



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0058723
(43) 공개일자 2011년06월01일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) G06T 5/50 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0117985

(22) 출원일자 2010년11월25일
심사청구일자 없음

(30) 우선권주장
12/625,888 2009년11월25일 미국(US)

(71) 출원인

지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.

미국 펜실베니아 멜버른 밸리 스트림 파크웨이 51
(우: 19355-1406)

(72) 별명자

라자브닉, 로이

미국 95124 캘리포니아 샌에제이 토레이 파인즈
씨클 4667

(74) 대리인

남상선

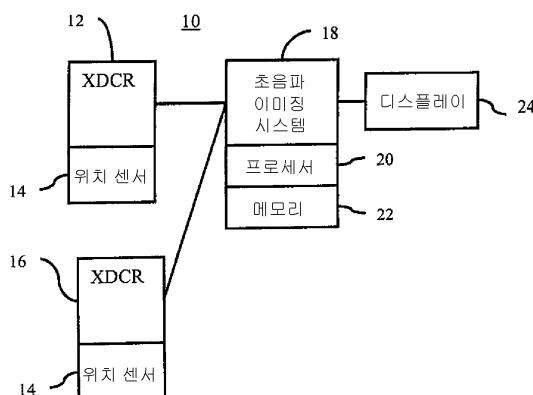
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 다중-방향 초음파 스캐닝을 위한 동기화

(57) 요 약

다중-방향 초음파 스캐닝(44, 50)이 동기화된다(46). 다수의 워블러 어레이들(12, 16)이 순차적으로 이용된다. 이동에 의한 아티팩트들을 제한하기 위해, 상기 순차적인 동작이 동기화된다(46). 제1 워블러 어레이가 스캐닝하고 있는 동안에, 제2 워블러 어레이가 이동하고 있거나 활성이다. 상기 제1 워블러 어레이가 스캔 또는 상기 스캔의 일부를 완료하면, 상기 제2 워블러는 워블링의 개시를 대기함이 없이 스캔(50)을 시작한다. 상기 제2 워블러 어레이의 위치는 상기 제1 어레이의 스캔의 마지막 또는 제1 어레이와 대안적으로 또는 추가적으로 동기화될 수 있다. 상이한 스캔들로부터의 데이터는 중첩하는 볼륨들을 나타낼 수 있고, 따라서 확장된 시야각을 형성하기 위해 결합될 수 있다(52).

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템(10)으로서,

프레임(30);

상기 프레임(30)에 연결되는 적어도 제1 워블러 트랜스듀서(12) 및 제2 워블러 트랜스듀서(16) — 상기 프레임(30)은 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)에 대하여 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)의 독립적인 이동을 가능하게 하도록 구성되고, 상기 독립적인 이동은 적어도 제1 차원을 따른 변형(translational), 적어도 제2 차원에 대한 회전, 또는 이들의 조합들이며, 상기 제1 차원 및 상기 제2 차원은 상이하거나 또는 동일함 —;

상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)를 이용해 그리고 그 후에 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)를 이용해 환자의 내부 영역을 순차적으로 스캐닝하도록 구성되는 초음파 이미징 시스템(18) — 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)에 의해 스캐닝되는 제1 볼륨이 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)에 의해서 스캐닝되는 제2 볼륨과 중첩되도록 상기 순차적인 스캔들은 중첩하는 시야각들을 갖고, 상기 초음파 이미징 시스템(18)은 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)를 이용하는 스캔으로부터의 데이터, 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)를 이용하는 스캔으로부터의 데이터, 및 상기 제1 볼륨 및 상기 제2 볼륨의 상대적인 위치의 함수로서 이미지를 발생시키도록 구성됨 —;

스캐닝이 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)로부터 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)로 쉬프트할 때에 상기 제2 워블러가 스캔할 준비가 되도록, 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)의 어레이를 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)의 스캔과 동기하도록 구성되는 프로세서(20); 및

상기 이미지를 디스플레이하도록 동작가능한 디스플레이(24)

를 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 적어도 제1 및 제2 워블러 트랜스듀서들(12, 16)은 상기 제1, 상기 제2, 제3, 및 제4 워블러 트랜스듀서들(12, 16)을 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프레임(30)은 상기 제1 및 제2 워블러 트랜스듀서들(12, 16)에 연결되는 지지 암(32)을 포함하고, 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)는 상기 지지 암(32)에 대하여 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)과는 별개의 접속을 갖고, 상기 지지 암(32)은 스캐닝 동안에 환자에 관한 위치에서 상기 지지 암(32)을 유지하기 위한 저항 디바이스, 모터 또는 둘 모두를 갖는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 제1 및 제2 워블러 트랜스듀서들(12, 16)은 어레이 위치들을 결정하도록 구성되는 개별 센서들(14)을 포함하고, 상기 프로세서(20)는 상기 어레이 위치들의 함수로서 동기화하도록 구성되는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 프로세서(20)는 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)로부터 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)로의 스캐닝 쉬프트 이전에 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)를 활성화함으로써 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)의 어레이와 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)의 스캔을 동기화하도록 구성되는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 프로세서(20)는 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)로부터 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)로의 스캐NING 쉬프트에서 상기 어레이의 스윕(sweep)에서의 특정한 위치에 상기 어레이를 포지셔닝함으로써 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)의 어레이와 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)의 스캔을 동기화하도록 구성되는,

다중-방향 초음파 스캐NING을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 특정한 위치는 상기 스윕의 한계에서의 위치를 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐NING을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 프로세서(20)는 상기 어레이의 속도를 증가시키거나 또는 감소시킴으로써 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)의 어레이와 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)의 스캔을 동기화하도록 구성되는,

다중-방향 초음파 스캐NING을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 적어도 제1 및 제2 워블러 트랜스듀서들(12, 16)은 상기 제1, 상기 제2, 및 제3 워블러 트랜스듀서들(12, 16)을 포함하고, 상기 프로세서(20)는 상기 이미지가 상기 제3 워블러 트랜스듀서로부터의 데이터가 아닌 상기 제1 및 제2 워블러 트랜스듀서들(12, 16)로부터의 데이터의 함수인 경우에 상기 제3 워블러 트랜스듀서를 활성화시키는 것을 방지하도록 구성되는,

다중-방향 초음파 스캐NING을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 이미지는 상기 제1 및 제2 볼륨들을 포함하는 3-차원 영역의 렌더링(rendering)을 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐NING을 동기화하기 위한 시스템.

청구항 11

다중-방향 초음파 스캐NING을 동기화하기 위한 방법으로서,

제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용하여 환자를 음향적으로 스캐NING하는 단계(44) – 상기 스캐NING은 상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이의 적어도 제1 시야각임 –;

상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용한 음향적 스캐NING 동안에 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 음향적 스캐NING 없이 활성 모드에서 동작시키는 단계(46);

상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용하는 음향적 스캐닝을 중지하는 단계(48);

상기 중지(48) 이후에 여전히 상기 활성 모드에 있는 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 이용해 상기 환자 를 음향적으로 스캐닝하는 단계(50) – 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 이용하는 스캐닝은 상기 제2 기 계적으로 이동되는 어레이의 적어도 제2 시야각이고, 상기 제2 시야각은 상기 제1 시야각과 상이하지만 중첩함 –;

상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용한 스캐닝으로부터의 그리고 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이 를 이용한 스캐닝으로부터의 데이터를 상기 제1 및 제2 기계적으로 이동되는 어레이들의 상대적 위치의 함수로 서 결합하는 단계(52); 및

상기 결합(52)의 함수로서 이미지를 발생시키는 단계(54)

를 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 동작시키는 단계(46)는 스캐닝하지 않는 동안에 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 웨블링(wobbling)하는 단계를 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 동작시키는 단계(46)는 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이의 시작 위치와 상기 제1 기계적으로 이동되 는 어레이의 스캐닝의 마지막 시간을 동기화하는 단계를 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 동기화하는 단계는 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이가 상기 마지막 시간에 최상의 정도의 변형 (translation)에 있도록 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 동작시키는 단계(46)를 포함하는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법.

청구항 15

제11항에 있어서,

공통 지지 암(32)에 상기 제1 및 제2 기계적으로 이동되는 어레이들을 별개로 지지하는 단계(40); 및

상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이에 대해서 독립적으로 상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이동시키는 단계(42) – 상기 이동은 상기 제1 및 제2 기계적으로 이동되는 어레이들을 환자에 인접하게 포지셔닝함 – 를 더 포함하고,

상기 공통 지지 암(32)은 상기 제1 및 제2 기계적으로 이동되는 어레이들을 환자에 인접하게 유지하도록 구성되 는,

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법.

청구항 16

제11항에 있어서,

상기 제1 및 제2 시야각들은 제1 및 제2 볼륨들이고, 상기 제1 및 제2 볼륨들은 중첩하며, 상기 이미지를 발생

시키는 단계(54)는 상기 제1 및 제2 볼륨들을 포함하는 3-차원 영역을 렌더링하는 단계를 포함하는, 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법.

청구항 17

다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 프로그래밍된 프로세서(20)에 의해서 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터가 그 안에 저장되는 컴퓨터 판독가능한 저장 매체(22)로서,

상기 저장 매체(22)는:

두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들을 이용하여 순차적으로 스캐닝하고(44, 50);

상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들 중 제1 어레이의 이동을 상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들 중 제2 어레이의 스캔 시간의 마지막과 동기화하며(46); 그리고

상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들을 이용하는 순차적인 스캐닝으로부터의 데이터의 함수로서 이미지를 발생(54)시키기 위한 명령들을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 이동을 동기화하는 것은 스캐닝하지 않는 동안에 상기 제1 트랜스듀서 어레이를 워블링하는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 동기화하는 것(46)은 상기 제1 트랜스듀서 어레이의 시작 위치를 상기 제2 트랜스듀서 어레이의 스캔 시간의 마지막과 동기화하는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 동기화하는 것은 상기 제2 트랜스듀서 어레이의 스캔 시간의 마지막에서 상기 제1 트랜스듀서 어레이가 최상의 정도의 변형에 있도록 상기 제1 트랜스듀서 어레이를 동작시키는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 21

제17항에 있어서,

상기 명령들은 상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들을 이용하는 스캐닝의 프레임 인터리빙의 그룹 또는 프레임과의 반복적인 동기화(46)를 수행하기 위한 명령들을 더 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

명세서

기술분야

[0001] 본 실시예들은 초음파 스캐닝에 관한 것이다. 특히, 본 실시예들은 상이한 방향들에 대한 스캐닝에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

종래의 초음파 검사는 단일의 핸드헬드 트랜스듀서를 이용하여 수행된다. 상기 트랜스듀서는 트랜스듀서 설계에 의해서 제한되는 시야각(field of view) 내에서 평면 정보를 획득한다. 태아 이미징(fetal imaging)을 포함하는 많은 임상 응용들이 존재하고, 이러한 접근법은 관심 있는 전체 해부도(anatomy)의 시각화를 방해한다. 대신에, 관심 있는 해부도를 완전하게 시각화하기 위해 다수의 독립적인 뷰(view)들이 일반적으로 필요하다. 소노그래퍼(sonographer)는 상기 핸드헬드 트랜스듀서를 상이한 위치들로 이동시키고 각각의 위치에서 독립적으로 데이터를 획득한다. 각각의 위치에서 획득된 데이터로부터 별개의 이미지들이 발생된다.

[0003]

핸드헬드 트랜스듀서를 이용해 볼륨(volume)에 대한 정보가 획득될 수 있다. 예컨대, 웨블러 트랜스듀서(wobbler transducer)는 전자 스캐닝을 위해 상이한 평면들에 어레이를 기계적으로 이동시킨다. 하지만, FOV가 또한 트랜스듀서 설계에 의해서 제한되고, 따라서 관심 있는 전체 해부도가 관측될 수가 없다. 다른 영역들을 스캐닝하기 위해 상기 트랜스듀서가 다른 위치들에 위치될 수도 있지만, 영역 내에서의 태아의 이동은 상이한 스캔들과 이미지들과의 비교를 어렵게 할 수가 있다.

발명의 내용

[0004]

도입부로서, 이하에서 기술되는 바람직한 실시예들은 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법, 시스템, 명령들, 및 컴퓨터 관독가능한 매체를 포함한다. 다수의 웨블러 어레이들이 순차적으로 이용된다. 이동에 의해 야기되는 아티팩트(artifact)들을 제한하기 위해서, 순차적인 동작이 동기화된다. 제1 웨블러 어레이가 스캐닝하고 있는 동안에, 제2 웨블러 어레이는 이동하고 있거나 또는 활성이다. 상기 제1 웨블러 어레이가 스캔 또는 스캔의 일부를 완료하면, 상기 제2 웨블러 어레이는 웨블링의 개시를 대기하지 않고 스캔을 시작한다. 상기 제2 어레이의 위치는 제1 어레이, 또는 상기 제1 어레이의 스캔의 마지막(end)과 대안적으로 또는 추가적으로 동기화될 수 있다. 상이한 스캔들로부터의 데이터는 중첩되는 볼륨들을 나타낼 수 있고, 따라서 확장된 시야각을 형성하기 위해 결합될 수 있다.

[0005]

제1 양상에서, 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템이 제공된다. 적어도 제1 및 제2 웨블러 트랜스듀서들이 프레임과 연결된다. 상기 프레임은 상기 제2 웨블러 트랜스듀서에 대한 상기 제1 웨블러 트랜스듀서의 독립적인 이동을 가능하게 하도록 구성된다. 상기 독립적인 이동은 적어도 제1 차원(dimension)을 따른 변형(translation), 적어도 제2 차원을 중심으로 하는 회전, 또는 이들의 조합들에 있고, 여기서 상기 제1 및 제2 차원들은 상이하거나 또는 동일하다. 초음파 이미징 시스템은 상기 제1 웨블러 트랜스듀서를 이용하여 그리고 그 후에는 상기 제2 웨블러 트랜스듀서를 이용하여 환자의 내부 영역을 순차적으로 스캐닝하도록 구성된다. 중첩되는 시야각들을 갖는 상기 순차적인 스캔들에서, 상기 제1 웨블러 트랜스듀서에 의해서 스캐닝되는 제1 볼륨이 상기 제2 웨블러 트랜스듀서에 의해서 스캐닝되는 제2 볼륨과 중첩된다. 상기 초음파 이미징 시스템은, 상기 제1 웨블러 트랜스듀서를 이용하는 스캔으로부터의 데이터, 상기 제2 웨블러 트랜스듀서를 이용하는 스캔으로부터의 데이터, 및 상기 제1 및 제2 볼륨들의 상대적인 위치의 함수로서 이미지를 생성하도록 구성된다. 상기 제1 웨블러 트랜스듀서의 스캔과 상기 제2 웨블러 트랜스듀서의 어레이가 동기화되도록 프로세서가 구성되고, 그에 따라 스캐닝이 상기 제1 웨블러 트랜스듀서로부터 상기 제2 웨블러 트랜스듀서로 스프트할 때에 상기 제2 웨블러는 스캔할 준비가 되어 있다. 디스플레이는 상기 이미지를 디스플레이하도록 동작가능하다.

[0006]

제2 양상에서, 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법이 제공된다. 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용해 환자는 음향적으로(acoustically) 스캐닝된다. 상기 스캐닝은 상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이의 적어도 제1 시야각이다. 제2 기계적으로 이동되는 어레이는 상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용하는 음향 스캐닝 동안에 음향 스캐닝이 없이 활동 모드에 있다. 상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이를 이용한 음향 스캐닝이 중지된다. 중지 이후에 그리고 여전히 활성 모드에 있는 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 이용해 환자가 음향적으로 스캐닝된다. 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이를 이용하는 스캐닝은 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이의 적어도 제2 시야각이고, 여기서 상기 제2 시야각은 상기 제1 시야각과 상이하지만 중첩된다. 상기 제1 기계적으로 이동되는 어레이로부터의 그리고 상기 제2 기계적으로 이동되는 어레이로부터의 데이터는 상기 제1 및 제2 기계적으로 이동되는 어레이들의 상대적인 위치의 함수로서 결합된다. 이미지가 결합의 함수로서 생성된다.

[0007]

제3 양상에서, 컴퓨터 관독가능한 저장 매체는 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 프로그래밍된 프로세서에 의해서 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 저장한다. 상기 저장 매체는, 두 개의 상이한 트랜스듀

서 어레이들을 이용하여 순차적으로 스캐닝하고; 상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들 중 제1 어레이의 이동과 상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들 중 제2 어레이의 스캔 시간의 마지막을 동기화하며; 그리고 상기 두 개의 상이한 트랜스듀서 어레이들을 이용하는 순차적 스캐닝으로부터의 데이터의 함수로서 이미지를 생성하기 위한 명령들을 포함한다.

[0008] 본 발명은 후술하는 청구항들에 의해서 정의되고, 이 섹션에서 어떠한 것이라도 본 청구항들에 대한 제한으로서 고려되어서는 아니된다. 본 발명의 추가적인 양상들 및 장점들이 바람직한 실시예들과 함께 이하에서 기술된다.

도면의 간단한 설명

[0009] 컴포넌트들 및 도면들은 반드시 스케일링되지 않고, 대신에 본 발명의 원리들의 설명 시에 강조된다. 게다가, 도면들에서, 유사한 참조 부호들은 상이한 도면들 전체에서 대응하는 부분들을 가리킨다.

도 1은 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 초음파 시스템의 일 실시예의 블록도이다.

도 2는 도 1의 초음파 시스템의 트랜스듀서들을 훌딩하기 위한 예시적인 프레임의 도식적인 표현이다.

도 3은 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 두 개 이상의 기계적인 워블러 트랜스듀서들의 동기화는 보다 신속한 획득을 가능하게 할 수 있다. 큰 FOV는 각 트랜스듀서로부터의 공간 인코딩 정보를 이용하여 복합(composite)될 수 있다. 중첩하는 시야각들을 갖는 다수의 트랜스듀서들은 확장된 시야각을 나타내는 볼륨 또는 평면들을 혼합(compound)하기 위해 이용된다.

[0011] 상기 혼합된 정보는 정량화(quantification) 및/또는 이미징을 위해 이용될 수 있다. 예컨대, 산과(obstetrical) 이미지가 제공된다. 전체 태아 스캐닝이 제공될 수도 있다. 다른 대형 해부 구조물들의 소노그래픽 시각화가 트랜스듀서들의 어레이를 이용하여 제공될 수 있다. 상기 트랜스듀서들의 어레이는 중첩하는 시야각(FOV)들을 갖는 독립적으로 위치되는 트랜스듀서들로 구성된다. 각각의 트랜스듀서는 상기 트랜스듀서들의 어레이에서 연속적으로 또는 동시에 다루어질 수 있고(addressed), 그에 따라 복합 대형 FOV 볼륨이 어셈블링될 수 있다. 개별 트랜스듀서의 기하구조 및 방향을 이용하여 그리고/또는 이미지 프로세싱 기술들을 이용하여, 결과적인 볼륨의 복합이 수행된다.

[0012] 영역들이 중첩되는 트랜스듀서들 스캐닝의 어레이가 반점(speckle)을 감소시키기 위해 이용될 수 있다. 상기 복합 볼륨 내의 주어진 하부볼륨이 수 개의 개별 트랜스듀서들의 FOV에 포함될 수 있음에도 불구하고, 각각의 트랜스듀서는 상이한 방향으로부터 이러한 하부볼륨을 질의(interrogate)할 수 있다. 질의 빔(interrogating beam)과 관련된 감쇠(attenuation)뿐 아니라 반점 패턴은 트랜스듀서들 사이에서 상이할 수 있다. 수 개의 트랜스듀서들로부터 주어진 하부볼륨에 대해 상기 정보를 혼합함으로써, 대조(contrast) 및 공간 해상도 모두가 향상될 수 있다.

[0013] 상기 트랜스듀서들에 의해서 이용되는 상이한 스캔 방향들은 쉐도우 아티팩트들을 감소시킬 수 있다. 반사형 표면 또는 보다 얇은 구조물 때문에 깊은 구조물이 어렵게 되는 곳에서 쉐도우들이 발생된다. 주어진 트랜스듀서는 상기 트랜스듀서들의 시야각 내에서 하부볼륨을 적절하게 시각화하지 못할 수도 있다. 상이한 방향에서의 다른 트랜스듀서는 동일한 구조물을 보다 효율적으로 시각화할 수도 있다.

[0014] 상기 트랜스듀서들 사이의 스캔들을 동기화함으로써, 이동에도 불구하고 다수의 뷰(view)들이 획득될 수 있다. 이동은 아티팩트들을 야기할 수 있거나 또는 상이한 스캔들(예컨대, 상이한 방향들 또는 위치들의 트랜스듀서들)로부터의 데이터를 정렬하는데에 어려움을 야기할 수 있다. 각각의 트랜스듀서의 위치 및 방향에 대한 정확한 공간 정보가 없이는 상기 하부볼륨들의 높은 품질의 등록이 어려울 수 있다. 상기 트랜스듀서들 상의 센서들, 포지셔닝 디바이스(예컨대, 로봇) 상의 센서들, 및/또는 데이터의 상관을 이용하여, 상대적인 공간 위치가 결정된다. 상기 이동이 스캐닝되는 조직을 변형시키는 경우에, 상대적인 위치를 결정하기 위한 데이터 상관은 어려울 수 있다. 동기화는 순차적인 스캔들 사이의 시간을 감소시킬 수 있고, 이는 더 적은 이동 아티팩트로 귀결된다.

[0015] 각각의 트랜스듀서의 빔에 의해서 이동되는 상이한 음향 경로들은 감쇠의 레벨들, 위상 수차, 및 다른 이미지 영향 파라미터들을 변화시킬 수 있다. 이러한 변화를 보상(account for)하기 위해, 복합 볼륨의 중첩하는 영역

들에 대한 각 트랜스듀서의 기여(contribution)가 가중될 수 있다.

[0016] 상기 트랜스듀서들은 물리적으로 대형이고 무거울 수 있다. 상기 트랜스듀서들을 위치시키거나 또는 홀딩하는 데에 있어, 로봇, 지지 암(support arm), 벨트, 또는 다른 디바이스가 사용자를 보조할 수 있다.

[0017] 다수의 볼륨 트랜스듀서들을 드라이빙하는 것이 연속적으로 또는 동시에 초음파 이미징 시스템을 이용해 수행된다. 동시에 다수의 어레이들과 스캔들을 구별하도록 주파수 분리 또는 다른 코딩을 방지하기 위해서, 순차적인 스캐닝인 이용될 수 있다. 대안적으로, 주파수 분리 또는 다른 코딩은 전송들을 구별한다.

[0018] 도 1은 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 시스템(10)을 도시한다. 상기 시스템(10)은 둘 이상의 트랜스듀서들(12, 16), 위치 디바이스들(14), 초음파 이미징 시스템(18), 프로세서(20), 메모리(22), 및 디스플레이(24)를 포함한다. 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 상기 시스템(10)은 상기 위치 디바이스들(14)을 포함하지 않는다. 다른 예로서, 상기 시스템(10)은 사용자 인터페이스를 포함한다. 일 실시예에서, 상기 시스템(10)은 의학 진단 초음파 이미징 시스템이다. 다른 실시예에서, 상기 프로세서(20) 및/또는 메모리(22)는 상기 초음파 이미징 시스템(18)과 상이하거나 또는 분리되는 컴퓨터 또는 워크스테이션(workstation)의 일부이다. 상기 워크스테이션은 상기 초음파 이미징 시스템(18)에 인접하거나 또는 그로부터 멀리 떨어진다.

[0019] 상기 트랜스듀서들(12, 16)은 단일 엘리먼트 트랜스듀서들, 선형 어레이들, 곡선형 선형 어레이들, 위상 어레이들, 1.5 차원 어레이들, 2-차원 어레이들, 방사(radial) 어레이들, 환형(annular) 어레이들, 다중차원 어레이들, 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 엘리먼트들의 어레이들이다. 상기 엘리먼트들은 압전식 또는 용량성 물질들 또는 구조물들이다. 상기 트랜스듀서(12)는 환자의 외부의 이용에 대해 적합하고, 예컨대 핸드헬드 하우징, 또는 외부 구조물에 설치하기 위한 하우징을 포함한다. 두 개의 트랜스듀서들(12, 16)이 도시되었지만, 3개, 4개, 또는 더 많은 트랜스듀서들(12, 16)이 제공될 수도 있다. 상기 트랜스듀서들(12, 16) 중 상이한 트랜스듀서는 동일하거나 또는 상이한 구조물을 가질 수 있고, 예컨대 하나의 트랜스듀서는 선형 어레이이고 다른 트랜스듀서는 곡선형 선형 어레이이다. 상기 트랜스듀서들은 동일한 또는 상이한 크기의 FOV를 스캐닝하도록 구성될 수 있다. 각각의 트랜스듀서의 이미징 파라미터들(주파수, 깊이, 및 다른 것들)은 또한 다른 트랜스듀서들과 동일하거나 또는 상이할 수 있다.

[0020] 일 실시예에서, 하나 이상의, 예컨대 모든 트랜스듀서들(12, 16)은 워블러 어레이들이다. 상기 워블러 어레이들 각각은 트랜스듀서 엘리먼트들의 어레이를 포함한다. 상기 엘리먼트들의 어레이는 영역들을 스캐닝하기 위해, 예컨대 평면의 전자 스캐닝에 이용될 수 있다. 벨트들, 기어들, 도르래(pulley)들, 캠(cam)들, 및/또는 다른 디바이스들이 상기 어레이와 연결된다. 모터, 예컨대 전기 모터는 상기 어레이를 이동시키기 위해 상기 디바이스들을 드라이빙한다. 상기 어레이는 평면 또는 곡선형 평면을 따라 변형되거나 그리고/또는 회전한다. 모터 동작 및/또는 상기 디바이스 때문에, 상기 어레이는 프로브 하우징 내에서 상기 어레이를 워블링하는 두 개의 한계들 사이에서 앞뒤로 이동될 수 있다. 상기 한계들은 기계적으로 또는 전기적으로 결정될 수 있다.

[0021] 각각의 트랜스듀서들(12, 16)은 환자 신체의 영역을 스캐닝하기 위해서 전기 신호들과 음향 에너지 사이에서 변형한다. 스캐닝되는 신체의 영역은 환자에 대한 상기 트랜스듀서(12)의 위치 및 트랜스듀서 어레이의 탑입의 함수이다. 예컨대, 워블러에서의 선형 트랜스듀서 어레이는 신체의 다수의 직사각형, 정사각형, 또는 평면 영역들을 스캐닝할 수 있다. 다른 예로서, 워블러에서의 곡선형 신형 어레이는 신체의 다수의 파이 형태의 영역들을 스캐닝할 수 있다. 신체 내의 다른 기하학적 영역들 또는 형태들을 따르는 스캔들, 예컨대 Vector® 스캔들이 이용될 수 있다.

[0022] 상기 어레이의 이동 때문에 상기 평면들은 이격되어 위치한다. 상기 평면들은 환자의 볼륨(volume)을 나타낸다. 상이한 평면들은 상기 어레이를 이동시킴으로써, 예컨대 회전, 흔들림(rocking), 및/또는 변형에 의해서 스캐닝될 수 있다. 대안적으로, 단지 전자 스티어링(예컨대, 2-차원 어레이를 이용하는 볼륨 스캔)에 의해서만 볼륨이 스캐닝될 수 있다.

[0023] 상기 워블러들은 어레이 위치들을 결정하도록 구성되는 개별 센서들을 포함할 수 있고, 이들은 대응하는 스캔 평면 위치들을 제공한다. 각각의 평면형 스캔의 위치가 측정되거나 또는 알려진다. 예컨대, 인코더 또는 다른 센서는 주어진 스캔 평면의 위치를 결정하기 위해서 자신의 이동 범위 내에서 상기 어레이의 위치를 결정한다. 대안적으로, 모터의 현재 드로우(draw) 또는 다른 피드백이 위치를 결정하기 위해 제공된다. 데이터 비-상관(de-correlation) 또는 다른 기술들이 동일한 어레이를 이용해 획득되는 스캔 평면들의 위치들을 결정하기 위해서 이용될 수 있다. 다른 대안에서, 각각의 스캔 평면의 획득이 유발된다. 상기 평면들은 세팅된 상대적 위치

들에서 획득된다. 다른 실시예들에서, 모터의 범위에 걸친 모터 속도 또는 상기 어레이가 알려지거나 또는 결정될 수 있다. 속도 프로파일, 스캔들의 수, 및 스캔 타이밍은 각 스캔의 위치를 결정하기 위해서 이용될 수 있다.

[0024] 선택적으로, 상기 트랜스듀서들(12, 16)은 위치 디바이스(14)를 포함한다. 상기 위치 디바이스(14)는 상기 초음파 트랜스듀서들(12, 16) 내에 또는 그 위에 있다. 예컨대, 상기 위치 디바이스(14)는 상기 트랜스듀서들(12, 16)의 하우징 상에 설치되거나, 그 안에 위치하거나 또는 그 일부로서 형성된다. 트랜스듀서 케이블에서의 유선들로 또는 무선으로, 상기 위치 디바이스(14)로부터 또는 상기 위치 디바이스(14)로 신호들 또는 데이터가 제공된다.

[0025] 상기 위치 디바이스(14)는 센서 또는 센싱되는 객체이다. 예컨대, 상기 위치 디바이스(14)는 자기 위치 센서의 코일들을 포함한다. 3개의 직교 코일들이 제공된다. 원격 전송기 코일들을 통해 전송을 시퀀싱(sequencing)함으로써 그리고 센서 코일들 각각에 대한 신호들을 측정함으로써, 상기 센서 코일의 위치 및 방향이 결정된다. 상기 코일들은 상기 센서 외부의 다른 디바이스에 의해서 발생되는 자기장을 센싱한다. 대안적으로, 상기 위치 디바이스(14)에 의해서 자기장이 발생되고, 상기 위치 디바이스(14)로부터 떨어지는 코일들은 상기 전송기의 위치 정보를 센싱한다.

[0026] 상기 위치 디바이스(14)는 예컨대 룸 공간(room space) 또는 다른 트랜스듀서들(12, 16)에 대하여, 상기 프로브 또는 트랜스듀서들(12, 16)의 위치를 결정한다. 상기 위치 디바이스(14)는 상이한 트랜스듀서들(12, 16)을 이용하여 획득된 평면들 또는 스캐닝된 볼륨들의 상대적인 위치들을 표시한다.

[0027] 다른 위치 디바이스들(14)이 이용될 수 있다. 예컨대, 중력 센서는 지구의 중심에 대하여 상기 트랜스듀서의 방향을 표시한다. 다른 예들에서, 상기 위치 디바이스(14)는 가속도계 또는 자이로스코프이다. 광 센서, 예컨대 상기 트랜스듀서들(12, 16)의 하우징, 광 전송기, 또는 패턴인 상기 위치 디바이스(14)가 이용될 수 있다. 카메라는 상기 트랜스듀서(12)를 이미징한다. 프로세서는 상기 위치 디바이스(14)의 크기, 왜곡, 및/또는 시야 각의 위치에 기초하여 방향 및/또는 위치를 결정한다.

[0028] 기준에 대해 1, 2 또는 3의 방향도(degree of orientation)들을 센싱하기 위해 다른 방향 센서들이 이용될 수 있다. 1, 2, 또는 3의 위치 센싱도(degree of position sensing)들을 갖는 다른 위치 센서들이 이용될 수도 있다. 다른 실시예들에서, 위치 및 방향 센서는 6-도까지의 위치 및 방향 정보를 제공한다. 6 도의 위치 정보를 제공하는 자기 위치 센서들의 예들은 the Ascension Flock of Birds 및 the Biosense Webster position-sensing catheters이다.

[0029] 다른 실시예에서, 상기 위치 디바이스(14)는 광섬유 위치 센서, 예컨대 Measurand 사로부터 이용가능한 Shapetape 센서이다. 다른 단부 또는 부분에 대한 상기 광섬유 위치 센서의 일 단부 또는 부분의 방향 및/또는 위치가 광섬유 가닥(strand)들에서의 광을 측정함으로써 결정된다. 상기 광섬유 위치 센서의 일 단부 또는 다른 부분은 기지의 위치에 인접하게 훌딩된다. 상기 광섬유 위치 센서의 굽힘, 뒤틀림, 및 회전이 측정되고, 예컨대 상기 트랜스듀서가 음향 창에 인접하게 위치되는 이후의 시간에 측정한다. 상기 트랜스듀서의 상대적인 위치가 결정될 수 있다.

[0030] 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 위치시키거나 그리고/또는 훌딩하는데에 있어 사용자를 보조하기 위해 프레임(30)이 도 2에 도시되는 바와 같이 제공될 수 있다. 상기 프레임(30)은 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 훌딩하기 위해 사용자에 의해 필요로 하는 무게를 능동적으로 또는 수동적으로 감소시키기 위한 도르래, 벨트 또는 다른 디바이스이다. 일 실시예에서, 상기 프레임(30)은 완충장치(shocks), 모터들, 리미터들, 펌프들, 또는 다른 디바이스들을 포함한다. 상기 프레임(30)은 이동을 저지, 이동을 고정, 고정해제, 또는 완화할 수 있다.

[0031] 일 실시예에서, 상기 프레임(30)은 하나 이상의 지지 암들(32)을 포함한다. 상기 지지암들(32)은 임의의 형태 및 크기, 예컨대 금속 또는 플라스틱 뷔브들, 범들, 또는 판들을 갖는다. 상기 지지 암들(32)은 상기 트랜스듀서들(12, 16)에 직접적으로 또는 간접적으로 연결된다. 일 예시적인 실시예에서, 상기 지지 암(32)은, 예컨대 지멘스 메디컬 솔루션스(Siemens Medical Solutions) 미국 사의 ACUSON S2000 Automated Breast Volume Scanner와 같은 로봇 또는 로봇 보조 시스템의 일부이다. 상기 트랜스듀서들(12, 16)은 동일한 지지 암 또는 상이한 지지 암들(32) 위에 설치되어, 그에 따라 인간 운영자가 이미징 동안에 상기 트랜스듀서들(12, 16)의 어떠한 부분도 훌딩할 필요가 없게 된다. 환자(28)에 대하여 넓은 범위의 트랜스듀서 위치들을 지원하기 위해서, 상기 지지 암들(32)은 유기적으로 연관되고(articulated), 확장가능하며, 압축가능하고, 구부러질 수 있으며, 회전가능하고, 또는 그렇지 않으면 이동가능하다. 도 2에 도시되는 실시예에서, 상기 지지 암들(32)은 리프트

또는 이동가능한 기둥(column)에 의해서 지지된다. 천장, 바닥, 또는 벽 설치물들이 이용될 수 있다. 궤도형(tracked)의, 고정된, 이동가능한, 또는 다른 설치물들이 이용될 수 있다. 도 2에 도시되는 예에서, 환자(28)의 경복부(transabdominal) 태아 스캐닝에 적합한 4개의 기계적 워블러 트랜스듀서들(12, 16)이 도시된다.

[0032] 상기 프레임(30)은 서로에 대하여 상기 워블러 트랜스듀서들(12, 16)의 독립적인 이동을 가능하게 하도록 구성된다. 기계적인 연결은 적어도 하나의 트랜스듀서(12, 16)가 상기 트랜스듀서들(12, 16) 중 다른 것에 대하여 이동하는 것을 가능하게 한다. 이 독립성은 1, 2, 또는 3의 변형 및/또는 회전도들에 제공될 수 있다. 예컨대, 하나의 트랜스듀서(12)는 상기 트랜스듀서들 중 다른 하나(16)의 회전을 획득함이 없이 두 개의 축들을 중심으로 제한들이 있게 또는 제한들이 없이 회전하도록 이동가능할 수 있다. 상이한 트랜스듀서들(12, 16)은 동일한 또는 상이한 차원들에 대해 변환가능하거나 그리고/또는 회전가능할 수 있다.

[0033] 이동의 독립성은 상기 지지 암(32)으로의 적어도 하나의 별개 연결을 가짐으로써 제공될 수 있다. 예컨대, 각각의 트랜스듀서(12, 16)는 별개의 조인트 또는 암을 이용해 상기 프레임(30) 및/또는 지지 암(32)에 연결된다. 상이한 그룹들의 트랜스듀서들(12, 16)은 다른 그룹의 트랜스듀서들(12, 16)에 대한 지지 암(32)과는 상이한 공통 지지 암(32)에 연결될 수 있다. 일 실시예에서, 4개 또는 다른 수의 트랜스듀서들(12, 16)이 공통 판 또는 다른 지지 암(32)에 연결된다. 연결들의 상대적인 위치는 환자(28)에 대한 포지셔닝, 예컨대 임신 환자의 복부 주변의 포지셔닝을 용이하게 하기 위해 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 일정한 거리를 둔다(space).

[0034] 각각의 트랜스듀서(12, 16)는 수동으로 또는 자동으로 조종될 수 있고, 그에 따라 서로에 대한 상대적인 위치가 커스터마이즈 가능하다. 핸들 및/하우징이 상기 트랜스듀서(12, 16)를 수동으로 이동시키기 위해서 사용자에 의해서 이용된다. 상기 지지 암(32), 연결, 조인트, 또는 프레임(30)은 수동 포지셔닝을 저지, 보조, 또는 자유롭게 가능하게 할 수 있다. 예컨대, 상기 트랜스듀서(12, 16)는 상기 지지 암(32)에 대해 고정되거나 또는 고정해제될 수 있고, 그에 따라 고정해제될 때에 자유 이동이 가능하고 그리고 특정 양의 힘이 고정 상태에 적용되지 않는 한 이동이 방지된다. 사용자의 지도로 그리고/또는 센서 피드백에 기초하여 모터들 또는 펌프들에 의해서 자동적인 이동이 제공될 수 있다.

[0035] 각각의 트랜스듀서(12, 16)의 공간 위치 및/또는 방향이 위치 디바이스들(14), 예컨대 허용된 방향들에서의 변형 및/또는 회전을 검출하기 위한 로봇 포지셔닝 센서들 또는 센서들을 이용하여 결정된다. 상대적 위치, 절대적 위치, 및/또는 위치의 변화가 이용될 수 있다. 대안으로서 또는 부가적으로, 상대적 위치를 결정하기 위해 스캔 데이터가 상관된다. 공간 위치 및/또는 방향을 결정하기 위해, 서로에 관하여 상기 트랜스듀서들(12, 16)의 이동에 대한 임의의 한계들이 이용될 수 있다.

[0036] 상기 지지 암들(32)은 환자(28)에 인접하게 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 포지셔닝하기 위해서 이동가능하다. 예컨대, 저항 디바이스, 모터, 또는 둘 모두가 상기 환자(28)의 복부 부근에 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 포지셔닝하기 위해 이용된다. 상기 지지 암들(32)은 그 후에 고정되거나 또는 위치를 유지한다. 예컨대, 충격 또는 다른 저항 디바이스는 중력에 의해서 야기되는 힘의 일부를 대항(counter)할 수 있고 다른 방향들에서의 이동은 고정된다. 상기 트랜스듀서들(12, 16)이 멀리 떨어질(move away) 필요가 있으면, 상기 지지 암들(32)은 중력의 잔여 힘에 대항하여 들어 올려진다(lifted). 스캔 동안에, 잔여 중력 힘은 환자에 대해 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 유지한다. 환자의 원하는 영역에 의해 상기 트랜스듀서들(12, 16)을 위치시키기 위해 상기 지지 암들(32)이 포지셔닝되면, 상기 트랜스듀서들(12, 16)은 원하는 음향 장들로 이동될 수 있다.

[0037] 도 1로 돌아와서, 상기 초음파 이미징 시스템(18)은 의학 진단 초음파 시스템이다. 예컨대, 상기 초음파 이미징 시스템(18)은 전송기 빔형성기(beamformer), 수신기 빔형성기, 검출기(예컨대, B-모드 및/또는 도플러)를 포함한다. 상기 초음파 이미징 시스템(18)은, 예컨대 하나 이상의 해제가능한 연결기(connector)들을 통해서 상기 트랜스듀서들(12, 16)에 연결된다. 전송 신호들이 발생되어 선택된 트랜스듀서들(12, 16)로 제공된다. 멀티플렉서 또는 연결기 리셉터클(receptacle) 선택은 임의의 주어진 시간에 스캐닝을 위해 이용될 트랜스듀서(12, 16)를 선택한다. 응답 전기 신호들이 상기 선택된 트랜스듀서(12, 16)로부터 수신되고 그리고 상기 초음파 이미징 시스템(18)에 의해서 프로세싱된다. 상기 초음파 이미징 시스템(18)은 상기 트랜스듀서(12, 16)를 이용한 환자의 내부 영역의 스캔을 일으키고, 그리고 스캔의 함수로서 상기 영역을 나타내는 데이터를 생성한다. 상기 데이터는 빔형성 채널 데이터, 빔형성된 데이터, 검출된 데이터, 스캔 변환된 데이터, 및/또는 이미지 데이터이다. 상기 데이터는 예컨대 심장, 간, 태아, 근육, 조직, 채액과 같은 영역의 해부도 또는 다른 해부도를 나타낸다.

[0038] 다른 실시예에서, 상기 초음파 이미징 시스템(18)은 초음파 데이터를 프로세싱하기 위한 워크스테이션 또는 컴퓨터이다. 초음파 데이터는 상기 트랜스듀서(12)에 연결된 이미징 시스템을 이용하여 또는 통합된 트랜스듀서

(12) 및 이미징 시스템을 이용하여 획득된다. 프로세싱의 임의의 레벨에서의 데이터(예컨대, 무선 주파수 데이터(예컨대, I/O 데이터), 빔형성된 데이터, 검출된 데이터, 및/또는 스캔 변환된 데이터)는 출력되거나 또는 저장된다. 예컨대, 상기 데이터는 데이터 보관 시스템으로의 출력이거나 또는 인접한 또는 원격 워크스테이션으로의 네트워크에 대한 출력이다. 상기 초음파 이미징 시스템(18)은 분석, 진단, 및/또는 디스플레이를 위해 추가의 데이터를 프로세싱한다.

[0039] 멀티플렉서 또는 다른 구조물 및 프로그래밍을 이용하여, 상기 이미징 시스템(18)은 상이한 트랜스듀서들(12, 16)을 이용하여 환자의 내부 영역을 순차적으로 스캐닝하도록 구성된다. 주어진 시간에서 신호들이 상기 트랜스듀서들(12, 16) 중 하나로 그리고 그로부터 전송된다. 예컨대, 하나의 트랜스듀서(12)가 볼륨을 스캐닝하는데에 이용된다. 다른 트랜스듀서(16)는 다른 볼륨을 스캐닝하는데에 이용된다. 트랜스듀서들(12, 16)의 타입으로 스캐닝하는데에 적절한 바로서 상기 전송 및 수신 신호들이 빔형성된다. 대안적으로, 둘 이상의 트랜스듀서들(12, 16)은 동시에 선택되어 스캐닝할 수 있다.

[0040] 이러한 순차적인 스캔들은 중첩되는 시야각들을 갖는다. 상기 트랜스듀서들(12, 16)이 위치되고, 스캔 포맷은 트랜스듀서들(12, 16)의 시야각이 적어도 부분적으로 중첩하게 하도록 선택된다. 하나의 트랜스듀서(12)에 의해서 스캐닝되는 볼륨은 다른 트랜스듀서(16)에 의해서 스캐닝되는 볼륨과 중첩된다. 상기 트랜스듀서들(12, 16)은 상기 이미징 시스템(18)에 의해서 연속적으로 또는 임의의 순서로 다루어지고, 그에 따라 상기 트랜스듀서들(12, 16) 중 하나 또는 수 개는 주어진 시간에서의 이미징이다. 예컨대, 4개의 기계적인 워블러 트랜스듀서들(12, 16)의 경우에, 상기 트랜스듀서들(12, 16) 모두는 그들의 스윕(sweep) 구성 전체에서 내부적으로 워블링할 수 있지만, 동시에 단지 하나의 트랜스듀서만이 이미징을 위해 이용된다. 대안적으로, 비-중첩 시야각들 및/또는 동시에 스캐닝이 이용된다.

[0041] 상기 이미징 시스템(18)은 스캔 데이터로부터 이미지를 생성한다. 빔형성, 검출, 스캔 변환, 및/또는 렌더링(rendering)이 각각의 이미지를 생성하기 위해 이용된다. 별개의 이미지들이 개별 트랜스듀서들(12, 16)로부터의 데이터에 대해 생성될 수 있다. 상기 데이터가 결합될 수 있고, 예컨대 스캔 볼륨, 하부-볼륨, 평면, 확장된 시야각 평면 및 확장된 시야각 볼륨을 나타내는 데이터의 세트에 이전 또는 이후 검출을 결합한다. 확장된 시야각은 하나의 위치에서 단일의 트랜스듀서(12)를 이용하여 완전한 스캔으로 획득가능한 것보다 더 큰 시야각이다.

[0042] 일 실시예에서, 3-차원 영역을 나타내는 데이터의 렌더링으로서 상기 이미지가 생성된다. 두 개 이상의 트랜스듀서들로부터 데이터를 결합함으로써 데이터 세트가 형성된다. 상기 데이터 세트는 단지 중첩되는 부분들 또는 확장된 시야각을 나타낸다. 볼륨 데이터가 모든 관여하는 트랜스듀서들(12, 16)에 의해서 독립적으로 획득되면, 복합 볼륨이 어셈블링된다.

[0043] 상기 스캔 볼륨들은 공간적으로 정렬된다(등록된다). 일 실시예에서, 상기 위치 디바이스(14)는 상기 데이터에 의해서 나타내는 영역들을 정렬하기 위해 이용된다. 상기 위치 디바이스(14)는 개별 스캔들 동안의 상기 트랜스듀서들(12, 16)의 위치들을 표시한다. 절대적 또는 상대적 위치 정보가 이용될 수 있다.

[0044] 데이터-기반 등록을 위해, 교차-상관, 절대 차이들의 최소 합, 또는 다른 유사성 함수가 상기 영역들의 상대적 변형 및/또는 방향을 식별하기 위해 이용된다. 서로에 대한 데이터의 최적의 또는 충분한 매치가 결정된다. 상기 매치와 연관되는 변형 및/또는 회전은 상기 데이터에 의해서 나타내는 영역들의 상대적인 위치들 또는 차이를 표시한다. 상기 매치는 상이한 천문(fontanel)들에 대한 스캔들오루버의 데이터를 공간적으로 정렬한다.

[0045] 정렬 정보의 다수의 소스들이 이용될 수 있다. 예컨대, 데이터-기반 및 센서 기반 상대 위치들 및 방향들 모두가 결정된다. 평균 위치 및 방향이 이용된다. 하나의 소스는 위치에 대해서 이용될 수 있고, 다른 소스는 방향에 대해서 이용될 수 있다. 주 소스가 정확하다는 것을 보장하기 위해 하나의 소스가 이용될 수 있다.

[0046] 일 실시예에서, 초기 상대 위치 추정치들이 각각의 트랜스듀서들(12, 16)과 관련된 상기 위치 디바이스(14)에 의해 제공된다. 데이터 상관을 통해 추가의 정확도가 획득될 수 있다. 검색 공간을 제한하고, 검색을 위한 초기 위치를 제공하며, 또는 가장 강한 상관을 보다 신속하게 결정하기 위해서 초기 위치가 이용된다. 최고의 유사성을 갖는 상대 위치를 식별하기 위해서 데이터 세트들이 서로에 대해 변형되거나 그리고/또는 회전된다.

[0047] 정렬되면, 상기 데이터가 결합된다. 상이한 스캔들로부터의 데이터가 공간 정렬의 함수로서 혼합된다. 다수의 세트들 또는 상이한 스캔들로부터의 데이터가 동일한 공간 위치를 나타내는 경우, 상기 데이터가 결합, 예컨대 평균된다. 상이한 스캔 포맷들 및/또는 상이한 음향 창들 때문에, 상기 데이터는 일반적으로 동일한 공간 위치

를 나타낼 수 있지만, 정확하게 정렬하지는 않는다. 하나 이상의 스캔들로부터의 데이터는 스캔들 중 다른 스캔과 관련된 그리드 또는 기준 그리드로 변환 또는 포맷팅될 수 있다. 예컨대, 상이한 볼륨들을 나타내는 데이터가 3-차원 기준 그리드로 보간(interpolate)된다. 변환 이후에, 다수의 볼륨들로부터의 데이터에 대한 값들이 결합된다. 대안적으로, 최근방의 이웃, 보간, 또는 다른 접근법이 결합될 데이터를 결정하기 위해 이용된다.

[0048] 스캐닝된 볼륨들이 동일하지 않을 수 있기 때문에, 상이한 공간 위치들이 결합될 상이한 수의 값들과 관련될 수 있다. 예컨대, 하나의 공간 위치가 하나의 스캔으로부터의 단일 값에 의해서 나타내어 질 수 있다. 다른 공간 위치는 두 개의 트랜스듀서들(12, 16)에 의한 스캔들로부터의 두 개의 값들에 의해서 나타내어질 수 있다. 다른 공간 위치는 3개의 트랜스듀서들(12, 16) 각각으로부터의 3개의 값들에 의해서 나타내어질 수 있다. 정규화된 또는 평균된 결합이 이용된다. 상이한 공간 위치들에 대한 상이한 수의 값들을 결합하는 것으로부터 임의의 아티팩트들을 감소시키기 위해서 필터링이 제공될 수 있다.

[0049] 상기 값들이 평균화(averaging)에 의해서 결합된다. 다른 결합 함수들, 예컨대 최대 또는 최소 값 선택이 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 가중 평균이 이용된다. 평균화 이전에 상기 값들이 가중된다. 상기 가중화가 미리결정되거나 또는 고정된다. 간단한 평균을 위해, 상기 가중치들은 기여 값들의 수에 기초하여 세팅된다.

[0050] 일 실시예에서, 상기 가중치들은 공간 위치, 데이터 품질, 또는 이들의 조합의 함수로서 적용된다(adapt). 예컨대, 근접 필드(near field) 또는 중간 필드(mid field) 정보가 원 필드(far field) 또는 매우 근접 필드 데이터보다 더 양호한 품질을 가질 수 있다. 스캔 필드의 중앙에서의 데이터는 더 큰 스티어링 각도들과 관련된 데이터보다 더 양호한 품질을 가질 수 있다. 상기 더 양호한 품질 데이터는 더 많이(heavily) 가중된다. 예컨대, 근접 필드 데이터가 원 필드 데이터보다 더 많이 가중된다. 예컨대 상기 어레이의 이동의 속도 때문에, 위블러 트랜스듀서들은 다른 것보다 하나의 어레이 방향에 대한 더 양호한 품질 정보를 제공할 수 있다. 상기 더 양호한 품질 데이터는 더 많이 가중될 수 있다.

[0051] 품질 또는 품질 팩터를 결정하기 위해서 상기 데이터가 프로세싱될 수 있다. 예컨대, 상이한 공간 위치들과 관련된 잡음 레벨이 결정된다. 일반적으로 균일한 영역에서의 표준 편차는 상기 스캔 또는 스캔의 부분에 대한 잡음의 레벨을 표시할 수 있다. 다른 예로서, 고 주파수 변화의 측정은 상기 잡음 레벨을 표시한다. 다른 예에서, 깊이 이득 보상 또는 시간이 없는 리턴(return)의 크기가 깊이의 함수로서 잡음 레벨을 결정하기 위해서 임계치 레벨 또는 기울기(slope)와 비교된다. 스캔의 상이한 부분들에 대해서 잡음 레벨들이 결정될 수 있다. 다른 위치들에서의 잡음이 보간된다. 주어진 값에 대한 품질이 잡음의 레벨에 의해서 표시된다.

[0052] 가중치에서의 임의의 변화 또는 차이가 이용될 수 있다. 상기 가중치는 상대적이며, 예컨대 모든 가중치는 합하여 1(unity)이 된다. 값들 사이의 품질의 차이가 결정될 수 있고 그리고 상대적인 가중치가 상기 차이에 기초하여 세팅될 수 있다. 예컨대, 두 개의 값들이 유사한 품질을 가지면, 동일한 가중치가 제공된다. 두 개의 값들이 상이한 품질을 가지면, 동일하지 않은 가중치가 제공된다. 하나 이상의 팩터들이 전체 품질을 결정하기 위해서 이용될 수 있다. 상기 팩터들은 중요도 또는 신뢰도에 따라 상이하게 가중될 수 있다.

[0053] 기여 스캔들에 대한 상대적 가중치들이 반향성(echogenicity)에 기초하여 선택될 수 있다. 더 높은 세기 값들에 대해 더 많은 가중치가 제공된다. 다른 고려사항들도 상기 가중치들을 적용시키기 위해서 이용될 수 있다. 가중을 위해 등록이 이용될 수 있다. 양호한 상관은 보다 동일한 가중이 적절하다는 것을 표시할 수 있다. 열악한 상관은 하나 이상의 데이터 세트들, 예컨대 개별 어레이에 가장 근접한 데이터에 대한 더 많은 가중을 표시할 수 있다. 주어진 위치에 대해서 두 개의 기여 데이터 값들이 주어지면, 더 가까운 어레이에 의한 스캔으로부터의 데이터 값이 보다 더 많이 가중된다.

[0054] 상기 디스플레이(24)는 2-차원 이미지를 또는 3-차원 표현들을 디스플레이하기 위한 CRT, LCD, 프로젝터, 플라즈마, 프린터, 또는 다른 디스플레이이다. 상기 디스플레이(20)는 출력 이미지 데이터의 함수로서 초음파 이미지들을 디스플레이한다. 예컨대, 직교 평면들을 나타내는 둘 이상의 이미지들의 다중-평면형 재구성(MPR; multi-planar reconstruction)이 제공된다. 다른 예로서, 내부 영역에서 둘 이상의 병렬 평면들을 나타내는 다수의 초음파 이미지들이 제공된다. 볼륨 또는 표면 렌더링이 대안적으로 또는 추가적으로 이용될 수 있다.

[0055] 복합 볼륨이 정량화, 이미징, 및/또는 보관을 위해 이용된다. 복합 볼륨의 데이터가 분할될 수 있거나 또는 경계 검출이 특정한 구조물들과 관련된 정보를 분리하거나 또는 볼륨 값들을 결정하기 위해서 적용된다. 상기 복합 볼륨을 나타내는 데이터세트는 이미지 데이터로서의 출력일 수 있다. 상기 이미지 데이터는 임의의 프로세싱 단계에서의, 예컨대 검출 이전 또는 이후의 데이터일 수 있다. 상기 이미지 데이터는 디스플레이를 위해 특

히 포맷팅될 수 있고, 예컨대 적색, 녹색, 청색(RGB) 데이터일 수 있다. 상기 이미지 데이터는 그레이 스케일 또는 컬러 매핑과 같은 임의의 매핑의 이전에 또는 이후일 수 있다.

[0056] 상기 프로세서(20)는 하나 이상의 범용 프로세서들, 디지털 신호 프로세서들, 어플리케이션 특정 집적 회로들, 필드 프로그래머블 게이트 어레이들, 컨트롤러들, 아날로그 회로들, 디지털 회로들, 서버, 이들의 조합, 네트워크 또는 상기 트랜스듀서들(12, 16) 및/또는 대응하는 스캔들을 제어하기 위한 다른 로직 디바이스들이다. 단일의 디바이스가 이용되지만, 병렬의 또는 순차적인 분산 프로세싱이 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 상기 프로세서(20)는 상기 초음파 이미징 시스템(18)의 시스템 컨트롤러이다. 상기 프로세서(20)는 임의의 위치 디바이스(14), 상기 트랜스듀서들(12, 16), 및/또는 상기 초음파 이미징 시스템(18)으로부터 입력들을 수신한다.

[0057] 상기 프로세서(20)는 하나 이상의 워블러 트랜스듀서들(12, 16)의 어레이와 다른 워블러 트랜스듀서들(12, 16)의 스캔을 동기화한다. 제1 트랜스듀서(12)가 스캐닝하고 있는 동안, 하나 이상의 다른 트랜스듀서들(16)은 스캔들 사이의 변화(transition)를 감소시키기 위해 동기화된다. 상기 다른 트랜스듀서들(16)은 동일한 또는 상이한 트랜스듀서(12, 16)에 동기화된다. 상기 다른 트랜스듀서들(16)이 동기화되고, 그에 따라 스캐닝이 현재 스캐닝하는 트랜스듀서(12)로부터 대기하는 트랜스듀서(16)로 쉬프트할 때에 상기 트랜스듀서(16)는 스캔할 준비가 된다. 대기하는 트랜스듀서(16)는 현재 스캐닝하는 트랜스듀서(12), 상기 현재 스캐닝하는 트랜스듀서(12)의 어레이 위치, 상기 현재 스캐닝하는 트랜스듀서(12)의 스캔의 마지막 시간, 상기 현재 스캐닝하는 트랜스듀서(12)의 마지막 스캔 평면, 또는 현재 스캔 또는 트랜스듀서(12)의 다른 양상에 동기화된다.

[0058] 상기 대기하는 트랜스듀서들(16)은 최적 획득 속도를 위해 또는 획득 속도를 증가시키기 위해 동기화된다. 예컨대, 제1 트랜스듀서(12)가 이미징하는 동안(활성 모드)에, 3개의 다른 트랜스듀서들(16)은 대기 모드에 있다. 상기 제1 트랜스듀서(12)가 자신의 FOV를 통해 이미징 스윕을 완료하면, 상기 제1 트랜스듀서(12)는 대기 모드로 위치되고 제2 트랜스듀서(16)가 활성이 되어 이미징을 즉시 또는 약간의 지연을 갖고 시작한다. 상기 동기화는 원하는 위치에서, 원하는 이동의 레이트로, 또는 원하는 활동도의 레벨로 이후의 트랜스듀서(16)의 어레이를 제공한다. 예컨대, 상기 동기화는 스윕의 범위에 대하여 원점 위치에서 상기 어레이를 제공한다. 각각의 트랜스듀서들은 연속해서 처리되고, 그에 따라 이미징 정보가 주어진 시간에 단일의 트랜스듀서로부터 획득될 뿐만 아니라 상기 트랜스듀서들은 감소된 변화 시간을 가능하게 하기 위해서 대기 모드에 있다. 이동을 갖는 큰 시야각은 더 적은 아티팩트들로 스캐닝될 수 있다.

[0059] 상기 동기화는 상기 트랜스듀서들(12, 16)의 제어에 의해서 제공된다. 예컨대, 상기 워블러가 스위치 온 된다. 제1 워블러 트랜스듀서(12)로부터 제2 워블러 트랜스듀서(16)로의 스캐닝 쉬프트 이전에 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)를 활성화함으로써, 상기 제2 워블러 트랜스듀서(16)의 어레이가 상기 제1 워블러 트랜스듀서(12)의 스캔에 동기화된다. 주어진 시간에, 각각의 트랜스듀서(12, 16)는 활성, 대기, 또는 비활성 모드에 있다. 활성 모드는, 상기 트랜스듀서(12)가 이미징하고 있거나 또는 스캐닝하고 있어 그에 따라 음향 콘텐츠가 상기 트랜스듀서(12)에 의해서 전송되거나 그리고/또는 수신되고 상기 이미징 시스템(18)에 실시간으로 전달되는 모드이다. 대기 모드는, 상기 트랜스듀서(16)가 음향 컨텐츠를 전송하거나 또는 수신하고 있지 않지만 즉시 또는 약간의 지연으로 그렇게 하도록 준비되는 모드이다. 기계적인 워블러 트랜스듀서(12, 16)의 경우에, 상기 어레이는 이미 속도를 올리고 있거나 또는 이동하고 있지만("워블링") 음향 펄스들을 전송하고 있지는 않는다. 상기 동기화에 의해서 속도에 도달하기 위한 시간이 감소되거나 또는 제거된다.

[0060] 다른 예로서, 상기 동기화는 어레이 위치에 기초한다. 다른 트랜스듀서(12)로부터 대기 트랜스듀서(16)로의 스캐닝 쉬프트에서 워블러의 대기 어레이가 스윕에서 특정 위치에 있도록 포지셔닝된다. 예컨대, 스캐닝을 위한 시작 시간에서 워블 또는 이동의 스윕의 중심 또는 한계에 있도록, 상기 어레이의 이동의 시간 조정된다(timed). 다른 어레이를 이용한 스캔이 완료될 때에 원하는 위치로 이동시키기 위해 어레이를 대기하기보다는, 대기 어레이가 변화의 위치에 또는 그 가까이에 있도록 시간 조정된다. 예컨대 이전 스캔의 마지막에 대응하는 위치와 같은 임의의 원하는 어레이 위치가 이용될 수 있다. 어레이를 이동시키는 것의 시작 시간 및/또는 상기 어레이의 이동 속도를 제어함으로써 상기 포지셔닝이 성취될 수 있다.

[0061] 하나 이상의 트랜스듀서들(12, 16)이 주어진 상황에 대해서 이용되지 않을 수 있다. 이러한 트랜스듀서들(12, 16)은 비활성화되거나 대기중일 수 있지만 이용되지 않을 수도 있다. 잡음 또는 원치않는 진동을 방지하기 위해, 비활성 모드가 이용된다. 비활성 트랜스듀서의 전기 컴포넌트들(예컨대, 모터)은 비활성이거나 또는 동력이 공급되지 않는다. 대안적으로, 현재 트랜스듀서(12, 16) 이전에 스캔 시퀀스에서 하나 이상의 트랜스듀서들(12, 16)이 이용되어야 하는 경우 상기 비활성 모드가 이용될 수 있다. 현재 트랜스듀서(12, 16)에 대한 이용의 시간이 가까워지면, 상기 트랜스듀서(12, 16)가 상기 동기화의 일부로서 비활성 모드로부터 대기 모드로 이

동된다.

[0062] 상기 메모리(22)는 테이프, 자기, 광학, 하드 드라이브, RAM, 베퍼 또는 다른 메모리이다. 상기 메모리(22)는 상이한 스캔들로부터의 데이터 및/또는 상기 복합 볼륨의 데이터를 저장한다.

[0063] 상기 메모리(22)는 추가적으로 또는 대안적으로 프로세싱 명령들을 갖는 컴퓨터 관독가능한 저장 매체이다. 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위해서, 프로그래밍된 프로세서(20) 및/또는 상기 이미징 시스템(18)에 의해서 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터가 제공된다. 본 명세서에서 논의되는 프로세스들, 방법들, 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들이 컴퓨터-관독가능한 저장 매체 또는 메모리들, 예컨대 캐쉬, 베퍼, RAM, 이동형 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 관독가능한 저장 매체 상에 제공된다. 컴퓨터 관독가능한 저장 매체는 다양한 타입의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 본 명세서에서 기술되거나 또는 도면들에서 도시되는 기능들, 동작들 또는 작업들은 컴퓨터 관독가능한 저장 매체에 또는 그 위에 저장되는 명령들의 하나 이상의 세트들에 응답하여 실행된다. 상기 기능들, 동작들 또는 작업들은 명령들 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 방책의 특정 타입에 독립적이고, 단독 또는 결합하여 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드 등에 의해서 수행될 수 있다. 유사하게, 프로세싱 방책들은 멀티프로세싱, 멀티태스킹, 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 명령들은 로컬 또는 원격 시스템들에 의한 관독을 위해서 이동형 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 상기 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 통한 전달을 위해서 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 상기 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU, 또는 시스템 내에 저장된다.

[0064] 도 3은 다중-방향 초음파 스캐닝을 동기화하기 위한 방법을 도시한다. 도 3의 동작들은 도 1의 시스템(10) 또는 다른 시스템에 의해서 구현된다. 상기 동작들은 도 2의 프레임(30)의 지원으로 또는 지원 없이 구현된다. 상기 동작들은 도시된 순서로 또는 상이한 순서로 수행된다. 추가적인, 상이한, 또는 더 적은 동작들이 수행될 수도 있다. 예컨대, 동작들(40, 42, 52 및/또는 54)이 이용되지 않을 수 있다. 다른 예로서, 추가적인 동기화 동작(48)이 다른 트랜스듀서들에 대해 제공된다. 각각의 트랜스듀서는 순차적으로 동작 44 및 46을 수행함에 반해, 다른 트랜스듀서들은 동작 48을 수행하고 있다.

[0065] 동작 40에서, 두 개 이상의 어레이들이 지지된다. 상기 지지물은 벨트, 로봇, 또는 다른 지지 구조물이다. 상기 지지물은 상기 어레이들에 대한 두 개의 프로브들에 직접적으로 또는 간접적으로 함께 연결된다. 상기 지지물은 어레이들 모두를 이동시키기 위해 이동될 수 있다. 예컨대, 지지 구조물이 소노그래피에 의해서 이용된다. 상기 어레이들은 사용자에 의해서 환자 근처로 함께 포지셔닝된다. 사용자는 상기 어레이 프로브들 및/또는 상기 지지 구조물에 힘을 가한다. 사용자는 상기 지지 구조물을 포지셔닝한다. 상기 어레이들은 환자에 인접하게, 예컨대 환자의 복부 상에 또는 복부에 기대어 포지셔닝된다. 포지셔닝 동안에, 상기 지지 구조물은 일반적으로 중력과 평형을 유지한다. 사용자는 이러한 평형 또는 다른 마찰을 극복하기 위해 힘을 가한다. 대안적인 실시예들에서, 사용자가 아닌 모터들 또는 다른 소스들에 의해 가해지는 힘이 상기 지지 구조물을 포지셔닝한다.

[0066] 상기 초음파 트랜스듀서 지지 구조물이 고정될 수 있다. 브레이크들, 예컨대 이동을 방지하기 위해 포지셔닝되는 기계적인 제한기(limiter)들이 가해진다. 사용자는 스위치를 활성화한다. 응답하여, 컨트롤러는 상기 브레이크들이 활성화되게 한다. 예컨대, 서버 또는 스테퍼 모터는 상기 프레임(30)을 고정시키기 위해 표면에 대해 브레이크 패드들을 포지셔닝하고, 기어 잠금장치(lock)들과 맞물리고, 조인트 모터들을 고정시키고(freeze), 펀들을 조정하고, 또는 다른 동작을 수행한다. 대안적으로, 사용자는 수동으로 하나 이상의 브레이크들을 고정시킨다. 다른 실시예들에서, 고정(locking)이 제공되지 않는다. 대신에, 평형이 이용된다. 중력에 대한 저항 또는 다른 이동은 평면에서 충분하게 상기 지지 구조물을 훌딩한다.

[0067] 일 실시예에서, 두 개 이상의 상이한 어레이들이 공통 지지 암으로부터 별개로 지지된다. 공통 지지 암들을 이용한 프로브 하우징들의 별개의 연결들이 제공된다. 상기 공통 지지 암이 환자에 근접하게 포지셔닝되고, 그에 따라 상기 프로브 하우징 및 대응하는 어레이들이 환자에 대해 그리고/또는 환자에 기대어 인접하게 된다.

[0068] 동작 42에서, 하나 이상의 어레이들이 추가로 이동된다. 상기 어레이들의 상기 프로브 하우징은 환자에 인접하게 이동된다. 예컨대, 조인트 또는 확장부가 고정해제된다. 상기 어레이에 대한 음향 창을 환자의 피부의 젤(gel)에 또는 피부에 기대어 두기 위해서, 그 후에 상기 프로브가 변형되거나 그리고/또는 회전된다. 상기 조인트 또는 확장부가 그 후에 고정되거나 또는 위치에 남겨진다. 이용될 임의의 프로브 하우징들에 대해 상기의 프로세스가 반복되지만 환자에 기대어 적절하게 두어지지 않는다. 상기 프로브 하우징을 포지셔닝하는 것은 환자를 스캐닝하기 위해, 적어도 부분적으로, 상기 어레이를 포지셔닝한다.

- [0069] 상기 어레이들은 서로에 독립적으로 포지셔닝된다. 하나의 프로브의 위치는 다른 프로브의 위치에 부분적으로 의존할 수 있다. 예컨대, 상기 프로브들이 동일한 프레임 또는 지지암에 연결되고, 따라서 함께 이동가능하다. 상기 프로브들은 연결에 의해서 허용되는 적어도 범위 이내에서, 적어도 1의 자유도를 따라 독립적으로 이동가능하다. 별개로 이동가능하거나 또는 다른 것들이 이동하고 있지 않는 동안에 이동가능함으로써, 상기 프로브 및 어레이들은 다른 프로브들 및 어레이들과 독립적이다. 독립적인 이동은 상이한 크기들 또는 형태들의 환자들의 원하는 음향 창들에서 상기 어레이들의 포지셔닝을 가능하게 한다.
- [0070] 일 실시예에서, 임신 환자가 반드시 누운 위치로 침대에 위치한다. 상기 공통 지지 암(32) 위의 상기 어레이들이 낮추어지고, 그에 따라 하나 이상의 트랜스듀서들(12, 16)이 환자의 복부와 접촉한다. 최대 성취가능한 복합 태아 볼륨의 커버리지 및 최적 중첩을 위해 각각의 트랜스듀서(12, 16)가 독립적으로 포지셔닝된다.
- [0071] 동작 44에서, 상기 어레이들 중 하나가 스캐닝을 위해 이용된다. 워블러 어레이에 대해, 상기 어레이를 기계적으로 진동시키기 위해 상기 어레이가 개시된다. 이동하는 어레이로부터 스캐닝을 전자적으로 조종하기 위해서 전송 및 수신 신호들이 이용된다. 평면형 또는 볼륨 스캐닝과 같은 임의의 타입의 스캐닝이 이용될 수 있다. 평면형 스캐닝에 대해, 다수의 평면들이 순차적으로 스캐닝된다. 상기 트랜스듀서는 고정되고, 회전되며, 변형되고, 또는 그렇지 않으면 이동되어 동일한 음향 창으로부터의 상이한 평면들을 스캐닝한다. 예컨대, 수직인 평면들이 개구부(aperture) 또는 트랜스듀서의 회전에 의해서 스캐닝된다. 대안적으로, 단일의 평면이 스캐닝된다.
- [0072] 상기 스캐닝은 B-모드, 컬러 플로우 모드, 조직 하모닉 모드, 대조 에이전트 모드 또는 다른 현재 알려진 또는 이후에 개발되는 초음파 이미징 모드들에 관한 것일 수 있다. 모드들의 조합, 예컨대 B-모드 및 도플러 모드 데이터에 대한 스캐닝이 이용될 수 있다. 임의의 초음파 스캔 포맷, 예컨대 선형, 섹터, 또는 Vector[®]가 이용될 수 있다. 빔형성 또는 다른 프로세스들을 이용하여, 스캐닝된 영역을 나타내는 데이터가 획득된다.
- [0073] 상기 스캐닝은 시야각이다. 환자는 상기 어레이에 의해서 제공되는 정도로 그리고/또는 상기 전송 및 수신 빔 형성에 의해서 정의되는 바로서 음향적으로 스캐닝된다. 측면(고도 및 방위) 및 범위가 빔형성에 의해서 세팅되고 그리고 상기 어레이의 크기 및 형태에 의해서 제한된다. 워블러 트랜스듀서에 대해, 어레이 기계적 이동의 속도 및/또는 이동에 대한 물리적 한계가 스캐닝되는 볼륨의 크기를 제한할 수 있다. 상기 어레이들은 스윕을 따라 상이한 위치들에서 스캐닝한다.
- [0074] 환자는 상이한 트랜스듀서 어레이들을 이용하여 순차적으로 스캐닝된다. 각각의 어레이는 상이한 볼륨을 스캐닝한다. 상기 볼륨들은 중첩될 수 있거나 또는 중첩되지 않을 수 있다. 상기 스캐닝은 상이한 음향 창들로부터 온다. 임의의 두 개 이상의 음향 창들이 이용될 수 있다.
- [0075] 하나의 어레이가 동작 44에서 스캐닝하고 있는 동안에, 하나 이상의 다른 어레이들은 동작 46에서 상기 스캐닝 어레이와 동기화된다. 상기 동기화는 스캐닝 시간, 동작, 및/또는 현재 스캐닝 어레이의 위치에 기초하여 동작, 프로브에서의 어레이의 이동, 어레이 속도, 어레이 위치, 또는 대기 어레이의 다른 제어에 의해서 제공된다. 다른 동작이 동기화를 위해 이용될 수 있다. 예컨대, 바이어스 전압이 대기 CMUT 어레이에 인가된다.
- [0076] 일 실시예에서, 대기하는 기계적으로 이동되는 어레이가 대기 모드에서 동작된다. 현재 어레이가 스캐닝하고 있는 동안에, 상기 어레이는 진동, 회전, 변형, 또는 그렇지 않으면 이동된다. 예컨대, 상기 대기 어레이는 대기하는 동안 워블링된다. 상기 동작은 현재 어레이가 스캐닝하고 있는 전체 시간 동안에 발생할 수 있거나 또는 현재 어레이에 의한 스캔의 중지 이전의 임의의 시간에 시작할 수 있다.
- [0077] 상기 대기 어레이의 음향 스캐닝이 없이 동작된다. 예컨대, 다음의 또는 다른 대기 어레이들은 스캐닝하고 있지 않는 동안에 워블링된다.
- [0078] 다른 실시예에서, 이동이 동기화된다. 상기 대기 어레이의 이동은 현재 어레이 또는 현재 스캔과 동기화된다. 예컨대, 상기 대기 어레이의 이동은 현재 어레이의 스캔 시간의 마지막과 동기화된다. 상기 대기 어레이의 시작 위치가 식별된다. 상기 시작 위치는 스윕의 마지막(예컨대, 워블링 또는 변형의 가장 큰 정도), 중앙, 또는 다른 위치일 수 있다. 현재 스캐닝 어레이가 스캐닝을 중지할 때에(즉, 이전 스캐닝의 마지막 시간에) 상기 대기 어레이가 상기 시작 위치에 있거나 또는 상기 시작 위치에 접근하고 있도록 상기 대기 어레이가 동작된다. 상기 대기 어레이의 속도를 증가시키거나 또는 감소시킴으로써 그리고/또는 상기 대기 어레이로 스캐닝하기 이전에 상기 대기 어레이의 이동의 시작 시간의 선택에 의해서, 상기 동기화가 제공될 수 있다.
- [0079] 동작 48에서, 상기 현재 스캐닝 어레이가 스캔을 완료한다. 완료는 상기 현재 어레이의 스캔 영역의 하부-영역

일 수 있다. 예컨대, 상기 현재 어레이는 100개의 떨어져 위치하는 평면들을 스캐닝할 수 있다. 전부가 아닌 하나 이상의 평면들을 스캐닝한 이후에, 상기 현재 어레이의 다음 차례까지 상기 스캐닝이 중지된다. 프레임 또는 프레임들의 그룹 인터리빙이 상기 동기화 때문에 상이한 어레이들 사이에서 이용될 수 있다. 완료는 하나 이상의 전체 스캔들일 수 있다. 예컨대, 상기 현재 어레이는 중지 이전에 한번 이상 모든 100개의 평면들을 스캐닝할 수 있다.

[0080] 완료 이후에, 상기 현재 어레이는 스캐닝을 중지한다. 상기 어레이는 음향 전송 및 수신 동작에 대해 이용되는 것을 중단한다. 상기 현재 어레이는 계속하여 이동하고, 예컨대 대기 어레이, 이전의 대기 및 현재 스캐닝 어레이에 동기화된다. 모든 어레이들에 의한 상기 스캐닝은 예컨대 실시간 또는 진행중인 스캐닝에 대해, 각각의 어레이를 통해 다수 번 순환할 수 있다(cycle). 대안적으로, 상기 현재 어레이는 스캐닝을 중단한 이후에 비활성화된다. 상기 현재 어레이는 다시 스캐닝하기 위해 이용될 수 있고, 예컨대 다른 어레이에 대해 동기화하도록 적합할 때에 대기로 위치된다. 상기 현재 어레이는 주어진 이미지, 이미징 세션, 및/또는 환자에 대해 다시 스캐닝하는데에 이용되지 않을 수도 있다.

[0081] 동작 50에서, 동기화된 어레이는 이전 어레이에 의한 스캐닝의 중단 시에 음향적으로 스캐닝한다. 상기 대기 어레이는 이전 어레이 또는 이전 어레이에 의한 스캔과 동기화되고, 따라서 이전 어레이를 이용하는 스캔을 중단하는 것과 대기 어레이를 이용해 음향 스캔을 시작하는 것 사이의 시간은 상기 대기 어레이가 개시되어야 하거나 또는 속도를 올려야 하는 경우보다 더 작다. 상기 대기 어레이가 대기 모드에 있기 때문에, 상기 어레이는 이미 이동하고 있고, 이미 원하는 속도에 있으며, 이미 원하는 위치에 있고, 원하는 위치에 근접하거나 또는 접근하고 있고, 또는 이들의 조합이다.

[0082] 상기 스캐닝은 동작 44에 대해 상기한 바와 같이 수행된다. 동일한 또는 상이한 스캔 포맷이 이용된다. 상이한 어레이가 이용되기 때문에, 스캔 영역 또는 시야각이 상이하다. 상기 스캔 영역은 평면 또는 볼륨이다. 상기 스캔 영역은 이전 및/또는 이후 스캐닝 어레이의 스캔 영역과 완전하게 분리되거나 또는 중첩한다. 예컨대, 이후의 어레이에 의해서 스캐닝되는 볼륨은 현재 및/또는 이전 어레이에 의해서 스캐닝되는 볼륨과 중첩한다. 각각의 시야각은 모든 다른 시야각들과 중첩할 수 있다. 대안적으로, 하나 이상의 시야각들이 다른 시야각들 모두가 아닌 일부와 중첩한다.

[0083] 동작들 46, 48 및 50이 반복될 수 있다. 상기 동작들은 3개 이상의 어레이들이 존재하는 경우에 반복될 수 있다. 제2 어레이로부터 제3 어레이로의 변화는 상기 동작들을 반복한다. 상기 스캔들이 동일한 어레이들에 의해서 반복되는 경우에 상기 동작들이 반복될 수 있다. 예컨대, 상기 스캔은 제2 어레이로부터 제1 어레이로 다시 변화한다. 상기 제1 어레이는 상기 제2 어레이의 어레이 위치 또는 스캔과 동기화된다.

[0084] 동작 52에서, 상이한 스캔들로부터의 데이터가 결합된다. 상이한 어레이들로부터의 시야각들에 대한 데이터가 확장된 시야각을 나타내는 데이터 세트로 결합된다. 시야각들의 상대적인 위치들이 필드들이 중첩하는 데이터 상관에 의해서 결정된다. 상기 스캔이 중첩하지 않는 곳에서, 상이한 어레이들의 센싱된 위치들이 이용된다. 어레이 위치 및 데이터 상관 모두가 상기 데이터를 정렬하기 위해 이용될 수 있다. 상기 시야각들의 상대적인 위치가 결정된다. 평균화, 가중된 평균화 또는 다른 합수에 의해서 상기 정렬된 데이터가 결합된다. 대안적인 실시예들에서, 데이터가 결합되지 않는다. 별개의 이미지들이 형성되어 결합된다. 다른 실시예들에서, 어떠한 결합도 발생하지 않는다. 별개의 이미지들 및/또는 별개의 데이터 세트들로부터의 정량화가 이용된다.

[0085] 동작 54에서, 이미지가 발생된다. 상기 이미지는 결합된 데이터세트로부터 발생된다. 대안적으로, 상기 이미지는 상이한 데이터세트들로부터 생성된 이미지들의 결합으로서 발생된다. 이미지를 발생시키기 위해 상이한 어레이들에 의한 순차적인 스캐닝으로부터 획득되는 데이터가 이용된다. 예컨대, 확장된 시야각 이미지가 상기 트랜스듀서들의 의도적인 이동 없이 발생된다. 확장된 시야각은 단일 어레이의 능력을 넘어서 관심 있는 전체 영역, 예컨대 전체 태아 전체로 확장될 수 있다. 다른 실시예에서, 상기 이미지는 확장된 시야각이 아니지만, 상이한 시야 방향으로부터의 혼합, 반점 및 쉐도우잉(shadowing)의 감소를 포함한다.

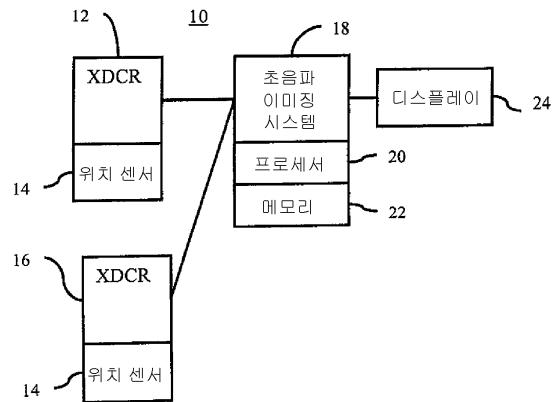
[0086] 상기 이미지는 평면을 나타내는 데이터로부터 2-차원 이미지로서 발생될 수 있다. 임의의 임의적인 평면으로부터의 이미지가 볼륨, 예컨대 다중-평면형 재구성을 나타내는 복합 데이터로부터 발생될 수 있다. 대안적으로, 하나 이상의 2-차원 이미지들이 스캔 평면을 따라 발생된다. 3-차원 영역의 렌더링으로서 상기 이미지가 발생될 수 있다. 표면 또는 프로젝션 렌더링이 이용될 수 있다. 복합된 볼륨들, 하부-볼륨, 중첩 영역, 단일 스캔 볼륨, 또는 평면을 나타내는 데이터로부터 상기 렌더링이 발생된다.

[0087] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 기술되었지만, 많은 변화들 및 수정들이 본 발명의 범위를 벗어남이 없

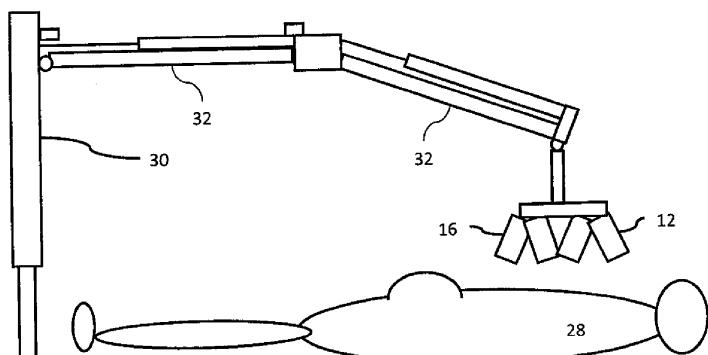
이 만들어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 전술한 상세한 설명은 제한이 아닌 예시적인 것으로서 고려되는 것으로 의도되고, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은 모든 균등물들을 포함하는 후술하는 청구항들임에 이해되어야 한다.

도면

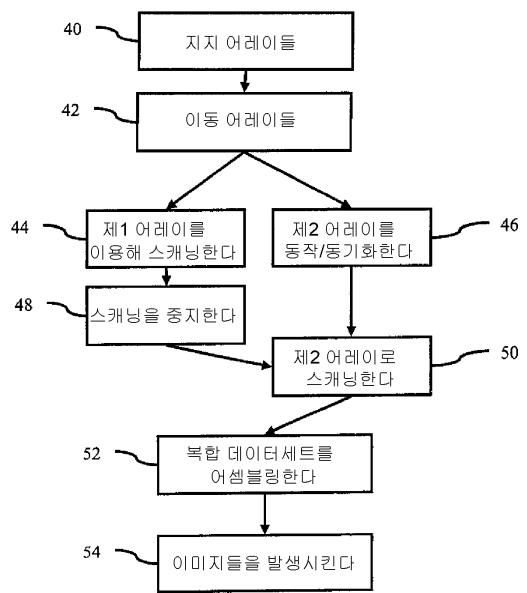
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	用于多向超声扫描的同步		
公开(公告)号	KR1020110058723A	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	KR1020100117985	申请日	2010-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	LAZEBNIK ROEE		
发明人	LAZEBNIK, ROEE		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/50		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/5215 A61B8/4461 A61B8/461 A61B8/4477 A61B8/4472 A61B8/523 A61B8/4218 A61B8/483 A61B8/5253 G16H50/20		
代理人(译)	LEE, SI YONG JEONG, HYUN JU 基姆, 我喜		
优先权	12/625888 2009-11-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多方向超声扫描 (44,50) 是同步的 (46)。连续使用多个摇摆器阵列 (12,16)。为了限制移动造成的伪像, 如上所述的连续操作被同步 (46)。第一个摇摆器阵列扫描的第二个摇摆器阵列可以是它移动的活动。如果第一摇摆器阵列完成扫描或扫描的一部分, 则第二摇摆器不对起搏进行排队, 并且开始扫描 (50)。或者, 第二摇摆器阵列的位置可以另外与第一阵列或第一阵列的扫描的最后一步同步。来自不同丑闻的数据表示数量重叠。并且为了形成扩展的视角, 因此可以组合 (52)。

