(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/06

(11) 공개번호 특2002-0096965
(43) 공개일자 2002년12월31일

(21) 출원번호 10-2002-0033930
(22) 출원일자 2002년06월18일

(30) 우선권주장 JP-P-2001-00184678 2001년06월19일 일본(JP)

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

(72) 발명자 스즈키요이치
일본도쿄도히노시아사히가오카4쵸메7-127
아메미야신이치
일본도쿄도히노시아사히가오카4쵸메7-127

(74) 대리인 김창세
장성구

심사청구 : 없음

(54) 초음파 촬상 장치

요약

초음파 촬상의 스캐닝 범위 및 프레임 비율을 유지하는 것과 이미지의 높은 정확도를 얻는 것이 서로 양립 가능하도록, 스캐닝에 있어서 음선 밀도를 불균일하게 하는바, 필요한 부분에서는 음선 밀도를 밀하게 하고 그 외의 부분에서는 소하게 한다.

대표도

도 1

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 예시적 일실시예를 보여주는 장치의 블록도,

도 2는 송수신 유닛(transmit-receive unit)의 블록도,

도 3은 음선 스캐닝(sound ray scanning)의 모식도,

도 4는 음선 스캐닝의 모식도,

도 5는 음선 스캐닝의 모식도,

도 6은 B 모드 프로세서의 블록도,

도 7은 도플러 프로세서의 블록도,

도 8은 이미지 프로세서의 블록도,

도 9는 제어기의 블록도,

도 10은 디스플레이 유닛 상에 디스플레이된 스크린의 일예를 도시하는 간단한 도면,

도 11은 본 발명의 예시적 일실시예를 보여주는 장치의 동작을 도시하는 흐름도,

도 12는 음선 스캐닝의 모식도,

도 13은 본 발명의 예시적 일실시예를 보여주는 장치의 또 다른 동작을 도시하는 흐름도.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

2 : 초음파프로브4 : 피검체

6 : 송수신 유닛10 : B 모드 프로세서

12 : 도플러 프로세서14 : 이미지 프로세서

16 : 디스플레이 유닛18 : 제어기

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 촬상 방법 및 초음파 촬상 장치에 관한 것이며, 특히, 피검체의 내부를 음선 순서(sound ray)에 따라 초음파 빔으로 스캐닝하여 에코(echo)를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호(Doppler signal)에 근거하여 동적 이미지(dynamic image)를 생성하는 초음파 촬상 방법 및 초음파 촬상 장치에 관한 것이다.

초음파 촬상에 있어서, 초음파 빔으로 음선 순서에 따라 피검체 내부를 스캐닝하고 에코를 수신한다. 에코의 강도(intensity) 신호에 근거하여 단층상(tomogram)을 생성하고 B 모드(B-mode) 이미지로서 디스플레이한다. 에코의 도플러 신호를 이용하여 혈류 등의 동적 이미지를 생성하여, 컬러 도플러(co1or Doppler image) 이미지로 디스플레이한다.

이미지의 정확도(degree of definition)는 스캐닝의 음선 밀도에 의해서 변화된다. 음선 밀도를 밀하게 하면 그 정확도가 증가하고, 소하게 하면 그 정확도가 감소한다. 스캐닝 범위가 일정한 경우, 음선 밀도를 밀하게 하면 이미지의 프레임 비율(frame rate)이 감소하고, 음선 밀도를 소하게 하면 프레임 비율이 증가한다. 프레임 비율이 일정한 경우, 음선 밀도를 밀하게 하면 스캐닝 범위가 좁아지고, 소하게 하면 스캐닝 범위가 넓어진다.

음선 밀도와, 스캐닝 범위와, 프레임 비율 사이에 위와 같은 관계가 형성되므로, 스캐닝 범위나 프레임 비율의 어느 쪽에도 영향을 받지 않고서 이미지의 정확도를 향상시키기는 곤란했다. 이는 음선마다 복수회의 송수신을 실행하는 컬러 도플러 촬영에 있어서 특히 문제가 된다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

그러므로, 스캐닝 범위와 프레임 비율을 유지하는 것과 높은 이미지 정확도를 얻는 것을 양립 가능하게 할 수 있는 초음파 촬상 방법 및 초음파 촬상 장치를 실현하는 것이 본 발명의 목적이다.

(1) 앞서의 문제점을 해결하기 위한 일관점에 따르면, 본 발명은 피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 스캐닝하여 에코를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하되, 그 스캐닝에 있어서의 음선 밀도가 불균일한 것을 특징으로 하는 초음파 촬상 방법이다.

(2) 앞서의 문제점을 해결하기 위한 또 다른 관점에 따르면, 본 발명은 피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 스캐닝하여 에코를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하되, 그 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 음선 밀도 조절 수단(sound-ray density adjusting mean)을 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파 촬상 장치이다.

전술된 (1)과 (2) 각각의 관점에 따르는 본 발명에서는, 스캐닝에 있어서 음선 밀도가 불균일하기 때문에, 필요한 부분의 음선 밀도를 밀하게 하고 다른 부분을 소하게 하여, 스캐닝 범위 및 프레임 비율의 유지와 높은 이미지 정확도 획득이 양립 가능하게 할 수 있다.

(3) 앞서의 문제점을 해결하기 위한 또 다른 관점에 따르면, 본 발명은 피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 반복해서 스캐닝하여 에코를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하되, 그 스캐닝 범위를 일정하게 유지하면서 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 것을 특징으로 하는 초음파 촬상 방법이다.

(4) 앞서의 문제점을 해결하기 위한 또 다른 관점에 따르면, 본 발명은 피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 반복해서 스캐닝하여 에코를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하되, 그 스캐닝 범위를 일정하게 유지하면서 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 음선 밀도 조절 수단을 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파 촬상 장치이다.

전술된 (3)과 (4) 각각의 관점에 따르는 본 발명에서는, 스캐닝 범위를 일정하게 유지하면서 스캐닝의 음선 밀도를 불균일하게 하기 때문에, 필요한 부분의 음선 밀도를 밀하게 하고 다른 부분을 소하게 하여, 스캐닝 범위의 유지와 높은 이미지 정확도 획득을 양립 가능하게 할 수 있다.

(5) 앞서의 문제점을 해결하기 위한 또 다른 관점에 따르면, 본 발명은 피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 반복해서 스캐닝하여 에코를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하되, 동적 이미지 프레임의 프레임 비율을 일정하게 유지하면서 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 것을 특징으로 하는 초음파 촬상 방법이다.

(6) 앞서의 문제점을 해결하기 위한 또 다른 관점에 따르면, 본 발명은 피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 반복해서 스캐닝하여 에코를 수신하고, 그 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하되, 동적 이미지 프레임의 프레임 비율을 일정하게 유지하면서 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 음선 밀도 조절 수단을 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파 촬상 장치이다.

전술된 (5)와 (6) 각각의 관점에 따르는 본 발명에서는, 동적 이미지 프레임의 프레임 비율을 일정하게 유지하면서 스캐닝의 음선 밀도를 불균일하게 하기 때문에, 필요한 부분의 음선 밀도를 밀하게 하고 다른 부분을 소하게 하여, 프레임 비율의 유지와 높은 이미지 정확도 획득을 양립 가능하게 할 수 있다.

바람직하게, 음선 밀도를 혈류가 존재하는 부분에서 상대적으로 밀하게 하고 그 이외의 부분에서 상대적으로 소하게 하면 혈류 이미지가 보다 정확해지게 된다.

바람직하게, 도플러 신호의 파워(power)에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 도플러 신호에서 얻어진 속도(velocity)에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 도플러 신호에서 얻어진 속도의 분산(dispersion)에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 도플러 신호에서 얻어진 속도와 도플러 신호의 파워에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 도플러 신호에서 얻어진 속도의 분산과 도플러 신호의 파워에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 도플러 신호에서 얻어진 속도와 그 분산에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 도플러 신호에서 얻어진 속도와 그 분산, 그리고 도플러 신호의 파워에 근거하여 혈류의 존재를 검출함으로써 혈류의 존재를 더욱 확실하게 검출할 수 있다.

바람직하게, 음선 밀도를 외부 입력(external input)에 의하여 지정된 부분에서 상대적으로 밀하게 하고 그 이외의 부분에서 상대적으로 소하게 하면 음선 밀도 조절의 자유도(degree of freedom)가 증가한다.

이에 따라, 스캐닝 범위 및 프레임 비율의 유지와 높은 이미지 정확도가 서로 양립 가능하도록 할 수 있는 초음파 촬상 방법 및 초음파 촬상 장치가 구현될 수 있다.

본 발명의 또 다른 목적 및 이점은 첨부 도면에 도시된 본 발명의 바람직한 실시예에 관한 다음의 설명으로 더욱 명백해질 것이다.

발명의 구성 및 작용

이하에서 첨부 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명한다. 도 1에 초음파 촬상 장치의 블록도가 도시되어 있다. 이 장치는 본 발명의 예시적 일실시예이다. 본 발명에 의한 장치에 관한 예시적 일실시예가 이 장치의 구성에 따라서 설명된다. 본 발명에 의한 방법에 관한 예시적 일실시예가 이 장치의 동작에 따라서 설명된다.

도 1에 도시된 바와 같이, 이 장치는 초음파 프로브(2)를 포함한다. 초음파 프로브(2)는 복수의 초음파 변환기 어레이(transducer array)(도면에 도시되지 않음)를 포함한다. 개개의 초음파 변환기는 PZT(lead zirconate(Zr) titanate(Ti)) 세라믹 등과 같은 압전 물질로 구성된다. 초음파 프로브(2)는 사용자에 의해서 피검체(4)에 접촉하여 이용된다.

초음파 프로브(2)는 송수신 유닛(6)에 접속되어 있다. 송수신 유닛(6)은 초음파 프로브(2)에 구동 신호(drive signal)를 공급하여 초음파를 전송시킨다. 또한, 송수신 유닛(6)은 초음파 프로브(2)에 의하여 수신된 에코 신호를 수신한다.

도 2에는 송수신 유닛(6)의 블록도가 도시되어 있다. 이 도면에 도시된 바와 같이, 송수신 유닛(6)은 송신 타이밍 발생 유닛(transmit timing generating unit)(602)을 포함한다. 송신 타이밍 발생 유닛(602)은 송신 타이밍 신호를 주기적으로 발생시켜 이를 송신 빔 형성기(beamformer)(604)로 입력한다. 송신 타이밍 신호의 주기는 이하에서 설명될 제어기(18)에 의하여 제어된다.

송신 빔 형성기(604)가 이용되어 파(wave)의 전송이나 송신을 위한 빔 형성(beamforming)을 수행하는바, 송신 타이밍 신호에 근거하여, 미리 정해진 방향(predetermined orientation)의 초음파 빔을 형성하기 위한 빔 형성 신호를 발생시킨다. 빔 형성 신호는, 각각 방향과 관련하여 시간 차이(time difference)가 부여된 복수의 구동 신호로 이루어진다. 빔 형성은 이하에서 설명될 제어기(18)에 의해서 제어된다. 송신 빔 형성기(604)는 그 송신 빔 형성 신호를 송수신 스위치 유닛(606)으로 입력한다.

송수신 스위치 유닛(606)은 빔 형성 신호를 그 대응 초음파 변환기 어레이로 입력한다. 초음파 변환기 어레이에 있어서, 송신 개구부(aperture)를 구성하는 복수의 초음파 변환기는 각각 구동 신호간 시간 차이에 대응하는 위상 차이(phase difference)를 갖는 초음파를 각각 발생시킨다. 이러한 초음파의 파면(wavefront)을 합성함으로써, 미리 정해진 방향의 음선에 따라 초음파 빔이 형성된다.

수신 빔 형성기(610)는 송수신 스위치 유닛(606)에 접속되어 있다. 송수신 스위치 유닛(606)은 초음파 변환기 어레이에서 수신 개구부에 의하여 수신된 복수의 에코 신호를 수신 빔 형성기(610)로 입력한다. 수신 빔 형성기(610)가 이용되어 송신 음선에 대응한 수신 빔 형성을 수행한다. 수신 빔 형성기(610)는 복수의 수신 에코에 시간 차이를 부여하여 위상을 조정하고 그런 다음 이를 가산하여 미리 정해진 방향의 음선에 따라 에코 수신 신호를 형성한다. 수신의 빔 형성은 이하에서 설명될 제어기(18)에 의하여 제어된다.

초음파 빔의 송신은 송신 타이밍 발생 유닛(602)이 발생시키는 송신 타이밍 신호에 따라 미리 정해진 시간 간격으로 반복해서 수행된다. 반복적 송신에 따라서, 송신 빔 형성기(604)와 수신 빔 형성기(610)는 음선의 방향을 미리 정해진 양 만큼씩 변화시킨다. 결과적으로, 피검체(4)의 내부가 음선에 의해서 순차적으로 스캐닝된다. 이렇게 구성된 송수신 유닛(6)은, 예컨대 도 3에 도시된 것 같은 스캐닝을 수행한다. 즉, 2차원 영역(two-dimensional area)(206)을 방사점(radiant point)(200)으로부터 z방향으로 이어지는 음선(202)으로 스캐닝, 즉 소위 섹터 스캐닝(sector scan)을 수행한다.

초음파 변환기 어레이의 일부를 이용하여 송신 및 수신 개구부가 형성되는 경우, 어레이를 따라 개구부가 연속적으로 이동하여, 예컨대 도 4에 도시된 스캐닝이 가능해진다. 즉, 방사점(200)으로부터 z방향으로 방출되는 음선(202)이 선형 궤적(linear trajectory)(204)에 따라 평행 이동되고, 이로써 장방형(rectangular) 2차원 영역(206)을 x방향으로 스캐닝, 즉 소위 선형 스캐닝(linear scan)을 수행한다.

또한, 초음파 변환기 어레이가 초음파 전송 방향으로 전개되는 원호(circular arc)를 따라 형성된 소위 볼록 어레이(convex array)인 경우, 선형 스캐닝과 유사한 음선 스캐닝에 의한 호 궤적(arc trajectory)(204)에 따라 음선(202)의 방사점(200)을 이동시켜, 예컨대 도 5에 도시된 바와 같이 부채꼴의 2차원 영역(206)을 θ방향으로 스캐닝함으로써, 소위 볼록 스캐닝(convex scan)이 당연히 수행될 수 있다.

이하에서 설명될 제어기(18)의 제어하에서 이러한 스캐닝이 반복된다. 2차원 영역(206)을 스캐닝하는 음선 각각의 밀도를 부분적으로 변경할 수 있다. 음선 밀도를 변경하면, 이미지의 정확도가 변화된다. 즉, 음선 밀도를 밀하게 할 수록 이미지의 정확도가 향상되고, 반대로 소하게 할 수록 이미지의 정확도가 저하된다.

음선 밀도의 변경은 이하에서 설명되는 제어기(18)의 제어하에서 송신 빔 형성기(604)와 수신 빔 형성기(610)에 의하여 수행된다. 제어기(18)와, 송신 빔 형성기(604)와, 수신 빔 형성기(610)로 구성된 부분은 본 발명에 있어서의 음선 밀도조절 수단의 예시적 일실시예이다.

송수신 유닛(6)은 B 모드 프로세서(B mode processor)(10) 및 도플러 프로세서(Doppler processor)(12)에 접속되어 있다. 송수신 유닛(6)으로부터 출력되는 음선마다의 에코 수신 신호 세트가 B 모드 프로세서(10) 및 도플러 프로세서(12)에 입력된다.

B 모드 프로세서(10)는 B 모드 이미지 데이터를 형성한다. 도 6에 도시된 바와 같이, B 모드 프로세서(10)는 대수 증폭 유닛(logarithmic amplifying unit)(102)과 엔벌로프 검출 유닛(envelope detection unit)(104)을 갖추고 있다. B 모드 프로세서(10)에서, 대수 증폭 유닛(102)이 각 에코 수신 신호를 대수 증폭하고, 엔벌로프 검출 유닛(104)이 그 엔벌로프를 검출하여 음선 상 각 반사점(reflecting point)의 에코 강도를 나타내는 신호, 즉 A 스코프 신호(A scope signal)를 획득해서, 각각의 A 스코프 신호 순간 진폭(instantaneous amplitude)을 각각의 휘도값(luminance value)으로 하는 B 모드 이미지 데이터를 형성한다.

도플러 프로세서(12)가 이용되어 도플러 이미지 데이터를 형성한다. 도플러 이미지 데이터는 이하에서 설명될 유속 데이터(flow velocity data)와, 분산 데이터(distributed data)와, 파워 데이터(power data)를 포함한다.

도 7에 도시된 바와 같이, 도플러 프로세서(12)는 직교 검출 유닛(quadrature detection unit)(120)과, MTI 필터(moving object indication filter)(122)와, 자기 상관 연산 유닛(auto-correlation calculating unit)(124)과, 평균 유속 연산 유닛(126)과, 분산 연산 유닛(dispersion calculating unit)(128)과, 파워 연산 유닛(power calculating unit)(130)을 포함한다.

도플러 프로세서(12)는 직교 검출 유닛(120)을 이용해서 각각의 에코 수신 신호를 직교 검출하고, MTI 필터(122)를 이용해서 MTI 프로세싱을 수행하여, 각 에코의 도플러 신호를 획득한다. 또한, 자기 상관 연산 유닛(124)을 이용하여 MTI 필터(122)에서 출력되는 신호에 대하여 자기 상관 연산을 수행한다. 도플러 프로세서(12)는 평균 유속 연산 유닛(126)을 이용하여 자기 상관 연산 결과로부터 평균 유속(V)을 구한다. 도플러 프로세서(12)는 분산 연산 유닛(128)을 이용하여 자기 상관 연산 결과로부터 유속의 분산(T)을 구한다. 또한, 도플러 프로세서(12)는 파워 연산 유닛(130)을 이용해서 자기 상관 연산 결과로부터 도플러 신호의 파워(PW)를 구한다. 이하에서는, 평균 유속을 간단히 유속이라고 부른다. 또한, 유속의 분산을 간단히 분산이라고 부르고, 도플러 신호의 파워를 간단히 파워라고 부른다.

도플러 프로세서(12)에 의하여, 피검체(4)내에서 이동하는 에코 소스(echo source)의 유속(V)과, 분산(T)과, 파워(PW)를 나타내는 각 데이터가 음선마다 얻어진다. 이들 데이터는, 음선 상 각 점(픽셀)의 유속과, 분산과, 파워를 나타낸다. 또한, 유속은 각 음선 방향의 성분으로서 얻어진다. 또한, 피검체가 초음파 프로브(2)에 접근하는 방향과 초음파 프로브(2)로부터 멀어져 가는 방향이 구별된다.

B 모드 프로세서(10)와 도플러 프로세서(12)는 이미지 프로세서(14)에 접속되어 있다. B 모드 프로세서(10)와 도플러 프로세서(12)로부터 각각 입력된 데이터에 근거하여, 이미지 프로세서(14)는 B 모드 이미지와 도플러 이미지를 각각 생성한다.

도 8에 도시된 바와 같이, 이미지 프로세서(14)는 CPU(Central Processing Unit)(140)을 포함한다. CPU(140)는 버스(142)에 의해서 주 메모리(주 메모리)(144), 외부 메모리(external memory)(146), 제어기 인터페이스(controller interface)(148), 입력 데이터 메모리(input data memory)(152), 디지털 스캔 컨버터(DSC : Digital Scan Converter)(154), 이미지 메모리(image memory)(156), 그리고 디스플레이 메모리(display memory)(158)에 접속되어 있다.

CPU(140)에 의하여 실행되는 적어도 하나의 프로그램이 외부 메모리(146)에 저장되어 있다. 또한, CPU(140)에 의한 프로그램 실행에 이용되는 여러 데이터가 외부 메모리(146)에 저장되어 있다.

CPU(140)는 외부 메모리(146)를 통하여 프로그램을 주 메모리(144)로 로드(load)하고 실행하여, 미리 정한 이미지 프로세싱을 수행한다. CPU(140)는 제어기 인터페이스(148)를 통하여 제어기(18)(이하에서 설명될 것임)로/로부터 제어 신호를 송신 및 수신한다.

각 음선마다 B 모드 프로세서(10) 및 도플러 프로세서(12)에서 입력된 B 모드 이미지 데이터 및 도플러 이미지 데이터가 입력 데이터 메모리(152)에 각각 저장된다. 입력 데이터 메모리(152)에 저장된 데이터는 DSC(154)에 의하여 스캐닝되고 변환되어 이미지 메모리(156)에 저장된다. 이미지 메모리(156)의 데이터는 디스플레이 메모리(158)를 통하여 디스플레이 유닛(16)으로 출력된다.

디스플레이 유닛(16)은 이미지 프로세서(14)에 접속되어 있다. 디스플레이 유닛(16)은 이미지 프로세서(14)로부터 이미지 신호를 공급받아서, 그 이미지 신호에 근거하여 이미지를 디스플레이한다. 디스플레이 유닛(16)은 컬러 이미지를 디스플레이할 수 있는 CRT(cathode-ray tube)를 이용하는 그래픽 디스플레이(graphic display) 등을 포함한다.

제어기(18)는 앞서의 송수신 유닛(6), B 모드 프로세서(10), 도플러 프로세서(12), 이미지 프로세서(14), 그리고 디스플레이 유닛(16)에 접속되어 있다. 제어기(18)는 각 부분에 제어 신호를 공급하여 그 동작을 제어한다. 여러 표지 신호(notification signal)가 각각의 피제어부(controlled parts)로부터 제어기(18)로 입력된다. 제어기(18)의 제어 하에서, B 모드 동작과 도플러 모드 동작이 실행된다.

도 9에 도시된 바와 같이, 제어기(18)는 CPU(180)를 포함한다. 버스(182)에 의하여, 주 메모리(184), 외부 메모리(186), 조작 유닛 인터페이스(operation unit interface)(188), 송수신 유닛 인터페이스(190), B 모드 프로세서 인터페이스(192), 도플러 프로세서 인터페이스(194), 이미지 프로세서 인터페이스(196), 그리고 디스플레이 유닛 인터페이스(198)가 CPU(180)에 접속되어 있다.

CPU(180)에 의하여 실행되는 적어도 하나의 프로그램이 외부 메모리(186)에 저장되어 있다. 또한, CPU(180)가 프로그램을 실행하는 때 이용되는 여러 데이터가 외부 메모리(186)에 저장되어 있다.

CPU(180)는 외부 메모리(186)를 통하여 대응 프로그램을 주 메모리(184)로 로드하여 실행하고, 이로써 미리 정한 제어를 수행한다. CPU(180)는 프로그램 프로세스 과정동안 조작 유닛 인터페이스(188) 또는 디스플레이 유닛 인터페이스(198)를 통하여 각 부분으로/로부터 제어 신호를 송신하고 수신한다.

조작 유닛(20)은 제어기(18)에 접속되어 있다. 조작 유닛(20)이 사용자에 의하여 제어되어, 적절한 명령이나 정보를 제어기(18)로 입력한다. 조작 유닛(20)에는 예컨대, 키보드, 지정 도구(pointing device) 기타 조작 장치를 갖추고 있다.

본 장치의 촬상 동작을 설명할 것이다. 사용자는 초음파 프로브(2)를 피검체(4)의 원하는 부분에 접촉시킨다. 사용자는 조작 유닛(20)을 조작하여, B 모드와 도플러 모드를 병용하는 촬상 동작을 수행한다.

이로써, 제어기(18)의 제어하에서, B 모드 촬상과 도플러 모드 촬상이 시분할 기준(time-sharing basis)으로 수행된다. 즉, 도플러 모드 스캐닝을 미리 정해진 회수만큼 실행할 때마다 B 모드 스캐닝을 한 번 실행하는 비율로 B 모드와 도플러 모드의 혼합 스캐닝이 수행된다.

B 모드에 있어서, 송수신 유닛(6)은 초음파 프로브(2)를 통하여 음선 순서에 따라 피검체(4) 내부를 스캐닝하여 차례로 에코를 수신한다. B 모드 프로세서(10)는, 대수 증폭 유닛(102)을 이용해서, 송수신 유닛(6)으로부터 입력된 에코 수신 신호를 대수 증폭하고, 엔벌로프 검출 유닛(104)을 이용해서, 그 엔벌로프를 검출하여 A scope 신호를 구하여, 이를 기초로 음선마다 B 모드 이미지 데이터를 형성한다.

이미지 프로세서(14)는 입력 데이터 메모리(152)가 음선(B 모드 프로세서(10)로부터 입력됨)마다 B 모드 이미지 데이터를 저장할 수 있게 한다. 그러므로, B 모드 이미지 데이터에 관한 음선 데이터 공간이 입력 데이터 메모리(152)내에 형성된다.

도플러 모드에 있어서, 송수신 유닛(6)은 초음파 프로브(2)를 통하여 음선 순서에 따라 피검체(4) 내부를 스캐닝하고 차례로 그 에코를 수신한다. 이 때, 음선마다 복수회의 초음파 송신 및 에코 수신이 수행된다.

도플러 프로세서(12)는 직교 검출 유닛(120)을 이용해서 각각의 에코 수신 신호를 직교 검출하고, MTI 필터(122)를 이용해서 MTI 프로세싱을 수행한다. 도플러 프로세서(12)는 자기 상관 연산 유닛(124)으로 자기 상관을 구하고 유속 연산 유닛(126)을 통하여 자기 상관 결과로부터 유속(V)을 구한다. 나아가, 도플러 프로세서(12)는 분산 연산 유닛(128)을 이용해서 분산(T)을 구하고, 파워 연산 유닛(130)을 이용해서 파워(PW)를 구한다. 이들 연산 값은 각각, 음선 및 픽셀마다 에코 소스의 속도, 분산, 그리고 파워를 나타내는 데이터가 된다.

이미지 프로세서(14)는 도플러 프로세서(12)로부터 입력되는 음선 및 픽셀마다 각 도플러 이미지 데이터를 입력 데이터 메모리(152)에 저장한다. 따라서, 각 도플러 이미지 데이터에 관한 음선 데이터 공간(sound-ray data space)이 입력 데이터 메모리(152)내에 각각 형성된다.

CPU(140)는 DSC(154)를 이용해서 입력 데이터 메모리(152)의 B 모드 이미지 데이터 및 각각의 도플러 이미지 데이터를 스캐닝하고 변환하여 이미지 메모리(156)에 기록한다.

이 때, 도플러 이미지 데이터는, 유속(V)과 분산(T)을 병용하는 유속 분포 이미지 데이터(flow-velocity distribution image data), 파워(PW)를 이용하는 파워 도플러 이미지 데이터 또는 파워(PW)와 분산(T)을 병용하는 분산부 파워 도플러 이미지 데이터, 그리고 분산(T)을 이용하는 분산 이미지 데이터로서 각각 기록된다.

CPU(140)은 B 모드 이미지 데이터와 각각의 도플러 이미지 데이터를 이산 영역(discrete area)에 기록한다. 이들 B 모드 이미지 데이터와 도플러 이미지 데이터에 근거한 이미지가 디스플레이 유닛(16)에 디스플레이된다.

B 모드 이미지는 음선 스캐닝 평면(plane)상에 체내 조직의 단층상을 나타낸다. 컬러 도플러 이미지 중에서, 유속 분포 이미지는 에코 소스의 유속의 2차원 분포를 나타내는 이미지이다. 이 이미지에서는, 흐름 방향에 따라 디스플레이 컬러가 서로 다르게 된다. 유속에 따라 디스플레이 컬러의 휘도가 달라진다. 분산에 따라 미리 정한 컬러의 혼색량(color-mixed amount)을 향상시켜서, 각 디스플레이 컬러의 순도(purity)를 변경한다. 유속 분포 이미지는 컬러 흐름 매핑(CFM : Color Flow Mapping) 이미지라고도 불린다.

파워 도플러 이미지는 파워의 2차원 분포를 표시하는 이미지가 된다. 이 이미지에 따라서 움직이는 에코 소스의 위치가 표시된다. 이미지에 대한 각 디스플레이 컬러의 휘도가 그 파워에 대응한다. 또한 파워가 분산과 함께 이용되는 경우, 분산에 따라 미리 정한 컬러의 혼색량을 향상시켜서 각 디스플레이 컬러의 순도를 변화시킨다.

분산 이미지는 분산값의 2차원 분포를 나타내는 이미지이다. 이 이미지도 또한 움직이는 에코 소스의 위치(그 속도가 분산을 가짐)를 표시한다. 각 디스플레이 컬러의 휘도가 분산의 크기에 대응한다. 속도가 분산을 가지는 것은 혈류가 중심(major)이다. 따라서, 예컨대 심장의 밸브(valve) 등과 같은 조직의 움직임과 혈류를 구별할 수 있다.

이들의 이미지를 디스플레이 유닛(16)에 디스플레이하는 경우, 디스플레이 메모리(158)는 그 이미지를 B 모드 이미지와 합성하여, 그 합성 이미지를 디스플레이 유닛(16)상에 디스플레이하고, 이로써 체내 조직과의 위치 관계가 명확한 컬러 도플러 이미지를 관찰할 수 있다.

이미지를 디스플레이하는 스크린의 일예가 도 10에 개략적으로 도시되어 있다. 본 도면에 도시된 바와 같이, 섹터 스캐닝에 의해서 촬상된 B 모드 이미지(162)가 스크린(160)상에 디스플레이된다. 컬러 도플러 이미지(164)는 B 모드 이미지(162)상에 디스플레이된다. 그러나, 컬러 도플러 이미지(164)는 디스플레이 영역의 경계선에 의해서 표시된다. CFM 이미지나, 파워 도플러 이미지나, 또는 분산 이미지 중 어느 하나가 컬러 도플러 이미지(164)로서 디스플레이된다. 무엇이 디스플레이될 것인지는 사용자 지시에 따른다.

이 디스플레이 영역에 대응하는 피검체(4) 영역은 밀도를 부분적으로 변경되는 불균일한 음선 밀도로 촬상될 수 있다. 혈류가 존재하는 부분의 음선 밀도가 그 이외의 부분보다 더 밀하도록 음선 밀도가 변경된다.

도 11은 피검체(4)의 영역이 불균일한 음선 밀도로 촬상되는 경우의 동작을 흐름도에 따라서 도시하고 있다. 본 도면에 도시된 바와 같이, 단계(302)에서 미리 정해진 음선 밀도로 촬상이 수행된다. 초기 상태에서, 미리 정해진 음선 밀도는 균일한 음선 밀도이다. 촬상에 의해서 얻어진 컬러 도플러 이미지가 이미지 메모리(156)에 저장된다. 컬러 도플러 이미지는 CFM 이미지나, 파워 도플러 이미지나, 분산 이미지의 3가지 종류이다.

그 다음, 단계(304)에서, 촬상 영역 내에 혈류가 존재하는지를 판정한다. 혈류의 유무는, 예컨대 도플러 신호의 파워에 근거하여 판정된다. 즉, 도플러 신호의 파워가 미리 정해진 임계값 이상인 경우에는 혈류가 존재한다고 판정한다. 도플러 신호의 파워가 임계값 미만인 경우에는 혈류가 존재하지 않는다고 판정한다. 이러한 판정은 이미지 프로세서(14)내의 CPU(140)에 의해 행하여진다. CPU(140)는 이미지 메모리(156)에 저장되어 있는 각각의 파워 도플러 이미지에 관하여 임계값 이상의 파워를 가지는 픽셀 값의 위치를 검출한다. CPU(140)는 본 발명에 따른 혈류 검출 수단의 예시적 일실시예이다.

혈류의 유무는 파워 대신에 유속에 근거하여 판정될 수도 있다. 그런 경우, CPU(140)는 이미지 메모리(156)에 저장되어 있는 CFM 이미지에 관하여 임계값 이상의 유속을 가지는 픽셀 값의 위치를 검출한다. 또한, 이는 분산에 근거하여 판정될 수도 있다. 그런 경우, CPU(140)는 이미지 메모리(156)에 저장되어 있는 분산 이미지에 관하여 임계값 이상의 분산을 가지는 픽셀 값의 위치를 검출한다.

파워와, 유속과, 분산 중 어느 2개의 조합, 또는 그 전체의 조합에 관련하여, 그 임계값에 근거한 판정에 따라서 혈류의 유무가 검출될 수도 있다. 이렇게 하면 고 신뢰도의 혈류 검출을 수행할 수 있다.

혈류가 검출되지 않는 경우, 단계(306)에서는 음선 밀도를 변경하지 않고서 촬상을 수행한다. 혈류가 검출되는 경우, 단계(308)에서 혈류 부분의 음선 밀도를 밀하게 하여 촬상이 수행된다.

이러한 촬상은 제어기(18)에 의하여 송수신 유닛(6)의 송신 빔 형성기(604)와 수신 빔 형성기(610)를 제어함으로써 수행된다. 이미지 프로세서(14)로부터 입력되는 혈류의 위치를 표시하는 신호에 근거하여, 제어기(18)는 혈류가 존재하는 부분에 있어서 음선 밀도가 밀해지도록 송신 빔 형성기(604)와 수신 빔 형성기(610)를 제어한다. 그 결과, 이러한 상태에서 촬상이 수행된다.

따라서, 예로써 도 12에 도시된 바와 같이 밀도가 증가된 음선으로 혈류(208)가 존재하는 부분을 스캐닝하여, 혈류(208)에 관해서 정확도가 높은 이미지를 얻을 수 있다. 혈류가 존재하는 부분 이외의 부분은, 혈류가 존재하는 부분보다 소한 음선 밀도로 스캐닝된다. 이로써, 혈류가 존재하는 부분 이외의 부분에 대한 이미지의 정확도가 저하되지만, 이는 사용자의 관심 밖이기 때문에 별 문제가 없다.

혈류 부분의 음선 밀도를 증가시키는 경우, 대응하여 다른 부분의 음선 밀도를 초기값보다 낮게 설정할 수 있다. 따라서, 각 촬상 영역을 스캐닝하는 음선의 수를 일정하게 유지할 수 있다. 음선의 수를 일정하게 유지하면 프레임 비율을 일정하게 유지할 수 있다. 또한, 스캐닝 범위를 일정하게 유지할 수 있다.

초기 상태에 있어서 음선 밀도가 충분히 밀하다면, 혈류 부분의 음선 밀도를 그대로 유지하면서 그 밖의 부분의 음선 밀도를 감소시킬 수 있다. 그 결과, 촬상범위를 스캐닝하는 음선의 수가 감소되고 따라서 프레임 비율이 향상된다.

초기 상태에 있어서 음선 밀도가 소하다면, 혈류 부분의 음선 밀도를 증가시키고 그 밖의 부분의 음선 밀도를 그대로 유지할 수 있다. 그 결과, 촬상 범위를 스캐닝하는 음선의 수가 증가되고 프레임 비율이 저하된다. 그러나, 허용 가능한 범위 내에서라면 아무런 문제가 없다.

전술된 음선 밀도의 조절은, 사전에 고정된 미리 정한 시간 간격으로 자동적으로 수행된다. 자동 조절과 달리, 또는 자동 조절에 더하여, 프레스 버튼 등을 이용하여 사용자가 지정한 시점에 조절이 수행될 수도 있다. 따라서, 피검체(4)의 신체 움직임에 기인하여 촬상 영역 내에서 혈류(208)의 위치가 변화되는 경우일지라도, 가장 최근의 위치에 적합한 음선 밀도 조절을 수행할 수 있다.

사용자는 지정 도구 등을 이용하여 디스플레이 스크린 상에서 음선 밀도가 밀하게 된 부분을 지정할 수 있다. 이러한 경우의 동작을 설명하는 흐름도가 도 13에 도시되어 있다. 이 흐름도는 단계(504)와 단계(508)를 제외하고는 도 11에 도시된 흐름도와 같다.

본 도면에 도시된 바와 같이, 단계(504)에서는 그 부분 지정이 존재하는지 여부를 판정한다. 단계(508)에서, 음선 밀도가 밀한 부분이 지정되어 있을 경우, 지정 부분의 음선 밀도를 밀하게 한다. 음선 밀도의 소밀의 조절은 전술한 바와 마찬가지이다. 그러므로, 예로써 도 12에 도시된 것으로 유사한 방식으로, 밀한 음선으로 혈류(208)가 존재하는 부분을 촬상할 수 있다. 또한, 이러한 기법은 혈류 부분의 음선 밀도가 증가하는 경우뿐만 아니라, 예컨대, B 모드 이미지에서의 원하는 부분이 특히 높은 정확도로 촬상되는 경우에도 적용할 수 있다.

본 발명은 예시적인 바람직한 실시예를 근거로 설명되고 있지만, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 갖는 당업자는 본 발명의 기술적 영역을 벗어나지 않고서 전술한 예시적 실시예에 대하여 다양한 변형 및 치환을 가할 수 있다. 따라서, 본 발명의 기술적 범위에는 앞서의 예시적 실시예뿐만 아니라 청구범위에 속하는 모든 실시예가 포함된다.

본 발명의 사상과 영역을 벗어나지 않고서 본 발명에 관한 광범위하게 다양한 실시예가 구성될 수 있다. 본 발명은, 첨부된 청구범위에 정의된 것으로서, 본 명세서에 개시된 특정 실시예로 제한되는 것이 아니다.

발명의 효과

본 발명은, 스캐닝 범위와 프레임 비율을 유지하는 것과 높은 이미지 정확도를 얻는 것을 양립 가능하게 할 수 있는 초음파 촬상 방법 및 초음파 촬상 장치를 제공한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

피검체 내부(inside of an object)를 음선(sound-ray) 순서에 따라 초음파 빔(ultrasonic beam)으로 스캐닝(scanning)하여 에코(echo)를 수신하고, 상기 에코의 도플러 신호(Doppler signal)에 근거하여 동적 이미지(dynamic image)를 생성하는 초음파 촬상 장치(ultrasonic imaging apparatus)로서,

상기 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일(nonuniform)하게 하는 음선 밀도 조절 수단(sound-ray density adjusting device)을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 음선 밀도 조절 수단은 혈류(blood flow)가 존재하는 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 밀(dense)하게 설정하고 다른 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 소(coarse)하게 설정하는

초음파 촬상 장치.

청구항 3.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호의 파워에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단(blood flow detecting device)을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 4.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호에서 얻어진 속도(velocity)에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 5.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호에서 얻어진 상기 속도의 분산(dispersion)에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 6.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호의 상기 파워와 상기 도플러 신호에서 얻어진 상기 속도에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 7.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호의 상기 파워와 상기 도플러 신호에서 얻어진 상기 속도의 상기 분산에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 8.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호 및 그 분산에서 얻어진 상기 속도에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 9.

제 2 항에 있어서,

상기 도플러 신호 및 그 분산에서 얻어진 상기 속도와 상기 도플러 신호의 상기 파워에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 10.

제 1 항에 있어서,

상기 음선 밀도 조절 수단은 외부 입력(external input)에 의하여 지정된 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 밀하게 설정하고 다른 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 소하게 설정하는

초음파 촬상 장치.

청구항 11.

피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 반복해서 스캐닝하여 에코를 수신하고, 상기 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하는 초음파 촬상 장치로서,

상기 스캐닝의 범위를 일정하게 유지하면서, 상기 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 음선 밀도 조절 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 12.

제 11 항에 있어서,

상기 음선 밀도 조절 수단은 혈류가 존재하는 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 밀하게 설정하고 다른 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 소하게 설정하는

초음파 촬상 장치.

청구항 13.

제 12 항에 있어서,

상기 도플러 신호의 파워에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 14.

제 12 항에 있어서,

상기 도플러 신호에서 얻어진 속도에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 15.

제 12 항에 있어서,

상기 도플러 신호에서 얻어진 상기 속도의 분산에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 16.

제 12 항에 있어서,

상기 도플러 신호 및 그 분산에서 얻어진 상기 속도와 상기 도플러 신호의 상기 파워에 근거하여 상기 혈류의 존재를 검출하는 혈류 검출 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 17.

제 11 항에 있어서,

상기 음선 밀도 조절 수단은 외부 입력(external input)에 의하여 지정된 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 밀하게 설정하고 다른 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 소하게 설정하는

초음파 촬상 장치.

청구항 18.

피검체 내부를 음선 순서에 따라 초음파 빔으로 반복해서 스캐닝하여 에코를 수신하고, 상기 에코의 도플러 신호에 근거하여 동적 이미지를 생성하는 초음파 촬상 장치로서,

상기 동적 이미지의 프레임 비율(frame rate)을 일정하게 유지하면서, 상기 스캐닝에 있어서의 음선 밀도를 불균일하게 하는 음선 밀도 조절 수단을 포함하는

초음파 촬상 장치.

청구항 19.

제 18 항에 있어서,

상기 음선 밀도 조절 수단은 혈류가 존재하는 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 밀하게 설정하고 다른 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 소하게 설정하는

초음파 촬상 장치.

청구항 20.

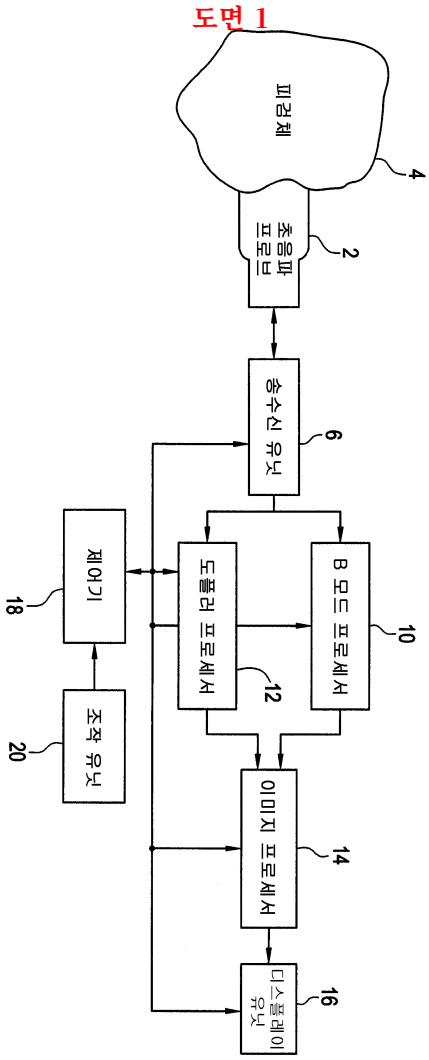
제 18 항에 있어서,

상기 음선 밀도 조절 수단은 외부 입력에 의하여 지정된 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 밀하게 설정하고 다른 부분에서 상기 음선 밀도를 비교적 소하게 설정하는

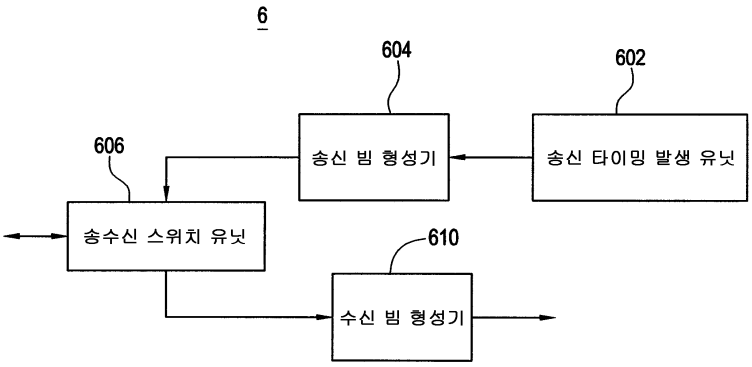
초음파 촬상 장치.

도면

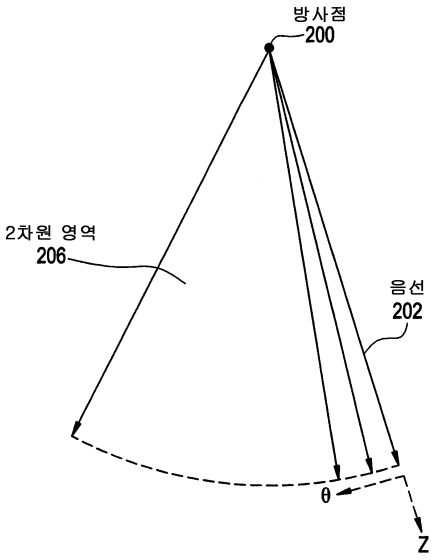
도면 1



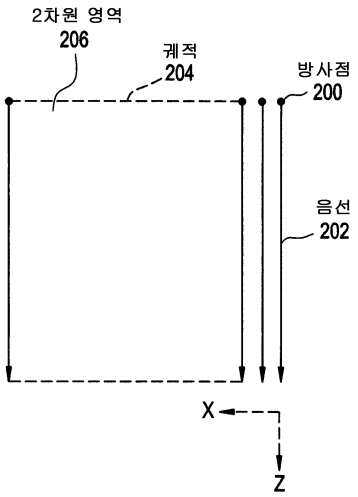
도면 2


6
604
602
606
송신 빔 형성기
송신 타이밍 발생 유닛
송수신 스위치 유닛
610
수신 빔 형성기

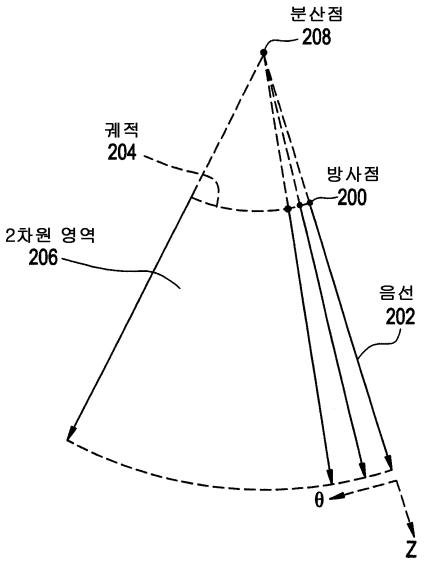
도면 3


방사점
200
2차원 영역
206
음선
202
θ
Z

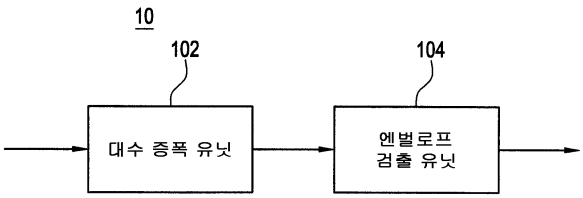
도면 4


2차원 영역
206
궤적
204
방사점
200
음선
202
X
Z

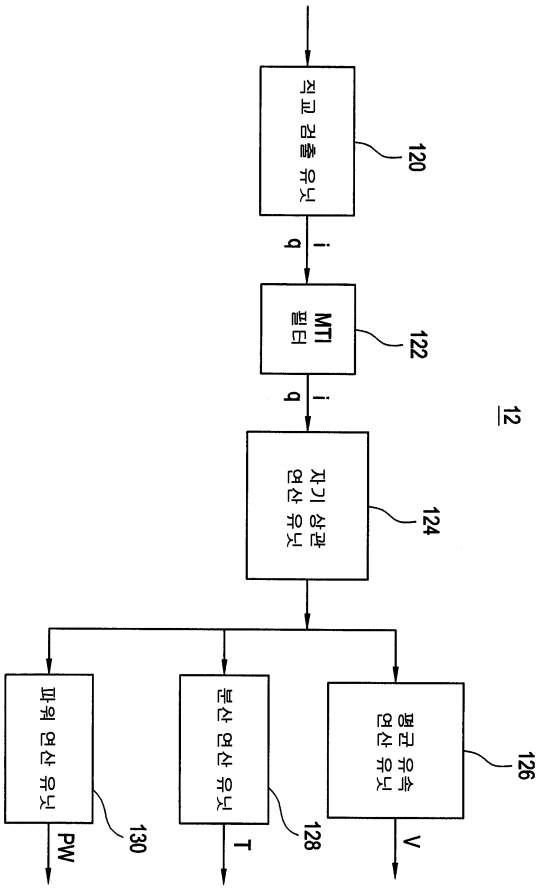
도면 5


분산점
208
궤적
204
방사점
200
2차원 영역
206
음선
202
θ
Z

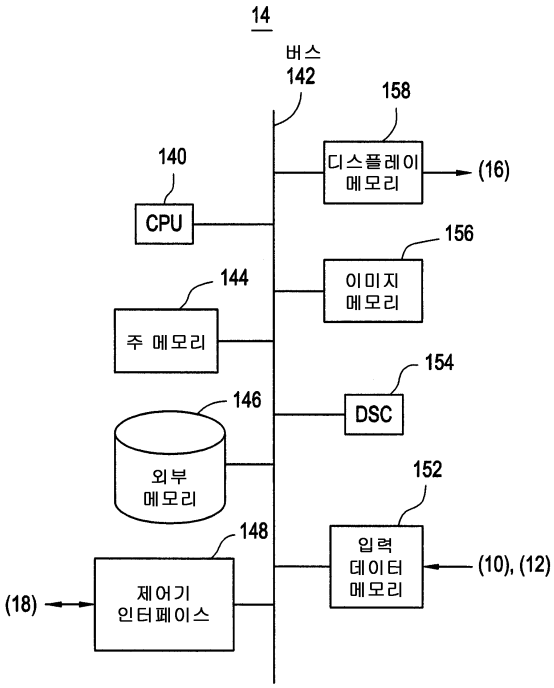
도면 6


10
102
104
대수 증폭 유닛
엔벌로프
검출 유닛

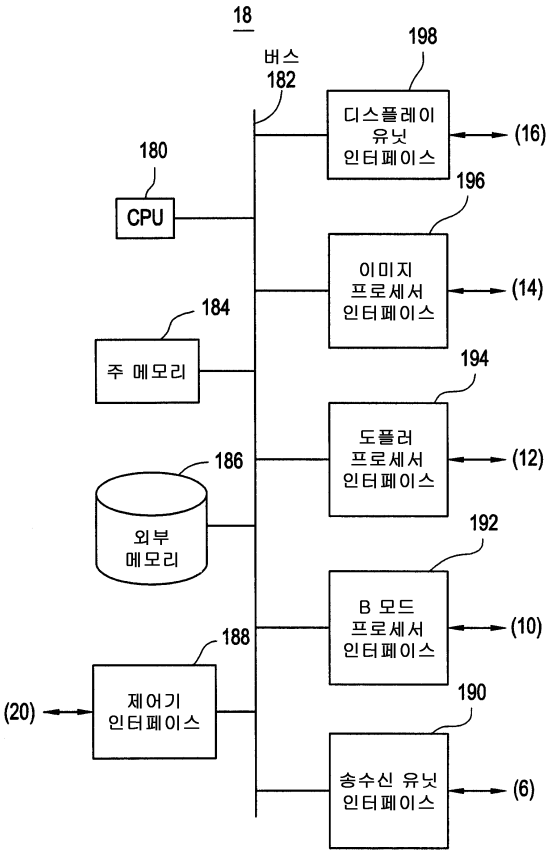
도면 7


정교 검출 유닛
120
i
q
MTI 필터
122
i
q
12
자기 상관 연산 유닛
124
파워 연산 유닛
130
PW
물산 연산 유닛
128
T
평균 유속 연산 유닛
126
V

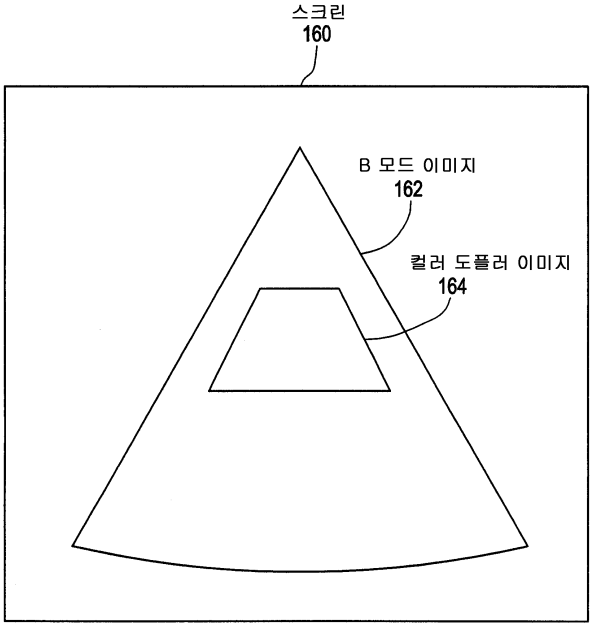
도면 8


14
버스
142
158
디스플레이
메모리
(16)
140
CPU
156
이미지
메모리
144
주 메모리
154
DSC
146
외부
메모리
152
입력
데이터
메모리
(10), (12)
148
제어기
인터페이스
(18)

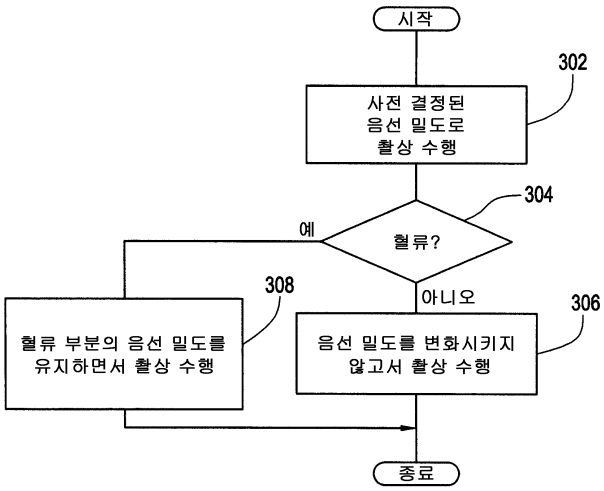
도면 9


18
버스
182
198
디스플레이
유닛
인터페이스
(16)
180
CPU
196
이미지
프로세서
인터페이스
(14)
184
주 메모리
194
도플러
프로세서
인터페이스
(12)
186
외부
메모리
192
B 모드
프로세서
인터페이스
(10)
188
(20)
제어기
인터페이스
190
송수신 유닛
인터페이스
(6)

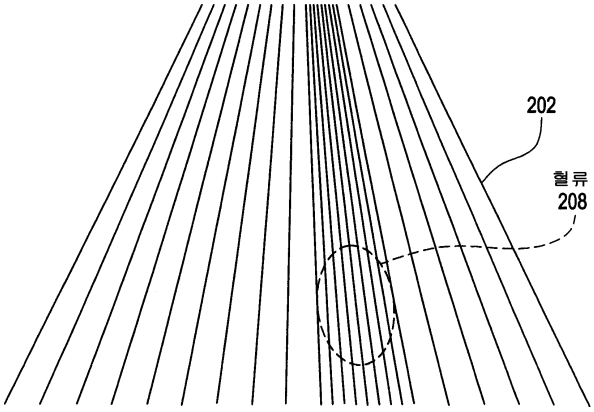
도면 10


스크린
160
B 모드 이미지
162
컬러 도플러 이미지
164

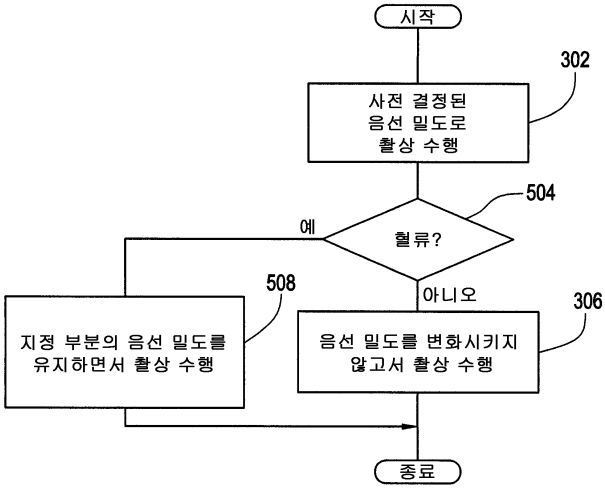
도면 11


시작
302
사전 결정된
음선 밀도로
촬상 수행
304
혈류?
예
아니오
308
혈류 부분의 음선 밀도를
유지하면서 촬상 수행
306
음선 밀도를 변화시키지
않고서 촬상 수행
종료

도면 12


202
혈류
208

도면 13


시작
302
사전 결정된
음선 밀도로
촬상 수행
504
혈류?
예
아니오
508
지정 부분의 음선 밀도를
유지하면서 촬상 수행
306
음선 밀도를 변화시키지
않고서 촬상 수행
종료

专利名称(译)	超声波成像装置		
公开(公告)号	KR1020020096965A	公开(公告)日	2002-12-31
申请号	KR1020020033930	申请日	2002-06-18
申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로발테크놀러지캄파니엘엘씨		
当前申请(专利权)人(译)	지이메디컬시스템즈글로발테크놀러지캄파니엘엘씨		
[标]发明人	SUZUKI YOICHI 스즈키요이치 AMEMIYA SHINICHI 아메미야신이치		
发明人	스즈키요이치 아메미야신이치		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B8/13 G01S15/8981 G01S7/52034 G01S7/52085 G01S7/52046 A61B8/06		
代理人(译)	KIM, CHANG SE 张居正，KU SEONG		
优先权	2001184678 2001-06-19 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了使图像的高精度彼此兼容，保持超声波成像的扫描范围和帧速率，使得声线密度对于扫描不均匀。并且它使得致密和声光密度在其他部分的溯河蟹中是必要的部分。