



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0037044
(43) 공개일자 2016년04월05일

- | | |
|--|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2014-0138617</p> <p>(22) 출원일자 2014년10월14일
심사청구일자 2014년10월14일</p> <p>(30) 우선권주장
1020140129116 2014년09월26일 대한민국(KR)</p> | <p>(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)</p> <p>(72) 발명자
김강식
경기도 성남시 분당구 성남대로 884-4 (야탑동, 탐마을동아연립주택)</p> <p>(74) 대리인
리앤목특허법인</p> |
|--|--|

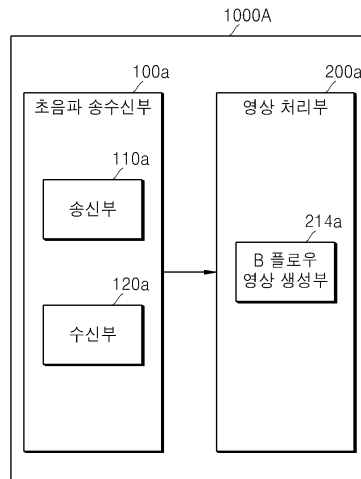
전체 청구항 수 : 총 39 항

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 생성 방법

(57) 요약

본 개시는 초음파 영상 생성 방법에 관한 것으로, 대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 단계; 하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 단계; 및 상기 초음파 신호를 송신하는 단계 및 상기 복수의 에코 신호들을 수신하는 단계를 반복적으로 수행함으로써 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우(B flow) 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도3



명세서

청구범위

청구항 1

대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 단계;

하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 단계; 및

상기 초음파 신호를 송신하는 단계 및 상기 복수의 에코 신호들을 수신하는 단계를 반복적으로 수행함으로써 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우(B flow) 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 초음파 신호를 평면파 형태로 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 초음파 신호를 기울어진 평면파 형태로 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 대상체 내에서 상기 B 플로우 영상 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 대상체 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는,

상기 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 반복적으로 이용함으로써, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는,

N개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하는 단계; 및

상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 일부와 상기 N개의 에코 신호 그룹들 이후에 획득된 M개의 에코 신호 그룹들을

이용하여 제2 프레임을 생성하는 단계를 포함하고,

N 은 2 이상의 자연수이고, M 은 N 보다 작은 자연수인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

N 은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블(ensemble)의 개수인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 제2 프레임을 생성하는 단계는,

상기 N 개의 에코 신호 그룹들 중 $(N-M)$ 개의 에코 신호 그룹들 및 상기 M 개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 상기 제2 프레임을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는,

순차적으로 획득된 제1 내지 제 N 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하는 단계; 및

순차적으로 획득된 제 $(N-M)$ 내지 제 $(N+M)$ 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하는 단계를 포함하고,

N 은 2 이상의 자연수이고, M 은 N 보다 작은 자연수인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는,

상기 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출하는 단계; 및

추출된 상기 B 플로우 데이터를 이용하여, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는,

상기 복수의 에코 신호 그룹들에 포함된 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대응하는 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 디코딩 필터링을 수행하는 단계는,

상기 복수의 에코 신호들에서, 상기 조직 성분에 해당하는 신호는 감쇠시키고, 상기 혈류 성분에 해당하는 신호는 증가시키도록, 상기 각 스캔 라인에 대한 상기 복수의 에코 신호들에 대해 가중합(weighted sum)을 적용함으로써 상기 디코딩 필터링을 수행하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 복수의 프레임들을 생성하는 단계는,

상기 디코딩 필터링 결과를 기초로 상기 각 스캔 라인에 대한 스캔 라인 영상을 생성하는 단계;

상기 복수의 스캔 라인들 각각에 대한 복수의 스캔 라인 영상들로부터 프레임을 생성하는 단계; 및

상기 스캔 영상을 생성하는 단계 및 상기 프레임을 생성하는 단계를 반복적으로 수행함으로써 순차적으로 획득된 복수의 프레임들을 포함하는 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 15

제11항에 있어서,

상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는,

추출된 상기 B 플로우 데이터에 대해 컬러 맵핑을 수행하는 단계를 더 포함하고,

상기 복수의 프레임들을 생성하는 단계는, 상기 복수의 프레임들을 컬러 영상으로 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 16

제1항에 있어서,

상기 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하는 단계; 및

추출된 상기 B 모드 데이터를 이용하여 B 모드 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 B 플로우 영상 및 상기 B 모드 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 초음파 신호를 대상체에 송신하는 단계는,

복수의 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 복수의 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면파 형태로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 19

제1항에 있어서,

상기 초음파 신호를 대상체에 송신하는 단계는,

복수의 트랜스듀서들 중 인접한 일부 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 일부 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면파 형태로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 생성 방법.

청구항 20

대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 송신부, 및 하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및

상기 송신 동작 및 상기 수신 동작의 반복 수행으로 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과

혈류 성분을 나타내는 B 플로우 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 21

제20항에 있어서,

상기 송신부는, 상기 초음파 신호를 평면파 형태로 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 22

제20항에 있어서,

상기 송신부는, 상기 초음파 신호를 기울어진 평면파 형태로 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 23

제20항에 있어서,

상기 송신부는, 상기 대상체 내에서 상기 B 플로우 영상 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 24

제20항에 있어서,

상기 송신부는, 상기 대상체 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 25

제20항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 반복적으로 이용함으로써, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 26

제20항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

N개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하고, 상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 일부와 상기 N개의 에코 신호 그룹들 이후에 획득된 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하며,

N은 2 이상의 자연수이고, M은 N보다 작은 자연수인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 27

제26항에 있어서,

N은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블의 개수인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 28

제26항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 (N-M)개의 에코 신호 그룹들 및 상기 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 상기

제2 프레임을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 29

제20항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

순차적으로 획득된 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하고, 순차적으로 획득된 제(N-M) 내지 제(N+M) 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하며,

N은 2 이상의 자연수이고, M은 N보다 작은 자연수인 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 30

제20항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출하는 B 플로우 데이터 추출부; 및

추출된 상기 B 플로우 데이터를 이용하여, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 생성하는 영상 생성부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 31

제30항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 복수의 에코 신호 그룹들에 포함된 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대응하는 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행하는 디코딩 필터를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 32

제30항에 있어서,

상기 디코딩 필터는,

상기 복수의 에코 신호들에서, 상기 조직 성분에 해당하는 신호는 감쇠시키고, 상기 혈류 성분에 해당하는 신호는 증가시키도록, 상기 각 스캔 라인에 대한 상기 복수의 에코 신호들에 대해 가중합을 적용함으로써 상기 디코딩 필터링을 수행하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 33

제30항에 있어서,

상기 영상 생성부는,

상기 디코딩 필터링 결과를 기초로 상기 각 스캔 라인에 대한 스캔 라인 영상을 생성하고, 상기 복수의 스캔 라인들 각각에 대한 복수의 스캔 라인 영상들로부터 프레임을 생성하며, 상기 스캔 영상을 생성하는 동작 및 상기 프레임을 생성하는 동작을 반복적으로 수행함으로써 순차적으로 획득된 복수의 프레임들을 포함하는 상기 B 플로우 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 34

제30항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

추출된 상기 B 플로우 데이터에 대해 컬러 맵핑을 수행하는 컬러 맵핑부를 더 포함하고,

상기 영상 생성부는, 상기 복수의 프레임들을 컬러 영상으로 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 35

제20항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하고, 추출된 B 모드 데이터를 이용하여 B 모드 영상을 생성하는 B 모드 영상 생성부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 36

제35항에 있어서,

상기 B 플로우 영상 및 상기 B-모드 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 37

제20항에 있어서,

상기 송신부는,

복수의 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 복수의 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면파 형태로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 38

제20항에 있어서,

상기 송신부는,

복수의 트랜스듀서들 중 인접한 일부 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 일부 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면파 형태로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 39

통신 채널을 통하여 초음파 진단 장치와 무선으로 연결된 초음파 프로브가 동작하는 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체에 있어서,

상기 방법은,

대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 단계;

하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 단계; 및

상기 초음파 신호를 송신하는 단계 및 상기 복수의 에코 신호들을 수신하는 단계를 반복적으로 수행함으로써 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우 영상을 생성하는 단계를 포함하고,

상기 초음파 영상 데이터는 상기 초음파 진단 장치를 통해 상기 초음파 영상을 디스플레이하기 위해 이용되는 것을 특징으로 하는, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체.

발명의 설명

기술분야

[0001] 본 발명의 기술적 사상은 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 생성 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초

음과 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

- [0003] 본 발명의 기술적 사상에 따르면, 초음파 영상 생성 방법은 대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 단계; 하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 단계; 및 상기 초음파 신호를 송신하는 단계 및 상기 복수의 에코 신호들을 수신하는 단계를 반복적으로 수행함으로써 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우(B flow) 영상을 생성하는 단계를 포함한다.
- [0004] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 초음파 신호를 평면파 형태로 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0005] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 초음파 신호를 기울어진 평면파 형태로 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0006] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 대상체 내에서 상기 B 플로우 영상 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0007] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 신호를 송신하는 단계는, 상기 대상체 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0008] 일부 실시예들에 있어서, 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는, 상기 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 반복적으로 이용함으로써, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성할 수 있다.
- [0009] 일부 실시예들에 있어서, 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는, N개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 일부와 상기 N개의 에코 신호 그룹들 이후에 획득된 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하는 단계를 포함하고, N은 2 이상의 자연수이고, M은 N보다 작은 자연수일 수 있다.
- [0010] 일부 실시예들에 있어서, N은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블(ensemble)의 개수일 수 있다.
- [0011] 일부 실시예들에 있어서, 상기 제2 프레임을 생성하는 단계는, 상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 (N-M)개의 에코 신호 그룹들 및 상기 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 상기 제2 프레임을 생성할 수 있다.
- [0012] 일부 실시예들에 있어서, 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는, 순차적으로 획득된 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하는 단계; 및 순차적으로 획득된 제(N-M) 내지 제(N+M) 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하는 단계를 포함하고, N은 2 이상의 자연수이고, M은 N보다 작은 자연수일 수 있다.
- [0013] 일부 실시예들에 있어서, 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는, 상기 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출하는 단계; 및 추출된 상기 B 플로우 데이터를 이용하여, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0014] 일부 실시예들에 있어서, 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는, 상기 복수의 에코 신호 그룹들에 포함된 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대응하는 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0015] 일부 실시예들에 있어서, 상기 디코딩 필터링을 수행하는 단계는, 상기 복수의 에코 신호들에서, 상기 조직 성분에 해당하는 신호는 감쇠시키고, 상기 혈류 성분에 해당하는 신호는 증가시키도록, 상기 각 스캔 라인에 대한 상기 복수의 에코 신호들에 대해 가중합(weighted sum)을 적용함으로써 상기 디코딩 필터링을 수행할 수 있다.
- [0016] 일부 실시예들에 있어서, 상기 복수의 프레임들을 생성하는 단계는, 상기 디코딩 필터링 결과를 기초로 상기 각 스캔 라인에 대한 스캔 라인 영상을 생성하는 단계; 상기 복수의 스캔 라인들 각각에 대한 복수의 스캔 라인 영상들로부터 프레임을 생성하는 단계; 및 상기 스캔 영상을 생성하는 단계 및 상기 프레임을 생성하는 단계를 받

복적으로 수행함으로써 순차적으로 획득된 복수의 프레임들을 포함하는 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0017] 일부 실시예들에 있어서, 상기 B 플로우 영상을 생성하는 단계는, 추출된 상기 B 플로우 데이터에 대해 컬러 맵핑을 수행하는 단계를 더 포함하고, 상기 복수의 프레임들을 생성하는 단계는, 상기 복수의 프레임들을 컬러 영상으로 생성할 수 있다.
- [0018] 일부 실시예들에 있어서, 상기 방법은 상기 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하는 단계; 및 추출된 상기 B 모드 데이터를 이용하여 B 모드 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0019] 일부 실시예들에 있어서, 상기 방법은 상기 B 플로우 영상 및 상기 B 모드 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0020] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 신호를 대상체에 송신하는 단계는, 복수의 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 복수의 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면과 형태로 송신할 수 있다.
- [0021] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 신호를 대상체에 송신하는 단계는, 복수의 트랜스듀서들 중 인접한 일부 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 일부 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면과 형태로 송신할 수 있다.
- [0022] 또한, 본 발명의 기술적 사상에 따르면 초음파 진단 장치는 대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 송신부, 및 하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 수신부를 포함하는 초음파 송수신부; 및 상기 송신 동작 및 상기 수신 동작의 반복 수행으로 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함한다.
- [0023] 일부 실시예들에 있어서, 상기 송신부는, 상기 초음파 신호를 평면과 형태로 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0024] 일부 실시예들에 있어서, 상기 송신부는, 상기 초음파 신호를 기울어진 평면과 형태로 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0025] 일부 실시예들에 있어서, 상기 송신부는, 상기 대상체 내에서 상기 B 플로우 영상 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0026] 일부 실시예들에 있어서, 상기 송신부는, 상기 대상체 외부의 초점으로 포커싱되는 상기 초음파 신호를 상기 대상체에 송신할 수 있다.
- [0027] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 상기 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 반복적으로 이용함으로써, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성할 수 있다.
- [0028] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, N개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하고, 상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 일부와 상기 N개의 에코 신호 그룹들 이후에 획득된 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하며, N은 2 이상의 자연수이고, M은 N보다 작은 자연수일 수 있다.
- [0029] 일부 실시예들에 있어서, N은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블의 개수일 수 있다.
- [0030] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 상기 N개의 에코 신호 그룹들 중 (N-M)개의 에코 신호 그룹들 및 상기 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 상기 제2 프레임을 생성할 수 있다.
- [0031] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 순차적으로 획득된 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하고, 순차적으로 획득된 제(N-M) 내지 제(N+M) 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성하며, N은 2 이상의 자연수이고, M은 N보다 작은 자연수일 수 있다.
- [0032] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 상기 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출하는 B 플로우 데이터 추출부; 및 추출된 상기 B 플로우 데이터를 이용하여, 상기 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 생성하는 영상 생성부를 포함할 수 있다.
- [0033] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 상기 복수의 에코 신호 그룹들에 포함된 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대응하는 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행하는 디코딩 필터를 더 포함할 수

있다.

- [0034] 일부 실시예들에 있어서, 상기 디코딩 필터는, 상기 복수의 에코 신호들에서, 상기 조직 성분에 해당하는 신호는 감쇠시키고, 상기 혈류 성분에 해당하는 신호는 증가시키도록, 상기 각 스캔 라인에 대한 상기 복수의 에코 신호들에 대해 가중합을 적용함으로써 상기 디코딩 필터링을 수행할 수 있다.
- [0035] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 생성부는, 상기 디코딩 필터링 결과를 기초로 상기 각 스캔 라인에 대한 스캔 라인 영상을 생성하고, 상기 복수의 스캔 라인들 각각에 대한 복수의 스캔 라인 영상들로부터 프레임을 생성하며, 상기 스캔 영상을 생성하는 동작 및 상기 프레임을 생성하는 동작을 반복적으로 수행함으로써 순차적으로 획득된 복수의 프레임들을 포함하는 상기 B 플로우 영상을 생성할 수 있다.
- [0036] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 추출된 상기 B 플로우 데이터에 대해 컬러 맵핑을 수행하는 컬러 맵핑부를 더 포함하고, 상기 영상 생성부는, 상기 복수의 프레임들을 컬러 영상으로 생성할 수 있다.
- [0037] 일부 실시예들에 있어서, 상기 영상 처리부는, 상기 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하고, 추출된 B 모드 데이터를 이용하여 B 모드 영상을 생성하는 B 모드 영상 생성부를 더 포함할 수 있다.
- [0038] 일부 실시예들에 있어서, 상기 초음파 진단 장치는 상기 B 플로우 영상 및 상기 B-모드 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함할 수 있다.
- [0039] 일부 실시예들에 있어서, 상기 송신부는, 복수의 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 복수의 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면파 형태로 송신할 수 있다.
- [0040] 일부 실시예들에 있어서, 상기 송신부는, 복수의 트랜스듀서들 중 인접한 일부 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 상기 일부 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 상기 초음파 신호를 상기 평면파 형태로 송신할 수 있다.
- [0041] 또한, 본 발명의 기술적 사상에 따라 통신 채널을 통하여 초음파 진단 장치와 무선으로 연결된 초음파 프로브가 동작하는 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체에 있어서, 상기 방법은, 대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 동시에 송신하는 단계; 하나의 에코 신호 그룹을 구성하며 상기 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 상기 대상체로부터 동시에 수신하는 단계; 및 상기 초음파 신호를 송신하는 단계 및 상기 복수의 에코 신호들을 수신하는 단계를 반복적으로 수행함으로써 획득된 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우 영상을 생성하는 단계를 포함하고, 상기 초음파 영상 데이터는 상기 초음파 진단 장치를 통해 상기 초음파 영상을 디스플레이하기 위해 이용된다.

도면의 간단한 설명

- [0042] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.
- 도 1은 본 발명의 일 실시예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예와 관련된 무선 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 나타내는 블록도이다.
- 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 나타내는 블록도이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브를 나타낸다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브의 일 예를 나타낸다.
- 도 7a 내지 도 7d는 본 발명의 실시예들에 따른 초음파 신호의 송신들을 나타낸다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 B 플로우 영상 생성부를 나타낸다.
- 도 9는 프로브의 일 예를 나타낸다.
- 도 10a 내지 도 10 9d는 도 9의 프로브를 이용한 초음파 신호의 송수신을 나타낸다.
- 도 11a 내지 도 11d는 도 6의 프로브를 이용한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신을 나타낸다.

도 12a 내지 도 12d는 도 6의 프로브를 이용한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신을 나타낸다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따라 생성되는 복수의 프레임들을 나타낸다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 B 플로우 처리부를 나타낸다.

도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 디코딩 필터의 동작을 설명하기 위한 그래프이다.

도 16a는 디코딩 필터링 이전의 프레임을 나타내고, 도 16b를 본 발명의 일 실시예에 따른 디코딩 필터링 이후의 프레임을 나타낸다.

도 17은 본 발명의 다른 실시예에 따른 B 플로우 처리부를 나타내는 블록도이다.

도 18은 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 나타내는 블록도이다.

도 19는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단 장치를 나타내는 블록도이다.

도 20은 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브를 나타내는 블록도이다.

도 21은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 생성 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 22는 도 21의 B 플로우 영상을 생성하는 단계의 일 예를 나타내는 흐름도이다.

도 23은 도 21의 B 플로우 영상을 생성하는 단계의 다른 예를 나타내는 흐름도이다.

도 24는 도 21의 B 플로우 영상을 생성하는 단계의 다른 예를 나타내는 흐름도이다.

도 25는 도 24의 복수의 프레임들을 생성하는 단계의 일 예를 나타내는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0043] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0044] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0045] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.

[0046] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.

[0047] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.

[0048] 도 1은 본 발명의 일 실시예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다.

[0049] 도 1을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 입력 디바이스(500) 및 제어부(600)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(700)를 통해 서로 연결될 수 있다.

[0050] 초음파 진단 장치(1000)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이

에 제한되지 않는다.

- [0051] 프로브(20)는 초음파 송수신부(100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서들을 포함하며, 복수의 트랜스듀서들은 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브들(20)을 구비할 수 있다.
- [0052] 송신부(110)는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(112), 송신 지연부(114) 및 펄서(116)를 포함한다. 펄스 생성부(112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(114)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(20)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(116)는 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(20)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0053] 수신부(120)는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(124), 수신 지연부(126), 및 합산부(128)를 포함할 수 있다. 증폭기(122)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(128)는 수신 지연부(126)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(120)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(122)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(20)의 감도가 향상되거나 ADC(124)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(122)는 생략될 수도 있다.
- [0054] 영상 처리부(200)는 초음파 송수신부(100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성하고 디스플레이한다. 한편, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상을 포함할 수도 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상(또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상 및 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상을 포함할 수 있다.
- [0055] B 모드 처리부(212)는 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(220)는 B 모드 처리부(212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0056] B 플로우 처리부(214)는 초음파 데이터로부터 B 플로우 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(220)는 B 플로우 처리부(214)에 의해 추출된 B 플로우 성분에 기초하여 대상체(10)의 조직 성분 및 혈류 성분을 나타내는 B 플로우 영상을 포함하는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0057] 도플러 처리부(216)는 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체(10)의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0058] 일 실시예에 의한 영상 생성부(220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(400)에 저장될 수 있다.
- [0059] 디스플레이부(230)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(230)는 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(230)를 포함할 수 있다.
- [0060] 통신부(300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(300)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.

- [0061] 통신부(300)는 네트워크(30)를 통해 대상체(10)의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(300)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(10)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(300)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0062] 통신부(300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(310), 유선 통신 모듈(320), 및 이동 통신 모듈(330)을 포함할 수 있다.
- [0063] 근거리 통신 모듈(310)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0064] 유선 통신 모듈(320)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 포함될 수 있다.
- [0065] 이동 통신 모듈(330)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0066] 메모리(400)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(400)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0067] 메모리(400)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(400)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0068] 입력 디바이스(500)는 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스(500)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.
- [0069] 제어부(600)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(600)는 도 1에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 및 입력 디바이스(500) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0070] 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 입력 디바이스(500) 및 제어부(600) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 및 통신부(300) 중 적어도 일부는 제어부(600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [0071] 도 2는 본 발명의 일 실시예와 관련된 무선 프로브(2000)의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0072] 도 2를 참조하면, 무선 프로브(2000)는 도 1에서 설명한 바와 같이 복수의 트랜스듀서들을 포함하며, 구현 형태에 따라 도 1의 초음파 송수신부(100)의 구성을 일부 또는 전부 포함할 수 있다.
- [0073] 도 2에 도시된 실시 예에 의한 무선 프로브(2000)는, 송신부(2100), 트랜스듀서(2200) 및 수신부(2300)를 포함하며, 각각의 구성에 대해서는 도 1에서 설명한 바 있으므로 자세한 설명은 생략한다. 한편, 무선 프로브(2000)는 그 구현 형태에 따라 수신 지연부(2330)와 합산부(2340)를 선택적으로 포함할 수도 있다. 무선 프로브(2000)는 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성하여 도 1의 초음파 진단 장치(1000)로 무선 전송할 수 있다.

- [0074] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000A)를 나타내는 블록도이다.
- [0075] 도 3을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000A)는 초음파 송수신부(100a) 및 영상 처리부(200a)를 포함할 수 있다. 초음파 송수신부(100a)는 송신부(110a) 및 수신부(120a)를 포함할 수 있고, 영상 처리부(200a)는 B 플로우 영상 생성부(214a)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000A)는 도 1의 초음파 진단 장치(1000)의 일 구현 예로서, 도 1을 참조하여 상술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000A)에 적용될 수 있다. 따라서, 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000A)는 도 1에 도시된 다른 구성 요소들을, 예를 들어, 디스플레이부(230), 통신부(300), 메모리(400) 등을 더 포함할 수 있다.
- [0076] 초음파 송수신부(100a)는 대상체(10)에 대한 초음파 송수신을 수행할 수 있다. 송신부(110a)는 대상체(10) 내의 복수의 스캔 라인들에 동시에 송신되는 초음파 신호를 대상체(10)에 송신할 수 있다. 수신부(120a)는 복수의 스캔 라인들 각각에 대응하는 복수의 에코 신호들을 대상체(10)로부터 동시에 수신할 수 있다.
- [0077] 일 실시예에서, 송신부(110a)는 초음파 신호를 평면파(plane wave) 형태로 대상체(10)에 송신할 수 있다. 여기서, 초음파 신호는 평면파 형태로 제공됨으로써, 대상체(10) 내의 한 지점으로 포커싱되지 않는다(unfocused). 이에 따라, 초음파 신호는 대상체(10) 내의 복수의 스캔 라인들에 동시에 송신될 수 있다. 그러나, 본 발명은 이에 한정되지 않고, 대상체(10) 내의 복수의 스캔 라인들에 동시에 송신될 수 있는 초음파 신호일 수 있으며, 이에 대해서는 도 7a 내지 도 7d를 참조하여 후술하기로 한다.
- [0078] 송신부(110a) 및 수신부(120a)는 송신 동작 및 수신 동작을 반복적으로 계속하여 수행할 수 있다. 다시 말해, 송신부(110a)는 순차적으로 제1 내지 제N 초음파 신호들을 송신할 수 있고, 수신부(120a)는 순차적으로 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 수신할 수 있다. 여기서, N은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블의 개수로서, 2 이상의 자연수이다.
- [0079] B 플로우 영상 생성부(214a)는 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분과 혈류 성분을 나타내는 B 플로우 영상을 생성할 수 있다. 본 실시예에서, B 플로우 영상 생성부(214a)는 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 반복적으로 이용함으로써, B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성할 수 있다.
- [0080] 일 실시예에서, B 플로우 영상은 이동체의 휘도가 정지체의 휘도보다 높은 흑백의 영상일 수 있다. 다른 실시예에서, B 플로우 영상은 이동체의 속도나 이동 방향에 따른 색상을 갖는 컬러 영상일 수 있다. 이러한 B 플로우 기법은 컬러 도플러 및 출력 도플러와 비교하여 혈관 내 인공물을 감소시켜 선명한 혈관 영상의 획득이 가능하고, 이를 통해 혈관 벽이나 혈관 내 병변을 정확하게 진단하는데 도움을 줄 수 있다.
- [0081] 일 실시예에서, B 플로우 영상 생성부(214a)는 N개의 에코 신호 그룹들 및 N개의 에코 신호 그룹들 이후에 획득된 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 및 제2 프레임들을 순차적으로 생성할 수 있는데, 여기서, M은 N보다 작은 자연수이다. 구체적으로, B 플로우 영상 생성부(214a)는 N개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하고, N개의 에코 신호 그룹들 중 일부와 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성할 수 있다. 이때, B 플로우 영상 생성부(214a)는 N개의 에코 신호 그룹들 중 (N-M)개의 에코 신호 그룹들 및 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성할 수 있다.
- [0082] 일 실시예에서, 제1 프레임 및 제2 프레임을 생성하는데 중복적으로 이용되는 에코 신호 그룹들은 N개의 에코 신호 그룹들 중 임의의 에코 신호 그룹들 일 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 프레임 및 제2 프레임을 생성하는데 중복적으로 이용되는 에코 신호 그룹들은 N개의 에코 신호 그룹들 중 나중에 획득된 에코 신호 그룹들일 수 있다. 다시 말해, B 플로우 영상 생성부(214a)는 순차적으로 획득된 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성하고, 순차적으로 획득된 제(N-M) 내지 제(N+M) 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성할 수 있다.
- [0083] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000B)를 나타내는 블록도이다.
- [0084] 도 4를 참조하면, 초음파 진단 장치(1000B)는 프로브(20), 초음파 송수신부(100a) 및 영상 처리부(200a)를 포함할 수 있고, 초음파 송수신부(100a)는 송신부(110a) 및 수신부(120a)를 포함할 수 있고, 영상 처리부(200a)는 B 플로우 영상 생성부(214a)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000B)는 도 3의 초음파 진단 장치(1000A)의 일 변형 예로서, 도 3을 참조하여 상술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000B)

에 적용될 수 있다.

- [0085] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(20)를 나타낸다.
- [0086] 도 5를 참조하면, 프로브(20)는 대상체(10)의 표면에 접촉하여, 대상체(10)에 초음파 신호를 송신하고, 에코 신호를 검출한다. 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서들(211)이 배열된 트랜스듀서 어레이(21)를 포함할 수 있다. 각각의 트랜스듀서(211)는 압전 소자(piezoelectric element)를 구비하여, 전기적인 신호로부터 초음파 신호를 발생시키고, 에코 신호를 감지한다. 프로브(20)는 압전 소자의 배열에 따라 단일(single) 어레이 프로브, 선형(linear) 어레이 프로브, 곡선형(curvilinear) 어레이 프로브, 위상차(phased) 어레이 프로브, 환상(annular) 어레이 프로브 및 이차원적(matrix) 어레이 프로브로 구분된다.
- [0087] 프로브(20)는 대상체(10) 내부에 설정된 복수의 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3, SLn)에 초음파 신호를 송신하고, 송신된 초음파 신호에 응답하여 수신되는 에코 신호에 기초하여 각 스캔 라인에 대한 초음파 영상 데이터를 획득할 수 있으며, 여기서, n은 자연수이다. 이때, 프로브(20)는 에코 신호로부터 각 스캔 라인 상에 설정된 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 획득할 수 있으며, 여기서, m은 자연수이다.
- [0088] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브의 일 예(20)를 나타낸다.
- [0089] 도 6을 참조하면, 프로브(20)는 초음파 영상 내의 초점으로 포커싱되지 않은 파형, 예를 들어, 평면파 형태를 갖는 초음파 신호(PW)를 출력한다. 이 경우, 트랜스듀서 어레이(21)에 포함된 복수의 트랜스듀서들은 동시에 활성화되어, 평면파 형태를 갖는 초음파 신호(PW)를 출력할 수 있다.
- [0090] 이하에서는, 도 4 내지 도 6을 참조하여, 초음파 진단 장치(1000B)의 동작을 구체적으로 상술하기로 한다.
- [0091] 송신부(110a)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스를 생성하고, 프로브(20)에 포함된 복수의 트랜스듀서들(211) 각각에 대한 지연 시간을 결정하고, 프로브(20)에 포함된 복수의 트랜스듀서들(211)에 구동 펄스를 인가할 수 있다. 일 실시예에서, 송신부(110a)는 복수의 트랜스듀서들(211)에 대한 지연 시간을 동일하게 결정하고, 복수의 트랜스듀서들(211)에 동시에 구동 펄스를 인가할 수 있다. 다른 실시예에서, 송신부(110)는 복수의 트랜스듀서들(211) 중 인접하게 배치된 일부 트랜스듀서들(211)에 대한 지연 시간을 동일하게 결정하고, 일부 트랜스듀서들(211)에 동시에 구동 펄스를 인가할 수 있다.
- [0092] 프로브(20)는 송신부(110a)로부터 구동 펄스를 수신하고, 이로써, 트랜스듀서 어레이(21)에 포함된 복수의 트랜스듀서들(211) 중 일부 트랜스듀서가 구동 펄스에 따라 활성화될 수 있다. 이때, 트랜스듀서가 활성화되었다고 함은, 해당 트랜스듀서를 이용하여 초음파 신호를 송출하고, 에코 신호를 검출함을 의미한다.
- [0093] 일 실시예에서, 복수의 트랜스듀서들(211)은 송신부(110a)로부터 동시에 구동 펄스를 수신함으로써, 동시에 활성화되어, 초음파 신호를 평면파 형태로 대상체(10)에 송신할 수 있다. 다른 실시예에서, 복수의 트랜스듀서들(211) 중 인접하게 배치된 일부 트랜스듀서들은 송신부(110a)로부터 동시에 구동 펄스를 수신함으로써, 동시에 활성화되어, 초음파 신호를 평면파 형태로 대상체(10)에 송신할 수 있다. 이와 같이, 본 실시예에 따르면, 복수의 트랜스듀서들(211)은 동시에 활성화되어, 포커싱되지 않은 초음파 신호, 즉, 평면파 신호를 대상체(10)에 송신할 수 있다.
- [0094] 수신부(120a)는 복수의 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3, SLn)에 대응하는 복수의 에코 신호들을 동시에 수신할 수 있고, 동시에 수신되는 복수의 에코 신호들은 하나의 에코 신호 그룹을 구성할 수 있다. 각 에코 신호는 대응하는 스캔 라인 상에 설정된 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 포함할 수 있다.
- [0095] 송신부(110a) 및 수신부(120a)는 송신 동작 및 수신 동작을 반복적으로 계속하여 수행할 수 있다. 다시 말해, 송신부(110a)는 순차적으로 제1 내지 제N 초음파 신호들을 송신할 수 있고, 수신부(120a)는 순차적으로 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 수신할 수 있다. 여기서, N은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블의 개수로서, 2 이상의 자연수이다.
- [0096] B 플로우 영상 생성부(214a)는 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 조직 성분(11)과 혈류 성분(13)을 나타내는 B 플로우 영상을 생성할 수 있다. 본 실시예에서, B 플로우 영상 생성부(214a)는 복수의 에코 신호 그룹들

중 일부를 반복적으로 이용함으로써, B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성할 수 있다.

- [0097] 구체적으로, B 플로우 영상 생성부(214a)는 각 스캔 라인 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 각 스캔 라인에 대한 B 플로우 영상 데이터를 생성할 수 있다. 예를 들어, B 플로우 영상 생성부(214a)는 제1 스캔 라인(SL1) 상에 설정된 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 초음파 영상 데이터를 생성할 수 있다. 이어서, B 플로우 영상 생성부(214a)는 복수의 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3, SLn) 각각에 대한 초음파 영상 데이터를 생성하고, 생성된 초음파 영상 데이터를 조합하여 하나의 프레임(FR)을 생성할 수 있다.
- [0098] 도 7a 내지 도 7d는 본 발명의 실시예들에 따른 초음파 신호의 송신들을 나타낸다.
- [0099] 도 7a를 참조하면, 프로브(20a)는 대상체 내의 임의의 한 점에 포커싱되지 않은 과형, 즉, 평면과 형태를 갖는 제1 초음파 신호(71)를 출력할 수 있다. 제1 초음파 신호(71)는 도 6에 도시된 초음파 신호(PW)와 실질적으로 동일하다. 구체적으로, 프로브(20a)에 포함된 복수의 트랜스듀서들은 동시에 활성화되어, 평면과 형태를 갖는 제1 초음파 신호(71)를 출력할 수 있다. 이와 같이, 대상체 내부에 설정된 복수의 스캔 라인들에 제1 초음파 신호(71)를 송신함으로써, 초음파 영상, 즉, 프레임(FRa)을 획득할 수 있다.
- [0100] 도 7b를 참조하면, 프로브(20b)는 대상체 내의 임의의 한 점에 포커싱되지 않으면서 소정의 각도로 기울어진 평면과 형태를 갖는 제2 초음파 신호(72)를 출력할 수 있다. 구체적으로, 프로브(20b)에 포함된 복수의 트랜스듀서들은 순차적으로 활성화되어, 소정의 각도로 기울어진 평면과 형태를 갖는 제2 초음파 신호(72)를 출력할 수 있다. 이에 따라, 대상체 내부의 소정의 스티어링 각도(steering angle)로 스티어링한 복수의 스캔 라인들에 제2 초음파 신호(72)를 송신함으로써, 초음파 영상, 즉, 프레임(FRb)을 획득할 수 있다.
- [0101] 도 7c를 참조하면, 프로브(20c)는 대상체 내의 원거리 음장(far field)로 포커싱되는 제3 초음파 신호(73)를 출력할 수 있다. 구체적으로, 프로브(20c)에 포함된 복수의 트랜스듀서들은 서로 다른 지연 시간이 적용되어, 대상체 내에서 프레임(FRc) 외부의 초점(F1)으로 포커싱되는 제3 초음파 신호(73)를 출력할 수 있다. 이와 같이, 대상체 내부에 설정된 복수의 스캔 라인들에 제3 초음파 신호(73)를 송신함으로써, 초음파 영상, 즉, 프레임(FRc)을 획득할 수 있다.
- [0102] 도 7d를 참조하면, 프로브(20d)는 대상체 외부로 포커싱되는 제4 초음파 신호(74)를 출력할 수 있다. 구체적으로, 프로브(20d)에 포함된 복수의 트랜스듀서들은 서로 다른 지연 시간이 적용되어, 대상체 외부의 초점(F2)으로, 예를 들어, 프레임(FRd)에 대향하도록 포커싱되는 제4 초음파 신호(74)를 출력할 수 있다. 이와 같이, 대상체 외부에 설정된 복수의 스캔 라인들에 제4 초음파 신호(74)를 송신함으로써, 초음파 영상, 즉, 프레임(FRd)을 획득할 수 있다.
- [0103] 도 7a 내지 도 7d를 참조하여 상술된 실시예들에 따르면, 프로브는 초음파 신호를 대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 동시에 송신할 수 있고, 복수의 스캔 라인들 각각에 대응하는 복수의 에코 신호들을 대상체로부터 동시에 수신할 수 있다. 따라서, 한번의 송수신 과정을 통해 복수의 스캔 라인들에 대한 에코 신호들을 동시에 수신할 수 있으므로, 하나의 프레임을 생성하기 위해 소요되는 시간이 감소할 수 있고, 이로써, 프레임 레이트가 감소할 수 있다.
- [0104] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 B 플로우 영상 생성부(214a)를 나타낸다.
- [0105] 도 8을 참조하면, B 플로우 영상 생성부(214a)는 B 플로우 처리부(2140) 및 영상 생성부(2142)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 B 플로우 영상 생성부(214a)는 도 3 및 도 4의 초음파 진단 장치(1000A, 1000B)에 적용될 수 있다.
- [0106] B 플로우 처리부(2140)는 수신부(120a)에서 동시에 수신한 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다. 구체적으로, B 플로우 처리부(2140)는 각 스캔 라인 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 각 스캔 라인에 대한 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다. 예를 들어, B 플로우 처리부(2140)는 제1 스캔 라인(SL1)에 대응하는 에코 신호로부터 제1 스캔 라인(SL1) 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다.

- [0107] 또한, B 플로우 처리부(2140)는 수신부(120a)에서 순차적으로 수신한 복수의 에코 신호 그룹들에 대해서 B 플로우 데이터 추출 동작을 반복적으로 수행할 수 있다. 예를 들어, B 플로우 처리부(2140)는 제1 에코 신호 그룹에 포함된 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 에코 신호로부터 제1 스캔 라인(SL1) 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인에 대한 제1 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다. 그리고, B 플로우 처리부(2140)는 제2 에코 신호 그룹에 포함된 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 에코 신호로부터 제1 스캔 라인(SL1) 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인에 대한 제2 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다.
- [0108] 영상 생성부(2142)는 추출된 B 플로우 데이터를 이용하여 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 생성할 수 있다. 구체적으로, 영상 생성부(2142)는 순차적으로 획득된 제1 내지 제N 에코 신호들에서 각 스캔 라인에 대한 B 플로우 데이터를 조합하여 제1 프레임을 생성할 수 있다. 이때, 영상 생성부(2142)는 복수의 스캔 라인들에 대한 스캔 라인 영상들을 생성하고, 생성된 복수의 스캔 라인들을 조합하여 제1 프레임을 생성할 수 있다.
- [0109] 예를 들어, 영상 생성부(2142)는 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 제1 내지 제N B 플로우 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있다. 또한, 영상 생성부(2142)는 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 제1 내지 제N B 플로우 데이터를 조합하여 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있다. 또한, 영상 생성부(2142)는 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 제1 내지 제N B 플로우 데이터를 조합하여 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있다. 이와 같이, 영상 생성부(2142)는 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3) 각각에 대한 스캔 라인 영상들을 생성하고, 생성된 스캔 라인 영상들을 조합하여 제1 프레임을 생성할 수 있다.
- [0110] 이어서, 영상 생성부(2142)는 순차적으로 획득된 제(N-M) 내지 제(N+M) 에코 신호들에서 각 스캔 라인에 대한 B 플로우 데이터를 조합하여 제2 프레임을 생성할 수 있다. 이와 같이, 영상 생성부(2142)는 제1 프레임을 생성하는데 이용되는 복수의 에코 신호들을 제2 프레임을 생성하는데 반복적으로 이용할 수 있다.
- [0111] 예를 들어, 영상 생성부(2142)는 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 제2 내지 제(N+1) B 플로우 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있다. 또한, 영상 생성부(2142)는 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 제2 내지 제(N+1) B 플로우 데이터를 조합하여 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있다. 또한, 영상 생성부(2142)는 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 제2 내지 제(N+1) B 플로우 데이터를 조합하여 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있다. 이와 같이, 영상 생성부(2142)는 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3) 각각에 대한 스캔 라인 영상들을 생성하고, 생성된 스캔 라인 영상들을 조합하여 제2 프레임을 생성할 수 있다.
- [0112] 도 9는 프로브의 일 예(20')를 나타낸다.
- [0113] 도 9를 참조하면, 프로브(20')는 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 출력한다. 이 경우, 프로브(20')에 포함된 복수의 트랜스듀서들 중 일부만 활성화되고, 활성화된 트랜스듀서들에 대해서도 서로 다른 지연 시연이 적용될 수 있다. 이에 따라, 프로브(20')는 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 출력할 수 있다.
- [0114] 도 10a 내지 도 10d는 도 9의 프로브(20')를 이용한 초음파 신호의 송수신을 나타낸다.
- [0115] 도 10a를 참조하면, 프레임(FR)은 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)로 구성될 수 있다. 다시 말해, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대한 초음파 영상 데이터를 조합함으로써, 프레임(FR)이 생성될 수 있다. 그러나, 이는 설명의 편의를 위한 일 실시예에 불과하고, 다른 실시예에서, 프레임(FR)은 3개보다 많은 스캔 라인들로 구성될 수 있다.
- [0116] 도 10b를 참조하면, 프로브(20')는 트랜스듀서 어레이(21')를 포함할 수 있고, 트랜스듀서 어레이(21')에 포함된 복수의 트랜스듀서들 중 일부 트랜스듀서들은 서로 다른 지연 시간이 적용된 구동 펄스를 인가 받음으로써, 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 출력할 수 있다.
- [0117] 도 10c를 참조하면, 가로축은 시간을 나타내고, 세로축은 프로브(20')에서 송신되는 초음파 신호(Tx)의 크기를 나타낸다. 프로브(20')는 각 스캔 라인 별로 N번의 송수신 과정을 반복할 수 있고, 여기서, N은 앙상블의 개수이다. 예를 들어, 앙상블의 개수(N)는 4이고, 이때, 프로브(20')는 각 스캔 라인 별로 4번씩 초음파 신호(Tx)

를 송신할 수 있다.

- [0118] 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 제1 내지 제4 초음파 신호들의 송신 구간을 제1 구간(P_SL1)이라고 하고, 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 제5 내지 제8 초음파 신호들의 송신 구간을 제2 구간(P_SL2)이라고 하고, 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 제9 내지 제12 초음파 신호들의 송신 구간을 제3 구간(P_SL3)이라고 할 수 있다.
- [0119] 제1 구간(P_SL1)에서는, 제1 스캔 라인(SL1)에 대응한 트랜스듀서들이 활성화되어, 제1 스캔 라인(SL1) 상으로 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신한다. 제2 구간(P_SL2)에서는, 제2 스캔 라인(SL2)에 대응한 트랜스듀서들이 활성화되어, 제2 스캔 라인(SL2) 상으로 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신한다. 제3 구간(P_SL3)에서는, 제3 스캔 라인(SL3)에 대응한 트랜스듀서들이 활성화되어, 제3 스캔 라인(SL3) 상으로 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신한다.
- [0120] 도 10d를 참조하면, 시간에 따른 에코 신호들의 수신 과정이 도시된다. 여기서, a0 내지 a3은 제1 스캔 라인(SL1)에 대응하는 에코 신호들이고, a0 내지 a3은 제1 내지 제4 초음파 신호들에 각각 응답하여 수신되는 에코 신호들이다. 또한, b0 내지 b3은 제2 스캔 라인(SL2)에 대응하는 에코 신호들이고, b0 내지 b3은 제5 내지 제8 초음파 신호들에 각각 응답하여 수신되는 에코 신호들이다. 또한, c0 내지 c3은 제3 스캔 라인(SL3)에 대응하는 에코 신호들이고, c0 내지 c3은 제9 내지 제12 초음파 신호들에 각각 응답하여 수신되는 에코 신호들이다.
- [0121] 이와 같이, 프로브(20')가 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 출력하는 경우에는, 각 스캔 라인 별로 앙상블의 개수(N)만큼 송수신 과정을 수행해야 하나의 프레임(프레임)을 생성할 수 있다. 따라서, 하나의 프레임(프레임)을 생성하기 위해 소요되는 시간은 스캔 라인의 개수(L)와 앙상블의 개수(N)이 곱(즉, $L \times N$)에 비례한다. 본 예에서는, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대해 4번 송수신 과정을 순차적으로 수행함으로써, 전체적으로 12번의 송수신 과정을 수행해야 하나의 프레임(프레임)을 생성할 수 있다.
- [0122] 도 11a 내지 도 11d는 도 6의 프로브(20)를 이용한, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신을 나타낸다.
- [0123] 도 11a를 참조하면, 프레임(FR)은 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)로 구성될 수 있다. 다시 말해, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대한 초음파 영상 데이터를 조합함으로써, 프레임(FR)이 생성될 수 있다. 그러나, 이는 설명의 편의를 위한 일 실시예에 불과하고, 다른 실시예에서, 프레임(FR)은 3개보다 많은 스캔 라인들로 구성될 수 있다.
- [0124] 도 11b를 참조하면, 프로브(20)는 트랜스듀서 어레이(21)를 포함할 수 있고, 트랜스듀서 어레이(21)에 포함된 복수의 트랜스듀서들은 동일한 지연 시간이 적용된 구동 펄스를 인가 받음으로써, 포커싱되지 않은 평면파 형태를 갖는 초음파 신호(PW1)를 출력할 수 있다.
- [0125] 도 11c를 참조하면, 가로축은 시간을 나타내고, 세로축은 프로브(20)에서 송신되는 초음파 신호(Tx)의 크기를 나타낸다. 프로브(20)는 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대해 N번의 송수신 과정을 반복할 수 있고, 여기서, N은 앙상블의 개수이다. 본 실시예에서, 앙상블의 개수(N)은 8이고, 이때, 프로브(20)는 초음파 신호(Tx)를 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대해 8번씩 송신할 수 있다.
- [0126] 제1 프레임(FR1)에 대한 제1 내지 제8 초음파 신호들(Tx0 내지 Tx7)의 송신 구간을 제1 구간(P_FR1)이라고 하고, 제2 프레임(FR2)에 대한 제2 내지 제9 초음파 신호들(Tx1 내지 Tx8)의 송신 구간을 제2 구간(P_FR2)이라고 하고, 제3 프레임(FR3)에 대한 제3 내지 제10 초음파 신호들(Tx2 내지 Tx9)의 송신 구간을 제3 구간(P_FR3)이라고 할 수 있다.
- [0127] 본 실시예에서는, 앙상블의 개수(N)가 8이므로, 이에 따라, 제1 구간(P_FR1)이 8개의 초음파 신호들을 포함할 수 있다. 그러나, 이는 일 예에 불과하고, 다른 실시예에서, 앙상블의 개수(N)가 8보다 적은 경우, 제1 구간(P_FR1)은 더 적은 수의 초음파 신호들을 포함할 수 있고, 앙상블의 개수(N)가 8보다 큰 경우, 제1 구간(P_FR1)은 더 많은 수의 초음파 신호들을 포함할 수 있다.
- [0128] 또한, 본 실시예에서는, M이 1이고, 이에 따라, 제2 구간(P_FR1)은 제2 내지 제9 초음파 신호들(Tx1 내지 Tx8)을 포함할 수 있다. 그러나, 이는 일 예에 불과하고, 다른 실시예에서, M이 2인 경우, 제2 구간(P_FR2)은 제3 내지 제10 초음파 신호들(Tx2 내지 Tx9)을 포함할 수 있고, M이 3인 경우, 제2 구간(P_FR2)은 제4 내지 제11 초음파 신호들(Tx3 내지 Tx10)을 포함할 수 있다.

- [0129] 제1 내지 제3 구간들(P_FR1, P_FR2, P_FR3)에서 트랜스듀서들(21)이 모두 활성화되어, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3) 상에 평면과 형태를 갖는 초음파 신호(PW1)를 송신한다. 이때, 제1 내지 제8 초음파 신호들(Tx0 내지 Tx7)은 제1 프레임(FR1)을 생성하기 위한 초음파 신호들이고, 제2 내지 제9 초음파 신호들(Tx1 내지 Tx8)은 제2 프레임(FR2)을 생성하기 위한 초음파 신호들이며, 제3 내지 제10 초음파 신호들(Tx2 내지 Tx9)은 제3 프레임(FR3)을 생성하기 위한 초음파 신호들이다.
- [0130] 도 11d를 참조하면, 시간에 따른 에코 신호들의 수신 과정이 도시된다. 여기서, 제1 내지 제12 초음파 신호들(Tx0 내지 Tx11)이 순차적으로 송신됨에 따라, 제1 내지 제12 에코 신호 그룹들(Rx0 내지 Rx11)이 순차적으로 수신된다. a0 내지 a11은 제1 스캔 라인(SL1)에 대응하여 순차적으로 수신되는 에코 신호들이고, b0 내지 b11은 제2 스캔 라인(SL2)에 대응하여 순차적으로 수신되는 에코 신호들이며, c0 내지 c11은 제3 스캔 라인(SL3)에 대응하여 순차적으로 수신되는 에코 신호들이다.
- [0131] 제1 에코 신호 그룹(Rx0)은 제1 초음파 신호(Tx0)에 응답하여 수신되는 에코 신호들로서, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 각각 대응하는 에코 신호들(a0, b0, c0)을 포함한다. 제2 에코 신호 그룹(Rx1)은 제2 초음파 신호(Tx1)에 응답하여 수신되는 에코 신호들로서, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 각각 대응하는 에코 신호들(a1, b1, c1)을 포함한다.
- [0132] 본 실시예에 따르면, 수신부(120a)는 초음파 신호의 송신에 응답하여 복수의 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대응하는 에코 신호들이 동시에 수신할 수 있다. 동시에 수신되는 에코 신호들은 하나의 에코 신호 그룹을 구성할 수 있다. 따라서, 하나의 프레임을 생성하는데 소요되는 시간을 크게 줄일 수 있으므로, 프레임 레이트를 크게 향상시킬 수 있다.
- [0133] 본 실시예에 따라 프로브(20)가 평면파를 갖는 초음파 신호(PW1)를 출력하는 경우에는, 한번의 송수신 과정을 통해 모든 스캔 라인들에 대한 에코 신호들이 동시에 수신될 수 있다. 이에 따라, 스캔 라인들의 개수(L)에 관계 없이, 앙상블의 개수(N)만큼 송수신 과정을 수행함으로써 하나의 프레임을 생성할 수 있다. 따라서, 하나의 프레임을 생성하기 위해 소요되는 시간은 앙상블의 개수(N)에 비례하며, 스캔 라인들의 개수(L)와는 무관하다. 본 예에서는, 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대해 8번의 송수신 과정을 동시에 수행함으로써, 전체적으로 8번의 송수신 과정을 수행함으로써 하나의 프레임을 생성할 수 있다.
- [0134] 만약 앙상블의 개수가 동일할 경우, 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신하는 경우와 비교하여, 본 실시예에 따라 평면파를 갖는 초음파 신호(PW1)를 송신할 경우, 훨씬 적은 수의 송수신 과정을 통해 하나의 프레임을 생성할 수 있다. 따라서, 프레임 레이트를 크게 향상시킬 수 있다.
- [0135] 한편, 만약 하나의 프레임을 생성하는데 소요되는 시간이 동일할 경우, 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신하는 경우와 비교하여, 본 실시예에 따라 평면파를 갖는 초음파 신호(PW1)를 송신할 경우, 훨씬 많은 수의 앙상블의 개수를 가질 수 있으므로 B 플로우 영상의 품질이 크게 향상될 수 있다.
- [0136] 제1 내지 제8 에코 신호 그룹들(Rx0 내지 Rx7)은 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용되고, 제2 내지 제9 에코 신호 그룹들(Rx1 내지 Rx8)은 제2 프레임(FR1)을 생성하는데 이용되며, 제3 내지 제10 에코 신호 그룹들(Rx1 내지 Rx9)은 제3 프레임(FR2)을 생성하는데 이용될 수 있다. 이때, 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용된 제2 내지 제8 에코 신호 그룹들(Rx1 내지 Rx7)은 제2 프레임(FR1)을 생성하는데 반복적으로 이용될 수 있고, 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용된 제3 내지 제8 에코 신호 그룹들(Rx2 내지 Rx7)은 제3 프레임(FR2)을 생성하는데 반복적으로 이용될 수 있다. 따라서, 새로운 프레임을 생성하는데 소요되는 시간을 훨씬 줄일 수 있으므로, 프레임 레이트를 더욱 향상시킬 수 있다.
- [0137] 도 12a 내지 도 12d는 도 6의 프로브(20)를 이용한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 신호의 송수신을 나타낸다.
- [0138] 도 12a를 참조하면, 프레임(FR)은 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)로 구성될 수 있다. 본 실시예에서, 관심 영역(ROI)에 해당하는 스캔 라인들은 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2)일 수 있다. 따라서, 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2)에 대한 초음파 영상 데이터를 조합함으로써, 관심 영역(ROI)에 대한 영상이 생성될 수 있다. 그러나, 이는 설명의 편의를 위한 일 실시예에 불과하고, 다른 실시예에서, 관심 영역(ROI)은 2개보다 많은 스캔 라인들로 구성될 수 있다.
- [0139] 도 12b를 참조하면, 프로브(20)는 트랜스듀서 어레이(21)를 포함할 수 있고, 트랜스듀서 어레이(21)에 포함된

복수의 트랜스듀서들 중 관심 영역(ROI)에 대응한 일부 트랜스듀서들은 동일한 지연 시간이 적용된 구동 펄스를 인가 받음으로써, 포커싱되지 않은 평면과 형태를 갖는 초음파 신호(PW2)를 출력할 수 있다.

- [0140] 도 12c를 참조하면, 가로축은 시간을 나타내고, 세로축은 프로브(20)에서 송신되는 초음파 신호(Tx)의 크기를 나타낸다. 프로브(20)는 각 스캔 라인 별로 N번의 송수신 과정을 반복할 수 있고, 여기서, N은 앙상블의 개수이다. 예를 들어, 앙상블의 개수(N)은 8이고, 이때, 프로브(20)는 초음파 신호(Tx)를 각 스캔 라인 별로 8번씩 송신할 수 있다.
- [0141] 제1 프레임(FR1)에 대한 제1 내지 제8 초음파 신호들의 송신 구간을 제1 구간(P_FR1)이라고 하고, 제2 프레임(FR2)에 대한 제2 내지 제9 초음파 신호들의 송신 구간을 제2 구간(P_FR2)이라고 하고, 제3 프레임(FR3)에 대한 제3 내지 제10 초음파 신호들의 송신 구간을 제3 구간(P_FR3)이라고 할 수 있다.
- [0142] 제1 내지 제3 구간들(P_FR1, P_FR2, P_FR3)에서, 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2)에 대응하는 트랜스듀서들(21)이 모두 활성화되어, 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2) 상에 평면과 형태를 갖는 초음파 신호(PW2)를 송신한다. 이때, 제1 내지 제8 초음파 신호들(Tx0 내지 Tx7)은 제1 프레임(FR1)을 생성하기 위한 초음파 신호들이고, 제2 내지 제9 초음파 신호들(Tx1 내지 Tx8)은 제2 프레임(FR2)을 생성하기 위한 초음파 신호들이며, 제3 내지 제10 초음파 신호들(Tx2 내지 Tx9)은 제3 프레임(FR3)을 생성하기 위한 초음파 신호들이다.
- [0143] 도 12d를 참조하면, 시간에 따른 에코 신호들의 수신 과정이 도시된다. 여기서, 제1 내지 제12 초음파 신호들(Tx0 내지 Tx11)이 순차적으로 송신됨에 따라, 제1 내지 제12 에코 신호 그룹들(Rx0 내지 Rx11)이 순차적으로 수신된다. a0 내지 a11은 제1 스캔 라인(SL1)에 대응하여 순차적으로 수신되는 에코 신호들이고, b0 내지 b11은 제2 스캔 라인(SL2)에 대응하여 순차적으로 수신되는 에코 신호들이다.
- [0144] 제1 에코 신호 그룹(Rx0)은 제1 초음파 신호(Tx0)에 응답하여 수신되는 에코 신호들로서, 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2)에 각각 대응하는 에코 신호들(a0, b0)을 포함한다. 제2 에코 신호 그룹(Rx1)은 제2 초음파 신호(Tx1)에 응답하여 수신되는 에코 신호들로서, 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2)에 각각 대응하는 에코 신호들(a1, b1)을 포함한다.
- [0145] 본 실시예에 따르면, 수신부(120a)는 초음파 신호의 송신에 응답하여 관심 영역(ROI) 상의 복수의 스캔 라인들(SL1, SL2)에 대응하는 에코 신호들이 동시에 수신할 수 있다. 동시에 수신되는 에코 신호들은 하나의 에코 신호 그룹을 구성할 수 있다. 따라서, ROI를 포함하는 하나의 프레임을 생성하는데 소요되는 시간을 크게 줄일 수 있으므로, 프레임 레이트를 크게 향상시킬 수 있다.
- [0146] 본 실시예에 따라 프로브(20)가 평면파를 갖는 초음파 신호(PW2)를 출력하는 경우에는, 한번의 송수신 과정을 통해 관심 영역(ROI) 상의 스캔 라인들에 대한 에코 신호들이 동시에 수신될 수 있다. 이에 따라, 스캔 라인들의 개수(L)에 관계 없이, 앙상블의 개수(N)만큼 송수신 과정을 수행함으로써 하나의 관심 영역에 대한 영상을 생성할 수 있다. 따라서, 하나의 영상을 생성하기 위해 소요되는 시간은 앙상블의 개수(N)에 비례하며, 스캔 라인들의 개수(L)와는 무관하다. 본 예에서는, 제1 및 제2 스캔 라인들(SL1, SL2)에 대해 8번의 송수신 과정을 동시에 수행함으로써, 전체적으로 8번의 송수신 과정을 수행함으로써 하나의 프레임을 생성할 수 있다.
- [0147] 만약 앙상블의 개수가 동일할 경우, 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신하는 경우와 비교하여, 본 실시예에 따라 평면파를 갖는 초음파 신호(PW2)를 송신할 경우, 훨씬 적은 수의 송수신 과정을 통해 하나의 프레임을 생성할 수 있다. 따라서, 프레임 레이트를 크게 향상시킬 수 있다. 한편, 하나의 프레임을 생성하는데 소요되는 시간이 동일할 경우, 포커싱된 파형을 갖는 초음파 신호(FW)를 송신하는 경우와 비교하여, 본 실시예에 따라 평면파를 갖는 초음파 신호(PW2)를 송신할 경우, 훨씬 많은 수의 앙상블의 개수를 가질 수 있으므로 B 플로우 영상의 품질이 크게 향상될 수 있다.
- [0148] 제1 내지 제8 에코 신호 그룹들(Rx0 내지 Rx7)은 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용되고, 제2 내지 제9 에코 신호 그룹들(Rx1 내지 Rx8)은 제2 프레임(FR1)을 생성하는데 이용되며, 제3 내지 제10 에코 신호 그룹들(Rx1 내지 Rx9)은 제3 프레임(FR2)을 생성하는데 이용될 수 있다. 이때, 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용된 제2 내지 제8 에코 신호 그룹들(Rx1 내지 Rx7)은 제2 프레임(FR1)을 생성하는데 반복적으로 이용될 수 있고, 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용된 제3 내지 제8 에코 신호 그룹들(Rx2 내지 Rx7)은 제3 프레임(FR2)을 생성하는데 반복적으로 이용될 수 있다. 따라서, 새로운 프레임을 생성하는데 소요되는 시간을 훨씬 줄일 수 있으므로, 프레임 레이트를 더욱 향상시킬 수 있다.

- [0149] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따라 생성되는 복수의 프레임들을 나타낸다.
- [0150] 도 13을 참조하면, 제1 내지 제5 프레임들(FR0 내지 FR4)는 시간에 따라 순차적으로 생성된다. 상술한 바와 같이, 본 실시예에 따르면, 제1 프레임(FR0)을 생성하는데 이용되는 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 제2 프레임(FR1)을 생성하는데 이용할 수 있고, 이에 따라, 프레임 레이트를 향상시킬 수 있다.
- [0151] 본 실시예에 따라, 하나의 프레임을 생성하는데 이용되는 데이터를 이후 프레임을 생성하는데 반복적으로 이용함에 따라, 두 프레임 사이의 간격(frame interval, FI)이 감소될 수 있다. 이에 따라, 혈류 영상을 거의 실시간으로 볼 수 있으므로, B 플로우 영상의 품질이 더욱 향상될 수 있다.
- [0152] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 B 플로우 처리부(2140a)를 나타낸다.
- [0153] 도 14를 참조하면, B 플로우 처리부(2140a)는 B 플로우 데이터 추출부(2141) 및 디코딩 필터(2142)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 B 플로우 처리부(2140a)는 도 8의 B 플로우 영상 생성부(214a)에 적용될 수 있다.
- [0154] B 플로우 데이터 추출부(2141)는 수신부(120a)에서 동시에 수신된 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다. B 플로우 데이터 추출부(2141)는 각 스캔 라인 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 각 스캔 라인에 대한 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다. 예를 들어, B 플로우 데이터 추출부(2141)는 제1 스캔 라인(SL1)에 대응하는 에코 신호로부터 제1 스캔 라인(SL1) 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다.
- [0155] 또한, B 플로우 데이터 추출부(2141)는 수신부(120a)에서 순차적으로 수신한 복수의 에코 신호 그룹들에 대해서 B 플로우 데이터 추출 동작을 반복적으로 수행할 수 있다. 예를 들어, B 플로우 데이터 추출부(2141)는 제1 에코 신호 그룹에 포함된 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 에코 신호로부터 제1 스캔 라인(SL1) 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인에 대한 제1 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다. 그리고, B 플로우 데이터 추출부(2141)는 제2 에코 신호 그룹에 포함된 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 에코 신호로부터 제1 스캔 라인(SL1) 상의 복수의 샘플링 점들(P1, P2, P3, Pm)에 대한 데이터를 조합하여 제1 스캔 라인에 대한 제2 B 플로우 데이터를 추출할 수 있다.
- [0156] 디코딩 필터(2142)는 추출된 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행할 수 있다. 구체적으로, 디코딩 필터(2142)는 조직 성분에 해당하는 신호는 감쇠시키고, 혈류 성분에 해당하는 신호는 증가시키도록, 추출된 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행할 수 있다.
- [0157] 도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 디코딩 필터의 동작을 설명하기 위한 그래프이다.
- [0158] 도 15를 참조하면, 가로축은 주파수를 나타내고, 세로축은 크기를 나타낸다. 참조부호 '101'은 조직 성분(예를 들어, 도 5의 11)으로부터 반사된 신호의 주파수에 따른 크기를 나타내고, 참조부호 '102'는 혈류 성분(예를 들어, 도 5의 13)으로부터 반사된 신호의 주파수에 따른 크기를 나타내며, 참조부호 '103'은 디코딩 필터(2142)의 필터링 특성을 나타낸다.
- [0159] 조직 성분(11)으로부터 반사된 신호(101)는 상대적으로 낮은 주파수에서 상대적으로 훨씬 큰 크기를 갖는 반면, 혈류 성분(13)으로부터 반사된 에코 신호(102)는 상대적으로 높은 주파수에서 상대적으로 훨씬 작은 크기를 갖는다. 예를 들어, 혈류 성분(13)으로부터 반사된 신호(102)는 조직 성분(11)으로부터 반사된 에코 신호(101)에 비해 약 1/100 내지 약 1/1000 정도일 수 있다. 이에 따라, 통상의 B 모드 영상에서 혈류 성분(13)은 거의 보이지 않게 된다.
- [0160] 본 실시예에 따른 디코딩 필터(2142)는 혈류 성분(13)으로부터 반사된 신호(102)의 크기를 증가시키고, 조직 성분(11)으로부터 반사된 신호(101)의 크기를 감소시키는 디코딩 필터링을 수행할 수 있다. 구체적으로, 디코딩 필터(2142)는 복수의 에코 신호들에서, 조직 성분(11)에 해당하는 신호(101)는 감쇠시키고, 혈류 성분(13)에 해당하는 신호(102)는 증가시키도록, 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대해 가중합(weighted sum)을 적용함으로써 디코딩 필터링을 수행할 수 있다.
- [0161] 예를 들어, 디코딩 필터(2142)는 도 11d에서, 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 제1 내지 제8 에코 신호들(a0 내지 a7)에 대해 서로 다른 가중치를 적용시킴으로써 제1 스캔 라인(SL1)에 대한 디코딩 필터링을 수행할 수 있다. 또한, 디코딩 필터(2142)는 도 11d에서, 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 제1 내지 제8 에코 신호들(b0 내지 b7)에

대해 서로 다른 가중치를 적용시킴으로써 제2 스캔 라인(SL2)에 대한 디코딩 필터링을 수행할 수 있다. 또한, 디코딩 필터(2142)는 도 11d에서, 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 제1 내지 제8 에코 신호들(c0 내지 c7)에 대해 서로 다른 가중치를 적용시킴으로써 제3 스캔 라인(SL3)에 대한 디코딩 필터링을 수행할 수 있다.

[0162] 영상 생성부(도 8의 2142)는 제1 내지 제3 스캔 라인들(SL1, SL2, SL3)에 대한 디코딩 필터링의 결과를 기초로 제1 내지 제3 스캔 라인들 각각에 대한 스캔 라인 영상을 생성할 수 있고, 생성된 복수의 스캔 라인 영상들로부터 하나의 프레임을 생성할 수 있다.

[0163] 본 실시예에 따르면, 초음파 진단 장치(1000A, 1000B)는 평면파 형태의 초음파 신호를 대상체에 송신함으로써, 복수의 스캔 라인들에 대한 에코 신호들을 동시에 수신할 수 있으므로, 앙상블의 개수를 증가시킬 수 있다. 이에 따라, 디코딩 필터(2142)의 차수가 증가할 수 있으므로, B 플로우 영상의 해상도가 더욱 향상될 수 있다.

[0164]

[0165] 도 16a는 디코딩 필터링 이전의 프레임(FR_BF)을 나타내고, 도 16b를 본 발명의 일 실시예에 따른 디코딩 필터링 이후의 프레임(FR_AF)을 나타낸다.

[0166] 도 16a를 참조하면, 디코딩 필터링 이전의 프레임(FR_BR)의 경우, 조직 성분(11)에 대해서는 밝게 나타나는 반면, 혈류 성분(13)에 대해서는 어둡게 나타나서 혈액의 흐름을 관찰할 수 없다. 반면, 도 16b를 참조하면, 디코딩 필터링 이후의 프레임(FR_AF)은 혈류 성분(13)에 대해서도 밝게 나타나서 혈액을 흐름을 관찰할 수 있다.

[0167] 도 17은 본 발명의 다른 실시예에 따른 B 플로우 처리부(2140b)를 나타내는 블록도이다.

[0168] 도 17을 참조하면, B 플로우 처리부(2140b)는 B 플로우 데이터 추출부(2141), 디코딩 필터(2142) 및 컬러 맵핑부(2143)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 B 플로우 처리부(2140b)는 도 8의 B 플로우 영상 생성부(214a)에 적용될 수 있다.

[0169] 본 실시예에 따른 B 플로우 처리부(2140b)는 도 13의 B 플로우 처리부(2140b)의 변형 실시예로서, 도 13을 참조하여 상술된 내용은 본 실시예에도 적용될 수 있다. 본 실시예에 따른 B 플로우 처리부(2140b)는 도 13의 B 플로우 처리부(2140a)에 비해 컬러 맵핑부(2143)를 더 포함할 수 있다. 따라서, 이하에서는 컬러 맵핑부(2143)에 대해 상술하기로 한다.

[0170] 컬러 맵핑부(2143)는 B 플로우 데이터 추출부(2141)에서 추출된 B 플로우 데이터 또는 디코딩 필터(2142)에서 출력된 디코딩 필터 결과에 대해 컬러 맵핑을 수행할 수 있다. 이에 따라, 영상 생성부(2142)는 B 플로우 영상을 컬러로 생성할 수 있다.

[0171] 도 18은 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000C)를 나타내는 블록도이다.

[0172] 도 18을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000C)는 프로브(20), 초음파 송수신부(100a) 및 영상 처리부(200b)를 포함할 수 있다. 프로브(20)는 트랜스듀서 어레이(21)를 포함할 수 있고, 초음파 송수신부(100a)는 송신부(110a) 및 수신부(120a)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000C)는 도 4의 초음파 진단 장치(1000B)의 일 변형 예로서, 도 4을 참조하여 상술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000C)에 적용될 수 있다.

[0173] 본 실시예에 따른 프로브(20) 및 초음파 송수신부(100a)는 도 4의 초음파 진단 장치(1000B)에 포함되는 구성과 실질적으로 동일하게 구현될 수 있다. 이하에서는, 영상 처리부(200b)를 중심으로 설명하기로 한다.

[0174] 영상 처리부(200b)는 B 모드 영상 생성부(212a) 및 B 플로우 영상 생성부(214a)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 영상 처리부(200b)는 도 4의 초음파 진단 장치(1000B)에 포함되는 영상 처리부(200a)에 비해 B 모드 영상 생성부(212a)를 더 포함할 수 있다. B 모드 영상 생성부(212a)는 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하고, 추출된 B 모드 데이터를 기초로 B 모드 영상을 생성할 수 있다.

[0175] 도 19는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000D)를 나타내는 블록도이다.

[0176] 도 19를 참조하면, 초음파 진단 장치(1000D)는 프로브(20), 초음파 송수신부(100a) 및 영상 처리부(200c)를 포

함할 수 있다. 프로브(20)는 트랜스듀서 어레이(21)를 포함할 수 있고, 초음파 송수신부(100a)는 송신부(110a) 및 수신부(120a)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000D)는 도 4의 초음파 진단 장치(1000B)의 다른 변형 예로서, 도 4를 참조하여 상술된 내용은 본 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000D)에 적용될 수 있다.

[0177] 본 실시예에 따른 프로브(20) 및 초음파 송수신부(100a)는 도 4의 초음파 진단 장치(1000B)에 포함되는 대응되는 구성과 실질적으로 동일하게 구현될 수 있다. 이하에서는, 영상 처리부(200c)를 중심으로 설명하기로 한다.

[0178] 영상 처리부(200c)는 B 모드 영상 생성부(212a), B 플로우 영상 생성부(214a) 및 도플러 영상 생성부(216a)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따른 영상 처리부(200c)는 도 4의 초음파 진단 장치(1000B)에 포함되는 영상 처리부(200a)에 비해 B 모드 영상 생성부(212a) 및 도플러 영상 생성부(216a)를 더 포함할 수 있다. B 모드 영상 생성부(212a)는 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하고, 추출된 B 모드 데이터를 기초로 B 모드 영상을 생성할 수 있다. 도플러 영상 생성부(216a)는 복수의 에코 신호들로부터 도플러 데이터를 추출하고, 추출된 도플러 데이터를 기초로 도플러 영상을 생성할 수 있다.

[0179] 도 20은 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(20A)를 나타내는 블록도이다.

[0180] 도 20을 참조하면, 프로브(20A)는 트랜스듀서 어레이(21), 초음파 송수신부(22), 영상 처리부(23) 및 통신부(24)를 포함할 수 있다. 트랜스듀서 어레이(21), 초음파 송수신부(22), 영상 처리부(23)는 도 4에 도시되는 대응되는 구성 요소와 실질적으로 동일하게 구현될 수 있다. 본 실시예에서는, 초음파 진단 장치에 포함된 초음파 송수신부 및 영상 처리부를 프로브(20A)에 포함시킴으로써, 신호 처리의 속도를 더욱 향상시킬 수 있다.

[0181] 통신부(24)는 에코 신호 또는 영상 처리부(23)의 출력을 다른 전자 장치로 전송한다. 다른 전자 장치라고 함은 초음파 진단 장치(1000A 내지 1000D), 서버, PC, 휴대폰, 태블릿 PC 등의 전자 장치를 포함한다. 통신부(24)는 유선 또는 무선으로 다른 전자 장치와 통신한다. 예를 들면, 통신부(24)는 근거리 통신 모듈, 유선 통신 모듈, 및 이동 통신 모듈 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0182] 도 21은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 생성 방법을 나타내는 흐름도이다.

[0183] 도 21을 참조하면, 본 실시예에 따른 초음파 영상 생성 방법은 초음파 진단 장치에서 초음파 영상을 생성하는 방법으로서, 초음파 진단 장치에서 수행되는 아래의 단계들을 포함한다. 예를 들어, 본 실시예에 따른 초음파 영상 생성 방법은 도 2, 도 3, 도 18, 도 19의 초음파 진단 장치(1000A, 1000B, 1000C, 1000D)에서 시계열적으로 처리되는 단계들을 포함할 수 있다.

[0184] 단계 S100에서, 대상체 내의 복수의 스캔 라인들에 초음파 신호를 송신한다. 일 실시예에서, 복수의 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 복수의 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 초음파 신호를 상기 평면과 형태로 송신할 수 있다. 다른 실시예에서, 복수의 트랜스듀서들 중 인접한 일부 트랜스듀서들에 대해 동일한 지연 시간을 적용시킴으로써, 일부 트랜스듀서들에 대응되는 영역에 대해 초음파 신호를 평면과 형태로 송신할 수 있다.

[0185] 일 실시예에서, 초음파 신호를 평면과 형태로 대상체에 송신할 수 있다. 다른 실시예에서, 초음파 신호를 기울어진 평면과 형태로 대상체에 송신할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 대상체 내에서 B 플로우 영상 외부의 초점으로 포커싱되는 초음파 신호를 대상체에 송신할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 대상체 외부의 초점으로 포커싱되는 초음파 신호를 대상체에 송신할 수 있다.

[0186] 단계 S120에서, 복수의 스캔 라인들에 각각 대응하는 복수의 에코 신호들을 대상체로부터 동시에 수신한다. 이때, 동시에 수신된 복수의 에코 신호들은 하나의 에코 신호 그룹을 구성할 수 있다.

[0187] 단계 S140에서, 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여 B 플로우 영상을 생성한다. 구체적으로, 복수의 에코 신호 그룹들 중 일부를 반복적으로 이용함으로써, B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 순차적으로 생성할 수 있다.

[0188] 도 22는 도 21의 B 플로우 영상을 생성하는 단계의 일 예를 나타내는 흐름도이다.

- [0189] 도 22를 참조하면, 본 실시예는 도 21의 단계 140의 일 예를 나타내며, 예를 들어, 본 실시예에 따른 B 플로우 영상을 생성하는 단계는 도 2, 도 3, 도 18, 도 19의 초음파 진단 장치(1000A, 1000B, 1000C, 1000D)에서 시계열적으로 처리되는 아래의 단계들을 포함할 수 있다.
- [0190] 단계 S1400에서, N개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성한다. 여기서, N은 하나의 프레임을 획득하기 위한 송수신 횟수에 해당하는 앙상블의 개수로서, 2 이상의 자연수이다.
- [0191] 단계 S1500에서, N개의 에코 신호 그룹들 중 일부와 N개의 에코 신호 그룹들 이후에 획득된 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성한다. 구체적으로, N개의 에코 신호 그룹들 중 (N-M)개와 M개의 에코 신호 그룹들을 이용하여, 제2 프레임을 생성할 수 있다. 이때, (N-M)개의 에코 신호 그룹들은 임의로 선택될 수 있다. 여기서, M은 N보다 작은 자연수이다.
- [0192] 도 23은 도 21의 B 플로우 영상을 생성하는 단계의 다른 예를 나타내는 흐름도이다.
- [0193] 도 23을 참조하면, 본 실시예는 도 21의 단계 140의 다른 예를 나타내며, 예를 들어, 본 실시예에 따른 B 플로우 영상을 생성하는 단계는 도 2, 도 3, 도 18, 도 19의 초음파 진단 장치(1000A, 1000B, 1000C, 1000D)에서 시계열적으로 처리되는 아래의 단계들을 포함할 수 있다.
- [0194] 단계 S1600에서, 순차적으로 획득된 제1 내지 제N 에코 신호 그룹들을 이용하여 제1 프레임을 생성한다.
- [0195] 단계 S1700에서, 순차적으로 획득된 제(N-M) 내지 제(N+M) 에코 신호 그룹들을 이용하여 제2 프레임을 생성한다.
- [0196] 도 24는 도 21의 B 플로우 영상을 생성하는 단계의 다른 예를 나타내는 흐름도이다.
- [0197] 도 24를 참조하면, 본 실시예는 도 21의 단계 140의 다른 예를 나타내며, 예를 들어, 본 실시예에 따른 B 플로우 영상을 생성하는 단계는 도 2, 도 3, 도 18, 도 19의 초음파 진단 장치(1000A, 1000B, 1000C, 1000D)에서 시계열적으로 처리되는 아래의 단계들을 포함할 수 있다.
- [0198] 단계 S1800에서, 복수의 에코 신호들로부터 B 플로우 데이터를 추출한다.
- [0199] 단계 S1900에서, 추출된 B 플로우 데이터를 이용하여 B 플로우 영상을 구성하는 복수의 프레임들을 생성한다.
- [0200] 다른 실시예에서, 복수의 에코 신호 그룹들에 포함된 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대응하는 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다. 구체적으로, 복수의 에코 신호들에서, 조직 성분에 해당하는 신호는 감소시키고, 혈류 성분에 해당하는 신호는 증가시키도록, 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대해 가중합(weighted sum)을 적용함으로써 디코딩 필터링을 수행할 수 있다.
- [0201] 다른 실시예에서, 추출된 B 플로우 데이터에 대해 컬러 맵핑을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있고, 이때, 단계 S1900은 복수의 프레임들을 컬러 영상으로 생성할 수 있다.
- [0202] 다른 실시예에서, 복수의 에코 신호들로부터 B 모드 데이터를 추출하는 단계, 추출된 B 모드 데이터를 이용하여 B 모드 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다. 또한, 다른 실시예에서, B 플로우 영상 및 B 모드 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0203] 도 25는 도 24의 복수의 프레임들을 생성하는 단계의 일 예를 나타내는 흐름도이다.
- [0204] 도 25를 참조하면, 본 실시예는 도 24의 단계 S1900의 일 예를 나타내며, 예를 들어, 본 실시예에 따른 복수의 프레임들을 생성하는 단계는 도 2, 도 3, 도 18, 도 19의 초음파 진단 장치(1000A, 1000B, 1000C, 1000D)에서 시계열적으로 처리되는 아래의 단계들을 포함할 수 있다.
- [0205] 단계 S1910에서, 각 스캔 라인에 대한 복수의 에코 신호들에 대응하는 B 플로우 데이터에 대해 디코딩 필터링을 수행한다.
- [0206] 단계 S1920에서, 디코딩 필터링 결과를 기초로 각 스캔 라인에 대한 스캔 라인 영상을 생성한다.
- [0207] 단계 S1930에서, 복수의 스캔 라인들 각각에 대한 복수의 스캔 라인 영상들로부터 프레임을 생성한다.

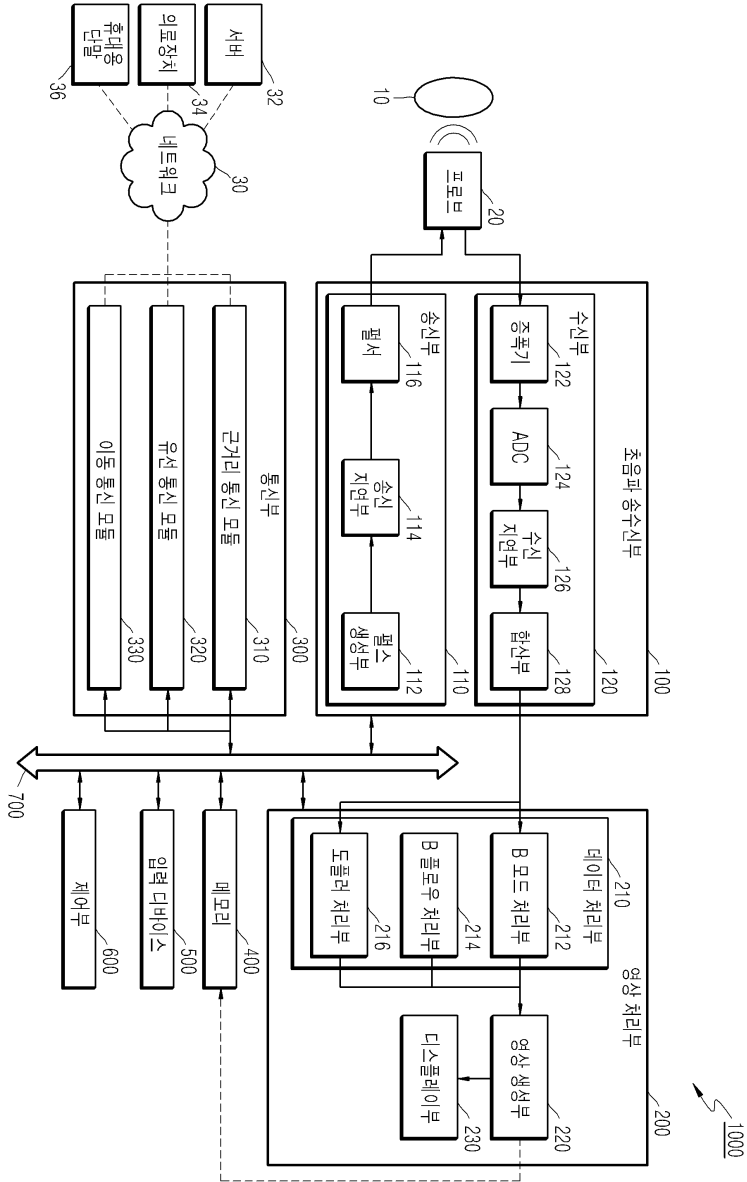
[0208] 단계 S1940에서, 복수의 에코 신호 그룹들을 이용하여 B 플로우 영상을 생성한다.

[0209] 본 발명의 실시예들에 따른 초음파 영상 촬영 방법은 소프트웨어 모듈 또는 알고리즘으로 구현될 수 있다. 소프트웨어 모듈 또는 알고리즘으로 구현되는 방법들은 프로세서상에서 실행 가능한 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드들 또는 프로그램 명령들로서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체 상에 저장될 수 있다. 여기서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체로 마그네틱 기록매체(예컨대, ROM(read-only memory), RAM(random-access memory), 플로피 디스크, 하드 디스크 등) 및 광학적 판독 매체(예컨대, 시디롬(CD-ROM), 디브이디(DVD: Digital Versatile Disc)) 등이 있다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템들에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 판독 가능한 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 상기 기록매체는 컴퓨터에 의해 판독가능하며, 메모리에 저장되고, 프로세서에서 실행될 수 있다. 또한, 상기 기록매체는 초음파 진단 장치(200)에 연결하면, 초음파 진단 장치(200)가 본 발명의 실시예들에 따른 초음파 영상 촬영 방법을 수행하도록 구성될 수 있다.

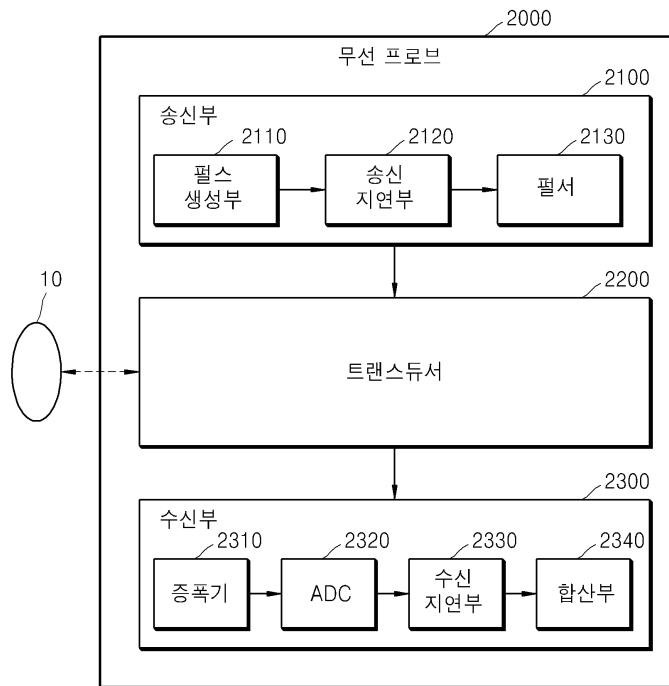
[0210] 본원 발명의 실시예들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

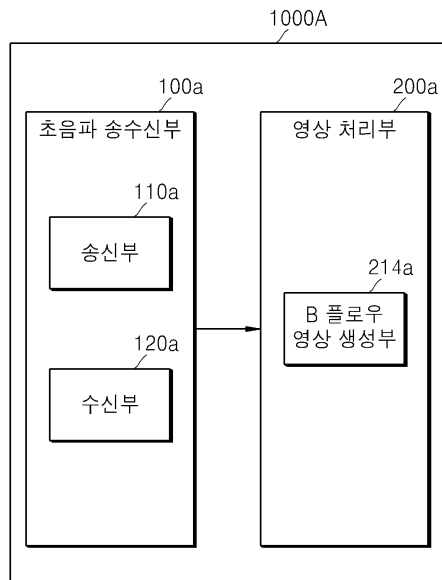
도면1



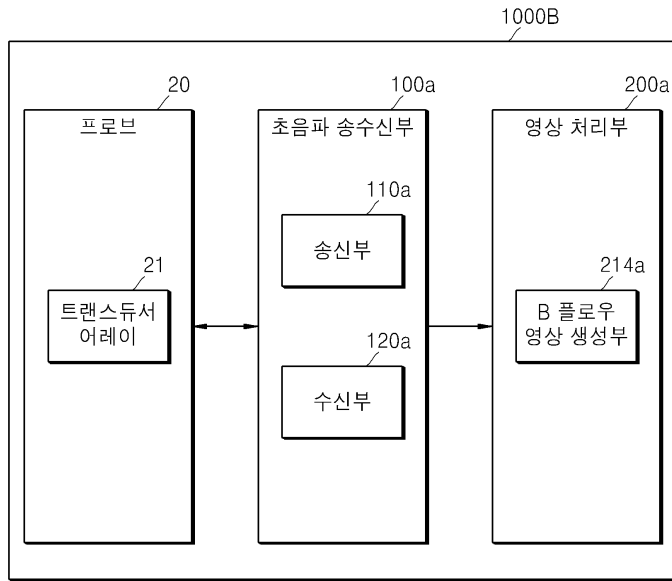
도면2



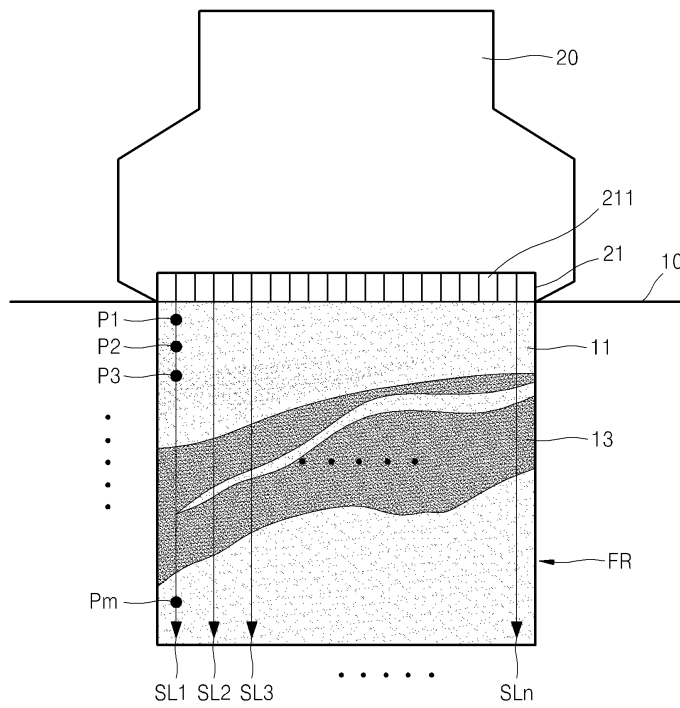
도면3



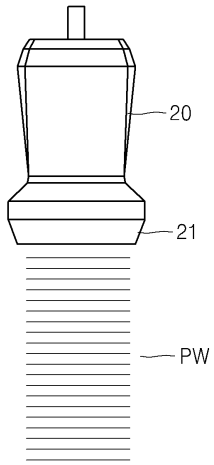
도면4



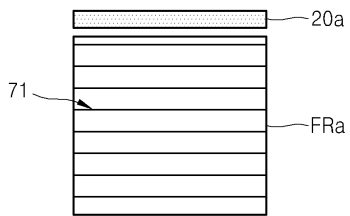
도면5



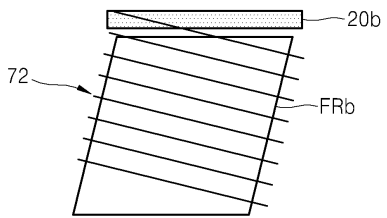
도면6



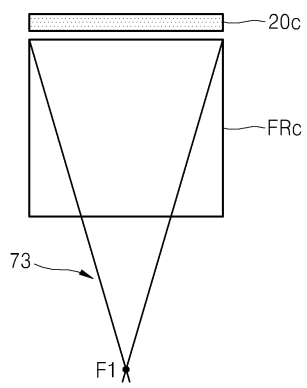
도면7a



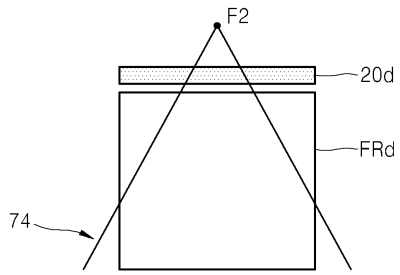
도면7b



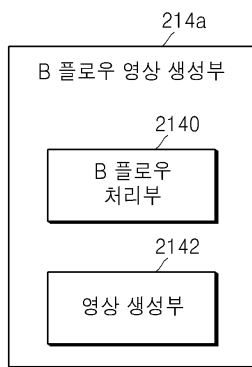
도면7c



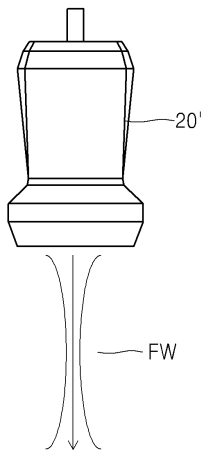
도면7d



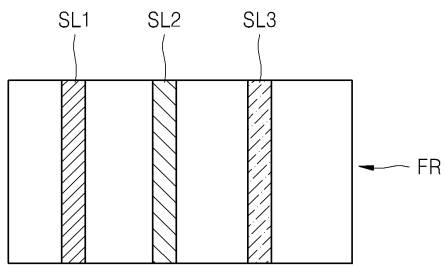
도면8



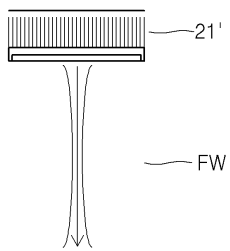
도면9



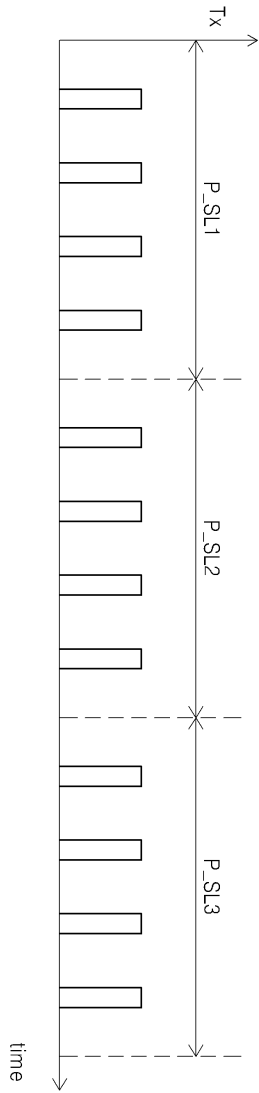
도면10a



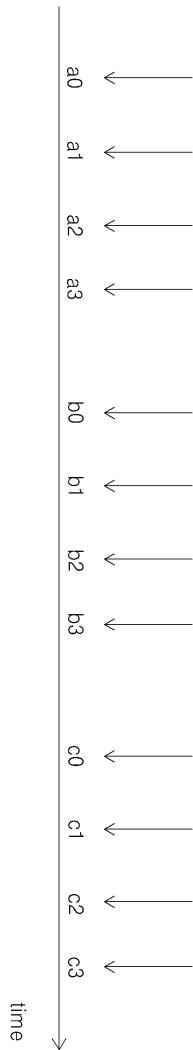
도면10b



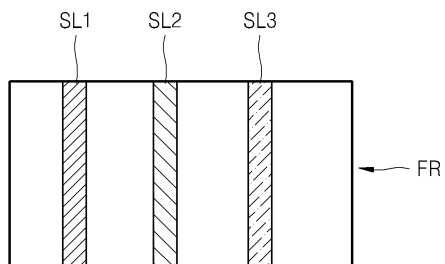
도면10c



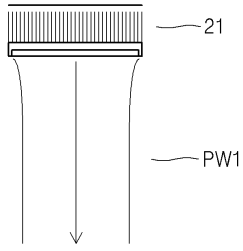
도면10d



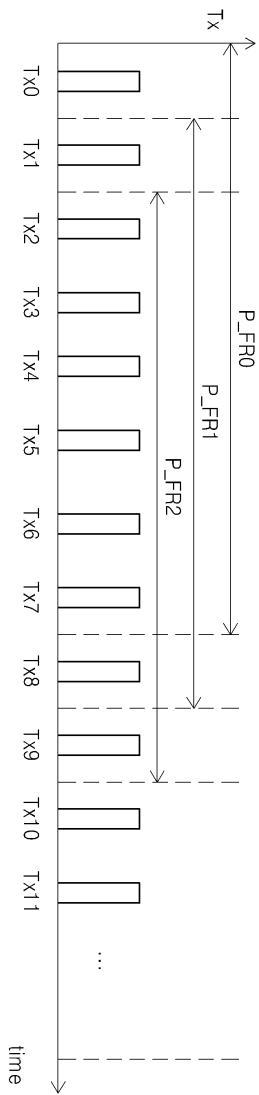
도면11a



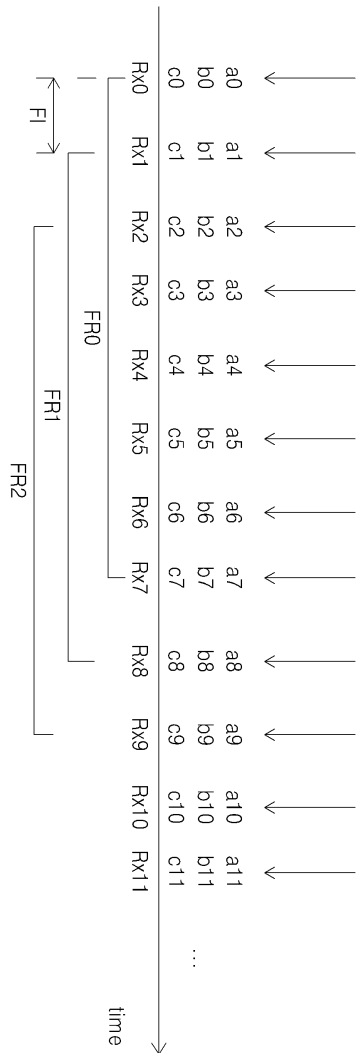
도면11b



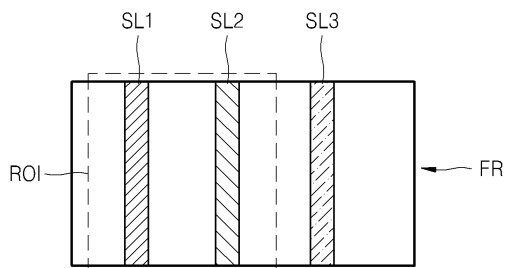
도면11c



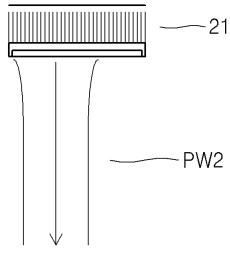
도면11d



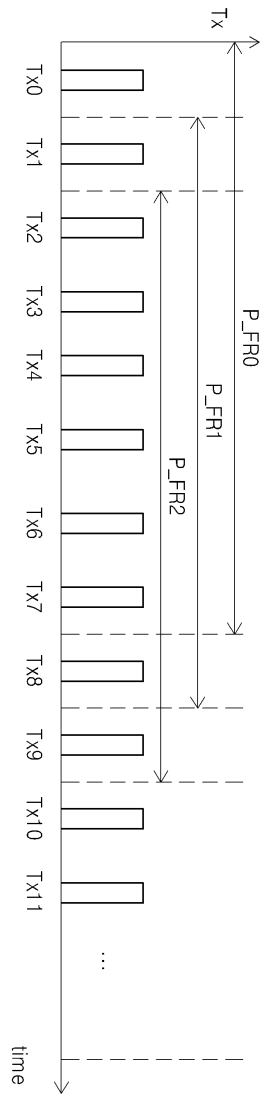
도면12a



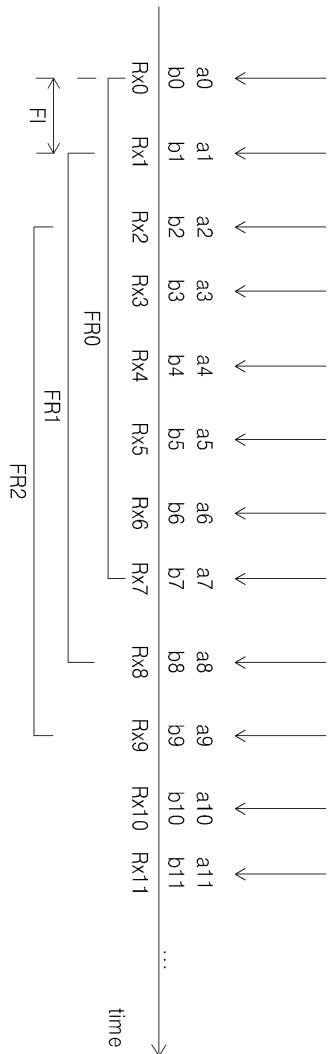
도면12b



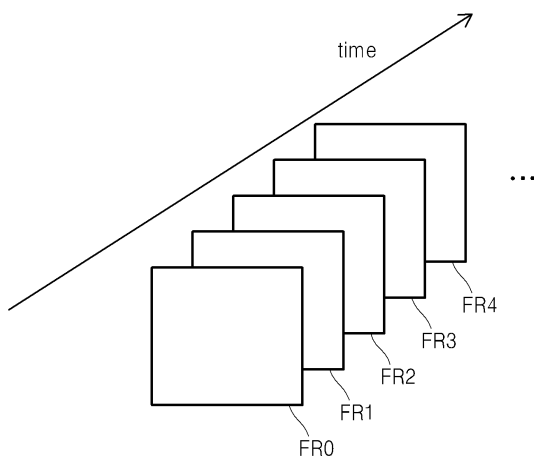
도면12c



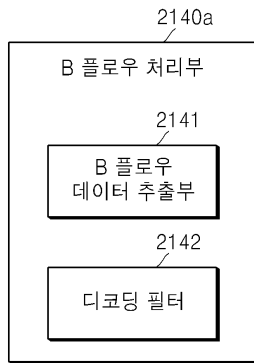
도면12d



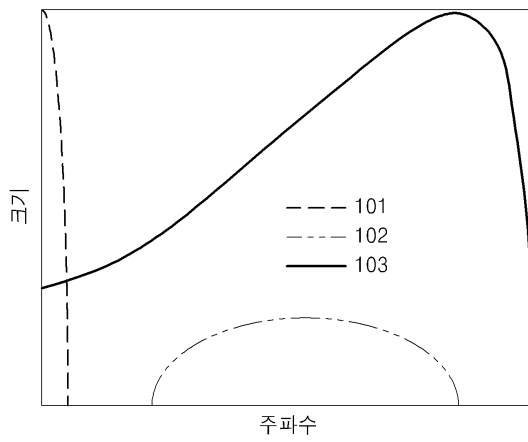
도면13



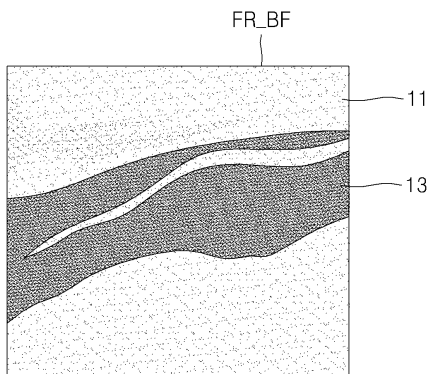
도면14



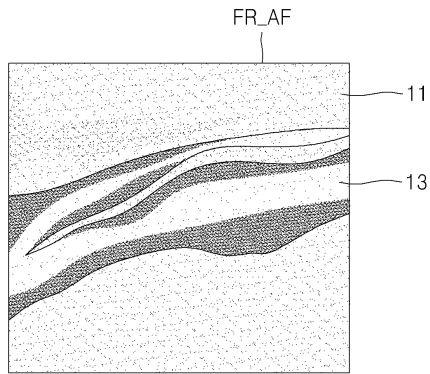
도면15



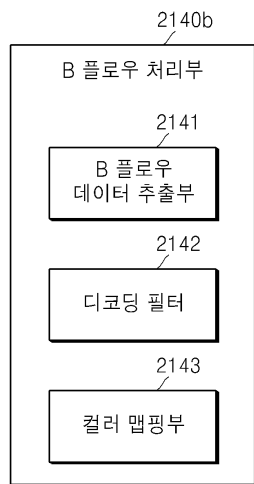
도면16a



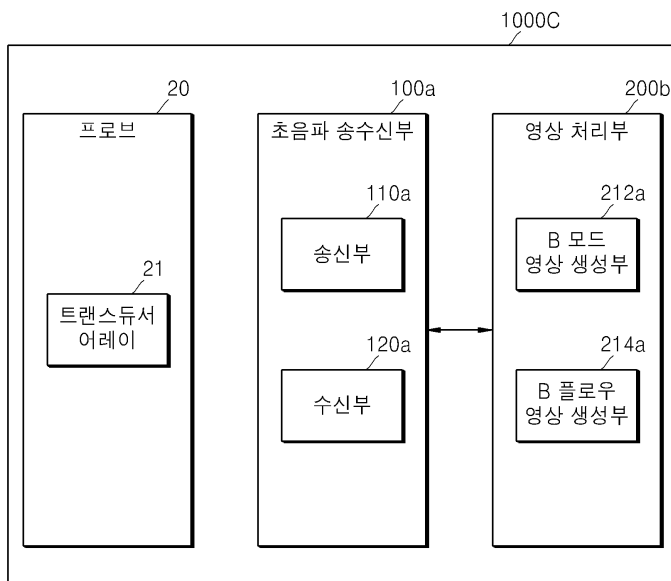
도면16b



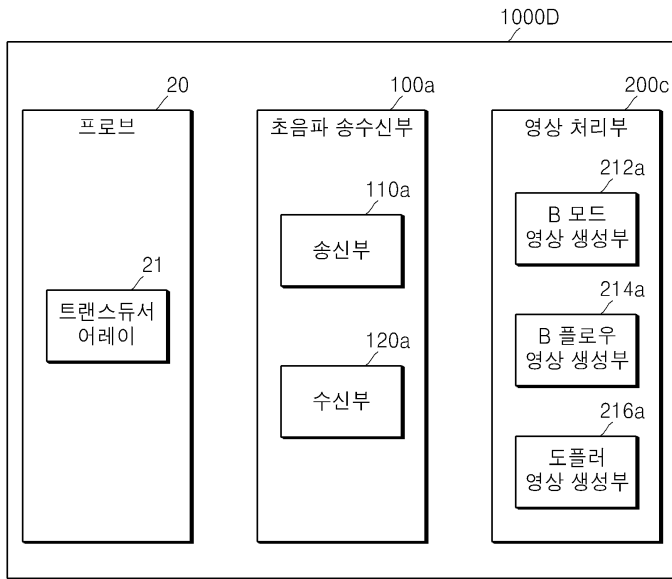
도면17



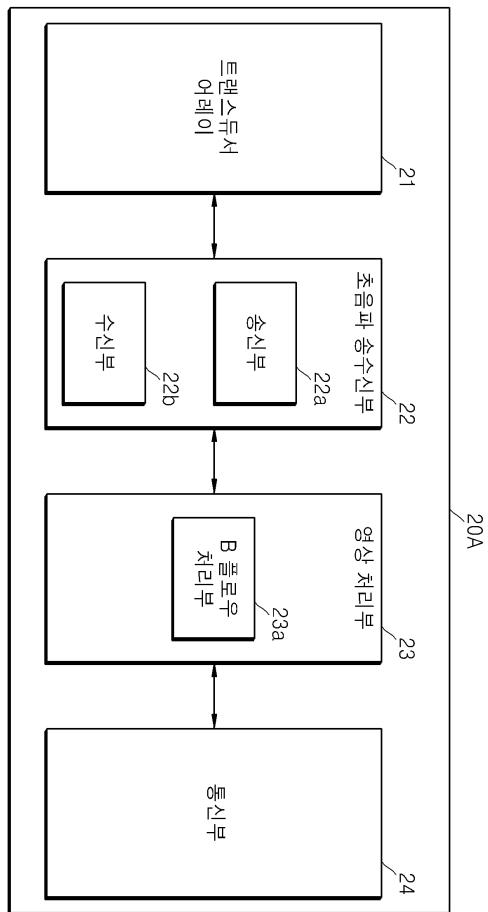
도면18



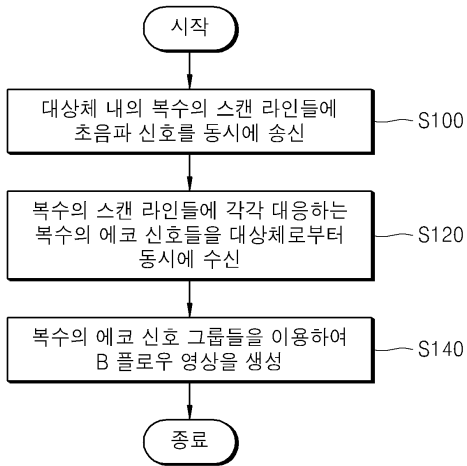
도면19



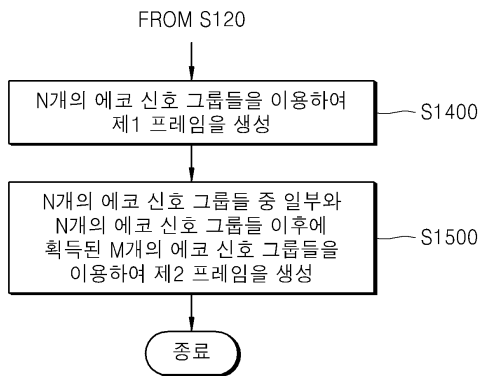
도면20



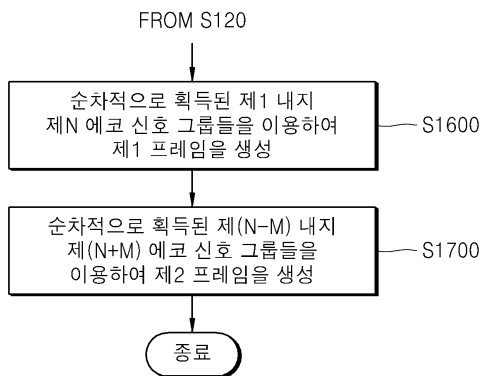
도면21



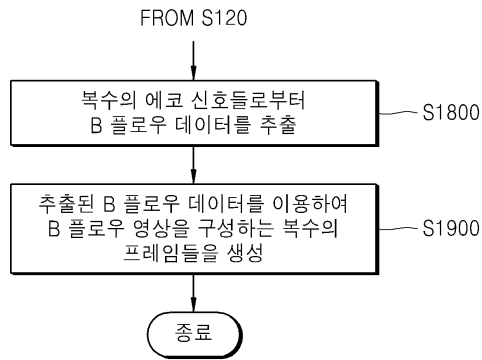
도면22



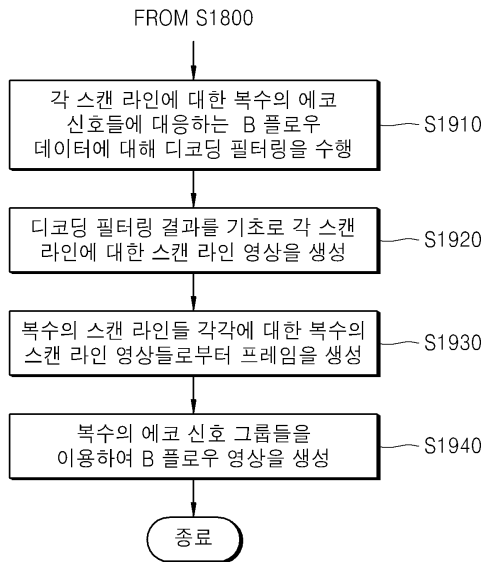
도면23



도면24



도면25



专利名称(译)	标题：超声诊断设备和超声图像生成方法		
公开(公告)号	KR1020160037044A	公开(公告)日	2016-04-05
申请号	KR1020140138617	申请日	2014-10-14
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KIM KANG SIK 김강식		
发明人	김강식		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 A61B8/06 A61B8/4405 A61B8/4427 A61B8/4472 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/565 G01S7/003 G01S7/52066 G01S7/52085 G01S15/8979		
优先权	1020140129116 2014-09-26 KR		
其他公开文献	KR101649274B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种产生超声图像的方法，包括以下步骤：同时将超声信号发送到物体中的多条扫描线；配置一个回波信号组并同时分别从对象接收与多条扫描线相对应的多个回波信号；以及重复执行发送超声信号和接收多个回波信号的步骤的步骤，以通过使用获得的多个回波信号组产生指示组织成分和血流成分的B流图像。

