



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년06월27일
(11) 등록번호 10-1631466
(24) 등록일자 2016년06월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) G06T 5/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0177383
(22) 출원일자 2014년12월10일
심사청구일자 2014년12월10일
(56) 선행기술조사문헌
JP2011087671 A*
KR100971433 B1*
JP2002034982 A
US06658141 B1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
대진대학교 산학협력단
경기 포천시 선단동 산 11-1
주식회사 웨이전스
강원도 춘천시 신북읍 신북로 61-14 , 103호(강원 테크노파크 춘천벤처2공장)
(72) 발명자
정목근
서울 노원구 한글비석로 480, 203동 907호 (상계동, 보람아파트2단지)
권성재
서울 강남구 언주로 117, 9동 612호 (도곡동, 우성4차아파트)
유도안
강원 춘천시 지석로 97, 104동 202호 (석사동, 현진에버빌1차)
(74) 대리인
원성수

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 박승배

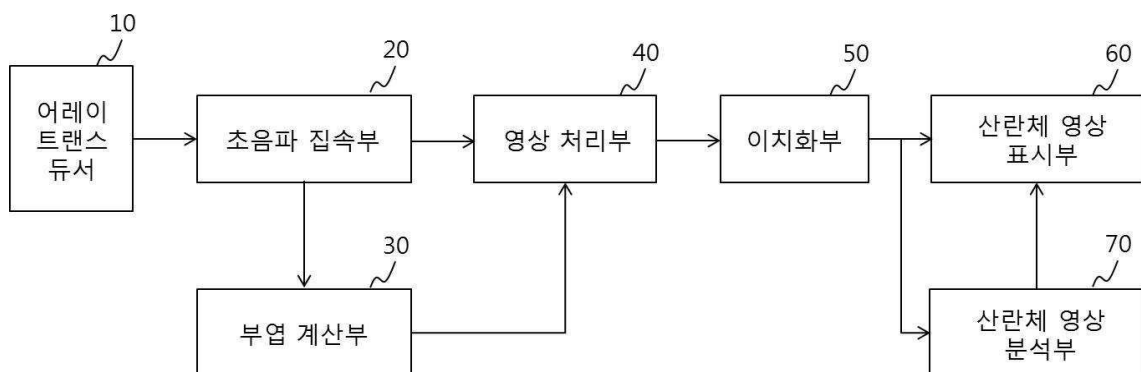
(54) 발명의 명칭 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 어레이 트랜스듀서를 통하여 수신된 초음파 신호에서 부엽 신호를 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 임계값과 비교하여 이치화하는 과정을 통하여 불균일 산란체의 분포를 파악함으로써 정확한 병변 진단에 기여할 수 있는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치 및 방법에 관한 것이다.

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



본 발명은 인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하는 어레이 트랜스듀서, 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에 수신된 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 초음파 집속부, 초음파 집속부에서 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산 신호에서 부엽을 제거하고 부엽이 제거된 산란체 영상을 합성하는 영상 처리부, 영상 처리부에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화부, 및 이치화부에 의해 이치화된 산란체 영상을 표시하는 산란체 영상 표시부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	R0002238
부처명	산업통상자원부
연구관리전문기관	강원지역사업평가원
연구사업명	광역경제권 선도산업 육성사업
연구과제명	풀 스크린 컬러초음파 의료영상 진단기기 개발
기 여 율	1/1
주관기관	(주)웨이전스
연구기간	2014.05.01 ~ 2015.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하는 어레이 트랜스듀서;

상기 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에 수신된 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 초음파 집속부;

상기 초음파 집속부에서 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산 신호에서 부엽을 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상을 합성하는 영상 처리부;

상기 영상 처리부에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화부;

상기 이치화부에서 이치화된 산란체 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀의 개수를 집계하고, 집계된 픽셀의 총 개수에 대한 정보를 제공하는 산란체 영상 분석부; 및

상기 이치화부에 의해 이치화된 산란체 영상과 제공된 픽셀 집계 정보를 수치 또는 백분율로 표시하는 산란체 영상 표시부를 포함하는 것을 특징으로 하는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리장치.

청구항 2

인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하는 어레이 트랜스듀서;

상기 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에 수신된 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 초음파 집속부;

상기 초음파 집속부에 의해 집속 지연된 신호에 포함된 부엽 신호의 공간주파수와 수신소자의 갯수를 이용하여 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 계산부;

상기 초음파 집속부에서 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산 신호에서 상기 부엽 계산부에 의해 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 부엽을 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상을 합성하는 영상 처리부;

상기 영상 처리부에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화부; 및

상기 이치화부에 의해 이치화된 산란체 영상을 표시하는 산란체 영상 표시부를 포함하는 것을 특징으로 하는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리장치.

청구항 3

인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하는 어레이 트랜스듀서;

상기 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에 수신된 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 초음파 집속부;

상기 초음파 집속부에 의해 집속 지연된 신호에 포함된 부엽 신호의 공간주파수와 수신소자의 갯수를 이용하여 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 계산부;

상기 초음파 집속부에서 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산 신호에서 상기 부엽 계산부에 의해 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 부엽을 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상을 합성하는 영상 처리부;

상기 영상 처리부에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화부;

상기 이치화부에서 이치화된 산란체 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀의 개수를 집계하고, 집계된 픽셀의 총 개수에 대한 정보를 제공하는 산란체 영상 분석부; 및

상기 이치화부에 의해 이치화된 산란체 영상과 제공된 픽셀 집계 정보를 수치 또는 백분율로 표시하는 산란체 영상 표시부를 포함하는 것을 특징으로 하는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리장치.

청구항 4

인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에서 수신하는 신호 수신단계;

상기 신호 수신단계에서 수신된 각각의 수신 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 신호 집속단계;

상기 신호 집속단계에서 집속 지연된 초음파 신호에 포함된 부엽 신호의 공간주파수와 수신소자의 갯수를 이용하여 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 계산단계;

상기 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산신호에서 상기 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 부엽을 제거하고, 부엽이 제거된 합산신호를 이용하여 산란체 영상을 합성하는 영상 처리단계;

상기 영상 처리단계에서 합성된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화 단계;

상기 이치화된 산란체 영상을 표시하는 표시 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 이치화된 산란체 영상에 대하여 상기 이치화 단계에 의해 이치화하는 과정에서 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀의 갯수를 집계하는 분석 단계와, 집계된 픽셀의 총 갯수에 대한 정보를 영상 표시부에 제공하여 이치화된 영상과 함께 집계된 픽셀을 수치 또는 백분율로 표시하는 표시 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치 및 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 어레이 트랜스듀서를 통하여 수신된 초음파 신호에서 부엽 신호를 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 임계값과 비교하여 이치화하는 과정을 통하여 불균일 산란체의 분포를 파악함으로써 정확한 병변 진단에 기여할 수 있는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의료용 초음파 영상은 초음파를 인체에 송신하고, 인체 조직에서 반사된 신호의 크기를 밝기로 나타내어 영상화한다. 이러한 반사 신호는 주로 특성이 다른 매질들이 인접한 조직의 경계면에서 일어나므로 인체 내부 장기의 해부학적인 모양을 관찰하는데 유용하다.

[0003] 암이나 종양과 같은 병변은 조직의 경계가 불분명하여 인체 조직의 경계면을 시각화하여 표시하는 일반적인 초음파 영상에 의해서는 정확하게 병변을 진단하기 어렵다. 암이나 종양은 새로운 세포의 생성이 활발하여 세포의 밀도가 달라질 수 있는데, 이러한 인체 조직 내에서 일어나는 변화를 알아내려면 인체 조직 내에 존재하는 산란체 분포를 파악할 필요가 있다. 즉 인체의 연조직이나 병변 조직에 불균일하게 존재하는 산란체 분포를 영상화하면 병변 진단의 정확성을 높일 수 있다.

[0004] 의료용 초음파 영상은 사용하는 주파수와 트랜스듀서의 특성에 따라서 달라진다. 또한 가간섭성 영상(coherent image)을 얻으므로 연조직과 같이 많은 산란체들이 불균일하게 분포하는 경우 스펙클이라는 영상 노이즈가 발생하여 해상도를 저하시키기 때문에, 초음파 영상에서 스펙클을 제거함과 아울러 초음파 신호를 영상 처리하는 과정에서 인체 조직 안에 존재하는 산란체의 분포를 시각화한 산란체 영상을 획득할 수 있는 초음파 영상 처리기

술이 요구되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) 없음

비특허문헌

[0006] (비특허문헌 0001) 없음

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 목적은 트랜스듀서를 통하여 수신한 초음파 신호에서 부엽 성분을 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상을 선별하기 위한 이치화 과정을 수행하여 영상 표시함으로써 인체 조직 안에 존재하는 불균일 산란체의 분포 특성을 용이하게 확인할 수 있고, 또한 강한 산란체가 차지하는 영상의 밀도를 계량화하여 표시할 수 있는 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치 및 방법을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기 본 발명의 실시예에 따른 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리장치는, 인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하는 어레이 트랜스듀서; 상기 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에 수신된 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 초음파 집속부; 상기 초음파 집속부에서 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산 신호에서 부엽을 제거하고, 부엽이 제거된 산란체 영상을 합성하는 영상 처리부; 상기 영상 처리부에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화부; 및 상기 이치화부에 의해 이치화된 산란체 영상을 표시하는 산란체 영상 표시부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0009] 또한, 상기 이치화부에서 이치화된 산란체 영상에서 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀에 대응하는 강한 산란체를 계량화하는 산란체 영상 분석부를 포함하되, 상기 산란체 영상 분석부는 상기 이치화부에서 이치화하는 과정에서 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀의 갯수를 집계하고, 집계된 픽셀의 총 갯수에 대한 정보를 상기 산란체 영상 표시부에 제공하고, 상기 산란체 영상 표시부는 제공된 픽셀 집계 정보를 수치 또는 백분율로 표시하는 것을 특징으로 한다.

[0010] 또한, 상기 초음파 집속부에 의해 집속 지연된 신호에 포함된 부엽 신호의 공간주파수와 수신소자의 갯수를 이용하여 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 계산부를 더 포함하고, 상기 영상 처리부는 상기 초음파 집속부에서 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산 신호에서 상기 부엽 계산부에 의해 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 부엽을 제거하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 상기 본 발명의 실시예에 따른 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상의 처리방법은, 인체 조직의 산란체에서 반사된 초음파 신호를 어레이 트랜스듀서 각각의 수신소자에서 수신하는 신호 수신단계; 상기 신호 수신단계에서 수신된 각각의 수신 신호를 시간적으로 정렬하기 위하여 집속 지연하는 신호 집속단계; 상기 신호 집속단계에서 집속 지연된 초음파 신호에 포함된 부엽 신호의 공간주파수와 수신소자의 갯수를 이용하여 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 계산단계; 상기 집속 지연된 각각의 신호를 합산한 합산신호에서 상기 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 부엽을 제거하고, 부엽이 제거된 합산신호를 이용하여 산란체 영상을 합성하는 영상 처리단계; 상기 영상 처리단계에서 합성된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화하는 이치화 단계; 및 상기 이치화된 산란체 영상을 표시하는 표시 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0012] 또한, 상기 이치화된 산란체 영상에 대하여 상기 이치화부에 의해 이치화하는 과정에서 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀의 갯수를 집계하는 분석 단계와, 집계된 픽셀의 총 갯수에 대한 정보를 영상 표시부에 제공하여 이치화된 영상과 함께 집계된 픽셀을 수치 또는 백분율로 표시하는 표시 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0013] 본 발명에 따르면 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화한 후 영상 표시함으로써 인체 조직 내에 존재하는 산란체의 분포 특성을 용이하게 확인할 수 있다. 또한 이치화 과정에서 영상 밝기가 임계값보다 큰 강한 산란체의 픽셀을 집계하여 수치 또는 백분율로 함께 표시함으로써 산란체 영상의 밀도를 용이하게 확인할 수 있다. 이에 따라 기존의 초음파 영상에서 나타나는 스펙클로 인하여 진단에 어려움을 겪었던 암이나 종양 등과 같이 조직의 경계면이 불분명한 경우에도 병변 진단의 정확성을 높일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0014] 도 1은 본 발명에 따른 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치의 구성도이다.
 도 2는 초음파 음장 영역 내의 산란체 분포를 나타내는 도면으로, (a)는 주엽 영역과 부엽 영역에 존재하는 산란체 분포이고, (b)는 부엽이 제거되고 주엽의 폭이 좁아진 영역 내의 산란체 분포이다.
 도 3은 일반적인 초음파 집속시스템의 음장 특성을 설명하기 위한 도면이다.
 도 4는 도 3의 각도에서 입사된 신호가 트랜스듀서에 나타나는 모양을 나타낸 도면이다.
 도 5는 본 발명에 따라 초음파 신호에서 부엽을 제거하기 위한 과정을 설명하기 위한 도면이다.
 도 6 (a)는 일반적인 산란체의 초음파 영상이고, (b)는 (a) 산란체 영상에서 부엽을 제거한 영상이며, (c)는 (b)부엽 제거된 영상을 이치화한 산란체 영상이다.
 도 7은 본 발명에 따른 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리방법을 나타낸 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] 이하 본 발명의 실시 예에 따른 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리장치 및 방법을 첨부도면을 참조하여 상세히 설명한다.

[0016] 도 1에 도시한 바와 같이, 본 발명은 어레이 트랜스듀서(10), 초음파 집속부(20), 부엽 계산부(30), 영상 처리부(40), 이치화부(50), 산란체 영상 표시부(60)를 포함한다.

[0017] 어레이 트랜스듀서(10)는 인체 조직의 내부에 초음파를 송신하고 인체의 조직에서 반사된 신호를 수신하는 복수의 수신소자가 선형적으로 배열되어 구성하는데, 실시예에서는 128개의 수신소자를 선형 배열하여 구성(즉 채널 수가 128개인 경우)하였으나, 수신소자의 갯수를 특정하게 제한할 필요는 없다.

[0018] 초음파 집속부(20)는 어레이 트랜스듀서의 각 채널(수신소자)에서 수신된 채널 신호로부터 초음파 영상의 형성을 위한 주사선을 형성한다. 인체의 조직 내에 존재하는 산란체(즉 반사체 또는 영상점)에서 반사된 신호는 수신 소자의 배열 위치로 인하여 각각의 수신 소자마다 다른 시간에 도착하게 되는데, 이와 같이 도착 시간의 차이가 발생된 다수의 채널 신호 각각에 시간 지연을 인가함으로써 이들 채널 신호들이 동일한 시간에 도착한 것처럼 시간적으로 정렬하는 집속 지연(focusing delay)을 수행하게 된다.

[0019] 도 2를 참고하여 초음파 음장 영역 안에 존재하는 산란체 분포를 설명한다.

[0020] 일반적인 초음파 집속 시스템에서의 초음파 음장은 주사선(scan line) 방향을 기준으로 주엽(main lobe)이 형성되고 주엽 양측으로 초음파 신호의 누설로 인한 부엽(side lobe)이 형성된다. 도 2(a)와 같이 주엽과 부엽 안에 존재하는 불균일 산란체들에 의해 반사된 신호가 어레이 트랜스듀서에 불규칙하게 더해져서 스펙클이 나타난다. 인체 조직 내의 산란체 분포를 영상화하기 위해서는 초음파의 주엽 폭을 줄이고 부엽을 제거하는 처리과정이 필요하고, 이 처리과정을 통하여 초음파 송수신 음장 내의 축소된 국부영역에 최소한의 산란체만 존재하게 함으로써 스펙클 노이즈가 줄어들어 국부영역에 존재하는 각각의 산란체로부터 반사되어 오는 신호들을 용이하게 구별

할 수 있게 된다.

[0021] 도 3을 참고하여, 일반적인 초음파 집속 시스템의 영상 영역에서 얻어지는 음장 특성은 트랜스듀서 각각의 주사선(scan line) 방향을 기준으로 주엽(main lobe)이 형성되고 주엽 양측으로 초음파 신호의 누설로 인한 부엽(side lobe)이 형성된다.

[0022] 이와 같이 트랜스듀서의 주사선 방향과 인접한 임의의 각도를 가지는 방향에서 신호가 트랜스듀서로 들어오면 수신 소자에는 각각 다른 위상으로 입사된다. 따라서 임의의 입사각도에 입사된 신호를 트랜스듀서에서 보면 공간주파수(spatial frequency)라고 하는 특정한 주파수를 가지는 신호로 나타나는데 이러한 공간주파수는 아래의 [수식 1]로 나타낼 수 있으며, 이는 부엽이 형성되는 방향에 따라 다르게 나타난다.

[0023] [수식 1]

$$f = \frac{D}{\lambda} \sin\theta$$

[0024]

[0025] 여기서 D는 트랜스듀서의 크기, λ 는 초음파의 중심주파수, θ 는 주사선에 대한 초음파 신호의 입사각을 나타낸다.

[0026] 한편, 도 4에서는 도 3에 도시한 초음파 집속 시스템의 음장 특성에서 가로축의 숫자에 해당하는 각도에서 입사된 초음파 신호가 트랜스듀서에 나타나는 모양을 도시하였는데, 도 3의 1,2번째 각도에서 입사되는 신호는 주엽을 형성하는 신호임을 알 수 있다.

[0027] 또한 주엽의 양측으로 나타나는 신호 중 홀수 번째(3,5,7,···번째)의 각도(이하 'null 방향'이라 함)에서 입사되는 신호는 사이클(cycle)의 갯수가 정수인 반면에 짝수 번째(4,6,8,···번째)의 각도(이하 '부엽 방향'이라 함)에서 입사되는 신호는 사이클(cycle)의 갯수가 비정수임을 알 수 있다.

[0028] 이때 null 방향에서 입사되는 신호는 공간주파수가 정수의 CPA(cycle per aperture)를 가지는 신호로서 전술한 바와 같이 사이클(cycle)의 갯수가 정수이기 때문에 후술하는 바와 같이 집속 지연된 채널 신호를 합산하는 과정에서 영(zero)으로 나타나 영상에서 부엽의 노이즈를 형성하지 않게 된다.

[0029] 그러나 부엽 방향에서 입사되는 신호는 공간주파수가 (정수+0.5)의 CPA를 가지는 신호로서 전술한 바와 같이 사이클의 갯수가 비정수이기 때문에 후술하는 바와 같이 집속 지연된 채널신호를 합산하는 과정에서 반 사이클(half cycle)의 성분이 제거되지 않기 때문에 영상에서 부엽의 노이즈로 작용하게 된다.

[0030] 따라서 트랜스듀서에서 수신된 채널 신호 중에서 부엽을 형성하는 공간주파수(첫 번째 부엽 성분의 경우 공간주파수가 1.5 CPA, 두 번째 부엽 성분의 경우 공간주파수가 2.5 CPA 등)를 가지는 신호의 성분을 제거하게 되면 초음파 영상에서 부엽 성분을 제거할 수 있다.

[0031] 이런 부엽의 형성 원리를 이용하여 초음파 영상의 부엽 성분을 제거할 수 있는데, 구체적으로는 미리 알고 있는 부엽 성분의 공간주파수(즉, 1.5 CPA, 2.5 CPA 등)와 채널수(즉, 수신소자의 갯수)를 이용하여 해당 공간주파수를 가지는 부엽신호의 주파수 성분을 계산하고, 집속 지연된 채널 신호를 합산하는 과정에서 부엽신호의 주파수 성분을 감산함으로써 초음파 영상에서 부엽 성분을 제거할 수 있다.

[0032] 이와 같이 초음파 영상에서 부엽 성분을 제거하는 방법에 관련한 구체적인 기술 사항은 본 발명자가 제안한 선출원 특허(출원번호 제10-2014-0138034호, 2014.10. 14. 출원)에 상세히 기술되어 있으므로 이하에서는 간략하게 설명하기로 한다.

[0033] 일반적으로 트랜스듀서에서 수신된 신호의 파형 또는 크기는 푸리에 변환과 같은 공지된 어느 하나의 주파수 추정 기법을 이용하여 계산될 수 있는데, 이러한 주파수 추정 방법들은 신호 길이의 역에 해당하는 주파수의 정수배에 해당하는 주파수 성분의 크기는 정확히 계산할 수 있으나 정수배가 아닌 주파수 성분의 크기는 유한 길이의 데이터에 의한 윈도우 효과(window effect) 때문에 정확히 계산할 수 없게 된다.

[0034] 이를 해결하기 위하여 본 발명에 따른 부엽 계산부(30)는 부엽 성분에 해당하는 부엽신호의 길이를 미리 정해진 방식에 따라 연산에 의해 주파수 추정이 가능한 길이로 확장하고, 신호 길이가 확장된 부엽신호를 푸리에 변환과 같은 주파수 추정 방법을 이용하여 해당 부엽신호의 크기를 연산하는 방식을 적용한다.

[0035] 여기서 부엽 계산부(30)는 해당 부엽신호의 전단부 또는 후단부 중 적어도 어느 하나에 영(zero)을 삽입하여 공

간주파수가 가장 인접한 양의 정수가 되도록 해당 부엽신호의 신호 길이를 확장하게 된다.

[0036] 예를 들어 도 3 또는 도 4에 나타난 첫 번째 부엽성분에 해당하는 신호의 경우 도 5 (a)에서 보는 바와 같이 1.5 CPA의 공간주파수를 가지는 것이기 때문에 도 5 (b)와 같이 신호의 길이를 확장하여 공간주파수가 2 CPA가 되도록 하면 채널신호의 길이가 정수배 주파수 신호가 되기 때문에 푸리에 변환과 같은 주파수 추정 방법에 의하여 공간주파수 2 CPA의 주파수 성분을 정확히 계산할 수 있게 된다.

[0037] 또한 부엽 계산부(30)는 실제 수신된 신호의 길이가 D(즉, 수신소자의 갯수 또는 채널수)이기 때문에 첫 번째 부엽성분에 해당하는 신호의 길이는 아래의 [수식 2]에 의하여 신호의 길이가 확장될 수 있다.

[0038] [수식 2]

$$D_{\text{확장된신호길이}} = \frac{2}{1.5} D_{\text{수신된신호길이}}$$

[0039] 이 경우 부엽계산부(30)는 도 6 (c)에서 알 수 있는 바와 같이 신호의 전단부 또는 후단부 중 적어도 어느 한쪽에 영(zero)을 삽입하여 확장된 신호 길이를 맞추게 된다.

[0041] 이와 같은 방식에 따라 각 부엽신호의 길이가 연장되면 부엽 계산부(30)는 푸리에 변환과 같은 주파수 추정 방법을 이용하여 해당 부엽성분의 주파수 성분(즉, 부엽신호의 파형 또는 크기 중 적어도 어느 하나)을 계산할 수 있게 된다.

[0042] 영상 처리부(40)는 초음파 집속부(20)에 의해 집속 지연된 신호를 합산하는 과정에서 부엽 계산부(30)에 의해 계산된 각 부엽신호의 주파수 성분을 감산하여 하나의 주사선을 형성하고, 이를 이용하여 산란체 영상을 합성하게 된다. 실시예에서는 영상 처리부(40)가 각 부엽신호의 파형을 계산하여 얻은 해당 부엽신호의 크기를 집속 지연된 신호의 합산과정에서 감산하게 된다.

[0043] 이와 같이 부엽이 제거된 경우, 영상 처리부(40)는 부엽이 제거된 산란체 영상에 대해 도 2 (b)에서와 같이 주엽 폭이 줄어들는데, 부엽을 줄이기 위한 계산 과정에서 폭가변 가중치를 적용함으로써 주엽의 폭을 줄이는 효과를 증가시킬 수 있다. 즉, 산란체 영상의 주엽 폭이 좁아질 수 있도록 폭가변 가중치를 미리 설정해 두고, 이 폭가변 가중치에 따라 산란체 영상을 합성함으로써 최종적으로 얻어지는 산란체 영상에서 산란체를 용이하게 구별할 수 있다.

[0044] 영상 처리부(40)에서 형성된 산란체 영상의 주엽 영역에 존재하는 산란체들에 의해 얻어지는 신호는 약한 신호 성분과 강한 신호 성분이 혼재되어 있다. 예를 들어 도 6 (a)에 나타난 영상은 부엽이 제거되기 이전으로 스펙클에 해당하는 영상 노이즈가 전체적으로 나타나고 있으나 도 6 (b)의 영상에는 부엽 성분의 제거됨으로 인하여 스펙클이 줄어들었음을 알 수 있다. 그런데 도 6 (b) 영상에서 강한 신호 성분은 병변 진단에 유용한 정보가 되지만 약한 신호 성분은 병변 진단에 방해 요소로 작용될 수 있기 때문에, 약한 신호 성분을 제거할 필요가 있다.

[0045] 이를 해결하기 위하여, 이치화부(50)는 영상 처리부(40)에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화한다. 즉, 해당 픽셀의 영상 밝기가 임계값보다 크면 백색으로 결정하고 해당 픽셀의 영상 밝기가 임계값보다 크지 않으면 흑색으로 결정한다. 여기서 각 픽셀의 영상 밝기는 0 ~ 255 레벨로 구분할 수 있으며 임계값은 해당 픽셀의 영상 밝기에 따라 백색 또는 흑색으로 구분하여 표시하기 위하여 0 과 255 사이에서 미리 설정할 수 있다.

[0046] 그런 다음 영상 표시부(60)는 이치화부(50)에 의해 이치화된 영상을 표시한다. 예를 들어 상술한 처리 과정을 이용하여 도 6 (c)와 같이 강한 산란체에서 반사되어 수신한 강한 신호 성분은 백색으로 표시되고 다른 부분은 흑색으로 표시할 수 있다.

[0047] 도 6 (c)에 나타난 이치화된 영상은 인체 조직 안에 존재하는 산란체의 분포를 시각적으로 확인하는데 유용하다. 이에 더하여 이치화된 영상에서 강한 산란체가 차지하는 영상의 밀도를 알 수 있도록 강한 산란체에 대응하는 픽셀 갯수를 계량화하여 나타내면 병변 진단하는 사용자 입장에서 더욱 유용할 수 있다.

[0048] 이를 해결하기 위하여 산란체 영상 분석부(70)는 이치화부(50)에서 산란체 영상에 대하여 이치화하는 과정에서 영상 밝기가 임계값보다 큰 픽셀의 갯수를 집계하고, 집계된 픽셀의 총 갯수에 대한 정보를 영상 표시부(60)에 제공한다.

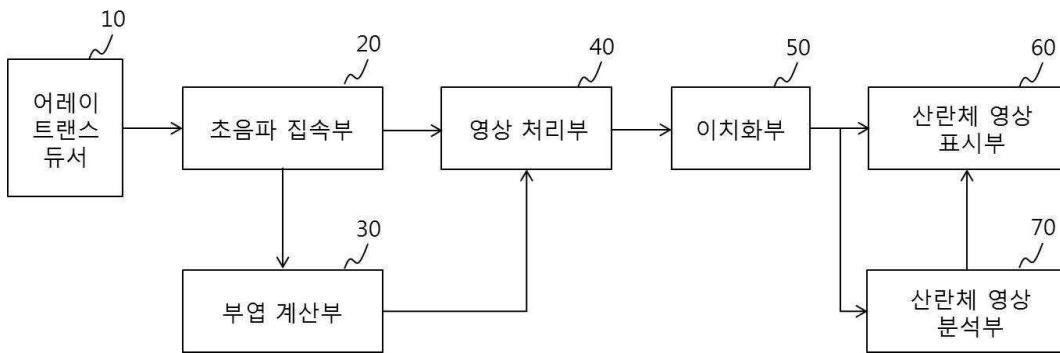
- [0049] 그러면 영상 표시부(60)는 이치화된 영상과 함께 집계된 픽셀에 대한 정보를 바탕으로 수치 또는 백분율로 표시할 수 있고, 이로써 병변 진단하는 사용자는 이치화된 산란체 영상을 통하여 강한 산란체에 대한 분포를 시각적으로 확인할 수 있을 뿐만 아니라 강한 산란체가 차지하는 영상의 밀도를 용이하게 확인할 수 있다.
- [0050] 도 7은 본 발명에 따른 불균일 산란체 영상 획득을 위한 초음파 영상 처리방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0051] 복수의 수신소자가 선형적으로 배열되어 구성되는 어레이 트랜스듀서(10)는 인체 조직의 내부에 초음파를 송신하고, 인체 조직 내부에 존재하는 불균일 산란체에 의해 반사되는 초음파 신호를 수신한다. 초음파 집속부(20)는 어레이 트랜스듀서의 각 수신소자에서 수신된 채널 신호로부터 초음파 영상 형성하기 위한 주사선을 형성하는데, 이때 각각의 수신소자마다 다른 시간에 도착하게 되는데 이와 같이 도착 시간의 차이가 발생된 다수의 채널 신호 각각에 시간 지연을 인가함으로써 이들 채널 신호들이 동일한 시간에 도착한 것처럼 시간적으로 정렬하는 집속 지연(focusing delay)을 수행한다(S100).
- [0052] 부엽 계산부(30)는 부엽 성분에 해당하는 부엽신호의 길이를 미리 정해진 방식에 따라 연산에 의해 주파수 추정 가능한 길이로 확장하고, 신호 길이가 확장된 부엽신호를 푸리에 변환과 같은 주파수 추정 방법을 이용하여 해당 부엽신호의 크기를 연산한다. 여기서 부엽 계산부(30)는 해당 부엽신호의 전단부 또는 후단부 중 적어도 어느 한쪽에 영(zero)을 삽입하여 공간주파수가 가장 인접한 양의 정수가 되도록 해당 부엽신호의 신호 길이를 확장하게 된다. 이후 부엽 계산부(30)는 푸리에 변환과 같은 주파수 추정 방법을 이용하여 해당 부엽성분의 주파수 성분을 계산한다. 즉 부엽 계산부(30)는 집속 지연한 부엽 신호의 크기를 계산한다.
- [0053] 영상 처리부(40)는 초음파 집속부(20)에 의해 집속 지연된 신호를 합산하는 과정에서 부엽 계산부(30)에 의해 계산된 각 부엽신호의 주파수 성분을 감산하여 하나의 주사선을 형성하고, 이를 이용하여 부엽 성분이 제거된 산란체 영상을 합성하게 된다(S200). 부엽이 제거된 경우 미리 설정된 폭가변 가중치에 따라 산란체 영상의 주엽 폭을 줄일 수 있다.
- [0054] 이렇게 영상 처리부(40)에서 형성된 산란체 영상의 주엽 영역에 존재하는 산란체들에 의해 얻어지는 신호는 약한 신호 성분과 강한 신호 성분이 혼재되어 있다(도 6 (a) 참조). 이 때문에 병변 진단에 유용한 강한 산란체에 대응한 산란체 영상을 선별적으로 표시할 필요가 있다.
- [0055] 이를 해결하기 위하여 이치화부(50)는 영상 처리부(40)에서 부엽이 제거된 산란체 영상의 각 픽셀에 대하여 영상 밝기와 임계값을 비교하여 이치화한다. 이렇게 이치화한 산란체 영상은 도 6(b)에 예시한 바와 같이 스펙클이 줄어들었음을 알 수 있다.
- [0056] 구체적으로 설명하면, 해당 픽셀의 영상 밝기가 임계값보다 크면 백색으로 결정하고 해당 픽셀의 영상 밝기가 임계값보다 크지 않으면 흑색으로 결정한다. 여기서 각 픽셀의 영상 밝기는 0 ~ 255 레벨로 구분할 수 있으며 임계값은 해당 픽셀의 영상 밝기에 따라 백색 또는 흑색으로 구분하여 표시하기 위하여 0과 255 사이에서 미리 설정할 수 있다. 이치화된 산란체 영상은 영상 표시부(60)에 제공되고 영상 표시부(60)는 이치화된 산란체 영상을 표시한다. 예를 들어 도 6(c)에 나타낸 바와 같이 이치화된 영상은 인체 조직 안에 존재하는 산란체의 분포를 시각적으로 확인할 수 있고, 이로써 병변 진단하는 사용자가 산란체 영상의 분포를 용이하게 확인할 수 있다(S300).
- [0057] 이와 같은 산란체 영상의 표시 과정에 더하여, 산란체 영상 분석부(70)는 이치화된 영상에서 강한 산란체가 차지하는 영상의 밀도를 알 수 있도록 강한 산란체에 대응하는 픽셀 갯수를 집계하고, 집계된 픽셀의 갯수에 대한 정보를 영상 표시부(60)에 제공한다. 즉, 산란체 영상 분석부(70)는 영상 밝기가 임계값보다 큰 강한 산란체의 픽셀을 집계하고, 집계된 픽셀의 총 갯수에 대한 정보를 영상 표시부(60)에 제공한다(S400).
- [0058] 그러면 영상 표시부(60)는 이치화된 산란체 영상과 함께 산란체 영상 분석부(70)로부터 제공받은 정보를 바탕으로 강한 산란체에 대하여 집계된 픽셀 갯수를 수치 또는 백분율로 표시한다(S500).
- [0059] 이상 설명한 실시예에서는 초음파 신호를 집속 지연하고, 집속 지연된 신호에 포함된 부엽 신호의 크기를 계산하여 부엽 제거하는 처리방법을 적용한다. 그러나 본 발명에 따른 불균일 산란체 영상 획득에 있어서 부엽 제거 방법이 특정하게 제한될 필요는 없으며, 스펙클 노이즈를 줄일 수 있는 공지된 기술로서 최소분산 빔포밍(minimum variance beamforming) 방법을 적용하여 부엽 제거하고, 이렇게 부엽이 제거된 산란체 영상을 대상으로 각 픽셀에 대하여 이치화 과정을 통하여 획득한 불균일 산란체 영상을 이용하여 병변 진단에 활용할 수 있게 된다.

부호의 설명

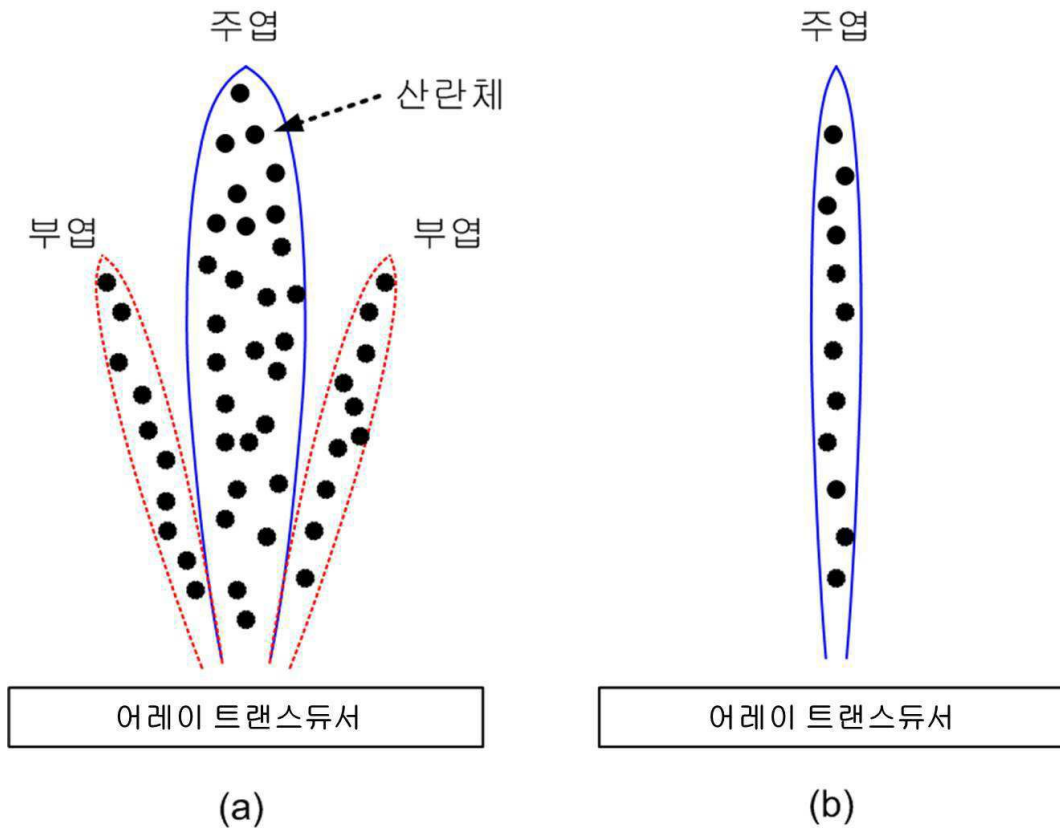
- [0060] 10 : 어레이 트랜스듀서 20 : 초음파 집속부
 30 : 부엽 계산부 40 : 영상 처리부
 50 : 이치화부 60 : 산란체 영상 표시부
 70 : 산란체 영상 분석부

도면

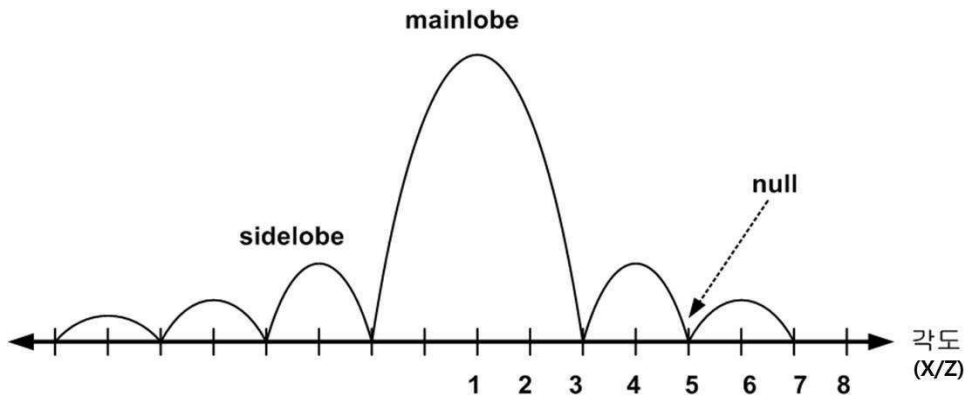
도면1



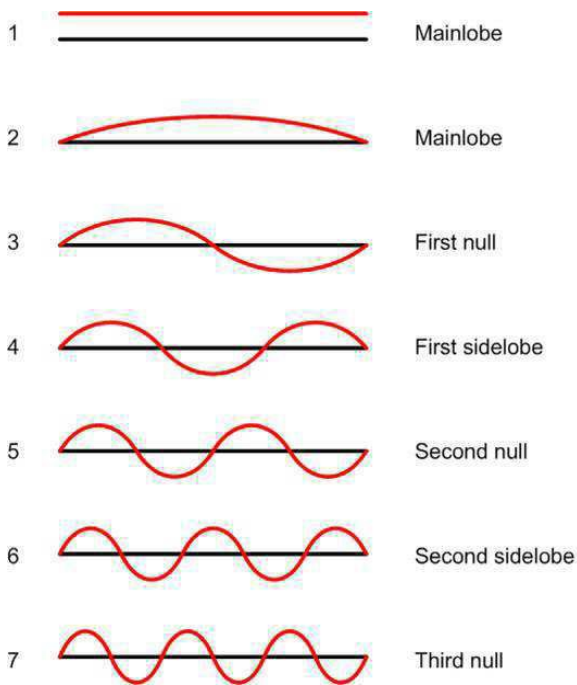
도면2



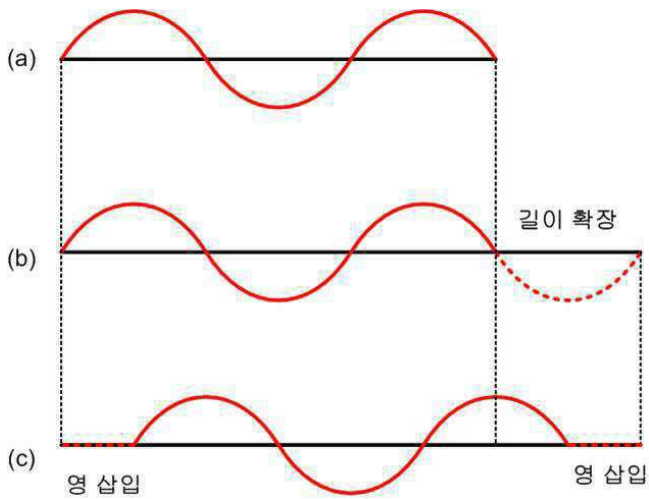
도면3



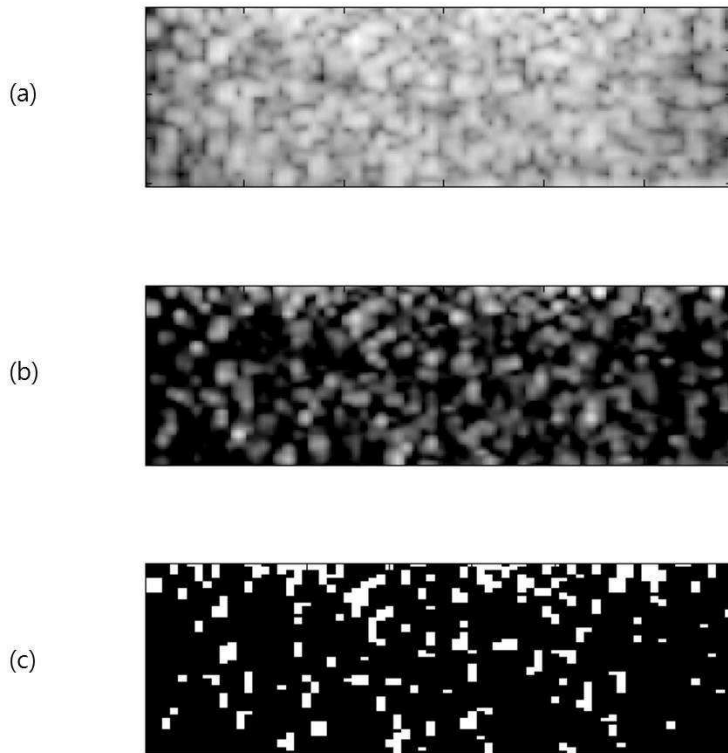
도면4



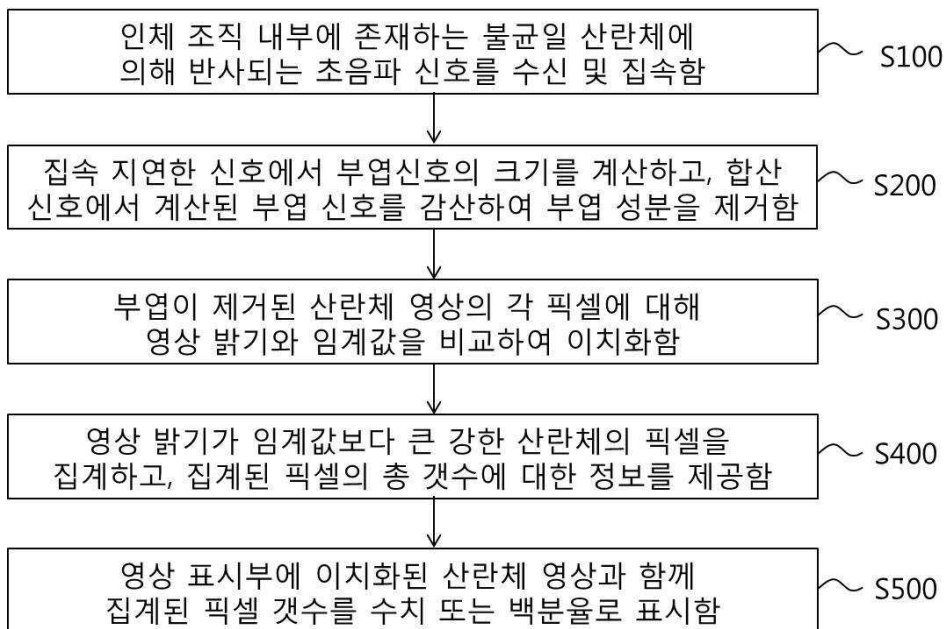
도면5



도면6



도면7



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 제5항의 두번째 줄

【변경전】

'상기 이치화부에 의해 이치화하는 과정'

【변경후】

'상기 이치화 단계에 의해 이치화하는 과정'

专利名称(译)	标题：超声波图像处理设备和获取不均匀散射体图像的方法		
公开(公告)号	KR101631466B1	公开(公告)日	2016-06-27
申请号	KR1020140177383	申请日	2014-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	天津UNIV%用于教育INDAL合作 WAYGENGE		
申请(专利权)人(译)	天津大学学术合作 有限公司伟智能		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学学术合作 有限公司伟智能		
[标]发明人	JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재 YOU DOAN 유도안		
发明人	정목근 권성재 유도안		
IPC分类号	A61B8/08 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/08 G06T5/00 A61B8/0808		
代理人(译)	圣水源		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是通过消除从由阵列换能器接收的超声信号，并且将旁瓣有用于除去散射体图像识别通过二值化的过程中，非均相散射体的分布的每个像素中的阈值进行比较的旁瓣信号精确超声图像处理设备和方法技术领域本发明涉及一种用于获取能够有助于病变诊断的非均匀散射体图像的超声图像处理设备和方法。本发明单元的超声波聚焦延迟与所接收的信号从散射体在组织中的相应接收元件阵列换能器反射的对准时间内，阵列换能器包括：在每个接收元件接收聚焦，超声波在一个相应的信号求和，在聚焦单元求和的聚焦延迟消除旁瓣和旁瓣是在散射体的图像处理器，用于合成的图像，图像处理，以除去垫被去除的散射视频图像亮度的每个像素与阈值和散射体图像显示单元，用于显示由二值化单元二值化的散射体图像。支持本发明的国家研发项目 作业号码 R0002238 Bucheomyeong 商业，工业和能源部 研究管理专业 江原区域商业评估研究所 研究项目名称 大都市经济中的主导产业发展业务 研究项目名称 全屏彩色超声医学影像诊断设备开发率 1.1 主要组织 Wegens 公司 研究期 2014.05.01 - 2015.04.30

