



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년12월17일
(11) 등록번호 10-2052123
(24) 등록일자 2019년11월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G16C 10/00 (2019.01)
(21) 출원번호 10-2011-0136556
(22) 출원일자 2011년12월16일
심사청구일자 2016년12월15일
(65) 공개번호 10-2012-0137206
(43) 공개일자 2012년12월20일
(30) 우선권주장
61/495,562 2011년06월10일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US05642732 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
심환
경기도 용인시 기흥구 흥덕3로 20, 1206동 202호
(영덕동, 신동아파밀리에아파트)
김영태
경기도 성남시 분당구 서관교로 73, 5단지
506-502 (관교동, 관교원마을)
(74) 대리인
리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 12 항

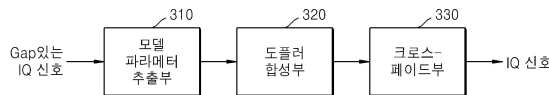
심사관 : 이종은

(54) 발명의 명칭 **신호 간섭을 저감하고 및 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법 및 장치**

(57) 요약

본 발명은 신호 간섭을 저감하고 및 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법 및 장치에 관한 것이며, 본 발명의 일 실시 예는 적어도 하나의 갭이 있는 도플러 신호를 수신하는 과정, 상기 갭이 시작되기 전후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정, 상기 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 각각 제1, 제2 도플러 정보를 합성하는 과정, 상기 합성된 제1, 제2도플러 정보를 크로스 페이드하여 갭을 위한 도플러 정보를 생성하는 과정을 포함한다

대표도 - 도3



(56) 선행기술조사문헌

US20090012398 A1*

US20050209517 A1

KR1020090070562 A

JP2001149370 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 진단 장치에 의해 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법에 있어서,

상기 초음파 진단 장치에 의해, 적어도 하나의 갭이 있는 도플러 신호를 수신하는 과정;

상기 초음파 진단 장치에 의해, 상기 갭이 시작되기 전후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정;

상기 초음파 진단 장치에 의해, 상기 갭이 시작되기 전의 제1도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 제1도플러 정보를 합성하고, 상기 갭 후의 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 역 시간 순서로 제2도플러 정보를 합성하는 과정;

상기 초음파 진단 장치에 의해, 상기 제2도플러 정보의 시간 순서를 역 시간 순서로 변경하는 과정;

상기 초음파 진단 장치에 의해, 상기 합성된 제1도플러 정보 및 상기 변경된 시간 순서를 갖는 상기 합성된 제2도플러 정보를 크로스 페이드하여 갭을 위한 도플러 정보를 생성하는 과정을 포함하는 초음파 진단 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 도플러 신호는 도플러 I, Q 신호임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 도플러 신호는 90도 위상이 시프트된 Q 신호와 I 신호가 더해진 도플러 복소 신호임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 도플러 신호는 90도 위상이 시프트된 Q 신호와 I 신호가 더하고 차감된 도플러 복소 신호의 크기 신호와 위상 신호임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 모델 파라미터 셋 획득 과정은

상기 갭이 시작되기 전후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정;

상기 갭이 종료된 후의 도플러 신호 구간을 이용하여 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 도플러 정보는 인공적 도플러 데이터임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 도플러 정보는 스펙트럴 정보임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 모델 파라미터는 AR 모델 (autoregressive model)임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 모델 파라미터는 인피니트 임펄스 응답 필터임을 특징으로 하는 초음파 진단 방법.

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

분실 신호를 복원하는 초음파 진단 장치에 있어서,

갭이 있는 도플러 신호를 수신하여, 갭이 시작되기 전 후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 추출하는 모델 파라미터 추출부;

상기 모델 파라미터 추출부에서 추출된 상기 갭이 시작되기 전의 제1도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 제1 도플러 정보를 합성하고 상기 갭 후의 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 역 시간 순서로 제2 도플러 정보를 합성하는 도플러 합성부;

상기 도플러 합성부에서 합성된 상기 제2 도플러 정보의 시간 순서를 역 시간 순서로 변경하고, 상기 합성된 제1 도플러 정보 및 상기 변경된 시간 순서를 갖는 제2도플러 정보를 크로스 페이드하여 갭 구간의 도플러 신호를 생성하는 크로스 페이드부를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 모델 파라미터 추출부는 오토 리그레시브 처리 수단임을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 진단 시스템에 관한 것이며, 특히 신호 간섭을 저감하고 및 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 통상적으로 초음파 진단은 사람이 들을 수 없는 주파수의 음파(2~20MHz)를 인체에 쏘아 반사된 초음파로 인체 내부를 영상화시키는 의료 기술이다. 초음파는 서로 다른 두 물질의 경계에서 반사율이 다르기 때문에 이러한 영상화가 가능하다.

[0003] 이러한 초음파 진단 장치는 스테레오 오디오 처리 기술과 갭 필링(gap filling) 처리 기술을 이용하고 있다.

[0004] 스테레오 오디오 처리 기술은 힐버트 변환(hilbert transform)을 이용하여 I(in-phase) 및 Q(quadrature-phase) 신호를 스테레오 오디오 신호로 변환한다. 이때 스테레오 오디오 신호는 순방향 혈류 오디오 신호와 역 방향 혈류 오디오 신호를 의미한다.

[0005] 그러나 종래에는 아날로그 기기의 문제점으로 인해 I 및 Q 신호간에 간섭(interference)이 있을 경우 이 간섭을 제거할 수 없는 문제점이 있다.

[0006] 또한 갭 필링(gap filling) 처리는 갭의 전 후 신호를 이용하여 갭 부분을 복원한다.

[0007] 그러나 종래의 갭 필링(gap filling) 처리는 갭이 끝나는 이음새에서의 리얼 데이터(real data)와 합성된 데이터(synthesized data)의 미스매치(mismatch)로 인해 영상에 문제가 발생할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 순방향 혈류 오디오 신호와 역 방향 혈류 오디오 신호간의 간섭을 저감하는 초음파 진단 방법 및 장치를 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는 갭(gap) 부분의 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법 및 장치를 제공하는 데 있다.

[0010] 상기의 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법에 있어서,

[0011] 적어도 하나의 갭이 있는 도플러 신호를 수신하는 과정;

[0012] 상기 갭이 시작되기 전후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정;

[0013] 상기 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 각각 제1, 제2 도플러 정보를 합성하는 과정;

[0014] 상기 합성된 제1, 제2도플러 정보를 크로스 페이드하여 갭을 위한 도플러 정보를 생성하는 과정을 포함한다.

[0015] 상기 도플러 신호는 도플러 I, Q 신호임을 특징으로 한다.

[0016] 상기 도플러 신호는 90도 위상이 시프트 된 Q 신호와 I 신호가 더해진 도플러 복소 신호임을 특징으로 한다.

[0017] 상기 도플러 신호는 90도 위상이 시프트 된 Q 신호와 I 신호가 더해진 도플러 복소 신호의 크기 신호와 위상 신호임을 특징으로 한다.

- [0018] 상기 모델 파라미터 셋 획득 과정은
- [0019] 상기 갭이 시작되기 전후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정;
- [0020] 상기 갭이 종료된 후의 도플러 신호 구간을 이용하여 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하는 과정을 포함하는 것이 바람직하다.
- [0021] 상기 도플러 정보는 인공적 도플러 데이터임을 특징으로 한다.
- [0022] 상기 도플러 정보는 스펙트럴 정보임을 특징으로 한다.
- [0023] 상기 모델 파라미터는 AR 모델 (autoregressive model)임을 특징으로 한다.
- [0024] 상기 모델 파라미터는 인피니트 임펄스 응답 필터임을 특징으로 한다.
- [0025] 상기 제1, 제2 도플러 정보를 합성 과정은
- [0026] 갭의 이전 신호에서의 모델 파라미터 셋을 이용하여 1차 도플러 정보를 합성하고,
- [0027] 갭의 이후 신호에서의 모델 파라미터 셋을 이용하여 시간 역순으로 2차 도플러 정보를 합성하고,
- [0028] 2차 도플러 정보의 시간 순서를 역 시간 순서대로 변경하는 것이 바람직하다.
- [0029] 상기의 다른 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 방법에 있어서,
- [0030] 도플러 신호를 순 방향 혈류의 오디오 신호 및 역 방향 혈류의 오디오 신호로 변환하는 과정;
- [0031] 소정의 소스 분리를 통해 상기 순 방향 및 역 방향 혈류의 오디오 신호 사이에 섞여 있는 간섭 신호를 분리하는 과정;
- [0032] 상기 간섭 신호를 제거한 순 방향 및 역 방향 혈류의 오디오 신호를 생성하는 과정을 포함한다.
- [0033] 상기 분리된 순 방향 및 역 방향 오디오 신호를 스펙트럼 분석하여 영상 신호로 생성하는 과정을 더 포함하는 것이 바람직하다.
- [0034] 상기 스펙트럼 분석은 패스트 푸리에 변환 또는 이산 푸리에 변환중 하나임 특징으로 한다.
- [0035] 상기 도플러 신호는 도플러 I, Q 신호임을 특징으로 한다.
- [0036] 소정의 소스 분리는
- [0037] 상기 순 방향 혈류의 오디오 신호로부터 순 방향 혈류의 오디오 신호에 섞여 있는 역 방향 혈류의 오디오 성분을 분리하고, 상기 역 방향 혈류의 오디오 신호로부터 역 방향 혈류의 오디오 신호에 섞여 있는 순 방향 혈류의 오디오 신호를 분리하는 것이 바람직하다.
- [0038] 소정의 소스 분리 처리는 principal component 분석임을 특징으로 한다.
- [0039] 상기의 다른 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 장치에 있어서,
- [0040] 갭이 있는 도플러 신호를 수신하여, 갭이 시작되기 전 후의 도플러 신호 구간을 이용하여 각각 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 추출하는 모델 파라미터 추출부;
- [0041] 상기 모델 파라미터 추출부에서 추출된 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 각각 제1, 제2 도플러 정보를 합성하는 도플러 합성부;
- [0042] 상기 도플러 합성부에서 합성된 제1, 제2도플러 정보를 크로스 페이드하여 갭 구간의 도플러 신호를 생성하는 크로스 페이드부를 포함한다.
- [0043] 상기 모델 파라미터 추출부는 오토 리그레시브 처리 수단임을 특징으로 한다.
- [0044] 상기의 다른 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 장치에 있어서,

- [0045] 도플러 신호를 순 방향 혈류의 오디오 신호 및 역 방향 혈류의 오디오 신호로 변환하는 오디오 변환부;
- [0046] 상기 순 방향 및 역 방향 혈류의 오디오 신호 사이에 섞여 있는 간섭 신호를 분리하는 소스 분리부;
- [0047] 상기 소스 분리부에서 분리된 순 방향 및 역 방향 오디오 신호를 스펙트럼 분석하여 영상 신호로 생성하는 영상 처리부를 포함한다.
- [0048] 상기 소스 분리부는 한 채널의 오디오 신호 사이에 섞여 있는 간섭 신호를 분리하는 수단임을 특징으로 한다.
- [0049] 상기 영상 처리부는 바람직하게 상기 소스 분리부에서 분리된 순 방향 및 역 방향 오디오 신호를 도플러 신호를 복조하는 신호 복조부;
- [0050] 신호 복조부에서 복조된 도플러 신호를 스펙트럼 분석하여 영상 신호로 생성하는 스펙트럼 분석부를 포함한다.

도면의 간단한 설명

- [0051] 도 1은 본 발명의 제1실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 제2실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- 도 4는 도 3의 초음파 진단 장치의 껍을 설명하기 위한 도플러 스펙트럼을 도시한 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 방법의 흐름도이다.
- 도 6은 본 발명의 제2 실시 예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 방법의 흐름도이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0052] 이하 첨부된 도면을 참조로 하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 설명하기로 한다. 아울러 본 명세서 및 도면에서 실질적으로 동일한 기능 구성을 가진 구성 요소에 대해서는 동일 부호를 붙임으로써 중복 설명을 생략한다.
- [0053] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 장치의 블록도 이다.
- [0054] 도 1의 초음파 진단 장치는 신호 변환부(110), 소스 분리부(120), 제1,제2DAC(Digital Analog Converter)부(131, 132), 제1,제2LPF(Low Pass Filter)부(141, 142), 제1,제2앰프부(151, 152), 제1,제2스피커(161, 162)를 구비한다.
- [0055] 먼저, 검사하고자 하는 대상 체로부터 반사되는 초음파 신호는 소정의 모듈을 통해 포커스 RF(Focused RF) 신호로 변환된다. 그리고 포커스 RF(Focused RF) 신호는 고 대역 필터(도시 안됨), 코사인 함수 및 사인 함수, 저 대역 필터(도시 안됨)를 통해 기저 대역으로 복조 된 도플러 신호로 변환된다.
- [0056] 여기서, 도플러 신호는 동일 위상 성분(in-phase component)로 이루어지는 I(k) 신호와 직교 위상 성분(quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q(k) 신호로 이루어진다.
- [0057] 신호 변환부(110)는 도플러 신호를 순 방향 혈류의 오디오 신호 및 역 방향 혈류의 오디오 신호로 변환한다.
- [0058] 신호 변환부(110)는 힐버트 변환(Hilbert Transform)을 이용할 수 있으나, 이에 한정하지 않는다.
- [0059] 즉, 힐버트 변환을 이용하는 신호 변환부(110)는 90도 위상이 시프트된 Q(k)신호와 I(k) 신호를 더하여 순방향 혈류의 오디오 신호($a_f(k)$)를 생성하고, 90도 위상이 시프트된 Q(k)신호와 I(k) 신호를 차감하여 역방향 혈류의 오디오 신호($a_r(k)$)를 생성한다.
- [0060] 소스 분리부(120)는 신호 변환부(110)에서 생성된 순방향 혈류의 오디오 신호($a_f(k)$) 및 역방향 혈류의 오디오 신호($a_r(k)$)에 섞여 있는 간섭 신호를 분리하여 간섭 신호가 제거된 순방향 혈류의 오디오 신호($a_f(k)$) 및 역방향 혈류의 오디오 신호($a_r(k)$)를 생성한다. 여기서, 소스 분리는 한 채널의 믹싱된 신호로부터 간섭 신호와 원래의 신호를 분리하는 기술이며, 일 실시예로 PCA(Principal Component Analysis), ICA(Independent Component Analysis)를 이용할 수 있으나, 이에 한정하지 않는다.

- [0061] 소스 분리의 실시 예를 설명하면,
- [0062] 순방향 혈류의 오디오 신호를 $a_f(k)$ 라 하고, 역방향 혈류의 오디오 신호를 $a_r(k)$ 라고 하면, $a_f(k)$ 및 $a_r(k)$ 는 다음과 같이 수식으로 나타낼 수 있다.
- [0063] $a_f(k) = a_f + q_1 \cdot a_{f1}$.
- [0064] $a_r(k) = a_r + q_2 \cdot a_{r1}$
- [0065] 여기서, a_f , a_r 는 각각 원하는 순방향 혈류 및 역 방향 혈류의 오디오 신호이고, a_{f1} 는 순방향 혈류의 오디오 신호에 섞여 있는 역방향 혈류의 오디오 신호이고, a_{r1} 는 역방향 혈류의 오디오 신호에 섞여 있는 순방향 혈류의 오디오 신호이고, q_1 · 및 q_2 는 믹싱 비율 값이다.
- [0066] 따라서, 소스 분리부(120)는 $a_f(k)$ 및 $a_r(k)$ 로 부터 간섭 신호에 해당하는 $q_1 \cdot a_{f1}$ 및 $q_2 \cdot a_{r1}$ 를 제거하고 원하는 순방향 혈류 및 역 방향 혈류의 오디오 신호에 해당하는 a_f 및 a_r 만을 추출한다.
- [0067] 다시 도 1로 돌아가서,
- [0068] 제1,제2DAC부(131, 132)는 소스 분리부(120)에서 간섭 신호가 제거된 순방향 혈류의 오디오 신호 및 역방향 혈류의 오디오 신호를 아날로그 순방향 혈류의 오디오 신호 및 역방향 혈류의 오디오 신호로 변환한다.
- [0069] 제1,제2LPF부(141, 142)는 제1,제2DAC부(131, 132)에서 출력되는 아날로그 순방향 혈류의 오디오 신호 및 역방향 혈류의 오디오 신호를 저역 필터링하여 저역 성분의 순방향 혈류 오디오 신호 및 역방향 혈류 오디오 신호를 추출한다.
- [0070] 제1,제2앰프부(151, 152)는 제1,제2LPF부(141, 142)에서 추출된 순방향 혈류 오디오 신호 및 역방향 혈류 오디오 신호를 증폭한다.
- [0071] 제1,제2스피커(161, 162)는 제1,제2앰프부(151, 152)에서 증폭된 순방향 혈류 오디오 신호 및 역방향 혈류 오디오 신호를 재생한다.
- [0072] 본 발명의 일 실시 예에 따르면, 순방향 혈류의 오디오 신호와 역 방향 혈류의 오디오 신호간에 간섭을 저감시킴으로써 스테레오 오디오 신호의 좌, 우 분리도를 높일 수 있다.
- [0073] 도 2는 본 발명의 제2실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- [0074] 도 2의 초음파 진단 장치는 신호 변환부(210), 소스분리부(220), 제1,제2DAC부(231, 232), 제1,제2LPF부(241, 142), 제1,제2앰프부(251, 252), 제1,제2스피커(261, 262), 영상 처리부(270)를 구비한다. 상기 영상 처리부(270)는 신호 복조부(274), 스펙트럼 분석부(276)로 구성된다.
- [0075] 먼저, 신호 변환부(210), 소스분리부(220), 제1,제2DAC부(231, 232), 제1,제2LPF부(241, 142), 제1,제2앰프부(251, 252), 제1,제2스피커(261, 262)는 도 1의 신호 변환부(110), 소스분리부(120), 제1,제2DAC(Digital Analog Converter)부(131, 132), 제1,제2LPF(Low Pass Filter)부(141, 142), 제1,제2앰프부(151, 152), 제1,제2스피커(161, 162)와 실질적으로 동일한 기능을 수행하므로 설명을 생략한다.
- [0076] 영상 처리부(270)는 소스분리부(220)에서 간섭 신호가 제거된 순방향 혈류의 오디오 신호 및 역방향 혈류의 오디오 신호로부터 스펙트럼을 분석하여 영상 신호를 생성한다.
- [0077] 영상 처리부(270)는 다시 신호 복조부(274), 스펙트럼 분석부(276)로 구성된다.
- [0078] 신호 복조부(272)는 소스분리부(220)에서 간섭 신호가 제거된 순방향 혈류의 오디오 신호 및 역방향 혈류의 오디오 신호로부터 I, Q 신호를 복조한다. 신호 복조부(270)는 바람직하게는 직교 복조기(quadrature demodulator)를 사용할 수 있으나, 이에 한정하지 않는다.
- [0079] 스펙트럼 분석부(2760)는 신호 복조부(272)에서 복조된 I, Q 신호로 스펙트럼을 분석하여 영상 신호를 생성한다. 스펙트럼 분석부(280)는 바람직하게는 FFT(fast Fourier transform) 스펙트럼 분석기 또는 DFT(Discrete Fourier transform)를 사용할 수 있으나, 이에 한정하지 않는다.
- [0080] 최종적으로, 영상 처리부(270)에서 생성된 영상 신호는 디스플레이 장치로 출력되어 화면에 표시된다.

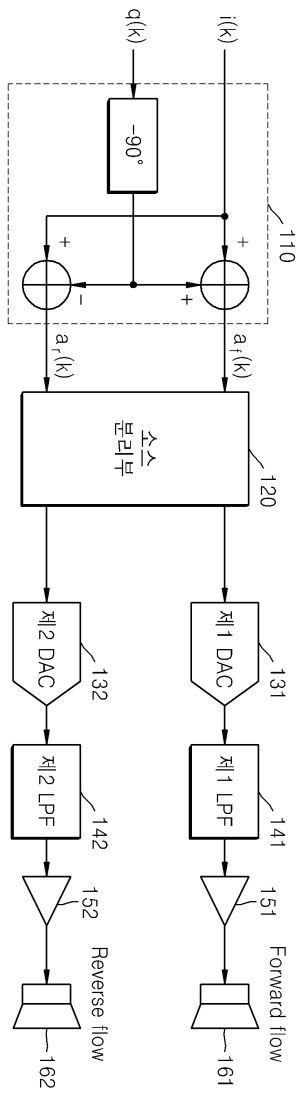
- [0081] 본 발명의 일 실시 예에 따르면, 순방향 혈류의 오디오 신호와 역 방향 혈류의 오디오 신호간에 간섭을 저감시킴으로써 영상 신호의 S(signal)/N(noise) 비를 높일 수 있다.
- [0082] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 장치의 블록도 이다.
- [0083] 본 발명의 실시 형태에 관한 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 장치의 구성에 대해서 설명하기 전에 우선 꺾을 포함하는 도플러 스펙트럼에 대해서 설명하기로 한다.
- [0084] 통상적으로 초음파 장치는 도플러 효과를 이용하여 혈류의 흐름이나 대상체의 움직임을 표시하는 BD-모드 영상을 제공하고 있다.
- [0085] 즉, 초음파 장치는 그레이 스케일의 B(Brightness)-모드 영상과, B- 모드 영상에 설정된 샘플 볼륨에 해당하는 D(doppler)-모드 영상을 동시에 제공한다. D-모드 영상은 혈관 또는 움직이는 물체의 움직임 방향 및 속도와 같은 정보를 나타낸다.
- [0086] 초음파 장치는 BD-모드 영상을 형성하기 위해 B-모드 영상을 획득하기 위한 제1초음파 빔과 D-모드 영상을 획득하기 위한 제2초음파 빔을 번갈아 가며 송수신한다.
- [0087] 그리고 초음파 장치는 제1초음파 빔을 일정 시간 동안 송수신한 후 제2초음파 빔을 일정 시간 동안 송수신한다. 그러나 초음파 장치는 제1초음파 빔을 송수신하는 시간 동안 제2초음파 빔을 송수신할 없고, 이로 인해 D-모드 영상에 도 4에 도시된 바와 같이 꺾(gap:G)이 발생한다. 도 4에서의 도플러 스펙트럼에서, x축은 시간이며, y축은 주파수이며, 410은 순방향 혈류의 스펙트럼이며, 420은 역 방향 혈류의 스펙트럼이다.
- [0088] 다시 도 3으로 돌아가서, 도 3의 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 장치는 모델 파라미터 추출부(310), 도플러 합성부(320), 크로스-페이드부(330)를 구비한다.
- [0089] 먼저, 적어도 하나의 꺾이 있는 도플러 신호를 수신한다. 이때 도플러 신호는 도플러 I, Q 신호를 의미한다. 더 상세하게는 도플러 신호는 90도 위상이 시프트 된 Q신호와 I 신호가 더해진 도플러 복소 신호(Doppler complex signal)를 의미한다. 더 상세하게는 도플러 신호는 90도 위상이 시프트 된 Q신호와 I 신호가 더해진 도플러 복소 신호(Doppler complex signal)의 크기 신호(Magnitude signal)와 위상 신호(Phase signal)를 의미한다.
- [0090] 모델 파라미터 추출부(310)는 적어도 하나의 꺾이 있는 도플러 신호를 수신하면 꺾이 시작되기 전의 일부 도플러 신호 구간을 이용하여 제1도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 추출하고, 꺾이 종료된 후의 일부 도플러 신호 구간을 이용하여 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 추출한다.
- [0091] 모델 파라미터 추출부(310)는 바람직하게 AR(Autoregressive) 모델 프로세서 또는 IIR(Infinite Impulse Response) 필터를 사용할 수 있으나, 이에 한정하지 않는다. 이에 따라서 모델 파라미터는 AR(Autoregressive) 모델 파라미터나 IIR(Infinite Impulse Response) 필터 파라미터일 수 있다. 또한 AR(Autoregressive) 모델 파라미터는 Burg 알고리즘이나 Yule-Walker 알고리즘등 알려진 방법을 이용하여 추출될 수 있다.
- [0092] 도플러 합성부(320)는 모델 파라미터 추출부(310)에서 추출된 제1, 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 각각 제1, 제2 도플러 정보를 합성한다. 제1, 제2 도플러 정보는 꺾 필링을 위한 예측 신호이다. 이때 도플러 정보는 인위적인 도플러 데이터(artificial Doppler data) 또는 스펙트럴 정보(spectral information)이다.
- [0093] 크로스-페이드부(cross fade)(330)는 도플러 합성부(320)에서 합성된 제1, 제2도플러 정보를 크로스 페이딩하여 꺾 구간을 필링한다.
- [0094] 따라서, 본 발명의 일 실시 예에 따르면 꺾의 전후 신호 구간을 이용하여 꺾을 필링 함으로써 리얼(rela) 데이터와 합성(synthesized) 데이터가 부드럽게 이어질 수 있고 또한 음향과 영상에서 부작용을 줄일 수 있다.
- [0095] 도 5는 본 발명의 제1실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 방법의 흐름도이다.
- [0096] 먼저, 도플러 I, Q 신호를 수신한다(505 과정).
- [0097] 이어서, 힐버트 변환을 이용하여 도플러 I, Q 신호를 스테레오 오디오 신호로 변환한다(510 과정). 여기서 스테레오 오디오 신호로는 순 방향 혈류의 오디오 신호 및 역 방향 혈류의 오디오 신호를 의미한다.
- [0098] 이어서, 소정의 소스 분리 알고리즘을 이용하여 스테레오 오디오 신호를 소스 분리하여 스테레오 신호에 섞여 있는 간섭 신호를 제거한다(520 과정).
- [0099] 예를 들면, 순 방향 혈류의 오디오 신호로부터 순 방향 혈류의 오디오 신호에 섞여 있는 역 방향 혈류의 오디오

성분을 분리하고, 역 방향 혈류의 오디오 신호로부터 역 방향 혈류의 오디오 신호에 섞여 있는 순 방향 혈류의 오디오 신호를 분리한다.

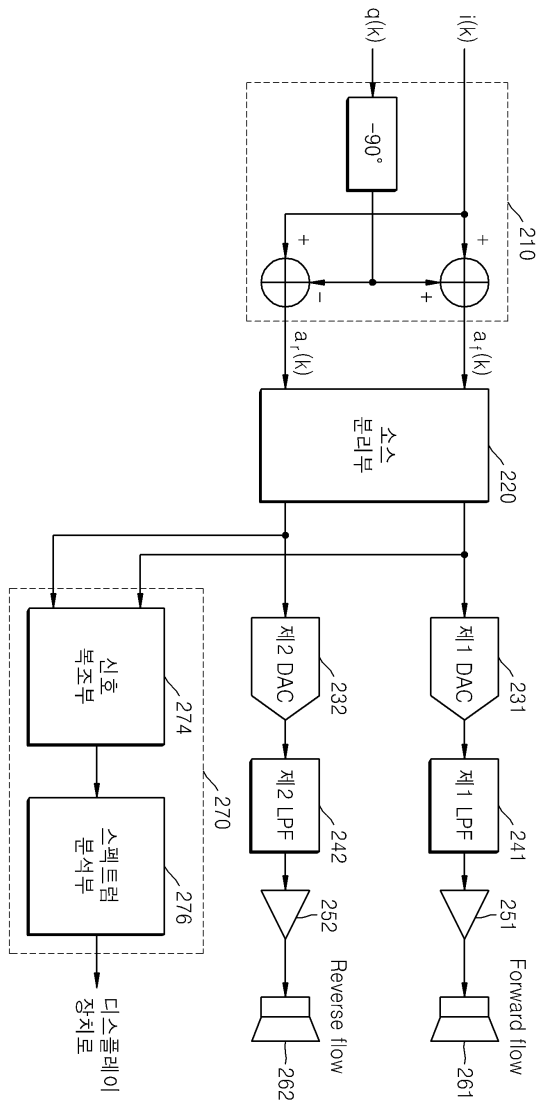
- [0100] 최종적으로, 스테레오 신호에 섞여 있는 간섭 신호가 제거된 최종 스테레오 오디오 신호를 출력한다(530 과정).
- [0101] 도 6은 본 발명의 제2실시예에 따른 신호 간섭을 저감하는 초음파 진단 방법의 흐름도이다.
- [0102] 먼저, 도플러 I, Q 신호를 수신한다(605 과정).
- [0103] 이어서, 힐버트 변환을 이용하여 도플러 I, Q 신호를 스테레오 오디오 신호로 변환한다(610 과정). 여기서 스테레오 오디오 신호로는 순 방향 혈류의 오디오 신호 및 역 방향 혈류의 오디오 신호를 의미한다.
- [0104] 이어서, 소정의 소스 분리 알고리즘을 이용하여 스테레오 오디오 신호를 소스 분리하여 스테레오 신호에 섞여 있는 간섭 신호를 제거한다(620 과정).
- [0105] 이어서, 스테레오 신호에 섞여 있는 간섭 신호가 제거된 스테레오 오디오 신호(순 방향 혈류의 오디오 신호 및 역 방향 혈류의 오디오 신호)를 출력한다(630 과정).
- [0106] 이어서, 소스 분리된 스테레오 오디오 신호를 스펙트럼 분석하여 영상 신호로 변환한다(640 과정 및 650 과정). 일 실시 예로, 직교 복조기(quadrature demodulator)를 이용하여 소스 분리된 스테레오 오디오 신호로부터 I, Q 신호를 복조한다(640 과정).
- [0107] 이어서, 복조된 I, Q 신호를 FFT 스펙트럼 분석하여 영상 신호로 변환한다(650 과정).
- [0108] 최종적으로, 영상 신호를 디스플레이 장치로 출력한다(660 과정).
- [0109] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 분실 신호를 복원하는 초음파 진단 방법의 흐름도 이다.
- [0110] 먼저, 적어도 하나의 갭이 있는 도플러 신호를 수신한다(710 과정). 이때 도플러 신호는 도플러 I, Q 신호를 의미한다.
- [0111] 이어서, 갭이 시작되기 전의 일부 도플러 신호를 이용하여 제1도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득하고, 또한 갭이 종료된 후의 일부 도플러 신호를 이용하여 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 획득한다(720 과정). 즉, AR 모델링과 IIR(Infinite Impulse Response) 필터를 이용하여 예측 신호에 해당하는 모델 파라미터를 생성한다.
- [0112] 이어서, 갭이 시작되기 전의 제1도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 제1차 도플러 정보를 합성한다(730 과정).
- [0113] 이어서, 갭이 종료된 후의 제2도플러 신호의 모델 파라미터 셋을 이용하여 시간 역순으로 제2차 도플러 정보를 합성한다(740 과정)
- [0114] 이어서, 제2차 도플러 정보의 시간 순서를 역 시간 순으로 변경한다(750 과정).
- [0115] 이어서, 합성된 제1, 제2도플러 정보를 크로스 페이드 하여 최종 도플러 정보를 획득한다(760 과정).
- [0116] 최종적으로, 크로스 페이드된 최종 도플러 정보를 이용하여 갭을 복원한다(770 과정).
- [0117] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등)와 같은 저장매체를 포함한다.
- [0118] 이제까지 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

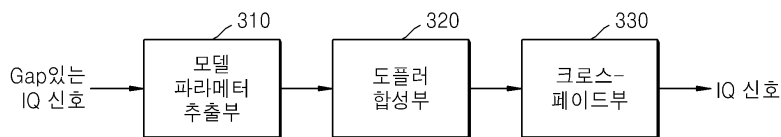
도면1



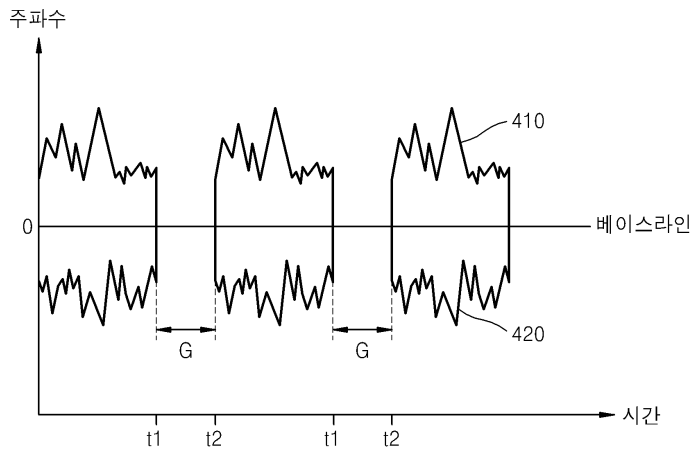
도면2



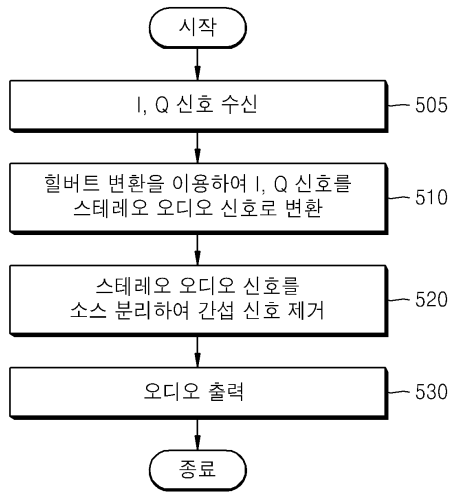
도면3



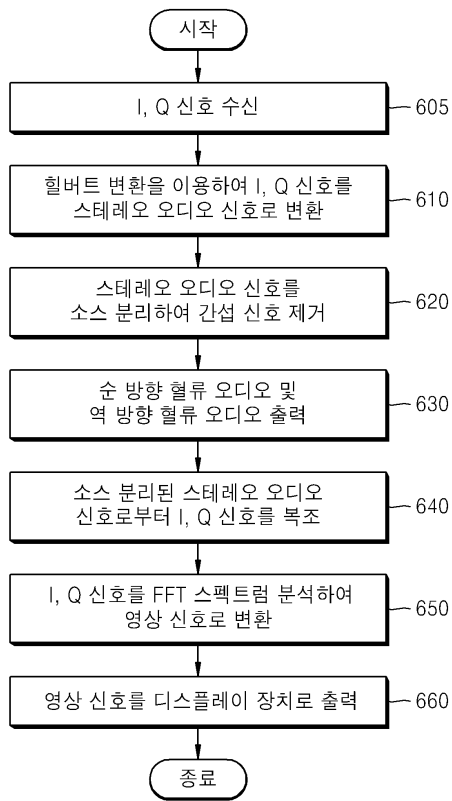
도면4



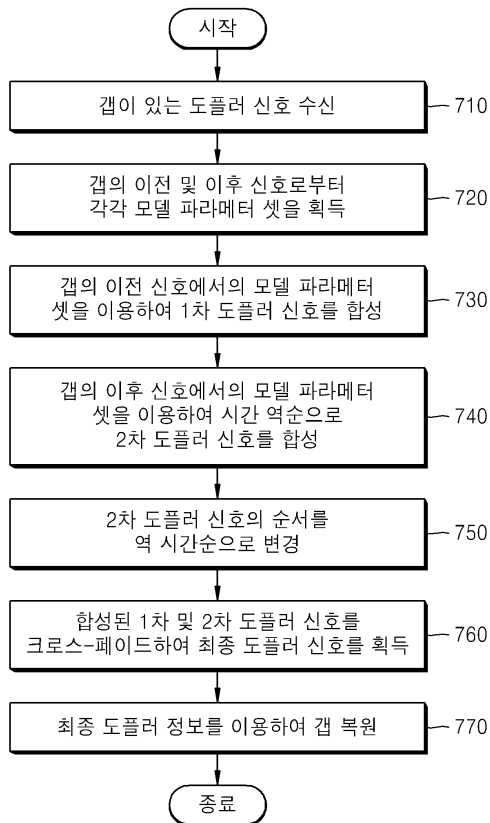
도면5



도면6



도면7



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 18, 9번째 줄

【변경전】

'상기 2차 도플러 정보'

【변경후】

'상기 제2 도플러 정보'

【직권보정 2】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 1, 8번째 줄

【변경전】

'상기 2차 도플러 정보'

【변경후】

'상기 제2 도플러 정보'

专利名称(译)	减少干扰并恢复丢失信号的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	KR102052123B1	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	KR1020110136556	申请日	2011-12-16
[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	심환 김영태		
发明人	심환 김영태		
IPC分类号	A61B8/14 G16C10/00		
审查员(译)	Yijongeun		
优先权	61/495562 2011-06-10 US		
其他公开文献	KR1020120137206A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供一种用于超声诊断的方法和设备，以减少前向音频信号和后向音频信号之间的干扰。构成：模型参数提取器（310）通过使用多普勒信号周期提取第一和第二多普勒信号的模型参数集。模型参数提取器使用AR（自回归）模型处理器或IIR（无限脉冲响应）滤波器。多普勒合成单元（320）分别通过使用第一多普勒信号和第二多普勒信号的模型参数集来合成第一多普勒信息和第二多普勒信息。第一和第二多普勒信息是用于间隙填充操作的预测信号。淡入淡出单元（330）通过淡入淡出第一和第二多普勒信息来填充间隙时段。[附图标记]（310）模型参数提取器；（320）多普勒合成单元；（330）淡入淡出单元；（AA）IQ信号有间隔；（BB）IQ信号

