



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0075486
(43) 공개일자 2013년07월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01) G06T 7/20 (2006.01)

A61B 8/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-0143871

(22) 출원일자 2011년12월27일

심사청구일자 2011년12월27일

(71) 출원인

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자

김덕곤

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42, 연구소 3층
(대치동, 메디슨 빌딩)

김민우

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42, 연구소 3층
(대치동, 메디슨 빌딩)

(74) 대리인

백만기, 장수길, 윤지홍

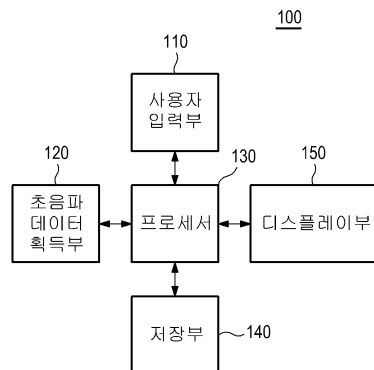
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 송신 지연을 이용하여 벡터 정보를 검출하는 초음파 시스템 및 방법

(57) 요약

송신 지연을 이용하여 벡터 정보를 검출하는 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 적어도 2개의 집속점을 설정하고, 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연을 고려하여 적어도 2개의 집속점 각각에 대응하는 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및 초음파 데이터를 이용하여 대상체의 벡터 정보를 형성하도록 동작하는 프로세서를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 시스템으로서,

적어도 2개의 집속점을 설정하고, 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연을 고려하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 대응하는 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및

상기 초음파 데이터를 이용하여 대상체의 벡터 정보를 형성하도록 동작하는 프로세서를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 적어도 2개의 집속점은 서로 다른 위치에 설정되는 초음파 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 초음파 데이터 획득부는,

상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연 시간을 설정하고,

상기 송신 지연 시간을 고려하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신신호를 형성하고,

상기 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체를 포함하는 생체에 송신하고, 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하고,

상기 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호를 형성하고,

상기 디지털 신호에 수신 빔 포밍을 수행하여 수신집속 신호를 형성하고,

상기 수신집속 신호를 이용하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 상기 초음파 데이터를 형성하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 프로세서는, 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 초음파 신호의 송신방향과, 상기 송신방향에 해당하는 초음파 에코신호의 수신방향을 이용하여 상기 벡터 정보를 검출하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 5

제1항 내지 제4항중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세서는, 상기 초음파 데이터를 이용하여 상기 대상체의 속도 및 방향을 나타내는 상기 벡터 정보를 형성하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 6

벡터 정보 검출 방법으로서,

a) 적어도 2개의 집속점을 설정하는 단계;

b) 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연을 고려하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 대응하는 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및

c) 상기 초음파 데이터를 이용하여 대상체의 벡터 정보를 검출하는 단계를 포함하는 벡터 정보 검출 방법.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 적어도 2개의 집속점은 서로 다른 위치에 설정되는 벡터 정보 검출 방법.

청구항 8

제6항에 있어서, 상기 단계 b)는,

상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연 시간을 설정하는 단계;

상기 송신 지연 시간을 고려하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신신호를 형성하는 단계;

상기 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체를 포함하는 생체에 송신하고, 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계;

상기 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호를 형성하는 단계;

상기 디지털 신호에 수신 빔 포밍을 수행하여 수신집속 신호를 형성하는 단계; 및

상기 수신집속 신호를 이용하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 상기 초음파 데이터를 형성하는 단계

를 포함하는 백터 정보 검출 방법.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 초음파 신호의 송신방향과, 상기 송신방향에 해당하는 초음파 에코 신호의 수신방향을 이용하여 상기 백터 정보를 검출하는 단계

를 포함하는 백터 정보 검출 방법.

청구항 10

제6항 내지 제9항중 어느 한 항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 초음파 데이터를 이용하여 상기 대상체의 속도 및 방향을 나타내는 상기 백터 정보를 형성하는 단계

를 포함하는 백터 정보 검출 방법.

명 세 서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 송신 지연을 이용하여 대상체의 속도 및 방향에 해당하는 백터 정보를 검출하는 초음파 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 생체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다. 초음파 시스템은 생체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 생체 내부 조직의 고해상도 영상을 실시간으로 제공할 수 있으므로 의료 분야에서 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 초음파 시스템은 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)의 반사 계수를 2차원 영상으로 보이는 B 모드(brightness mode) 영상, 도플러 효과(Doppler effect)를 이용하여 대상체의 속도를 도플러 스펙트럼으로 보이는 도플러 스펙트럼 영상, 도플러 효과를 이용하여 대상체의 속도와 방향을 컬러로 보이는 컬러 도플러 영상, 대상체에 컴프레션(compression)을 가할 때와 가하지 않을 때의 반응 차이를 영상으로 보이는 탄성 영상 등을 제공하고 있다.

[0004] 컬러 도플러 영상은 혈류의 흐름 정도를 컬러에 대응하여 보여주는 것으로, 혈관, 심장 등의 질환을 검증하는데 유용하게 이용된다. 그러나, 컬러 도플러 영상에서의 각 컬러는 초음파 신호가 송신되는 방향으로 혈류가 다가오고 멀어지는 정도를 나타내므로 정확한 혈류의 움직임을 표현하는데 한계가 있다.

[0005] 이러한 문제점을 해결하기 위해, 혈류의 속도뿐만 아니라 방향까지 얻을 수 있는 백터 도플러 방식이 이용되고 있다. 백터 도플러 방식중 하나인 교차 빔 기반(cross beam-based) 방식은 2개 이상의 다른 방향으로부터 속도 크기 성분을 획득하고 이들을 조합하여, 2차원 또는 3차원의 방향과 크기 정보를 갖는 백터를 구하는 것으로 이

루어진다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명은 적어도 2개의 집속점을 설정하고, 설정된 적어도 2개의 집속점에 대한 송신 지연을 이용하여 대상체의 속도 및 방향에 해당하는 벡터 정보를 검출하는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0007] 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 적어도 2개의 집속점을 설정하고, 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연을 고려하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 대응하는 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및 상기 초음파 데이터를 이용하여 대상체의 벡터 정보를 형성하도록 동작하는 프로세서를 포함한다.
- [0008] 또한, 본 발명에 따른 벡터 정보 검출 방법은, a) 적어도 2개의 집속점을 설정하는 단계; b) 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 해당하는 송신 지연을 고려하여 상기 적어도 2개의 집속점 각각에 대응하는 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및 c) 상기 초음파 데이터를 이용하여 대상체의 벡터 정보를 검출하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [0009] 본 발명은 적어도 2개의 집속점에 대한 송신 지연을 고려하여 대상체의 속도 및 방향에 해당하는 벡터 정보를 정확하게 검출할 수 있어, 대상체의 운동 특성을 도플러 모드 영상으로서 정확하게 제공할 수 있다.
- [0010] 또한, 본 발명은 종래의 스캔라인 방식의 컬러 도플러 모드에서도 송신부를 변경하지 않고서도 적어도 2개의 집속점에 대한 송신 지연을 고려하여 벡터 정보를 검출할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도.
 도 2는 B 모드 영상 및 관심영역을 보이는 예시도.
 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부의 구성을 보이는 블록도.
 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 집속점을 보이는 예시도.
 도 5는 본 발명의 실시예에 따라 송신 지연을 이용하여 벡터 정보를 검출하는 절차를 보이는 플로우차트.
 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 송신 및 수신 방향, 벡터 정보 및 초과 조건 문제(over-determined problem)을 보이는 예시도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.
- [0013] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 초음파 시스템(100)은 사용자 입력부(110)를 포함한다.
- [0014] 사용자 입력부(110)는 사용자의 입력정보를 수신한다. 본 실시예에서, 입력정보는 도 2에 도시된 바와 같이 대상체의 벡터 정보(즉, 대상체의 속도 및 방향에 대응하는 벡터 정보)를 검출하기 위한 관심영역(ROI)을 B 모드(brightness mode) 영상(BI)에 설정하는 입력정보를 포함한다. 그러나, 입력정보는 반드시 이에 한정되지 않는다. 사용자 입력부(110)는 컨트롤 패널(control panel), 트랙볼(track ball), 마우스(mouse), 키보드(keyboard) 등을 포함한다.
- [0015] 초음파 시스템(100)은 초음파 데이터 획득부(120)를 더 포함한다. 초음파 데이터 획득부(120)는 초음파 신호를 생체에 송신한다. 생체는 대상체(예를 들어, 혈류, 혈관벽, 조직, 심장 등)를 포함한다. 또한, 초음파 데이터 획득부(120)는 생체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신하여 초음파 영상에 대응하는 초음파 데이터를 획득한다.

- [0016] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부의 구성을 보이는 블록도이다. 도 3을 참조하면, 초음파 데이터 획득부(120)는 초음파 프로브(310)를 포함한다.
- [0017] 초음파 프로브(310)는 전기적 신호와 초음파 신호를 상호 변환하도록 동작하는 복수의 변환소자(transducer element)(311, 도 4 및 5 참조)를 포함한다. 초음파 프로브(310)는 초음파 신호를 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성한다. 수신신호는 아날로그 신호이다. 초음파 프로브(310)는 컨벡스 프로브(convex probe), 리니어 프로브(linear probe) 등을 포함한다.
- [0018] 초음파 데이터 획득부(120)는 송신부(320)를 더 포함한다. 송신부(320)는 초음파 신호의 송신을 제어한다. 또한, 송신부(320)는 변환소자 및 집속점(focusing point)을 고려하여, 초음파 영상을 얻기 위한 전기적 신호(이하, 송신신호라 함)를 형성한다. 송신부(320)는 송신신호 형성부(도시하지 않음), 송신 지연 시간 정보 메모리(도시하지 않음), 송신 빔 포머(도시하지 않음) 등을 포함한다.
- [0019] 본 실시예에 있어서, 송신부(320)는 변환소자 및 집속점을 고려하여, B 모드 영상(BI)을 얻기 위한 송신신호(이하, B 모드 송신신호라 함)를 형성한다. 따라서, 초음파 프로브(310)는 송신부(320)로부터 B 모드 송신신호가 제공되면, B 모드 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호(이하, B 모드 수신신호라 함)를 형성한다.
- [0020] 또한, 송신부(320)는 변환소자 및 집속점을 고려하여, 앙상블 넘버(ensemble number)에 해당하는 송신신호(이하, 도플러 모드 송신신호라 함)를 형성한다. 앙상블 넘버는 빔 포밍(beamforming reiong)에 해당하는 도플러 신호를 얻기 위해 초음파 신호를 송수신하는 횟수를 나타낸다. 따라서, 초음파 프로브(310)는 송신부(320)로부터 도플러 모드 송신신호가 제공되면, 도플러 모드 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호(이하, 도플러 모드 수신신호라 함)를 형성한다.
- [0021] 보다 상세하게, 송신부(320)는 적어도 2개의 집속점을 설정한다. 일례로서, 송신부(320)는 도 4에 도시된 바와 같이, 변환소자(311)를 기준으로 초음파 신호의 송신방향으로 제1 집속점(FP1)을 설정하고, 변환소자(311)를 기준으로 초음파 신호의 송신방향과 반대방향으로 제2 집속점(FP2)을 설정한다. 송신부(320)는 도 4에 도시된 바와 같이 변환소자 및 제1 집속점(FP1)을 고려하여, 제1 집속점(FP1)에 해당하는 제1 송신 지연 시간을 설정한다. 송신부(320)는 제1 송신 지연 시간을 고려하여, 앙상블 넘버에 해당하는 제1 도플러 모드 송신신호를 형성한다. 따라서, 초음파 프로브(310)는 송신부(320)로부터 제1 도플러 모드 송신신호가 제공되면, 제1 도플러 모드 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제1 도플러 모드 수신신호를 형성한다. 또한, 송신부(320)는 도 4에 도시된 바와 같이 변환소자(311) 및 제2 집속점(FP2)을 고려하여, 제2 집속점(FP2)에 해당하는 제2 송신 지연 시간을 설정한다. 송신부(320)는 제2 송신 지연 시간을 고려하여, 앙상블 넘버에 해당하는 제2 도플러 모드 송신신호를 형성한다. 따라서, 초음파 프로브(310)는 송신부(320)로부터 제2 도플러 모드 송신신호가 제공되면, 제2 도플러 모드 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제2 도플러 모드 수신신호를 형성한다.
- [0022] 전술한 예에서는, 변환소자(311)를 기준으로 2개의 집속점을 설정하는 것으로 설명하였지만, 집속점의 개수 및 위치는 반드시 이에 한정되지 않고, 필요에 따라 다양하게 설정될 수 있다.
- [0023] 다시 도 3을 참조하면, 초음파 데이터 획득부(120)는 수신부(330)를 더 포함한다. 수신부(330)는 초음파 프로브(310)로부터 제공되는 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호를 형성한다. 또한, 수신부(330)는 변환소자 및 집속점을 고려하여 디지털 신호에 수신 빔 포밍(receiving beam forming)을 수행하여 수신집속 신호를 형성한다. 수신 빔 포밍은 공지된 다양한 방법을 이용하여 수행될 수 있으므로 본 실시예에서 상세하게 설명하지 않는다. 수신부(330)는 수신신호 증폭부(도시하지 않음), 아날로그 디지털 변환부(도시하지 않음), 수신 지연 시간 정보 메모리(도시하지 않음), 수신 빔 포머(도시하지 않음) 등을 포함한다.
- [0024] 본 실시예에 있어서, 수신부(330)는 초음파 프로브(310)로부터 B 모드 수신신호가 제공되면, B 모드 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호(이하, B 모드 디지털 신호라 함)를 형성한다. 수신부(330)는 B 모드 디지털 신호에 수신 빔 포밍을 수행하여 수신집속 신호(이하, B 모드 수신집속 신호라 함)를 형성한다.
- [0025] 또한, 수신부(330)는 초음파 프로브(310)로부터 도플러 모드 수신신호가 제공되면, 도플러 모드 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호(이하, 도플러 모드 디지털 신호라 함)를 형성한다. 수신부(330)는 도플러 모드 디지털 신호에 수신 빔 포밍을 수행하여 수신집속 데이터(이하, 도플러 모드 수신집속 데이터라 함)를 형성한다.

- [0026] 일례로서, 수신부(330)는 초음파 프로브(310)로부터 제1 도플러 모드 수신신호가 제공되면, 도플러 모드 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 제1 도플러 모드 디지털 신호를 형성한다. 수신부(330)는 변환소자(311) 및 제1 집속점(FP1)을 고려하여, 제1 도플러 모드 디지털 신호에 수신 빔 포밍을 수행하여 제1 도플러 모드 수신집속 신호를 형성한다. 또한, 수신부(330)는 초음파 프로브(310)로부터 제2 도플러 모드 수신신호가 제공되면, 도플러 모드 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 제2 도플러 모드 디지털 신호를 형성한다. 수신부(330)는 변환소자(311) 및 제2 집속점(FP2)을 고려하여, 제2 디지털 모드 디지털 신호에 수신 빔 포밍을 수행하여 제2 도플러 모드 수신집속 신호를 형성한다.
- [0027] 초음파 데이터 획득부(120)는 초음파 데이터 형성부(340)를 더 포함한다. 초음파 데이터 형성부(340)는 수신부(330)로부터 제공되는 수신집속 신호를 이용하여 초음파 영상에 대응하는 초음파 데이터를 형성한다. 또한, 초음파 데이터 형성부(340)는 초음파 데이터를 형성하는데 필요한 다양한 데이터 처리(예를 들어, 이득(gain) 조절 등)를 수신집속 데이터에 수행할 수도 있다.
- [0028] 본 실시예에 있어서, 초음파 데이터 형성부(340)는 수신부(330)로부터 B 모드 수신집속 신호가 제공되면, B 모드 수신집속 신호를 이용하여 B 모드 영상에 대응하는 초음파 데이터(이하, B 모드 초음파 데이터라 함)를 형성한다. B 모드 초음파 데이터는 RF(radio frequency) 데이터를 포함한다.
- [0029] 또한, 초음파 데이터 형성부(340)는 수신부(330)로부터 도플러 모드 수신집속 신호가 제공되면, 도플러 모드 수신집속 신호를 이용하여 초음파 데이터(이하, 도플러 모드 초음파 데이터라 함)를 형성한다. 도플러 모드 초음파 데이터는 IQ(in-phase/quadrature) 데이터를 포함한다. 그러나, 도플러 모드 초음파 데이터는 반드시 이에 한정되지 않는다.
- [0030] 일례로서, 초음파 데이터 형성부(340)는 수신부(330)로부터 제1 도플러 모드 수신집속 신호가 제공되면, 제1 도플러 모드 수신집속 신호를 이용하여 제1 도플러 모드 초음파 데이터를 형성한다. 또한, 초음파 데이터 형성부(340)는 수신부(330)로부터 제2 도플러 모드 수신집속 신호가 제공되면, 제2 도플러 모드 수신집속 신호를 이용하여 제2 도플러 모드 초음파 데이터를 형성한다.
- [0031] 다시 도 1을 참조하면, 초음파 시스템(100)은 프로세서(130)를 더 포함한다. 프로세서(130)는 사용자 입력부(110) 및 초음파 데이터 획득부(120)에 연결된다. 프로세서(130)는 CPU(central processing unit), 마이크로프로세서(microprocessor), GPU(graphic processing unit) 등을 포함한다.
- [0032] 도 5는 본 발명의 실시예에 따라 송신 지연을 이용하여 벡터 정보를 검출하는 절차를 보이는 플로우차트이다. 도 5를 참조하면, 프로세서(130)는 초음파 데이터 획득부(120)로부터 제공되는 B 모드 초음파 데이터를 이용하여 B 모드 영상을 형성한다(S502). B 모드 영상은 디스플레이부(150)에 디스플레이된다. 따라서, 사용자는 사용자 입력부(110)를 이용하여 디스플레이부(150)에 디스플레이된 B 모드 영상(BI)에 관심영역(ROI)을 설정할 수 있다.
- [0033] 프로세서(130)는 사용자 입력부(110)로부터 제공되는 입력정보에 기초하여 B 모드 영상(BI)에 관심영역(ROI)을 설정한다(S504). 따라서, 초음파 데이터 획득부(120)는 관심영역(ROI)에 기초하여 적어도 2개의 집속점을 설정하고, 설정된 집속점을 고려하여 초음파 신호를 생체에 송신하고 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 적어도 2개의 집속점 각각에 대응하는 도플러 모드 초음파 데이터를 획득한다.
- [0034] 프로세서(130)는 초음파 데이터 획득부(120)로부터 제공되는 도플러 모드 초음파 데이터를 이용하여 대상체의 속도 및 방향을 나타내는 벡터 정보를 검출한다(S506).
- [0035] 일반적으로, 초음파 신호의 송신방향(Tx)과 초음파 에코신호의 수신방향(Rx)이 동일하고, 초음파 신호(즉, 송신 빔 또는 수신 빔)와 혈류가 이루는 각도가 θ 인 경우, 다음과 같은 관계가 성립한다.

수학식 1

$$X \cos \theta = \frac{C_0 f_d}{2 f_0}$$

[0036]

[0037] 수학식 1에 있어서, X는 혈류의 속도 크기, C_0 는 생체내 초음파 음속, f_d 는 도플러 시프트 주파수(Doppler

shift frequency), f_0 는 초음파 메인 주파수(main frequency)를 나타낸다.

[0038] 초음파 신호(즉, 송신 빔)의 송신을 통해, 도플러 시프트 주파수가 산출될 수 있고, 수학식 1을 통해 송신(Tx) 빔 방향으로 투사된 속도 성분($X\cos\theta$)이 산출될 수 있다.

[0039] 한편, 초음파 신호(즉, 송신 빔)의 송신방향(Tx) 빔과 초음파 에코신호(즉, 수신 빔)의 수신방향(Rx)이 상이하면, 다음과 같은 관계가 성립한다.

수학식 2

$$X\cos\theta_T + X\cos\theta_R = \frac{C_0 f_d}{f_0}$$

[0040]

[0041] 수학식 2에 있어서, θ_T 는 초음파 신호(즉, 송신 빔)와 혈류가 이루는 각도, θ_R 는 초음파 에코신호(즉, 수신 빔)와 혈류가 이루는 각도를 나타낸다.

[0042] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 송신 및 수신방향, 벡터 정보 및 초과 조건 문제(over-determined problem)을 보이는 예시도이다. 도 6을 참조하여, 초음파 신호(즉, 송신 빔)가 제1 방향(D1)으로 송신되고, 초음파 에코신호(즉, 수신 빔)가 제1 방향(D1)으로 수신되면, 다음과 같은 관계가 얻어질 수 있다.

수학식 3

$$\vec{\alpha_1 X} = \alpha_{11}x_1 + \alpha_{12}x_2 = y_1 = X\cos\theta_1$$

[0043]

[0044] 수학식 3에 있어서, $\vec{\alpha_1} = (\alpha_{11}, \alpha_{12})$ 는 제1 방향의 단위 벡터이고, $\vec{X} = (x_1, x_2)$ 는 변수를 나타내며, y_1 은 수학식 1로부터 산출될 수 있다.

[0045] 한편, 초음파 신호(즉, 송신 빔)가 제2 방향(D2)으로 송신되고, 초음파 에코신호(즉, 수신 빔)가 제3 방향(D3)으로 수신되면, 다음과 같은 관계가 얻어질 수 있다.

수학식 4

$$(\alpha_{21} + \alpha_{31})x_1 + (\alpha_{22} + \alpha_{32})x_2 = (y_2 + y_3) = X\cos\theta_2 + X\cos\theta_3$$

[0046]

[0047] 수학식 3 및 수학식 4는 2차원 환경을 가정한 것이고, 3차원으로 확장될 수 있다. 즉, 수학식 3 및 수학식 4를 3차원으로 확장하면, 다음과 같은 관계가 얻어질 수 있다.

수학식 5

$$\alpha_{11}x_1 + \alpha_{12}x_2 + \alpha_{13}x_3 = y$$

[0048]

[0049] 2차원 벡터의 경우 변수(x_1, x_2)가 산출되어야 하므로 2개 이상의 수신관계가 필요하다. 예를 들면, 도 6에 있어서, 송신 빔이 제3 방향(D3)으로 송신되고, 수신 빔이 제2 방향(D2) 및 제4 방향(D4)로 수신되면, 다음과 같은 2개의 수학식이 얻어진다.

수학식 6

[0050]
$$(\alpha_{31} + \alpha_{21})x_1 + (\alpha_{32} + \alpha_{22})x_2 = (y_3 + y_2)$$

[0051]
$$(\alpha_{31} + \alpha_{41})x_1 + (\alpha_{32} + \alpha_{42})x_2 = (y_3 + y_4)$$

[0052] 수학식 6에서의 2개의 수학식으로부터 벡터 $\vec{X} = (x_1, x_2)$ 가 산출될 수 있다.

[0053] 한편, 수신 빔 포밍이 2개 이상의 각도(즉, 수신방향)로 수행되면, 도 6에 도시된 바와 같이, 2개 이상의 수학식이 얻어지며 초과 조건 문제(over-determined problem)으로 나타낼 수 있다. 초과 조건 문제는 도플러 시프트 주파수에 추가된 노이즈 특성에 따라 의사 역행렬 방법(Pseudo inverse method), 가중 최소 제곱법(weighted least square method) 등에 의해 산출될 수 있다. 즉, M개의 송신방향과, 각 송신마다 N개의 수신방향의 빔 포밍을 통해 M×N개의 수학식이 획득될 수 있다.

[0054] 일례로서, 프로세서(130)는 전술한 수학식에 기초하여, 도 4에 도시된 임의 지점(A)에 대해 제1 집속점에 대응하는 제1 도플러 모드 초음파 데이터와 제2 집속점에 대응하는 제2 도플러 모드 초음파 데이터를 이용하여 벡터 정보를 검출한다.

[0055] 선택적으로, 프로세서(130)는 검출된 벡터 정보를 이용하여 관심영역(ROI)에 해당하는 도플러 모드 영상을 형성한다. 도플러 모드 영상은 벡터 도플러 영상 또는 컬러 도플러 영상을 포함한다. 벡터 정보를 이용하여 벡터 도플러 영상을 형성하는 방법은 공지된 다양한 방법을 이용하여 형성될 수 있으므로 본 실시예에서 상세하게 설명하지 않는다.

[0056] 다시 도 1을 참조하면, 초음파 시스템(100)은 저장부(140)를 더 포함한다. 저장부(140)는 초음파 데이터 획득부(120)에서 획득된 초음파 데이터(B 모드 초음파 데이터 및 도플러 모드 초음파 데이터)를 저장한다. 또한, 저장부(140)는 프로세서(130)에서 검출된 벡터 정보를 저장할 수도 있다.

[0057] 초음파 시스템(100)은 디스플레이부(150)를 더 포함한다. 디스플레이부(150)는 프로세서(130)에서 형성된 B 모드 영상을 디스플레이한다. 또한, 디스플레이부(150)는 프로세서(130)에서 형성된 도플러 모드 영상을 디스플레이한다.

[0058] 본 발명은 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부된 특허청구범위의 사항 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변경 및 변형이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

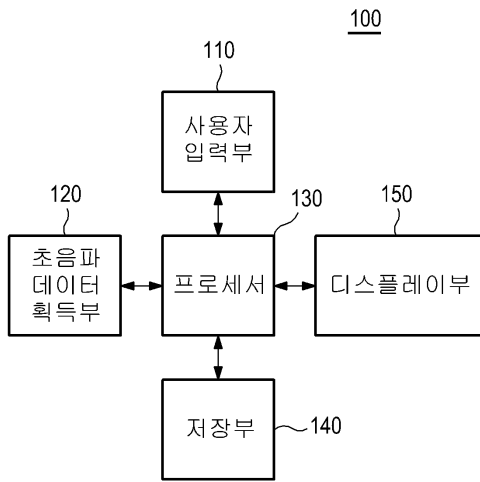
부호의 설명

[0059]

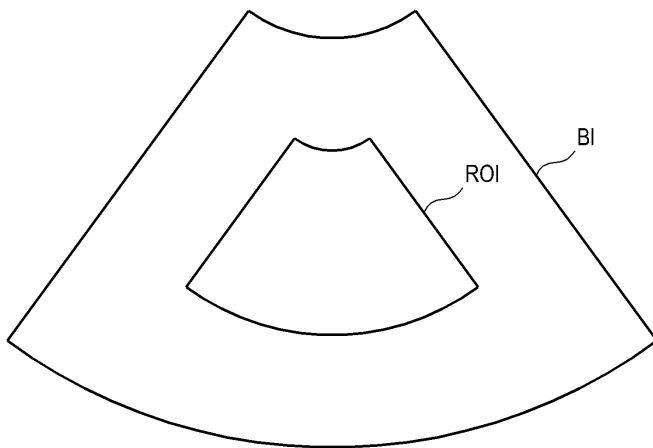
100: 초음파 시스템	110: 사용자 입력부
120: 초음파 데이터 획득부	130: 프로세서
140: 저장부	150: 디스플레이부
310: 초음파 프로브	320: 송신부
330: 수신부	340: 초음파 데이터 형성부
BI: B 모드 영상	ROI: 관심영역

도면

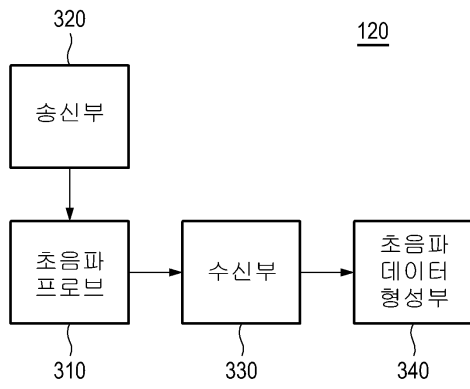
도면1



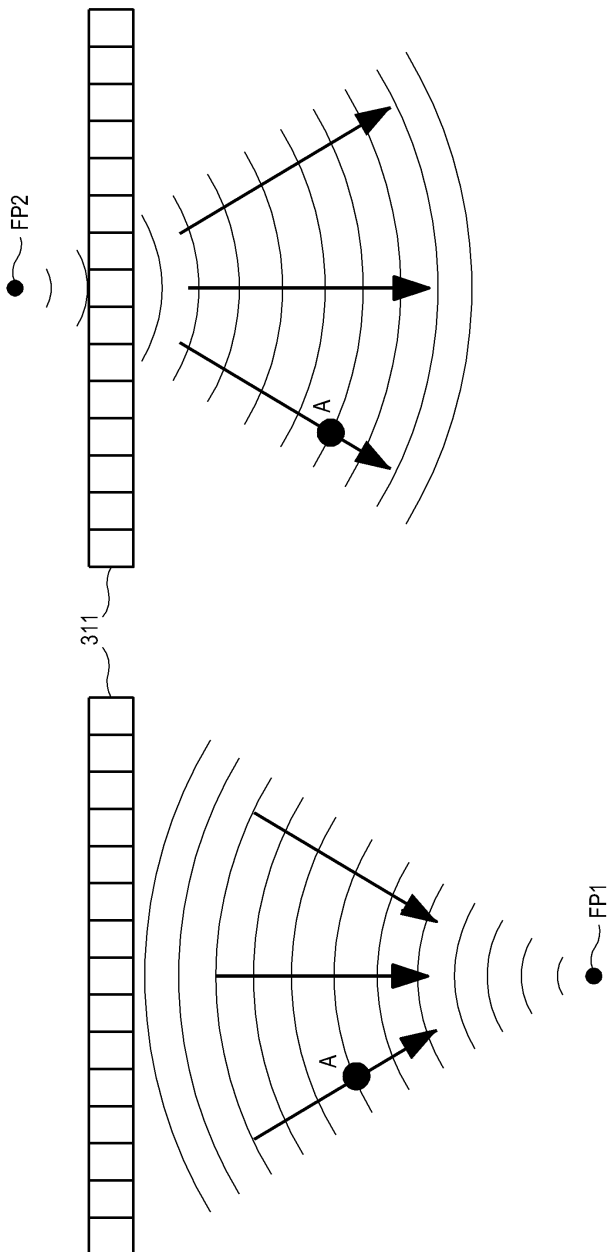
도면2



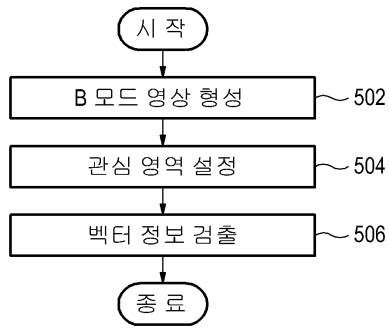
도면3



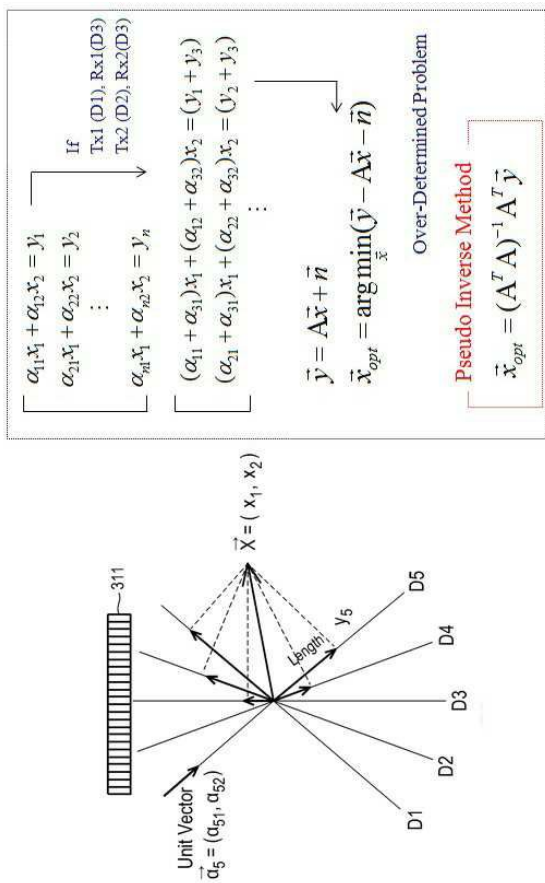
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	标题：超声波系统和使用传输延迟检测矢量信息的方法		
公开(公告)号	KR1020130075486A	公开(公告)日	2013-07-05
申请号	KR1020110143871	申请日	2011-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	KIM DEOK GON 김덕곤 KIM MIN WOO 김민우		
发明人	김덕곤 김민우		
IPC分类号	A61B8/14 G06T7/20 A61B8/06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于使用传输延迟来检测矢量信息的超声系统和方法。根据本发明的超声波系统是一种系统，用于设置至少两个聚焦点并获取超声波数据，以便考虑到与至少两个聚焦点中的每一个相对应的传输延迟，获得与至少两个聚焦点中的每一个相对应的超声波数据。部分;并且处理器用于使用超声数据形成对象的矢量信息。

