



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0124210
(43) 공개일자 2013년11월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G01N 29/24 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0049409
(22) 출원일자 2013년05월02일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
1020120046916 2012년05월03일 대한민국(KR)

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
배무호
서울 송파구 신천동 장미아파트 19-808
박성배
강원도 춘천시 교동 11-122
김덕곤
서울 강남구 대치동 1003번지 메디슨빌딩 연구소 3층
(74) 대리인
리앤목특허법인

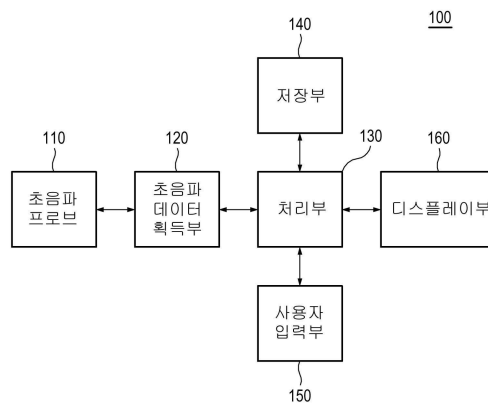
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 수신 빔포밍을 수행하는 초음파 시스템 및 방법

(57) 요약

파인 피치 어레이 프로브(fine pitch array probe)를 통해 제공되는 수신신호에 진폭 오차(amplitude error) 보상 처리 및 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하는 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 초음파 신호를 생체에 송신하고 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하도록 동작하는 파인 피치 어레이 프로브; 및 파인 피치 어레이 프로브에 연결되고, 수신신호에 진폭 오차 보상을 처리하고, 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 시스템으로서,

초음파 신호를 생체에 송신하고 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하도록 동작하는 파인 피치 어레이 프로브; 및

상기 파인 피치 어레이 프로브에 연결되고, 상기 수신신호에 진폭 오차(amplitude error) 보상 처리를 수행하고, 상기 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 초음파 데이터 획득부는,

상기 초음파 신호의 송신을 제어하고, 초음파 영상을 얻기 위한 송신신호를 형성하도록 동작하는 송신부;

상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하고, 상기 진폭 오차 보상된 수신신호에 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하여 수신집속신호를 형성하도록 동작하는 수신부; 및

상기 수신집속신호를 이용하여 상기 초음파 영상에 대응하는 초음파 데이터를 형성하도록 동작하는 초음파 데이터 형성부

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 수신부는,

상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하도록 동작하는 채널 이득 보상부;

상기 진폭 오차 보상 처리가 수행된 수신신호에 기초하여 빔포밍 가중치를 산출하도록 동작하는 빔포밍 가중치 산출부; 및

상기 빔포밍 가중치에 기초하여 상기 수신신호에 상기 최소 분산 빔포밍을 수행하도록 동작하는 빔포밍부

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 채널 이득 보상부는, 상기 파인 피치 어레이 프로브의 변환소자 지향성에 의해 각 변환소자에서 줄어드는 진폭의 양에 기초하여 상기 수신신호에 진폭 오차 보상 처리를 수행하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 5

제3항에 있어서, 상기 채널 이득 보상부는,

상기 초음파 시스템에 대해 미리 측정된 수신채널 이득과 사전 설정된 수신채널 이득을 비교하여 수신채널 이득의 차이를 산출하고,

상기 산출된 이득 차이에 기초하여 상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 미리 측정된 수신채널 이득은, 상기 파인 피치 어레이 프로브를 제외한 상기 초음파 시스

템에 대응하는 수신채널 이득인, 초음파 시스템.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 미리 측정된 수신채널 이득은, 상기 파인 피치 어레이 프로브를 포함하는 상기 초음파 시스템에 대응하는 수신채널 이득인, 초음파 시스템.

청구항 8

제3항에 있어서, 상기 채널 이득 보상부는, 상기 파인 피치 어레이 프로브의 각 변환소자에 대해 미리 측정된 변환소자 이득 오차에 기초하여, 상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 9

초음파 시스템에서의 수신 빔포밍 방법으로서,

- a) 파인 피치 어레이 프로브를 통해 초음파 신호를 생체에 송신하고 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계;
- b) 상기 수신신호에 진폭 오차 보상 처리를 수행하는 단계; 및
- c) 상기 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행하는 단계를 포함하는 수신 빔포밍 방법.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 단계 b)는,

- b1) 상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하는 단계;
- b2) 상기 진폭 오차 보상 처리가 수행된 수신신호에 기초하여 빔포밍 가중치를 산출하는 단계; 및
- b3) 상기 빔포밍 가중치에 기초하여 상기 수신신호에 상기 최소 분산 빔포밍을 수행하는 단계를 포함하는 수신 빔포밍 방법.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 단계 b1)은,

상기 파인 피치 어레이 프로브의 변환소자 지향성에 의해 각 변환소자에서 줄어드는 진폭의 양에 기초하여 상기 수신신호에 진폭 오차 보상 처리를 수행하는 단계를 포함하는 수신 빔포밍 방법.

청구항 12

제10항에 있어서, 상기 단계 b1)은,

상기 초음파 시스템에 대해 미리 측정된 수신채널 이득과 사전 설정된 수신채널 이득을 비교하여 수신채널 이득의 차이를 산출하는 단계; 및

상기 산출된 이득 차이에 기초하여 상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하는 단계를 포함하는 수신 빔포밍 방법.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 미리 측정된 수신채널 이득은, 상기 파인 피치 어레이 프로브를 제외한 상기 초음파 시스템에 대응하는 수신채널 이득인, 수신 빔포밍 방법.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 미리 측정된 수신채널 이득은, 상기 파인 피치 어레이 프로브를 포함하는 상기 초음파 시스템에 대응하는 수신채널 이득인, 수신 빔포밍 방법.

청구항 15

제10항에 있어서, 상기 단계 b1)은,

상기 파인 피치 어레이 프로브의 각 변환소자에 대해 미리 측정된 변환소자 이득 오차에 기초하여, 상기 수신신호에 상기 진폭 오차 보상 처리를 수행하는 단계

를 포함하는 수신 빔 포밍 방법.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 파인 피치 어레이 프로브를 통해 제공되는 수신신호에 진폭 오차 보상 처리 및 최소 분산 빔 포밍을 수행하는 초음파 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 생체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다. 생체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 초음파 시스템은 생체 내부의 고해상도 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있어 의료 분야에서 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 초음파 시스템은 초음파 프로브를 통해 초음파 신호를 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신하여 생체 내부의 정보에 해당하는 초음파 영상을 형성한다. 초음파 시스템은 애플리케이션(즉, 초음파 영상을 형성하고자 하는 대상체)에 따라 다양한 초음파 프로브를 이용하고 있다.

[0004] 특히, 생체내의 갈비뼈 사이로 스캔해야 하는 심장 어플리케이션(cardiac application)의 경우, 위상 배열 어레이 프로브, 엔도캐비티 프로브(endocavity probe), 인트라오퍼레이티브 프로브(intraoperative probe) 등이 이용된다. 그러나, 이러한 초음파 프로브는 구경 크기(aperture size)가 제한되는 경우가 많다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 파인 피치 어레이 프로브(fine pitch array probe)를 통해 제공되는 수신신호에 진폭 오차 보상 처리를 수행하고, 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 이용하여 초음파 영상의 해상도를 향상시키는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 초음파 신호를 생체에 송신하고 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하도록 동작하는 파인 피치 어레이 프로브; 및 상기 파인 피치 어레이 프로브에 연결되고, 상기 수신신호에 진폭 오차(amplitude error) 보상 처리를 수행하고, 상기 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부를 포함한다.

[0007] 또한, 본 발명에 따른 수신 빔포밍 방법으로서, a) 파인 피치 어레이 프로브를 통해 초음파 신호를 생체에 송신하고 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계; b) 상기 수신신호에 진폭 오차 보상 처리를 수행하는 단계; 및 c) 상기 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0008] 본 발명은 제한된 구경(aperture)내에서 초음파 프로브의 변환소자의 피치를 보다 좁게 할 수 있다.

[0009] 또한, 본 발명은 파인 피치 어레이 프로브(fine pitch array probe)를 통해 수신된 수신신호에 진폭 오차 보상

처리를 수행할 수 있어, 공간 해상도 및 콘트라스트 해상도(contrast resolution)을 향상시킬 수 있다.

[0010] 또한, 본 발명은 진폭 오차 보상 처리된 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행할 수 있어, 초음파 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 개략적으로 보이는 블록도.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부의 구성을 개략적으로 보이는 블록도.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 수신부의 구성을 개략적으로 보이는 블록도.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 진폭 오차 보상 처리를 보이는 예시도.

도 5는 본 발명의 실시예를 적용할 수 있는 초음파 시스템을 보이는 정면도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.

[0013] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템(100)의 구성을 개략적으로 보이는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 초음파 시스템(100)은 초음파 프로브(110), 초음파 데이터 획득부(120), 처리부(130), 저장부(140), 사용자 입력부(150) 및 디스플레이부(160)를 포함한다.

[0014] 초음파 프로브(110)는 전기적 신호와 초음파 신호를 상호 변환하도록 동작하는 복수의 변환소자(도시하지 않음)를 포함한다. 초음파 신호를 생체에 송신한다. 생체는 대상체(예를 들어, 혈관, 심장, 간, 혈류 등)를 포함한다. 또한, 초음파 프로브(110)는 생체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 전기적 신호(이하, 수신신호라 함)를 형성한다. 수신신호는 아날로그 신호이다. 본 실시예에 있어서, 초음파 프로브(110)는 파인 피치 어레이 프로브(fine pitch array probe)를 포함한다. 파인 피치 어레이 프로브는 공지이므로 본 실시예에서 상세하게 설명하지 않는다.

[0015] 초음파 데이터 획득부(120)는 초음파 신호의 송신을 제어한다. 또한, 초음파 데이터 획득부(120)는 초음파 프로브(110)로부터 제공되는 수신신호를 이용하여 생체의 초음파 영상에 대응하는 초음파 데이터를 형성한다. 초음파 데이터 획득부(120)는 CPU(central processing unit), 마이크로프로세서(microprocessor), GPU(graphic processing unit) 등을 포함하는 프로세서로서 구현될 수 있다.

[0016] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부(120)의 구성을 개략적으로 보이는 블록도이다. 도 2를 참조하면, 초음파 데이터 획득부(120)는 송신부(210), 수신부(220) 및 초음파 데이터 형성부(230)를 포함한다.

[0017] 송신부(210)는 초음파 신호의 송신을 제어한다. 또한, 송신부(210)는 초음파 영상을 얻기 위한 전기적 신호(이하, 송신신호라 함)를 형성한다. 따라서, 초음파 프로브(110)는 송신부(210)로부터 제공되는 송신신호를 초음파 신호로 변환하고, 변환된 초음파 신호를 생체에 송신하고, 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성한다.

[0018] 수신부(220)는 초음파 프로브(110)로부터 제공되는 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호를 형성한다. 또한, 수신부(220)는 디지털 신호에 수신 빔 포밍(beamforming)을 수행하여 수신집속신호를 형성한다.

[0019] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 수신부(220)의 구성을 개략적으로 보이는 블록도이다. 도 3을 참조하면, 수신부(220)는 채널 이득 보상부(310), 빔포밍 가중치 산출부(320) 및 빔포밍부(330)를 포함한다.

[0020] 채널 이득 보상부(310)는 초음파 프로브(110)로부터 복수의 수신채널(도시하지 않음)을 통해 제공되는 수신신호들에 진폭 오차(amplitude error) 보상 처리를 수행한다. 예를 들면, 채널 이득 보상부(310)는 도 4에 도시된 바와 같이, 각 변환소자(즉, 각 수신채널)에 대응하는 수신신호에 진폭 오차 보상 처리를 수행할 수 있다.

[0021] 일실시예에 있어서, 채널 이득 보상부(310)는 변환소자의 지향성(element directivity)에 의해 각 변환소자에서 줄어드는 진폭의 양에 기초하여 수신신호들에 진폭 오차 보상 처리를 수행한다. 진폭의 양은 시뮬레이션 또는 실험을 통해 미리 측정될 수 있다.

[0022] 다른 실시예에 있어서, 채널 이득 보상부(310)는 초음파 프로브(110)를 제외한 초음파 시스템(100)에 대해 미리 측정된 수신채널 이득과 사전 설정된 수신채널 이득(예를 들어, 이상적인 수신채널 이득)을 비교하여 수신채널

이득의 차이(gain error)를 산출한다. 채널 이득 보상부(310)는 산출된 이득 차이에 기초하여 수신신호들에 진폭 오차 보상 처리를 수행한다. 수신채널 이득은 각 수신채널에 모두 동일한 크기의 신호를 인가한 후 출력부에서 출력신호를 측정하여 구할 수 있다.

[0023] 또 다른 실시예에 있어서, 채널 이득 보상부(310)는 초음파 프로브(110)의 각 변환소자에 대해 미리 측정된 변환소자 이득 오차(element gain error)에 기초하여 수신신호들에 진폭 오차 보상 처리를 수행한다. 변환소자 이득 오차는 평활화(smoothing)와 커브 피팅(curve fitting) 등을 통해 추정된 이득과 이상적인 이득의 차이를 구함으로써 얻을 수 있다.

[0024] 또 다른 실시예에 있어서, 채널 이득 보상부(310)는 초음파 프로브(110)를 포함하는 초음파 시스템(100)에 대해 미리 측정된 수신채널 이득과 사전 설정된 수신채널 이득(예를 들어, 이상적인 수신채널 이득)을 비교하여 수신채널 이득의 차이(gain error)를 산출한다. 채널 이득 보상부(310)는 산출된 이득 차이에 기초하여 수신신호들에 진폭 오차 보상 처리를 수행한다.

[0025] 빔포밍 가중치 산출부(320)는 채널 이득 보상부(310)로부터 제공되는 수신신호에 기초하여 빔포밍 가중치를 산출한다. 빔포밍 가중치는 공지된 다양한 방법을 이용하여 산출될 수 있으므로 본 실시예에서 상세하게 설명하지 않는다.

[0026] 빔포밍부(330)는 빔포밍 가중치 산출부(320)로부터 제공되는 빔포밍 가중치에 기초하여 초음파 프로브(110)로부터 제공되는 수신신호에 수신 빔포밍을 수행한다. 본 실시예에 있어서, 수신 빔포밍은 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 포함한다.

[0027] 일반적으로, 초음파 프로브(110)로부터 복수의 수신채널(도시하지 않음)을 통해 제공되는 수신신호들중, k번째 수신채널의 수신신호에 집속 지연(focusing delay)을 가한 신호를 $x_k[n]$ 으로 가정하면, 빔포밍부(330)의 출력은 다음 수학식으로 표현될 수 있다.

수학식 1

$$z[n] = \sum_{m=0}^{M-1} w_m[n] x_m[n] = \mathbf{w}[n]^H \mathbf{x}[n]$$

[0028]

[0029] 수학식 1에 있어서, $z[n]$ 은 빔포밍부(330)의 출력을 나타내고, $\mathbf{w}[n]$ 은 아포디제이션 함수(apodization function)를 나타내고, $\mathbf{w}[n]^H$ 는 $\mathbf{w}[n]$ 의 허미시안 전치(Hermitian transpose)를 나타낸다. 따라서, 최소 분산 빔포밍은 다음 수학식과 같이 표현될 수 있다.

수학식 2

$$\min_{\mathbf{w}(n)} (\mathbf{w}[n]^H \mathbf{R}[n] \mathbf{w}[n]) \text{ subject to } \mathbf{w}[n]^H \mathbf{a} = 1$$

[0030]

[0031] 수학식 2에 있어서, $\mathbf{R}[n]$ 은 공간 공분산 행렬(spatial covariance matrix)을 나타내고, 즉, $\mathbf{R}[n] = E[\mathbf{x}[n]\mathbf{x}[n]^H]$ 이고, $E[\cdot]$ 은 기대 연산자(expectation operator)를 나타내고, $\mathbf{a}$ 는 스티어링 벡터로서, 집속점이 정면에 있는 일반적인 경우 원소들이 모두 1이다.

[0032] 아포디제이션 함수 $\mathbf{w}[n]$ 은 수학식 2로부터 다음 수학식과 같이 구해질 수 있다.

수학식 3

$$\mathbf{w}[n] = \frac{\mathbf{R}[n]^{-1} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \mathbf{R}[n]^{-1} \mathbf{a}}$$

[0033]

[0034]

$\mathbf{R}[n]$ 을 구하기 위해서는 기대 연산이 필요한데, 초음파 프로브(110)로부터 출력되는 수신신호들은 코히런트하므로, 시간 평균화(temporal averaging)가 기대 연산의 근사치를 계산하는데 사용될 수 없다. 최소 분산 빔포밍에서 최대한의 성능을 얻기 위해서는, 수신신호들의 공분산 행렬을 보다 정밀하게 추정하는 것이 필수적이다. 공분산 행렬을 추정하는데 사용되는 방법중 하나가 공간 평활화(spatial smoothing), 즉 부개구 평균화(subaperture averaging)이다. 공간 평활화는 부개구내에서 연속한 채널(서브어레이 또는 서브개구)의 길이(L)

로부터 구한 공분산 행렬(covariance matrix)을 평균하여 샘플 공분산 행렬($\tilde{\mathbf{R}}[n]$)을 구할 수 있다.

수학식 4

$$\tilde{\mathbf{R}}[n] = \frac{1}{M-L+1} \tilde{\mathbf{x}}[n] \tilde{\mathbf{x}}^H[n]$$

[0035]

[0036]

이때, $\tilde{\mathbf{x}}[n]$ 은 다음 수식과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 5

$$\tilde{\mathbf{x}}[n] = \begin{bmatrix} x_0[n] & \cdots & x_{M-L}[n] \\ x_1[n] & \cdots & x_{M-L+1}[n] \\ \vdots & & \vdots \\ x_{L-1}[n] & \cdots & x_{M-1}[n] \end{bmatrix}$$

[0037]

[0038]

이와 같이, 공간 평활화는 수신신호간의 코히런트로 인한 신호 제거(signal cancellation)가 되는 것을 방지할 수 있다. 0.25M~0.5M 사이의 길이(L)의 값이 초음파 시스템(100)에서 적합하다.

수학식 6

$$\begin{bmatrix} e_0 & e_1 & e_2 & e_3 & e_4 \\ e_1 & e_2 & e_3 & e_4 & e_5 \end{bmatrix}$$

[0039]

[0040]

한편, 공분산 행렬의 행을 3으로 설정하면, 공분산 행렬은 다음 수식과 같이 표현될 수 있다.

수학적식 7

$$\begin{bmatrix} e_0 & e_1 & e_2 & e_3 \\ e_1 & e_2 & e_3 & e_4 \\ e_2 & e_3 & e_4 & e_5 \end{bmatrix}$$

[0041]

[0042]

이와 같이, 최소 분산 빔포밍을 이용하는 경우, 공분산 행렬을 로버스트하게 추정할 수 있지만, 공분산 행렬의 차원이 감소하게 된다. 이로 인해, 아포디제이션 함수의 자유도가 줄어들고, 억압할 수 있는 간섭(interference)의 개수도 줄어들게 된다. 본 실시예에서는 변환소자의 피치를 줄여, 보다 많은 변환소자를 동일한 개구내에 배치할 수 있는 파인 피치 어레이 프로브를 초음파 프로브(110)로서 이용함으로써, 공간 평활화를 이용하는 경우에도 공분산 행렬의 차원을 보다 크게 유지할 수 있어, 초음파 영상의 해상도가 향상될 수 있다.

[0043]

다시 도 2를 참조하면, 초음파 데이터 형성부(230)는 수신부(220)로부터 제공되는 수신집속신호를 이용하여 초음파 영상에 대응하는 초음파 데이터를 형성한다. 초음파 데이터는 RF(radio frequency) 데이터 또는 IQ(in-phase/quadrature) 데이터를 포함한다. 그러나, 초음파 데이터는 반드시 이에 한정되지 않는다. 또한, 초음파 데이터 형성부(230)는 초음파 데이터를 형성하는데 필요한 다양한 신호 처리를 수신집속신호에 수행할 수도 있다.

[0044]

다시 도 1을 참조하면, 처리부(130)는 초음파 데이터 획득부(120)로부터 제공되는 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 형성한다. 초음파 영상은 B 모드(brightness mode) 영상을 포함한다. 그러나, 초음파 영상은 반드시 이에 한정되지 않는다. 또한, 처리부(130)는 초음파 시스템(100), 즉 초음파 프로브(110), 초음파 데이터 획득부(120), 저장부(140), 사용자 입력부(150) 및 디스플레이부(160)의 동작을 제어한다. 처리부(130)는 CPU, 마이크로프로세서, GPU 등을 포함하는 프로세서로서 구현될 수 있다.

[0045]

저장부(140)는 초음파 데이터 획득부(120)에서 획득된 초음파 데이터를 저장한다. 또한, 저장부(140)는 측정된 진폭의 양, 사전 설정된 수신채널 이득, 측정된 수신채널 이득 및 변환소자 이득 오차를 저장한다. 또한, 저장부(140)는 처리부(130)에서 형성된 초음파 영상을 저장한다. 저장부(140)는 하드디스크, 비휘발성 메모리, CD-ROM(Compact Disc-Read Only Memory), DVD-ROM(Digital Versatile Disc-Read Only Memory) 등을 포함한다.

[0046]

사용자 입력부(150)는 사용자의 입력정보를 수신한다. 입력정보는 초음파 프로브(110)를 선택하기 위한 정보, 생체의 진단부위(즉, 초음파 영상을 형성하고자 하는 대상체)를 선택하기 위한 정보 등을 포함한다. 사용자 입력부(150)는 컨트롤 패널(control panel), 트랙볼(track ball), 키보드(keyboard), 마우스(mouse) 등을 포함한다.

[0047]

디스플레이부(160)는 처리부(130)에서 형성된 초음파 영상을 디스플레이한다. 또한, 디스플레이부(160)는 사용자 입력부(150)에서 수신된 입력정보를 디스플레이할 수도 있다. 디스플레이부(160)는 LCD(Liquid Crystal Display), LED(Light Emitting Diode) 디스플레이, OLED(Organic Light Emitting Diode) 디스플레이 등을 포함한다.

[0048]

도 5는 본 발명의 실시예를 적용할 수 있는 초음파 시스템(100)의 일례를 보이는 정면도이다. 도 5를 참조하면, 초음파 시스템(100)은 초음파 프로브(110), 본체(BD), 사용자 입력부(150) 및 디스플레이부(160)를 포함한다. 본체(BD)는 초음파 데이터 획득부(120), 처리부(130) 및 저장부(140)를 내장한다. 다른 실시예에 있어서, 저장부(140)는 본체(BD)에 외장될 수 있다.

[0049]

선택적으로, 전술한 실시예에서는 초음파 데이터 획득부(120) 및 처리부(130)를 각각의 프로세서로서 구현하는 것을 설명하였지만, 다른 실시예에서는 초음파 데이터 획득부(120) 및 처리부(130)를 하나의 프로세서로서 구현할 수도 있다.

[0050]

본 발명은 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부한 청구 범위의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

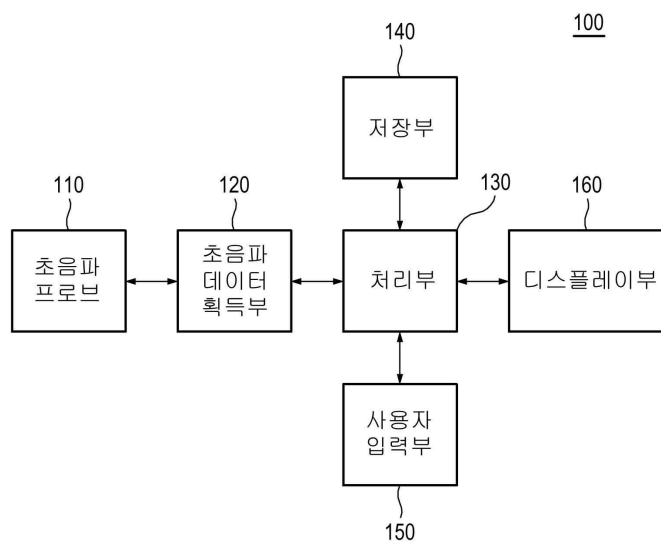
부호의 설명

[0051]

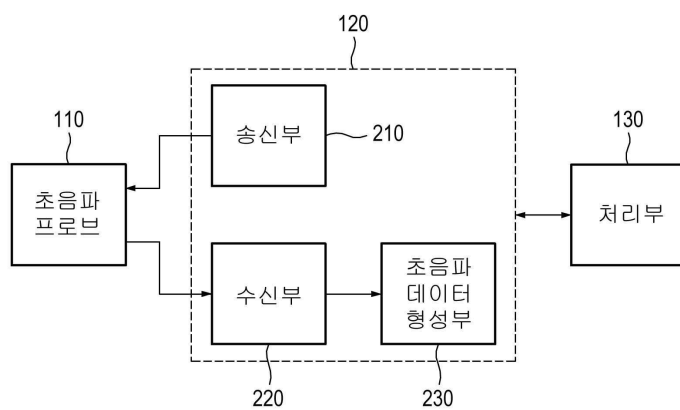
100: 초음파 시스템	110: 초음파 프로브
120: 초음파 데이터 획득부	130: 처리부
140: 저장부	150: 사용자 입력부
160: 디스플레이부	210: 송신부
220: 수신부	230: 초음파 데이터 형성부
310: 채널 이득 보상부	320: 빔포밍 가중치 산출부
330: 빔포밍부	BD: 본체

도면

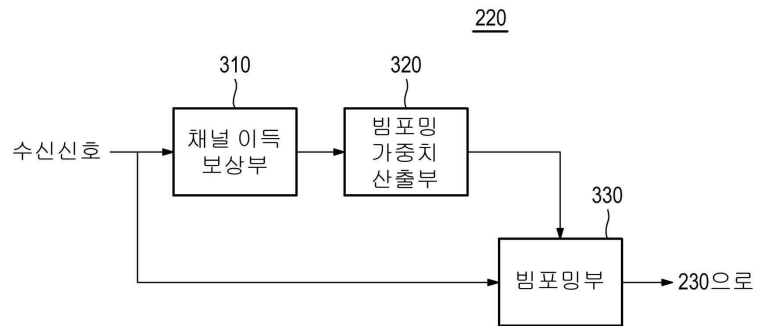
도면1



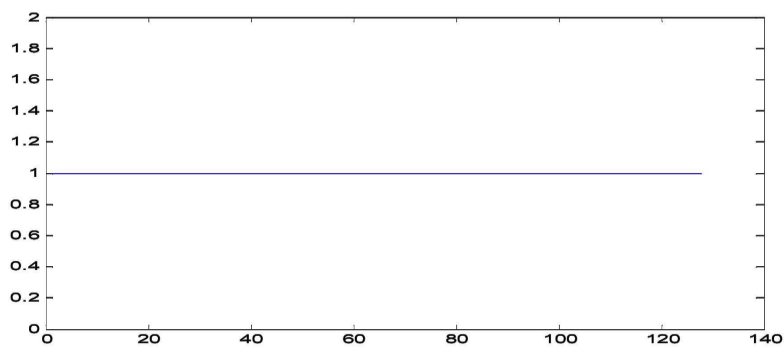
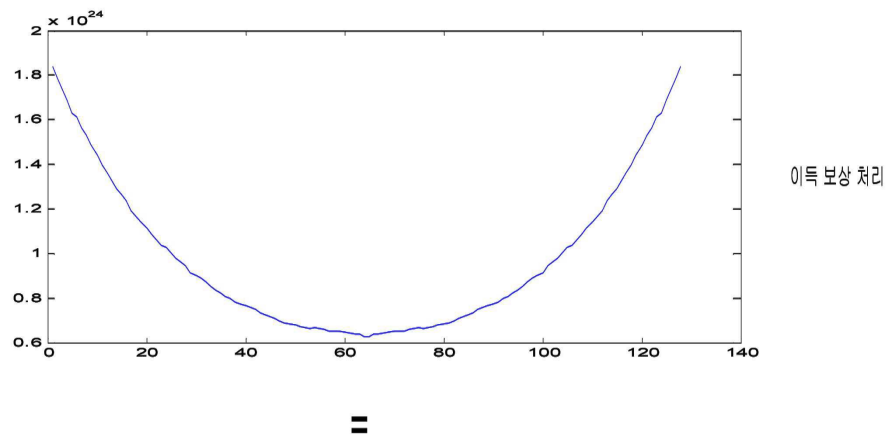
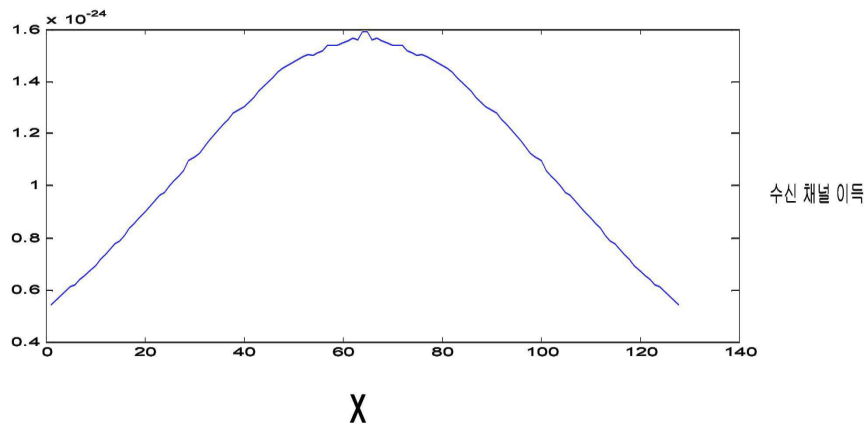
도면2



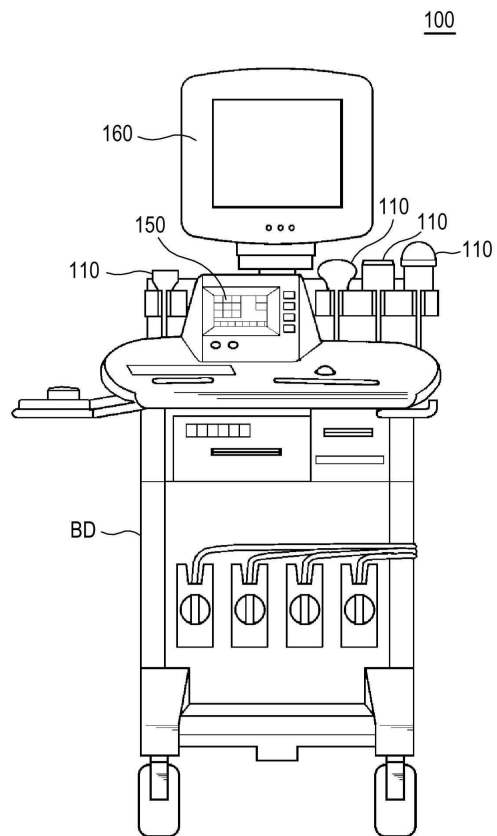
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	标题：超声波系统和用于执行接收波束形成的方法		
公开(公告)号	KR1020130124210A	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	KR1020130049409	申请日	2013-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	BAE MOO HO 배무호 PARK SUNG BAE 박성배 KIM DEOK GON 김덕곤		
发明人	배무호 박성배 김덕곤		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/52 G01N29/24		
优先权	1020120046916 2012-05-03 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了超声系统和方法，其通过精细间距阵列探头和最小方差波束形成（最小方差波束形成）在接收信号中执行幅度误差过程补偿。根据本发明的超声系统包括精细间距阵列探头，其操作以接收在生物体中发送超声波信号并从生物体反射的超声回波信号，并且它形成接收信号和超声波数据获取单元。连接到细间距阵列探头并在接收信号中执行幅度误差处理补偿，并且操作以便在接收信号中执行补偿幅度误差的最小方差波束形成。

