



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년05월27일
(11) 등록번호 10-1266811
(24) 등록일자 2013년05월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01) G01N 29/24 (2006.01)

G06F 19/00 (2011.01)

(21) 출원번호 10-2011-0063069

(22) 출원일자 2011년06월28일

심사청구일자 2011년06월28일

(65) 공개번호 10-2013-0002065

(43) 공개일자 2013년01월07일

(56) 선행기술조사문헌

KR100742467 B1

JP2002263105 A

JP2007244533 A

JP2007222253 A

전체 청구항 수 : 총 10 항

(73) 특허권자

알파니언메디칼시스템 주식회사

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

이경보

서울특별시 구로구 시흥대로161길 18 (구로동)

엄민영

서울특별시 중구 청계천로 400, 106동 1111호 (황학동, 롯데캐슬베네치아)

(74) 대리인

이철희

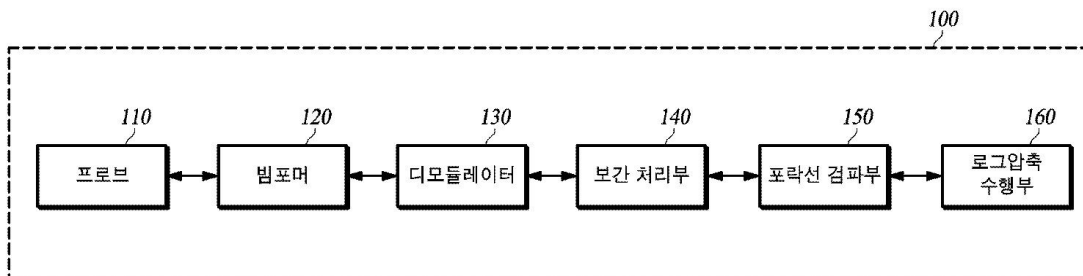
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 초음파 영상의 벡터 보간 장치 및 방법

(57) 요약

초음파 영상의 벡터 보간 장치 및 그 방법이 개시된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치는, 전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하는 프로브; 프로브에 의해 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집속 신호를 형성하는 빔포머(beam former); 수신 집속 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분(In-phase component)으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분(Quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성하는 디모듈레이터(demodulator); 및 I 데이터 및 Q 데이터에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(M은 자연수) 가중된 벡터 보간을 수행하는 보간 처리부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하는 프로브;

상기 프로브에 의해 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집속 신호를 형성하는 빔포머(beam former);

상기 수신 집속 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분(In-phase component)으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분(Quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성하는 디모듈레이터(demodulator); 및

상기 I 데이터 및 상기 Q 데이터를 각각 서로 다른 시간에 수신된 복소수(Complex Number) 신호로 변환한 후 변환된 상기 복소수 신호에 오일러 공식(Euler Formula)을 적용하여 가중된 벡터 보간을 수행하는 보간 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 보간 처리부에 의해 상기 벡터 보간이 수행된 복소수 신호를 이용하여 포락선 검파(envelope detection)를 수행하는 포락선 검파부; 및

상기 포락선 검파부에 의해 포락선 검파된 신호에 대해 로그압축(log compression)을 수행하는 로그압축 수행부를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 장치.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 보간 처리부는,

상기 오일러 공식에 기초하여 서로 다른 시간에 수신된 상기 복소수 신호의 곱에 의해 상기 벡터 보간을 수행하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 장치.

청구항 4

자기상관 방법에 기초하여 혈류의 평균 속도 및 출력 신호의 크기를 측정하는 자기상관기(Autocorrelator);

상기 혈류의 평균 속도의 위상과 상기 출력 신호의 크기 성분을 각각 서로 다른 시간에 수신된 복소수 신호로 변환한 후 변환된 상기 복소수 신호에 오일러 공식에 적용하여 가중된 벡터 보간을 수행하는 보간 처리부; 및

상기 보간 처리부에 의해 상기 벡터 보간된 상기 혈류의 평균 속도의 위상 상과 상기 출력 신호의 크기 성분을 혈류의 속도 및 분포로 계산하는 속도/분포 계산부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 장치.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 보간 처리부는,

$-\pi < \theta < \pi$ (θ : 위상)의 범위에서 회전주기에 따라 상기 위상 θ 를 결정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 장치.

청구항 6

전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하는 단계;

상기 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집속 신호를 형성하는 단계;

상기 수신 집속 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분으로 이루어지는 Q 데이터를 형성하는 단계; 및

상기 I 데이터 및 상기 Q 데이터를 각각 서로 다른 시간에 수신된 복소수 신호로 변환한 후 변환된 상기 복소수 신호에 오일러 공식을 적용하여 가중된 벡터 보간을 수행하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 방법.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 벡터 보간이 수행된 복소수 신호를 이용하여 포락선 검파를 수행하는 단계; 및

상기 포락선 검파된 신호에 대해 로그압축을 수행하는 단계

를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 방법.

청구항 8

제 6항에 있어서,

상기 벡터 보간 수행단계는,

상기 오일러 공식에 기초하여 서로 다른 시간에 수신된 상기 복소수 신호의 곱에 의해 상기 벡터 보간을 수행하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 방법.

청구항 9

자기상관 방법에 기초하여 혈류의 평균 속도 및 출력 신호의 크기를 측정하는 단계;

상기 혈류의 평균 속도의 위상과 상기 출력 신호의 크기 성분을 각각 서로 다른 시간에 수신된 복소수 신호로 변환한 후 변환된 상기 복소수 신호에 오일러 공식에 적용하여 가중된 벡터 보간을 수행하는 단계; 및

상기 벡터 보간된 상기 혈류의 평균 속도의 위상 상과 상기 출력 신호의 크기 성분을 혈류의 속도 및 분포로 계산하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 벡터 보간 방법.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 벡터 보간 수행단계는,

$-\pi < \theta < \pi$ (θ : 위상)의 범위에서 회전주기에 따라 상기 위상 θ 를 결정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영

상의 벡터 보간 방법.

명세서

기술분야

- [0001] 본 발명의 실시예는 초음파 영상의 벡터 보간 장치 및 그 방법에 관한 것이다. 보다 상세하게는 B-모드 및 C-모드에서 I-Q 복소수 신호를 복소신호 영역에서 실시간 보간을 함으로써, 시각적으로 보다 자연스러운 초음파 영상을 제공할 수 있는 초음파 영상의 벡터 보간 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 이 부분에 기술된 내용은 단순히 본 발명의 실시예에 대한 배경 정보를 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것은 아니다.
- [0003] 일반적으로, 초음파 시스템은 다수의 변환소자를 포함하는 프로브(probe)를 대상체의 표면에 접촉시킨 상태에서 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(이하, 반사신호라고 한다)를 수신하고, 프로브를 통해 수신된 반사신호에 기초하여 대상체의 초음파 영상을 형성하며, 형성된 초음파 영상을 디스플레이를 통해 표시한다. 초음파 영상은 주로, 조직 사이의 음향 임피던스(impedance) 차이에 의존하는 반사 계수를 이용하는 B-모드(Brightness-mode)로써 표현된다. 초음파 영상은 B-모드 이외에도 컬러 플로우 영상 모드인 C-모드, 도플러 효과(Doppler Effect)를 이용하여 혈류의 흐름이나 대상체의 움직임을 표시하는 영상 모드로서 B-모드 및 C-모드 영상을 동시에 제공하는 BC-모드 등이 있다.
- [0004] 한편, 검진, 생체검사, 수술 등의 시술을 위해서는 환자의 병변이나 조직을 보다 정밀하게 보아야 하기 때문에 초음파 시스템은 다초점의 초음파 영상의 획득이 필요할 수 있다. 그런데, 다초점 초음파 영상의 획득 시 초음파 시스템이 제공하는 초음파 영상의 프레임률이 현저하게 떨어질 수 있다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 선밀도(line density)를 내려 프레임률을 올리는 방법을 사용하기도 한다. 예를 들면, 128 엘리먼트(element probe)를 사용하는 경우, 정상적으로는 128 Tx를 하여야 하지만 프레임률을 올리기 위하여 64 Tx를 수행하는 방법을 이용하기도 한다. 그런데, 이와 같은 방법은 프레임률은 약 두 배로 증가시킬 수 있지만, 해상도는 오히려 떨어지게 되는 문제점이 있다.
- [0005] 또한, C-모드에서는 데이터에 방향성에 대한 정보가 포함되는데, 이와 같이 방향성이 포함된 데이터에 대하여 선형 보간을 사용하게 되면 방향성에 대한 보간 에러가 발생할 수 있는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명의 실시예는 진술한 문제점을 해결하기 위하여 창안된 것으로서, B-모드 및 C-모드에서 I-Q 복소수 신호를 복소신호 영역에서 실시간 보간을 함으로써, 시각적으로 보다 자연스러운 초음파 영상을 제공할 수 있으며, C-모드에서 방향성에 대한 보간 에러가 발생하는 것을 방지할 수 있는 초음파 영상의 벡터 보간 장치 및 그 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0007] 진술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치는, 전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하는 프로브; 프로브에 의해 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집속 신호를 형성하는 빔포머(beam former); 수신 집속 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분(In-phase component)으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분(Quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성하는 디모듈레이터(demodulator); 및 I 데이터 및 Q 데이터에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(M은 자연수) 가중된 벡터 보간을 수행하는 보간 처리부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

- [0008] 전술한 초음파 영상의 벡터 보간 장치는, 보간 처리부에 의해 벡터 보간이 수행된 복소수 신호를 이용하여 포락선 검파(envelope detection)를 수행하는 포락선 검파부; 및 포락선 검파부에 의해 포락선 검파된 신호에 대해 로그압축(log compression)을 수행하는 로그압축 수행부를 더 포함할 수 있다.
- [0009] 여기서, 보간 처리부는, 오일러 공식에 기초하여 서로 다른 복소수 신호의 곱에 의해 벡터 보간을 수행할 수 있다.
- [0010] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치는, 자기상관 방법에 기초하여 혈류의 속도 및 변화를 측정하는 자기상관기(Autocorrelator); 혈류의 속도 및 변화에 따른 벡터의 위상에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(M은 자연수) 가중된 벡터 보간을 수행하는 보간 처리부; 및 보간 처리부에 의해 벡터 보간된 신호에 대한 속도 및 변화를 계산하는 속도/변화 계산부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0011] 여기서, 보간 처리부는, 위상 θ 를 $-\pi < \theta < \pi$ 의 범위에서 회전주기에 따라 결정할 수 있다.
- [0012] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 방법은, 전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하는 단계; 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집중 신호를 형성하는 단계; 수신 집중 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분(In-phase component)으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분(Quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성하는 단계; 및 I 데이터 및 Q 데이터에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(M은 자연수) 가중된 벡터 보간을 수행하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 전술한 초음파 영상의 벡터 보간 방법은, 벡터 보간이 수행된 복소수 신호를 이용하여 포락선 검파(envelope detection)를 수행하는 단계; 및 포락선 검파된 신호에 대해 로그압축(log compression)을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0014] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 방법은, 자기상관 방법에 기초하여 혈류의 속도 및 변화를 측정하는 단계; 혈류의 속도 및 변화에 따른 벡터의 위상에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(M은 자연수) 가중된 벡터 보간을 수행하는 단계; 및 벡터 보간된 신호에 대한 속도 및 변화를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0015] 여기서, 벡터 보간 수행단계는, 위상 θ 를 $-\pi < \theta < \pi$ 의 범위에서 회전주기에 따라 결정할 수 있다.

발명의 효과

- [0016] 본 발명의 실시예에 따르면, 초음파 영상의 벡터 보간 장치 및 그 방법은 I-Q 복소수 신호를 복소신호 영역에서 실시간 보간과 혈류의 변화에 따른 벡터의 위상에 기초하여 실시간 보간을 함으로써, 시각적으로 보다 자연스러운 초음파 영상을 제공할 수 있으며, C-모드에서 보간 에러가 발생하는 것을 방지할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0017] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치를 개략적으로 나타낸 도면이다.
 도 2는 복소수 신호 사이의 1:2 벡터 보간의 예를 나타낸 도면이다.
 도 3은 복소수 신호 사이의 1:M 벡터 보간의 예를 나타낸 도면이다.
 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치를 개략적으로 나타낸 도면이다.
 도 5는 C-모드의 영상에 대해 선형 보간을 적용한 경우의 예를 나타낸 도면이다.
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 방법을 나타낸 흐름도이다.
 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 방법을 나타낸 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0018] 이하, 본 발명의 일부 실시예들을 예시적인 도면을 통해 상세하게 설명한다. 각 도면의 구성요소들에 참조부호

를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

[0019] 또한, 본 발명의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제 1, 제 2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성요소에 "연결", "결합" 또는 "접속"된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 또 다른 구성 요소가 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치를 개략적으로 나타낸 도면이다. 본 발명의 실시예에 따른 벡터 보간 장치는, B-모드 영상에 대한 벡터 보간을 수행한다.

[0021] 도면을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치(100)는 프로브(110), 빔포머(120), 디모듈레이터(130), 보간 처리부(140), 포락선 검파부(150) 및 로그압축 수행부(160)를 포함할 수 있다.

[0022] 프로브(110)는 전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환한다. 일반적으로 프로브(110)는 복수 개의 트랜스듀서 엘리먼트(transducer element)가 결합되어 형성된다. 트랜스듀서에 의해 초음파 신호가 대상체로 발사되면, 전파 매질 중에 음향 임피던스가 서로 다른 경계면이 존재할 경우 그 경계면에서 반사현상이 일어나며, 일부는 투과하고, 여러 경계면이 존재할 경우에는 에코는 순차적으로 반사되어 되돌아오게 된다. 이때, 되돌아온 에코는 트랜스듀서의 압전자기에 스트레스를 가하게 되고, 이 에코 강도에 비례한 전계를 발생시켜 전기신호로 변환한다. 이렇게 대상체로 발사된 하나의 초음파 펄스는 대상체 내의 여러 깊이(경계면)에서의 각 점으로부터 펄스 에코를 발생시키며, 이를 펄스 왕복 전과거리를 고려하여, 거리 x 에 있는 조직으로부터의 에코는 시간축상 $t=2x/c$ ($c=1530\text{m/s}$: 평균음속)인 위치에 나타난다. 따라서 이 송신펄스에 대한 지연시간으로부터 역으로 반사위치를 결정할 수 있다.

[0023] 빔포머(120)는 프로브(110)에 의해 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집속 신호(RF 신호)를 형성한다. 즉, 빔포머(120)는 프로브(110)의 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 생성된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 대상체로부터 각 트랜스듀서 엘리먼트에 도달하는 시간을 고려하여 각 디지털 신호에 적절한 지연을 가한 후 합산하여 수신 집속 신호를 형성한다.

[0024] 디모듈레이터(demodulator)(130)는 빔포머(120)에 의해 형성된 수신 집속 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분(In-phase component)으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분(Quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성한다. 즉, 디모듈레이터(130)는 빔포머(120)에 의해 형성된 수신 집속 신호를 고대역 통과필터를 통과시킨 후, 코사인 함수 및 사인 함수를 곱한 후 저대역 통과필터를 통과시켜 기저대역으로 복조된 I 데이터 및 Q 데이터를 형성한다.

[0025] 보간 처리부(140)는 디모듈레이터(130)에 의해 형성된 I 데이터 및 Q 데이터에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M 가중된 벡터 보간을 수행한다. 여기서, M은 자연수를 나타낸다. 1:M 가중된 벡터 보간의 방법에 대해서는 첨부된 도 2 및 도 3을 참조하여 설명한다.

[0026] 포락선 검파부(150)는 보간 처리부(140)에 의해 벡터 보간이 수행된 신호를 이용하여 복조(demodulation)된 신호에 대한 포락선 검파(envelope detection)를 수행한다.

[0027] 로그압축 수행부(160)는 포락선 검파부(110)에 의해 포락선 검파된 신호에 대해 로그압축(log compression)을 수행한다. 로그 압축을 수행하여 변환기의 기하학적 특성과 애플리케이션에 맞게 스캔 변환(scan conversion) 후 영상을 획득할 수 있다. 로그 압축을 하는 이유는, 복조를 거친 후 나오는 I-Q 복소수 신호의 크기(magnitude)의 확률적 특성이 레일리 분포(Rayleigh distribution)를 가지기 때문에 동적 범위가 매우 넓다. 따라서 인간 시각이 인지할 수 있는 동적 범위 구간으로 신호를 변환하여 이미지를 구성하게 된다.

[0028] 도 2는 복소수 신호 사이의 1:2 벡터 보간의 예를 나타낸 도면이다.

[0029] 도 2는 서로 다른 복소수 신호 z_1 및 z_2 에 대하여, 보간 처리부(140)가 디모듈레이터(130)에 의해 형성된 각각의 I 데이터 및 Q 데이터에 기초하여 1:2 가중된 벡터 보간을 수행하는 경우를 나타낸다. 이때, 보간 처리부(140)는 오일러 공식에 기초하여 서로 다른 복소수 신호의 곱에 따라 벡터 보간을 수행할 수 있다.

[0030] 서로 다른 복소수 신호 z_1 및 z_2 를 각각 $z_1=r_1e^{j\theta_1}$ 및 $z_2=r_2e^{j\theta_2}$ 라고 하면, 보간 처리부(140)는 수학적 식 1과 같이

1:2 가중된 벡터 보간을 수행하여 보간된 복소수 신호 z_3 을 계산할 수 있다.

[수학식 1]

$$I(z_1, z_2) = z_3 = (z_1 z_2)^{1/2} = \sqrt{r_1 r_2} e^{j(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2})}$$

여기서, r 은 복소수 신호의 크기를 나타내며, θ 는 복소수 신호의 위상을 나타낸다.

마찬가지로, 서로 다른 복소수 신호 z_1 및 z_2 에 대하여, 보간 처리부(140)는 수학식 2와 같이 1:M 가중된 벡터 보간을 수행할 수 있다.

[수학식 2]

$$I_{M-1}(z_1, z_2) = z_1^{\frac{1}{M}} z_2^{\frac{M-1}{M}} = r_1^{\frac{1}{M}} r_2^{\frac{M-1}{M}} e^{j(\frac{1}{M}\theta_1 - \frac{M-1}{M}\theta_2)}$$

이때, 복소수 신호 z_1 및 z_2 에 대한 각각의 보간 벡터 $I_1(z_1, z_2)$, $I_2(z_1, z_2), \dots, I_{M-1}(z_1, z_2)$ 는 수학식 3과 같이 나타낼 수 있다.

[수학식 3]

$$\begin{aligned} I_1(z_1, z_2) &= z_1^{\frac{M-1}{M}} z_2^{\frac{1}{M}} = r_1^{\frac{M-1}{M}} r_2^{\frac{1}{M}} e^{j(\frac{M-1}{M}\theta_1 - \frac{1}{M}\theta_2)} \\ I_2(z_1, z_2) &= z_1^{\frac{M-2}{M}} z_2^{\frac{2}{M}} = r_1^{\frac{M-2}{M}} r_2^{\frac{2}{M}} e^{j(\frac{M-2}{M}\theta_1 - \frac{2}{M}\theta_2)} \\ I_3(z_1, z_2) &= z_1^{\frac{M-3}{M}} z_2^{\frac{3}{M}} = r_1^{\frac{M-3}{M}} r_2^{\frac{3}{M}} e^{j(\frac{M-3}{M}\theta_1 - \frac{3}{M}\theta_2)} \\ &\dots \\ I_{M-1}(z_1, z_2) &= z_1^{\frac{1}{M}} z_2^{\frac{M-1}{M}} = r_1^{\frac{1}{M}} r_2^{\frac{M-1}{M}} e^{j(\frac{1}{M}\theta_1 - \frac{M-1}{M}\theta_2)} \end{aligned}$$

도 3에는 1:M 가중된 벡터 보간의 일 예를 나타낸 도면으로서, 1:4 가중된 벡터 보간한 경우를 나타내었다.

이와 같이 벡터 보간된 복소수 신호에 대하여, 포락선 검파부(150)는 포락선 검파를 수행하며, 로그압축 수행부(160)는 포락선 검파된 신호에 대해 로그 압축을 수행한다. 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상

의 벡터 보간 장치를 개략적으로 나타낸 도면이다. 본 발명의 실시예에 따른 벡터 보간 장치는 C-모드에 대한 벡터 보간을 수행한다.

도 4를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 장치(400)는 자기 상관기(410), 보간 처리부(420) 및 속도/분포 계산부(430)를 포함할 수 있다.

자기 상관기(autocorrelator)(410)는 자기상관 방법에 기초하여 혈류의 평균 속도 및 신호의 크기를 추정할 수 있다. 자기상관 기반의 도플러 평균 속도 추정 기법은 당업자에게 공지이므로, 이에 대한 상세한 설명은 생략한다.

보간 처리부(420)는 자기 상관기(410)에 의해 추정된 혈류의 평균 속도 및 신호의 크기에 따른 벡터 위상에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(여기서, M은 자연수를 나타낸다) 가중된 벡터 보간을 수행한다. 혈류 속도 정보는 변환기로 다가오는 방향과 멀어지는 방향의 두 방향성을 갖는 벡터 정보이기 때문에 선형 보간법을 사용하게 되면 도 5에 도시한 바와 같이 두 색의 경계 부분으로 벡터 보간이 산출되는 경우가 발생할 수 있기 때문에, C 모드에는 다른 변형된 보간 방법이 적용되어야 한다.

이를 위하여, 보간 처리부(420)는 위상 θ 를 $-\pi < \theta < \pi$ 의 범위로 하고, 회전주기를 반영하여 위상을 결정할 수 있다

[0046] 예를 들어, 서로 다른 복소수 신호를 z_1^a 및 z_2^β 라고 하면, 벡터 보간된 신호 $I(z_1, z_2)$ 는 수학식 4와 같이 나타낼 수 있다.

[0047] [수학식 4]

$$I_1(z_1, z_2) = z_3 = z_1^\alpha z_2^\beta = r_1^\alpha r_2^\beta e^{j(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2)}$$

[0048]

[0049] 이때, $\alpha + \beta = 1$ 이다.

[0050] 이때, $e^{j(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2)}$ 의 사인함수는 수학식 5와 같이 나타낼 수 있으므로,

[0051] [수학식 5]

$$e^{j(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2)} = \cos(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2) + j \sin(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2)$$

[0052]

[0053] 벡터 보간된 값의 위상 θ_3 는 수학식 6과 같이 된다.

[0054] [수학식 6]

$$\theta_3 = \alpha\theta_1 + \beta\theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{\sin(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2)}{\cos(\alpha\theta_1 + \beta\theta_2)} \right)$$

[0055]

[0056] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 방법을 나타낸 흐름도이다.

[0057] 도 1 및 도 6을 참조하면, 프로브(110)는 전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하며, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환한다(S610).

[0058] 빔포머(120)는 프로브(110)에 의해 변환된 전기적 신호에 기초하여 수신 집속 신호(RF 신호)를 형성한다(S620). 즉, 빔포머(120)는 프로브(110)의 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 생성된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 대상체로부터 각 트랜스듀서 엘리먼트에 도달하는 시간을 고려하여 각 디지털 신호에 적절한 지연을 가한 후 합산하여 수신 집속 신호를 형성한다.

[0059] 디모듈레이터(demodulator)(130)는 빔포머(120)에 의해 형성된 수신 집속 신호를 기저대역으로 복조하여 동일위상 성분(In-phase component)으로 이루어지는 I 데이터 및 직교위상 성분(Quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성한다(S630). 즉, 디모듈레이터(130)는 빔포머(120)에 의해 형성된 수신 집속 신호를 고대역 통과필터를 통과시킨 후, 코사인 함수 및 사인 함수를 곱한 후 저대역 통과필터를 통과시켜 기저대역으로 복조된 I 데이터 및 Q 데이터를 형성한다.

[0060] 보간 처리부(140)는 디모듈레이터(130)에 의해 형성된 I 데이터 및 Q 데이터에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(여기서, M은 자연수를 나타낸다) 가중된 벡터 보간을 수행한다(S640).

[0061] 포락선 검파부(150)는 보간 처리부(140)에 의해 벡터 보간이 수행된 복소수 신호를 이용하여 포락선 검파(envelope detection)를 수행한다(S650).

[0062] 로그압축 수행부(160)는 포락선 검파부(150)에 의해 포락선 검파된 신호에 대해 로그압축(log compression)을 수행한다(S660). 로그 압축을 수행하여 변환기의 기하학적 특성과 애플리케이션에 맞게 스캔 변환(scan conversion) 후 영상을 획득할 수 있다.

[0063] 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 영상의 벡터 보간 방법을 나타낸 흐름도이다.

[0064] 도 4 및 도 7을 참조하면, 자기 상관기(autocorrelator)(410)는 자기상관 방법에 기초하여 혈류의 평균 속도 및 신호의 크기를 추정할 수 있다(S710).

[0065] 보간 처리부(420)는 자기 상관기(410)에 의해 추정된 평균 속도 및 신호의 크기를 벡터의 위상에 기초하여 서로 다른 복소수 신호 사이의 1:M(여기서, M은 자연수를 나타낸다) 가중된 벡터 보간을 수행한다(S720).

[0066] 속도/분포 계산부(430)는 벡터 보간된 신호에 대하여 혈류 속도 및 분포를 계산한다(S730).

[0067] 이상에서, 본 발명의 실시예를 구성하는 모든 구성 요소들이 하나로 결합하거나 결합하여 동작하는 것으로 설명

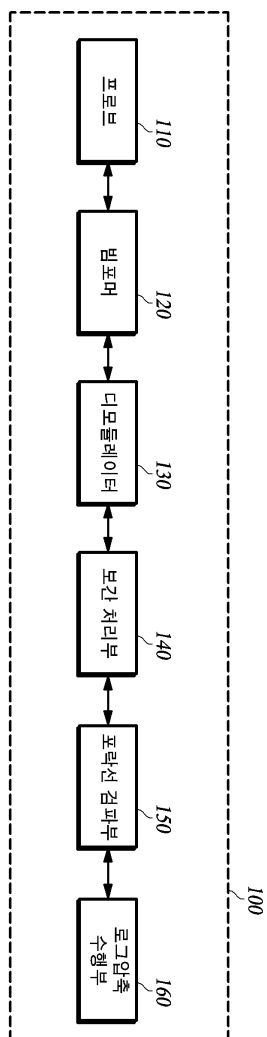
되었다고 해서, 본 발명이 반드시 이러한 실시예에 한정되는 것은 아니다. 즉, 본 발명의 목적 범위 안에서라면, 그 모든 구성 요소들이 하나 이상으로 선택적으로 결합하여 동작할 수도 있다. 또한, 그 모든 구성 요소들이 각각 하나의 독립적인 하드웨어로 구현될 수 있지만, 각 구성 요소들의 그 일부 또는 전부가 선택적으로 조합되어 하나 또는 복수 개의 하드웨어에서 조합된 일부 또는 전부의 기능을 수행하는 프로그램 모듈을 갖는 컴퓨터 프로그램으로서 구현될 수도 있다. 그 컴퓨터 프로그램을 구성하는 코드들 및 코드 세그먼트들은 본 발명의 기술 분야의 당업자에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이다. 이러한 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터가 읽을 수 있는 저장매체(Computer Readable Media)에 저장되어 컴퓨터에 의하여 읽혀지고 실행됨으로써, 본 발명의 실시예를 구현할 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 저장매체로서는 자기 기록매체, 광 기록매체, 캐리어 웨이브 매체 등이 포함될 수 있다.

[0068] 또한, 이상에서 기재된 "포함하다", "구성하다" 또는 "가지다" 등의 용어는, 특별히 반대되는 기재가 없는 한, 해당 구성 요소가 내재할 수 있음을 의미하는 것이므로, 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것으로 해석되어야 한다. 기술적이거나 과학적인 용어를 포함한 모든 용어들은, 다르게 정의되지 않는 한, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미가 있다. 사전에 정의된 용어와 같이 일반적으로 사용되는 용어들은 관련 기술의 문맥상의 의미와 일치하는 것으로 해석되어야 하며, 본 발명에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

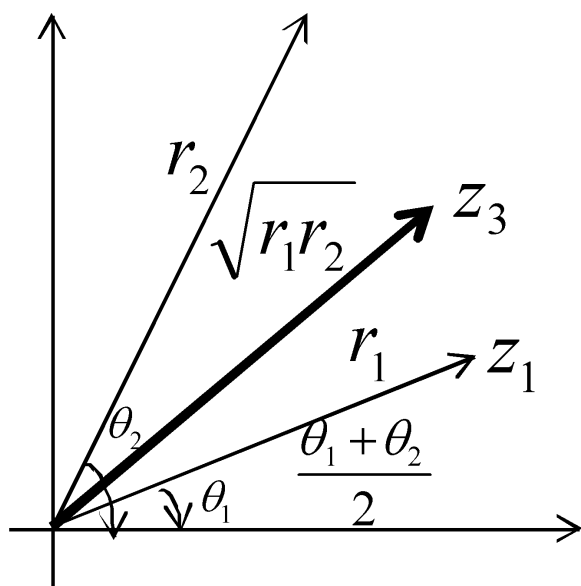
[0069] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

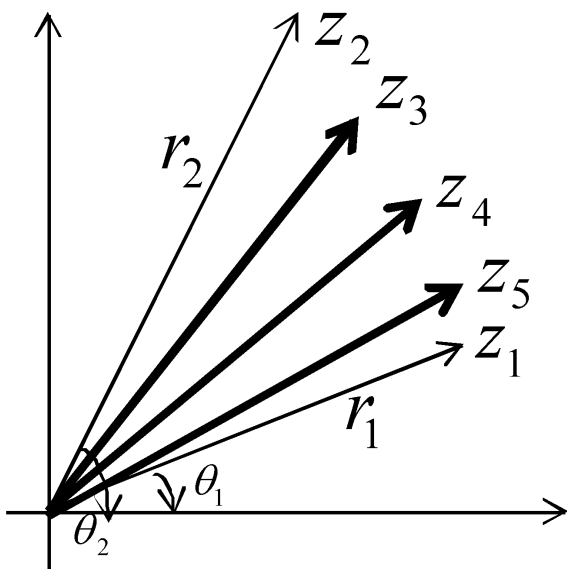
도면1



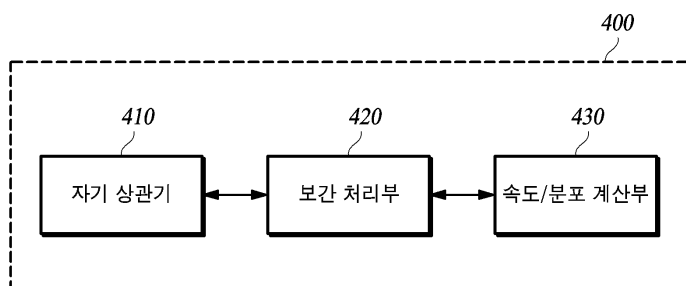
도면2



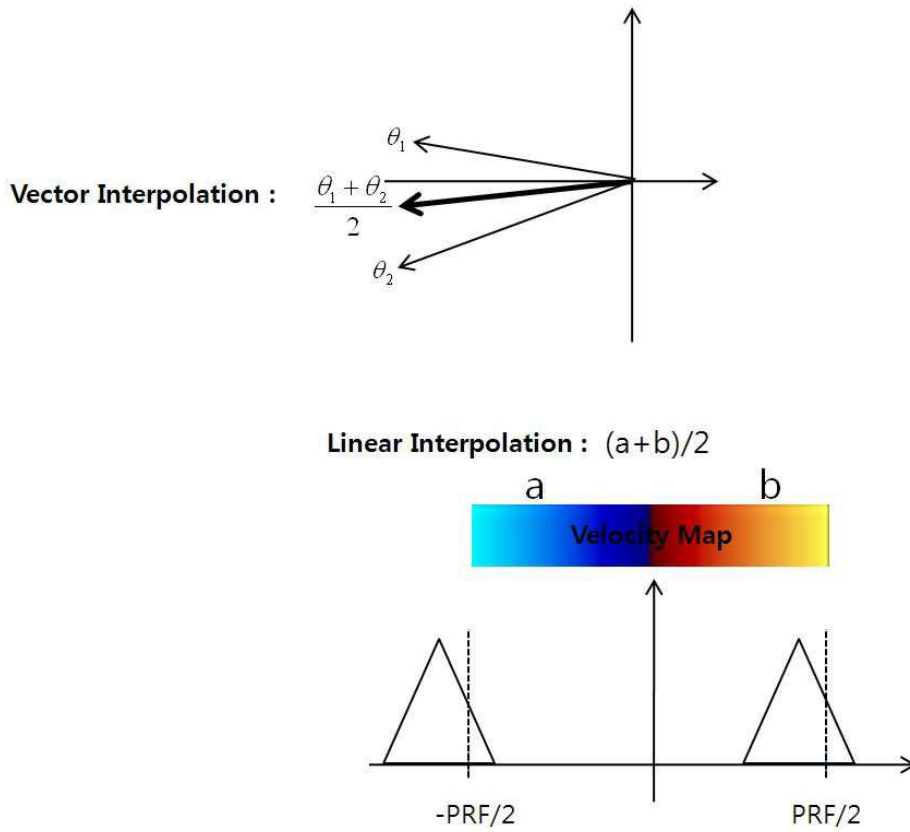
도면3



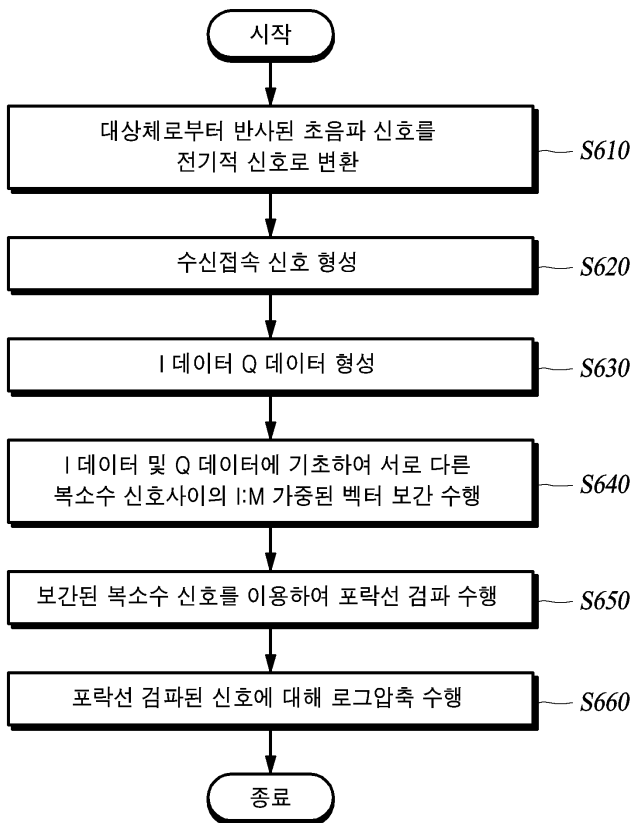
도면4



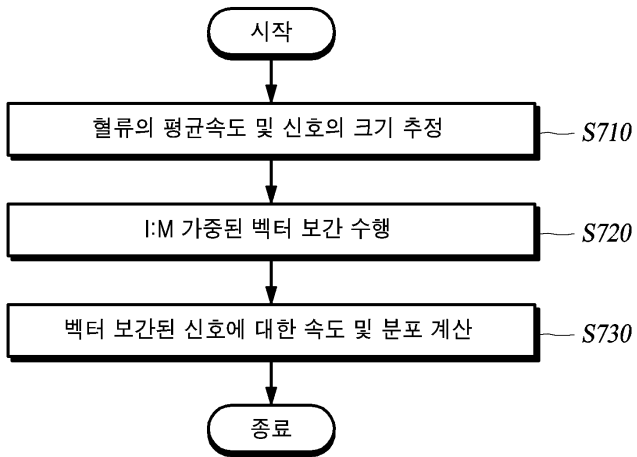
도면5



도면6



도면7



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 1, 9번째 줄

【변경전】

오일로

【변경후】

오일러

专利名称(译)	用于超声图像的矢量插值的设备和方法		
公开(公告)号	KR101266811B1	公开(公告)日	2013-05-27
申请号	KR1020110063069	申请日	2011-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	LEE KYOUNG BO 이경보 EOM MIN YOUNG 엄민영		
发明人	이경보 엄민영		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/24 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/06 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 G01S7/52034 G01S15/8979		
代理人(译)	李澈 - 熙;		
其他公开文献	KR1020130002065A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于超声图像的矢量插值的设备和方法。根据本发明的实施例的用于超声图像的矢量插值设备包括用于将电信号转换为超声信号并将超声信号发送到目标对象并将从目标对象反射的超声信号转换为电信号的探头。一种波束形成器，用于根据探头转换的电信号形成接收聚焦信号；解调器将接收聚焦信号解调为基带，以形成由I数据和同相分量的正交相位分量组成的Q数据；以及插值处理单元，用于基于I数据和Q数据在不同的复信号之间执行1:M (M是自然数)加权矢量插值。专利号10-1266811

