



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2013-0124209  
 (43) 공개일자 2013년11월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 8/14** (2006.01) **G01N 29/24** (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2013-0049406  
 (22) 출원일자 2013년05월02일  
 심사청구일자 없음  
 (30) 우선권주장  
 1020120046915 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  
**리엔목특허법인**

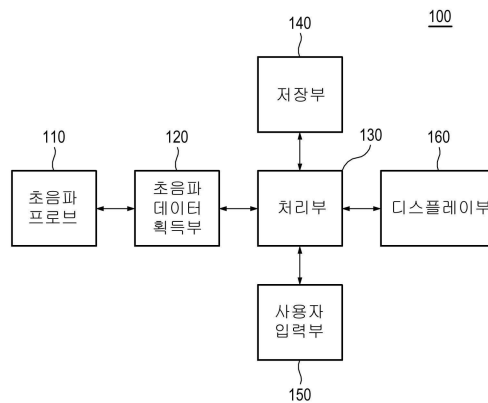
전체 청구항 수 : 총 4 항

(54) 발명의 명칭 **수신 빔포밍을 수행하는 초음파 시스템 및 방법**

**(57) 요약**

파인 피치 어레이 프로브를 이용한 최소 분산 빔포밍을 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 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하여 수신집속신호를 형성하도록 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 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하여 수신집속신호를 형성하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부

를 포함하는 초음파 시스템.

**청구항 2**

제1항에 있어서, 상기 초음파 데이터 획득부는,

공간 평활화(spatial smoothing)를 이용하여 상기 수신신호에 상기 최소 분산 빔포밍을 수행하도록 동작하는 수신부

를 포함하는 초음파 시스템.

**청구항 3**

수신 빔포밍 방법으로서,

a) 파인 피치 어레이 프로브를 통해 초음파 신호를 생체에 송신하고 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계; 및

b) 상기 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행하여 수신집속신호를 형성하는 단계

를 포함하는 수신 빔포밍 방법.

**청구항 4**

제3항에 있어서, 상기 단계 b)는,

공간 평활화를 이용하여 상기 수신신호에 상기 최소 분산 빔포밍을 수행하는 단계

를 포함하는 수신 빔포밍 방법.

**명세서**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 파인 피치 어레이 프로브(fine pitch array probe)를 이용한 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 이용하여 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 초음파 신호를 송수신하는 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 수신된 수신신호에 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하여 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 최소 분산 빔포밍(minimum variance beamforming)을 수행하여 수신집속신호를 형성하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부를 포함한다.

[0007] 또한, 본 발명에 따른 수신 빔포밍 방법은, a) 파인 피치 어레이 프로브를 통해 초음파 신호를 생체에 송신하고 상기 생체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계; 및 b) 상기 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행하여 수신집속신호를 형성하는 단계를 포함한다.

**발명의 효과**

[0008] 본 발명은 제한된 구경 크기(aperture size)를 갖는 초음파 프로브에 대해 변환소자의 피치(pitch)를 보다 좁게 할 수 있다.

[0009] 또한, 본 발명은 파인 피치 어레이 프로브(fine pitch array probe)를 통해 수신된 수신신호에 최소 분산 빔포밍을 수행할 수 있어, 초음파 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0010] 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 실시예를 적용할 수 있는 초음파 시스템의 일례를 보이는 정면도.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0011] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.

[0012] 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.

[0013] 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.

[0014] 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.

[0015] 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.

[0016] 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.

[0017] 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. 본 실시예에 있어서, 수신 빔 포밍은 최소 분산 빔 포밍(minimum variance beamforming)을 포함한다.

[0018] 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, 수신부(230)의 출력은 다음 수학적식으로 표현될 수 있다.

**수학적식 1**

[0019] 
$$z[n] = \sum_{m=0}^{M-1} w_m[n] x_m[n] = \mathbf{w}[n]^H \mathbf{x}[n]$$

[0020] 수학적식 1에 있어서,  $z[n]$ 은 수신부(230)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 수학적식과 같이 표현될 수 있다.

**수학적식 2**

[0021] 
$$\min_{\mathbf{w}(n)} (\mathbf{w}[n]^H \mathbf{R}[n] \mathbf{w}[n]) \text{ subject to } \mathbf{w}[n]^H \mathbf{a} = 1$$

[0022] 수학적식 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,  $E[ ]$ 은 기대 연산자(expectation operator)를 나타내고,  $\mathbf{a}$ 는 스티어링 벡터로서, 집속점이 정면에 있는 일반적인 경우 원소들이 모두 1이다.

[0023] 아포디제이션 함수  $\mathbf{w}[n]$ 은 수학적식 2로부터 다음 수학적식과 같이 구해질 수 있다.

**수학적식 3**

[0024] 
$$\mathbf{w}[n] = \frac{\mathbf{R}[n]^{-1} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \mathbf{R}[n]^{-1} \mathbf{a}}$$

[0025]  $\mathbf{R}[n]$ 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

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

[0026]

[0027] 이때,  $\tilde{\mathbf{x}}[n]$  은 다음 수학과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 5

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

[0028]

[0029] 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.

[0030] 예를 들면, 초음파 프로브(110)의 변환소자가  $e_0, e_1, e_2, e_3, e_4$  및  $e_5$ 인 경우, 공분산 행렬의 행(row)을 2로 설정하면, 공분산 행렬은 다음 수학과 같이 표현될 수 있다.

수학식 6

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

[0031]

[0032] 한편, 공분산 행렬의 행을 3으로 설정하면, 공분산 행렬은 다음 수학과 같이 표현될 수 있다.

수학식 7

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

[0033]

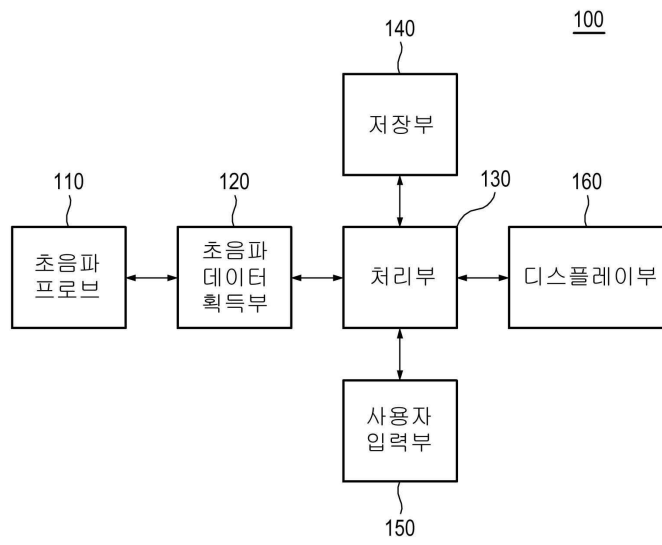
[0034] 이와 같이, 최소 분산 빔포밍을 이용하는 경우, 공분산 행렬을 로버스트하게 추정할 수 있지만, 공분산 행렬의 차원이 감소하게 된다. 이로 인해, 아포디제이션 함수의 자유도가 줄어들고, 억압할 수 있는 간섭(interference)의 개수도 줄어들게 된다. 본 실시예에서는 변환소자의 피치를 줄여, 보다 많은 변환소자를 동일한 개구내에 배치할 수 있는 파인 피치 어레이 프로브를 초음파 프로브(110)로서 이용함으로써, 공간 평활화를 이용하는 경우에도 공분산 행렬의 차원을 보다 크게 유지할 수 있어, 초음파 영상의 해상도가 향상될 수 있다.

[0035] 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 초음

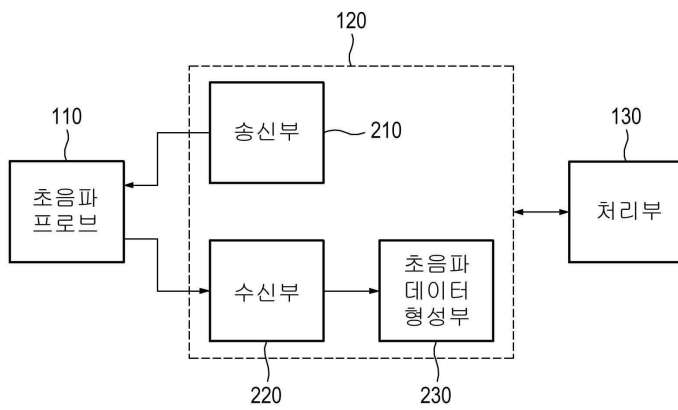


도면

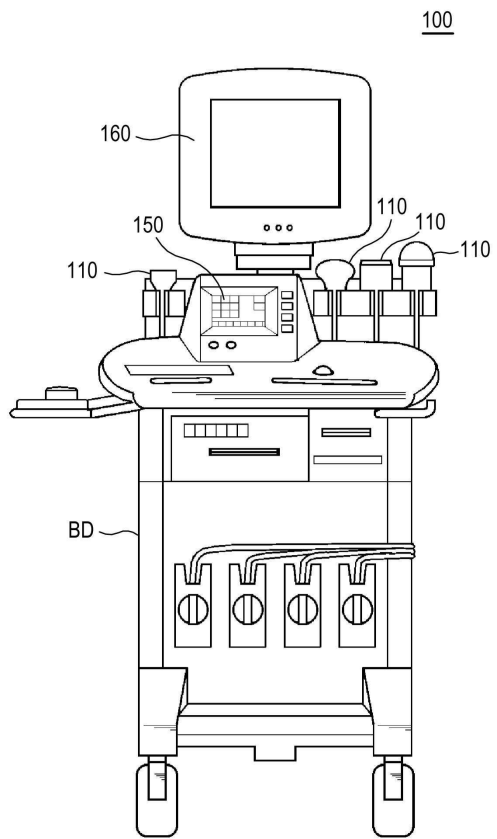
도면1



도면2



도면3



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	<a href="#">KR1020130124209A</a>	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	KR1020130049406	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	1020120046915 2012-05-03 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了使用细间距阵列探针执行最小方差波束形成的超声系统和方法。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操作以便在接收信号中执行最小方差波束形成（最小方差波束形成），并且它形成接收聚焦信号。

