



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년07월28일
(11) 등록번호 10-1643304
(24) 등록일자 2016년07월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) G01S 15/89 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5269 (2013.01)
A61B 8/488 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0117275
(22) 출원일자 2015년08월20일
심사청구일자 2015년08월20일
(56) 선행기술조사문헌
US06658141 B1*
JP2002045359 A
US20050228279 A1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
대진대학교 산학협력단
경기 포천시 호국로1007(선단동)
주식회사 웨이전스
강원도 춘천시 신북읍 신북로 61-14 , 103호(강원 테크노파크 춘천벤처2공장)
(72) 발명자
정목근
서울특별시 노원구 한글비석로 480 203동 907호 (상계동,보람아파트)
권성재
서울특별시 강남구 언주로 117 9동 612호 (도곡동,우성4차아파트)
(74) 대리인
원성수

전체 청구항 수 : 총 4 항

심사관 : 박승배

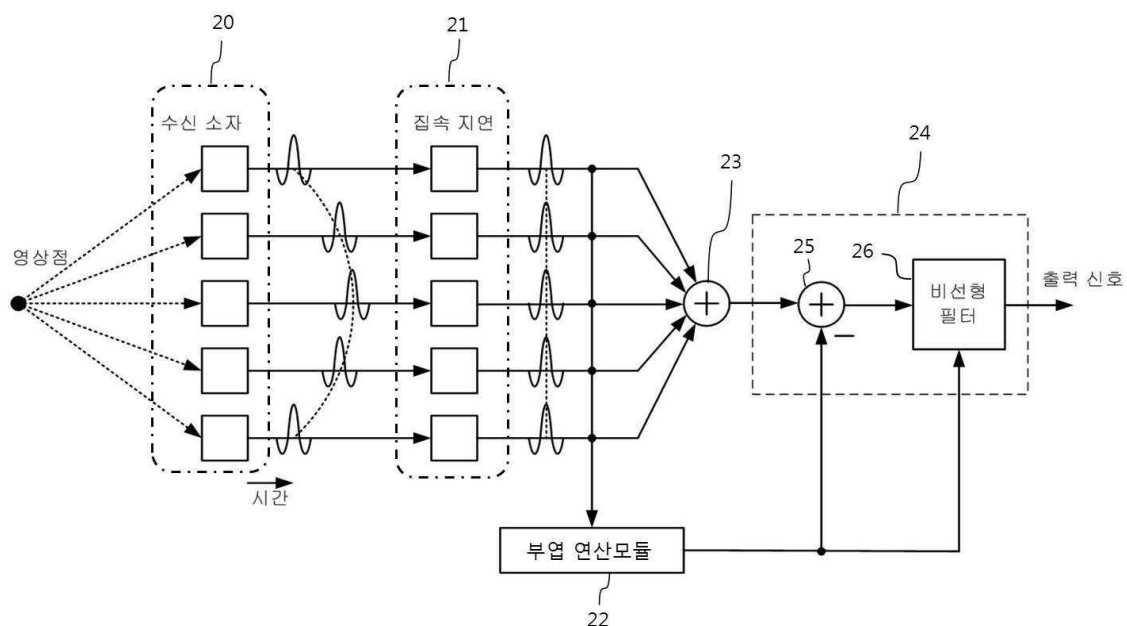
(54) 발명의 명칭 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치

(57) 요약

본 발명에 따르면 복수의 수신소자를 구비한 어레이 트랜스듀서를 통하여 수신된 신호를 집속 지연한 채널 신호를 합산한 합산 신호에서 계산된 부엽 신호를 감산하며, 계산된 부엽 신호의 크기를 필터 계수로 사용하는 비선형 필터를 이용하여 부엽 신호를 제거하여 초음파 영상의 화질을 개선할 수 있다.

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



본 발명은 영상점에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하고, 해당 수신소자의 채널신호로 출력하는 어레이 트랜스듀서, 상기 수신소자의 채널신호를 시간적으로 정렬하는 집속 지연 모듈, 상기 시간적으로 정렬된 채널신호를 합산하고 초음파 영상을 형성하기 위하여 합산 신호를 출력하는 합산부, 상기 초음파 신호의 누설로 인하여 발생하는 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 연산모듈, 및 상기 부엽 연산모듈에 의해 연산된 부엽 신호의 크기에 근거하여 상기 합산부의 합산 신호를 필터링하여 상기 초음파 영상의 화질을 개선하는 필터부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

(52) CPC특허분류

G01S 15/8979 (2013.01)

G01S 7/52026 (2013.01)

G01S 7/52077 (2013.01)

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 ㈜웨이전스

연구기간 2014.05.01 ~ 2015.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

영상점에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하고, 해당 수신소자의 채널신호로 출력하는 어레이 트랜스듀서;

상기 수신소자의 채널신호를 시간적으로 정렬하는 집속 지연 모듈;

상기 시간적으로 정렬된 채널신호를 합산하고 초음파 영상을 형성하기 위하여 합산 신호를 출력하는 합산부;

상기 초음파 신호의 누설로 인하여 발생하는 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 연산모듈; 및

상기 부엽 연산모듈에 의해 연산된 부엽 신호의 크기에 근거하여 상기 합산부의 합산 신호를 필터링하여 상기 초음파 영상의 화질을 개선하는 필터부;를 포함하되,

상기 부엽 연산모듈은 공간 주파수의 정현파 신호를 계산하여 상기 부엽 신호의 크기를 계산하는 경우, 영 덧붙임(zero appending)을 사용하여 상기 정현파 신호의 길이를 확장시키는 것을 특징으로 하는 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 필터부는 상기 합산 신호에서 상기 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 1차 필터링하는 감산 필터와, 상기 감산 필터에 의해 1차 필터링된 신호를 입력으로 하여 2차 필터링하는 비선형 필터를 포함하는 것을 특징으로 하는 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 비선형 필터는 아래의 [관계식 1]에 의하여 2차 필터링하는 것을 특징으로 하는 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치.

[관계식 1]

$$B_{filtered} = \left(\frac{1}{1 + \gamma \left(\frac{QF_p}{B_{pixel}} \right)} \right) \cdot (B_{pixel} - QF_p)$$

여기서 B_{pixel} 는 pixel의 밝기값이며, $B_{filtered}$ 는 필터링된 pixel의 밝기값이고, γ 는 스케일 인자(scale factor)

이며, QF_p 는 화질 인자이다.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 화질 인자는 초음파 영상의 화질을 평가하기 위하여 상기 부엽 연산모듈에 의해 계산된 부엽 신호의 크기인 것을 특징으로 하는 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치.

청구항 5

삭제

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 어레이 트랜스듀서의 복수의 수신소자에 수신된 신호를 집속 지연한 채널 신호를 이용하여 부엽 신호의 크기를 계산하고, 상기 집속 지연된 채널 신호를 합산한 합산 신호에서 계산된 부엽 신호를 감산하며, 계산된 부엽 신호의 크기를 필터 계수로 사용하는 비선형 필터를 이용하여 부엽 신호의 성분을 제거함으로써 초음파 영상의 화질을 개선할 수 있는 초음파 영상의 부엽 저감장치에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 일반적으로 초음파 영상은 병변의 진단에 사용되는 것으로 트랜스듀서를 통해 초음파 신호를 송신한 후 인체 내부에서 반사되어 수신된 초음파 신호의 크기를 밝기로 변환하여 영상화하게 된다.
- [0003] 이러한 초음파 영상은 안전성과 실시간 영상이 가능한 장점에도 불구하고 다른 의료용 영상과 대비할 때 해상도가 낮은 문제점이 있는데, 이러한 문제점을 해결하기 위하여 통상의 초음파 의료 영상 시스템에서는 어레이 트랜스듀서를 이용하여 짧은 펄스 길이의 초음파를 집속하여 송수신하는 방식을 적용하고 있다.
- [0004] 이러한 초음파 집속 시스템에서의 초음파 음장을 살펴보면 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 노이즈로 작용되어 영상의 해상도를 저하시키는 문제점이 있었다.
- [0005] 따라서, 최근에는 초음파 영상에서 상기 부엽을 저감하기 위한 다양한 시도가 이루어지고 있는데, 이에 대한 상세한 내용은 하기 [문헌 1], [문헌 2] 등에 상세히 개시되어 있다.
- [0006] 그러나, 하기 [문헌 1]과 [문헌 2]의 경우 각각의 수신 채널 데이터에 가중치를 적용하는 방식이기 때문에 부엽 저감을 위하여 과도한 연산이 수행되어야 하는 문제점이 있으며, 이러한 문제점은 채널의 수가 증가할수록 더욱 가중된다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0007] (특허문헌 0001) [문헌 1] 한국공개특허 제2009-0042152호(2009. 4. 29. 공개)
- (특허문헌 0002) [문헌 2] 한국등록특허 제971433호(2010. 7. 14. 공고)

비특허문헌

- [0008] (비특허문헌 0001) 없음

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 본 발명은 상술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 목적은 복수의 수신소자를 구비한 어레이 트랜스듀서를 통하여 수신된 신호를 집속 지연하여 채널 신호를 얻은 후 부엽 신호의 크기를 계산하고, 상기 집속 지연된 채널 신호를 합산하는 과정에서 상기 계산된 부엽 신호의 크기를 감산한 후 계산된 부엽 신호

의 크기를 필터 계수로 사용하는 비선형 필터를 이용하여 부엽 신호의 성분을 필터링함으로써 초음파 영상의 화질을 개선할 수 있는 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저장장치를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 본 발명의 실시 예에 따른 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저장장치는, 영상점에서 반사된 초음파 신호를 각각의 수신소자에서 수신하고, 해당 수신소자의 채널신호로 출력하는 어레이 트랜스듀서; 상기 수신소자의 채널신호를 시간적으로 정렬하는 집속 지연 모듈; 상기 시간적으로 정렬된 채널신호를 합산하고 초음파 영상을 형성하기 위하여 합산 신호를 출력하는 합산부; 상기 초음파 신호의 누설로 인하여 발생하는 부엽 신호의 크기를 계산하는 부엽 연산모듈; 및 상기 부엽 연산모듈에 의해 연산된 부엽 신호의 크기에 근거하여 상기 합산부의 합산 신호를 필터링하여 상기 초음파 영상의 화질을 개선하는 필터부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 또한, 상기 필터부는 상기 합산 신호에서 상기 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 1차 필터링하는 감산 필터와, 상기 감산 필터에 의해 1차 필터링된 신호를 입력으로 하여 2차 필터링하는 비선형 필터를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0012] 또한, 상기 비선형 필터는 아래의 [관계식 1]에 의하여 2차 필터링하는 것을 특징으로 하는 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저장장치.

[0013] [관계식 1]

$$B_{filtered} = \left(\frac{1}{1 + \gamma \left(\frac{QF_p}{B_{pixel}} \right)} \right) \cdot (B_{pixel} - QF_p)$$

[0014]

[0015] 여기서 B_{pixel} 는 pixel의 밝기값이며, $B_{filtered}$ 는 필터링된 pixel의 밝기값이고, γ 는 스케일 인자(scale factor)

이며, QF_p 는 화질 인자이다.

[0016] 또한, 상기 화질 인자는 초음파 영상의 화질을 평가하기 위하여 상기 부엽 연산모듈에 의해 계산된 부엽 신호의 크기인 것을 특징으로 한다.

[0017] 또한, 상기 부엽 연산모듈은 공간 주파수의 정현파 신호를 계산하여 상기 부엽 신호의 크기를 계산하는 경우, 영 덧붙임(zero appending)을 사용하여 상기 정현파 신호의 길이를 확장시키는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0018] 이상과 같이 본 발명에 따른 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저장 장치는 복수의 수신소자를 구비한 어레이 트랜스듀서를 통하여 수신된 신호를 집속 지연하여 채널 신호를 얻은 후 부엽신호의 크기를 계산하고, 상기 집속 지연된 채널 신호를 합산하는 과정에서 감산 필터를 이용하여 계산된 부엽신호의 크기를 감산하고, 또한 상기 감산 필터의 출력을 입력으로 하는 비선형 필터로 필터링하여 부엽 성분을 확실하게 제거함으로써 초음파 영상의 화질을 개선할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명에 따른 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저장 장치의 블록도이다.

도 2a는 초음파 음향 특성에서의 입사각과 채널 데이터에서의 공간 주파수의 관계를 설명하기 위한 도면이다.

도 2b는 공간주파수를 설명하기 위한 도면이다.

도 2c는 채널 데이터에서 첫 번째 부엽이 나타나는 CPA(cycles per aperture)가 1.5인 신호의 크기를 계산하기 위하여 신호 길이를 확장하여 연산하는 과정을 나타내는 도면이다.

도 3 내지 도 13은 본 발명에 따른 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감 방법의 효과를 검증하기 위한 시험 결과를 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 이하 본 발명의 실시 예에 따른 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치를 첨부도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0021] 도1에 도시한 바와 같이, 본 발명에 따른 비선형 필터를 이용한 초음파 영상의 부엽 저감장치는 어레이 트랜스듀서(20), 집속 지연모듈(21), 부엽 연산모듈(22), 합산부(23), 필터부(24)를 포함하여 구성한다.
- [0022] 상기 어레이 트랜스듀서(20)는 인체의 내부에 초음파를 송신하고 상기 인체의 조직에서 반사된 신호를 수신하는 복수의 수신소자가 배열되도록 구성된다.
- [0023] 인체의 조직(즉, 영상점)에서 반사된 신호는 어레이 트랜스듀서(20)의 수신 소자의 배열 위치로 인하여 각각의 수신 소자마다 다른 시간에 도착하게 되는데, 상기 집속 지연모듈(21)은 이와 같이 도착 시간 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.
- [0024] 또한, 상기 부엽 연산모듈(22)은 후술하는 방식에 의하여 상기 집속 지연된 채널 신호에 포함된 부엽신호 성분들의 주파수 성분(즉, 부엽신호의 파형 또는 크기 중 적어도 어느 하나)을 연산하는 기능을 수행한다.
- [0025] 상기 필터부(24)는 계산된 부엽 신호의 크기를 이용하여 부엽 신호의 성분을 제거하는 복수 개의 필터(25)(26)를 이용하여 초음파 영상의 화질을 개선할 수 있다. 상기 감산 필터(25)는 상기 합산부(23)의 합산 신호에서 상기 부엽 연산모듈(22)에 의해 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하여 1차 필터링하고, 상기 비선형 필터(26)는 상기 감산 필터(25)에 의해 1차 필터링된 신호에 대하여 2차 필터링한다.
- [0026] 도 2a에 도시한 바와 같이, 일반적인 초음파 집속 시스템의 영상 영역에서 얻어지는 음장 특성은 트랜스듀서의 주사선(scan line) 방향을 기준으로 주엽(main lobe)이 형성되고, 초음파 신호의 누설로 인한 부엽(side lobe)이 형성된다.
- [0027] 이와 같이, 트랜스듀서의 주사선 방향과 인접한 임의의 각도를 가지는 방향에서 신호가 트랜스듀서로 들어오면 수신 소자에는 각각 다른 위상으로 입사된다.
- [0028] 따라서, 임의의 입사각도에서 입사된 신호를 트랜스듀서에서 보면 공간주파수(spatial frequency)라고 하는 특정한 주파수를 가지는 신호로 나타난다.
- [0029] 도 2b를 참고하여, 공간주파수를 설명한다. 연속파 음장이 원거리에서 트랜스듀서에 소정 입사각(θ)을 가지고 수신 소자에 입사되면, 수신 위치에 따라 다른 위상으로 도착하게 되어 수신 소자의 위치에 따라 정현파 모양으로 나타난다.
- [0030] 소정의 파장(λ_0)을 가지는 초음파가 소정의 각도(θ)로 입사할 때 x축의 공간상의 위치에서 관찰되는 정현파의 파장(λ)은 아래의 [수식 1]로 나타낼 수 있다.
- [0031] [수식 1]

$$\lambda = \frac{\lambda_0}{\sin\theta}$$

- [0032]
- [0033] 수신 트랜스듀서의 크기가 D인 소자에서 수신된 채널 신호에 나타나는 정현파의 cycle 개수를 CPA(cycle per aperture)라 정의하면 아래의 [수식 2]로 나타낼 수 있다. 여기서 CPA는 단위 길이의 공간상에 주기적으로 나타나는 신호의 공간주파수를 의미한다.

[0034] [수식 2]

$$CPA = \frac{D}{\lambda} = \frac{D}{\lambda_o} \sin\theta$$

[0035]

[0036] 상기 [수식 2]에 의하면 수신 트랜스듀서의 크기가 D인 수신 소자에 나타나는 정현파의 공간주파수는 입사각(θ)에 따라 달라진다.

[0037] 수신된 채널 신호는 아래의 [수식 3]과 같이 나타낼 수 있다.

[0038] [수식 3]

$$s(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x_k(n)$$

[0039]

[0040] 여기서, x_k 는 n시간에 k번째 수신소자에 수신된 채널 신호이며, 이를 모두 더한 합계가 s(n)이다. 여러 방향에서 동시에 수신 채널에 입사되는 신호는 입사각에 따라 여러 공간주파수를 가지는 정현파들의 합으로 모델링할 수 있다.

[0041] [수식 3]에 대해 이산 푸리에 변환(discrete Fourier transform)을 하면 아래의 [수식 4]와 같다.

[0042] [수식 4]

$$X_m(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x_k(n) \cdot e^{-j\frac{2\pi km}{N}}$$

$$x_k(n) = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} X_m(n) \cdot e^{j\frac{2\pi km}{N}}$$

[0043]

[0044] 상기 [수식 4]는 채널 신호에 대한 신호 길이의 역의 정수배 주파수를 가지는 정현파들을 합계하여 모델링한 것으로, 수신집속 과정에서 합산한 신호는 상기 [수식 3]과 [수식 4]를 이용하여 아래의 [수식 5]로 나타낼 수 있다.

[0045] [수식 5]

$$s(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x_k(n) = \sum_{k=0}^{N-1} \left\{ \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} X_m(n) \cdot e^{j\frac{2\pi km}{N}} \right\}$$

$$= \sum_{m=0}^{N-1} X_m(n) \cdot \left\{ \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} e^{j\frac{2\pi km}{N}} \right\}$$

$$= X_o(n)$$

[0046]

[0047] 따라서 최종적으로 집속된 신호는 채널 길이의 역수의 정수배 주파수의 정현파 성분은 제거되고 직류 성분만 남게 된다. 채널 신호의 직류 성분은 모든 수신 채널에 같은 위상으로 도착한 신호가 된다.

[0048] 도 2a를 참고하여, 가로축은 입사각이며, 이 입사각은 [수식 2]에 따른 공간주파수와 관계가 있다. CPA가 정수가 되는 채널 신호는 집속 과정에서 제거되므로 음장 특성에서 입사각이 특정 위치(CPA가 정수가 되는 위치)에서 음장의 널(null)이 나타난다. 그러나 CPA가 (정수+0.5)가 되는 주파수의 입사각에서는 채널 신호를 모두 더하는 경우 도 2a의 채널 데이터에서 음영으로 표시한 부분(반파장 길이의 성분)이 남게 되므로 이 신호가 부엽

의 최대치의 입사각에서 나타난다. 따라서 채널 신호에서 CPA가 (정수+0.5)가 되는 주파수의 신호 성분을 계산한다면 부엽의 크기를 근사적으로 구할 수 있다.

[0049] 수신된 채널 신호는 입사각에 따라 여러 가지의 주파수를 가지는 정현파들의 합으로 모델링할 수 있다. 채널 신호를 정수 주파수의 정현파 $E_m(n)$ 와 (정수+0.5)의 주파수를 가지는 정현파 $O_m(n)$ 의 합으로 모델링하면 아래의 [수식 6]과 같이 나타낼 수 있다.

[0050] [수식 6]

[0051]

$$s(n) = \sum_{k=0}^{N-1} \left\{ \sum_{m=1}^{N-1} E_m(n) \cdot e^{j \frac{2\pi mk}{N}} + \sum_{m=1}^{N-1} O_m(n) \cdot e^{j \frac{2\pi(m+0.5)k}{N}} \right\} + E_o(n)$$

[0052] $E_o(n)$ 은 채널의 직류 성분이고, k 는 채널 번호, m 은 널(null) 또는 부엽 인덱스, n 은 샘플링 시간이다.

[0053] 상기 [수식 5]에서 살펴본 바와 같이, 정수의 주파수를 가지는 정현파 $E_m(n)$ 는 모두 더하면 합계가 영(zero)으로 되어 집속과정에서 제거된다. 그러나 (정수+0.5)의 주파수를 가지는 정현파 $O_m(n)$ 는 집속 과정에서 더할 때 (+)위상의 신호와 (-)위상의 신호가 모두 상쇄되지 않고 남게 된다.

[0054] 채널 신호에서 (정수+0.5)가 되는 주파수의 신호 성분을 계산하는 방법을 설명한다.

[0055] 기존의 이산 푸리에 변환(discrete Fourier transform)은 정수의 공간 주파수의 정현파 신호를 계산하기 때문에 부엽 신호의 크기를 정확히 알아내는데 적합하지 않다. 따라서 정현파의 직교성을 이용하여 (정수+0.5)가 되는 주파수의 정현파의 크기를 계산하기 위하여 영(zero)을 부가하여 데이터의 길이를 확장한다(zero appending).

[0056] 도 2c를 참고하여, 채널 데이터에서 첫 번째 부엽이 나타나는 CPA=1.5의 신호의 크기를 계산하기 위한 데이터 길이 확장의 예이다. CPA=1.5가 되는 신호가 CPA=2가 되도록 채널 데이터의 뒤에 0을 첨부하여 채널 데이터의 길이가 늘어나게 된다. 이렇게 확장된 정현파는 확장된 채널 길이에서 정수 주파수의 신호가 되므로 정현파의 직교성을 이용하여 정현파 신호의 크기를 계산할 수 있다. 계산된 결과는 복소수의 진폭을 가지므로 이로부터 부엽의 채널 데이터의 파형을 추정할 수 있다.

[0057] 예를 들어서 64개의 채널(트랜스듀서의 수신소자가 64개로 구성된 경우)을 가진 시스템의 경우 첫 번째 부엽의 확장된 데이터 길이는 아래의 [수식 7]과 같이 나타낼 수 있다.

[0058] [수식 7]

[0059]

$$\text{round}\left(64 \times \frac{2}{1.5}\right) = 85$$

[0060] 여기서 round()는 반올림하여 값을 정수로 만드는 함수이다. 직교성을 이용하여 첫 번째 부엽의 진폭의 크기를 계산하면 확장된 데이터에서 CPA=2이므로 아래의 [수식 8]과 같이 나타낼 수 있다.

[0061] [수식 8]

[0062]

$$A_1(n) = \sum_{k=0}^{M-1} x_k(n) \cdot e^{-j \frac{4\pi k}{M}}, \text{ where } x_k(n)=0, k = N, \dots, M-1$$

[0063] 여기서 M=85가 된다. $A_1(n)$ 은 첫 번째 부엽의 복소 진폭의 크기에 해당한다. 첫 번째 부엽의 채널 데이터의 파형은 N=64 길이의 채널 데이터에서 CPA=1.5를 적용하면 [수식 8]을 이용하여 아래의 [수식 9]와 같이 나타낼 수 있다.

[0064] [수식 9]

$$s_1(n,k) = A_1(n) \cdot e^{j \frac{3\pi k}{N}}, \quad k = 0, \dots, N-1$$

[0065]

[0066] 채널 데이터에서 (정수+0.5) 주파수를 가지는 다른 정현파들도 반파장 길이만큼 영(zero)을 첨부한 뒤 같은 방법으로 채널 신호의 파형을 계산할 수 있다. 모든 부엽 신호는 각각 다른 주파수 성분을 가지므로 각각 다른 채널 데이터 길이로 확장하여 각각 따로 계산해야 한다. 따라서 P차까지의 부엽의 파형을 모두 계산하여 모든 채널 데이터를 더하는 경우 아래의 [수식 10]과 같이 나타낼 수 있다.

[0067] [수식 10]

$$sidelobe_p(n) = \sum_{m=1}^p \left(\sum_{k=0}^{N-1} s_m(n,k) \right) = \sum_{m=1}^p \left(\sum_{k=0}^{N-1} A_m(n) \cdot e^{j \frac{2\pi k(m+0.5)}{N}} \right)$$

[0068]

[0069] $sidelobe_p(n)$ 은 해당 픽셀에서의 P차까지의 부엽 신호의 크기가 되고, 이 값이 초음파 영상의 화질을 저하시키는 클러터(clutter) 성분이다. 따라서 이 클러터 성분을 제거하면 초음파 영상의 화질을 개선할 수 있다.

[0070] 상기 부엽 연산모듈(22)은 상기와 같은 연산 과정을 통하여 부엽 신호의 크기를 연산할 수 있다.

[0071] 상기 [수식 10]에서 계산된 부엽 신호의 합계는 영상의 화질을 저하시키는 신호의 크기에 해당하므로 이를 영상의 화질을 평가하는 화질 인자(QF_p)라고 하면 아래의 [수식 11]과 같이 나타낼 수 있다.

[0072] [수식 11]

$$QF_p = sidelobe_p$$

[0073]

[0074] 상기 [수식 11]은 일반화하기 위하여 깊이 방향의 인덱스 n을 표기에서 제거하였다.

[0075] 상기 부엽 연산모듈(22)에 의해 계산된 부엽의 파형을 집속하는 과정에서 채널 데이터에서 감산함으로써 부엽에 의한 악영향을 줄일 수 있다. 이를 아래의 [수식 12]와 같이 나타낼 수 있다.

[0076] [수식 12]

$$B_{filtered} = B_{pixel} - QF_p$$

[0077]

[0078] 상기 필터부(24)의 감산 필터(25)는 상기 [수식 12]를 적용하여 계산된 부엽 신호의 크기를 감산하는 1차 필터링을 수행할 수 있다.

[0079] 일반적으로 초음파 영상 시스템에서는 광대역(wideband)의 송신 펄스를 사용하며, 이러한 광대역의 송신 펄스를 사용할 때 부엽 신호의 크기를 감산하는 것만으로는 초음파 영상의 화질이 미흡하게 나타날 수 있다.

[0080] 이러한 문제를 고려하여 상기 필터부(24)는 상기 비선형 필터(26)를 적용한다. 즉, 초음파 영상 시스템에서 부엽 성분을 제거하는 필터링 효과를 더욱 증가시킬 수 있는 필터수단으로서 상기 비선형 필터(26)를 적용할 수 있다.

[0081] 이하 비선형 필터(26)의 설계 방법을 설명한다.

[0082] 초음파 영상에서 클러터가 증가하여 화질이 나쁘게 나타날 수 있는 경우, 해당 픽셀의 밝기를 감소시키도록 설계된 비선형 필터는 아래의 [수식 13]과 같이 나타낼 수 있다.

[0083] [수식 13]

$$B_{filtered} = \left(\frac{B_{pixel}}{B_{pixel} + \gamma QF_p} \right) \cdot B_{pixel} = \left(\frac{1}{1 + \gamma \left(\frac{QF_p}{B_{pixel}} \right)} \right) \cdot B_{pixel}$$

[0084]

[0085] 여기서 B_{pixel} 는 픽셀의 밝기값이며, $B_{filtered}$ 는 필터링된 픽셀의 밝기값이다. 필터의 효과는 스케일 인자(scale factor) γ 와 P차의 화질 인자(QF_p)를 이용하여 제어할 수 있다.

[0086]

상기 [수식 13]에서 설계된 비선형 필터에서는 부엽 또는 널(null) 방향에서 오는 신호의 크기를 푸리에 변환의 계수를 이용하여 계산한다.

[0087]

상기 [수식 12]가 적용된 감산 필터(25)와 [수식 13]이 적용된 비선형 필터(26)를 결합하면 클러터를 더 줄일 수 있다. 즉, [수식 12]의 출력을 [수식 13]의 입력으로 하는 비선형 필터를 설계하면 아래의 [수식 14]와 같이 나타낼 수 있다.

[0088]

[수식 14]

$$B_{filtered} = \left(\frac{1}{1 + \gamma \left(\frac{QF_p}{B_{pixel}} \right)} \right) \cdot (B_{pixel} - QF_p)$$

[0089]

[0090]

상기 [수식 14]는 감산 필터(25)의 출력을 입력으로 하여 비선형 필터(26)를 적용한 것으로, 부엽 성분을 보다 충실하게 제거함으로써 초음파 영상의 화질을 더욱 개선할 수 있다.

[0091]

이하에서는 본 발명에 따른 초음파 영상에서 부엽 제거의 효과를 검증하기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 시험 결과를 설명한다.

[0092]

광대역(wideband)의 초음파 펄스를 사용하고, 송신 펄스 모양은 가우시안 진폭을 가지고 길이는 5사이클이다. 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하는 조건은 다음의 [표 1]과 같다.

표 1

[0093]

트랜스듀서(Transducer)	선형 어레이(Linear array)
중심 주파수(Center frequency)	7.5 MHz
소자 간격(Element pitch)	0.3048 mm
수신소자 개수(Number of receive channels)	64 elements
송신 초점깊이(Transmit focal depth)	25 mm

[0094]

(시험예 1)

[0095]

부엽 신호의 필터링 효과를 관찰하기 위한 용도로 사용하는 팬텀(phantom)의 35mm 깊이에 있는 와이어 타겟(wire target)에 대한 점퍼점함수(PSF: point spread function)를 계산한다. 이때 영상의 크기는 가로 10mm, 세로 2mm이며, 50dB 로그 압축(log compression)을 하였고, 가중치 곱하기(apodization) 처리는 적용하지 않았다.

[0096]

도 3 (a)는 종래 기술에 따른 점퍼점함수(PSF)이다. (c)는 20번째의 부엽까지 계산하여 모두 합계한 QF_{20} 영상이다. (b)는 [수식 12]가 적용된 감산 필터(25)를 이용하여 부엽 성분을 감산하여 제거한 영상으로, 부엽 성분이 감소하였지만 주엽(main lobe)의 폭이 증가한 것으로 나타났다. (d)는 [수식 13]에 따라 설계된 비선형 필터를 적용한 경우이고, (e)는 [수식 14]에 따라 설계된 비선형 필터를 적용한 경우로서, (d)와 (e)는 스케일 인자

(γ)를 10으로 설정하였다.

[0097] (시험예 2)

[0098] 도 4a 및 도 4b는 상기 [수식 13]과 [수식 14]에 각각 적용하는 스케일 인자(γ)의 효과를 살펴보기 위하여 와이어 타겟(wire target)의 측방향 음장 특성을 비교한 결과이다.

[0099] 도 4a는 종래 기술과 [수식 13]에 의한 비선형 필터를 각각 적용한 경우를 비교한 것이고, 도 4b는 종래 기술과 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 각각 적용한 경우를 비교한 것이다.

[0100] 도 4a에서 종래 기술에 따른 음장 특성은 실선(G1)이고, 나머지는 [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용하되 스케일 인자(γ)를 1, 10, 100으로 각각 설정 시 대응하는 점선(G2), 일점쇄선(G3), 파선(G4)을 나타낸다.

[0101] 도 4b에서 종래 기술에 따른 음장 특성은 실선(G11)이고, 나머지는 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용하되 스케일 인자(γ)를 1, 10, 100으로 각각 설정 시 대응하는 점선(G12), 일점쇄선(G13), 파선(G14)을 나타낸다.

[0102] 도 4a와 도 4b에서 살펴본 바와 같이 스케일 인자(γ)가 클수록 부엽의 감소 효과가 증가하며, [수식 14]의 비선형 필터를 적용하는 것이 [수식 13]의 비선형 필터를 적용하는 것에 비하여 부엽의 감소 효과가 더 좋게 나타난다.

[0103] (시험예 3)

[0104] 도 5는 팬텀(phantom) 내부에 반사도가 10dB씩 차이가 나는 와이어 타겟(wire target)을 2mm 간격으로 배치하고 측방향 음장 특성을 비교하였다. 그래프(G21)(G22)(G23)는 각각 주엽(main lobe)의 폭을 비슷하게 유지하고, 필터 출력의 선형성을 유지하는 조건에서 스케일 인자($\gamma = 1$)를 적용하였다. 종래기술은 실선(G21)으로 나타나고, [수식 13]의 비선형 필터를 적용 시 점선(G22)으로 나타나고, [수식 14]의 비선형 필터를 적용 시 파선(G23)으로 나타난다. 모든 와이어 타겟(wire target)의 간격이 같으므로 부엽 신호의 모양이 비슷하게 나타나지만, [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용한 것이 [수식 13]에 의한 비선형 필터에 비하여 부엽의 감소 효과가 더 좋게 나타난다.

[0105] (시험예 4)

[0106] 도 6은 팬텀(phantom)의 와이어 타겟(wire target)을 1mm, 2mm, 3mm의 간격으로 배치하고 측방향 음장 특성을 비교하였다. 주엽의 모양을 비슷하게 유지하는 조건으로 스케일 인자($\gamma = 2$)를 적용하였다. 점반사체(point target)의 간격에 따라 부엽의 모양이 다르게 나타나고 있지만 (시험예 3)의 도 5와 같이 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용 시 부엽의 감소 효과가 더 좋게 나타난다. 여기서 종래 기술은 실선(G31)으로 나타나고, [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용 시 점선(G32)으로, [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용 시 파선(G33)으로 나타난다.

[0107] (시험예 5)

[0108] 도 7은 불규칙 산란체(random scatterer)에 있는 3mm 직경의 무반향 낭종(anechoic cyst)에 대하여 영상을 얻었으며, 35mm 깊이에 낭종(cyst)을 배치하고 32mm와 38mm의 깊이에 와이어 타겟(wire target)을 각각 배치한다.

[0109] 도 7(a)는 종래 기술에 따른 영상으로서, 측방향 음장 특성에 의하여 낭종(cyst) 영역의 가로 방향의 크기가 줄어들게 나타난다. 도 7(b)는 종래 기술에서 SNR을 계산하기 위하여 배경 영역과 낭종(cyst) 영역에 윈도우(w)를

각각 표시한 것이다.

도 7(c)는 부엽 성분을 감산한 영상으로 낭종(cyst) 내부의 부엽이 감소하여 조금 더 어둡게 나타난다.

도 7(d)는 화질 인자 영상(quality factor image)이다.

도 7(e)는 [수식 13]에 의한 비선형 필터를 사용하고 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용하여 얻은 영상이다. 도

7(f)는 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 사용하고 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용한 경우로서, 낭종(cyst) 영역이 더 검게 나타나지만 스페클(speckle) 영역이 그레놀라(granular)하게 보인다.

도 7(b)(c)(e)(f)에서 마킹한 윈도우(w) 영역에 대하여 콘트라스트(contrast), CNR(contrast-to-noise ratio), SNR(signal-to-noise ratio)을 계산한 결과는 다음의 [표 2]와 같다.

표 2

	contrast	CNR	SNR
도 7(b)	-12.9	4.01	1.65
도 7(c)	-25.4	5.51	0.60
도 7(e)	-29.7	3.42	0.47
도 7(f)	-60.4	3.59	0.11

도 7(c)에서와 같이 부엽을 제거하면 콘트라스트가 크게 증가하지만 스페클 패턴(speckle pattern)이 그레놀라(granular)하게 나타나므로 CNR과 SNR은 감소하게 된다. 다른 결과도 클러터를 줄이기 위하여 처리한 경우로서 영상이 그레놀라(granular)하게 되는 것을 알 수 있다.

(시험예 6)

도 8은 불규칙 산란체(random scatterer)의 배경과 38mm 깊이에 있는 와이어 타겟(wire target)에 대하여 필터링한 측방향 음장 특성이다.

종래 기술은 실선(G41)으로 나타내고, 부엽 성분을 감산한 경우는 점선(G42)으로 나타나며, [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용 시 일점쇄선(G43)으로 나타나고, [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용 시 파선(G44)으로 나타내고, 각각에 대해 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용한다. 상기 점선(G42)에서 부엽 신호를 감산한 경우 주엽의 폭이 증가하고 있지만, [수식 13]와 [수식 14]에 각각 대응하는 일점쇄선(G43)과 파선(G44)은 주엽의 폭과 부엽이 모두 감소하는 것을 알 수 있다.

(시험예 7)

도 9는 낭종(cyst) 내부의 무반향(anechoic) 영역의 반사도를 비교한 경우로서, 부엽 성분을 필터링한 그래프(G52)(G53)(G54)에서 모두 클러터를 충실하게 제거하는 것으로 나타났다.

종래 기술은 실선(G51)으로 나타내고, 부엽 성분을 감산한 경우에는 점선(G52)으로 나타나며, [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용 시 일점쇄선(G53)으로 나타나고, [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용 시 파선(G54)으로 나타내고 있다. 각각의 경우에 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용한다.

(시험예 8)

수조에서의 와이어 타겟(wire target)과 인체에 대하여 각각 채널 데이터를 얻기 위하여 시험 조건을 다음의 [표 3]와 같이 설정하였다.

표 3

트랜스듀서(Transducer)	선형 어레이(Linear array)
중심 주파수(Center frequency)	7.5 MHz
소자 간격(Element pitch)	0.3048 mm
수신소자 개수(Number of receive channels)	64 elements
송신 초점깊이(Transmit focal depth)	50 mm

[0124]

수조 안의 와이어 타겟(wire target)은 10mm 간격으로 10mm에서 70mm 까지 수직으로 배치한다. 도 10(a)는 종래 기술의 경우, (b)는 부엽 성분을 감산한 경우, (c)는 [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용한 경우이고, (d)는 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용한 경우이다. 도 10(c)와 (d)에서 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용한다.

[0126]

도 10(b)에서 10mm, 20mm 깊이의 와이어 타겟(wire target)에서 "X"자 형태의 부엽이 제거된 것을 알 수 있다. 도 10(c)와 (d)에서는 부엽 성분이 나타나는 영역이 줄어들었다.

[0127]

도 11은 20mm 깊이의 와이어 타겟(wire target)의 측방향 거리에 따라 음장의 부엽 성분의 최대치를 구하여 비교한 것으로, (a) 종래 기술에 따른 점퍼집합수(PSF)는 실선(G61)으로 나타내고, (b) 부엽 성분을 감산한 경우 점선(G62)으로 나타내고, (c) [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용한 경우 일점쇄선(G63)으로 나타내며, (d) [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용한 경우 파선(G64)으로 나타낸다. 도 11 (c)와 (d)에서 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용한다.

[0128]

(시험예 9)

[0129]

도 12는 인체 목 부분의 혈관 영상이다. 60dB 로그 압축(log compression)을 하였고, (a) 종래 기술인 경우, (b)는 부엽 성분을 감산한 경우, (c)는 [수식 13]에 의한 비선형 필터를 적용한 경우, 그리고 (d)는 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용한 경우이다. 도 12(c)와 (d)에서 스케일 인자($\gamma = 10$)를 적용한다.

[0130]

도 12(a)에서 화살표로 지시한 부분이 혈관 내부이다. 혈관 내부에서의 반사도는 낮으므로 이곳에 나타나는 노이즈가 클러터에 의한 것이라고 간주할 수 있다. 도 12(b)(c)(d)에서 필터링한 각각의 경우 클러터의 크기가 줄어든 것을 알 수 있다.

[0131]

(시험예 10)

[0132]

도 13은 [수식 14]에 의한 비선형 필터를 적용한 인체 목 부분의 혈관 영상으로, 60dB 로그 압축(log compression)을 하고, 스케일 인자(γ)를 다르게 변경시킨 각각의 영상이다.

[0133]

도 13(a)는 스케일 인자($\gamma = 0.01$), (b)는 스케일 인자($\gamma = 0.1$), (c)는 스케일 인자($\gamma = 1$), (d)스케일 인자($\gamma = 10$)을 적용한다.

[0134]

상기 스케일 인자(γ)가 클수록 영상의 그레인(granular) 특성이 증가한다. 따라서 실제의 진단에 적용 시 검사자가 화질 상태를 관찰하면서 스케일 인자(γ)를 조정하여 초음파 영상의 화질을 제어하는 것이 바람직하다.

[0135]

이상 본 발명의 특정 실시예를 도시하고 설명하였으나, 본 발명의 기술사상은 첨부된 도면과 상기한 설명내용에 한정하지 않으며 본 발명의 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 형태의 변형이 가능함은 이 분야의 통상의 지식을 가진 자에게는 자명한 사실이며, 이러한 형태의 변형은, 본 발명의 정신에 위배되지 않는 범위 내에

서 본 발명의 특허청구범위에 속한다고 볼 것이다.

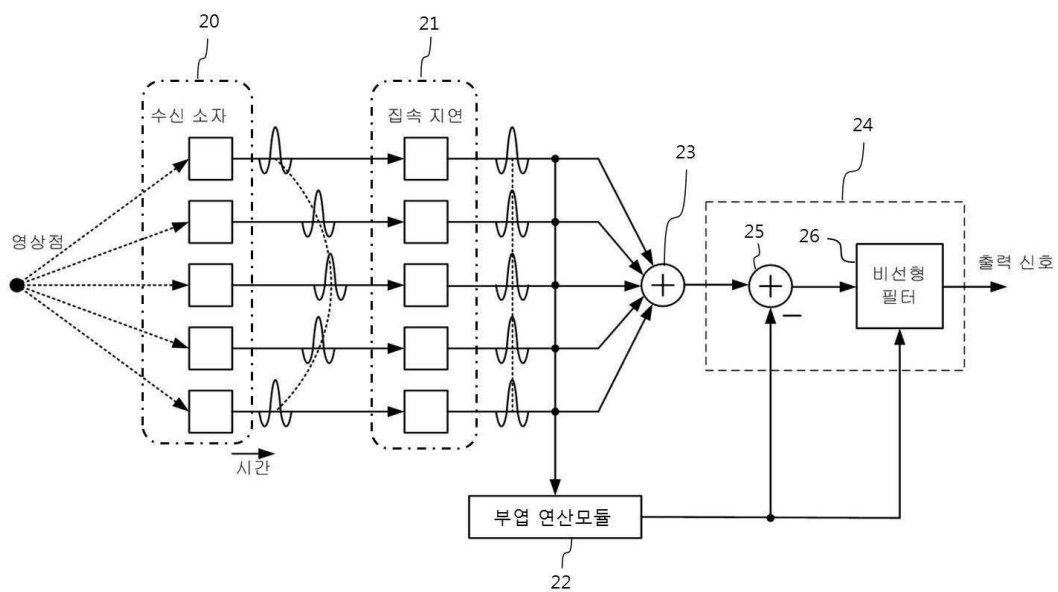
부호의 설명

[0136]

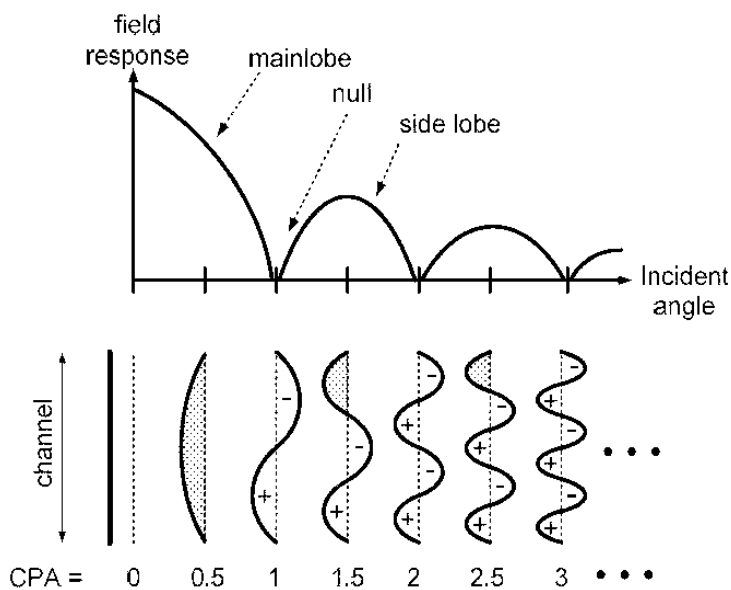
- | | |
|----------------|---------------|
| 20 : 어레이 트랜스듀서 | 21 : 집속 지연 모듈 |
| 22 : 부엽 연산모듈 | 23 : 합산부 |
| 24 : 필터부 | 25 : 감산 필터 |
| 26 : 비선형 필터 | |

도면

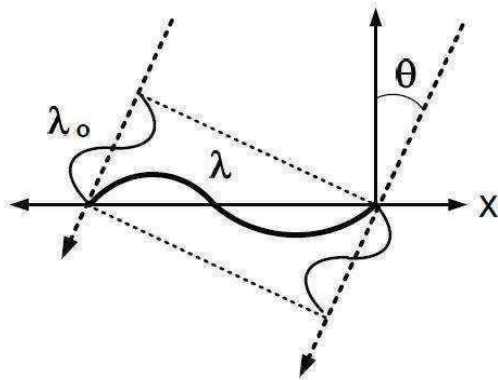
도면1



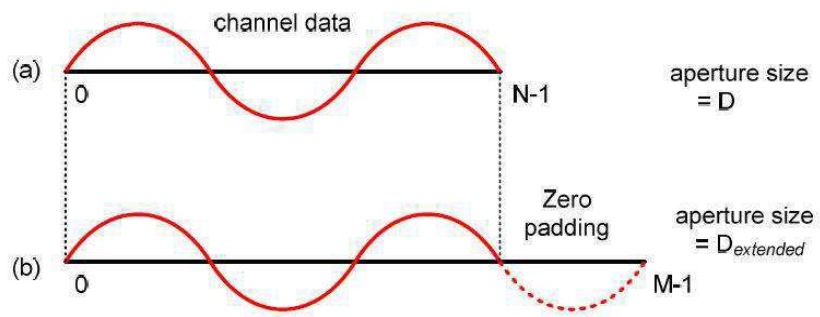
도면2a



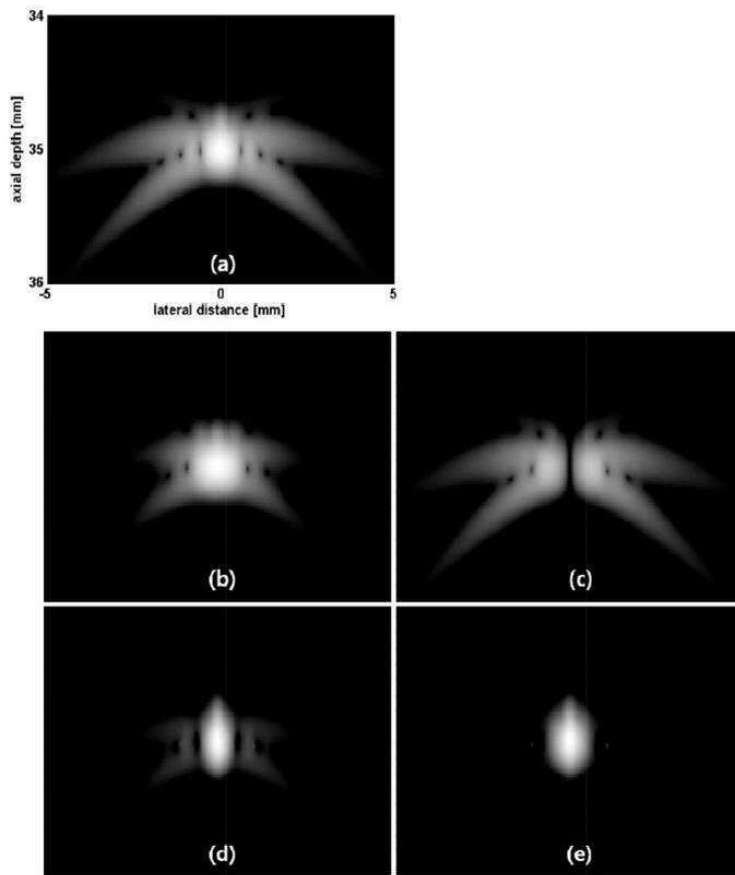
도면2b



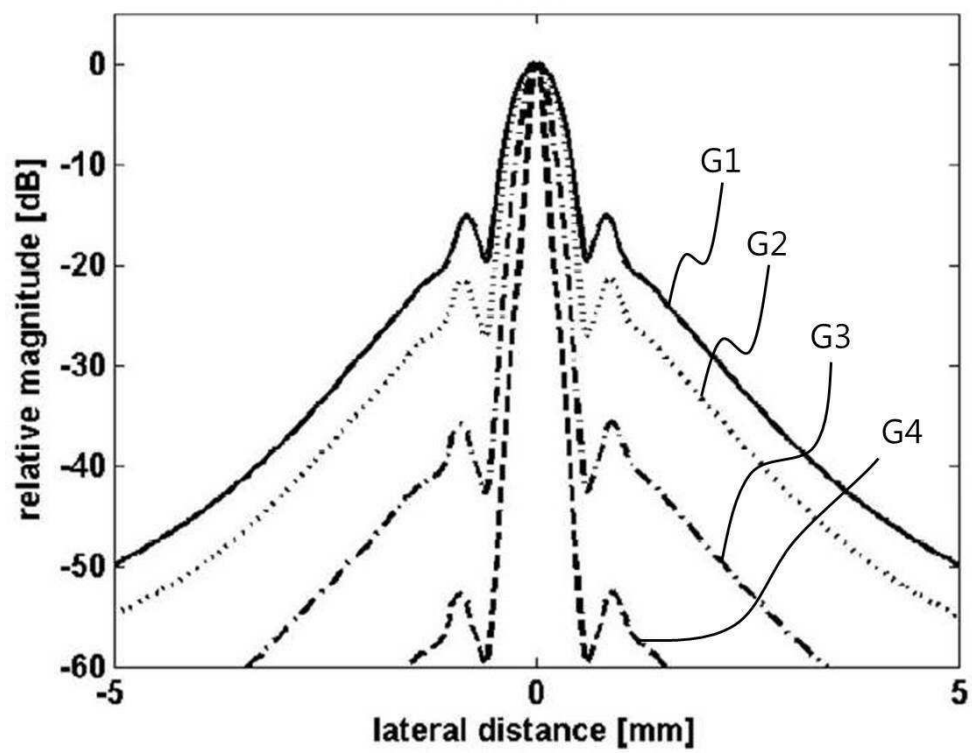
도면2c



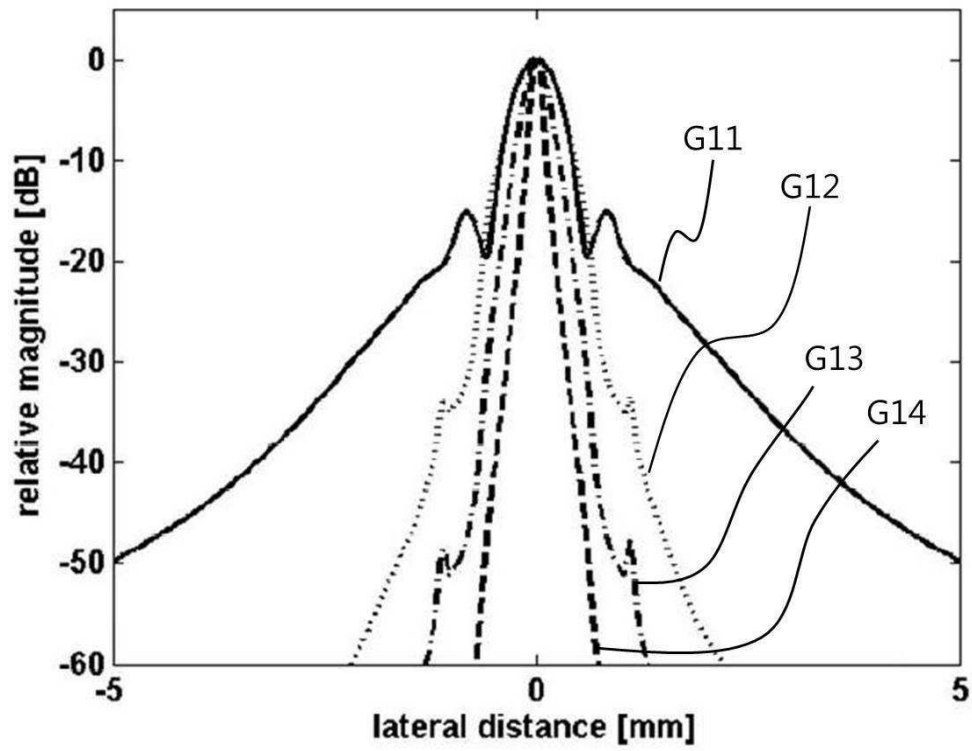
도면3



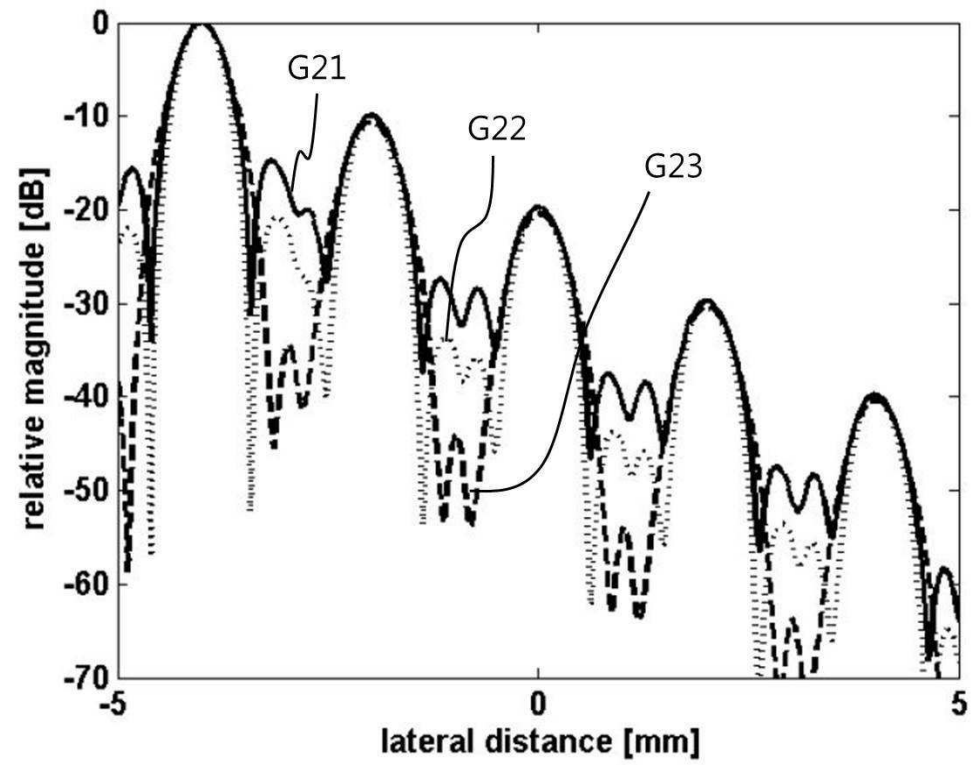
도면4a



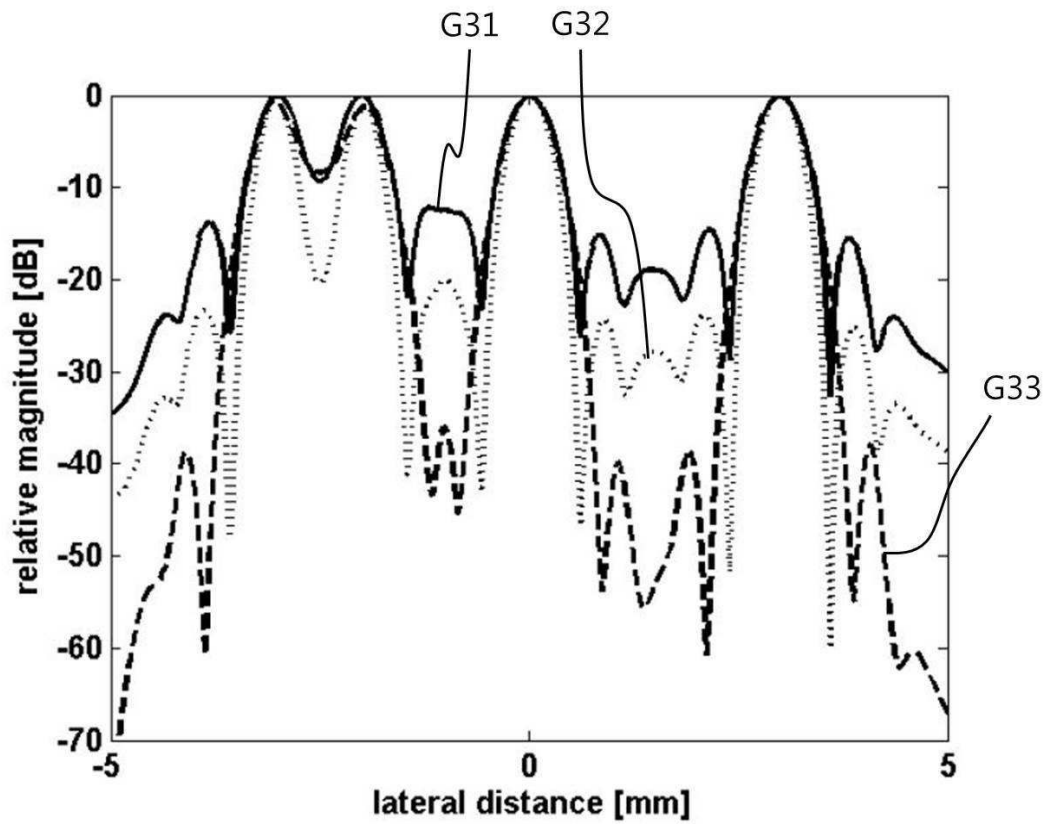
도면4b



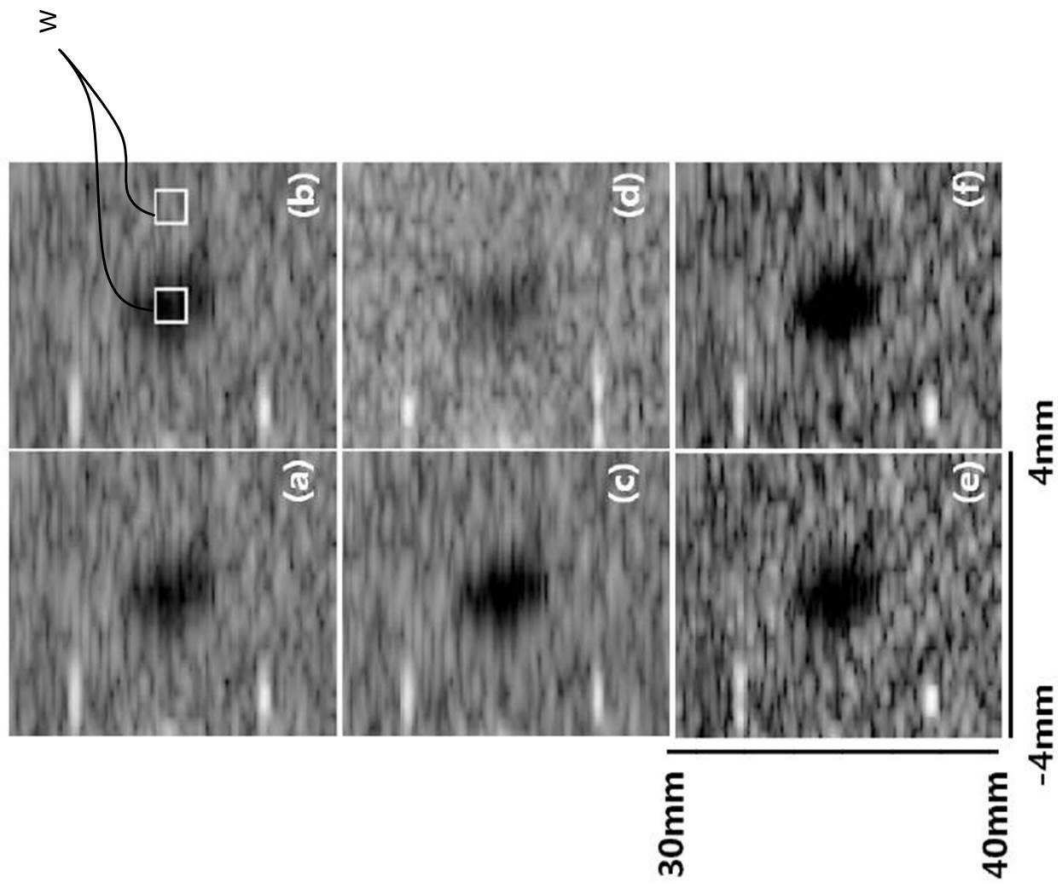
도면5



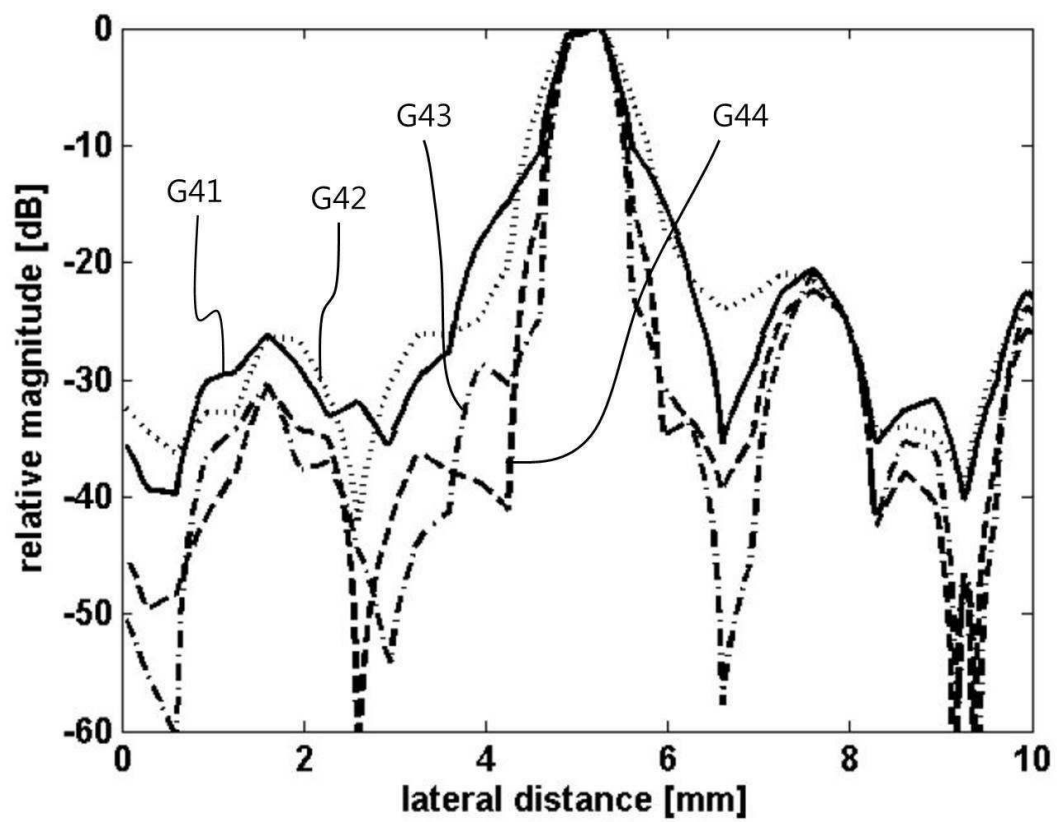
도면6



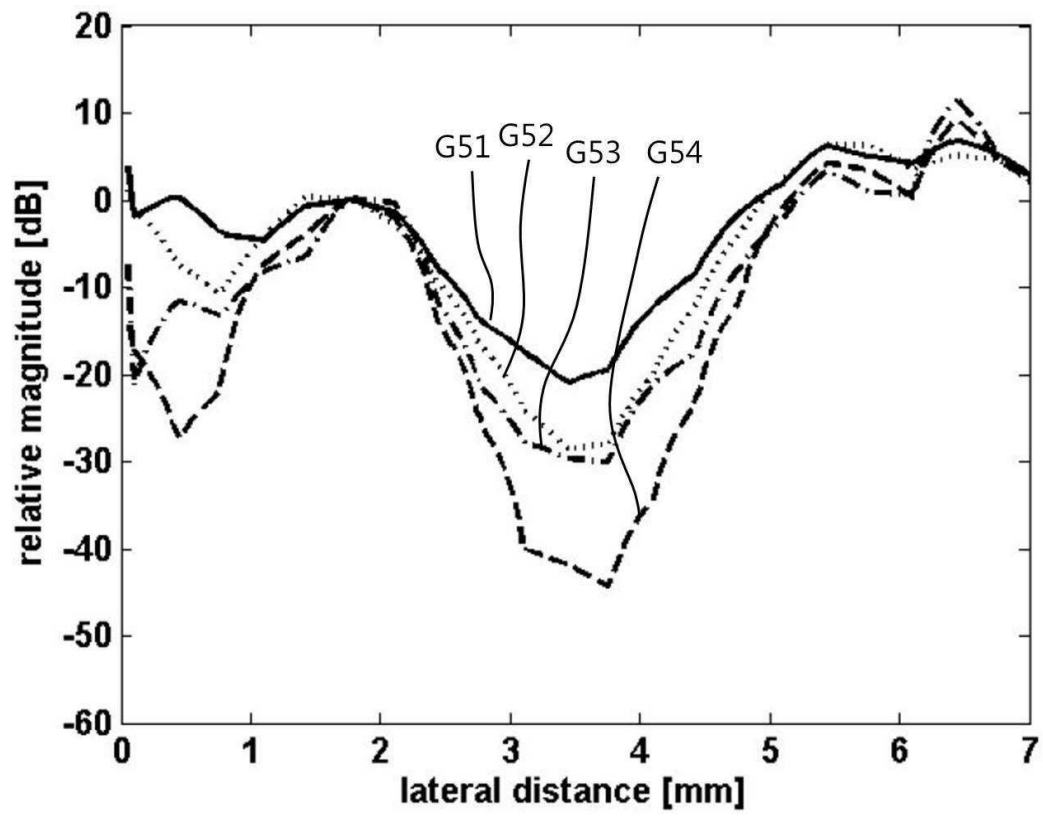
도면7



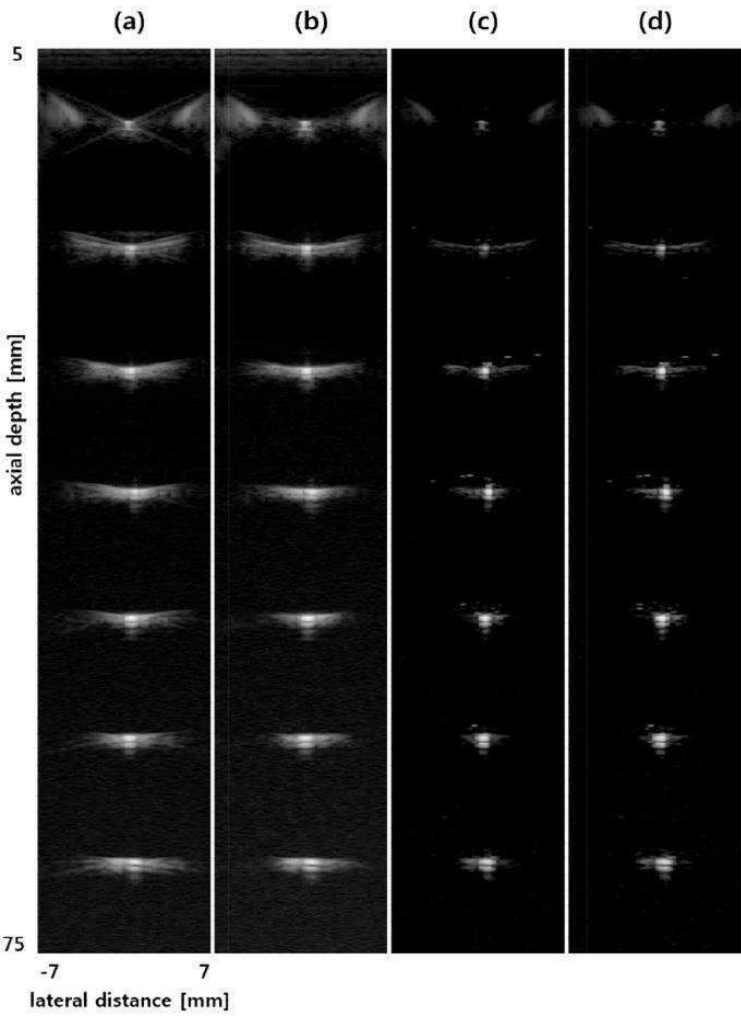
도면8



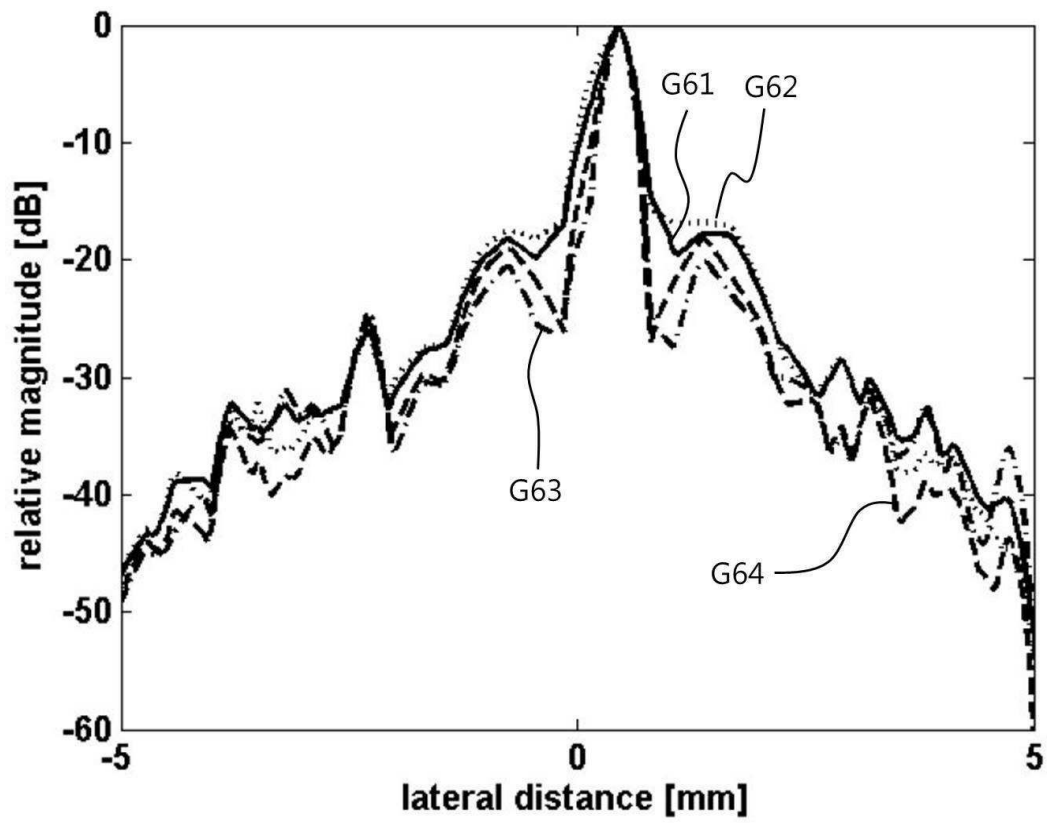
도면9



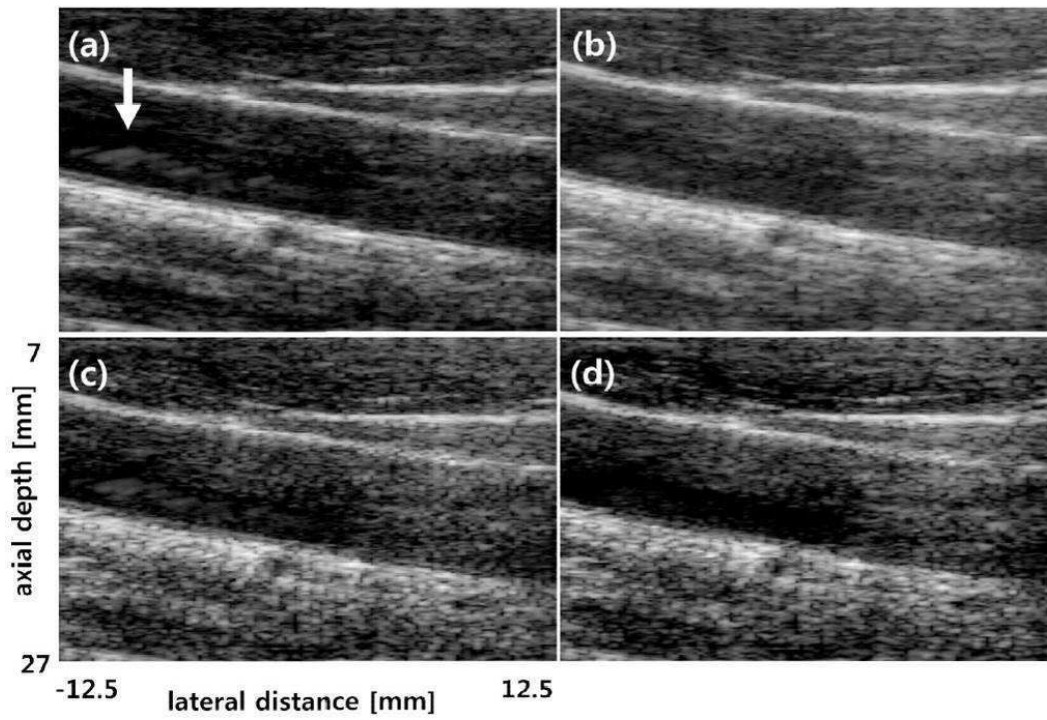
도면10



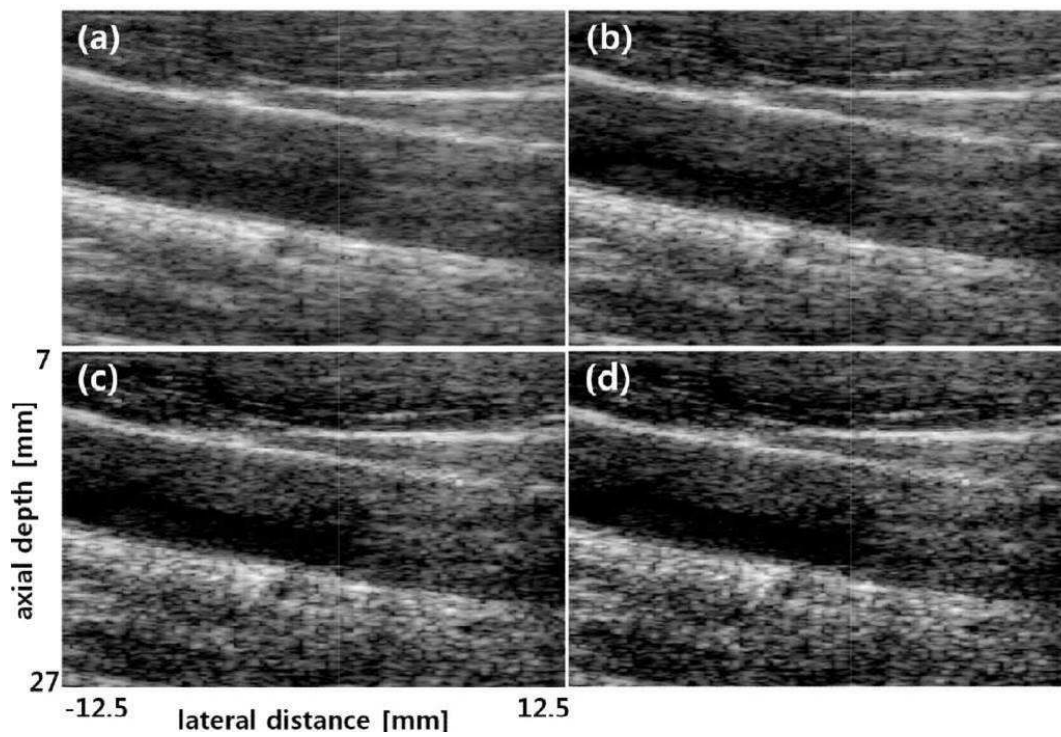
도면11



도면12



도면13



专利名称(译)	标题：使用非线性滤波器的超声图像的子叶减少装置		
公开(公告)号	KR101643304B1	公开(公告)日	2016-07-28
申请号	KR1020150117275	申请日	2015-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	大津UNIV%用于教育INDAL合作 WAYGENCE		
申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作 有限公司伟智能		
当前申请(专利权)人(译)	大津大学学术合作 有限公司伟智能		
[标]发明人	JEONG MOK KUN 정목근 KWON SUNG JAE 권성재		
发明人	정목근 권성재		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/488 G01S15/8979 G01S7/52026 G01S7/52077 G01S7/52047 A61B8/4483 A61B8/5207		
代理人(译)	圣水源		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，减去在求和信号中计算的旁瓣信号，该旁瓣信号将通过配备有多个具有浓度的接收器元件的阵列换能器延迟接收信号的信道信号相加，并且使用非线性滤波器使用其尺寸来消除旁瓣信号。计算的旁瓣信号作为滤波因子，可以提高超声图像的图像质量。本发明包括滤波器部分，其接收由每个接收器元件在光点中反射的超声信号，并且它基于阵列换能器对组合器的求和信号进行滤波，该阵列换能器向相应接收器元件的信道信号输出聚焦延迟模块，在时间上排列接收器元件的通道信号的组合器输出相加的信号，以便将时间上排列的通道信号相加并形成超声波图像，并利用旁瓣操作模块和旁瓣操作模块计算旁瓣信号的大小。旁瓣操作模块计算由于超声信号的泄漏而产生的旁瓣信号的大小，并改善超声图像的图像质量。

