(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0112057
(43) 공개일자 2015년10월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0035009
(22) 출원일자 2014년03월26일
심사청구일자 2014년03월26일

(71) 출원인
주식회사 웨이전스
강원도 춘천시 강원대학길 1, 603호(효자동, 강원대학교 보듬관)
한림대학교 산학협력단
강원도 춘천시 한림대학길 1, 한림대학교(옥천동)
대진대학교 산학협력단
경기 포천시 선단동 산 11-1
(72) 발명자
김백섭
강원도 춘천시 동산면 원무동길 214
정목근
서울특별시 노원구 한글비석로 480 보람아파트 203동 907호
(74) 대리인
특허법인 다해

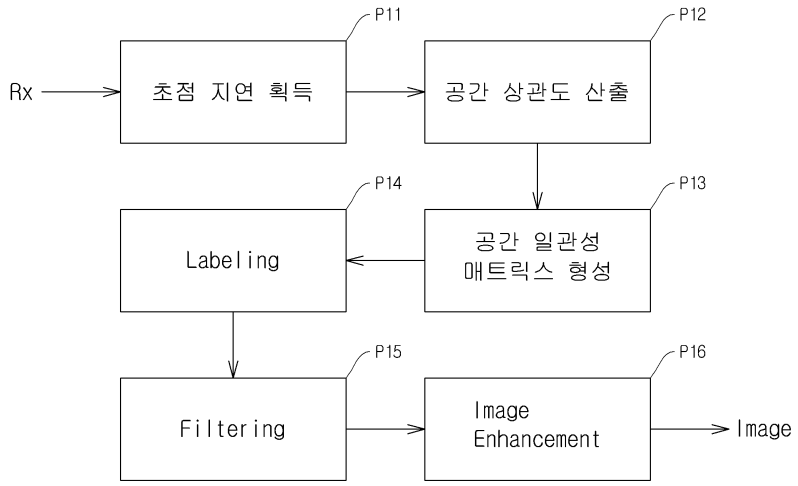
전체 청구항 수 : 총 4 항

(54) 발명의 명칭 **공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 모듈 및 그에 의한 초음파 신호 처리 방법**

(57) 요 약

본 발명은 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 모듈 및 그에 의한 초음파 신호 처리 방법에 관한 것이고, 구체적으로 반사체 또는 매질 특성에 기초하여 반사 초음파 신호를 처리하는 것에 의하여 향상된 초음파 이미지를 얻는 것이 가능하도록 하는 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 모듈 및 그에 의한 초음파 신호 처리 방법에 관한 것이다. 초음파 신호 처리 모듈은 반사된 초음파 신호를 수신하는 다수 개의 압전 소자로 이루어진 트랜스듀서; 상기 트랜스듀서로부터 전송된 신호를 처리하는 RF 신호 프로세서; 상기 반사된 초음파 신호로부터 공간 일관성을 산출하는 공간 일관성 산출 유닛; 상기 공간 일관성 산출 유닛에서 처리된 값에 기초하여 상기 인체 내부의 영역 특성에 따른 가중치를 인가하는 레이블 유닛; 및 상기 레이블 유닛에서 전송된 신호로부터 특이 위치를 탐지하는 필터 유닛을 포함한다.

대 표 도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 R0002238
부처명 산업통상자원부
연구관리전문기관 한국산업기술진흥원
연구사업명 강원광역경제권선도산업_전자의료기기
연구과제명 풀 스크린 컬러초음파 의료영상 진단기기 개발
기 여 율 1/1
주관기관 주식회사 웨이전스
연구기간 2013.06.01 ~ 2015.04.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

인체 내부로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여 이미지를 형성하는 초음파 신호 처리 모듈에 있어서,

상기 반사된 초음파 신호를 수신하는 다수 개의 압전 소자로 이루어진 트랜스듀서;

상기 트랜스듀서로부터 전송된 신호를 처리하는 RF 신호 프로세서;

상기 반사된 초음파 신호로부터 공간 일관성을 산출하는 공간 일관성 산출 유닛;

상기 공간 일관성 산출 유닛에서 처리된 값에 기초하여 상기 인체 내부의 영역 특성에 따른 가중치를 인가하는 레이블 유닛; 및

상기 레이블 유닛에서 전송된 신호로부터 특이 위치를 탐지하는 필터 유닛을 포함하는 초음파 신호 처리 모듈.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 필터 유닛은 메디안 필터가 되는 것을 특징으로 하는 초음파 신호 처리 모듈.

청구항 3

청구항 1에 있어서, 상기 이미지 데이터 생성 유닛에서 생성되는 데이터는 B-모드 영상이 되는 것을 특징으로 하는 초음파 신호 처리 모듈.

청구항 4

인체 내 진단 대상으로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계;

상기 수신된 초음파 신호를 지연 보상을 하여 RF 데이터로 변환하는 단계;

상기 RF 데이터에 대하여 공간 일관성을 산출하여 상기 진단 대상의 영역에 따른 가중 값을 부여하는 단계; 및

상기 가중 값이 부여된 데이터를 주변 영역의 특성에 따라 필터링을 하는 단계를 포함하는 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 모듈 및 그에 의한 초음파 신호 처리 방법에 관한 것이고, 구체적으로 반사체 또는 매질 특성에 기초하여 반사 초음파 신호를 처리하는 것에 의하여 향상된 초음파 이미지를 얻는 것이 가능하도록 하는 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 모듈 및 그에 의한 초음파 신호 처리 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 인체를 매질로 전달되는 초음파의 특성을 이용한 다양한 형태의 진단 방법 및 치료 방법이 공지되어 있다. 예를 들어 서로 다른 매질에서 반사 특성을 이용한 초음파 영상 진단 기술 및 음향 출력 집속으로 열에너지로 변환하여 특정 인체 부위의 세포를 제거하는 고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound) 치료 장치가 이에 해당된다. 이와 같은 의료용 초음파 기술은 적정한 크기의 초음파를 인체 내부로 전송하여 생체의 해부에 의하지 않고 진단 또는 치료가 가능하도록 한다는 이점을 가진다. 의료용 초음파 기술의 대표적인 형태에 해당되는 초음파 영상 진단 기술은 초음파 트랜스듀서와 인체 내부의 매질의 경계 면 사이의 거리 및 에코 신호를 탐지하여 이미지로 표시하는 것에 의하여 진단이 가능하도록 하는 기술을 말한다. 초음파 영상 진단 기술은 A-모드 영상 진단 기술, M-모드 영상 진단 기술, B-모드 영상 진단 기술 및 D-모드(Doppler-mode) 영상 진단 기술로 나누어질 수 있다.

[0003] 초음파 영상 진단 기술의 하나에 해당되는 B-모드 영상 진단 기술은 다수의 초음파 어레이 소자로 인체에 적절한 초음파 빔을 형성하는 빔 형성(Beam-Forming) 방법 및 신호 처리 기술을 중심으로 발전되어 왔다. B-모드 영상 진단 기술에서 초음파 이미지의 형성하기 위하여 먼저 빔 형성기(beam former)로부터 전송된 RF 데이터(Radio Frequency Data)를 복조하는 것에 의하여 포락선(Amplitude Envelope)이 얻어질 수 있다. 이후 포락선 데이터는 스캔 컨버터에 의하여 합성 이미지 데이터로 변화되어 비디오 프로세서에 의하여 초음파 이미지로 만들어질 수 있다. B-모드에서 빔 형성 및 그에 따른 수신 반사파 처리에 따른 이미지 품질의 향상을 위한 다양한 기술이 제시되어 있다.

[0004] B-모드 이미지 품질 향상과 관련된 선행기술로 국제공개번호 WO 2012/107370 '영상 획득속도 최적화를 구비한 영상 장치' 가 있다. 상기 선행기술은 관심 영역과 원하지 않는 영역에 해당되는 트랜스듀서 사이의 상관 매트릭스를 결정하고; 관심 영역의 트랜스듀서 사이의 상관 매트릭스의 역-매트릭스의 곱으로부터 관심 영역의 특성 매트릭스를 결정하고; 전송 매트릭스를 정의하는 관심 영역의 특성 매트릭스의 값과 고유 값을 계산하고; 조사를 위한 고유 벡터의 수 K를 정의하기 위하여 관심 영역에서 영상 획득 속도와 영상 품질 사이를 절충 및 조절하고; 완전한 데이터 셋을 얻기 위하여 전송 매트릭스의 역-매트릭스에 영향을 받지 않는 조사에 해당되는 제로로 설정된 데이터에 의하여 완성 획득된 신호로 구성된 수신 매트릭스를 곱하고; 합성 조리개 초음파 검사 영상 방법과 같이 관심 영역에 해당되는 고해상도 영상을 재구성하는 방법에 대하여 개시한다.

[0005] B-모드 이미지 품질 향상과 관련된 다른 선행기술로 미국특허공개번호 제2013/0109971호 'METHODS, SYSTEMS AND APPARATUSES FOR VAN-CITTERT ZERNIKE IMAGING' 가 있다. 상기 선행기술은 대상에서 다수 개의 트랜스듀서 소자로부터 전송된 시간 지연 신호로부터 반사 신호를 수신하고 그리고 상기 반사 신호는 대상의 2차원 슬라이스를 형성하는 다수 개의 볼륨 요소의 다수 개의 반사로부터 형성된 트랜스듀서 소자의 각각에서 측정을 포함하는 단계; 측정된 반사 신호에 기초하여 볼륨 요소의 각각을 위하여 van Cittert Zernike 곡선을 산출하고 그리고 다수 개의 볼륨 요소의 하나와 각각 관련된 다수 개의 픽셀의 포함하는 짧은 지연 공간 일관성 이미지를 생성하는 단계를 포함하고, 다수 개의 픽셀의 각각은 다수 개의 볼륨 요소와 관련된 각각을 위하여 산출된 van Cittert Zernike 곡선의 매트릭스로부터 산출된 값을 포함하는 초음파 이미지의 생성 방법에 대하여 개시한다.

[0006] 초음파 빔 형성과 관련된 선행기술로 미국특허등록번호 제5,544,655호 'Ultrasonic Multiline Beam-forming with Interleaved Sampling' 이 있다. 상기 선행기술은 정보가 얻어진 공간 필드에서 적어도 두 개의 공간적으로 구분된 라인 위치에 고조파를 전송하는 고주파 에너지 전송을 위한 수단; 트랜스듀서 소자 어레이에 의하여 수신된 에코 신호로부터 상기 라인으로부터 에코 정보의 적어도 두 개의 시퀀스를 형성하기 위한 수단을 포함하는 초음판 진단 시스템에 대하여 개시한다.

[0007] 상기 선행기술 또는 공지 기술은 초음파 이미지 품질 향상 또는 초음파 빔 형성 향상 기술과 관련하여 대상(target)의 이미지 형성 또는 초음파 빔 형성이 지연 특성에 기초하여 이루어지는 것에 대하여 개시한다.

[0008] 본 발명은 선행기술 또는 공지 기술에서 개시된 방법 또는 기술과 서로 다른 새로운 초음파 이미지 품질을 향상시키기 위한 방법을 제안하기 위한 것으로 아래와 같은 목적을 가진다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 선행문헌1: 국제공개번호 WO 2012/107370(Super Sonic Imagine, 2012년08월16일 공개) An Imaging Device with Image Acquisition Rate Optimization

(특허문헌 0002) 선행문헌2: 미국특허공개번호 US 2013/0109971(Duke University, 2013년05월02일 공개) METHODS, SYSTEMS AND APPARATUSES FOR VAN-CITTERT ZERNIKE IMAGING

(특허문헌 0003) 선행문헌3: 미국특허등록번호 제5,544,655(Atlantis Diagnostics International, 1996년 08월 13일 공개) ULTRASONIC MULTILINE BEAM-FORMING WITH INTERLEAVED SAMPLING

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명의 목적은 초음파 소자로부터 전송된 수신 신호 사이의 공간 상관성 및 영역 특성 가중치의 인가에 따라 얻어진 영상 형성 데이터를 주변 영역의 특성에 따라 필터링을 하는 것에 의하여 향상된 품질의 초음파 이미지가 얻어질 수 있도록 하는 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 모듈 및 그에 의한 초음파 신호 처리 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 적절한 실시 형태에 따르면, 인체 내부로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여 이미지를 형성하는 초음파 신호 처리 모듈은 상기 반사된 초음파 신호를 수신하는 다수 개의 압전 소자로 이루어진 트랜스듀서; 상기 트랜스듀서로부터 전송된 신호를 처리하는 RF 신호 프로세서; 상기 반사된 초음파 신호로부터 공간 일관성을 산출하는 공간 일관성 산출 유닛; 상기 공간 일관성 산출 유닛에서 처리된 값에 기초하여 상기 인체 내부의 영역 특성에 따른 가중치를 인가하는 레이블 유닛; 및 상기 레이블 유닛에서 전송된 신호로부터 특이 위치를 탐지하는 필터 유닛을 포함한다.

[0012] 본 발명의 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 상기 필터 유닛은 메디안 필터가 되는 것을 특징으로 한다.

[0013] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 상기 이미지 데이터 생성 유닛에서 생성되는 데이터는 B-모드 영상이 된다.

[0014] 본 발명의 또 다른 적절한 실시 형태에 따르면, 공간 일관성 기초 초음파 신호 처리 방법은

[0015] 인체 내 진단 대상으로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계; 상기 수신된 초음파 신호를 지연 보상을 하여 RF 데이터로 변환하는 단계; 상기 RF 데이터에 대하여 공간 일관성을 산출하여 상기 진단 대상의 영역에 따른 가중 값을 부여하는 단계; 및 상기 가중 값이 부여된 데이터를 주변 영역의 특성에 따라 필터링을 하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0016] 본 발명에 따른 신호 처리 모듈은 공간 일관성에 기초하여 얻어진 신호를 주변 영역의 특성에 따라 필터링을 하는 것에 의하여 품질이 향상된 초음파 이미지가 얻어질 수 있도록 한다는 이점을 가진다. 또한 본 발명에 따른 신호 처리 방법은 B-모드 영상 이미지에서 반점(speckle)이 감소되도록 한다는 장점을 가진다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법의 하나의 과정에 대한 실시 예를 블록 다이어그램으로 개략적으로 도시한 것이다.

도 2는 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법에서 각각의 단계에서 신호가 처리되는 과정에 대한 실시 예를 개략적으로 도시한 것이다.

도 3은 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법에 적용될 수 있는 공간 일관성 산출 유닛의 적용에 대한 실시 예를 도시한 것이다.

도 4는 발명에 따른 초음파 신호 처리 모듈의 실시 예를 도시한 것이다.

도 5는 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법의 실시 예를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 아래에서 본 발명은 첨부된 도면에 제시된 실시 예를 참조하여 상세하게 설명이 되지만 실시 예는 본 발명의 명확한 이해를 위한 것으로 본 발명은 이에 제한되지 않는다. 아래의 설명에서 서로 다른 도면에서 동일한 도면부호를 가지는 구성요소는 유사한 기능을 가지므로 발명의 이해를 위하여 필요하지 않는다면 반복하여 설명이 되지 않으며 공지의 구성요소는 간략하게 설명이 되거나 생략이 되지만 본 발명의 실시 예에서 제외되는 것으로 이해되지 않아야 한다.

[0019] 도 1은 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법의 하나의 과정에 대한 실시 예를 블록 다이어그램으로 개략적으로 도시한 것이다.

[0020] 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 과정은 인체 내로 전송되어 정해진 부위에서 반사된 초음파 신호(Rx)를 트랜스듀서에서 시간 지연된 형태로 수신하는 단계(P11); 상기 트랜스듀서의 각각의 초음파 소자에서 시간 지연된

수신 초음파 신호를 기초로 공간 상관도를 산출하는 단계(P12); 상기 산출된 공간 상관도로부터 공간 일관성 매트릭스를 형성하는 단계(P13); 상기 공간 일관성 매트릭스에 추가하여 인체 내 반사 부위의 특성에 따른 레이블 매트릭스를 산출하는 단계(P14); 레이블 결과에 따라 주변 부위에 따른 특이점을 검출하여 필터링을 하는 단계(P15); 및 필터링 결과에 따라 영상 이미지 신호를 수정하여 이미지를 향상시키는 단계(P16)로 이루어질 수 있다.

[0021] 본 발명에 따른 방법 또는 장치는 B-모드 초음파 영상의 품질 향상을 위한 것이며 B-모드 이미지 형성 방법에 있어서 산출된 공간 일관성에 필터링 과정을 추가하여 B-모드 영상 이미지의 품질을 향상시키는 방법을 특징으로 한다. 다만 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 장치 또는 초음파 처리 방법은 초음파 진단을 위한 B-모드 이미지 형성에 적용될 수 있지만 이에 제한되지 않는다. 예를 들어 본 발명에 따른 장치 또는 방법은 고강도 집중 초음파 치료를 위한 과정에서 치료 부위의 이미지를 획득하기 위하여 적용될 수 있다. 다양한 모드의 진단 또는 치료를 위하여 본 발명에 따른 장치 또는 방법이 적용될 수 있다.

[0022] 인체 내 진단 부위로 전송되는 초음파 신호는 예를 들어 트랜스듀서에 배열된 다수 개의 초음파 소자에 의하여 발생될 수 있고 정해진 부위에 초점이 형성되도록 빔 형성이 된(Beam forming) 초음파 신호가 될 수 있다. 인체 내 정해진 부위에서 반사되는 신호는 동일한 초음파 소자 또는 송신을 위한 초음파 소자와 서로 다른 위치에 배치된 초음파 소자에 수신될 수 있다. 초음파 신호의 수신을 위한 초음파 소자의 배열은 이 분야에서 공지된 임의의 구조가 될 수 있고 각각의 소자에 수신된 초음파 신호의 시간 지연이 산출될 수 있다.

[0023] 수신된 초음파 신호의 시간 지연에 따라 공간 상관도가 산출될 수 있다(P12). 공간 상관도(spatial correlation)는 트랜스듀서에 배치된 각각의 초음파 소자에서 수신된 시간 지연에 기초하여 산출될 수 있다. 서로 m(m은 0 또는 자연수)만큼 떨어진 초음파 소자 사이의 공간 상관도는 아래의 수식1에 의하여 산출될 수 있다.

$$r(m)=\frac{1}{N-m}\sum_{i=1}^{N-m}\frac{\sum_{i=n_1}^{n_2}s_i(n)s_{i+m}(n)}{\sqrt{\sum_{i=n_1}^{n_2}s_i^2(n)\sum_{i=n_1}^{n_2}s_{i+m}^2(n)}}$$

[0024]

[0025] <수식1>

[0026] 상기 수식1에서 r(m)은 공간 상관도, N은 전체 초음파 소자의 수, N-m은 커널의 크기, $s_i(n)$은 깊이 n에서 얻은 i 번째 초음파 소자의 데이터를 나타낸다.

[0027] 수식1로부터 서로 다른 소자에 대한 공간 상관도가 산출되면 공간 일관성이 산출될 수 있고 공간 일관성 r은 공간 상관도를 M만큼 합한 것이 될 수 있다. 공간 일관성 r은 아래의 수식2로 표시될 수 있다.

$$r=\sum_{m=1}^{M}r(m)$$

[0028]

[0029] <수식2>

[0030] 수식2에서 r은 공간 상관도를 나타내고 인체 내 반사 부위의 초점이 형성된 위치(sampling location)에 대하여 하나의 스칼라 값이 얻어지고 그리고 각각의 샘플 위치(sampling location)는 2차원 배열(매트릭스 I)에 저장될 수 있다(P13).

[0031] 공간 일관성과 관련된 이차원 매트릭스(matrix)(매트릭스 I)가 산출되면 반사 부위의 특성에 따른 레이블 특성이 인가될 수 있다(P14). 레이블 특성이란 초음파 신호의 반사 특성을 의미한다. 초음파 신호는 매질 밀도 또는 매질 분포에 따라 서로 다른 반사 특성을 가질 수 있다. 초음파의 진폭에 비하여 충분히 큰 크기를 가지는 강한 반사체의 경우 공간 일관성이 값이 커지고 그리고 혈구와 같이 초음파 파장에 비하여 크기가 작은 물질의 경우 초음파의 산란으로 인하여 공간 일관성이 작은 값을 가질 수 있다. 그러므로 산출된 공간 일관성에 기초하여 초

점이 맞는 영역의 특성이 산출될 수 있다. 구체적으로 뼈 또는 횡격막과 같은 밀도가 높은 구조 영역의 경우 공간 일관성이 커지고 그리고 연조직 또는 혈관 내부와 같이 밀도가 낮은 균질 영역에서 공간 일관성이 작아진다. 그리고 이와 같은 특성이 공간 일관성에 나타날 수 있고 이와 같은 레이블 값 z는 밀도가 높은 구조 영역의 경우 +1의 값을 그리고 밀도가 낮은 균질 영역에서 -1 값을 가질 수 있다. 예를 들어 구조 영역과 균질 영역의 중간에 해당되는 영역에서 -1 과 1 사이의 값을 가질 수 있으며 아래의 수식3과 같이 표시될 수 있다.

[0032]
$$z=\begin{cases}+1, & r \geq t_2 \\ -1, & r \leq t_1 \\ \dfrac{r-t_1}{t_2-t_1}, & otherwise\end{cases}$$

[0033] <수식3>

[0034] 상기 수식3에서 t_1 및 t_2는 균질 영역과 구조 영역에 대한 임계값을 나타낸다.

[0035] 영역에 따른 레이블 값이 인가되면 주변에 대한 특이점의 존재 여부가 탐지될 수 있다. 특이점의 존재 여부는 균질 영역과 구조 영역에 대하여 각각 독립적으로 탐지될 수 있다. 그리고 탐지 결과에 따라 필터링이 될 수 있다(P15). 균질 영역에서 특이점의 존재는 형상의 정형화 여부에 따라 수정이 된다. 만약 형상이 일정 영역 크기를 가지면서 이와 동시에 일정한 형상을 나타낸다면 다른 주변 영역과 구별되는 신호로 처리된다. 이에 비하여 일정 영역의 크기가 되지 않거나 또는 부정형적인 형상을 가진다면 노이즈로 처리가 될 수 있다. 기준이 되는 일정 영역의 크기 또는 형상이 부정형성은 인체 내 검사 영역에 따라 결정될 수 있다. 예를 들어 검사 영역에서 이미 알려진 형상이 존재하고 그와 유사한 신호가 탐지되었다면 이미지 신호로 처리가 될 수 있다. 이에 비하여 주변 영역에 비하여 구별되는 명암 비율을 가지지 못한다면 노이즈로 처리되고 아래에서 설명되는 것처럼 주변 영역과 관련성을 가지도록 평활화가 될 수 있다. 이와 달리 구조 영역에 대하여 특이점은 기본적으로 이미지 신호로 처리되고 주변 영역과 명암 비율을 고려하여 노이즈 신호로 처리될 수 있다.

[0036] 필터링을 위하여 메디안 필터링이 적용될 수 있고 메디안 필터링은 노이즈 감소를 위한 이 분야에서 공지된 임의의 비선형 디지털 필터가 될 수 있고 예를 들어 선형 가우스 필터와 같은 것이 될 수 있다. 특이점에 대한 필터링이 결과는 이차원 매트릭스(매트릭스 A)로 표시될 수 있고 이미지 전처리 유닛에 의하여 공간 상관성 매트릭스와 함께 이미지 형성을 위하여 전처리(pre-processing)가 될 수 있다.

[0037] 이미지 전처리(image pre-processing)는 디스플레이 유닛에 의하여 표시되기 위한 초음파 신호에 대한 이미지 결정 단계가 될 수 있고 표시되는 이미지의 품질을 향상시키는 기능을 가질 수 있다. 이와 같이 특이점에 따라 필터링이 된 디지털 신호는 최종적으로 처리가 되어 이미지 품질이 향상되어 디스플레이 유닛에 표시될 수 있다.

[0038] 이미지 전처리는 예를 들어 균질 영역에서 잡음을 없애기 위하여 특이점이 평활화가 되고 그리고 구조 영역에 대하여 특이점을 이미지 신호로 처리되는 단계를 포함할 수 있다. 구체적으로 공간 상관도를 나타내는 매트릭스 I에 대하여 필터링 단계에서 얻어진 매트릭스 A가 적용되어 매트릭스 I가 수정될 수 있다. 예를 들어 B-모드 영상 매트릭스 I에 대하여 아래의 수식 4로 표시되는 확산 필터가 적용될 수 있다.

[0039]
$$\frac{\partial I}{\partial t}=div(c\ \nabla I)$$

[0040] <수식4>

[0041] 상기 수식4에서 div는 발산(divergence)을 나타내고 그리고 c는 확산 계수를 나타낸다.

[0042] 확산 계수 c는 아래의 수식5로 표시될 수 있다.

$$c = f(A;\sigma) = 1 - \frac{1}{1 + \exp[-(A-m)/\sigma]}$$

[0043]

[0044] <수식5>

[0045] 수식 5에서 A는 필터링 단계에서 얻어진 매트릭스 A를 나타내고 그리고 m과 는 사용자 정의 파라미터가 될 수 있다.

[0046] 공간 일관성에 따른 매트릭스 I에 대하여 영역 속성을 나타내는 매트릭스 A를 수식4에 다라 적용시키는 것에 의하여 예를 들어 B-모드 영상 이미지에서 노이즈에 해당되는 반점(speckle)의 감소될 수 있다. 이후 필터링이 된 전처리 신호는 스캔 변환(scan conversion)이 되어 디스플레이 유닛에 표시되고 품질이 향상된 이미지가 얻어질 수 있다.

[0047] 위에서 제시된 공간 일관성의 산출, 레이블 값의 산출 또는 필터링 방법은 예시적인 것으로 본 발명은 제시된 실시 예에 제한되지 않는다.

[0048] 아래에서 본 발명에 따른 신호 처리 모듈에 적용되는 유닛에 대하여 설명된다.

[0049] 도 2는 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법에서 각각의 단계에서 신호가 처리되는 과정에 대한 실시 예를 개략적으로 도시한 것이다. 그리고 도 3은 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법에 적용될 수 있는 공간 일관성 산출 유닛의 적용에 대한 실시 예를 도시한 것이다.

[0050] 도 2의 (가)는 본 발명에 따른 신호 처리 과정의 실시 예를 블록 다이어그램으로 개략적으로 나타낸 것이고 그리고 도 2의 (나)는 비교를 위하여 공지된 신호 처리 과정의 실시 예를 나타낸 것이다. 그리고 도 3의 (가) 및 (나)는 도 2의 (가) 및 (나)에 대응되는 본 발명에 따른 신호 처리 과정 및 공지된 신호 처리 과정의 실시 예를 각각 나타낸 것이다.

[0051] 도 2의 (가) 및 도 3을 참조하면, 초음파 신호 처리 모듈은 상기 반사된 초음파 신호를 수신하는 다수 개의 초음파 소자(31a 내지 31n)로 이루어진 트랜스듀서; 상기 트랜스듀서로부터 전송된 신호를 처리하는 RF 신호 프로세서(32a 내지 32n); 상기 반사된 초음파 신호로부터 공간 일관성을 산출하는 공간 일관성 산출 유닛(33); 및 RF 신호 프로세서(32a 내지 32n)에서 처리된 신호에 공간 일관성 산출 유닛(33)에서 산출된 값을 주변 영역의 특성에 따라 필터링을 하는 필터 유닛(28)을 포함할 수 있다.

[0052] 인체 내 진단 부위(T)로부터 반사된 초음파 신호는 트랜스듀서에 배치된 초음파 소자(31a 내지 31n)에 수신이 될 수 있고 초점 위치에 해당되는 진단 부위(T)로부터 각각의 초음파 소자(31a 내지 31b)의 상대적인 위치에서 따라 시간 지연이 되어 각각의 초음파 소자(31a 내지 31n)에 수신된다. 각각의 신호는 RF 신호 프로세서(32a 내지 32n)에 의하여 지연 시간이 보상될 수 있다. 이와 같은 과정이 빔 형성 유닛(21)에 의하여 진행될 수 있다. 빔 형성 유닛(21)에 의하여 지연 보상이 된 신호는 파형 탐지 유닛(22)에 의하여 복조가 되어 진폭이 탐지되고 각각의 초음파 신호가 합성이 될 수 있다.

[0053] 도 2의 (나) 및 도 3의 (나)를 참조하면, RF 신호 프로세서(32a 내지 32n)에 의하여 처리된 신호는 파형 형성 유닛(36)에 의하여 진단 부위를 나타내는 신호로 변환되어 스캔 컨버터(24)로 전송될 수 있다. 이후 후처리 프로세서(241)에 의하여 처리되어 디스플레이 유닛(25)으로 전달되어 이미지로 표시될 수 있다. 이에 비하여 본 발명에 따른 신호 처리 모듈에서 RF 신호 프로세서(32a 내지 32n)에서 처리된 신호로부터 공간 일관성이 산출될 수 있다.

[0054] 도 2의 (가) 및 도 3의 (가)를 참조하면, RF 신호 프로세서(32a 내지 32n)에 의하여 지연 보상이 되어 RF 데이터로 변환된 신호는 공간 일관성 산출 유닛(33)에 의하여 처리되어 이미지로 변화될 수 있다. 구체적으로 공간 일관성 산출 유닛(33)은 상관성 산출 유닛(26), 레이블 유닛(27) 및 필터 유닛(28)으로 이루어질 수 있다. 상관성 산출 유닛(26)에서 위에서 설명이 된 것처럼 상관성 매트릭스 I가 만들어지고 그리고 레이블 유닛(27)에서 균열 영역과 구조 영역에 따라 가중 값이 부여되는 영역 특성 매트릭스 A가 만들어질 수 있다. 그리고 매트릭스 I 및 매트릭스 A는 필터 유닛(28)으로 전송되어 균질 영역과 구조 영역에 따른 특이점에 대한 필터링이 이루어질 수 있다. 예를 들어 필터 유닛(28))은 메디안 필터, 적응 필터 또는 확산 필터와 같은 것을 포함할 수 있다. 필터 유닛(28)에서 진단 부위(T)의 각각의 위치에 대한 수정 값이 이차원 매트릭스 형태로 만들어질 수 있고 그

리고 이미지 전처리 유닛(23)으로 전송될 수 있다. 이미지 전처리 유닛(23)은 시간 지연 보상이 되어 파형이 합성된 신호에 대하여 다시 필터 유닛(28)으로부터 전달된 매트릭스를 적용할 수 있다. 이후 최종적으로 수정된 합성 신호는 스캔 컨버터(24)로 전달되어 디스플레이 유닛(25)에서 디스플레이가 될 수 있다. 이와 같은 일련의 과정이 도 4에 도시되어 있다.

[0055] 도 4는 발명에 따른 초음파 신호 처리 모듈의 실시 예를 도시한 것이다.

[0056] 도 4를 참조하면, 반사된 초음파 신호(Rx)는 트랜스듀서(41)의 각각의 초음파 소자(411 내지 41k)에 수신될 수 있다. 초음파 소자(411)에서 수신된 신호는 전기 신호로 변환되어 RF 데이터가 될 수 있고 빔 형성 유닛(41a 내지 42k)에 의하여 지연 시간이 보상되어 탐지 유닛(44)으로 전송될 수 있다. 다른 한편으로 각각의 초음파 소자(411 내지 41k)에 수신된 초음파 신호 및 전기 신호로 변환된 RF 데이터는 상관성 유닛(43)으로 전송되어 초음파 소자(411 내지 411k)의 상호 위치에 따른 공간 상관성이 산출될 수 있다. 그리고 공간 상관성이 적용된 RF 데이터가 탐지 유닛(44)으로 전송될 수 있다. 탐지 유닛(44)에서 포락선(envelope)이 만들어지고 그에 따라 진단 부위의 각각이 위치에 대한 예비 이미지 신호가 형성될 수 있다. 예비 이미지 신호는 실질적으로 진단 부위의 특성을 나타내지 못하므로 수정될 필요가 있다. 레이블 유닛(441)에 의하여 균질 영역 또는 구조 영역에 따라 가중 값이 부여될 수 있고 그리고 필터 유닛(442)에 의하여 가중 값이 부여되어 만들어진 예비 이미지 신호에 대한 특이점 탐색이 이루어질 수 있다. 균질 영역 및 구조 영역에 각각에 존재하는 특이점을 위에서 설명된 것처럼 서로 다른 방법으로 처리될 수 있다. 그리고 최종적으로 처리된 수정 이미지 신호는 전처리 유닛(45) 및 스캔 컨버터(46)를 경유하여 디스플레이 유닛(47)으로 전송되어 이미지로 표시될 수 있다.

[0057] 도 3 및 도 4에 제시된 실시 예에서 상관성 유닛, 레이블 유닛 또는 필터 유닛은 독립된 구성으로 제시되어 있지만 하나의 프로세서 또는 처리 장치로 만들어질 수 있다. 또한 RF 신호 프로세서도 마찬가지로 상관성 유닛, 레이블 유닛 또는 필터 유닛과 함께 하나의 프로세서로 이루어질 수 있다. 또한 상관성 유닛, 레이블 유닛 또는 필터 유닛은 하드웨어 형태 또는 소프트웨어 형태로 만들어질 수 있다.

[0058] 위에서 설명된 것처럼 본 발명에 따른 신호 처리 모듈 또는 방법은 이미지의 명암 비율 향상을 통하여 이미지의 품질을 향상시키는 것이 아니라 진단 부위의 영역 특성에 의하여 발생되는 반점(speckle) 또는 영역 가장자리의 번짐과 같은 것의 감소시키는 것에 의하여 초음파 이미지 또는 B-모드 초음파 이미지의 품질을 향상시키는 것을 특징으로 한다. 다만 이로 인하여 부수적으로 초음파 이미지의 명암비의 향상으로 인하여 이미지의 선명도가 향상될 수 있다.

[0059] 도 5는 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법의 실시 예를 도시한 것이다.

[0060] 도 5를 참조하면, 본 발명에 따른 초음파 신호 처리 방법은 진단 부위로부터 반사파를 수신하는 단계(S51); 수신된 반사파 각각에 대하여 지연 보상을 하고(S52) 그에 따른 RF 데이터를 획득하는 단계(S53); 수신된 반사파의 시간 지연 데이터로부터 공간 상관성을 계산하는 단계(S54); 공간 상관성에 계산되어 적용된 각각의 반사파에 대하여 영역 특성에 따른 가중 값을 부여하는 단계(S55); 가중 값이 부여된 반사파로부터 주변 영역에 비교되는 특이점을 탐색하는 단계(S56); 탐색된 특이점에 대하여 균질 영역 또는 구조 영역에 따라 서로 다른 영역 필터를 적용하는 단계(S57) 및 필터 적용에 의하여 수정된 RF 데이터를 스캔 컨버터로 전송하는 단계(S58)을 포함한다.

[0061] 진단 부위로부터 반사된 트랜스듀서의 초음파 소자에 따른 공간 일관성은 이차원 매트릭스I로 표시될 수 있고 그리고 진단 부위의 영역 특성은 레이블 값으로 표시되는 이차원 매트릭스 A로 표시될 수 있다. 이차원 매트릭스 I 및 이차원 매트릭스 A로부터 주변 영역에 대한 관련성을 기초로 영역 특이점이 탐색될 수 있고 탐색된 영역 특이점은 균질 영역 또는 구조 영역과 같이 영역 특성에 따라 서로 다른 방법으로 필터링이 될 수 있다. 그리고 필터링이 된 초음파 신호는 스캔 컨버터에서 이미지 신호로 변환되어 디스플레이 유닛에 표시될 수 있다.

[0062] 본 발명에 따른 초음파 신호 처리에서 필터링은 다양한 방법으로 이루어질 수 있고 본 발명은 제시된 실시 예에 제한되지 않는다.

[0063] 본 발명에 따른 신호 처리 모듈은 공간 일관성에 기초하여 얻어진 신호를 주변 영역의 특성에 따라 필터링을 하는 것에 의하여 품질이 향상된 초음파 이미지가 얻어질 수 있도록 한다는 이점을 가진다. 또한 본 발명에 따른 신호 처리 방법은 B-모드 영상 이미지에서 반점(speckle)이 감소되도록 한다는 장점을 가진다.

[0064] 위에서 본 발명은 제시된 실시 예를 참조하여 상세하게 설명이 되었지만 이 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 제시된 실시 예를 참조하여 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형 및 수정 발명을 만들 수 있을 것이다. 본 발명은 이와 같은 변형 및 수정 발명에 의하여 제한되지 않으며 다만 아래에 첨부된 청구범

위에 의하여 제한된다.

부호의 설명

[0065]

21: 빔 형성 유닛 22: 파형 탐지 유닛

23: 이미지 전처리 유닛 24: 스캔 컨버터

25: 디스플레이 유닛 26: 상관성 산출 유닛

27: 레이블 유닛 28: 필터 유닛

31a 내지 31n: 초음파 소자 32a 내지 32n: RF 신호 프로세서

33: 공간 일관성 산출 유닛 36: 파형 형성 유닛

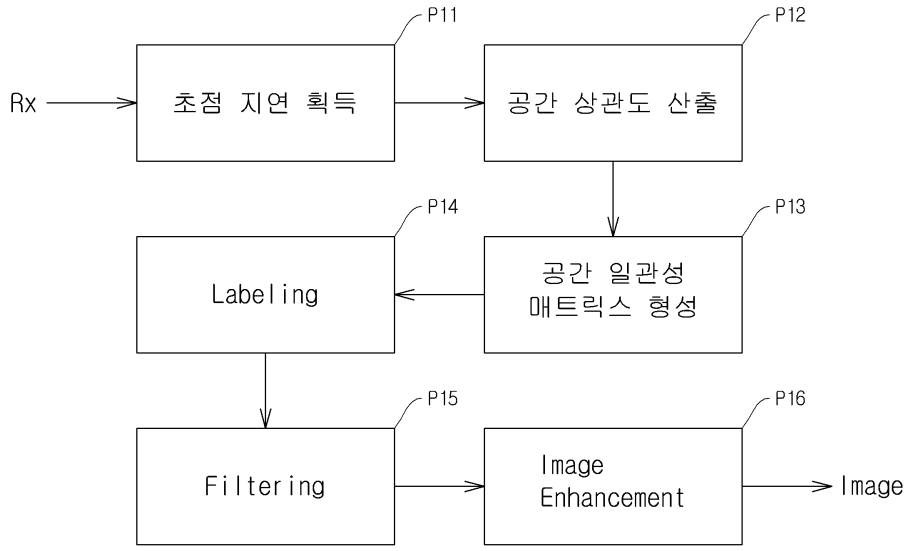
41: 트랜스듀서 43: 상관성 유닛

44: 탐지 유닛 45: 전처리 유닛

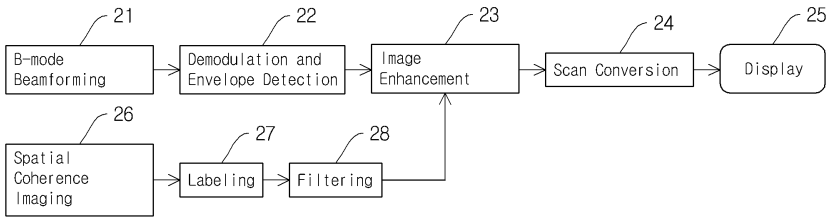
46: 스캔 컨버터 47: 디스플레이 유닛

도면

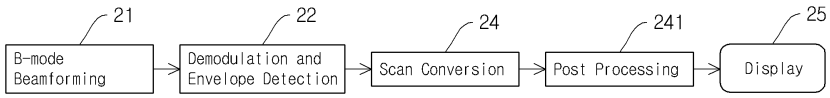
도면1



도면2

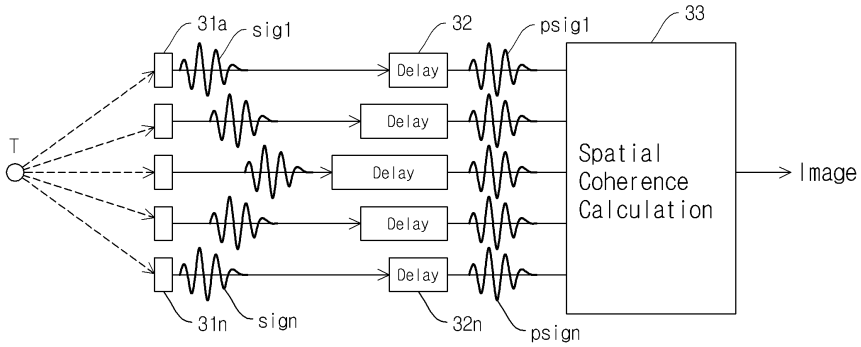

21
B-mode Beamforming
22
Demodulation and Envelope Detection
23
Image Enhancement
24
Scan Conversion
25
Display
26
Spatial Coherence Imaging
27
Labeling
28
Filtering

(가)

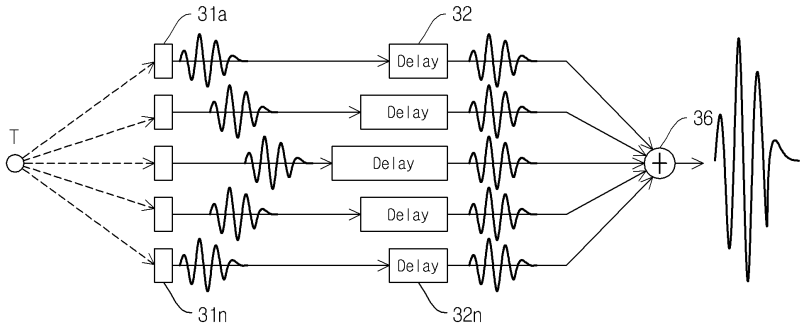

21
B-mode Beamforming
22
Demodulation and Envelope Detection
24
Scan Conversion
241
Post Processing
25
Display

(나)

도면3

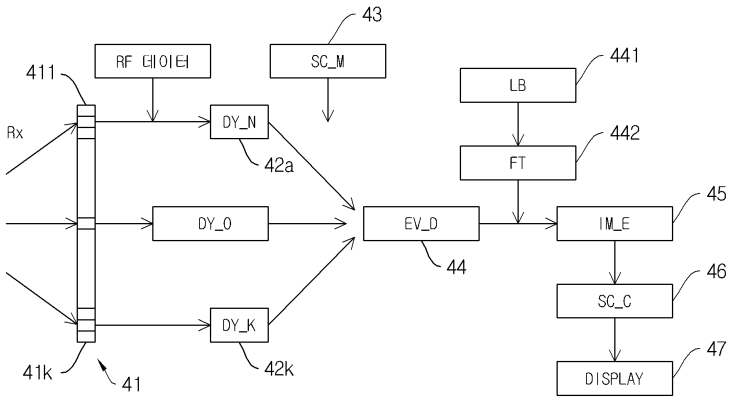

31a
sig1
32
psig1
33
T
Delay
Spatial Coherence Calculation
Image
31n
sign
32n
psign

(가)

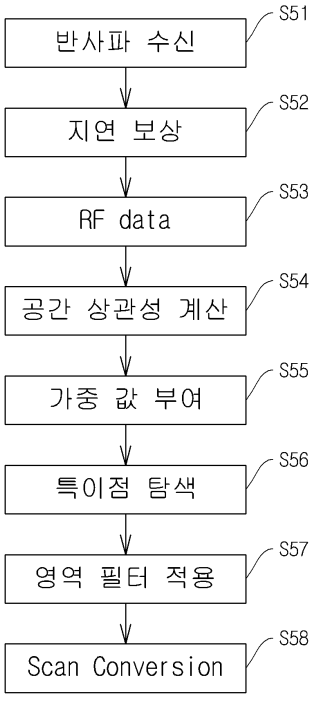

31a
32
T
Delay
36
31n
32n

(나)

도면4


43
RF 데이터
SC_M
411
441
LB
DY_N
Rx
442
FT
42a
45
DY_0
EV_D
IM_E
44
46
SC_C
DY_K
47
DISPLAY
41k
41
42k

도면5


S51
반사파 수신
S52
지연 보상
S53
RF data
S54
공간 상관성 계산
S55
가중 값 부여
S56
특이점 탐색
S57
영역 필터 적용
S58
Scan Conversion