



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0039581
(43) 공개일자 2011년04월19일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) G01N 29/36 (2006.01)
G01N 29/24 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7005482

(22) 출원일자(국제출원일자) 2009년08월07일

심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2011년03월08일

(86) 국제출원번호 PCT/US2009/053096

(87) 국제공개번호 WO 2010/017445

국제공개일자 2010년02월11일

(30) 우선권주장

61/087,571 2008년08월08일 미국(US)

61/169,264 2009년04월14일 미국(US)

(71) 출원인

마우이 이미징, 인코포레이티드

미국 캘리포니아 써니베일 슈트 107 지브랄타 드 라이브 256 (우: 94089)

(72) 별명자

스펙, 도날드, 애프.

미국 캘리포니아 써니베일 슈트 107 지브랄타 드 라이브 256 (우: 94089)

브레워, 케네쓰, 디.

미국 캘리포니아 써니베일 슈트 107 지브랄타 드 라이브 256 (우: 94089)

(74) 대리인

남상선

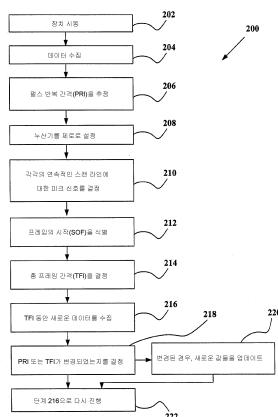
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 다중 구경 의료용 초음파를 통한 이미징 및 주변 시스템의 동기화

(57) 요 약

다중-구경 초음파 프로브의 장점들은 주변 장치들을 통해 달성될 수 있다. 상이한 어레이들에 위치된 다수의 트랜스듀서 엘리먼트들로부터 에코들의 동기화 및 상관관계는 다중 구경 이미징의 성공적인 처리에 필수적이다. 본 명세서에서 제시된 알고리즘들은 송신 소스가 다른 초음파 시스템으로부터 나올 때 이러한 신호들을 성공적으로 처리하고 주변 시스템을 다른 초음파 시스템에 동기화하기 위한 방법들을 제시한다. 상이한 잡음 성분들을 갖는 2차원 이미지들은 개별적인 트랜스듀서 엘리먼트들에 의해 수신되는 에코들로부터 구성될 수 있다. 제시된 기술들은 의료용 이미징에서 폭넓은 애플리케이션을 가지며 2개 이상의 늑간(intercostal) 공간들을 이용하는 다중-구경 심장 이미징에 이상적으로 적합하다.

대 표 도 - 도2a



특허청구의 범위

청구항 1

주변(add-on) 초음파 시스템을 호스트(host) 초음파 프로브(probe)에 동기화하기 위한 방법으로서, 상기 호스트 초음파 프로브로부터 초음파 펄스들을 송신하는(transmitting) 단계; 상기 주변 초음파 시스템을 통해 상기 초음파 펄스들을 수신하는 단계; 및 프로세서를 통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 포함하는 주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 수신하는 단계는 상기 주변 초음파 시스템의 수신 프로브를 통해 상기 초음파 펄스들을 수신하는 단계를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 수신하는 단계는 상기 주변 초음파 시스템의 다수의 수신 프로브들을 통해 상기 초음파 펄스들을 수신하는 단계를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 동기화하는 단계는 상기 송신되는 초음파 펄스들에 기초하여 상기 프로세서를 통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 동기화하는 단계는 상기 프로세서의 알고리즘을 통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 알고리즘은 상기 송신되는 펄스들의 프레임의 시작(start of frame)을 계산하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 알고리즘은 펄스 반복 간격보다 실질적으로 더 큰 진폭 피크들 사이의 간격을 식별함으로써 프레임의 시작

을 계산하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

연속적인 스캔 라인들 동안 피크 진폭들에서의 큰 변화를 식별함으로써 프레임의 시작을 계산하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 9

제 5 항에 있어서,

상기 알고리즘은 피크 진폭이 로우(low)에서 하이(high)로 또는 그 반대로 변화하는 시기를 식별함으로써 프레임의 시작을 계산하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 동기화하는 단계는 상기 호스트 초음파 프로브를 상기 주변 시스템에 연결하는 탭(tap)으로부터의 데이터를 처리하도록 구성된 상기 프로세서를 통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 주변 초음파 시스템으로부터의 초음파 이미지들을 디스플레이에 제공하는 단계를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 월스들은 조직(tissue) 내에 송신되는,

주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위한 방법.

청구항 13

주변 초음파 시스템으로서,

호스트 프로브로부터 송신되는 초음파 월스들을 수신하도록 구성된 초음파 수신기; 및

상기 초음파 수신기에 연결된 프로세서 – 상기 프로세서는 상기 주변 시스템을 상기 호스트 프로브에 동기화하도록 구성된 알고리즘을 포함함 –

를 포함하는 주변 초음파 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 프로세서로부터 초음파 이미지들을 디스플레이하도록 구성된 디스플레이를 더 포함하는,

주변 초음파 시스템.

청구항 15

제 13 항에 있어서,
제 2 초음파 수신기를 더 포함하는,
주변 초음파 시스템.

청구항 16

제 13 항에 있어서,
상기 알고리즘은 상기 주변 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위해 상기 수신된 초음파 펄스들을 처리하도록 구성되는,
주변 초음파 시스템.

청구항 17

제 13 항에 있어서,
상기 알고리즘은 상기 송신되는 초음파 펄스들의 프레임의 시작을 계산하도록 구성되는,
주변 초음파 시스템.

청구항 18

제 17 항에 있어서,
상기 알고리즘은 펄스 반복 간격보다 실질적으로 더 큰 진폭 피크들 사이의 간격을 식별함으로써 상기 프레임의 시작을 계산하도록 추가적으로 구성되는,
주변 초음파 시스템.

청구항 19

제 17 항에 있어서,
상기 알고리즘은 연속적인 스캔 라인들 동안 피크 진폭들에서의 큰 변화를 식별함으로써 상기 프레임의 시작을 계산하도록 추가적으로 구성되는,
주변 초음파 시스템.

청구항 20

제 17 항에 있어서,
상기 알고리즘은 피크 진폭이 로우(low)에서 하이(high)로 또는 그 반대로 변화하는 시기를 식별함으로써 상기 프레임의 시작을 계산하도록 추가적으로 구성되는,
주변 초음파 시스템.

청구항 21

제 13 항에 있어서,
상기 호스트 초음파 프로브를 상기 주변 시스템에 연결하는 템을 더 포함하는,
주변 초음파 시스템.

청구항 22

제 21 항에 있어서,
상기 프로세서는 상기 주변 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위해 상기 템으로부터의 데이터

를 처리하도록 구성되는,
주변 초음파 시스템.

명세서

기술분야

- [0001] 본 출원은 "UNIVERSAL IMAGING AND SYNCHRONIZATION USING MULTIPLE APERTURE APPARATUS IN MEDICAL ULTRASOUND"란 명칭으로 2008년 8월 8일자로 출원된 미국 가특허출원번호 제61/087,571호, 및 "METHOD FOR AN ADD-ON MULTIPLE APERTURE PROCESSOR TO DETECT START AND DIRECTION OF PULSE FROM A HOST MACHINE"이란 명칭으로 2009년 4월 14일자로 출원된 미국 가특허출원 일련번호 제61/169,264호의 35 U.S.C. 119 하의 혜택을 청구하며, 상기 특허출원들은 모두 참조로 본 명세서에 포함된다.
- [0002] 본 출원은 "METHOD AND APPARATUS TO VISUALIZE THE CORONARY ARTERIES USING ULTRASOUND"란 명칭으로 2006년 2월 6일자로 출원된 미국 가특허출원번호 제60/765,887호를 우선권으로 청구하는 "METHOD AND APPARATUS TO VISUALIZE THE CORONARY ARTERIES USING ULTRASOUND"란 명칭으로 2007년 10월 11일자로 출원된 미국 특허출원 번호 제11/532,013호; 및 "METHOD AND APPARATUS TO PRODUCE ULTRASONIC IMAGES USING MULTIPLE APERTURES"란 명칭으로 2006년 10월 25일자로 출원된 미국 가특허출원번호 제60/862,951호와 "METHOD AND APPARATUS TO PRODUCE ULTRASONIC IMAGES USING MULTIPLE APERTURES"란 명칭으로 2007년 5월 25일자로 출원된 미국 가특허출원번호 제60/940,261호를 우선권으로 청구하는 "METHOD AND APPARATUS TO PRODUCE ULTRASONIC IMAGES USING MULTIPLE APERTURES"란 명칭으로 2008년 5월 1일자로 출원된 미국 특허출원번호 제11/865,501호에 관한 것이며, 상기 특허출원들은 모두 참조로 본 명세서에 포함된다.
- [0003] 본 명세서에서 언급되는 모든 특허출원들 및 공개공보들은 각각의 개별적인 공개공보 또는 특허출원이 구체적으로 및 개별적으로 참조로 포함되도록 표시된 것과 동일한 범주로 참조로 본 명세서에 포함된다.
- [0004] 본 발명은 일반적으로 의학에 사용되는 이미징 기술들에 관한 것으로서, 보다 구체적으로 의료용 초음파에 관한 것이며, 좀 더 구체적으로는 다중 구경들(aperture)을 이용한 초음파 이미지들을 생성하기 위한 호스트 초음파 기기에 주변(add-on) 장치를 동기화하는 것에 관한 것이다.

배경기술

- [0005] 종래의 초음파 이미징에서, 초음파 에너지의 포커싱된 빔(focused beam)은 검사될 신체 조직(body tissue) 내에 송신되고(transmitted), 리턴되는 에코(echo)들이 검출 및 플로팅되어(plotted) 이미지를 형성한다. 초음파 심장검진법(echocardiography)에서, 빔은 일반적으로 중심 프로브(probe) 위치로부터 각도의 증분들로 계단형이 되고(steped), 에코들은 송신된 빔들의 경로들을 나타내는 라인들을 따라 플로팅된다. 복부 초음파검사법(abdominal ultrasonography)에서, 빔은 일반적으로 평행한 빔 경로들을 생성하여 측방향으로 계단형이 되고, 리턴되는 에코들은 이러한 경로들을 나타내는 평행 라인들을 따라 플로팅된다. 이하의 설명은 초음파 심장검진법을 위한 각(angular) 스캐닝 기술(일반적으로 섹터 스캔으로 지칭됨)에 관한 것이다. 그러나, 약간의 변경들을 갖는 동일한 개념은 복부 스캐너들에서 구현될 수 있다.
- [0006] 종래의 초음파 이미징의 기본 원리들은 Harvey Feigenbaum의 Echocardiography의 제 1 장(Lippincott Williams & Wilkins, 5th ed., Philadelphia, 1993)에 잘 설명되어 있다. 이들은 종래의 기술들과 본 발명 간의 차이점을 나타내기 위해 제외하고 반복되지 않을 것이다.
- [0007] 인체 조직에서 초음파의 평균 속력 v 는 약 1540 m/sec이고, 연조직(soft tissue)에서의 범위는 1440 내지 1670 m/sec이다(예를 들어, P.N.T. Wells, Biomedical Ultrasonics, Academic Press, London, New York, San Francisco, 1977 참조). 따라서, 에코를 발생시키는 임피던스 불연속의 깊이는 $v/2$ 만큼 곱해진 에코에 대한 왕복 시간으로서 추정될 수 있고, 진폭은 빔의 경로를 나타내는 라인을 따르는 깊이에서 플로팅된다. 이러한 것이 모든 빔 경로들에 따른 모든 에코들에 대해 수행된 후에, 이미지가 형성된다. 스캔 라인들 사이의 간격들은 전형적으로 보간법(interpolation)에 의해 채워진다.
- [0008] 신체 조직들에 고주파를 발사(insonify)하기 위해, 위상 어레이 또는 형상 트랜스듀서(shaped transducer)에 의해 형성된 빔이 검사될 조직들에 걸쳐서 스캐닝된다. 전통적으로, 동일한 트랜스듀서 또는 어레이에는 리턴하는 에코들을 검출하기 위해 사용된다. 이러한 설계 구성은 의료용 목적들을 위한 초음파 이미징의 사용에 가장 큰 제한들 중 하나의 중심에 있다; 즉 불량한 측방향 해상력(lateral resolution). 이론적으로, 측방향 해상력은

초음파 프로브의 구경(aperture)을 증가시킴으로써 개선될 수 있지만, 구경 크기 증가와 연관된 실제적인 문제점들은 구경들의 작고 측방향의 해상도를 불량하게 하였다. 분명히, 초음파 이미징은 이러한 제한에도 불구하고 매우 유용하였지만, 보다 양호한 해상력을 통해 보다 효과적일 수 있다.

[0009] 예를 들어, 심장병 환자에서, 단일 구경 크기에 대한 제한은 늑골들(ribs) 사이의 공간(늑간 공간들)으로 지칭된다. 복부 및 다른 용도를 위해 의도된 스캐너들에서, 구경 크기에 대한 제한은 그렇게 두드러지지 않지만, 그럼에도 불구하고 심각한 제한이다. 문제점은 관심 영역과 프로브 사이의 조직의 타입에 따라 초음파 송신 속도가 가변되기 때문에 넓은 구경의 위상 어레이의 엘리먼트들을 유지하는 것이 어렵다는 점이다. Wells의 책(앞서 인용된)에 따라, 속도는 연조직들 내에서 플러스 또는 마이너스 10%까지 가변한다. 구경이 작게 유지될 때, 개재된 조직(intervening tissue)에서, 1차 근사치(to a first order of approximation)까지의 모든 동일한 그리고 임의의 변화는 무시된다. 구경의 크기가 측방향 해상력을 개선하기 위해 증가될 때, 위상 어레이의 부가적인 엘리먼트들은 위상 반전(out of phase)될 수 있고 이를 개선하기 보다는 이미지를 실제적으로 저하시킬 수 있다.

[0010] 의료 산업에서 통상적인 단일 송신/수신 초음파 프로브들을 대체하는 대신에, 주변 시스템을 갖는 이러한 디바이스들의 해상력을 증가시키는 것이 바람직하고 비용 효율적이다. 그러나, 현존하는 시스템에 해상력을 부가하는 것은 주변 시스템을 현존하는 호스트 초음파 기기에 동기화하는 것과 같은 부가적인 과제들에 직면한다.

발명의 내용

[0011] 본 발명은 일반적으로 의학에 사용되는 이미징 기술들에 관한 것으로서, 보다 구체적으로 의료용 초음파에 관한 것이며, 좀 더 구체적으로는 다중 구경들을 이용한 초음파 이미지들을 생성하기 위한 호스트 초음파 기기에 주변 장치를 동기화하는 것이다.

[0012] 본 발명의 일 양상은 호스트 프로브로부터 송신되는 초음파 펄스들을 수신하도록 구성된 초음파 수신기, 상기 초음파 수신기에 연결된 프로세서를 포함하는 주변 초음파 시스템을 제공하며, 상기 프로세서는 상기 주변 시스템을 상기 호스트 프로브에 동기화하도록 구성된 알고리즘을 포함한다.

[0013] 일부 실시예들에서, 상기 주변 초음파 시스템은 상기 프로세서로부터 초음파 이미지들을 디스플레이하도록 구성된(adapted) 디스플레이를 추가적으로 포함할 수 있다. 상기 디스플레이는 예를 들어, GUI일 수 있다.

[0014] 일부 실시예들에서, 상기 주변 초음파 시스템은 2개, 3개, 또는 더 많은 개수의 초음파 수신기와 같은, 다수의 초음파 수신기들을 포함할 수 있다.

[0015] 본 발명의 일 양상은 상기 주변 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위해 상기 수신된 초음파 펄스들을 처리하도록 구성된 알고리즘을 제공한다. 일부 실시예들에서, 상기 알고리즘은 송신된 초음파 펄스들의 프레임의 시작을 계산하도록 구성될 수 있다. 프레임의 시작은 다양한 방식들로 계산될 수 있다. 일부 실시예들에서, 상기 알고리즘은 펄스 반복 간격보다 더 넓은 진폭 피크들 사이의 간격을 식별함으로써 프레임의 시작을 계산할 수 있다. 다른 실시예들에서, 상기 알고리즘은 연속적인 스캔 라인들 동안 피크 진폭들에서의 큰 변화를 식별함으로써 프레임의 시작을 계산할 수 있다. 피크 진폭들에서의 큰 변화는 예를 들어, 로우(low)에서 하이(high)로일 수 있거나 그 반대일 수 있다.

[0016] 본 발명의 다른 양상에서, 주변 초음파 시스템은 호스트 초음파 프로브를 주변 시스템에 연결하는 탭(tap)을 추가적으로 포함할 수 있다. 상기 탭은 호스트 프로브로부터의 모든 데이터에 대한 액세스를 갖기 때문에, 주변 초음파 시스템의 프로세서는 주변 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하기 위해 상기 탭으로부터의 데이터를 처리하도록 구성될 수 있다.

[0017] 본 발명의 다른 양상은 주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 방법으로서, 상기 방법은 상기 호스트 초음파 프로브로부터 초음파 펄스들을 송신하는 단계, 상기 주변 초음파 시스템을 통해 상기 초음파 펄스들을 수신하는 단계, 및 프로세서를 통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 포함한다.

[0018] 일부 실시예들에서, 상기 수신하는 단계는 상기 주변 초음파 시스템의 수신 프로브를 통해 상기 초음파 펄스들을 수신하는 단계를 추가적으로 포함한다. 다른 실시예들에서, 상기 수신하는 단계는 상기 주변 초음파 시스템의 다수의 수신 프로브들을 통해 상기 초음파 펄스들을 수신하는 단계를 추가적으로 포함한다.

[0019] 본 발명의 일부 양상들에서, 상기 동기화하는 단계는 상기 송신되는 초음파 펄스들에 기초하여 상기 프로세서를

통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 추가적으로 포함한다. 상기 주변 초음파 시스템은 상기 프로세서에서 알고리즘을 통해 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화될 수 있다.

[0020] 일부 실시예들에서, 상기 알고리즘은 상기 송신된 펄스들의 프레임의 시작을 계산할 수 있다. 상기 알고리즘은 펄스 반복 간격보다 실질적으로 더 넓은 진폭 피크들 사이의 간격을 식별함으로써 프레임의 시작을 계산할 수 있다. 다른 실시예에서, 상기 알고리즘은 연속적인 스캔 라인들 동안 피크 진폭들에서의 큰 변화를 식별함으로써 프레임의 시작을 계산할 수 있다. 상기 피크 진폭 변화들은 예를 들어, 로우에서 하이로일 수 있거나 그 반대일 수 있다.

[0021] 일부 실시예들에서, 상기 동기화하는 단계는 상기 호스트 초음파 프로브를 상기 주변 시스템에 연결하는 텁으로부터의 데이터를 처리하도록 구성된 프로세서를 통해 상기 주변 초음파 시스템을 상기 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 단계를 추가적으로 포함할 수 있다.

[0022] 본 발명의 다른 양상은 주변 초음파 시스템으로부터의 초음파 이미지들을 디스플레이에 제공하는 것이다. 초음파 펄스들은 조직(tissue) 내에 송신될 수 있고 초음파 이미지들은 상기 조직의 초음파 이미지들일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 본 발명의 신구한 특징들은 특히 이하의 청구범위에서 상술된다. 본 발명의 특징들 및 장점들의 보다 양호한 이해는 예시적인 실시예들을 상술하고 본 발명의 원리들은 사용되는 이하의 상세한 설명, 및 이의 첨부된 도면들을 참조로 달성될 것이다.

도면들에서,

도 1a-1b는 고해상도 초음파 이미지들을 제공하기 위한 호스트 초음파 기기에 사용될 단일 또는 다중 수신 프로브들을 갖는 주변 시스템들을 도시한다.

도 2a는 주변 시스템의 알고리즘이 주변 시스템을 호스트 초음파 기기에 동기화하기 위해 사용할 수 있는 동작들의 시퀀스의 일 실시예를 도시하는 흐름도이다.

도 2b는 주변 초음파 시스템에 의해 수집되는 데이터를 도시하는 그래프이다.

도 3a-3b는 고해상도 초음파 이미지들을 제공하기 위해 호스트 초음파 기기에 사용될 고임피던스 텁들 및 단일 또는 다중 수신 프로브들을 갖는 주변 시스템들을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 초음파 이미징 시스템의 다양한 실시예들이 설명된다.

[0025] 초음파 검사에서 리턴되는 에코들은 고주파발사(insonifying) 프로브(예, 송신 프로브)로부터 떨어져 위치된 개별적으로 비-지향성(non-directional) 수신 프로브에 의해 검출될 수 있고, 비-지향성 수신 트랜스듀서는 고주파발사 프로브로부터 상이한 음향 윈도우(acoustic window)에 배치될 수 있다. 이러한 비-지향성 수신 프로브는 넓은 시계(field of view)에 반응되도록 설계될 수 있기 때문에 무-지향성(omni-directional) 또는 수신 프로브로 지칭될 수 있다.

[0026] 수신 프로브에서 검출되는 에코들이 고주파발사 트랜스듀서로부터의 모든 펄스에 대해 개별적으로 저장되는 경우, 단일 수신 프로브에 의해 수신되는 정보로부터 전체적인 2차원 이미지가 형성될 수 있다. 이미지의 부가적인 카피(copy)들은 고주파발사 펄스들의 동일한 세트로부터 데이터를 수집하는 부가적인 무-지향성 프로브들에 의해 형성될 수 있다.

[0027] 일 실시예에서, 주변 장치는 고주파발사 프로브로서 기능하여 초음파를 송신하기 위해 다른 제조사의 현존하는 초음파 기기를 사용하면서 수신-전용 장치로서 설계될 수 있다. 이러한 타입의 설계는 진단 실험실(diagnostic laboratory) 또는 의료용 사무실(medical office)로 하여금 현존하는 기기를 교체함이 없이 현존하는 기기의 B-모드, M-모드, 또는 도플러(Doppler) 해상도를 업그레이드할 수 있도록 허용한다.

[0028] 도 1a 및 1b는 조직(101)을 이미징하기 위한 호스트 송신/수신 프로브(104) 및 호스트 초음파 시스템(102)과 함께 사용하기 위한 외부의 주변 시스템(100)을 도시한다. 도 1a에서 주변 시스템(100)은 단일 수신 프로브(106)를 포함하고, 도 1b에서 주변 시스템은 2개의 수신 프로브들(106, 108)을 포함한다. 수신 프로브들(106, 108)은 예를 들어, 수신 전용(receive only) 능력들을 가질 수 있다. 다른 실시예들에서, 수신 프로브들(106,

108)은 송신 및 수신 능력들을 가질 수 있다. 다른 실시예들에서, 주변 시스템은 3개 이상의 수신 프로브들과 같이, 임의의 수의 수신 프로브들을 포함할 수 있다. 도 1a-1b에 도시된 것처럼, 주변 시스템(100)은 주변 프로세서(110) 및 디스플레이(112)를 추가적으로 포함할 수 있다. 디스플레이(112)는 그래픽 사용자 인터페이스(GUI), 또는 다른 적절한 디스플레이일 수 있다. 디스플레이의 소프트 버튼들(soft buttons), 압착 레벨들(compression levels) 및 깊이에 의해, 시간-이득-제어들, 전체 이득, 후처리 곡선들(post-processing curves)에 대한 준비(provision)가 이루어진다. 다른 제어들이 디스플레이에 편리하게 부가될 수 있다.

[0029] 호스트 프로브와 수신 프로브들의 동기화는 본 명세서에서 설명되는 주변 시스템에 필수적이다. 수신 프로브들을 호스트 프로브에 동기화함이 없이, 주변 시스템이 호스트 프로브로부터의 송신된 펄스들을 사용할 방법은 없다. 주변 시스템(100)을 호스트 시스템(102)과 호스트 프로브(104)에 동기화하기 위한 방법들 및 알고리즘들은 이하에서 논의될 주변 프로세서(110)에서 구현될 수 있다.

[0030] 본 명세서에서 설명되는 초음파 시스템들에서, 송신 기능들은 호스트 초음파 시스템 및 호스트 송신/수신 프로브(예, 표준 초음파 기기)에 의해 처리될 수 있는 반면에, 수신 및 디스플레이 기능들은 주변 시스템에 의해 수행될 수 있다. 주변 시스템이 대다수의 다른 제조사의 현재 및 미래 초음파 장치들(이하에서 호스트 시스템 및 호스트 프로브로 지칭됨)과 함께 동작하기 위하여, 주변 시스템이 호스트 기기로부터 또는 수신된 초음파 신호들만으로 호스트 기기의 대부분의 특성들을 유추(deduce)하는 것이 필요하다.

[0031] 수신되는 초음파의 첫번째 그리고 가장 강력할 것같은 펄스들은 직접적으로 송신 프로브로부터 비롯될 것이다. 이들은 첫번째이고 가장 강력하기 때문에 깊은 조직들로부터의 에코들과 용이하게 구별될 수 있다. 이러한 수신된 신호들로부터, 펄스 반복 간격(PRI), 프레임 간의 종료(존재하는 경우), 총 프레임 간격(TFI), 및 최대 관통 깊이가 측정될 수 있다. 에코 데이터의 스캔 라인이 수집되는 시간 간격에 대응하는 PRI는 하나의 펄스의 시작에서부터 다음 펄스의 시작까지의 경과된 시간으로서 정의된다. 최대 관통 깊이는 PRI 및 조직 내에서의 공지된 음향 속도로부터 결정될 수 있다. 실제적인 관심 깊이는 시스템의 사용자에 의해 선택될 수 있거나 또는 최대 관통 깊이의 디폴트 퍼센티지일 수 있다.

[0032] 필수적이지만 추정하기에 보다 어려운 파라미터는 송신 펄스의 시작 시간이다. 제 1 수신 펄스에 대한 트리거링(triggering)은 너무 잡음이 많고(noisy) 라인들 간에 부적당한 지터(jitter)를 유발하여 이미지의 저하를 초래한다. 단지 PRI가 호스트 시스템에 대한 주어진 세트의 세팅들에서 상수(constant)라고 가정하면, n번째 라인에 대한 추정된 시작 시간은 단순히 제 1 라인 + (n-1)*(펄스 반복 간격)의 시작 시간이다. 섹터 스캔의 제 1 라인의 시작을 추정하는 것이 남아 있다.

[0033] 도 1a-1b에서, 호스트 시스템 및 호스트 프로브로부터 송신 펄스의 시작의 타이밍은 호스트 프로브의 일 측면상에서 수신 프로브들 중 하나에 의해 수신되고 호스트 프로브에 의해 송신되는 초음파 펄스들로부터 유추될 수 있다. 송신 펄스의 제 1 검출은 송신 펄스가 수신 프로브에 도달하도록 이동해야 하는 거리 때문에 송신 펄스의 시작에서부터 지연될 것이다. 그러나, 그러한 시간 지연은 프로브 기하학적 구조(geometry)로부터 계산될 수 있고 펄스가 먼저 검출되는 시간으로부터 감산(subtract)될 수 있다.

[0034] 송신 펄스의 시작의 측정을 위한 주요한 요건은 주어진 세트의 세팅들에 대해 PRI가 상수이어야 하고 고정된 반복 간격들에서 라인의 시작을 추정하기 위해 "플라이휠(flywheel)" 알고리즘이 사용되어야 한다는 것이다. PRI는 단지 드물게(infrequently) 변경되기 때문에, PRI의 추정은 많은 스캔 주기들에 걸쳐서 적응(adapted)될 수 있다.

[0035] 주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 방법의 일 실시예가 이제 설명될 것이다. 도 1a-1b의 주변 시스템(100)을 참조하면, 호스트 초음파 프로브(104)는 초음파 펄스들을 조직(101) 내에 송신할 수 있다. 송신된 펄스들은 수신 프로브(106)와 같은 주변 시스템에 의해 수신될 수 있다. 도 1b에서와 같은 일부 실시예들에서, 주변 시스템은 송신된 초음파 신호들을 수신하기 위한 다수의 수신 프로브들(예, 수신 프로브들(106, 108))을 포함할 수 있다. 그 다음, 주변 프로세서(110)는 주변 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화할 수 있다. 프로세서는 주변 시스템을 호스트 프로브에 동기화하기 위한 알고리즘 또는 알고리즘들을 사용할 수 있다. 주변 시스템이 호스트 초음파 프로브에 동기화될 때, 주변 시스템은 GUI와 같은 디스플레이에 이미징되는 타겟 조직의 고해상도 이미지들을 제공할 수 있다.

[0036] 도 2a는 호스트 시스템으로부터 송신 펄스의 시작의 타이밍을 결정하기 위한 플라이휠 알고리즘의 일 실시예를 나타내는 흐름도(200)를 도시한다. 도 2b는 주변 시스템을 호스트 기기에 동기화하기 위한 알고리즘에 의해 사용되고 수집되는 데이터의 수집을 나타내는 그라프(201)를 도시한다. 도 2b에서, 수집되는 데이터는 PRI(2),

진폭 피크들(4), IFG(6), SOF(8), 및 TFI(10)를 포함할 수 있다. 본 명세서에서 설명되는 알고리즘들은 전형적으로 앞서 설명된 주변 프로세서(110)에 의해 실행된다는 점을 이해해야 한다. 이러한 알고리즘들은 펌웨어, 소프트웨어, 또는 하드웨어, 또는 이들 3개 모두의 조합으로 프로그래밍될 수 있다.

[0037] 흐름도(200)의 단계(202)에서, 주변 시스템이 시동된다(즉, 전력공급(powered) 또는 부스트 업(boosted up)).

[0038] 단계(204)에서, 주변 시스템은 데이터의 간격들을 수집하기 시작한다. 데이터는 예를 들어 호스트 프로브로부터 수집될 수 있거나, 또는 일부 실시예들에서, 텁들로부터 호스트 프로브로 수집될 수 있다. 데이터는 약 1내지 2초 동안과 같이, 수초 동안 수집될 수 있다. 수집되는 데이터는 피크 진폭들 사이의 간격들을 포함할 것이다. 하나의 피크 진폭에서부터 다음 피크 진폭 발생까지의 간격은 PRI에 대응한다(예를 들어, 도 2b의 PRI(2) 참조).

[0039] 그 다음, 흐름도(200)의 단계(206)에서, PRI가 추정된다. 앞서 설명된 것처럼, PRI는 하나의 펄스의 시작에서부터 다음 펄스의 시작까지의 경과된 시간이다. PRI는 단계(204) 동안 수집되는 간격들의 세트의 중앙값(median)으로서 주변 시스템의 주변 프로세서에 의해 계산될 수 있다.

[0040] 그 다음, 단계(208)에서, 샘플들 또는 펄스들의 수가 주변 프로세서의 누산기(accumulator) 기능에 의해 카운트된다. 누산기 기능은 샘플 시간들의 수를 카운팅하기 전에 제로의 값으로 초기화되어야 한다. 누산기 기능은 총 프레임에 대한 시간을 카운트하는 샘플 시간들의 카운터이다.

[0041] 그 다음, 단계(210)에서, 주변 프로세서의 알고리즘은 데이터의 간격들을 계속 수집하고 스캔 라인 데이터의 각각의 연속적인 세트에 대해 피크 신호(예를 들어, 도 2b의 진폭 피크들(4) 참조)를 결정한다.

[0042] 단계(212)에서, 2개의 방법들 중 하나에 의해 프레임의 시작(Start Of Frame: SOF)을 식별한다. 제 1 실시예에서, SOF는 진폭 피크들 사이의 간격이 현재 PRI보다 실질적으로 더 클 때 발생한다. 이러한 기간(period)은 프레임간 갭(Inter Frame Gap: IFG)으로서 지정된다. IFG가 PRI와 구별될 수 없다면, SOF를 식별하기 위해 제 2 실시예가 사용되어야 한다(예를 들어, 도 2b의 IFG(6) 및 PRI(2) 참조).

[0043] 제 2 실시예에서, 연속적인 라인들의 피크 진폭이 비교된다. 호스트 송신 각도가 프레임에 걸쳐서 스윕(sweep)함에 따라, 라인들 간에 피크 진폭에서의 작은 변화가 발생한다. 송신 각도가 프레임의 끝에서부터 프레임의 시작까지 편이(shift)될 때, 피크 진폭에서의 대응하는 큰 변화가 존재한다. 이러한 변화는 SOF를 식별하기 위해 사용된다. 예를 들어, 도 2b의 진폭 피크들(4)이 SOF(8)에서의 큰 변화가 있을 때까지 라인들 간에 어떻게 느리게 변화하는지를 참조한다. 피크 진폭들은 도 2b에 도시된 것처럼, 로우에서 하이로 변화할 수 있거나 그 반대일 수 있다.

[0044] 단계(214)에서, 주변 프로세서는 총 프레임 간격을 결정한다. 총 프레임 간격은 연속적인 SOF 시간들(샘플들에서) 사이의 간격이다. 예를 들어, 도 2b의 TOF(10)를 참조한다.

[0045] 단계(216)에서, 주변 시스템은 이로부터 다른 세트의 데이터를 수집한다.

[0046] 단계(218)에서, 주변 프로세서의 알고리즘은 PRI 또는 TFI가 변경되었는지를 결정할 수 있다. 변경들이 식별되면, 주변 시스템은 220에서 새로운 PRI 및 TFI 값들을 업데이트할 수 있다.

[0047] 단계(222)에서, 주변 프로세서는 단계(216)로 다시 진행하여 새로운 데이터를 계속 수집한다. 주변 프로세서는 단계(218)에서 데이터를 계속 평가하고 변경들이 식별되면 PRI 및 TFI를 업데이트한다.

[0048] 도 3a-3b는 조작(301)을 이미징하기 위해 호스트 초음파 시스템(302) 및 호스트 송신/수신 프로브(304)와 함께 사용하기 위한 외부의 주변 시스템(300)의 다른 실시예를 도시하며, 상기 시스템은 호스트 시스템 및 프로브에 주변 시스템을 연결하기 위한 고임피던스 텁들(314)을 추가적으로 포함한다. 텁들(314)은 예를 들어, 배선(wire)들일 수 있다. 도 3a-3b에서, 호스트 초음파 시스템(302), 호스트 송신/수신 프로브(304), 수신 프로브들(306, 308), 주변 프로세서(310), 및 디스플레이(312)는 도 1a-1b의 호스트 초음파 시스템(102), 호스트 송신/수신 프로브(104), 수신 프로브들(106, 108), 주변 프로세서(110), 및 디스플레이(112)에 각각 대응할 수 있다. 텁들(314)은 호스트 프로브로부터 송신되는 펄스들의 시작 시간 및 방향을 검출하기 위해 호스트 프로브(304)로부터 주변 프로세서(310)로 연결할 수 있다. 이러한 구성에서, 도 1a-1b 및 도 2를 참조로 앞서 설명된 바와 같은 호스트 시스템에 주변 시스템을 동기화하기 위한 알고리즘을 필요로 하는 대신에, 모든 송신 펄스들은 텁들을 통해 주변 프로세서에 이용가능해질 수 있다.

[0049] 텁들(314)은 송신 펄스의 시작을 직접적으로 검출하기 위해 호스트 기기의 송신/수신 프로브 내에 배선될 수 있

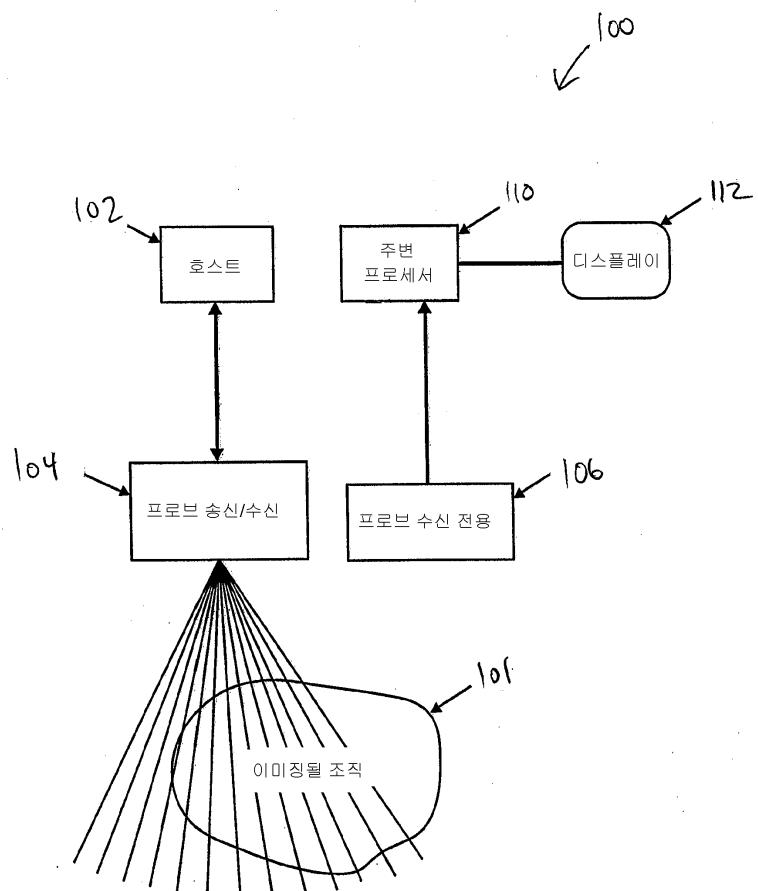
다. 또한, 이러한 방법을 사용함으로써, 각각의 송신되는 펄스의 방향은 송신 어레이의 2개 이상의 엘리먼트들의 서브세트에서 시작 펄스를 모니터링함으로써 결정될 수 있다. 대부분의 현재 섹터 스캔 기기들에서, 송신 빔들의 방향은 섹터의 일측에서부터 타측으로 단조적으로(monotonically) 진행한다. 일부 진보된 호스트 기기들에서, 빔들은 하나의 펄스로부터 다음 펄스로 각도의 동일한 증분들로 전달되지 않을 수 있지만, 그 대신에 일부 서로 엇갈린(interlaced) 순서로 송신될 수 있다. 그러한 기기와 함께 동작할 때, 각각의 송신 펄스의 방향을 계산할 필요가 있다.

[0050] 주변 초음파 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화하는 방법의 다른 실시예가 이제 설명될 것이다. 도 3a-3b의 주변 시스템(300)을 참조하면, 호스트 초음파 프로브(304)는 초음파 펄스들을 조직(301) 내에 송신할 수 있다. 송신된 펄스들은 수신 프로브(306)와 같은 주변 시스템에 의해 수신될 수 있다. 도 3b에서와 같은 일부 실시예들에서, 주변 시스템은 송신된 초음파 신호들을 수신하기 위한 다수의 수신 프로브들(예, 수신 프로브들(306, 308))을 포함할 수 있다. 그 다음, 주변 프로세서(310)는 호스트 초음파 프로브를 주변 시스템에 연결하는 텁(314)으로부터의 데이터를 이용하여 주변 시스템을 호스트 초음파 프로브에 동기화할 수 있다. 주변 시스템이 호스트 초음파 프로브에 동기화될 때, 주변 시스템은 GUI와 같은 디스플레이에 이미징되는 타겟 조직의 고해상도 이미지들을 제공할 수 있다.

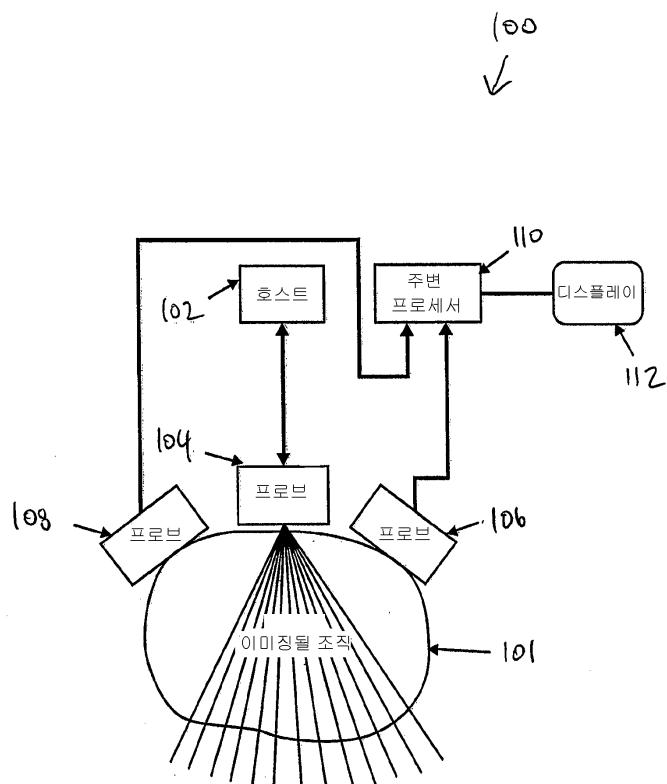
[0051] 본 발명에 적당한 부가적인 세부사항들에 대해, 관련 기술의 당업자 레벨 내에서 재료들 및 제조 기술들이 사용될 수 있다. 공통적으로 또는 논리적으로 사용되는 부가적인 동작들 면에서 본 발명의 방법-기반 양상들과 관련하여 정확히 동일하게 유지할 수 있다. 또한, 설명된 진보적 변화들의 임의의 선택적인 특징이 상술될 수 있고, 독립적으로 또는 본 명세서에서 설명된 임의의 하나 이상의 특징들과 연계하여 청구될 수 있다는 점을 고려한다. 마찬가지로, 단수형 아이템에 대한 인용은 존재하는 동일한 아이템들의 복수개가 존재하는 가능성을 포함한다. 보다 구체적으로는, 본 명세서 및 첨부된 청구범위에서 사용되는 단수 형태들, "a", "및(and)", "상기(said)" 및 "상기(the)"는 문맥상 반대의 의미로 명확하게 나타내지 않는 한 복수의 인용물들을 포함한다. 추가적으로, 청구범위는 임의의 선택적인 엘리먼트를 배제하도록 작성될 수 있다는 점을 유의한다. 따라서, 이러한 상술은 청구항의 엘리먼트들의 인용과 연계하여 "단독으로(solely)", "전용으로(only)" 등으로서 그러한 배타적인 용어의 사용을 위한, 또는 "부정적인(negative)" 제한의 사용을 위한 선행 근거로서 작용하도록 의도된다. 본 명세서에서 반대로 정의되지 않는 한, 본 명세서에서 사용되는 모든 기술적 그리고 과학적 용어들은 본 발명이 속하는 기술의 통상의 당업자에 의해 공통적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 갖는다. 본 발명의 폭은 본 명세서에 의해 제한되는 것이 아니라 사용되는 청구항 용어들의 명백한 의미에 의해서만 제한된다.

도면

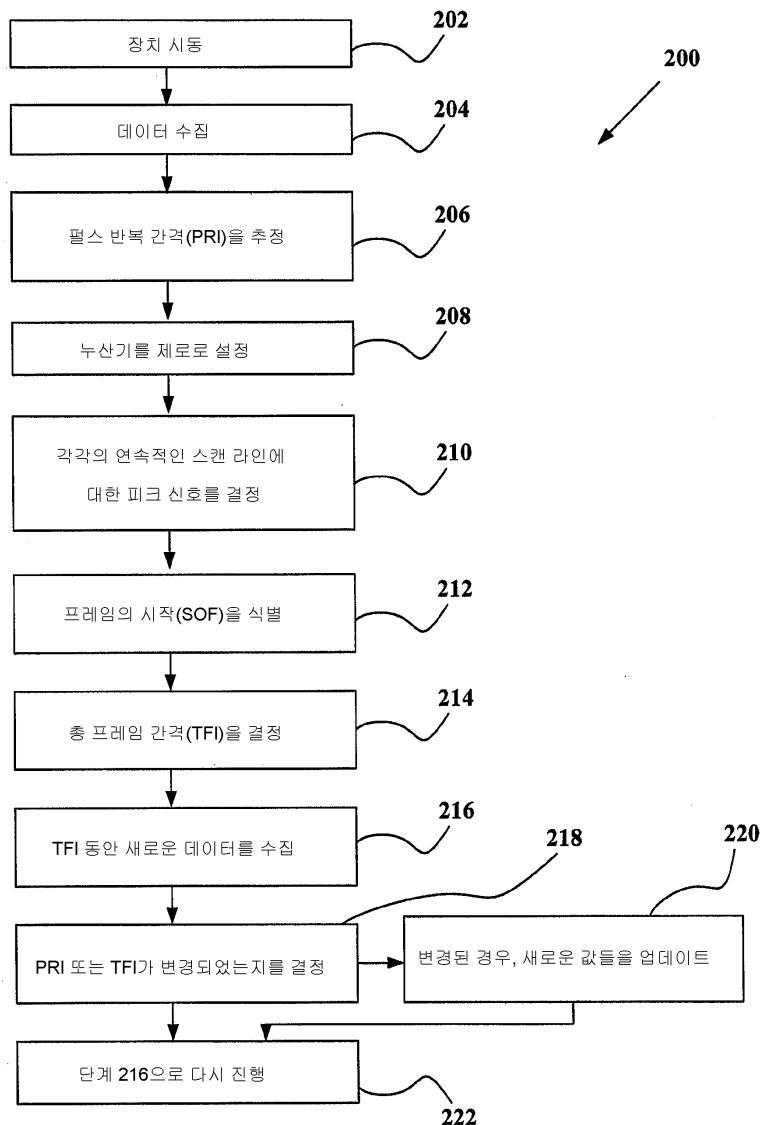
도면 1a



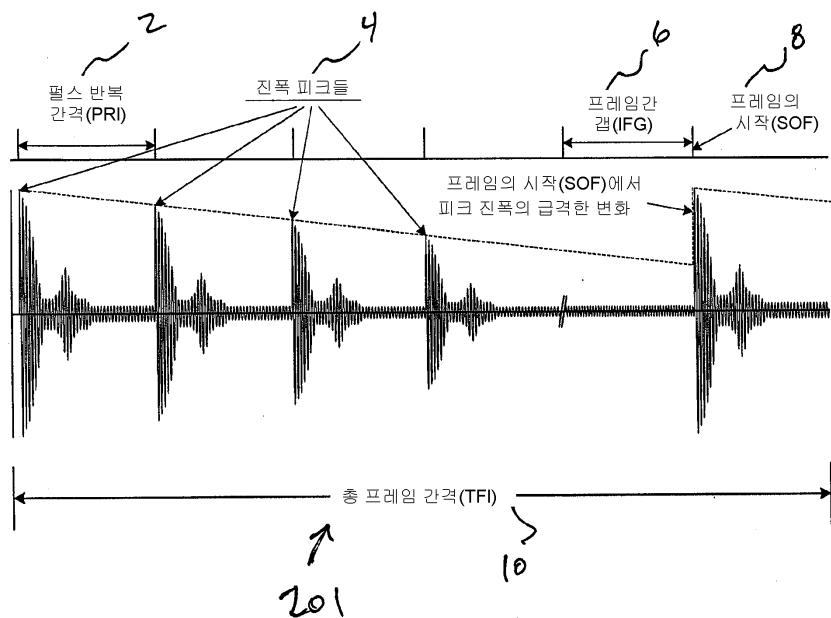
도면1b



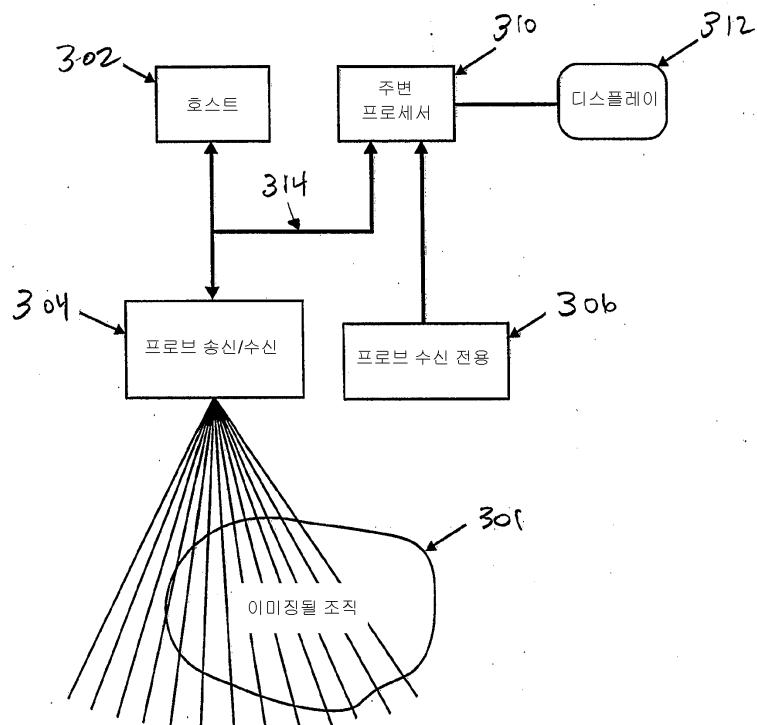
도면2a



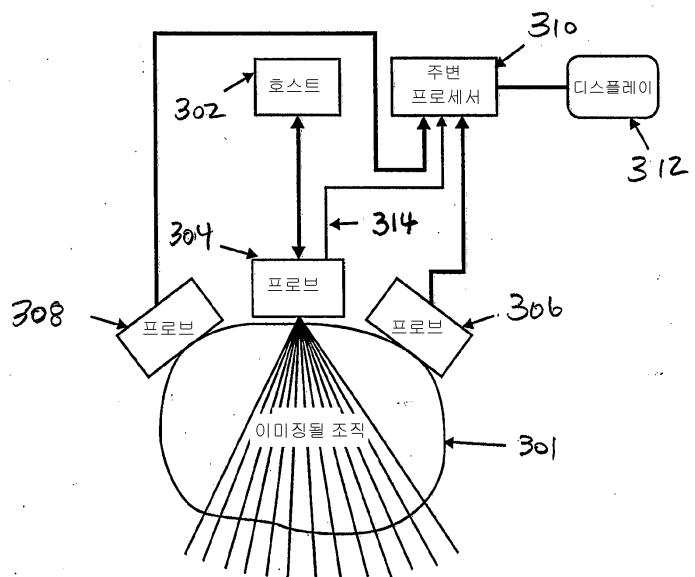
도면2b



도면3a



도면3b



专利名称(译)	多孔径医学超声成像和外围系统同步		
公开(公告)号	KR1020110039581A	公开(公告)日	2011-04-19
申请号	KR1020117005482	申请日	2009-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	茂伊成像股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊岛成像公司		
当前申请(专利权)人(译)	毛伊岛成像公司		
[标]发明人	SPECHT DONALD F 스페도날드에프 BREWER KENNETH D 브레워케네쓰디		
发明人	스페,도날드,에프. 브레워,케네쓰,디.		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/36 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/4477 A61B8/5207 A61B8/00 A61B8/54 G01S7/52046 G01S7/52087 G01S15/8913 G01S15/8927 G01S15/8929 G01S15/8997		
代理人(译)	专利法的人和别人		
优先权	61/087571 2008-08-08 US 61/169264 2009-04-14 US		
其他公开文献	KR101659910B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头的多孔径的优点可以通过外围设备来实现。来自多个定位在不同的阵列换能器元件，以及相关的回波的同步为多孔径成像的治疗成功的关键。工艺和本发明的方法与系统同步到外围系统到另一个超声波。具有不同噪声分量的二维图像可以从由各个换能器元件接收的回波构成。多种技术都利用两个或更多肋间宽度具有在医学成像的广泛应用(肋间)空间 - 非常适合于心脏成像孔。

