



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년05월27일

(11) 등록번호 10-2115446

(24) 등록일자 2020년05월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 8/5207 (2013.01)

G06T 2207/10132 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0000989

(22) 출원일자 2019년01월04일

심사청구일자 2019년01월04일

(56) 선행기술조사문헌

JP2001216668 A

(뒷면에 계속)

(73) 특허권자

대진대학교 산학협력단

경기 포천시 선단동 산 11-1

(72) 발명자

정목근

서울특별시 노원구 한글비석로 480, 203동 907호
(상계동, 보람아파트2단지)

권성재

서울특별시 강남구 언주로 117, 9동 612호(
도곡동, 우성4차아파트)

(74) 대리인

네이트특허법인

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 광중환

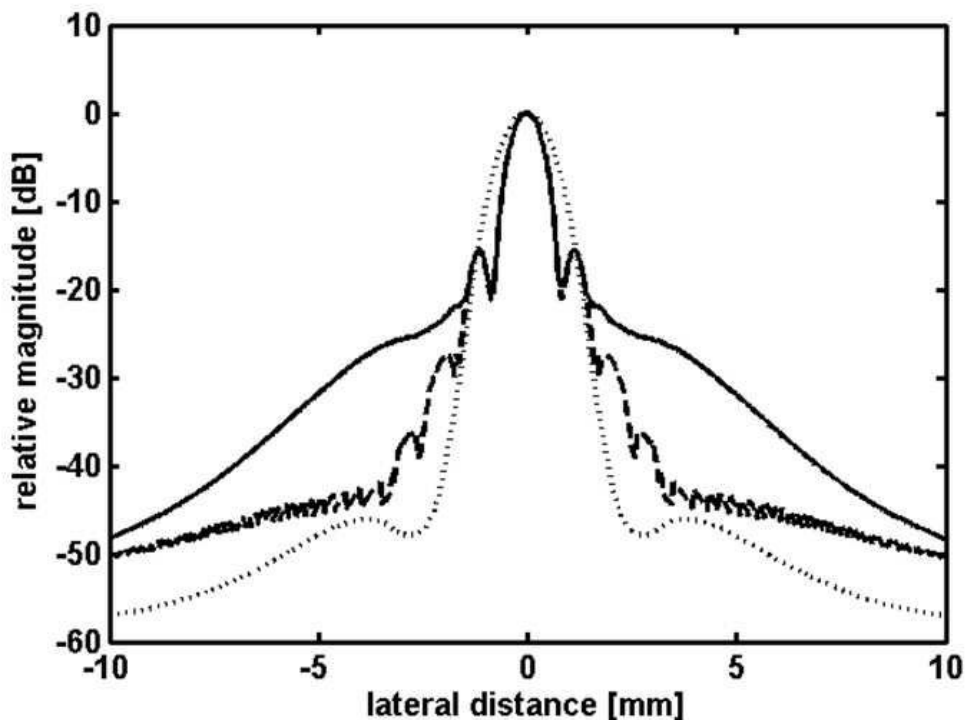
(54) 발명의 명칭 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법

(57) 요약

본 발명은 어레이 트랜스듀서를 통해 수신한 채널 신호를 수신 집중하는 과정에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 주엽(main lobe)의 영역을 크게 변형시키지 않으면서 부엽(side lobe)이 나타나는 영역을 효과적으로 억제할 수 있는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법에 관

(뒷면에 계속)

대표도 - 도6



한 것으로서, (a) 영상점에서 반사된 초음파 신호를 어레이 트랜스듀서의 수신소자에서 수신하고 채널신호로서 출력하는 단계; (b) 상기 채널신호를 각각 집속 지연하여 시간적으로 정렬하는 단계; (c) 상기 채널신호 각각을 이용하여 전체 수신 채널에 대한 질량중심(centroid)의 위치를 연산하는 단계; 및 (d) 상기 질량중심의 위치에 대응하는 가중치를 이용하여 초음파 영상을 처리하는 단계를 포함한다. 본 발명에 따르면, 질량중심(centroid)의 위치에 대응하는 가중치 연산을 이용하여 영상을 처리함으로써, 주엽(main lobe)의 영역을 변형시키지 않으면서 부엽(side lobe)이 나타나는 영역을 효과적으로 억제할 수 있으며, 특히 고출력의 초음파를 송신하는 경우 인체 내에서 공동 형성(cavitation)에 의해 발생된 버블(bubble)에서 발생하는 초음파 신호를 검출하는 데 유용하게 사용할 수 있는 효과가 있다.

(56) 선행기술조사문헌
 US20060094962 A1
 KR101569673 B1
 KR1020160135298 A
 KR101552427 B1
 KR100971433 B1

명세서

청구범위

청구항 1

- (a) 영상점에서 반사된 초음파 신호를 어레이 트랜스듀서의 수신소자에서 수신하고 채널신호로서 출력하는 단계;
- (b) 상기 채널신호를 각각 집속 지연하여 시간적으로 정렬하는 단계;
- (c) 상기 채널신호 각각을 이용하여 전체 수신 채널에 대한 질량중심(centroid)의 위치를 연산하는 단계; 및
- (d) 상기 질량중심의 위치에 대응하는 가중치를 이용하여 초음파 영상과 영상을 처리하는 단계를 포함하는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 단계 (c)는 아래의 (수학식 1)을 이용하여 상기 질량중심의 위치를 연산하는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

(수학식 1)

$$Centroid = \frac{\sum_{ch=1}^{Nch} ch \cdot |r(ch)|}{\sum_{ch=1}^{Nch} |r(ch)|}$$

여기서, $Centroid$ 는 전체 수신 채널에 대한 질량중심 위치이며, $r(ch)$ 는 ch 번째 수신 채널에 수신된 신호의 값이며, Nch 는 전체 수신 채널의 개수이다.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 단계 (c)는 아래의 (수학식 2)을 이용하여 상기 질량중심의 위치를 연산하는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

(수학식 2)

$$Centroid = \frac{\sum_{ch=1}^{Nch} ch \cdot r(ch)}{\sum_{ch=1}^{Nch} r(ch)}$$

여기서, $Centroid$ 는 전체 수신 채널에 대한 질량중심 위치이며, $r(ch)$ 는 ch 번째 수신 채널에 수신된 신호의 값이며, Nch 는 전체 수신 채널의 개수이다.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 단계 (d)는 아래의 (수학식 3)을 이용하여 상기 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

(수학식 3)

$$PX_{\text{weighting}} = a \cdot PX$$

여기서, PX 는 입력 영상값이고, a 는 가중치이고, $PX_{\text{weighting}}$ 는 처리 후의 영상값이다.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 가중치는 삼각형 가중값을 적용하는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 가중치는 해밍 윈도우(Hamming window)의 4제곱 값을 적용하는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 단계 (d)는 상기 입력 영상값에 상기 가중치가 소정 값 이상의 값을 갖는 영역의 영상값을 곱하여 상기 처리 후의 영상값을 도출하는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 소정 값은 0.95인 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 어레이 트랜스듀서(array transducer)를 통해 수신한 채널 신호를 수신 집중하는 과정에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 주엽(main lobe)의 영역을 크게 변형시키지 않으면서 부엽(side lobe)이 나타나는 영역을 효과적으로 억제할 수 있는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 일반적으로 초음파 영상 진단장치는 초음파를 이용하여 병변을 진단하는 장치로서, 트랜스듀서(transducer)로 송신한 초음파 신호가 인체 내부에서 반사되면, 반사되는 신호를 수신 집중하며 초음파 신호의 크기를 소정 밝기의 이미지로 변환하여 영상화한다.

- [0004] 초음파 영상은 안전성과 실시간 영상이 가능한 장점에도 불구하고 다른 의료용 영상과 대비할 때 해상도가 낮다. 초음파 영상의 해상도를 높이기 위해 어레이 트랜스듀서(array transducer)를 이용하여 짧은 펄스 길이의 초음파를 집속하여 송수신하는 방식을 적용하고 있다.
- [0005] 예를 들어, 시간축(axial direction)으로 펄스 길이가 짧은 초음파를 송신하고 측방향(lateral direction)으로 는 집속을 하여 초음파 음장의 측방향 폭을 줄인다. 진행하는 송신 초음파가 인체 내부의 임의 지점에서 차지하는 공간상의 크기가 초음파 영상의 공간 해상도(resolution volume)가 된다. 초음파 영상 시스템에서 초음파 공간해상도 영역은 유한 크기를 가지며 인체 조직은 공간해상도 영역 안에 많은 점(point) 반사체가 불균일하게 분포되어 있는 것으로 모델링할 수 있다.
- [0006] 초음파 집속 시스템에서의 음장을 살펴보면, 어레이 트랜스듀서의 주사선(scan line)을 기준으로 주엽(main lobe)이 형성되고 그 양측으로 초음파 신호의 누설로 인한 부엽(side lobe)이 형성되는 특성을 가지는데, 이와 같이 부엽이 형성되면 그 방향에 있는 반사체에서의 신호도 수신되므로 영상에서 노이즈(noise)로 작용되어 영상의 해상도를 저하시키는 문제점이 있었다.
- [0007] 초음파 영상에서 부엽을 저감하기 위한 다양한 시도가 아래의 특허문헌 1 및 2에 개시되어 있다. 하지만, 아래의 특허문헌들은 각각의 수신 채널 데이터에 가중치를 적용하는 방식이기 때문에 부엽 저감을 위하여 과도한 연산이 수행되어야 하는 문제점이 있으며, 이러한 문제점은 채널의 수가 증가할수록 증가된다.
- [0008] 한편, 초음파 신호는 인체 내의 반사체 위치에 따라 다른 위상을 가지도록 반사되어 어레이 트랜스듀서로 돌아와 집속 과정에서 중첩된다. 각각의 반사체에서 반사된 신호들이 중첩될 때 보강간섭을 하면 신호 진폭이 커지게 되고, 상쇄간섭을 하면 신호 진폭이 줄어든다. 이러한 불규칙한 신호는 초음파 영상에 스펙클(speckle)이라는 고유의 잡음 영상으로 나타난다. 초음파 영상을 관찰할 때 인체 내부의 장기에서 돌아오는 신호로 만들어지는 초음파 영상에 스펙클 노이즈가 덮여지게 되면 세부적인 병변의 진단에 어려움을 가져온다. 따라서 아래의 특허문헌 3과 같이 초음파 영상의 화질을 개선하기 위하여 스펙클 노이즈를 제거하기 위한 방법들이 연구되고 있다.
- [0009] 하지만, 인체와 같이 많은 반사체가 존재하는 스펙클 영상에서는 모든 수신 채널에 랜덤하게 신호가 수신되므로, 인체 내에 초음파를 방사할 때 공동 형성(cavitation)에 의해 발생하는 버블(bubble)에서의 초음파를 검출하는 것이 어려운 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0011] (특허문헌 0001) 공개특허공보 제10-2009-0042152호
(특허문헌 0002) 등록특허공보 제10-0971433호
(특허문헌 0003) 등록특허공보 제10-0778823호

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명은 어레이 트랜스듀서를 통해 수신한 채널 신호를 수신 집속하는 과정에서 전체 수신 채널에 대한 질량중심(centroid)의 위치를 연산하고, 질량중심의 위치에 대응하는 가중치를 이용하여 영상을 처리함으로써, 주엽(main lobe)의 영역을 변형시키지 않으면서 부엽(side lobe)이 나타나는 영역을 효과적으로 억제할 수 있는 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0014] 본 발명의 일 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, (a) 영상점에서 반사된 초음파 신호를 어레이 트랜스듀서의 수신소자에서 수신하고 채널신호로서 출력하는 단계; (b) 상기 채널신호를 각각 집속 지연하여 시간적으로 정렬하는 단계; (c) 상기 채널신호 각각을 이용하여 전체 수신 채널에 대한 질량중심(centroid)의 위치를 연산하는 단계; 및 (d) 상기 질량중심의 위치에

대응하는 가중치를 이용하여 초음파 영상과 영상을 처리하는 단계를 포함한다.

[0016] 본 발명의 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 단계 (c)는 아래의 (수학식 1)을 이용하여 상기 질량중심의 위치를 연산한다.

[0017] (수학식 1)

$$Centroid = \frac{\sum_{ch=1}^{Nch} ch \cdot |r(ch)|}{\sum_{ch=1}^{Nch} |r(ch)|}$$

[0018]

[0019] 여기서, $Centroid$ 는 전체 수신 채널에 대한 질량중심 위치이며, $r(ch)$ 는 ch 번째 수신 채널에 수신된 신호의 값이며, Nch 는 전체 수신 채널의 개수이다.

[0021] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 단계 (c)는 아래의 (수학식 2)을 이용하여 상기 질량중심의 위치를 연산한다.

[0022] (수학식 2)

$$Centroid = \left| \frac{\sum_{ch=1}^{Nch} ch \cdot r(ch)}{\sum_{ch=1}^{Nch} r(ch)} \right|$$

[0023]

[0024] 여기서, $Centroid$ 는 전체 수신 채널에 대한 질량중심 위치이며, $r(ch)$ 는 ch 번째 수신 채널에 수신된 신호의 값이며, Nch 는 전체 수신 채널의 개수이다.

[0026] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 단계 (d)는 아래의 (수학식 3)을 이용하여 상기 초음파 영상을 처리한다.

[0027] (수학식 3)

$$PX_{\text{weighting}} = a \cdot PX$$

[0028]

[0029] 여기서, PX 는 입력 영상값이고, a 는 가중치이고, $PX_{\text{weighting}}$ 는 처리 후의 영상값이다.

[0031] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 가중치는 삼각형 가중값을 적용한다.

[0032] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 가중치는 해밍 윈도우(Hamming window)의 4제곱 값을 적용한다.

[0033] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 단계 (d)는 상기 입력 영상값에 상기 가중치가 소정 값 이상의 값을 갖는 영역의 영상값을 곱하여 상기 처리 후의 영상값을 도출한다.

[0034] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 상기 소정 값은 0.95이다.

발명의 효과

[0036] 본 발명의 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법에 따르면, 질량중심(centroid)의 위치에 대응하는 가중치 연산을 이용하여 영상을 처리함으로써, 주엽(main lobe)의 영역을 변형시키지 않으면서 부엽(side lobe)이 나타나는 영역을 효과적으로 억제할 수 있으며, 특히 고출력의 초음파를 송신하는 경우 인체 내에서 공동 형성(cavitation)에 의해 발생된 버블(bubble)에서 발생하는 초음파 신호를 검출하는 데 유용하게 사용할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0038] 도 1은 본 발명을 구현하기 위한 초음파 영상 진단장치의 일례를 보인 블록도이다.
- 도 2는 온 축(on-axis)에서 돌아온 초음파 신호(a)와, 오프 축(off-axis)에서 돌아온 초음파 신호(b)가 수신 채널에서 나타나는 신호의 모양과 질량중심의 위치를 예시한 도면이다.
- 도 3은 본 발명에 따른 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법을 예시한 흐름도이다.
- 도 4는 본 발명에서 이용되는 가중치의 일례를 보인 도면으로서, 실선은 삼각형 가중치를, 점선은 해밍 윈도우(Hamming window)의 4제곱 가중치를 보인 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 결과를 컴퓨터 시뮬레이션으로 영상 처리한 결과를 예시한 도면으로서, (a)는 PSF(point spread function), (b)는 해밍 윈도우(Hamming window)를 사용하여 어포다이제이션(apodization)을 한 영상, (c)는 질량중심의 삼각형 가중치 연산을 수행한 영상, (d)는 질량중심의 해밍 가중치 연산을 수행한 영상으로 0.95 이상의 a 값을 가지는 영역의 영상, (e)는 (a)와 (c)를 곱한 결과 영상, (f)는 (a)와 (d)를 곱한 결과 영상이다.
- 도 6은 도 5의 결과에서 측방향 음장 특성을 비교한 도면으로서, 실선은 도 5(a)의 PSF, 단점선은 도 5(b)의 Hamming apodization을 한 영상, 장점선은 도 5(f)의 0.95 이상의 a 값을 PSF와 곱한 결과 영상을 각각 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0039] 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 구체적인 실시 예가 설명된다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대하여 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물, 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0040] 명세서 전체에 걸쳐 유사한 구성 및 동작을 갖는 부분에 대해서는 동일한 도면 부호를 붙였다. 그리고 본 발명에 첨부된 도면은 설명의 편의를 위한 것으로서, 그 형상과 상대적인 척도는 과장되거나 생략될 수 있다.
- [0041] 실시 예를 구체적으로 설명함에 있어서, 중복되는 설명이나 당해 분야에서 자명한 기술에 대한 설명은 생략되었다. 또한, 이하의 설명에서 어떤 부분이 다른 구성요소를 “포함” 한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 기재된 구성요소 외에 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0042] 또한, 명세서에 기재된 “~부”, “~기”, “~모듈” 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다. 또한, 어떤 부분이 다른 부분과 전기적으로 연결되어 있다고 할 때, 이는 직접적으로 연결되어 있는 경우뿐만 아니라 그 중간에 다른 구성을 사이에 두고 연결되어 있는 경우도 포함한다.
- [0043] 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는 데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제2 구성요소는 제1구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제1구성요소도 제2 구성요소로 명명될 수 있다.
- [0045] 도 1은 본 발명을 구현하기 위한 초음파 영상 진단장치의 일례를 보인 블록도이다.
- [0046] 도 1을 참조하면, 초음파 영상 진단장치는 어레이 트랜스듀서(array transducer, 100), 수신 집속부(200), 영상 처리부(300), 및 디스플레이 수단(400)을 포함하여 구성된다.
- [0047] 어레이 트랜스듀서(100)는 초음파를 송신하고 반사 신호를 수신하는 다수의 트랜스듀서(수신소자)를 선형적으로 배열한 유닛이다. 어레이 트랜스듀서(100)에 수신된 각 채널의 초음파 신호는 인체 내부의 장기에서 반사되어 돌아오는 스펙큘러 신호(specular signal)와 불균일하게 분포하는 반사체들의 특성이 반영된 스펙클 신호(speckle signal)로 나눌 수 있다.
- [0048] 수신 집속부(200)는 인체 내부의 장기에서 돌아온 신호를 지연시켜 수신 집속하고, 시간적으로 정렬하고, 복조하여 주사선을 형성한다. 스펙큘러 신호는 모든 채널에서 상관도가 높은 신호의 모양을 가지게 되며, 스펙클 신호는 반사체들의 분포와 어레이 트랜스듀서의 위치에 따라 수신 채널에서 신호의 위상에 더해지거나 상쇄되어 나타난다.

- [0049] 도 1을 참조하면, 수신 집속부(200)는 집속 지연부(210), 채널 선택부(220), 및 복조부(230)를 포함한다.
- [0050] 집속 지연부(210)는 반사체에 의해 반사된 신호가 어레이 트랜스듀서(100)에 도달하는 과정에서 도착 시간 차이가 발생된 다수의 채널 신호를 시간적으로 정렬시키기 위하여 채널별로 집속 지연(focusing delay)을 한다.
- [0051] 채널 선택부(220)는 집속 지연되어 시간적으로 정렬된 다수의 채널 신호에 대하여 특정 함수를 적용하여 임의의 채널을 선택한다.
- [0052] 채널 선택부(220)에서 출력되는 다수 채널의 집속 신호는 가산된 후에 복조부(230)에 의하여 복조되어 하나의 주사선을 형성한다.
- [0053] 영상 처리부(300)는 다수의 주사선을 합성하여 단위영상 프레임을 형성하며, 선택된 채널에 대응하는 단위영상 프레임들을 저장하고, 평균화 처리하여 초음파 영상을 형성한다. 초음파 영상은 디스플레이 수단(400)을 통해 표시된다.
- [0055] 도 2는 온 축(on-axis)에서 돌아온 초음파 신호(a)와, 오프 축(off-axis)에서 돌아온 초음파 신호(b)가 수신 채널에서 나타나는 신호의 모양과 질량중심의 위치를 예시한 도면이다.
- [0056] 다채널로 배열된 어레이 트랜스듀서(100)의 수신 채널 신호에 집속 지연 시간을 인가하면 영상점에서 돌아온 신호는 모든 수신 채널에 대하여 온 축(on-axis)에서 같은 위상으로 수신된다. 그러나 오프 축(off-axis)에서 돌아온 신호는 반향(echo)의 입사방향에 따라 수신 채널에 다른 위상으로 수신된다. 초음파 영상 진단장치는 축(axial) 방향의 해상도를 위하여 짧은 시간 길이의 초음파 펄스 신호를 송신한다. 따라서 오프 축에서 돌아오는 신호는 수신 배열 트랜스듀서에 대해 입사각을 가지고 도착하므로 수신 채널에 동시에 도착하지 않고 일부에서만 수신된다.
- [0057] 도 2(a)는 영상점에서 돌아온 초음파의 수신 채널의 신호 모양이며, 모든 채널에 같은 위상으로 수신되므로 전체 채널에 걸쳐 균일한 크기의 신호가 나타난다. 여기에서 송신 펄스는 여러 사이클 길이의 정현파로 가정하였다.
- [0058] 도 2(b)는 오프 축 방향에서 돌아온 초음파 신호이다. 초음파 펄스 신호의 시간 길이가 짧으므로 입사각에 따라 전체 수신 채널의 일부에만 신호가 나타난다.
- [0059] 수신 집속 과정은 집속 지연 시간을 보상한 뒤에 모든 채널 신호를 더하게 된다. 온 축에서 돌아온 신호는 모든 수신 채널 데이터를 더하면 큰 신호가 되지만 오프 축에서 돌아온 신호는 모두 제거되어야 한다. 그러나 집속 과정에서 모든 채널 신호를 더하여도 신호가 남게 되며, 이것이 클러터(clutter) 혹은 부엽(side lobe)으로 나타나 영상에 영향을 준다.
- [0060] 본 발명의 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법은, 모든 수신 채널에 대하여 질량중심(centroid)의 위치를 연산하고, 질량중심의 위치에 대응하는 가중치를 연산하여 부엽을 억제하는 방법을 제안한다.
- [0061] 먼저, 도 2를 참조하여 질량중심의 위치를 연산하는 과정을 설명하면 다음과 같다.
- [0062] 도 2(b)를 참조하면, 오프 축에서 돌아온 신호는 신호가 돌아오는 방향에 따라서 수신채널에 나타나는 신호의 분포가 다르므로, 모든 수신 채널에서 수신 신호가 존재하는 분포를 나타내는 파라미터로 질량중심(centroid)의 위치를 계산하였다. 특정 시간에 수신된 모든 채널 신호를 이용한 질량중심의 위치는 아래의 (수학식 1)에 의해 계산될 수 있다.
- [0064] (수학식 1)
- $$Centroid = \frac{\sum_{ch=1}^{Nch} ch \cdot |r(ch)|}{\sum_{ch=1}^{Nch} |r(ch)|}$$
- [0065]
- [0066] 여기서, Centroid는 전체 수신 채널에 대한 질량중심 위치이며, $r(ch)$ 는 ch 번째 수신 채널에 수신된 신호의 값이며, Nch 는 전체 수신 채널의 개수이다.
- [0068] (수학식 1)의 계산 결과 전체 수신 채널 신호의 크기의 질량 중심(centroid)의 위치를 채널의 위치에 대응하는

값으로 구할 수 있다. 도 2(a)의 경우 모든 채널에서 신호 크기가 같으므로 질량중심의 위치를 구하면 수신 채널의 가운데 위치에 나타난다. 그러나 도 2(b)의 경우 개구면(aperture)의 중심(center)에서 벗어난 위치에 질량중심이 위치한다.

[0069] 즉, 질량중심의 위치가 가운데 채널의 위치에 가까울수록 on-axis에서 돌아온 신호일 가능성이 높다. 따라서 on-axis 신호의 경우 영상값에 큰 가중값을 곱해준다. 반면 질량중심의 위치가 가장자리 채널의 위치에 가까울수록 off-axis에서 돌아온 신호일 가능성이 높다. 따라서 off-axis에서 돌아온 신호는 작은 가중값을 곱해주는 방식으로 off-axis 신호를 억제할 수 있다.

[0070] (수학식 1)을 다음의 (수학식 2)로 변형해도 여전히 좋은 결과를 얻을 수 있다.

[0072] (수학식 2)

[0073]

$$Centroid = \frac{\sum_{ch=1}^{Nch} ch \cdot r(ch)}{\sum_{ch=1}^{Nch} r(ch)}$$

[0074] 여기서, Centroid는 전체 수신 채널에 대한 질량중심 위치이며, $r(ch)$ 는 ch 번째 수신 채널에 수신된 신호의 값이며, Nch 는 전체 수신 채널의 개수이다.

[0076] 도 3은 본 발명에 따른 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법을 예시한 흐름도이다.

[0077] 도 3을 참조하여 본 발명에 따른 부엽 억제 방법을 설명하면 다음과 같다.

[0078] 먼저, 도 1에 예시된 블록도에서 영상점으로부터 반사된 초음파 신호를 어레이 트랜스듀서(100)의 수신소자에서 수신하고 채널신호로서 출력한다(ST310).

[0079] 그리고 수신 집속부(200)는 출력된 채널신호를 각각 집속 지연하여 시간적으로 정렬한다(ST320).

[0080] 다음으로, 도 2를 참조하여 설명한 바와 같이 채널신호 각각을 이용하여 전체 수신 채널에 대한 질량중심(centroid)의 위치를 연산한다(ST330). 예컨대, 질량중심의 위치는 (수학식 1) 또는 (수학식 2)에 의해 연산될 수 있다.

[0082] 마지막으로, 질량중심의 위치에 대응하는 가중치를 이용하여 초음파 영상을 처리한다(ST340). 가중치를 이용한 초음파 영상 처리 과정을 도 4를 참조하여 설명하면 다음과 같다.

[0083] 도 4는 본 발명에서 이용되는 가중치의 일례를 보인 도면으로 실선은 삼각형 가중치를, 점선은 해밍 윈도우(Hamming window)의 4제곱 가중치를 보인 도면이다.

[0084] 도 4를 참조하면, 질량중심(centroid)의 위치가 중앙의 채널에 위치하면 가중치는 1이며, 채널의 양 끝에 위치하면 가중치는 0으로 정규화하여 계산하였다. 즉, 가중치는 0 이상, 1 이하의 값을 갖는다.

[0085] 가중치가 1에 가까운 값은 수신 채널 신호가 on-axis에서 돌아온 것을 의미하며, 1보다 작아질수록 off-axis에서 돌아온 신호가 많이 포함되어 있음을 의미한다. 도 4에서 실선으로 묘사한 삼각형 가중치에 비해 해밍 윈도우의 4제곱 값을 이용한 가중치는 on-axis에서 돌아온 신호에 대해 더 큰 가중치를 정할 수 있다.

[0086] 단계 ST340의 가중치를 이용한 초음파 영상 처리는 아래의 (수학식 3)을 통해 연산될 수 있다.

[0088] (수학식 3)

[0089]

$$PX_{\text{weighting}} = a \cdot PX$$

[0090] 여기서, PX 는 입력 영상값이고, a 는 가중치이고, $PX_{\text{weighting}}$ 는 처리 후의 영상값이다.

[0092] 도 5는 본 발명의 결과를 컴퓨터 시뮬레이션으로 영상 처리한 결과를 예시한 도면으로, (a)는 PSF(point spread function), (b)는 해밍 윈도우(Hamming window)를 사용하여 어포다이제이션(apodization)을 한 영상, (c)는 질량중심의 삼각형 가중치 연산을 수행한 영상, (d)는 질량중심의 해밍 가중치 연산을 수행한 영상으로 0.95 이상의 a 값을 가지는 영역의 영상, (e)는 (a)와 (c)를 곱한 결과 영상, (f)는 (a)와 (d)를 곱한 결과를 나타

낸다.

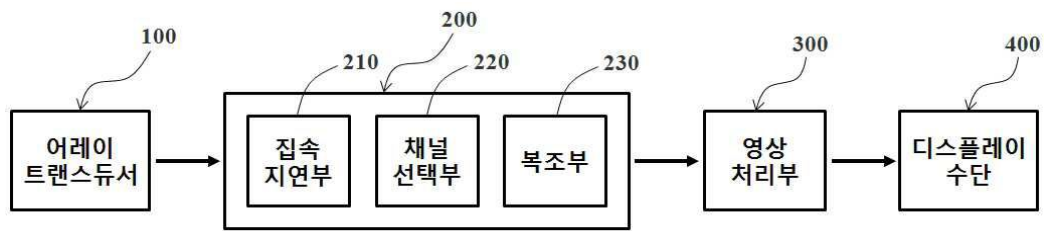
- [0093] 도 5의 컴퓨터 시뮬레이션은 50mm에 point target을 두고 PSE(point spread function)를 구한 것이다. 시뮬레이션 조건은 5MHz 선형 어레이를 사용하였고 어레이를 구성하는 각 소자의 폭은 한 파장에 해당하는 0.3mm로 하였다. 또한, 64채널 송수신 시스템을 가정하였고 송신 집속 깊이는 30mm로 하였으며 동적 수신 집속을 하였다. 영상은 부엽(side lobe)의 구별을 위하여 60dB로 로그 압축(log compression) 하였다.
- [0094] 도 5(a)는 PSF이며, 도 5(b)는 해밍 윈도우(Hamming window)를 사용하여 수신 채널에 어포다이제이션(apodization)을 한 영상이다. 도 5(c)는 도 4에 예시된 삼각형 가중치를 적용하여 모든 영상점에서 계산한 질량중심 위치에 대응하는 가중치 연산(centroid weighting)을 수행한 영상이다. 도 5(a)와 5(c)를 비교하면 부엽(side lobe)이 나타나는 영역에서 작은 값의 a 를 가지는 경향을 보이는 것을 확인할 수 있다.
- [0095] 도 5(d)는 도 4에서 점선으로 묘사된 해밍 윈도우의 가중치에서 a 가 0.95 이상의 값을 가지는 영역의 영상이다. 도 5(e)는 도 5(a)와 5(c)를 곱한 영상을 나타내며, 도 5(f)는 5(a)와 5(d)를 곱한 영상을 나타낸다. 도 5(f)에서 부엽이 나타나는 영역이 대부분 억제된 것을 확인할 수 있는 바, 적절한 a 값을 사용하여 영상값에 곱하면 주엽(main lobe)에 의한 신호 영역은 유지하고 부엽(side lobe) 영역은 효과적으로 억제할 수 있음을 확인할 수 있다.
- [0097] 도 6은 도 5의 결과에서 측방향 음장 특성을 비교한 도면으로, 실선은 도 5(a)의 PSF, 단점선은 도 5(b)의 Hamming apodization을 한 영상, 장점선은 도 5(f)의 0.95 이상의 a 값을 PSF와 곱한 결과 영상을 각각 나타낸다.
- [0098] 도 6을 참조하면, 본 발명에서와 같이 질량중심 위치에 대응하는 가중치 연산(centroid weighting)을 수행한 결과, 측방향 음장 특성에서도 주엽(main lobe)을 변형시키지 않고 부엽(side lobe)이 나타나는 영역을 효과적으로 줄일 수 있음을 확인할 수 있다.
- [0099] 본 발명의 의료용 초음파 영상에서 질량중심 위치의 가중치 연산을 이용하여 부엽을 억제하는 방법에 따르면, centroid weighting을 사용하여 부엽을 억제함으로써 초음파 영상에서 부엽이 나타나는 영역의 면적을 줄일 수 있었다.
- [0100] 그러나 인체와 같이 많은 반사체가 존재하는 스펙클(speckle) 영상에서는 모든 수신 채널에 랜덤 신호(random signal)가 수신되므로, 질량중심의 위치를 이용하는 것만으로 부엽 신호를 구별하기 어려웠으며, 적절한 가중치 연산을 부가함으로써 point source 형태의 신호 발생원을 영상화하는 데 유용하다는 것을 확인하였다. 본 발명의 부엽 억제 방법은 특히 인체 내에 초음파를 방사할 경우 공동 형성(cavitation)에 의하여 버블(bubble)이 발생하는 경우, 초음파 신호를 검출할 때 유용하다. 예를 들면, 고출력의 초음파를 송신하여 공동 형성에 의하여 발생한 버블에서 반사되는 초음파 신호를 검출하는 데 적합하다.
- [0102] 위에서 개시된 발명은 기본적인 사상을 훼손하지 않는 범위 내에서 다양한 변형 예가 가능하다. 즉, 위의 실시예들은 모두 예시적으로 해석되어야 하며, 한정적으로 해석되지 않는다. 따라서 본 발명의 보호범위는 상술한 실시예가 아니라 첨부된 청구항에 따라 정해져야 하며, 첨부된 청구항에 한정된 구성요소를 균등물로 치환한 경우 이는 본 발명의 보호범위에 속하는 것으로 보아야 한다.

부호의 설명

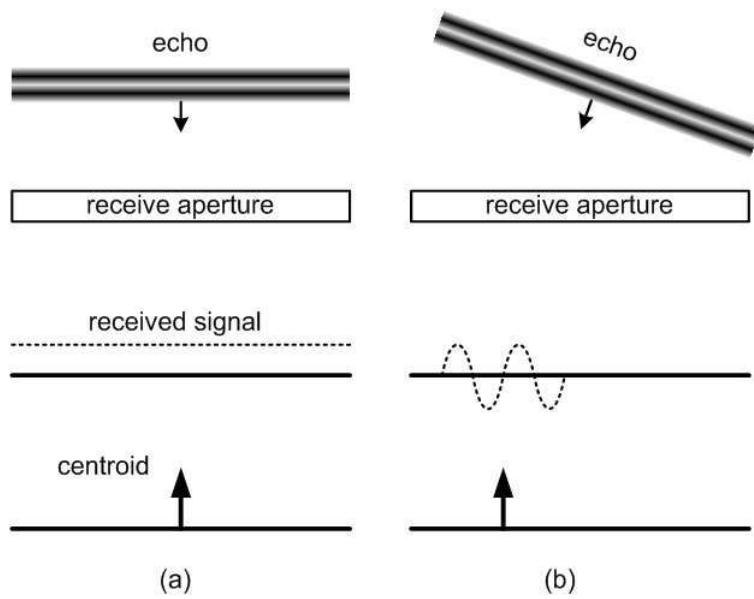
- [0104]
- | | |
|-----------------|--------------|
| 100 : 어레이 트랜스듀서 | 200 : 수신 집속부 |
| 210 : 집속 지연부 | 220 : 채널 선택부 |
| 230 : 복조부 | 300 : 영상 처리부 |
| 400 : 디스플레이 수단 | |

도면

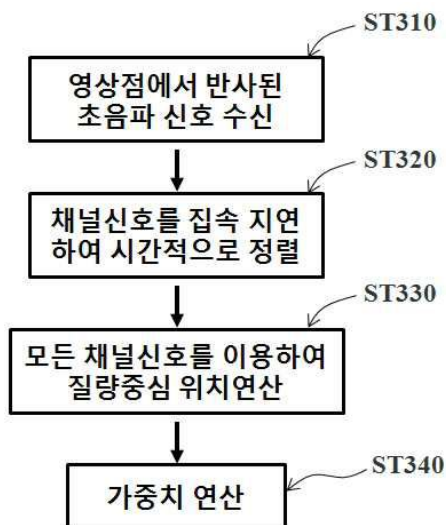
도면1



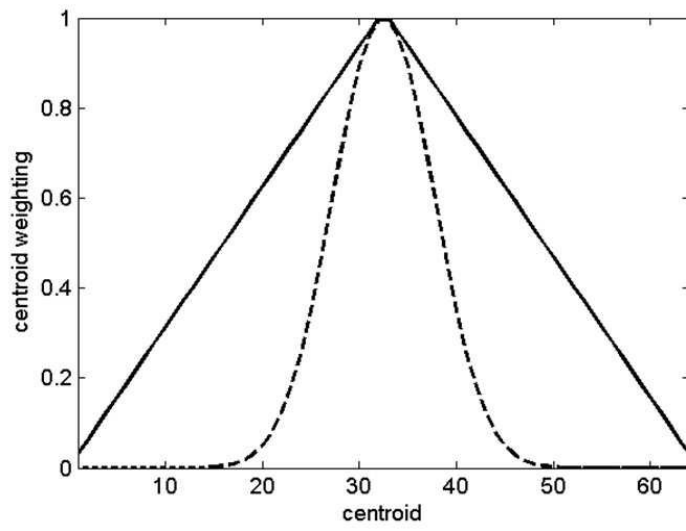
도면2



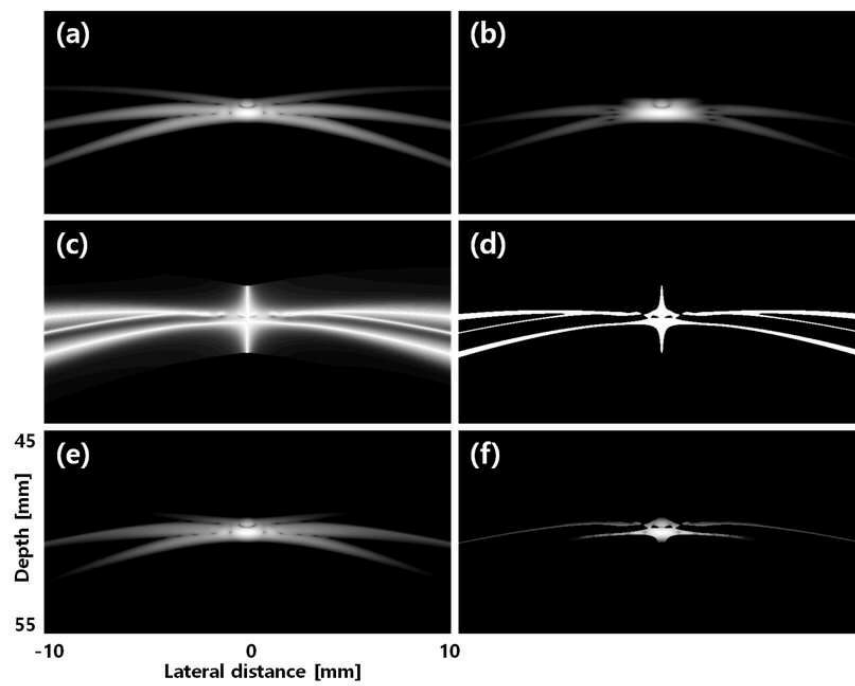
도면3



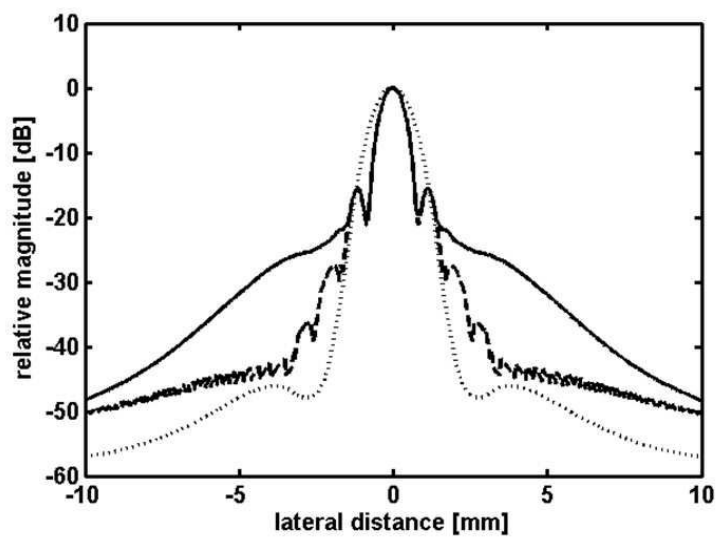
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	质心加权的旁瓣抑制方法在医学超声成像中的应用		
公开(公告)号	KR102115446B1	公开(公告)日	2020-05-27
申请号	KR1020190000989	申请日	2019-01-04
[标]申请(专利权)人(译)	大津UNIV%用于教育INDAL合作		
申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作		
[标]发明人	정목근 권성재		
发明人	정목근 권성재		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 G06T2207/10132		
审查员(译)	盒中丸		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明中，在接收和聚焦通过阵列换能器接收的信道信号的过程中，通过使用质心位置的权重计算，在不显著改变主瓣面积的情况下有效显示了旁瓣的区域。关于使用可以被抑制的医学超声图像中的质心位置的权重来抑制旁瓣的方法，(a)在阵列换能器的接收元件处接收从图像点反射的超声信号并将其作为信道信号输出。(B)通过分别延迟信道信号的聚焦在时间上进行布置；(c)使用每个信道信号为所有接收的信道计算质心的位置；并且(d)使用与质心的位置相对应的权重来处理超声图像。根据本发明，通过使用与质心的位置相对应的权重计算来处理图像，可以有效地抑制旁瓣出现的区域而不使主瓣的区域变形。特别地，在发射高功率超声的情况下，存在可以有效地用于检测在由人体内的空化产生的气泡中产生的超声信号的效果。

