수(Doppler pulse repetition frequency; PRF_D)는 $PRF_D = 1/PRT_D$이다. 바람직한 PRF_D를 얻기 위하여, 도플러 펄스는 공간상 그리고 시간상 서로 다른 방식으로 분포될 수 있다.

전술된, 축소형 B 모드 프레임 비율로 패킷을 획득하는 기법이 도 8 내지 도 13에 도시되어 있다. 다음 파라미터가 도 8 내지 도 11에서 이용된다.

도플러 송신 빔 방향의 수, $N_D = 4$

패킷 사이즈, $PS = 3$

도플러 펄스 송신의 수, $D = N_D * PS = 12$

B 모드 하부 영역의 수, $M = 3$

B 모드 하부 영역 당 빔의 수, $\Delta N_B = 4$

도 8은 축소된 B 모드 프레임 비율을 갖는 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 3개의 도플러 프레임(802-806)(각각은 12개의 도플러 펄스로 구성됨)이 도시되어 있다. 도플러 펄스는 4개의 패킷으로 정렬되는데($N_D = 4$), 각 패킷은 3개의 도플러 펄스를 포함($PS = 3$)하고 있다. 각 패킷은 전술된 바와 같이 서로 다른 방향을 향하고 있다. 3개의 B 모드 하부 영역(810-814)(각각은 4개의 B 모드 펄스로 구성됨($\Delta N_B = 4$))이 도시되어 있다. 하나의 B 모드 프레임(808)은 3개의 하부 영역(810-814)으로 구성된다. 획득된 모든 도플러 프레임(802-806)에 있어서, B 모드 프레임(808)의 1/3을 얻는다.

각 도플러 펄스의 패킷 내에서 송신 방향과 순서가 표시된다. D_{ij}는 i 방향으로의 j번째 도플러 펄스 송신을 나타낸다. 예컨대, 도플러 펄스(820)의 표시(D_{12})는 그 도플러 펄스(820)가 방향(1)으로 송신되고 그 방향(1)으로 송신된 두 번째 펄스(2)임을 나타낸다. 도플러 펄스(822)의 표시(D_{23})는 방향(2)으로 송신되고, 그 방향92)으로 송신된 세 번째 펄스(3)임을 나타낸다. 나머지 도면에서도, 도플러 펄스마다 각 패킷에 있어서 송신 방향과 송신 순서를 나타내는데 전술된 표시법이 이용된다.

또한, 각 B 모드 펄스의 방향 및 하부 영역은, B_{ij}가 i 방향의 j번째 하부 영역의 B 모드 펄스를 나타내는 방식으로, 표시된다. 예컨대, B 모드 펄스(816)(B_{11})는 제 1(1) B 모드 빔 방향의 하부 영역(1)에 대한 것이다. B 모드 펄스(818)(B_{12})는 제 1(1) B 모드 방향의 하부 영역(2)에 대한 것이다.

도플러 및 B 모드 펄스에 대하여 도시된 스캔 시퀀스(도 8의 좌측에서 펄스의 송신에 시작되어, 순차적으로 도 8의 우측으로 이동해 가면서 펄스를 송신함)는 나머지 도면에서도 이용될 것이다. 도시되지는 않았으나, 임의의 비순차적 스캔 시퀀스도 이용될 수 있다.

B 모드 신호는 수신기(108)에 의하여 수신되고 로그 검출(log-detection) 이후에 8 비트 픽셀로 변환된다. 픽셀은 디스플레이 시스템(118)에서 실시간으로 디스플레이 되고, 이미지 버퍼(122)에 저장된다. 도플러 데이터는 23 비트 IQ 데이터로 저장된다. 선택적으로, IQ 도플러 데이터는 복합 자동 상관 계수(complex autocorrelation coefficient)로 실시간 변환되어 이미지 버퍼(122)에 저장될 수도 있다. IQ 도플러 데이터는, 예컨대, 2D 조직 도플러 촬상이나, 부하율 촬상(strain rate imaging)을 위하여, 또는 통합형 부하의 시각화를 위하여 이용될 수 있다. 또한 그 데이터는 M 모드(즉, 통상적, 해부학적, 또는 커브형)로 디스플레이 시스템(118) 상에 디스플레이 될 수 있다. 또한, 시간/속도 커브, 시간/부하 커브 등이 발생하여 실시간으로나 차후 프로세싱에서 디스플레이될 수 있다.

도 9는 B 모드 펄스가 도플러 펄스 패킷 사이에서 인터리빙되고 B 모드 프레임 비율이 축소된 2D 도플러 데이터의 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도플러 패킷(902-908)과 B 모드 펄스(910-916)가 도시되어 있으며, B 모드 펄스(910-916)는 도플러 패킷(902-908)과 인터리빙 된다. 도 8 및 도 9의 스캔 시퀀스는, 도플러 패킷(902-908)이 도플러 프레임(802)에 유사한 도플러 프레임을 포함하고, B 모드 펄스(910-916)가 B 모드 하부 영역(810)과 유사한 B 모드 하부 영역을 포함한다는 점에서 유사하다. 또한, 도 9에서 얻어진 모든 도플러 프레임마다, B 모드 프레임의 1/3이 얻어진다.

도 8 및 도 9에 도시된 스캔 시퀀스는 $PRF_D > 0.5 * PRF_{Dmax}$ 인 경우 이용될 수 있는데, 이는 도플러 송신 방향 내부에서의 빔 인터리빙이 가능하지 않기 때문이다. 보다 낮은 PRF_D가 이용될 경우, 도 10과 도 11에 도시된 스캔 시퀀스와 같이, 도플러 송신 방향이 인터리빙된 스캔 시퀀스가 가능하다.

도 10은 축소된 B 모드 프레임 비율과 2개의 인터리브형 도플러 송신 방향을 갖는 2D 도플러 데이터 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도플러 펄스(1002-1024)와 B 모드 펄스(1026-1032)가 도시되어 있다. 도 11은 축소된 B 모드 프레임 비율과 4개의 인터리브형 도플러 송신 방향을 갖는 2D 도플러 데이터 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도플러 펄스(1102-1124)와 B 모드 펄스(1126-1132)가 도시되어 있다.

도 10의 스캔 시퀀스는 도 5의 스캔 시퀀스에 비교할 수 있고, 도 11의 스캔 시퀀스는 도 6의 스캔 시퀀스에 비교할 수 있다. 그러나, 도 10 및 도 11에서는, 획득된 모든 도플러 프레임마다, B 모드 프레임의 1/3만이 얻어진다. 도플러 프레임 비율이 B 모드 프레임 비율보다 더 높기 때문에 도 10 및 도 11의 스캔 시퀀스는 도 5 및 도 6의 스캔 시퀀스보다 더 바람직하다.

B 모드 프레임 및 도플러 프레임에 대하여 서로 다른 패킷 획득 및 프레임 비율을 이용하는 경우 달성 가능한 프레임 비율 및 빔 밀도의 일예를 아래에 제시한다. 표시된 파라미터는 심장 촬상에 적합하다. 또한, 잔향 효과를 최소화하기 위하여 PRF_B는 PRF_D보다 더 낮다.

$M = 3$	$N_D = 8$
$\Delta N_B = 4$	$PS = 3$
$PRF_B = 3$ kHz	$PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS = 4$ kHz
$MLA_B = 2$	$MLA_D = 4$

도플러 프레임 비율 : $FR_D = 1 / (\Delta N_B/PRF_B + PS*N_D/PRF_{Dmax}) = 100$ Hz

B 모드 프레임 비율 : $FR_B = FR_D / M = 33$ Hz

도플러 수신 빔 : $MLA_D*N_D = 32$

B 모드 수신 빔 : $MLA_B*\Delta N_B*M = 72$

도 8 내지 도 11에서 M의 값이 정수라 할 지라도, 임의의 소수 $M = FR_B/FR_D$ 도 가능하다. 도 12는 축소 B 모드 프레임 비율 및 4개의 인터리브형 도플러 송신 방향을 갖는 2D 도플러 데이터 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도플러 펄스(1202-1224)와 B 모드 펄스(1226-1242)가 도시되어 있다. 스캔 시퀀스는 획득된 4개의 B 모드 펄스 모두에 있어서 12개의 도플러 펄스를 획득한다. 도 12에서는, $\Delta N_B = 4$, $N_B = 10$, 그리고 $M = 5/2$이다. N_B가 초음파 시스템(100) 다른 부분에 의하여 고정되는 경우, N_B/M을 정수로 만드는 적절한 값을 발견하는 것이 가능하지 않을 것이다. 그러나, M이 정수일 필요는 없지만, M은 유리수일 수 있다. 균일한 도플러 프레임 비율을 달성하기 위하여, 도 13에 도시된 바와 같이, 스캔 시퀀스에 휴지기간이 삽입된다.

도 13은 축소 B 모드 프레임 비율과, 4개의 인터리브형 도플러 송신 방향과, 일정한 도플러 프레임 비율을 달성하도록 삽입된 휴지기간을 갖는 2D 도플러 데이터 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도플러 펄스(1302-1324)와, B 모드 펄스(1326-1344)와, 휴지기간(1346)이 도시되어 있다.

휴지지간(1346)을 삽입하지 않으면, 도 13의 M값은 도 12에 도시된 바와 같이 $M = 5/2$일 것이다. 휴지기간(1346)을 삽입함으로써, M값은 정수 $M = 3$이 된다. 휴지기간(1346)의 길이는 $\Delta t = 2/PRF_B$에 의하여 계산된다.

도 8 내지 도 13에 도시된 패킷 획득 스캔 시퀀스는 높은 프레임 비율 2D 도플러 획득에 있어서 B 모드 이미지 품질을 개선시킨다. 패킷 획득은 PRF_D를 선택함에 유연할 수 있고, 속도 평가(velocity estimate)의 앨리어싱(aliasing)을 피할 수 있다. 또한, 도 3 내지 도 6에서의 스캔 시퀀스에 의하여 도시된 바와 같이 FR_D가 FR_B와 동일할 필요는 없다.

PRF를 더 줄임으로써, 도 14에 도시된 각 도플러 스캔간에 많은 수의 B 모드 펄스가 인터리빙 될 수 있다. 도 14는 축소 B 모드 프레임 비율을 갖는 연속 2D 도플러 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 연속 획득은 도 7에 도시된 공통 도플러 및 B 모드 펄스 기법과 유사하고, 오직 하나의 도플러 펄스가 임의의 B 모드 펄스를 송신하기 이전에 각 빔 방향으로 송신되는 패킷 획득 기법과 다르다. 그러므로, 각 빔 방향에 대하여 시간상 일정한 샘플링 인터벌을 포함하는 연속적 도플러 데이터 스트림이 있다.

예컨대, 도 14는 4개의 송신 방향 $N_D = 4$를 이용한다. 도플러 펄스(1402-1408)는 서로 다른 방향으로 각각 송신되고, 그런 다음 B 모드 펄스(1426-1432)가 송신된다. 그 다음 도플러 펄스(1410-1416)가 4개의 각 송신 방향 중 하나로 송신되고, 그 다음 B 모드 펄스(1434-1440)가 송신된다. 도 7을 참조하여 설명된 바와 같이 슬라이딩 윈도우 프로세싱이 이용되는 경우, 패킷 획득에 비해서 프레임 비율이 크게 증가할 수 있다.

ROI 내부에 대하여 고 해상도 이미지를 획득하고 ROI를 둘러싼 영역에 대하여 저 해상도 B 모드 이미지를 획득하기 위하여 연속 획득 방법이 이용될 수 있다. 도 15는 축소된 프레임 비율에 의한 연속적 B 모드 획득 및 제 2의 B 모드 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도 15에서는, 고 해상도 B 모드 ROI(1504)가 저 해상도 B 모드 이미지(1502)에 의하여 둘러싸여 있다. 빔 밀도는 저 해상도 B 모드 이미지(1506)와 고 해상도 B 모드 ROI(1508)로 도시되어 있다. 저 해상도 B 모드 이미지(1506)는 고 해상도 B 모드 ROI(1508)보다 더 낮은 빔 밀도로 스캔된다. B 모드 펄스(1526-1540)는 저 해상도 B 모드 영역(1502)을 스캔한다. B 모드 펄스(1510-1516)는 고 해상도 ROI(1504)를 스캔하여 고 해상도 ROI(1504)의 제 1 획득 이미지를 형성하고, B 모드 펄스(1518-1524)는 고 해상도 ROI(1504)를 스캔하여 고 해상도 ROI(1504)의 제 2 획득 이미지를 형성한다. 이 예에서, 고 해상도 B 모드 ROI(1504)는 저 해상도 B 모드 이미지(1502)보다 두 배만큼 많이 스캐닝된다. 일실시예에서는, 고 해상도 B 모드 펄스(1510-1524)가 이용되어 기초가 되는 저 해상도 B 모드 이미지(1502)를 형성할 수 있다. 따라서, B 모드 펄스(1526-1540)로 고 해상도 B 모드 ROI(1504)의 하부를 이루는 저 해상도 B 모드 이미지(1502) 부분을 각도로 잰 듯이 스캔할 필요는 없다. 그러므로, 펄스 송신의 수가 줄어들 수 있고, 프레임 비율은 증가된다. 도시된 예에서는, B 모드 펄스(1532,1534)가 각도로 잰 듯이 고 해상도 B 모드 ROI(1504)의 하부를 이루고 있으므로 B 모드 펄스(1532)(B_{41})와 B 모드 펄스(1534)(B_{52})가 생략될 수 있다.

이와 달리, 도 16에 도시된 바와 같이 도플러 송신 빔 방향의 수를 증가시키면서 도플러 프레임 비율은 일정하게 유지할 수 있다. 도 16은 도플러 송신 빔 방향의 수를 증가시키고 B 모드 프레임 비율을 축소시킨 연속 2D 도플러 획득을 이용하는 스캔 시퀀스를 도시하고 있다, 도플러 펄스(1602-1624) 및 B 모드 펄스(1626-1632)가 도시되어 있다. 도 14에서와 같이, 임의의 B 모드 펄스(1626-1632)를 송신하기에 앞서 하나의 도플러 펄스(1602-1624)가 각 빔 방향으로 송신된다. 도플러 데이터는 슬라이딩 윈도우 기법을 이용하여 프로세싱될 수 있다. 각 스캔 라인 방향을 따라 도플러 펄스가 시간상 균등하기 이격되어 있다면, 슬라이딩 윈도우 프로세싱은 B 모드 및 도플러 펄스 임의의 조합으로도 가능하다.

서로 다른 B 모드 및 도플러 프레임 비율을 갖는 연속 획득에 있어서 달성된 성능의 예를 아래에 제시한다. 이 파라미터들은 심장 촬상에 적합한 것이며, 잔향 효과를 최소화하기 위하여 B 모드 PRF_B는 도플러 PRF_D보다 더 낮다.

M =10

$\Delta N_B = 4$ $N_D = 10$

PRF_B=3 kHz $PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS = 4$ kHz

$MLA_B = 2$ $MLA_D = 4$

도플러 프레임 비율 : $FR_D = PRF_D = 1 / (\Delta N_B / PRF_B + N_D / PRF_{Dmax}) = 260$ Hz

B 모드 프레임 비율 : $FR_B = FR_D / M = 26$ Hz

도플러 수신 빔 : $MLA_D * N_D = 40$

B 모드 수신 빔 : $MLA_B * \Delta N_B * M = 80$

일반적으로, B 모드 하부 영역에서의 펄스는 도 17에 도시된 도플러 펄스 사이에 인터리빙될 수 있다. 도 17은 도플러 데이터의 연속 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있는데, B 모드 펄스는 도플러 펄스 사이에 인터리빙 된다. 도플러 펄스(1702-1732) 및 B 모드 펄스(1726-1732)가 도시되어 있다. 도플러 펄스 간 B 모드 펄스의 인터리빙은 B 모드 이미지의 이웃 빔 간 시간차로 인한 결함을 줄이지만, 그러나 역시 도플러 이미지에서 잔향 결함을 일으킨다.

지금까지 M이 정수 값인 경우의 연속 획득이 설명되어 왔는데, M은 B 모드 프레임 비율(FR_B)이 도플러 프레임 비율(FR_D)과 관련하여 일부 제거(decimated)되도록 하는 인자를 나타낸다. 패킷 획득과 마찬가지로, 연속 획득에 있어서도 임의의 소수 $M = FR_D/FR_B$가 가능하다.

도 18은 도플러 프레임 비율과 B 모드 프레임 비율간에 정수가 아닌 비례관계를 갖는 경우의 연속 획득을 이용하는 스캔 시퀀스가 도시되어 있다. 도플러 펄스(1802-1808) 및 B 모드 펄스(1810-1828)가 도시되어 있다. 도 18은 $\Delta N_B = 4$, $N_D = 4$ 그리고 M = 5/2의 일예를 도시하고 있다. 때때로 B 모드 섹터의 비순차적 스캐닝이 이용되어 PRF_B를 증가시킨다. 비순차적 발사 패턴(non-sequential firing pattern)으로 인하여 적절한 M 값에 있어서 정수가 아닌 N_B/N 비율을 발생시키는 N_B가 발생한다. 이는 도 19에 도시된 것과 같이 동일한 방향에서 도플러 펄스간에 일정한 인터벌을 보장하도록 스캔 시퀀스 내에 휴지기간을 삽입함으로써 해결될 수 있다.

도 19는 동일한 방향에서 도플러 펄스간에 일정한 시간 인터벌을 얻기 위하여 스캔 시퀀스에 휴지기간을 삽입한 연속 획득을 이용한 스캔 시퀀스를 도시하고 있다. 도플러 펄스(1902-1908)와, B 모드 펄스(1910-1928)와, 휴지기간(1930)이 도시되어 있다. 휴지기간(1930)을 삽입하지 않고서는, 도 19에서의 M 값이 도 18에서 도시된 바와 같이 M = 5/2가 될 것이다. 휴지기간(1930)을 삽입함으로써, M 값은 정수 M = 3이다. 휴지기간(1930)의 길이는 $\Delta t = 2/PRF_B$에 의하여 계산된다.

도 14 내지 도 19에 도시된 시퀀스와 같이 연속 획득을 이용한 스캔 시퀀스는 패킷 획득을 이용한 스캔 시퀀스보다 더 높은 도플러 프레임 비율을 위한 것이다. 또한, 일정한 샘플링 인터벌을 갖는 데이터의 연속 스트림은 슬라이딩 윈도우 프로세싱이 가능하게 한다. 이는 2D 이미지 내의 임의의 지점에서 스펙트럼(spectrum) 도플러 및 사운드 발생이 가능하다는 것을 의미한다. 스펙트럼 도플러 디스플레이는 조작자로 하여금 움직이는 피검체와 정지한 잔향 음을 시각적으로 구별할 수 있게 한다. 이는 평균 속도 평가기에 근거한 속도 트레이스보다 더 강력한 기법이다. 또한, 보다 더 효율적인 클러터 필터링(clutter filtering)이 가능할수록, 데이터가 일정한 샘플링 인터벌을 가지는 경우 조직 추적이 보다 용이해진다. 연속 획득의 한가지 단점은 PRF가 프레임 비율과 동일하고, 이에 따라 속도 평가에서의 앨리어싱이 대한 교정이 필요하게 된다는 점이다. 그러나, 연속 획득 방법으로 획득된 데이터로부터 계산된 부하율 촬상 이미지에 있어서 심각한 앨리어싱 결함은 없다.

본 발명은 적어도 하나의 실시예를 참조하여 설명되었으나, 당업자라면 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형이 가능하기 등가물로 치환될 수 있음을 알 것이다. 또한, 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 범위에서, 본 발명의 원리에 대하여 특정 상황이나 특정 물질을 적용하기 위한 많은 변경이 이루어 질 수 있다. 그러므로, 본 발명은, 다음의 청구범위에 속하는 모든 실시예를 포함할 것이며, 개시된 특정 실시예로 제한되지 않는다.

발명의 효과

본 발명에 따르면, 두 개의 초음파 이미지를 동시에 획득할 수 있는 방법이 제공되고, 관심 영역에 관한 초음파 이미지를 획득하는 방법이 제공된다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

진단 초음파 이미지(diagnostic ultrasound image)를 획득하는 방법으로서,

제 1 동작 모드(a first mode of operation)에 따라서 제 1 프레임 비율(a first frame rate)로 제 1 초음파 펄스 세트(a first set of ultrasound pulses)(802)를 송신하는 단계와,

상기 제 1 초음파 펄스 세트로부터 에코(echo)를 수신하는 단계와,

제 2 동작 모드에 따라서 제 2 프레임 비율 - 상기 제 2 프레임 비율은 상기 제 1 프레임 비율과 서로 다름 - 로 제 2 초음파 펄스 세트(810)를 송신하는 단계와,

상기 제 2 초음파 펄스 세트(810)로부터 에코를 수신하는 단계와,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802) 및 상기 제 2 초음파 펄스 세트(810) 양자 모두로부터 수신된 에코를 나타내는 단일 이미지 표현(single image representative)을 디스플레이 하는 단계를 포함하는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)는 제 2 초음파 펄스 세트(810)보다 더 높은 프레임 비율로 송신되는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 3.

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)가 도플러 이미지(Doppler image)를 정의하고, 제 2 초음파 펄스 세트(810)가 B 모드 이미지(B-mode image)를 정의하되, 상기 디스플레이 단계는 상기 도플러 이미지와 상기 B 모드 이미지를 서로 중첩시키는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 4.

제 1 항에 있어서,

상기 송신 단계는, 상기 제 1 초음파 펄스 세트로부터 단일 도플러 이미지 프레임(802)을 획득하는 단계와, 상기 각각의 전체 도플러 이미지 프레임 획득을 전후하여 단일 B 모드 이미지 프레임의 제 1 부분과 제 2 부분을 획득하는 단계를 포함하는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 5.

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)는 B 모드 이미지의 고 해상도 부분(high resolution portion)을 정의하고, 상기 제 2 초음파 펄스 세트(810)는 B 모드 이미지의 저 해상도 부분을 정의하되, 상기 고 해상도 부분과 저 해상도 부분이 단일 이미지를 형성하여 디스플레이 되는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 6.

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 초음파 펄스 세트(810)로부터의 상기 에코는 부분 이미지(partial image)를 정의하고, 상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)로부터의 상기 에코는 전체 이미지(entire image)를 정의하되, 상기 디스플레이 단계는 상기 부분 이미지와 상기 전체 이미지를 중첩시키는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 7.

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)는 고 해상도 이미지를 정의하고, 상기 제 2 초음파 펄스 세트(810)는 저 해상도 이미지를 정의하는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 8.

제 1 항에 있어서,

스캐닝되는 영역과 관련하여 공통 방향(common direction)으로 일련의 중단없는(uninterrupted) 연속적 펄스를 송신하는 단계와,

상기 일련의 중단없는 연속적 펄스로부터 일련의 에코를 검출하는 단계와,

상기 일련의 에코로부터 도플러 이미지 일부분 - 상기 도플러 이미지 일부분은 상기 공통 방향에 대응함 - 을 계산하는 단계를 더 포함하는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 9.

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)가 상기 제 2 초음파 펄스 세트(810)와 인터리빙(interleaved)되는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 10.

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 초음파 펄스 세트(802)를 송신하는 단계는

제 1 방향으로 상기 단일 이미지의 제 1 부분에 대응하는 적어도 하나의 초음파 펄스(1002)를 송신하는 단계와,

제 2 방향으로 상기 단일 이미지의 제 2 부분에 대응하는 초음파 펄스(1004)를 송신하는 단계와,

상기 제 1 방향으로 제 2 초음파 펄스(1006)를 송신하는 단계와,

상기 제 2 방향으로 제 2 초음파 펄스(1008)를 송신하는 단계를 포함하는

진단 초음파 이미지 획득 방법.

청구항 11.

관심 영역(area of interest)의 초음파 이미지를 획득하는 방법으로서,

도플러 동작 모드(Doppler mode of operation)에 따라서 도플러 펄스 세트(802)를 송신하는 단계와,

상기 도플러 펄스 세트(802)로부터 도플러 에코를 수신하는 단계와,

상기 도플러 에코를 수신한 다음, 상기 도플러 동작 모드와는 다른 또 다른 동작 모드에 따라서 비도플러 펄스 세트(a set of non-Doppler pulse)(810) - 상기 비도플러 펄스는 디스플레이되는 이미지의 하부 영역(sub region)에 대응함 -를 송신하는 단계와,

상기 비도플러 펄스 세트(810)로부터 비도플러 에코를 수신하는 단계와,

상기 도플러 펄스 및 상기 비도플러 펄스로부터의 상기 도플러 에코 및 상기 비도플러 에코에 근거하여 이미지를 디스플레이하는 단계를 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 12.

제 11 항에 있어서,

상기 송신 단계는 관심 영역에 관련하여 제 1 방향으로 방향 설정된 연속적 펄스의 제 1 패킷(902)을 송신하고 뒤이어 관심 영역에 관련하여 제 2 방향으로 방향 설정된 연속적 펄스의 제 2 패킷(904)을 송신하는 단계를 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 13.

제 11 항에 있어서,

상기 제 1 송신 단계는 관심 영역에 관련하여 제 1 방향으로 제 1 패킷 펄스 중 하나의 펄스(1002)를 송신하고 뒤이어 관심 영역에 관련하여 제 2 방향으로 제 2 패킷 펄스 중 하나의 펄스(1004)를 송신한 다음 상기 제 1 방향으로 상기 제 1 패킷 펄스 중 제 2 펄스(1006)를 송신하는 단계를 더 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 14.

제 11 항에 있어서,

이미지의 제 1 하부 영역에 대응하는 적어도 하나의 도플러 펄스(1002)를 송신하는 단계와,

상기 도플러 펄스로부터 에코를 수신한 다음 즉시, 상기 이미지의 제 2 하부 영역에 대응하는 적어도 하나의 도플러 펄스(1004)를 송신하는 단계를 더 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 15.

제 11 항에 있어서,

상기 송신 단계는

관심 영역에 관련하여 제 1 방향으로 방향 설정된 연속적 도플러 펄스의 제 1 패킷(902)을 송신하는 단계와,

상기 비도플러 펄스 세트의 서브세트(subset)로부터 상기 에코를 수신한 다음, 관심 영역에 관련하여 제 2 방향으로 연속적 도플러 펄스의 제 2 패킷(904)을 송신하는 단계를 더 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 16.

제 11 항에 있어서,

상기 제 2 송신 단계는 이미지의 하부 영역에 대응하는 적어도 하나의 비도플러 펄스(910)를 송신하는 단계를 더 포함하고, 상기 비도플러 펄스로부터의 상기 에코가 부분 이미지를 형성하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 17.

제 11 항에 있어서,

상기 도플러 펄스 세트(802)는 N개의 도플러 이미지 프레임을 정의하고 상기 비도플러 펄스 세트(810)는 M개의 비도플러 이미지 프레임을 정의하되, M이 N보다 더 적은

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 18.

제 11 항에 있어서,

상기 송신 및 수신 단계는

스캔 인터벌(scan interval)로 분할된 스캔 시퀀스를 형성하되, 각 도플러 펄스 및 비도플러 펄스는 유일한(unique), 비중첩(non-overlapping) 스캔 인터벌로 송신 및 수신하고,

스캔 인터벌 시퀀스 중 적어도 하나의 스캔 인터벌 동안 상기 송신 및 수신 단계를 일시중지(suspending)하는 단계 - 이 단계에서 상기 비도플러 펄스가 송신 및 수신됨 - 를 더 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 19.

제 11 항에 있어서,

상기 송신 및 수신 단계는 스캔 인터벌로 분할된 스캔 시퀀스를 형성하되, 각 스캔 인터벌 동안 비도플러 펄스의 서브세트가 송신 및 수신되고,

비도플러 이미지의 제 1 하부 영역에 관련된 적어도 하나의 비도플러 펄스(1510)를 제 1 스캔 인터벌에 송신하는 단계와,

비도플러 이미지의 제 2 하부 영역에 관련된 적어도 하나의 비도플러 펄스(1526)를 제 2 스캔 인터벌에 송신하는 단계를 더 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 20.

제 11 항에 있어서,

상기 송신 및 수신 단계는 동일한 지속시간(equal duration)의 스캔 인터벌로 분할된 스캔 시퀀스를 형성하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 21.

제 11 항에 있어서,

상기 비도플러 펄스 세트(810) 송신 단계는 상기 이미지의 하부 영역에 대응하는 적어도 하나의 비도플러 펄스(816)를 송신하는 단계를 포함하되, 상기 수신 도플러 에코는 전체 이미지를 형성하고, 상기 수신 비도플러 에코는 부분 이미지를 형성하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 22.

제 11 항에 있어서,

상기 수신 도플러 이미지에 근거한 상기 이미지는 슬라이딩 윈도우 기법을 이용함으로써 계산되는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 23.

제 11 항에 있어서,

상기 도플러 펄스로부터의 상기 수신 에코에 근거한 상기 이미지는 많은 송신 방향으로 구성되고,

상기 제 1 송신 단계는 상기 송신 방향 각각에서 하나의 도플러 펄스(1102)를 송신하는 단계를 더 포함하는

초음파 이미지 획득 방법.

청구항 24.

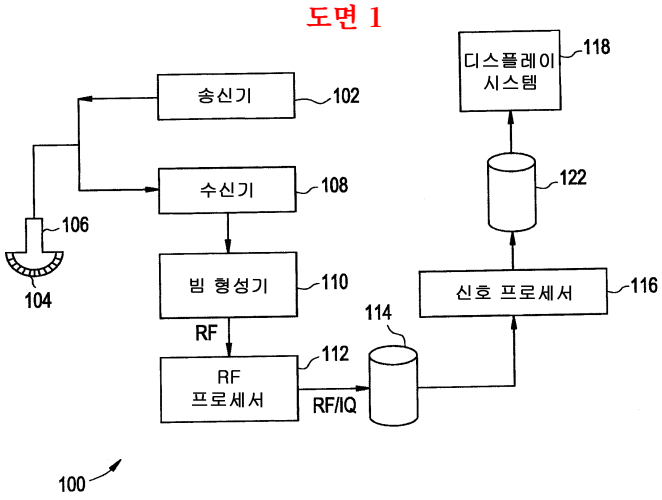
제 11 항에 있어서,

상기 도플러 펄스 및 상기 비도플러 펄스가 사전 정의된 펄스 반복 시간(predefined pulse repetition time)에 송신되고, 상기 송신 단계 동안에 상기 펄스 반복 시간보다 더 긴 지속시간만큼 일시 중단(pausing)하는 단계를 더 포함하는

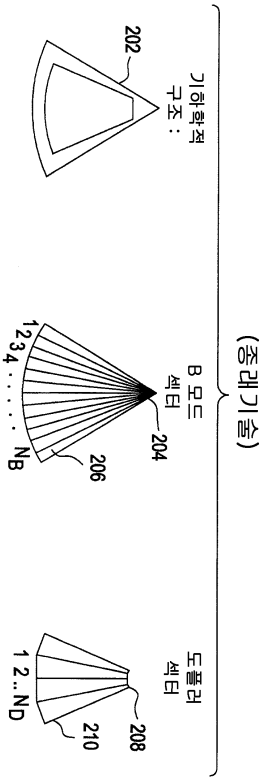
초음파 이미지 획득 방법.

도면

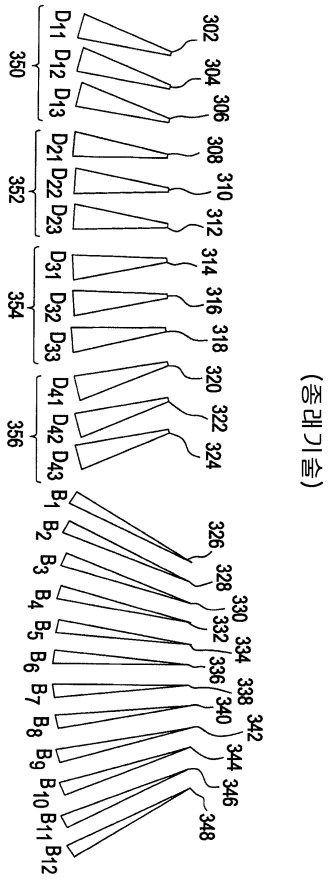
도면 1



도면 2



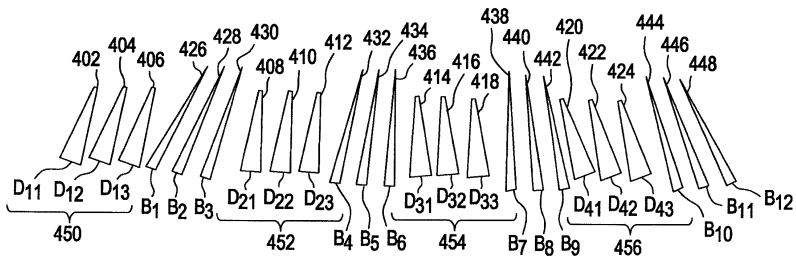
도면 3



(종래기술)

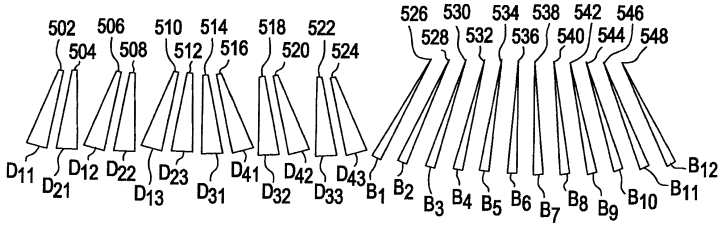
도면 4

(종래기술)



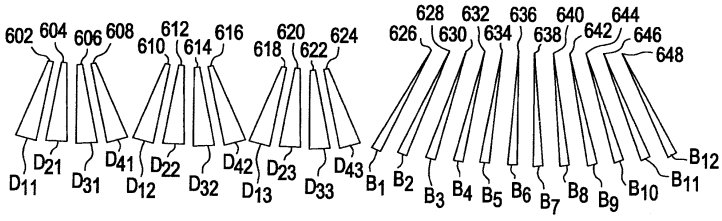
도면 5

(종래기술)

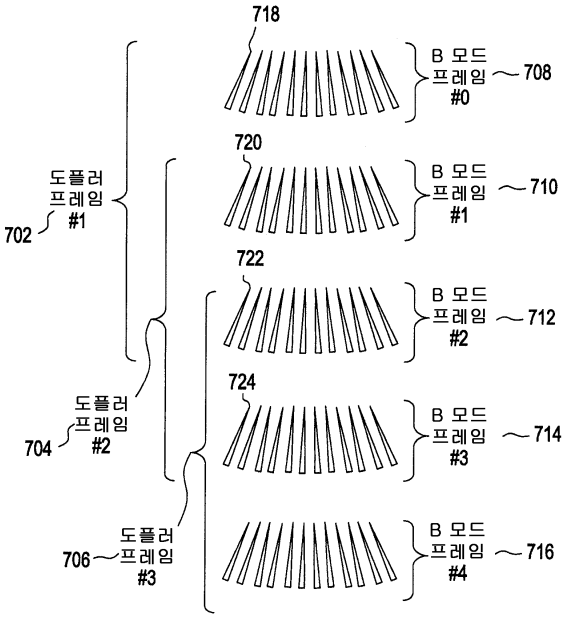


도면 6

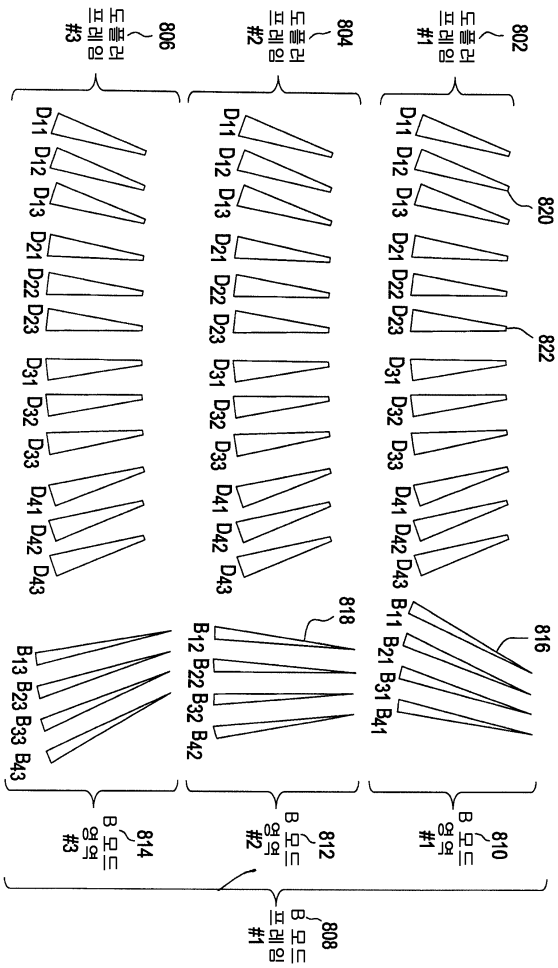
(종래기술)



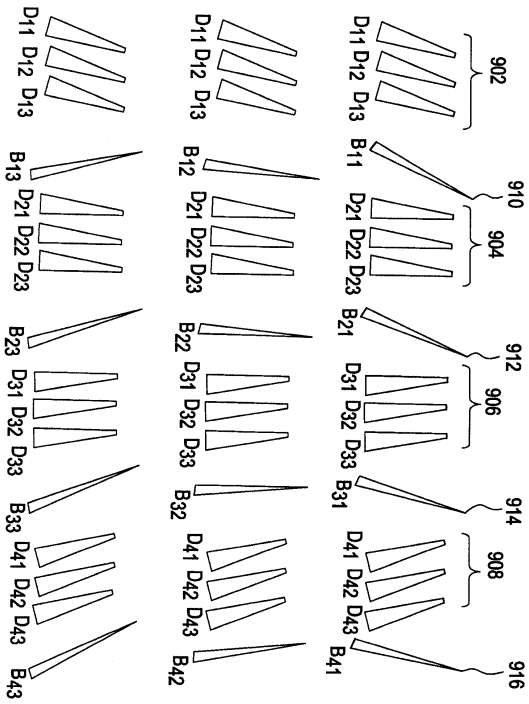
도면 7



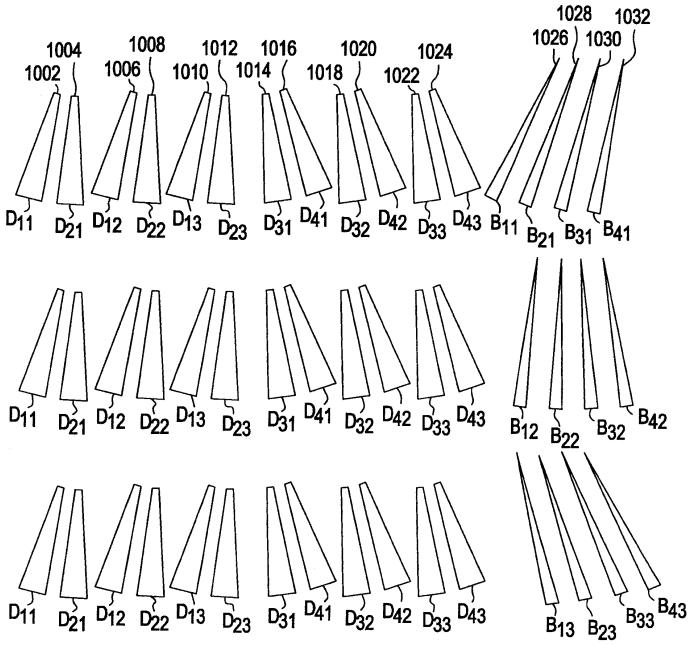
도면 8


802
도플러 프레임 #1
804
도플러 프레임 #2
806
도플러 프레임 #3
D11 D12 D13 D21 D22 D23 D31 D32 D33 D41 D42 D43
820
822
B11 B21 B31 B41
B12 B22 B32 B42
B13 B23 B33 B43
816
818
810
B 모드 영역 #1
812
B 모드 영역 #2
814
B 모드 영역 #3
808
B 모드 프레임 #1

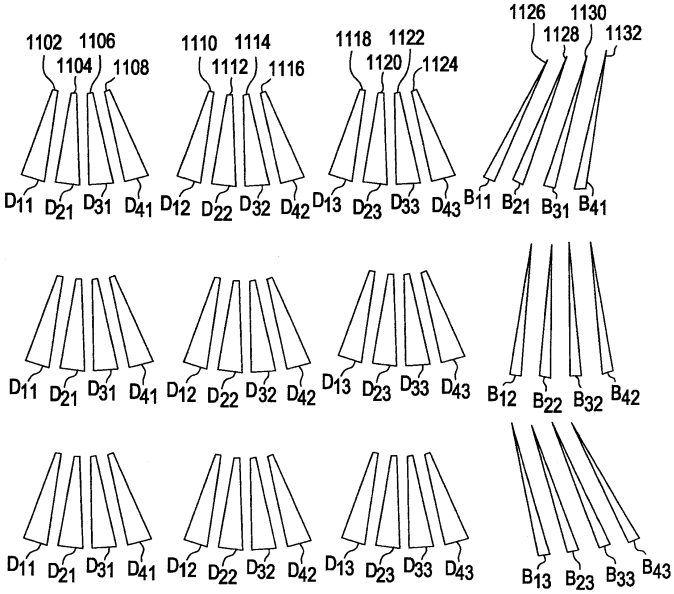
도면 9


D11 D12 D13
902
B11
910
D21 D22 D23
904
B21
912
D31 D32 D33
906
B31
914
D41 D42 D43
908
B41
916
B12
B13
B22
B23
B32
B33
B42
B43

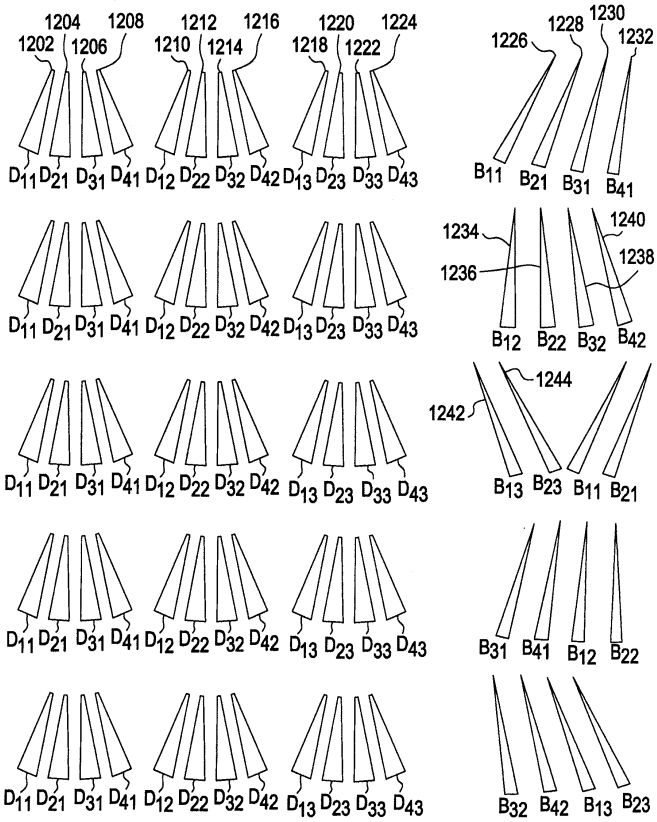
도면 10


1002
1004
1006
1008
1010
1012
1014
1016
1018
1020
1022
1024
1026
1028
1030
1032
D11 D21 D12 D22 D13 D23 D31 D41 D32 D42 D33 D43
B11 B21 B31 B41
B12 B22 B32 B42
B13 B23 B33 B43

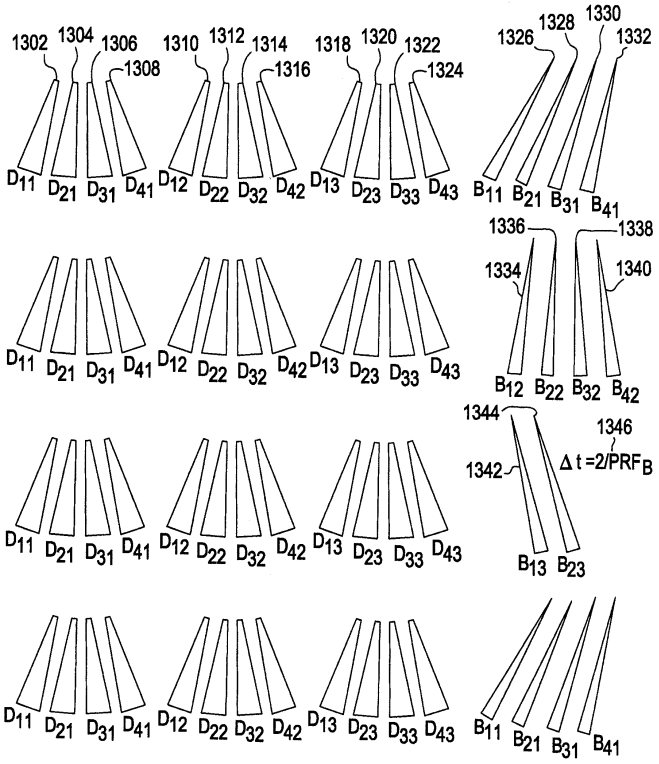
도면 11


1102
1106
1104
1108
1110
1114
1112
1116
1118
1122
1120
1124
1126
1130
1128
1132
D11 D21 D31 D41
D12 D22 D32 D42
D13 D23 D33 D43
B11 B21 B31 B41
D11 D21 D31 D41
D12 D22 D32 D42
D13 D23 D33 D43
B12 B22 B32 B42
D11 D21 D31 D41
D12 D22 D32 D42
D13 D23 D33 D43
B13 B23 B33 B43

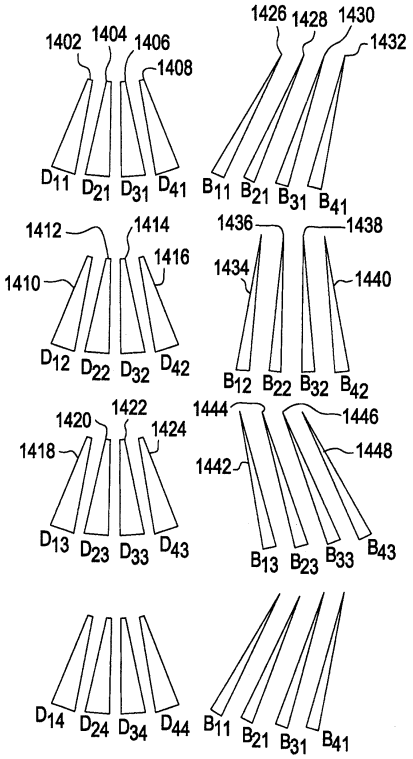
도면 12


1202
1204
1206
1208
1210
1212
1214
1216
1218
1220
1222
1224
1226
1228
1230
1232
1234
1236
1238
1240
1242
1244
D11 D21 D31 D41 D12 D22 D32 D42 D13 D23 D33 D43
B11 B21 B31 B41
B12 B22 B32 B42
B13 B23 B11 B21
B31 B41 B12 B22
B32 B42 B13 B23

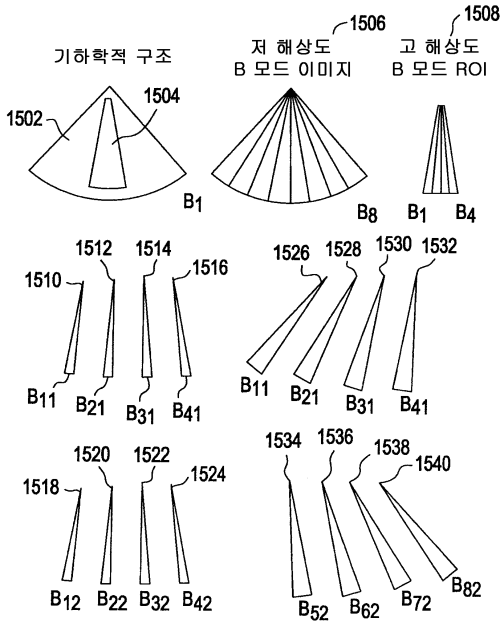
도면 13


1302
1304
1306
1308
1310
1312
1314
1316
1318
1320
1322
1324
1326
1328
1330
1332
1334
1336
1338
1340
1342
1344
1346
Δt=2/PRF_B
D11 D21 D31 D41
D12 D22 D32 D42
D13 D23 D33 D43
B11 B21 B31 B41
B12 B22 B32 B42
B13 B23

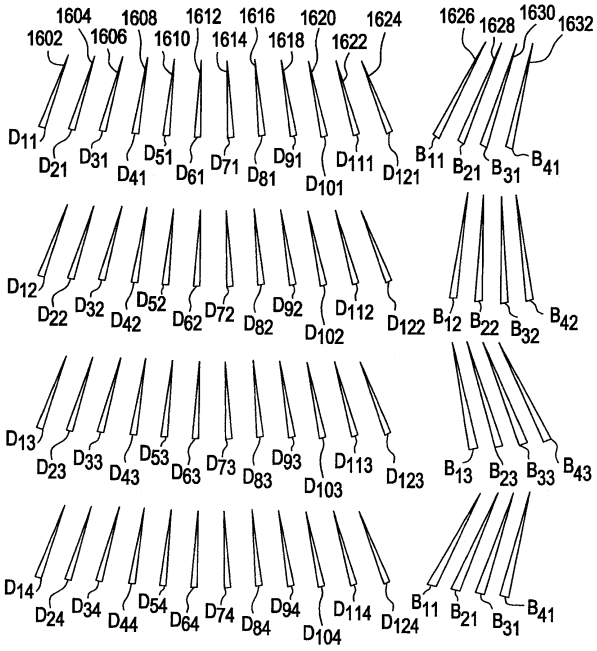
도면 14


1402
1404
1406
1408
D11 D21 D31 D41
1426
1428
1430
1432
B11 B21 B31 B41
1412
1414
1416
1410
D12 D22 D32 D42
1436
1438
1434
1440
B12 B22 B32 B42
1420
1422
1424
1418
D13 D23 D33 D43
1444
1446
1448
1442
B13 B23 B33 B43
D14 D24 D34 D44
B11 B21 B31 B41

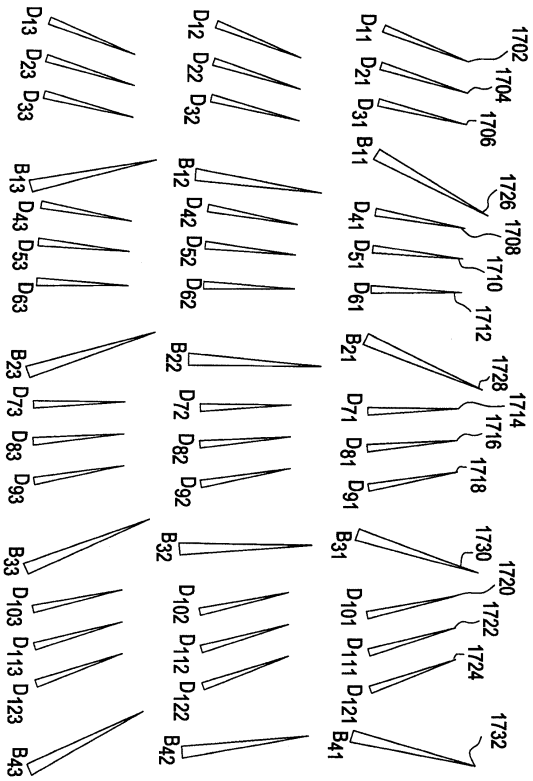
도면 15


기하학적 구조
1502
1504
B1
1506
저 해상도
B 모드 이미지
B8
1508
고 해상도
B 모드 ROI
B1 B4
1510
1512
1514
1516
B11 B21 B31 B41
1526
1528
1530
1532
B11 B21 B31 B41
1518
1520
1522
1524
B12 B22 B32 B42
1534
1536
1538
1540
B52 B62 B72 B82

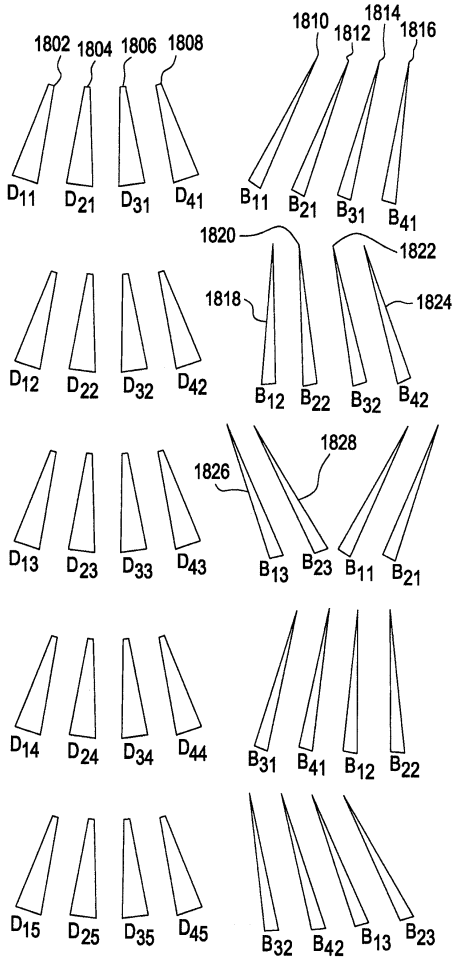
도면 16


1602
1604
1606
1608
1610
1612
1614
1616
1618
1620
1622
1624
1626
1628
1630
1632
D11
D21
D31
D41
D51
D61
D71
D81
D91
D101
D111
D121
B11
B21
B31
B41
D12
D22
D32
D42
D52
D62
D72
D82
D92
D102
D112
D122
B12
B22
B32
B42
D13
D23
D33
D43
D53
D63
D73
D83
D93
D103
D113
D123
B13
B23
B33
B43
D14
D24
D34
D44
D54
D64
D74
D84
D94
D104
D114
D124
B11
B21
B31
B41

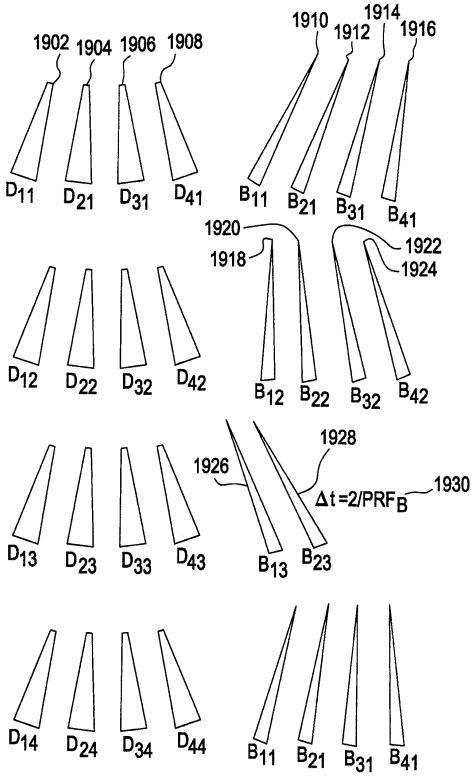
도면 17


1702
1704
1706
1726
1708
1710
1712
1728
1714
1716
1718
1730
1720
1722
1724
1732
D11 D21 D31 B11
D41 D51 D61 B21
D71 D81 D91 B31
D101 D111 D121 B41
D12 D22 D32 B12
D42 D52 D62 B22
D72 D82 D92 B32
D102 D112 D122 B42
D13 D23 D33 B13
D43 D53 D63 B23
D73 D83 D93 B33
D103 D113 D123 B43

도면 18


1802
1804
1806
1808
1810
1812
1814
1816
D11
D21
D31
D41
B11
B21
B31
B41
1820
1822
1818
1824
D12
D22
D32
D42
B12
B22
B32
B42
1828
1826
D13
D23
D33
D43
B13
B23
B11
B21
D14
D24
D34
D44
B31
B41
B12
B22
D15
D25
D35
D45
B32
B42
B13
B23

도면 19


1902
1904
1906
1908
1910
1912
1914
1916
D11
D21
D31
D41
B11
B21
B31
B41
1920
1918
1922
1924
D12
D22
D32
D42
B12
B22
B32
B42
1928
1926
Δt=2/PRFB
1930
D13
D23
D33
D43
B13
B23
D14
D24
D34
D44
B11
B21
B31
B41

专利名称(译)	诊断超声图像采集方法和感兴趣的超声图像采集方法		
公开(公告)号	KR1020030017413A	公开(公告)日	2003-03-03
申请号	KR1020020049964	申请日	2002-08-23
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로발테크놀러지캄파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로발테크놀러지캄파니엘엘씨		
[标]发明人	BJAERUM STEINAR KIRKHORN JOHAN TORP HANSGARMANN VIGGEN KJETIL OLSTAD BJORN 올스타드브존 KRISTOFFERSEN KJELL STEEN ERIKN SAETRE DAGFINN		
发明人	브재럼스테이너 키르크혼요한 토프한스가만 빅젠크제팀 올스타드브존 크리스토퍼슨크젤 스텐에릭엔 새트레다그핀		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52063 G01S7/52034 G01S7/52074 G01S15/8979 G01S7/52085		
代理人(译)	KIM, CHANG SE 张居正，KU SEONG		
优先权	09/682358 2001-08-24 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了获得两个超声图像，同时提供给该方法。使用第一操作模式将第一超声波脉冲组（802）发送到第一帧速率。接收来自第一超声波脉冲组（802）的回波。使用第二操作模式将第二超声波脉冲组（810）发送到第二帧速率。第一和第二帧速率是不同的。而第一超声波脉冲组（802）定义整个图像，而第二超声波脉冲组（810）定义部分图像。接收来自第二超声波脉冲组（810）的回波。第一和第二超声波脉冲组（802,810）显示在一个图像中。