



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

(11) 공개번호 10-2017-0117190  
(43) 공개일자 2017년10월20일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/08 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 8/52 (2013.01)  
A61B 6/56 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-7026008
- (22) 출원일자(국제) 2016년02월15일  
심사청구일자 2017년09월14일
- (85) 번역문제출일자 2017년09월14일
- (86) 국제출원번호 PCT/IB2016/050791
- (87) 국제공개번호 WO 2016/132272  
국제공개일자 2016년08월25일
- (30) 우선권주장  
14/627,705 2015년02월20일 미국(US)

- (71) 출원인  
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.  
미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
- (72) 발명자  
마샬, 샬린  
미국 94582 캘리포니아 샌 라몬 쿠퍼 릿지 로드 187  
라오, 빔바  
미국 95129 캘리포니아 새너제이 샬린 코트 6751
- (74) 대리인  
특허법인 남앤드남

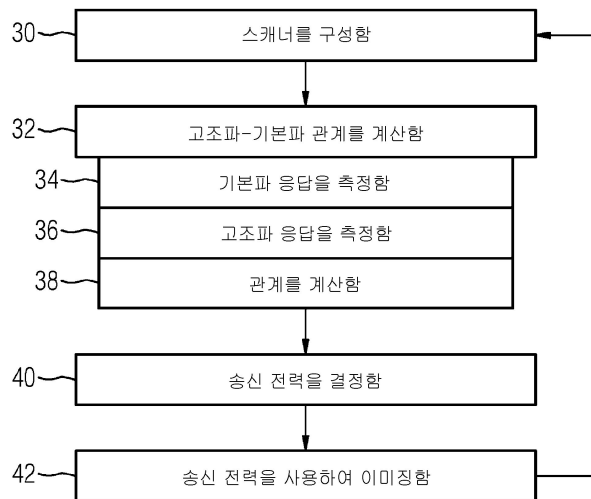
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **의료 초음파 이미징에서 고조파 대 기본파 관계에 기반하는 송신 전력**

**(57) 요약**

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력이 적응식으로 세팅된다. 고조파 응답과 기본파 응답의 상대적 강도, 이를테면 비율이 계산된다. 송신 전력을 세팅하기 위해, 이 상대적 강도가 사용된다. 송신 전력은, 고조파 이미징을 위한 충분한 정보를 제공하면서, ALARA에 따라 세팅될 수 있다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 8/14* (2013.01)

*A61B 8/54* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

의료 진단 초음파 이미징(imaging)에서 송신 전력을 세팅(setting)하기 위한 방법으로서, 상기 방법은, 초음파 스캐너(scanner)를 이용하여, 환자 내의 일정 위치에서의 기본파 응답(fundamental response)을 측정하는 단계;

상기 초음파 스캐너를 이용하여, 상기 환자 내의 상기 위치에서의 고조파 응답(harmonic response)을 측정하는 단계;

상기 기본파 응답과 상기 고조파 응답의 비율을 계산하는 단계;

상기 기본파 응답과 상기 고조파 응답의 비율의 함수로써, 상기 초음파 스캐너의 송신기의 송신 전력을 세팅하는 단계; 및

상기 송신 전력을 사용하는 상기 초음파 스캐너를 이용하여 상기 환자를 이미징(imaging)하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 기본파 응답을 측정하는 단계는 제 1 주파수 대역에서 송신하고 상기 제 1 주파수 대역에서 수신하는 단계를 포함하며, 상기 고조파 응답을 측정하는 단계는 상기 제 1 주파수 대역에서 송신하고 상기 제 1 주파수 대역과 상이한 제 2 주파수 대역에서 수신하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 고조파 응답을 측정하는 단계는 기본파 주파수에 대한 제 2 고조파(second harmonic to fundamental frequency)를 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 기본파 응답을 측정하는 단계 및 상기 고조파 응답을 측정하는 단계는,

180 도만큼 상이한 위상들을 갖는 제 1 펄스(pulse) 및 제 2 펄스를 송신하는 단계;

상기 고조파 응답을 위해, 제 1 응답 및 제 2 응답을 상기 제 1 펄스 및 상기 제 2 펄스에 각각 가산하는 단계; 및

상기 기본파 응답을 위해, 상기 제 1 응답 및 상기 제 2 응답을 감산하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 기본과 응답을 측정하는 단계 및 상기 고조파 응답을 측정하는 단계는 검출되는 데이터(data)로부터 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 기본과 응답을 측정하는 단계 및 상기 고조파 응답을 측정하는 단계는 복수의 샘플(sample) 위치들을 갖는 구역에서의 평균 응답들을 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 이미징을 위해 상기 초음파 스캐너를 구성하는 단계

를 더 포함하며,

상기 구성하는 단계는 시야, 라인(line) 밀도, 및 주파수의 세팅(setting)하는 단계를 포함하며, 상기 기본과 응답 및 상기 고조파 응답의 측정 전에 수행되며,

상기 기본과 응답을 측정하는 단계 및 상기 고조파 응답을 측정하는 단계는 상기 시야, 상기 라인 밀도, 및 상기 주파수의 세팅들을 이용하여 측정하는 단계를 포함하는,

의료진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 구성하는 단계를 변경하는 단계; 및

상기 변경하는 단계에 대한 응답으로, 상기 기본과 응답을 측정하는 단계 및 상기 고조파 응답을 측정하는 단계, 계산하는 단계, 그리고 상기 송신 전력을 세팅하는 단계를 반복하는 단계

를 더 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 비율을 계산하는 단계는 상기 고조파 응답을 상기 기본과 응답으로 나누는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 세팅하는 단계는, 상기 고조파 응답 대 상기 기본과 응답의 더 높은 비율들에 대해, 더 적은 전력들에 매핑되는(mapped) 송신 전력으로 세팅하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

#### 청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 세팅하는 단계는 진폭, 엘리먼트(element)들의 수, 또는 상기 진폭 및 상기 엘리먼트들의 수를 세팅하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

**청구항 12**

제 1 항에 있어서,

상기 세팅하는 단계는, 일정 값 미만의 비율을 갖는 제 1 레벨(level)로서 상기 송신 전력을 선택하고, 상기 값을 초과하는 비율을 갖는 제 2 레벨로서 상기 송신 전력을 선택하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

**청구항 13**

제 1 항에 있어서,

상기 이미징은 고조파 이미징을 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,

상기 고조파 응답을 측정하는 단계는 상기 이미징에서 사용되는 고조파로 측정하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법.

**청구항 15**

송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템(system)으로서, 상기 시스템은,

음향 에너지(energy)를 송신하며, 상기 음향 에너지에 대한 응답들을 수신하도록 동작가능한 변환기;

상기 변환기로 하여금 상기 음향 에너지를 송신하게 하도록 구성된 송신 빔포머(beamformer);

상기 음향 에너지에 대한 상기 응답들로부터 신호를 빔포밍하도록(beamform) 구성된 수신 빔포머; 및

상기 신호의 기본파 레벨과 고조파 레벨 간의 관계를 결정하며, 상기 관계의 함수로써 음향 에너지의 후속 송신의 전력을 세팅하도록 구성된 프로세서(processor)

를 포함하는,

송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,

상기 송신 빔포머는 상기 변환기의, 이상(out of phase)의 제 1 펄스 및 제 2 펄스의 송신을 유발하도록 구성되며, 상기 프로세서는, 상기 제 1 펄스 및 상기 제 2 펄스에 대한 응답들로부터의 신호들을 합산하고, 상기 제 1 펄스 및 상기 제 2 펄스에 대한 응답들로부터의 신호들을 감산하며, 상기 합산 및 상기 감산의 결과들의 비율을 계산함으로써, 상기 관계를 결정하도록 구성되는,

송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템.

**청구항 17**

제 15 항에 있어서,

상기 송신의 기본파 주파수, 그리고 상기 기본파 주파수의 고조파 주파수에서의 신호를 필터링하도록(filter) 구성된 필터(filter)

를 더 포함하는,  
송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템.

**청구항 18**

제 15 항에 있어서,  
상기 프로세서는 상기 관계의 함수로써 전력들의 룩-업(look-up)을 사용하여 상기 전력을 세팅하도록 구성되는,  
송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템.

**청구항 19**

비-일시적 컴퓨터(computer) 판독가능 저장 매체로서,  
의료 진단 초음파와 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한, 프로그래밍된(programmed) 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터를 저장하고 있으며,  
상기 저장 매체는,  
고조파 정보 및 기본파 정보의 함수로써 값을 계산하고;  
상기 값의 함수로써 초음파 이미저(imager)의 이미징 조건에 대한 송신 전력을 결정하며; 그리고  
상기 이미징 조건에 대한 송신 전력을 사용하도록 상기 초음파 이미저를 구성하기 위한 명령들을 포함하는,  
비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

**청구항 20**

제 19 항에 있어서,  
상기 값을 계산하는 것은 제 2 고조파 대 기본파 주파수 조직 응답의 비율을 계산하는 것을 포함하며, 상기 이미징 조건은 환자를 스캐닝(scanning)하기 위한 시야, 주파수, 및 라인 밀도를 포함하는,  
비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] [0001] 본 실시예들은 의료 진단 초음파와 이미징(imaging)에 관한 것으로, 특히, 음향 출력 전력을 적응시키는 시스템(system)들에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] [0002] 일부 초음파와 이미징에서는, 환자의 안전을 보장하기 위해, 이를테면, 미국 식품 의약품국(FDA; Food and Drug Administration)의 방사선 방호 최적화(ALARA; as low as reasonably achievable) 원리를 구현하기 위해, 송신 전력은 가능한 한 낮게 세팅되어야(set) 한다. 예컨대, 태아 이미징 및 TEE 이미징(특히, 소아)은 ALARA를 사용한다.

[0003] [0003] 태아 이미징은 고조파 이미징 모드(mode)들을 종종 사용한다. 고조파 이미지(image)의 이미지 품질이 환자의 신체 유형에 따라 상당히 변할 수 있기 때문에, 이상적인 송신 전력 세팅(setting)은 공장에서 미리 결정되지 않을 수 있다. 이미지 품질이 정확히 용인가능할 때까지, 사용자는 한 명의 환자도 빠짐없이 송신 전력을 수동으로 조정한다. 이상적인 값을 찾기 위해 각각의 환자에 대해 송신 전력을 조정하는 것은 시간 소모적이며, 작업흐름을 저해한다.

[0004] [0004] 다른 세팅들에서는 송신 전력 자동화가 사용되었다. 송신 전력을 자동으로 결정하기 위해, 신호-대-잡음비들이 사용된다. 심지어 우수한 신호-대-잡음비에도, 고조파 정보로의 기본파 신호 누설(fundamental signal leakage)이 강하면, 고조파 이미지 품질은 상당히 저하될 수 있다.

**발명의 내용**

[0005] [0005] 도입부로서, 아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅(setting)하기 위한 방법들, 시스템들, 명령들, 및 컴퓨터(computer) 판독가능 매체를 포함한다. 고조파 응답과 기본파 응답(fundamental response)의 상대적 강도, 이를테면 비율이 계산된다. 송신 전력을 적응식으로 그리고 자동으로 세팅하기(set) 위해, 이 상대적 강도가 사용된다. 송신 전력은, 고조파 이미징을 위한 충분한 정보를 제공하면서, ALARA에 따라 세팅될 수 있다.

[0006] [0006] 제 1 양상에서, 의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법이 제공된다. 초음파 스캐너(scanner)는 환자 내의 일정 위치에서의 기본파 응답 및 고조파 응답을 측정한다. 기본파 응답과 고조파 응답의 비율이 계산된다. 기본파 응답과 고조파 응답의 비율의 함수로써, 초음파 스캐너의 송신기의 송신 전력이 세팅된다. 초음파 스캐너는 이 송신 전력을 사용하여 환자를 이미징한다(image).

[0007] [0007] 제 2 양상에서, 송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템이 제공된다. 변환기는, 음향 에너지(energy)를 송신하며, 이 음향 에너지에 대한 응답들을 수신하도록 동작가능하다. 송신 빔포머(beamformer)는 변환기로 하여금 음향 에너지를 송신하게 하도록 구성된다. 수신 빔포머는 음향 에너지에 대한 응답들로부터 신호를 빔포밍하도록(beamform) 구성된다. 프로세서(processor)는, 신호의 기본파 레벨과 고조파 레벨 간의 관계를 결정하며, 이 관계의 함수로써 음향 에너지의 후속 송신의 전력을 세팅하도록 구성된다.

[0008] [0008] 제 3 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에는, 의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한, 프로그래밍된(programmed) 프로세서에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터(data)가 저장되어 있다. 저장 매체는, 고조파 정보 및 기본파 정보의 함수로써 값을 계산하고, 이 값의 함수로써 초음파 이미저(imager)의 이미징 조건에 대한 송신 전력을 결정하며, 이미징 조건에 대한 송신 전력을 사용하도록 초음파 이미저를 구성하기 위한 명령들을 포함한다.

[0009] [0009] 본 발명은 아래의 청구항들에 의해 정의되며, 본 섹션(section)의 아무것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 취해지지 않아야 한다. 본 발명의 추가적인 양상들 및 장점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의되며, 독립적으로 또는 결합하여, 추후에 청구될 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0010] [0010] 도 1은 의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법의 일 실시예의 흐름도 다이어그램(diagram)이다.

[0011] 도 2는 송신 전력을 세팅하기 위한 초음파 시스템의 실시예의 블록(block) 다이어그램이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0011] [0012] 초음파 송신 전력은 상대적인 고조파 응답 및 기본파 응답, 이를테면 고조파-대-기본파 비율(harmonic-to-fundamental ratio)에 기반하여 자동으로 세팅된다. 주어진 이미징 조건에 대한 송신 전력을 결정하기 위해, 고조파-대-기본파 비율 또는 다른 상대적 강도 측정(measure)이 사용된다. 송신 전력은, 더 낮은 또는 ALARA 전력을 유지하면서, 각각의 환자에 대한 최선의 이미지 품질을 제공하도록, 자동으로 세팅된다.

[0012] [0013] 도 1은 의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 방법은 도 2의 시스템에 의해 구현되지만, 상이한 시스템이 사용될 수 있다. 송신 빔포머, 수신 빔포머, 및 이미지 프로세서는, 프로세서에 의해 동작(30)에서 구성된다. 송신 빔포머 및 수신 빔포머는 동작들(34 및 36)을 구현한다. 프로세서는 동작들(32, 38, 및 40)을 구현한다. 이미징 시스템은 동작(42)의 이미징을 제공한다. 초음파 스캐닝을 위한 다른 시스템들이 사용될 수 있다. 다른 디바이스(device)들이 동작들 중 하나 또는 그 조합을 구현할 수 있다. 디바이스들은, 구성된 대로, 더욱 효율적인 이미징을 제공하기 위해 새로운 방식으로 동작한다. 동작들은 초음파 이미징 시스템의 오퍼레이션(operation)을 개선시킨다.

[0013] [0014] 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 동작(32)의 고조파-대-기본파 관계(harmonic-to-fundamental relationship)를 결정하기 위해, 동작들(34-38) 이외의 다른 동작들이 수행된다. 다른 예로서, 송신 전력은 동작(40)에서, 동작(42)에서의 그 다음 이미징 없이, 결정된다. 또 다른 예에서는, 동작(30)에서 스캐너를 구성하며 그리고/또는 송신 전력의 세팅의 자동 오퍼레이션을 제어(예컨대, 매핑(mapping) 선택)하기 위해 사용자 입력을 수신하기 위한 하나 또는 그 조합의 동작들이 제공된다.

- [0014] [0015] 동작들은 도시된 순서로 또는 상이한 순서로 수행된다. 예컨대, 스캐너는, 동작(40)에서 전력을 결정한 후에 또는 동작(40)에서 전력을 결정하는 것의 일부로서, 동작(30)에서 구성된다. 다른 예로서, 동작들(34 및 36)은 도시된 순서로, 역순으로, 또는 동시에 수행된다.
- [0015] [0016] 동작(30)에서, 초음파 스캐너는 이미징을 위해 구성된다. 초음파 스캐너는 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 다른 실시예들에서, 초음파 스캐너는 테라피(therapy) 초음파 시스템이다.
- [0016] [0017] 사용자 입력, 프리세트(preset)들 또는 디폴트(default)에 대한 응답으로, 초음파 스캐너가 구성된다. 구성은 특정 애플리케이션(application), 이를테면 태아 이미징을 위한 것일 수 있다. 구성은 모드, 이를테면 B-모드 또는 고조파 이미징을 위한 것일 수 있다. 대안적으로, 하나 또는 그 초과 옵션(option)들을 선택하는 사용자가 구성을 수동으로 준비한다.
- [0017] [0018] 구성은 하나 또는 그 초과 세팅들을 포함한다. 빔포밍(beamforming)을 위해, 세팅들은 시야의 깊이, 시야의 측면 범위, 스캔 포맷(scan format), 라인(line) 밀도, 샘플(sample) 밀도, 송신 주파수, 수신 주파수, 펄스(pulse) 반복 주파수, 및/또는 다른 세팅들일 수 있다. 검출을 위해, 세팅들은 모드(예컨대, B-모드, 색 흐름 모드, 스펙트럼 도플러(spectral Doppler) 모드, 또는 M-모드), 필터링(filtering)(예컨대, 공간 및/또는 시간), 이득, 깊이 이득, 및/또는 다른 세팅들일 수 있다. 초음파 이미징의 임의의 모드에 대한 다른 구성 세팅들이 제공될 수 있다.
- [0018] [0019] 일 실시예에서, 고조파 이미징이 사용된다. 초음파 스캐너는 고조파 이미징을 위해 구성된다. 수신 주파수는 송신 주파수와 상이하다. 임의의 고조파, 이를테면 정수 고조파들(예컨대, 기본과 주파수의 2차 또는 3차 고조파들) 또는 분수 고조파들(예컨대, 기본과 주파수의  $\frac{1}{2}$  또는  $1\frac{1}{2}$  고조파)이 사용될 수 있다. 기본과 주파수는 송신 주파수이다. 예컨대, 기본과 주파수는 2 MHz이다. 송신 펄스들은 파형들이 2 MHz에 있는 상태로 생성된다. 2차 고조파 수신을 위해, 4 MHz에서의 신호들이 격리되거나 또는 사용된다. 대안적 실시예들에서, 기본과 주파수 이미징이 사용된다. 송신 주파수와 수신 주파수는 동일하거나, 또는 서로 5% 내에 있다.
- [0019] [0020] 위의 논의는 중심 주파수에 대한 것이다. 초음파 스캐너는 임의의 대역폭의 주파수 대역들에서 동작한다. 기본과 대역의 일부는 고조파 대역 내에 있을 수 있다. 대안적으로, 오퍼레이션의 기본과 주파수 대역 및 고조파 주파수 대역은 적어도 10 dB 아래의 세기들에 의해 분리된다.
- [0020] [0021] 구성은, 스캐닝되고 있는(scanned) 조직을 포함할 수 있거나 또는 포함하지 않을 수 있다. 변환기를 이동시킴으로써, 사용자는 환자의 특정 조직 또는 구역이 시야 내에 있도록 준비한다. 조직들이 상이한 방식들로 음향학적으로 반응하기 때문에, 주어진 이미징 조건에 대한 구성은 환자에 대한 스캔 구역의 배치를 포함할 수 있다. 대안적으로, 구성은 스캔 구역 포지셔닝(positioning)을 포함하지 않는다.
- [0021] [0022] 동작(32)에서, 고조파-대-기본과 관계가 계산된다. 고조파 정보와 기본과 정보 둘 모두의 함수인 값이 결정된다. 관계를 결정하기 위해, 임의의 방법 및 메트릭(metric)이 사용될 수 있다. 동작(38)의 예에서, 관계는 비율이다. 가산, 감산, 곱셈, 나눗셈, 이들의 결합들, 및/또는 다른 함수들이 사용될 수 있다. 이 값을 제공하기 위해, 음향 에너지에 대한 기본과 응답 및 고조파 응답 각각에 대한 하나 또는 그 초과 값들이 결합된다.
- [0022] [0023] 아래에서 논의되는 예에서, 고조파 신호와 기본과 신호의 비율이 사용된다. 고조파 응답의 신호 강도 또는 세기가 기본과 응답의 신호 강도 또는 세기로 나누어지거나, 또는 그 반대도 가능하다. 동작들(34-38)은 관계를 계산하기 위한 일 실시예를 표현한다. 관계를 계산하기 위해, 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 수의 동작들이 제공될 수 있다.
- [0023] [0024] 초음파 스캐너는 동작들(34 및 36)에서 기본과 응답 및 고조파 응답을 측정한다. 측정들은, 동작(30) 후에 이미징을 위해 구성된 초음파 스캐너를 이용하여 수행된다. 시야, 라인 밀도, 송신 주파수, 및/또는 다른 세팅들은 측정 및 이미징에 대해 동일하다. 상이한 유형의 고조파 이미징, 상이한 빔포밍, 및/또는 상이한 검출을 사용하는 것과 같이, 전력을 세팅하기 위한 측정들에 대한 하나 또는 그 초과 세팅들이 상이할 수 있다. 예컨대, 주파수 및 시야는 동일하지만, 더 낮은 라인 밀도 및/또는 샘플 밀도를 이용하는 스캐닝을 위한 희소 샘플링(sparse sampling)이 측정에 사용된다. 다른 예로서, 측정을 위한 시야는 더 작다. 고조파 이미징의 경우, 이미징 고조파 주파수 및 차수와 동일한 고조파 주파수(예컨대, 4 MHz) 및 고조파 차수(예컨대, 2차)가, 고조파 응답을 측정하기 위해 사용된다. 대안적으로, 이미징과 비교할 때 상이한 고조파 주파수 및/또는 차수가 측정에 사용된다.

- [0024] [0025] 동작들(34 및 36)의 측정들은, 검출된 데이터를 사용하여 수행된다. 음향 에너지의 송신에 대한 응답들은 변환기에서 수신된다. 에코(echo)들은 변환기에 의해 전기 신호들로 컨버팅된다(converted). 수신 빔포머는 빔포밍된(beamformed) 샘플들을 수신 신호로서 생성한다. 각각의 샘플은, 이를테면 스캔 라인을 따라 상이한 위치들을 표현한다. 빔포밍된 샘플들은 B-모드, 색 흐름 모드, 스펙트럼 도플러, M-모드, 또는 빔포밍된 수신 샘플들을 특정 모드로 컨버팅하거나(convert) 또는 음향 응답의 특성을 결정하는 다른 프로세스(process)에 의해 검출된다. B-모드 및 M-모드 검출은 음향 응답의 세기 또는 전력이다. 색 흐름 모드는 속도, 운동 에너지, 또는 분산 추정이다. 스펙트럼 도플러는 운동의 주파수 응답이다. 측정에 사용되는 검출 신호는 공간 필터링, 시간 필터링, 또는 스캔 컨버전(conversion) 중 임의의 것 전에 또는 그 후에 있다. 대안적 실시예들에서, 검출 전에 빔포밍된 샘플들이 측정들에 사용된다.
- [0025] [0026] 동작들(34 및 36)의 측정들은, 일정 위치로부터의 응답에 대해 수행된다. 주어진 샘플 위치가 사용된다. 측정하기 위해, 그 위치를 표현하는 샘플들이 사용된다. 대안적으로, 측정들은 일정 구역에 대한 것인데, 이를테면, 복수의 샘플 위치들을 포함하는 구역에 걸쳐 평균 응답을 측정하는 것이다. 하나 또는 그 초과 공간 위치들에 대해, 기본파 특성 및 고조파 특성이 결정된다. 임의의 사이즈(size)의 구역이 사용될 수 있다. 구역은 일차원, 이차원, 또는 삼차원을 따라 있다. 예컨대, 송신 전력은, 이를테면 M-모드 또는 스펙트럼 도플러 이미징과 연관된 단일 빔(beam)을 따라 수행되는 스캐닝을 위해 세팅될 것이다. 빔을 따른 상이한 샘플 위치들에서의 조직 반응들이 측정된다. 이차원 또는 삼차원 스캐닝을 위해, 구성된 시야 내의 모든 샘플 위치들을 따른 응답이 측정된다. 대안적으로, 더 낮은 샘플 밀도/또는 라인 밀도가 사용된다. 측정들의 경우, 시야는 희소하게 샘플링된다(sampled). 다른 대안에서, 이미징을 위한 시야와 동일한 또는 상이한 샘플 또는 라인 밀도와 함께, 더 작은 시야가 사용된다.
- [0026] [0027] 고조파 신호들이 더 높은 주파수이기 때문에, 고조파는 기본파(fundamental)보다 더욱 급속히 감쇠되는 경향이 있다. 일 실시예에서, 관심대상 깊이에서의 고조파 정보를 제공하기 위한 충분한 전력이 제공되도록, 구역은 관심대상 구역 및/또는 시야의 가장 깊은 부분에 포지셔닝(positioned) 수 있다.
- [0027] [0028] 동작(34)에서, 기본파 응답이 측정된다. 기본파 주파수 또는 주파수 대역, 또는 송신 주파수 또는 주파수 대역에서의 에코들로부터의 신호가 측정된다. 음향 에너지를 생성하기 위한 펄스들 및 결과적 음향 에너지는 송신 또는 기본파 주파수에 있다. 환자 내의 조직으로부터 다시 반사되는 음향 에너지는 기본파 주파수에서의 신호를 포함한다. 송신은 일정 주파수 또는 주파수 대역에서 수행되며, 동일한 주파수 또는 주파수 대역에서의 응답 신호가 측정된다.
- [0028] [0029] 동작(36)에서, 고조파 응답이 측정된다. 기본파 주파수 또는 주파수 대역, 또는 송신 주파수 또는 주파수 대역의 고조파에서의 에코들로부터의 신호가 측정된다. 환자 내의 조직으로부터 다시 반사되는 음향 에너지는 고조파 주파수에서의 신호를 포함한다. 송신은 일정 주파수 또는 주파수 대역에서 수행되며, 그 기본파 주파수 또는 주파수 대역의 고조파(예컨대, 제 2 고조파)에서의 응답 신호가 측정된다. 고조파는 기본파와 상이한 주파수이다. 송신되는 음향 에너지 및 에코가 전파될 때, 고조파 신호가 생성된다. 반사가 또한, 고조파 신호를 생성한다. 상이한 조직들 및/또는 다른 물질들(예컨대, 조영제들)이 상이한 양(amount)들의 고조파 신호를 생성한다.
- [0029] [0030] 측정을 위해, 원하는 주파수 또는 주파수 대역에서의 신호가 격리되거나 또는 부분적으로 격리될 수 있다. 예컨대, 신호는 상이한 필터(filter)들에 의해 필터링되거나, 또는 저장되고 순차적으로 필터링된다. 필터 또는 필터들은 원하는 고조파 또는 기본파 주파수들 이외의 주파수들에서의 정보를 감소시킨다. 하나의 필터 또는 패스(pass)에서는, 주로 기본파 주파수들이 남아 있다. 다른 패스 또는 필터에서는, 주로 고조파 주파수들이 남아 있다. 신호의 주파수 스펙트럼에 대해 적어도 5 dB만큼 더 큰 피크(peak) 크기를 표시하기 위해 주로 사용된다.
- [0030] [0031] 원하는 주파수들에서의 신호를 제공하기 위한 다른 기술들이 사용될 수 있다. 예컨대, 펄스 반전(pulse inversion)이 사용된다. 송신 빔포머는, 동일한 스캔 라인을 따르지만 상이한 위상들의 펄스들을 갖는 두 개의 빔들을 생성한다. 펄스들은, 하나의 펄스가 하나의 위상에 있고 다른 하나의 펄스가 다른 위상에 있는 상태로, 시퀀스(sequence)로 생성된다. 각각의 송신의 펄스들 간의 위상차는 180 도만큼 시프팅된다(shifted). 빔들 또는 펄스들은 동일한 크기로 있다. 대안적으로, 둘보다 많은 펄스들, 상이한 크기들, 상이한 양(amount)들의 위상 분리, 또는 이들의 결합들이 사용될 수 있다. 동일한 위치에서의 상이한 빔들에 응답적인 샘플들이 가산 및 감산된다. 메모리(memory) 또는 버퍼(buffer)는 제 1 송신으로부터의 신호를, 제 2 송신 또는 후속 송신으로부터의 신호와 가산기에 의한 가산 및 감산기에 의한 감산을 위해 지연시킨다. 상이한 위상들에 응답

적인 신호들의 합산은 고조파, 이를테면 2차 고조파에서의 정보를 통과시키며, 기본파에서의 정보를 감소시킨다. 상이한 위상들에 응답적인 신호들의 차분(differencing)은 기본파, 이를테면 송신 주파수에서의 정보를 통과시키며, 고조파들, 이를테면 제 2 고조파에서의 정보를 감소시킨다.

- [0031] [0032] 동작(38)에서, 기본파 응답과 고조파 응답의 비율이 계산된다. 고조파 측정으로부터 도출되는 신호는 기본파 측정에 의해 표현되는 신호로 나누어진다. 상이한 시간들 또는 위치들로부터 신호들이 제공되는 경우, 신호들에 대한 값들은, 평균들로부터 비율을 계산하기 전에 평균될 수 있거나, 또는 다수의 비율들이 계산되고 이 비율들이 평균된다. 대안적으로, 기본파는 고조파로 나누어진다.
- [0032] [0033] 일 실시예에서, 비율은 환자의 조직의, 제 2 고조파 응답 대 기본파 주파수 응답에 대한 것이다. 다른 비율들 및/또는 관계들이 사용될 수 있다. 계산된 관계는 수신 신호의 고조파 성분과 기본파 성분의 상대적 강도를 표시한다.
- [0033] [0034] 더 큰 송신 전력으로부터 더 큰 고조파-대-기본파 비율이 도출될 수 있다. 고조파 이미징을 위해, 최소 비율이 원해지지만, 과잉 송신 전력은 바람직하지 않다.
- [0034] [0035] 동작(40)에서, 이미징 조건에 대한 송신 전력이 결정된다. 구성된 초음파 스캐너가 주어지면, 기본파 응답과 고조파 응답 간의 관계에 기반하여, 적절한 송신 전력이 세팅된다. 초음파 스캐너는 환자를 스캐닝하기 위한 시야, 주파수, 및/또는 라인 밀도를 이용하여 구성된다. 그 구성을 위한 기본파-대-고조파 비율이, 송신 전력을 세팅하기 위해 사용된다.
- [0035] [0036] 송신 전력을 제어하기 위해, 송신 빔포머 생성 파형들의 진폭, 펄스 반복 주파수, 및/또는 송신 애퍼처(aperture)에서 사용되는 엘리먼트(element)들의 수가 변경된다. 예컨대, 송신 애퍼처 및 펄스 반복 주파수는 구성된 대로 남아 있다. 송신 진폭은, 더 많거나 또는 더 적은 송신 전력을 제공하도록 증가되거나 또는 감소된다. 결과적 음향 에너지는 환자 내에서 더 많거나 또는 더 적은 전력을 갖는다.
- [0036] [0037] 일 실시예에서, 송신 전력은, 고조파 응답 대 기본파 응답의 더 높은 비율들에 대해, 더 적은 전력들을 갖도록 세팅된다. 더 높은 비율은 과잉 전력을 표시한다. 더 낮은 비율은 불충분한 전력을 표시한다. ALARA의 경우, 목표는, 과잉 전력 없이 이미징에 충분한 전력을 제공하는 것이다. 비율 또는 상대적 강도의 다른 관계에 기반하여 송신 전력을 세팅함으로써, 정확히 충분한 고조파 이미징이 제공될 수 있다. 사용자는, 정확히 충분한 것에 대한 사용자의 지각이 사용되도록, 매핑(mapping)을 구성하거나 또는 세팅할 수 있다. 대안적으로, 정확히 충분한 것에 대한 미리 결정된 매핑이 사용된다.
- [0037] [0038] 기본파 응답과 고조파 응답의 비율 또는 다른 관계에 기반하여, 송신 전력이 세팅된다. 일 실시예에서, 관계의 값을 송신 전력에 관련시키는 곡선 또는 맵(map)이 사용된다. 송신 전력을 룩 업(look up)하기 위해, 관계 값, 이를테면 비율이 사용된다. 임의의 맵, 이를테면 선형 또는 비-선형 매핑이 제공될 수 있다. 맵은 상이한 유형들의 이미징에 대해 동일하거나 또는 상이할 수 있는데, 이를테면, 심장 이미징을 위한 맵과 상이한 태아 이미징을 위한 맵을 가질 수 있다.
- [0038] [0039] 다른 실시예에서, 바이너리(binary) 매핑이 사용된다. 관계 값은 임계치와 비교된다. 관계가 임계치를 초과하면, 하나의 송신 전력이 사용된다. 대안적으로, 송신 전력은 주어진 양만큼 증가되거나 또는 감소된다. 관계가 임계치 미만이면, 상이한 송신 전력이 사용되며, 그리고/또는 송신 전력은 주어진 양만큼 감소되거나 또는 증가된다. 하나보다 많은 임계치가 사용될 수 있는데, 이를테면 더 높은, 그리고 더 낮은 전력을 위한 다른 범위들을 분리시키는, 송신 전력의 변화가 없는 범위를 가질 수 있다.
- [0039] [0040] 동작(42)에서, 환자는 초음파 스캐너에 의해 이미징된다. 초음파 스캐너는 세팅된 송신 전력을 이용하여 동작하거나 또는 구성된다. B-모드, 색 흐름 모드, 또는 환자를 이미징하는 다른 모드가 수행된다. 그 이미징을 위한 송신들은, 동작(40)에서 결정된 전력을 사용한다.
- [0040] [0041] 전력을 세팅하기 위한 측정들이 이루어질 때, 특정 이미징 조건(예컨대, 특정 세팅들)에 대해 초음파 스캐너가 구성되기 때문에, 전력은 그러한 이미징 조건들에 대해 적절한 대로 세팅된다. 전력 세팅이 환자의 스캐닝에 응답적이기 때문에, 전력을 세팅할 때, 시야 내의 환자 응답을 포함하는 이미징 조건들이 고려된다.
- [0041] [0042] 일 실시예에서, 수행되고 있는 이미징은 태아 이미징이다. 태아 이미징의 경우, 조직의 고조파 응답은 적어도 부분적으로 격리 및 검출된다. 결과적 이미지는, 평면이든 또는 볼륨(volume)(예컨대, 삼차원 스캐닝)이든 간에, 고조파 응답을 갖는다. 전력의 측정 및 세팅에 기인하여, 분명한 이미징 또는 사용자 충분 이

미정을 위해 관심대상 구역에 걸쳐 고조파 응답이 충분할 개연성이 높다.

- [0042] [0043] 이미징은 음향 출력 전력의 함수로써 수행된다. 음향 송신들은 세팅된 전력으로 발생한다. 응답적인 에코들이 검출되며, 임의의 원하는 방식으로 이미지 프로세싱된다(image processed). B-모드, 색 도플러, 속도, 분산, 에너지, M-모드, 세기, 조영제, 고조파, 조직 고조파, 흐름, 스펙트럼 도플러, 삼차원 렌더링(rendering), 이들의 결합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 이미징이 사용될 수 있다.
- [0043] [0044] 대안적 실시예에서, 송신 전력은 상이한 스캔 라인들에 대해 별개로 세팅된다. 상이한 스캔 라인들 또는 스캔 라인들의 그룹(group)들에 대해 상이한 측정들, 관계 계산, 및 전력 세팅이 수행된다. 예컨대, 비율은, 시야로 센터링된(centered) 스캔 라인들의 그룹에 대한 더 깊은 샘플 위치들의 범위를 따른 평균이다. 시야의 가장자리들에서의 스캔 라인들에 대해 별개의 비율 또는 비율들이 계산된다. 상이한 구역들에 대한 매핑은 상이하다. 가장자리 구역들에 대해서보다 중심 구역들에 대해 더 큰 송신 전력이 사용되거나 또는 세팅된다.
- [0044] [0045] 동작(42)으로부터 동작(30)의 구성으로 피드백(feedback)이 도시된다. 이 피드백은, 송신 전력을 이용하여 구성을 변경시키고, 그 다음, 동작(32)에서의 관계의 계산, 그리고 동작(40)에서의 전력 결정을 반복하는 것을 표현한다. 이 반복은 송신 전력을 세팅하기 위한 반복 프로세스의 일부일 수 있다. 이미징 조건에 기반하여, 최적의 송신 전력이 발견된다. 원하는 관계를 제공하는 송신 전력을 찾기 위해, 증분 변화들(예컨대, 관계에 기반하는 양만큼의 전력 증가 또는 감소)을 이용하여 전력이 결정된다. 다른 실시예들에서, 피드백은 사용되지 않는다.
- [0045] [0046] 다른 실시예에서, 피드백은, 송신 전력 이외의 다른 세팅들에 대한 변화를 이용하여, 그리고/또는 다른 이미징 조건들의 변화를 이용하여 구성을 변경시키는 것을 표현한다. 예컨대, 사용자는 시야 또는 다른 세팅을 변경시킨다. 다른 예로서, 환자의 상이한 구역이 스캐닝되도록, 사용자는 변환기를 재위치시킨다. 초음파 스캐너는 변화 또는 변경을 검출하며, 변경에 대한 응답으로, 기본과 응답 및 고조파 응답의 측정, 계산, 그리고 송신 전력의 세팅을 반복한다. 사용자는 이를테면 버튼(button)을 누름으로써 반복을 트리거링할(trigger) 수 있다.
- [0046] [0047] 도 2는 송신 전력을 세팅하기 위한 의료 진단 이미징 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법들을 구현한다. 시스템(10)은 송신 빔포머(12), 변환기(14), 수신 빔포머(16), 필터(17), 이미지 프로세서(18), 디스플레이(display)(20), 프로세서(22), 및 메모리(24)를 포함한다. 추가적이거나, 상이하거나, 또는 더 적은 수의 컴포넌트(component)들이 제공될 수 있다. 예컨대, 관심대상 구역의 수동 또는 반-자동 표시를 위해 그리고/또는 전력의 세팅을 트리거링하기 위해, 사용자 입력이 제공된다. 다른 예로서, 프로세서(22)는 다른 컴포넌트들, 이를테면 빔포머 제어기 또는 이미지 프로세서(18) 중 하나의 일부이다.
- [0047] [0048] 송신 빔포머(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pulser), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 결합들이다. 송신 빔포머(12)는 파형 생성기들을 포함하며, 상이한 또는 상대적인 진폭들, 지연들, 및/또는 페이징(phasing)을 갖는 복수의 채널(channel)들에 대한 파형들을 생성하도록 동작 가능하다. 송신 빔포머(12)는 파형들의 진폭을 세팅하기 위한 하나 또는 그 초과와 증폭기들을 포함한다. 대안적으로, 파형 생성기들은 진폭을 세팅한다. 송신 빔포머(12)는 파형들의 위상을 세팅하기 위한 하나 또는 그 초과와 위상 시프터(shifter)들 또는 지연부(delay)들을 포함한다. 대안적으로, 파형 생성기들은 위상을 설정한다.
- [0048] [0049] 생성되는 파들에 대한 응답으로 변환기(14)로부터의 음향 파들의 송신 시, 하나 또는 그 초과와 빔들이 형성된다. 이차원 또는 삼차원 구역을 스캐닝하기(scan) 위해, 송신 빔들의 시퀀스가 생성된다. 섹터(sector), 벡터(Vector)®, 선형, 또는 다른 스캔 포맷들이 사용될 수 있다. 동일한 구역이 한차례 또는 수차례 스캐닝된다. 흐름 또는 도플러 이미징을 위해 그리고 스트레인(strain) 이미징을 위해, 동일한 구역에 대한 스캔들의 시퀀스가 사용된다. 도플러 이미징 및 진단 속도 추정에서, 시퀀스는, 인접한 스캔 라인을 스캐닝하기 전에, 동일한 스캔 라인을 따른 다수의 빔들을 포함할 수 있다. 스트레인 또는 탄성 이미징을 위해, 스캔 또는 프레임 인터리빙(frame interleaving)이 사용될 수 있다(즉, 다시 스캐닝하기 전에, 전체 구역을 스캐닝함). 대안적 실시예들에서, 송신 빔포머(12)는 더욱 신속한 스캐닝을 위해 발산과 또는 평면파를 생성한다.
- [0049] [0050] 송신 빔들은 상이한 에너지 또는 진폭 레벨(level)들에서 형성된다. 각각의 채널에 대한 증폭기들

및/또는 애퍼처 사이즈(aperture size)가 송신되는 빔의 진폭을 제어한다. 송신 빔들은 주어진 위상을 갖게 형성된다. 채널들 또는 엘리먼트들에 대한 파형들은 위상을 갖는다. 송신 빔포머(12)는 상이한 송신들에 대해 위상들을 시프팅하는데(shift), 이를테면, 동일한 스캔 라인을 따라 두 개의 빔들을 시퀀스로 생성할 수 있으며, 여기서 하나의 빔은 다른 하나의 빔과 180 도만큼 이상(out of phase)이다. 개개의 송신의 개시와 관련하여, 하나의 빔을 생성하기 위한 파형들은 다른 하나의 빔을 생성하기 위한 파형들과 이상이다. 다른 특성들, 이를테면, 파형들의 주파수 또는 펄스 반복 주파수가 조정될 수 있다.

[0050] [0051] 변환기(14)는 압전기 또는 용량성 멤브레인(membrane) 엘리먼트들의 1차원, 1.25차원, 1.5차원, 1.75차원 또는 2차원 어레이(array)이다. 변환기(14)는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 변환하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 엘리먼트들은 송신 빔포머(12) 및 수신 빔포머(16)의 채널들과 연결된다.

[0051] [0052] 프로세서(22)의 제어 하에서, 송신 빔포머(12)는 변환기(14)로 하여금 음향 에너지를 송신하게 한다. 송신은 하나 또는 그 초과 스캔 라인들을 따라 이루어진다. 음향 에너지는 송신 빔포머(12)에 의해, 이를테면, 변환기(14)에 적용되는 파형들의 진폭 및/또는 애퍼처 사이즈를 세팅함으로써 제어되는 전력을 갖는다. 송신에 응답적인 음향 에코들이 변환기(14)에 의해 수신된다. 변환기(14)는 엘리먼트들에서 이들 응답들을 수신하며, 음향 응답들을 전기 에너지로 변환한다. 변환기(14)의 엘리먼트들에 부딪히는 초음파 에너지(에코들)에 대한 응답으로, 수신 신호들이 생성된다.

[0052] [0053] 수신 빔포머(16)는 증폭기들, 지연부들, 및/또는 위상 로테이터(rotator)들, 및 하나 또는 그 초과 합산기들을 갖는 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 하나 또는 그 초과 변환기 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔포머(16)는, 송신에 대한 응답으로 하나 또는 그 초과 수신 빔들을 형성하기 위해, 상대적인 지연들, 위상들, 및/또는 아포다이제이션(apodization)을 적용한다. 대안적 실시예들에서, 수신 빔포머(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환들을 사용하여 샘플들을 생성하기 위한 프로세서이다.

[0053] [0054] 수신 빔포머(16)는 필터(17), 이를테면, 송신 주파수 대역에 관련하여 제 2 고조파, 기본파 또는 다른 주파수 대역에서의 정보를 격리시키기 위한 필터를 포함할 수 있다. 상이한 주파수 대역들에서의 정보를 격리시키기 위한 다수의 필터들이 사용될 수 있거나, 또는 프로그래머블(programmable) 필터가 순차적으로 격리시킨다. 대안적 실시예들에서, 필터(17)는 제공되지 않고, 수신 빔포머(16)와 별개이며, 그리고/또는 이미지 프로세서(18) 또는 프로세서(22)의 일부이다.

[0054] [0055] 다른 실시예에서, 수신 빔포머(16)는 메모리 또는 버퍼, 그리고 필터 또는 가산기를 포함한다. 둘 또는 그 초과 수신 빔들이 결합되어, 원하는 주파수 대역, 이를테면 제 2 고조파, 입방(cubic) 기본파 또는 다른 대역에서의 정보가 격리된다. 예컨대, 수신 빔포머(16)는 서로 180 도만큼 이상인 송신에 응답적인 빔포밍된 신호들을 합산하여 고조파 신호를 제공하며, 이 빔포밍된 신호들을 차감하여 기본파 신호를 제공한다.

[0055] [0056] 수신 빔포머(16)는 공간 위치들을 표현하는 빔 합산 데이터를 출력한다. 단일 위치, 일정 라인을 따른 위치들, 일정 영역에 대한 위치들, 또는 일정 볼륨(volume)에 대한 위치들에 대한 데이터가 출력된다. 동적 포커싱(focusing)이 제공될 수 있다. 데이터는 상이한 목적들을 위한 것일 수 있다. 예컨대, 송신 전력을 세팅하기 위해 측정하는 것과 상이한 스캔들이 B-모드 또는 조직 데이터에 대해 수행된다. 수신 빔포머(16)는 수신 신호들의 이득을 변경하기 위한 하나 또는 그 초과 증폭기들을 포함할 수 있다.

[0056] [0057] 이미지 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파(pulsed wave) 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 또는 빔포밍된 초음파 샘플들로부터 디스플레이를 위한 정보를 검출 및 프로세싱(processing)하기 위한 다른 프로세서 또는 회로이다. 일 실시예에서, 프로세서(18)는 하나 또는 그 초과 검출기들 및 별개의 프로세서를 포함한다. 이미지 프로세서(18)는 빔포밍된 샘플들로부터 데이터를 검출하며, 의료 진단 초음파 이미지를 생성한다. 이미지 프로세서(18) 또는 다른 디바이스들은 필터링, 스캔 컨버전(conversion), 렌더링, 또는 다른 프로세스들을 구현할 수 있다.

[0057] [0058] 프로세서(22)는 주문형 집적 회로, 빔포머 제어기, 일반 프로세서, 제어 프로세서, 이미지 프로세서, 필드 프로그래머블 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 네트워크(network), 서버(server), 프로세서들의 그룹, 이들의 결합들, 또는 송신 전력 값을 결정하고, 이 송신 전력 값에 기반하여 송신 빔포머(12)를 제어하기 위한, 다른 현재 알려진 또는 추후에 개발되는 디바이스(device)이다. 프로세서(22)는 단일 디바이스 또는 디바이스들의 결합들일 수 있다. 프로세서(22)는 이미지 프로세서(18)일 수 있거나, 또는 별개의 디바이스 또는 디바이스들이다. 프로세서(22)는, 고조파 신호와 기본파 신호 간의 관계를 결정하며, 이 관계에 기반하여 송신 전력을 세팅하기 위한 소프트웨어(software),

하드웨어(hardware), 및/또는 펌웨어(firmware)에 의해 구성된다.

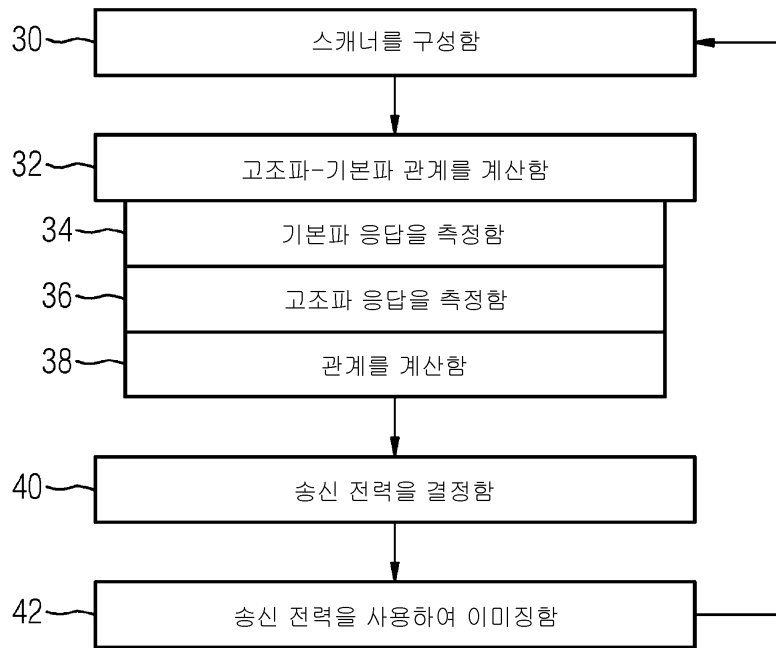
- [0058] [0059] 프로세서(22)는, 고조파 신호와 기본파 신호 간의 관계를 결정하기 위해, 이미지 프로세서(18) 및/또는 수신 빔포머(16)로부터의 수신 신호들을 사용한다. 신호들은 검출된 데이터, 검출되지 않은 수신 빔포밍된 데이터, 또는 수신되지 않은 빔포밍된 채널 데이터이다. 다른 실시예들에서, 프로세서(22)는 다른 소스(source)들, 이를테면, 관계를 계산하도록 구성된 다른 시스템들로부터 입력을 수신한다.
- [0059] [0060] 프로세서(22)는 임의의 함수를 사용하여 관계를 결정하도록 구성된다. 함수의 두 개의 변수들은 고조파 신호와 기본파 신호이다. 다른 변수들이 사용될 수 있다. 변수들로부터의 값들의 임의의 결합이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(22)는 고조파 신호 대 기본파 신호의 비율을 계산한다. 고조파 신호의 값은 기본파 신호의 값으로 나누어진다. 값들은 하나의 위치의 조직으로부터의 응답들, 또는 다수의 샘플 위치들의 조직으로부터의 평균 응답들일 수 있다. 비율들은 다수의 위치들에 대해 계산되며, 그리고 평균되거나, 합산되거나, 또는 결합될 수 있다.
- [0060] [0061] 프로세서(22)는, 관계의 함수로써 음향 에너지의 후속 송신의 전력을 세팅하도록 구성된다. 관계는, 룩-업(look-up)(예컨대, 룩-업 테이블(table))을 사용하여 또는 함수 계산에 의해, 송신 전력에 매핑된다(mapped). 관계의 상이한 값들, 이를테면 비율이 상이한 송신 전력들을 야기한다. 관계의 상이한 값들이 동일한 송신 전력들에 매핑될 수 있다. 임의의 선형 또는 비-선형 매핑이 사용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 프로세서는 반복적이다. 관계는, 임계치 또는 임계치들과의 비교에 기반하여 주어진 양만큼 송신 전력을 증가시키거나 또는 감소시키기 위해 사용된다. 고조파의 상대적 강도가 충분하지 않으면, 전력은 증가된다. 고조파 신호의 과잉 상대적 강도가 있으면, 전력은 감소된다. 측정은, 변경된 전력을 이용하여 다시 수행된다. 일단 관계가 원하는 범위 내에 있으면, 결과적 송신 전력이 이미징에 사용된다. 다른 실시예들에서, 관계는 임계치와 비교된다. 임계치의 일 측에 있으면(예컨대, 임계치를 초과하면), 하나의 송신 전력 세팅이 이미징에 사용된다. 임계치의 다른 측에 있으면(예컨대, 임계치 미만이면), 상이한 송신 전력 세팅이 이미징에 사용된다. 관계에 기반하는 송신 전력의 다른 세팅들이 사용될 수 있다.
- [0061] [0062] 송신 전력은, 충분한 고조파 또는 다른 이미징 모드를 제공하지만, 동시에 과잉 전력의 사용을 방지하도록 세팅된다. 임계치들 또는 매핑은, SNR-기반 전력 세팅에 의해 유발되는 고조파 이미징에서의 오류들 없이, 이를테면 태아 이미징을 위해, ALARA 원리를 구현할 수 있다. 다른 실시예들에서, ALARA가 구현되는 것이 아니라, 상이한 원리들을 사용하여 전력이 매핑된다. 또 다른 실시예들에서, 전력을 세팅하기 위해, 이를테면, 또한, SNR을 측정하고 SNR을 사용하여 송신 전력을 부분적으로 결정하기 위해, 추가 정보가 사용된다.
- [0062] [0063] 송신 전력의 세팅은 송신 빔포머(12)에 적용된다. 세팅의 값이 결정된 후의 송신 빔포머(12)에 의한 송신들을 위해, 세팅된 송신 전력이 사용된다. 환자를 이미징하기 위해, 이를테면, 고조파 이미징 모드에서 스캐닝하고 스캐닝되는 구역을 표현하는 이미지를 생성하기 위해, 송신 전력 세팅이 사용된다.
- [0063] [0064] 프로세서(22)는 메모리(24) 또는 다른 메모리에 저장된 명령들에 따라 동작한다. 프로세서(22)는 의료 진단 초음파 이미징에서 송신 전력을 세팅하도록 프로그래밍된다(programmed). 메모리(24)는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본원에서 논의된 프로세스(process)들, 방법들 및/또는 기술들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼(buffer), RAM, 탈착가능 매체, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면들에 예시되거나 또는 본원에서 설명된 기능들, 동작들 또는 작업들은, 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과 세트(set)들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 유형의 명령 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 독립적이며, 단독으로 동작하든 또는 결합하여 동작하든, 소프트웨어, 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 로컬(local) 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 탈착가능 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선들을 경유한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.
- [0064] [0065] 디스플레이 디바이스(20)는 CRT, LCD, 프로젝터(projector), 플라즈마(plasma), 프린터(printer), 또는 초음파 이미지들, 그래픽(graphic)들, 및/또는 사용자 인터페이스(interface)를 디스플레이하기(displaying) 위한 다른 디스플레이이다. 초음파 이미지들은 이차원 이미지들이다. 대안적으로 또는 부가적으로

로, 이차원 디스플레이(20)에 대한 삼차원 렌더링이 제공된다. 이미지는, 세팅된 송신 전력을 사용하는 초음파 스캐닝에 대한 환자의 음향 응답을 표현한다. 일 실시예에서, 고조파 이미지가 도시되지만, 다른 이미징 모드들이 사용될 수 있다. 디스플레이 디바이스(20)는 환자의 일정 구역의 이미지, 이를테면, 이차원 탄성, 도플러 조직, 색 도플러, 흐름, 스펙트럼 도플러, M-모드, 고조파, 조영제, 음향력 방사, 탄성, 스트레인, 전단, 또는 B-모드 이미지를 출력한다.

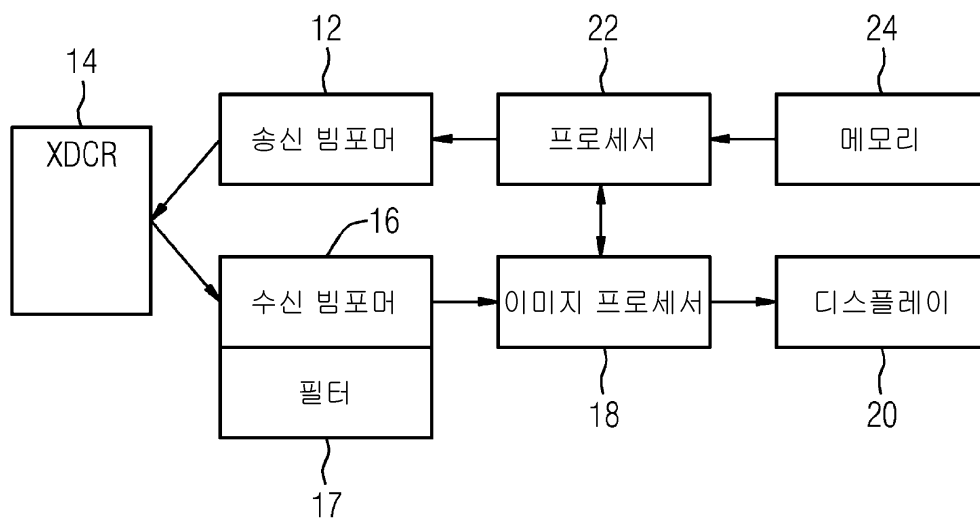
[0065] [0066] 전술된 상세한 설명은 예시로서 의도되었으며, 제한이 아니다. 본 발명의 범위를 정의하는 것으로 의도되는 것은 모든 등가물들을 포함하는 다음의 청구항들이 유일하다.

도면

도면1



도면2



专利名称(译)	标题：基于医学超声成像中的谐波与基波关系的发射功率		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020170117190A</a>	公开(公告)日	2017-10-20
申请号	KR1020177026008	申请日	2016-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	MARSHALL SHARLEEN 마샬샬린 RAO BIMBA 라오빔바		
发明人	마샬, 샬린 라오, 빔바		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/00 A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/14 A61B6/56 A61B8/54		
代理人(译)	专利法的人和别人		
优先权	14/627705 2015-02-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

在医疗诊断超声成像中，自适应地设置发射功率。计算谐波和基波响应的相对强度，例如比率。该相对强度用于设定发射功率。可以根据ALARA设置发射功率，为谐波成像提供足够的信息。

