



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0051646
(43) 공개일자 2023년04월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/04 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/04 (2013.01)
A61B 8/0891 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7029435
(22) 출원일자(국제) 2021년01월27일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년08월25일
(86) 국제출원번호 PCT/US2021/015324
(87) 국제공개번호 WO 2021/154879
국제공개일자 2021년08월05일
(30) 우선권주장
62/966,927 2020년01월28일 미국(US)

(71) 출원인
캘리포니아 인스티튜트 오브 테크놀로지
미국 91125 캘리포니아주 파사데나 이. 캘리포니아 블러바드 1200 엠/씨 6-32
(72) 발명자
라자고팔 아디티야
미국 91125 캘리포니아 파사데나 엠씨 6-32 이스트 캘리포니아 블러바드 1200 오피스 오브 테크놀로지 트랜스퍼스
여크 도니믹
미국 91125 캘리포니아 파사데나 엠씨 6-32 이스트 캘리포니아 블러바드 1200 오피스 오브 테크놀로지 트랜스퍼스
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인(유한)케이비케이

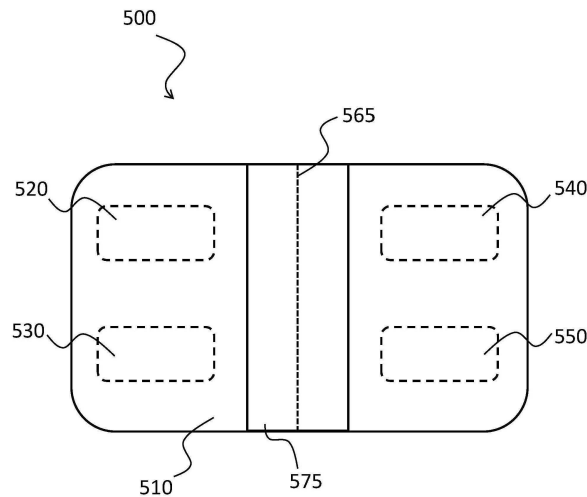
전체 청구항 수 : 총 135 항

(54) 발명의 명칭 혈압 측정 장치 및 그 사용 방법

(57) 요약

본 발명에 따르면, 압전 초음파 트랜스듀서와 결합한 전기음향 트랜스듀서를 이용하여 혈압을 측정하는 장치 및 방법이 제공된다. 상기 장치 및 방법은 지속적이고 비침습적인 혈압 모니터링을 제공할 수 있다.

대표도 - 도5



(52) CPC특허분류

A61B 8/4236 (2013.01)

A61B 8/4477 (2013.01)

A61B 8/463 (2013.01)

A61B 8/488 (2013.01)

A61B 8/5223 (2013.01)

(72) 발명자

아부-모스타파 야세르

미국 91125 캘리포니아 파사데나 엠씨 6-32 이스트
캘리포니아 블러바드 1200 오피스 오브 테크놀로지
트랜스퍼스

라자고팔 알라이나 앤 브린리

미국 91125 캘리포니아 파사데나 엠씨 6-32 이스트
캘리포니아 블러바드 1200 오피스 오브 테크놀로지
트랜스퍼스

지메네즈 레이몬드

미국 92865 캘리포니아 오렌지 스파클베리 애비뉴
221

명세서

청구범위

청구항 1

환자의 혈관을 진동시키도록 구성된 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하도록 구성되는 제1 트랜스듀서;

혈관의 하나 이상의 초음파 이미지를 캡처하도록 구성된 제2 트랜스듀서; 및

하나 이상의 캡처된 초음파 이미지에 기초하여 혈관의 공진 주파수를 결정하고; 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경, 결정된 공진 주파수를 기반으로 혈관 또는 환자의 혈압을 계산하도록 구성된 처리 장치를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

하나 이상의 캡처된 초음파 이미지는 혈관의 벽 두께 및 혈관의 반경 또는 직경을 측정하는데 이용되는 혈압 측정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

하나 이상의 캡처된 초음파 이미지는 다수의 초음파 이미지를 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는:

다수의 초음파 이미지에 기초하여, 다중 주파수 중 혈관의 진동을 최대화한 주파수를 결정하는 단계; 및 주파수를 공진 주파수로 선택하는 단계를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

제1 트랜스듀서에 전기적으로 결합되고, 상기 제1 트랜스듀서에 의해 방출되는 음파의 주파수를 조정하도록 구성된 오디오 신호 발생기를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

오디오 신호 발생기는 제1 트랜스듀서에서 방출되는 음파의 주파수를 조절하는 적어도 하나의 가변 저항을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

각각의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz인 혈압 측정 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz인 혈압 측정 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

혈관은 환자의 경동맥인 혈압 측정 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

제1 트랜스듀서는 오디오 스피커인 혈압 측정 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서가 기관에 통합되는 혈압 측정 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

기관이 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.

청구항 13

제10항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

기관은 투명 윈도우를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 15

제10항에 있어서,

혈관의 하나 이상의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제3 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 16

제15항에 있어서,

제2 및 제3 트랜스듀서 각각이 각각의 공진 주파수를 갖고, 제2 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하며; 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 처리 장치가 측정을 하는 혈압 측정 장치.

청구항 17

제16항에 있어서,

제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정을 처리하는 단계는 제1 주파수 응답 및 제2 주파수 응답을 정규화하는 단계를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 18

제15항에 있어서,

혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 19

제15항에 있어서,

환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서, 제2 트랜스듀서 및 제3 트랜스듀서가 기관에 통합되는 혈압 측정 장치.

청구항 20

제19항에 있어서,

기관은 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.

청구항 21

제20항에 있어서,

혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.

청구항 22

제21항에 있어서,

기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 23

제22항에 있어서,

기관은 투명 윈도우를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 24

제16항에 있어서,

혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 25

제24항에 있어서,

제4 트랜스듀서는 제2 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 26

제24항에 있어서,

제4 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 27

제24항에 있어서,

제4 트랜스듀서는 제2 및 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 28

제24항에 있어서,

환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서, 제2 트랜스듀서 및 제3 트랜스듀서가 기관에 통합되는 혈압 측정 장치.

청구항 29

제28항에 있어서,

기관은 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.

청구항 30

제29항에 있어서,

혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.

청구항 31

제30항에 있어서,

기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 32

제31항에 있어서,

기관은 투명 윈도우를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 33

제1항에 있어서,

혈관의 하나 이상의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제3 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 34

제33항에 있어서,

제2 및 제3 트랜스듀서 각각은 각각의 공진 주파수를 갖고, 제2 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하며; 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 처리 장치가 측정을 하는 혈압 측정 장치.

청구항 35

제34항에 있어서,

제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정을 처리하는 단계는 제1 주파수 응답 및 제2 주파수 응답을 정규화하는 단계를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 36

제33항에 있어서,

혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 37

제34항에 있어서,

혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 38

제37항에 있어서,

제4 트랜스듀서는 제2 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 39

제37항에 있어서,

제4 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 40

제37항에 있어서,

제4 트랜스듀서는 제2 및 제3 트랜스듀서 모두의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 41

프로세서에 의해 실행가능한 명령어를 저장하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,

명령어의 실행을 통해 혈압 측정 장치가:

환자의 혈관 가까이 제1 트랜스듀서를 사용하여, 환자의 혈관을 진동시키는 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하는 단계;

다중 음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계;

초음파를 방출하는 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 벽 두께 및 반경 또는 직경을 결정하는 단계; 및

공진 주파수, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경에 기초하여, 환자의 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 동작을 수행하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 42

제41항에 있어서,

동작은, 제2 트랜스듀서를 사용하여, 음파에 응답하여 혈관이 진동할 때, 혈관의 다수의 초음파 이미지를 캡처하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는 초음파 이미지로부터 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 43

제41항에 있어서,

혈관의 벽 두께 및 반경을 결정하는 단계는:

제2 트랜스듀서를 사용하여, 초음파를 혈관으로 향하게 하는 단계; 및

제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 44

제41항에 있어서,

혈압을 산출한 후, 동작은:

제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 업데이트된 혈관 반경 및 혈관을 흐르는 업데이트된 혈액 속도를 결정하는 단계; 및

업데이트된 반경 및 업데이트된 속도에 기초하여, 업데이트된 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 45

제41항에 있어서,

다중 음파의 다중 주파수는 1Hz 내지 3000Hz인, 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 46

제41항에 있어서,

다중 음파의 다중 주파수는 670Hz 내지 2300Hz인, 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 47

제41항에 있어서,

제1 트랜스듀서는 오디오 스피커인 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 48

제41항에 있어서,

동작은 제3 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제1 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 49

제48항에 있어서,

동작은 제2 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 50

제49항에 있어서,

동작은 제1 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 51

제49항에 있어서,

동작은 제4 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

청구항 52

제51항에 있어서,

동작은 제1 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 53

제52항에 있어서,

동작은 제3 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 54

환자의 혈관 가까이 제1 트랜스듀서를 사용하여, 환자의 혈관을 진동시키는 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하는 단계;

음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계;

초음파를 방출하는 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 벽 두께 및 반경 또는 직경을 결정하는 단계; 및

공진 주파수, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경에 기초하여, 환자의 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 55

제54항에 있어서,

제2 트랜스듀서를 사용하여, 음파에 응답하여 혈관이 진동할 때, 혈관의 다수의 초음파 이미지를 캡처하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는 초음파 이미지로부터 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 56

제54항에 있어서,

혈관의 벽 두께 및 반경을 결정하는 단계는:

제2 트랜스듀서를 사용하여, 초음파를 혈관으로 향하게 하는 단계; 및

제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 57

제54항에 있어서,

혈압을 산출한 후, 방법은:

제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 업데이트된 혈관 반경 및 혈관을 흐르는 업데이트된 혈액의 속도를 결정하는 단계; 및

업데이트된 반경 및 업데이트된 속도에 기초하여, 업데이트된 혈압을 산출하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 58

제54항에 있어서,

각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz인인 방법.

청구항 59

제55항에 있어서,

제3 트랜스듀서를 사용하여, 혈관이 음파에 응답하여 진동할 때 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 60

제59항에 있어서,

제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제3 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 61

제59항에 있어서,

제4 트랜스듀서를 사용하여, 혈관이 음파에 응답하여 진동할 때 제3 다수의 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 62

제61항에 있어서,

제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제3 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 63

제62항에 있어서,

제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제4 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제3 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 64

음파를 혈관으로 지향시키도록 구성된 제1 트랜스듀서; 및

초음파를 혈관으로 향하게 하고, 혈관의 에코 발생 경계에서 반사된 초음파를 수신하며, 혈관 단면의 반경 또는 직경을 측정하고, 혈관 단면의 벽 두께를 측정하도록 구성된 제2 트랜스듀서를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 65

제64항에 있어서,

제1 트랜스듀서는 전기음향 트랜스듀서이고, 제2 트랜스듀서는 압전 초음파 트랜스듀서인 혈압 측정 장치.

청구항 66

제65항에 있어서,

장치는 제1 트랜스듀서에 연결된 오디오 신호 발생기를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 67

제66항에 있어서,

오디오 신호 발생기는 음파의 주파수를 변화도록 구성되는 혈압 측정 장치.

청구항 68

제67항에 있어서,

디스플레이를 더 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 69

제68항에 있어서,

디스플레이는 음파의 주파수를 나타내는 혈압 측정 장치.

청구항 70

제69항에 있어서,

제2 트랜스듀서는 혈관의 단면의 진동을 모니터링하는 혈압 측정 장치.

청구항 71

제67항에 있어서,

제2 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동을 모니터링하고, 제2 트랜스듀서는 혈관 단면 진동의 주파수를 기록하여 그 공진 주파수를 결정하는 혈압 측정 장치.

청구항 72

제71항에 있어서,

공진 주파수는 혈관 단면의 진동이 최대일 때 결정되는 혈압 측정 장치.

청구항 73

제64항에 있어서,

음파의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz 범위에서 가변되는 혈압 측정 장치.

청구항 74

제73항에 있어서,

음파의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz 범위에서 가변되는 혈압 측정 장치.

청구항 75

제65항에 있어서,

전기음향 트랜스듀서는 오디오 스피커인 혈압 측정 장치.

청구항 76

제75항에 있어서,

오디오 스피커는 트위터인 혈압 측정 장치.

청구항 77

제64항 내지 제76항 중 어느 한 항에 있어서,

혈관은 동맥 또는 정맥인 혈압 측정 장치.

청구항 78

제64항에 있어서,

제1 및 제2 트랜스듀서가 기관에 결합되고, 상기 기관은 접착 배킹을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 79

제78항에 있어서,

기관은 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.

청구항 80

제79항에 있어서,

혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.

청구항 81

제78항 내지 제80항 중 어느 한 항에 있어서,

기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 82

제78항 내지 제80항 중 어느 한 항에 있어서,

기관은 정렬 라인 및 투명 윈도우를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 83

혈관 단면의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계;

음파를 혈관으로 보내는 단계;

음파의 주파수를 변화시키는 단계;

혈관의 공진 주파수를 결정하기 위해 혈관의 단면의 최대 공진을 검출하는 단계; 및

결정된 공진 주파수, 반경, 혈관의 벽 두께에 기초하여, 혈관 내 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 84

제83항에 있어서,

음파의 주파수를 변화시키는 단계는 1Hz 내지 3000Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 85

제83항에 있어서,

음파의 주파수를 변화시키는 단계는 670Hz 내지 2300Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 86

제83항에 있어서,

공진 주파수는 최대 공진을 검출하기 위한 압전 초음파 트랜스듀서를 사용하여 결정되는 혈압 측정 방법.

청구항 87

제86항에 있어서,

압전 초음파 트랜스듀서는 적어도 3kHz의 샘플링 레이트를 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 88

제83항에 있어서,

혈관의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계는 초음파를 혈관으로 지향시키고 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 89

제88항에 있어서,

반사된 초음파의 도플러 편이를 측정하고, 혈관의 파동 속도를 산출하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 90

제89항에 있어서,

도플러 편이는 압전 초음파 트랜스듀서에 의해 측정되는 혈압 측정 방법.

청구항 91

제83항 내지 제90항 중 어느 한 항에 있어서,

혈관이 동맥 또는 정맥인 혈압 측정 방법.

청구항 92

제83항에 있어서,

투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 93

제92항에 있어서,

투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계는 단일 초음파 트랜스듀서에 의해 수행되는 혈압 측정 방법.

청구항 94

제83항에 있어서,

제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향하게 하고, 제2 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 95

제83항에 있어서,

제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고, 제1 초음파 트랜스듀서 및 제2 초음파를 사용하여 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 96

제83항에 있어서,

제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 신호 세트를 혈관을 향하게 하고, 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터의 제1 반사 초음파 신호를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 97

제96항에 있어서,

제2 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터 제2 반사 초음파 신호를 더 캡처하는 혈압 측정 방법.

청구항 98

제97항에 있어서,

제1 반사 초음파 신호를 제2 반사 초음파 신호로 정규화하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 99

제97항에 있어서,

제3 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터의 제3 반사 초음파 신호를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 100

제99항에 있어서,

제1 반사 초음파 신호를 상기 제3 반사 초음파 신호로 정규화하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.

청구항 101

제83항에 있어서,

혈관이 경동맥인 혈압 측정 방법.

청구항 102

초음파 신호를 송수신하기 위한 시스템으로서,

하나 이상의 출력 및 하나 이상의 입력을 포함하는 소프트웨어 정의 라디오;

소프트웨어 정의 라디오에 전기적으로 연결된 초음파 신호 처리 회로; 및

초음파 신호 처리 회로에 전기적으로 연결된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 포함하고,

초음파 신호 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력으로부터의 하나 이상의 초음파 송신 신호를 처리하고 처리된 초음파 송신 신호를 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 전송하여 초음파를 생성하고, 신호 처리 유닛은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 처리하고 처리된 수신된 초음파 신호를 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력으로 전송하는 시스템.

청구항 103

제102항에 있어서,

초음파 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력으로부터의 하나 이상의 초음파 송신 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 고전압 증폭기를 포함하는 시스템.

청구항 104

제103항에 있어서,

초음파 처리 회로는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 가변 이득 증폭기를 포함하는 시스템.

청구항 105

제102항에 있어서,

초음파 처리 회로는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 가변 이득 증폭기를 포함하는 시스템.

청구항 106

제102항에 있어서,

소프트웨어 정의 라디오의 출력은 이득 램프 및 송신 펄스를 포함하는 시스템.

청구항 107

제106항에 있어서,

초음파 처리 회로는 송신 펄스를 증폭하기 위한 고전압 증폭기를 포함하는, 시스템.

청구항 108

제107항에 있어서,

초음파 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초한 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하는 가변 이득 증폭기를 포함하는 시스템.

청구항 109

제108항에 있어서,

램프 신호의 증폭 속도는 램프 신호의 초기 펄스가 소프트웨어 정의 라디오에 의해 방출된 이후의 시간에 대응하는 시스템.

청구항 110

제109항에 있어서,

초음파 트랜스듀서는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹을 포함하는 시스템.

청구항 111

제110항에 있어서,

제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹은 각각 16개의 픽셀을 포함하는 시스템.

청구항 112

제111항에 있어서,

제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신하도록 구성되는 시스템.

청구항 113

제111항에 있어서,

제1 픽셀 그룹만이 처리된 초음파 송신 신호를 수신하는 시스템.

청구항 114

제113항에 있어서,

수신된 하나 이상의 초음파 신호는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹에 의해 초음파 처리 회로로 송신되는 수신 시스템.

청구항 115

제108항에 있어서,

가변 이득 증폭기는 저잡음, 단일 중단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기인 시스템.

청구항 116

제102항에 있어서,

초음파 트랜스듀서는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹을 포함하는 시스템.

청구항 117

제116항에 있어서,

제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신하도록 구성되는 시스템.

청구항 118

제117항에 있어서,

제1 픽셀 그룹만이 처리된 초음파 송신 신호를 수신하는 시스템.

청구항 119

제118항에 있어서,

소프트웨어 정의 라디오에 연결된 컴퓨팅 장치를 더 포함하여, 상기 컴퓨팅 장치가 상기 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력을 제어하도록 하는 시스템.

청구항 120

제119항에 있어서,

컴퓨팅 장치는 디스플레이를 포함하고, 상기 디스플레이는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력에 의해 수신된 데이터를 디스플레이하는 시스템.

청구항 121

제120항에 있어서,

디스플레이는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 하나 이상의 초음파 이미지를 디스플레이하는 시스템.

청구항 122

제102항에 있어서,

소프트웨어 정의 라디오에 연결된 컴퓨팅 장치를 더 포함하여, 상기 컴퓨팅 장치가 상기 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력을 제어하도록 하는 시스템.

청구항 123

제122항에 있어서,

컴퓨팅 장치는 디스플레이를 포함하고, 상기 디스플레이는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력에 의해 수신된 데이터를 디스플레이하는 시스템.

청구항 124

제123항에 있어서,

디스플레이는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 하나 이상의 초음파 이미지를 디스플레이하는 시스템.

청구항 125

하나 이상의 초음파 신호를 조절하는 방법으로서,

소프트웨어 정의 라디오로부터 제1 송신 신호를 수신하는 단계;

제1 송신 신호를 증폭하여 증폭된 송신 신호를 형성하는 단계;

제1 멀티플렉서로, 증폭된 송신 신호를 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로 포워딩하는 단계;

제1 멀티플렉서로, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 수신하는 단계; 및
하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하여 하나 이상의 증폭된 수신된 초음파 신호를 형성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 126

제125항에 있어서,

하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초하는 방법.

청구항 127

제126항에 있어서,

증폭이 시간 의존적인 방법.

청구항 128

제127항에 있어서,

하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행되는 방법.

청구항 129

제125항에 있어서,

하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행되는 방법.

청구항 130

제125항에 있어서,

적어도 하나의 물체를 향해 하나 이상의 초음파를 방출하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 물체는 하나 이상의 초음파를 반사하며, 반사된 초음파는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 검출되고 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 형성하는 방법.

청구항 131

제130항에 있어서,

하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초하는 방법.

청구항 132

제131항에 있어서,

증폭이 시간 의존적인 방법.

청구항 133

제132항에 있어서,

하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행되는 방법.

청구항 134

제130항에 있어서,

적어도 하나의 물체는 환자의 혈관인 방법.

청구항 135

제134항에 있어서,

혈관이 경동맥인 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2020년 1월 28일자로 출원된 미국 가출원 제62/966,927호의 우선권을 주장하며, 상기 출원은 본 명세서에 참조로 포함된다.

배경 기술

[0002] 혈압은 환자 치료를 관리하는 데 일상적으로 사용되는 필수 활력 징후이다. 혈압 측정 방법은 일반적으로 번거롭고 부피가 크다. 일반적인 방법에는 주변 소음에 대한 민감성, 환자의 불편함, 지속적인 혈압 측정을 하기 불가능함을 포함해 몇 가지 제한 사항이 있다. 대안은 침습적 혈압 측정이다. 이는 외부 커프보다 훨씬 더 고품질의 데이터를 제공하지만, 침습적 특성은 또한 감염, 출혈 또는 허혈을 포함하여 훨씬 더 높은 위험을 야기한다. 특히 고혈압이 미국과 기타 국가에서 점점 더 널리 퍼진 의학적 문제가 되었기 때문에, 혈압을 측정하기 위한 대안적인 비침습적 방식이 매우 바람직하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 발명은 개선된 혈압 측정 장치 및 그 사용 방법을 제안하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0004] 본 명세서에는: 음파를 혈관으로 지향시키도록 구성된 제1 트랜스듀서; 및 초음파를 혈관으로 지향시키고, 혈관의 에코 발생 경계에서 반사된 초음파를 수신하며, 혈관 단면의 반경 및 벽 두께를 측정하는 제2 트랜스듀서를 포함하는 혈압 측정 장치의 실시예가 제공된다. 제1 트랜스듀서는 전기음향 트랜스듀서일 수 있고/있거나 제2 트랜스듀서는 압전 초음파 트랜스듀서일 수 있다. 장치는 제1 트랜스듀서에 결합된 오디오 신호 발생기를 더 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기는 음파의 주파수를 조정하는 적어도 하나의 가변 저항기를 포함한다. 가변 저항기는 전위차계일 수 있다. 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기는 음파의 주파수를 표시한다. 제2 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동을 모니터링할 수 있다. 일부 실시예에서, 제2 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동을 모니터링하고, 압전 초음파 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동 주파수를 기록하고 그 공진 주파수를 결정한다. 공진 주파수는 혈관 단면의 진동이 최대일 때 결정될 수 있다. 일부 실시예에서, 음파의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz의 범위에 걸쳐 변한다. 일부 실시예에서, 음파의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz의 범위에 걸쳐 변한다. 전기음향 트랜스듀서는 오디오 스피커일 수 있고, 오디오 스피커는 트위터일 수 있다. 혈관은 동맥 또는 정맥일 수 있다.

[0005] 본 명세서에는 혈관 단면의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계; 음파를 혈관으로 보내는 단계; 음파의 주파수를 변화시키는 단계; 혈관의 공진 주파수를 결정하기 위해 혈관의 단면의 최대 공진을 검출하는 단계; 및 결정된 공진 주파수, 반경, 혈관의 벽 두께에 기초하여, 혈관 내 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법의 실시예가 더 제공된다. 음파의 주파수를 변화시키는 단계는 1Hz 내지 3000Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 음파의 주파수를 변화시키는 단계는 670Hz 내지 2300Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함한다. 공진 주파수는 최대 공진을 검출하기 위한 압전 초음파 트랜스듀서를 사용하여 결정될 수 있다. 압전 초음파 트랜스듀서는 적어도 3kHz의 샘플링 레이트를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 혈관의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계는 초음파를 혈관으로 지향시키고 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 방법은 반사된 초음파의 도플러 편이를 측정하고, 혈관의 파동 속도를 산출하는 단계를 더 포함할 수 있다. 도플러 편이는 압전 초음파 트랜스듀서에 의해 측정될 수 있다. 혈관은 동맥 또는 정맥일 수 있다.

[0006] 본 명세서에는 다중 주파수를 갖는 다수의 음파를 방출하도록 구성되고 환자의 혈관을 진동시키도록 구성되는 제1 트랜스듀서; 혈관의 하나 이상의 초음파 이미지를 캡처하도록 구성된 제2 트랜스듀서; 및 하나 이상의 캡처된 초음파 이미지에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하고, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경, 결정된 공진 주파수에 기초하여 혈관 또는 환자의 혈압을 계산하도록 구성된 처리 장치를 포함하는 혈압 측정 장치의 실시예가 제공된다.

[0007] 일부 실시예에서, 하나 이상의 캡처된 초음파 이미지는 혈관의 벽 두께 및 혈관의 반경 또는 직경을 측정하는데 사용된다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 캡처된 초음파 이미지는 다수의 초음파 이미지를 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는: 다수의 초음파 이미지에 기초하여, 혈관의 진동을 최대화한 다중 주파수의 주파수를 결정하는 단계; 및 공진 주파수로서 주파수를 선택하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 장치는 제1 트랜스듀서에 전기적으로 연결된 오디오 신호 발생기를 더 포함하고, 오디오 신호 발생기는 제1 트랜스듀서에 의해 방출되는 음파의 주파수를 조정하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기는 제1 트랜스듀서에 의해 방출되는 음파의 주파수를 조정하는 적어도 하나의 가변 저항기를 포함한다. 일부 실시예에서, 각각의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz 사이이다. 일부 실시예에서, 각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz 사이이다.

[0008] 일부 실시예에서, 혈관은 환자의 경동맥이다. 일부 실시예에서, 제1 트랜스듀서는 오디오 스피커이다. 일부 실시예에서, 장치는 기관을 더 포함하고, 기관은 환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하며, 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서가 기관에 통합된다. 일부 실시예에서, 기관은 혈관에 근접 부착된다. 일부 실시예에서, 혈관은 경동맥이다. 일부 실시예에서, 기관은 정렬 라인을 포함한다. 일부 실시예에서, 기관은 투명 윈도우를 포함한다.

[0009] 일부 실시예에서, 장치는 혈관의 하나 이상의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제3 트랜스듀서를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제2 및 제3 트랜스듀서 각각은 각각의 공진 주파수를 갖고, 제2 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩하는 주파수 응답을 포함하며; 처리 장치는 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정을 처리한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정의 처리

는 제1 주파수 응답 및 제2 주파수 응답을 정규화하는 것을 포함한다.

- [0010] 일부 실시예에서, 장치는 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 장치는 환자의 피부에 부착하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서, 제2 트랜스듀서, 및 제3 트랜스듀서가 기관에 통합된다. 일부 실시예에서, 기관은 혈관에 근접 부착된다. 일부 실시예에서, 혈관은 경동맥이다. 일부 실시예에서, 기관은 정렬 라인을 포함한다. 일부 실시예에서, 기관은 투명 윈도우를 더 포함한다.
- [0011] 일부 실시예에서, 장치는 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제4 트랜스듀서는 제2 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함한다. 일부 실시예에서, 제4 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함한다. 일부 실시예에서, 제4 트랜스듀서는 제2 및 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함한다.
- [0012] 일부 실시예에서, 장치는 환자의 피부에 부착하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서, 제2 트랜스듀서 및 제3 트랜스듀서가 기관에 통합된다. 일부 실시예에서, 기관은 혈관에 근접 부착된다. 일부 실시예에서, 혈관은 경동맥이다. 일부 실시예에서, 기관은 정렬 라인을 포함한다. 일부 실시예에서, 기관은 투명 윈도우를 더 포함한다.
- [0013] 일부 실시예에서, 장치는 혈관의 하나 이상의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제3 트랜스듀서를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제2 및 제3 트랜스듀서 각각은 각각의 공진 주파수를 갖고, 제2 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩하는 주파수 응답을 포함하며; 처리 장치는 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정을 처리한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정의 처리는 제1 주파수 응답 및 제2 주파수 응답을 정규화하는 것을 포함한다.
- [0014] 일부 실시예에서, 장치는 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 장치는 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제4 트랜스듀서는 제2 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함한다. 일부 실시예에서, 제4 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함한다. 일부 실시예에서, 제4 트랜스듀서는 제2 및 제3 트랜스듀서 모두의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함한다.
- [0015] 일부 실시예에 따르면, 프로세서에 의해 실행가능한 명령어를 저장하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서, 명령어의 실행을 통해 혈압 측정 장치가: 환자의 혈관 가까이에 제1 트랜스듀서를 사용하여, 환자의 혈관을 진동시키는 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하는 단계; 다중 음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계; 초음파를 방출하는 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 벽 두께 및 반경 또는 직경을 결정하는 단계; 및 공진 주파수, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경에 기초하여, 환자의 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 동작을 수행하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체가 본 명세서에 제공된다.
- [0016] 일부 실시예에서, 동작은, 제2 트랜스듀서를 사용하여, 음파에 응답하여 혈관이 진동할 때, 혈관의 다수의 초음파 이미지를 캡처하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는 초음파 이미지로부터 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 혈관의 벽 두께 및 반경을 결정하는 단계는: 제2 트랜스듀서를 사용하여, 초음파를 혈관으로 향하게 하는 단계; 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 혈압을 산출한 후, 동작은: 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 업데이트된 혈관 반경 및 혈관을 흐르는 업데이트된 혈액 속도를 결정하는 단계; 및 업데이트된 반경 및 업데이트된 속도에 기초하여, 업데이트된 혈압을 산출하는 단계를 포함한다.
- [0017] 일부 실시예에서, 다중 음파의 다중 주파수는 1Hz 내지 3000Hz이다. 일부 실시예에서, 다중 음파의 다중 주파수는 670Hz 내지 2300Hz이다. 일부 실시예에서, 제1 트랜스듀서는 오디오 스피커이다.
- [0018] 일부 실시예에서, 동작은 제3 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제1 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 동작은 제2 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 동작은 제1 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함한다.
- [0019] 일부 실시예에서, 동작은 제4 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포

함한다. 일부 실시예에서, 동작은 제1 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 동작은 제3 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함한다.

- [0020] 일부 실시예에 따르면, 환자의 혈관 가까이 제1 트랜스듀서를 사용하여, 환자의 혈관을 진동시키는 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하는 단계; 음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계; 초음파를 방출하는 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 벽 두께 및 반경 또는 직경을 결정하는 단계; 및 공진 주파수, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경에 기초하여, 환자의 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 방법이 본 명세서에 제공된다.
- [0021] 일부 실시예에서, 방법은 제2 트랜스듀서를 사용하여, 음파에 응답하여 혈관이 진동할 때, 혈관의 다수의 초음파 이미지를 캡처하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는 초음파 이미지로부터 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 혈관의 벽 두께 및 반경을 결정하는 단계는: 제2 트랜스듀서를 사용하여, 초음파를 혈관으로 향하게 하는 단계; 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함한다.
- [0022] 일부 실시예에서, 혈압을 산출한 후, 방법은 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 업데이트된 혈관 반경 및 혈관을 흐르는 업데이트된 혈액의 속도를 결정하는 단계; 및 업데이트된 반경 및 업데이트된 속도에 기초하여, 업데이트된 혈압을 산출하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz이다.
- [0023] 일부 실시예에서, 방법은 제3 트랜스듀서를 사용하여, 혈관이 음파에 응답하여 진동할 때 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제3 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함한다.
- [0024] 일부 실시예에서, 방법은 제4 트랜스듀서를 사용하여, 혈관이 음파에 응답하여 진동할 때 제3 다수의 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제3 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제4 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제3 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함한다.
- [0025] 일부 실시예에 따르면, 음파를 혈관으로 지향시키도록 구성된 제1 트랜스듀서; 및 초음파를 혈관으로 향하게 하고, 혈관의 에코 발생 경계에서 반사된 초음파를 수신하며, 혈관 단면의 반경 또는 직경을 측정하고, 혈관 단면의 벽 두께를 측정하도록 구성된 제2 트랜스듀서를 포함하는 혈압 측정 장치가 본 명세서에 제공된다.
- [0026] 일부 실시예에서, 제1 트랜스듀서는 전기음향 트랜스듀서이고 제2 트랜스듀서는 압전 초음파 트랜스듀서이다. 일부 실시예에서, 장치는 제1 트랜스듀서에 연결된 오디오 신호 발생기를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기는 음파의 주파수를 변화하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 장치는 디스플레이를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 디스플레이는 음파의 주파수를 나타낸다.
- [0027] 일부 실시예에서, 제2 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동을 모니터링한다. 일부 실시예에서, 제2 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동을 모니터링하고, 제2 트랜스듀서는 단면 진동의 주파수를 기록하며 그 공진 주파수를 결정한다. 일부 실시예에서, 공진 주파수는 혈관 단면의 진동이 최대일 때 결정된다.
- [0028] 일부 실시예에서, 음파의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz의 범위에 걸쳐 변한다. 일부 실시예에서, 음파의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz의 범위에 걸쳐 변한다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서는 오디오 스피커이다. 일부 실시예에서, 오디오 스피커는 트위터이다.
- [0029] 일부 실시예에서, 혈관은 동맥 또는 정맥이다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 트랜스듀서가 기관에 결합되고, 상기 기관은 접착 백킹을 포함한다. 일부 실시예에서, 기관은 혈관에 근접 부착된다. 일부 실시예에서, 혈관은 경동맥이다. 일부 실시예에서, 기관은 정렬 라인을 포함한다. 일부 실시예에서, 기관은 정렬 라인 및 투명 윈도우를 포함한다.
- [0030] 일부 실시예에 따르면, 혈관 단면의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계; 음파를 혈관으로 보내는 단계; 음파의 주파수를 변화시키는 단계; 혈관의 공진 주파수를 결정하기 위해 혈관의 단면의 최대 공진을 검출하는 단계; 및 결정된 공진 주파수, 반경, 혈관의 벽 두께에 기초하여, 혈관 내 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 혈압 측정

방법이 본 명세서에서 제공된다.

- [0031] 일부 실시예에서, 음파의 주파수를 변화시키는 것은 1Hz 내지 3000Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 음파의 주파수를 변화시키는 단계는 670Hz 내지 2300Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함한다.
- [0032] 일부 실시예에서, 공진 주파수는 최대 공진을 검출하기 위한 압전 초음파 트랜스듀서의 사용에 의해 결정된다. 일부 실시예에서, 압전 초음파 트랜스듀서는 적어도 3kHz의 샘플링 레이트를 포함한다. 일부 실시예에서, 혈관의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계는 초음파를 혈관으로 지향시키고 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 방법은 반사된 초음파의 도플러 편이를 측정하고, 혈관의 파동 속도를 산출하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 도플러 편이는 압전 초음파 트랜스듀서에 의해 측정된다.
- [0033] 일부 실시예에서, 혈관은 동맥 또는 정맥이다. 일부 실시예에서, 방법은 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계는 단일 초음파 트랜스듀서에 의해 수행된다.
- [0034] 일부 실시예에서, 방법은 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향하게 하고, 제2 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고, 제1 초음파 트랜스듀서 및 제2 초음파를 사용하여 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 신호 세트를 혈관을 향하게 하고, 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터의 제1 반사 초음파 신호를 캡처하는 단계를 더 포함한다.
- [0035] 일부 실시예에서, 방법은 제2 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터 제2 반사 초음파 신호를 더 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제1 반사 초음파 신호를 제2 반사 초음파 신호로 정규화하는 단계를 더 포함한다.
- [0036] 일부 실시예에서, 방법은 제3 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터의 제3 반사 초음파 신호를 캡처하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 방법은 제1 반사 초음파 신호를 제3 반사 초음파 신호로 정규화하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 혈관은 경동맥이다.
- [0037] 일부 실시예에 따르면, 초음파 신호를 송수신하기 위한 시스템으로서, 하나 이상의 출력 및 하나 이상의 입력을 포함하는 소프트웨어 정의 라디오(software-defined radio); 소프트웨어 정의 라디오에 전기적으로 연결된 초음파 신호 처리 회로; 및 초음파 신호 처리 회로에 전기적으로 연결된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 초음파 신호 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력으로부터의 하나 이상의 초음파 송신 신호를 처리하고 처리된 초음파 송신 신호를 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 전송하여 초음파를 생성하고, 신호 처리 유닛은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 처리하고 처리된 수신된 초음파 신호를 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력으로 전송하는 시스템이 본 명세서에 제공된다.
- [0038] 일부 실시예에서, 초음파 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력으로부터의 하나 이상의 초음파 송신 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 고전압 증폭기를 포함한다. 일부 실시예에서, 초음파 처리 회로는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 가변 이득 증폭기를 포함한다.
- [0039] 일부 실시예에서, 초음파 처리 회로는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 가변 이득 증폭기를 포함한다. 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 라디오의 출력은 이득 램프 및 송신 펄스를 포함한다. 일부 실시예에서, 초음파 처리 회로는 송신 펄스를 증폭하기 위한 고전압 증폭기를 포함한다.
- [0040] 일부 실시예에서, 초음파 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초한 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하는 가변 이득 증폭기를 포함한다. 일부 실시예에서, 램프 신호의 증폭 속도는 램프 신호의 초기 펄스가 소프트웨어 정의 라디오에 의해 방출된 이후의 시간

에 대응한다.

- [0041] 일부 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹을 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹은 각각 16개의 픽셀을 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹만이 처리된 초음파 송신 신호를 수신한다.
- [0042] 일부 실시예에서, 수신된 하나 이상의 초음파 신호는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹에 의해 초음파 처리 회로로 송신된다. 일부 실시예에서, 가변 이득 증폭기는 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기이다.
- [0043] 일부 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹을 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신한다.
- [0044] 일부 실시예에서, 시스템은 소프트웨어 정의 라디오에 연결된 컴퓨팅 장치를 더 포함하여, 상기 컴퓨팅 장치가 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력을 제어하도록 한다. 일부 실시예에서, 컴퓨팅 장치는 디스플레이를 포함하고, 상기 디스플레이는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력에 의해 수신된 데이터를 디스플레이한다. 일부 실시예에서, 디스플레이는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 하나 이상의 초음파 이미지를 디스플레이한다.
- [0045] 일부 실시예에서, 시스템은 소프트웨어 정의 라디오에 연결된 컴퓨팅 장치를 더 포함하여, 상기 컴퓨팅 장치가 상기 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력을 제어하도록 한다. 일부 실시예에서, 컴퓨팅 장치는 디스플레이를 포함하고, 상기 디스플레이는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력에 의해 수신된 데이터를 디스플레이한다.
- [0046] 일부 실시예에서, 디스플레이는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 하나 이상의 초음파 이미지를 디스플레이한다.
- [0047] 일부 실시예에 따르면, 하나 이상의 초음파 신호를 조절하는 방법으로서, 소프트웨어 정의 라디오로부터 제1 송신 신호를 수신하는 단계; 제1 송신 신호를 증폭하여 증폭된 송신 신호를 형성하는 단계; 제1 멀티플렉서로, 증폭된 송신 신호를 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로 포워딩하는 단계; 제1 멀티플렉서로, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 수신하는 단계; 및 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하여 하나 이상의 증폭된 수신된 초음파 신호를 형성하는 단계를 포함하는 방법이 본 명세서에 제공된다.
- [0048] 일부 실시예에서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초한다. 일부 실시예에서, 증폭은 시간 의존적이다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행된다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행된다.
- [0049] 일부 실시예에서, 방법은 적어도 하나의 물체를 향해 하나 이상의 초음파를 방출하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 물체는 하나 이상의 초음파를 반사하며, 반사된 초음파는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 검출되고 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 형성한다.
- [0050] 일부 실시예에서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초한다. 일부 실시예에서, 증폭은 시간 의존적이다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행된다.
- [0051] 일부 실시예에서, 적어도 하나의 물체는 환자의 혈관이다. 일부 실시예에서, 혈관은 경동맥이다.

발명의 효과

- [0052] 본 발명의 내용에 포함됨.

도면의 간단한 설명

- [0053] 본 발명의 신규한 특징은 첨부된 청구범위에 구체적으로 설명되어 있다. 본 발명의 원리가 활용되는 예시적인 실시예를 설명하는 다음의 상세한 명세서, 및 첨부 도면(또한 "도" 및 "도면")을 참조로, 본 발명의 특징 및 이점에 대해 더 잘 이해될 것이다.

도 1은 일부 실시예에 따른 동맥막에 작용하는 힘을 도시한다.

도 2는 일부 실시예에 따른 공진 주파수에서 동맥 벽의 진동을 도시한다.

도 3은 본 개시내용의 일부 실시예에 따른, 연속 혈압 측정 장치의 일부 구성요소를 예시하는 블록도이다.

도 4는 일부 실시예에 따른 동맥 벽의 에코 발생 경계를 도시한다.

도 5는 일부 실시예에 따른 통합 연속 혈압 측정 장치를 포함하는 접착 패치를 도시한다.

도 6은 일부 실시예에 따른 환자의 혈압을 측정하기 위한 예시적인 방법을 예시하는 동작 흐름도이다.

도 7a 내지 도 7b는 일부 실시예에 따른 연속 초음파 측정 장치의 3개의 초음파 센서의 주파수 응답을 도시한다.

도 8a 내지 도 8d는 초음파 측정 장치에서 교차상관을 위한 기술을 도시한다.

도 9는 일부 실시예에 따른 예시적인 시스템을 예시하는 블록도를 도시한다.

도 10은 일부 실시예에 따라 본 명세서에 제공된 방법을 구현하도록 프로그래밍되거나 그렇지 않으면 구성된 컴퓨터 시스템을 도시한다.

도 11은 일부 실시예에 따른 복수의 초음파 트랜스듀서로부터 초음파 이미지를 형성하는 방법을 도시한다.

도 12는 본 개시의 다양한 실시예들에 따른 아키텍처들 및 방법들을 구현하는데 이용될 수 있는 예시적인 칩 세트를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0054] 본 명세서에는 연속적이고 비침습적인 혈압 측정을 가능하게 하는 장치가 제공된다. 일부 실시예에서, 장치는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 일부 실시예에서, 본 명세서에 제공된 장치는 캘리브레이션 단계의 필요성을 제거하고 저렴하며 사용하기 쉬운 형태로 연속적이고 비침습적인 혈압 모니터링 기능을 제공한다.

[0055] 일부 실시예에 따르면, 본 명세서에 개시된 기술은 음향 및 초음파 트랜스듀서를 사용하여 연속적이고 비침습적인 혈압 측정을 가능하게 하는 혈압 측정 장치에 관한 것이다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서는 동맥의 진동을 자극하는 오디오 신호를 생성하는 데 사용된다. 음향 신호의 주파수를 변화시켜, 동맥이 가장 강하게 진동하는 공진 주파수를 결정할 수 있다. 이 공진 주파수는 절대 혈압을 계산하기 위해 동맥 반경이 결합된 측정일 수 있다. 일부 실시예에서, 동맥의 반경은 초음파 이미징 방법을 사용하는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 측정된다. 음향 자극을 이용한 혈압 측정 방법은 별도의 캘리브레이션 단계가 필요 없고, 혈압 모니터링이 저렴하고 사용하기 쉬운 형태로 제공될 수 있다.

[0056] 본 명세서에 설명된 기술의 기본 원리를 이해하려면, 동맥을 통한 혈류의 기본이 되는 힘을 고려하는 것이 유용하다. 도 1은 탄성 재료로 구성된 튜브로 나타낼 수 있는 동맥 벽(110)을 도시한다. 동맥 벽(110)의 다이내믹스는 벽을 밀어내는 혈압(120)과 벽을 함께 유지하는 인장력(130) 간의 균형에 의해 결정된다. 라플라스의 법칙에 따르면 일정한 반경(R)을 갖는 원통형 탄성막을 통해 흐르는 유체의 경우, 유체 압력(P)과 막(T)의 인장력은 수학식 $T = RP$ 에 의해 관련된다.

[0057] 동맥의 반경은 하나 이상의 초음파 장치를 사용하여 측정될 수 있다. 따라서, 유체 압력(P)을 결정하기 위한 나머지 작업은 동맥 벽의 인장력을 측정하는 것이다. 일부 실시예에서, 인장력은 동맥 벽이 음향 자극으로부터의 임펄스에 어떻게 반응하는지를 측정함으로써 결정될 수 있다. 도 2는 이 과정을 나타낸다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(250)에 의해 생성된 음향 자극(240)은 동맥 벽(210)에서 측정 가능한 섭동을 유도하는 데 사용된다. 이 방법은 FDA 가이드라인에 의해 명시된 음향 강도 한계 아래의 음향 강도 벽에서 방출된 음향 자극을 이용할 수 있다. 동맥 둘레 주변의 진동 모드, 특히 둘레 주위에서 여기될 수 있는 최저 에너지가 낮은 진동에 주목하여, 인장력은 다음과 같이 추정할 수 있다.

[0058] 최저 에너지 진동은 $\lambda = \pi R$ 의 파장을 갖는다. 동맥 벽의 기계적 특성도 또한 진동이 동맥 벽의 둘레를 따라 이동하는 속도(v_w)를 결정한다. 파속과 파장의 양이 결합하여 공진 주파수 $f = v_w/\lambda$ 를 생성한다. 외부 자극(예를 들어, 음파)이 주파수(f)로 가해지면, 벽이 매우 강하게 진동하지만, 자극의 주파수가 f에서 멀어지면, 진동의 진폭이 감소한다. 따라서, 주파수 범위에 걸쳐 음향 자극을 인가하고 동맥이 가장 강하게 진동하는 주파수를 찾아 f를 결정할 수 있다. 이는 차례로 파동 속도 $v_w = \lambda f = \pi Rf$ 를 알려줄 것이다. 체적 밀도(ρ)와 두께(h)

를 갖는 인장 상태의 탄성 재료에서, 이 파동 속도는 방정식 $T = \rho h v_w^2$ 을 통해 인장력과 관련된다. 동맥 벽의 체적 밀도는 환자에 따라 거의 일정하며, 초음파 이미지로부터 R과 동일한 방법으로 벽 두께를 측정할 수 있다. 이 정보를 이용하여, 다음의 수학적 식 1에 따라 압력을 결정할 수 있다.

[0059]
$$P = T/R = \rho h v_w^2 / R = \pi^2 \rho h R f^2 \quad (1)$$

[0060] 따라서, 표준 초음파 이미지를 통해 h와 R을 측정하고 동맥의 진동 응답으로 공명점을 결정함으로써 f를 측정하여 혈압을 산출할 수 있다.

[0061] I. 타당성 분석.

[0062] 본 명세서에 기술된 연속 혈압 측정 기술의 실현 가능성을 예시하기 위해, 다음 요인들이 고려될 수 있다. 첫째, 이 혈압 측정 방법의 실재를 설명하기 위해, 공진 주파수(f)가 일반적인 환자에서 합리적인 값을 취하는 것이 보장될 수 있다. 총경동맥에서, 측정량은 일반적으로 P에 대해 약 100mmHg, R에 대해 2.5mm, h에 대해 0.3mm, p에 대해 1g/mL의 값을 갖는다. 이 값을 수학적 식 (1)에 삽입하면 약 1.3kHz의 예상 공진 주파수가 산출된다. 따라서, 이 진동을 감지하려면, 나이퀴스트율(Nyquist rate)을 증가하기 위해 최소 3kHz 이하의 샘플링을 수행해야 할 수 있다. 현재 사용 가능한 초음파 기기는 최소 샘플링 레이트를 훨씬 증가하는 최소 8kHz의 이미징 레이트를 생성할 수 있다. 1.3kHz는 또한 인간 환자의 경우 극한 조건에서도 5Hz를 초과하지 않는 심장 박동의 주파수보다 훨씬 높다. 공진 진동은 심장 박동의 압력 변화 속도보다 훨씬 더 높은 주파수에서 발생하기 때문에, 혈압(및 그에 따른 인장력)은 각 진동 사이클의 지속 시간 동안 일정하다고 가정하여 분석을 상당히 단순화할 수 있다. 또한, 1.3kHz는 기존 상용 스피커 범위에서 편안하게 떨어지므로, 동맥 진동을 자극하기에 충분한 진폭과 주파수의 톤을 생성하기 위해 특수 하드웨어가 필요하지 않다.

[0063] 둘째, 실행 가능성의 또 다른 측정은 전기음향 트랜스듀서가 작동해야 할 수 있는 주파수 범위이다. 극한 조건 하에서, 환자의 혈압은 25mmHg만큼 낮거나 300mmHg만큼 높을 수 있다. 위에 주어진 동맥 치수로, 이는 670Hz 내지 2.3kHz의 공진 주파수 범위에 해당하며, 여전히 상업용 스피커에서 생성되는 음향 범위 내에 있다.

[0064] 셋째, 압력 측정에서 유용한 수준의 정밀도를 얻기 위해 필요한 주파수 분해능 수준도 고려할 수 있다. 현재의 연속 혈압 측정의 임상적 황금 표준에 필적하기 위해서는, 혈압 측정 장치가 최소 $\pm 5\text{mmHg}$ 의 정밀도로 압력을 측정할 수 있어야 한다. 위에 주어진 동맥 치수로, 이 크기의 혈압 변동으로는 $\pm 34\text{Hz}$ 또는 대략 2.5%의 공진 주파수의 변화가 야기될 것이다. 이러한 수준의 정밀도는 시중에서 구할 수 있는 스피커에서도 쉽게 얻을 수 있다.

[0065] 도 3은 본 개시내용의 일부 실시예에 따른 연속 혈압 측정 장치(300)의 일부 구성요소를 예시하는 블록도이다. 도시된 바와 같이, 장치(300)는 오디오 신호 발생기(305), 전기음향 트랜스듀서(310), 적어도 하나의 초음파 센서(320), 적어도 하나의 처리 장치(330), 적어도 하나의 기계 판독 가능 매체(340), 무선 송신기(315), 및 선택적으로 하나 이상의 비초음파 센서(들)(360)을 포함한다. 장치(300)의 전기 구성요소들은 전력을 분배하기 위해 전력 회로(302)에 연결되는 배터리(301)에 의해 전력을 공급받을 수 있다. 배터리(301)는 (예를 들어, USB 포트 및/또는 AC/DC 트랜스듀서를 통해) 재충전가능할 수 있다. 이 예에서는 배터리(301)가 도시되어 있지만, 장치(300)의 구성요소에 전력을 공급하기 위해 임의의 적절한 배터리 또는 전원 공급 기술이 사용될 수 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, 리튬 이온 배터리, 셀 배터리, 압전 또는 진동 에너지 하베스터, 태양광 전지, AC/DC 소스 또는 기타 유사한 장치를 사용할 수 있다.

[0066] 전기음향 트랜스듀서(310)는 (예를 들어, 혈관의 공진 주파수를 찾기 위해) 적절한 주파수 범위 내에서 음파를 출력할 수 있는 오디오 스피커로 구현될 수 있다. 예를 들어, 스피커는 저음 스피커, 중음 스피커 및/또는 고음 스피커(예를 들어, 트위터)로 구현될 수 있다. 일부 실시예에서, 스피커의 조합은 주파수의 적절한 범위 내에서 음향을 출력하기 위해 사용될 수 있다. 음파의 주파수를 조정하는 오디오 신호 발생기(305)가 트랜스듀서(310)에 결합될 수 있다. 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기는 음파의 주파수를 조정하는 적어도 하나의 가변 저항기를 포함한다. 가변 저항은 전위차계일 수 있다. 일부 실시예에서, 혈압 측정 장치(300)는 음파의 주파수를 디스플레이할 수 있다. 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기(305)는 처리 장치(330)의 구성요소이다.

[0067] 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(310)에 의해 출력된 음파는 약 100Hz 내지 약 3,500Hz의 주파수 범위에 걸쳐 변화하도록 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(310)가 가변되는 주파수의 범위는 약 100Hz 내지 약 500Hz, 약 100Hz 내지 약 1,000Hz, 약 100Hz 내지 약 1,500Hz, 약 100Hz 내지 약 2,000Hz, 약 100Hz 내지 약 2,500Hz, 약 100Hz 내지 약 3,000Hz, 약 100Hz 내지 약 3,500Hz, 약 500Hz 내지 약 1,000Hz, 약

500Hz 내지 약 1,500Hz, 약 500Hz 내지 약 2000Hz, 약 500Hz 내지 약 2,500Hz, 약 500Hz 내지 약 3,000Hz, 약 500Hz 내지 약 3,500Hz, 약 1,000Hz 내지 약 1,500Hz, 약 1,000Hz 내지 약 2,000Hz, 약 1,000Hz 내지 약 2,500Hz, 약 1,000Hz 내지 약 3,000Hz, 약 1,000Hz 내지 약 3,500Hz, 약 1,500Hz 내지 약 2,000Hz, 약 1,500Hz 내지 약 2,500Hz, 약 1,500Hz 내지 약 3,000Hz, 약 1,500Hz 내지 약 3,500Hz, 약 2,000Hz 내지 약 2,500Hz, 약 2,000Hz 내지 약 3,000Hz, 약 2,000Hz 내지 약 3,500Hz, 약 2,500Hz 내지 약 3,000Hz, 약 2,500Hz 내지 약 3,500Hz, 또는 약 3,000Hz 내지 약 3,500Hz이다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(310)가 가변되는 주파수의 범위는 약 100Hz, 약 500Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 약 2,500Hz, 약 3,000Hz, 또는 약 3,500Hz이다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(310)가 가변되는 주파수의 범위는 약 100Hz, 약 500Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 약 2,500Hz, 또는 약 3,000Hz 또는 약 3,500Hz이다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(310)가 가변되는 주파수의 범위는 적어도 약 100Hz, 약 500Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 약 2,500Hz, 또는 약 3,000Hz이다. 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서(310)가 가변되는 주파수의 범위는 많아야 약 500Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 약 2,500Hz, 약 3,000Hz, 또는 약 3,500Hz이다.

[0068] 일부 실시예에서, 오디오 신호 발생기(305)는 충분한 정확도로 진동의 공진 주파수를 검색하기 위해 적절한 증분으로 트랜스듀서(310)에 의해 출력된 음파의 주파수를 조정하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 주파수는 1Hz, 5Hz, 10Hz, 25Hz, 50Hz, 100Hz, 200Hz, 500Hz 등과 같이 1Hz 내지 500Hz 사이의 증분으로 조정될 수 있다. 주파수는 각 증분의 크기를 줄임으로써 향상될 수 있다. 반대로, 공진 주파수를 결정하는 데 걸리는 시간은 각 증분의 크기를 늘리면 향상될 수 있다.

[0069] 하나 이상의 초음파 센서(320)(개별적으로 "초음파 센서(320)"라고 함)는 환자(예를 들어, 환자 혈관)의 이미징 데이터를 수집하도록 구성된다. 이미징 데이터는 혈관의 벽 두께 및 혈관의 반경을 측정하는데 이용될 수 있다. 혈관은 동맥 또는 정맥일 수 있다. 또한, 이미징 데이터는 전기음향 트랜스듀서(310)에 의해 출력된 음파에 응답하여 진동하는 혈관 진동의 공진 주파수를 결정하는 데 사용될 수 있다. 각 초음파 센서(320)는 전기를 초음파로 또는 그 반대로 변환하도록 구성된 트랜스듀서를 포함한다. 예를 들어, 트랜스듀서는 AC 전압이 인가될 때 진동하고 초음파 펄스를 생성하는 압전 트랜스듀서일 수 있다. 대안으로, 트랜스듀서는 전도성 다이어프램과 백킹 플레이트 사이의 정전기장을 사용하여 초음파 음파를 생성하는 용량성 트랜스듀서일 수 있다. 초음파 음파는 약 20KHz 이상의 주파수에서 생성될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 센서(320)의 트랜스듀서는 2MHz 내지 20MHz 사이의 임의의 주파수에서 초음파를 생성할 수 있다. 반사된 초음파 신호(즉, "에코")가 트랜스듀서에 의해 수신될 때, 전기 신호는 초음파 센서(120)에 의해 생성되고 사용되어 이미징되는 대상까지의 거리를 결정한다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서는 7MHz 내지 11MHz 사이의 주파수에서 초음파를 생성할 수 있다.

[0070] 일부 실시예에서, 초음파 측정은 단일 압전 소자만을 사용하여 수행된다. 신체의 초음파는 주로 밀도가 다른 영역 사이의 선명한 경계에 의해 반사된다. 경동맥을 포함하는 많은 동맥은 비교적 균일한 밀도의 연조직에 묻혀 있으므로, 에코의 유일한 중요한 소스는 도 4에 도시된 바와 같이 동맥 벽(410)의 내부 및 외부 가장자리에 의해 형성된 경계(460)뿐이다. 이러한 상이한 경계로부터 수신된 에코 사이의 지연을 측정함으로써, 단일 압전 초음파 트랜스듀서 소자(450)로부터 동맥 반경 및 벽 두께의 정확한 결정이 달성될 수 있다.

[0071] 도 2에 도시된 바와 같이, 음향 자극(240)이 (예를 들어, 트위터를 사용하여) 동맥에 가해질 때, 결과적인 진동은 초음파 이미징을 사용하여 관찰된 동맥 직경이 입사 음파에 수직인 축이 확장 및 수축함에 따라 사인파형으로 진동하게 할 것이다. 자극의 출력이 일정하게 유지되면, 이 진동은 동맥 벽(210)의 공진 주파수와 일치하는 주파수에서 자극이 가해질 때 최대 진폭을 가질 것이다. 따라서, 공진 주파수는 다른 주파수 범위에서 음향 자극을 가하고 초음파 이미징을 통해 관찰된 진동 진폭이 최대인 지점을 결정하여 결정될 수 있다. 이 설정으로, 벽의 속도는 복귀한 에코의 도플러 편이를 측정하여 그 위치와 무관하게 결정될 수도 있다. 공진 시, 벽 속도도 최대화되기 때문에, 속도 측정은 공진 지점을 결정하는 직교 수단을 제공하여 정밀도를 높인다.

[0072] 다른 실시예에서, 초음파 압전 소자의 개수를 늘림으로써 정밀도가 증가될 수 있다. 일부 실시예에서, 4개의 압전 소자가 이용될 수 있다. 압전 소자 중 하나가 초음파 신호를 생성할 수 있는 반면 다른 3개는 에코를 수신하여 수신되는 에코의 삼각 측량을 허용한다. 이 실시예는 스퍼리어스 에코의 더 나은 배제를 허용할 수 있고 그에 따라 동맥 벽에 의해 생성되는 에코의 더 양호한 격리를 제공할 수 있다.

[0073] 조직에 들어가는 초음파는 투과, 감쇠 또는 반사될 수 있다. 더 높은 주파수의 초음파가 더 높은 해상도의 신호를 제공할 수 있지만, 이미징된 조직의 깊이 침투가 부족할 수 있다. 반대로, 저주파 초음파는 더 낮은 해상도의 신호를 제공할 수 있지만, 이미징된 조직의 깊이 침투가 더 양호할 수 있다. 이러한 한계를 극복하기 위해,

일부 실시예는 각각의 초음파 센서(320)가 고유 공진 주파수로 구성된 트랜스듀서를 갖는 다중 초음파 센서(320)를 사용할 수 있다. 구체적으로, 초음파 트랜스듀서는 음향 주파수 응답이 중첩되지 않도록 선택될 수 있다. 시간 인터리브 방식으로 트랜스듀서를 작동시켜, 각 센서를 사용하여 고유한 깊이에서 샘플 표면을 이미지화할 수 있다. 또한, 각 트랜스듀서는 다른 트랜스듀서의 조합과 동시에 작동되어 서브 픽셀 특징 해상도를 허용하는 고차 고조파를 생성할 수 있다. 일부 실시예에서, 인접해 있고 주파수 응답에서 부분적으로 중첩되는 초음파 센서 트랜스듀서가 선택될 수 있으며, 이로써 임의의 센서 쌍의 측정의 정규화를 허용함으로써, 노이즈의 시스템적 소스를 줄이고 신호 무결성을 상당히 증가시킬 수 있다. 또한, 고유의 공진 주파수를 갖는 트랜스듀서로 표면을 동시에 조사하여 초해상도 초음파 이미지를 생성할 수 있다. 일부 실시예들에서, 센서들 사이의 주파수 중첩은 약 200KHz 이하가 되도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 센서들 간의 주파수 중첩은 하나의 초음파 센서의 주파수 응답 범위가 다른 초음파 센서의 공진 주파수와 중첩되지 않도록 구성될 수 있으며, 초음파 센서의 공진 주파수는 트랜스듀서가 전기 에너지를 기계적 에너지로 가장 효율적으로 변환시키는 동작 주파수를 말한다.

[0074] 처리 장치(330)는 (일부 실시예에서는 처리 장치(130)의 구성요소인) 오디오 신호 발생기(305), 전기음향 트랜스듀서(310), 초음파 센서(들)(320), 및 비초음파 센서(들)(360)(아래에서 더 논의됨)를 포함하는 장치(300)의 구성요소들의 동작을 제어하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 처리 장치(330)는 전기음향 트랜스듀서(310)가 특정 주파수 또는 주파수 범위에서 음향을 방출하게 하도록 구성될 수 있다. 추가로, 처리 장치(330)는 초음파 센서(320) 및/또는 비초음파 센서(들)(360)로 하여금 이미지 획득을 수행하게 하도록 구성될 수 있다. 또한, 처리 장치(330)는 초음파 센서(320) 및/또는 비초음파 센서(360)로부터 수신된 신호 측정치를 수신, (예를 들어, 기계 판독 가능 매체(340)에) 저장 및/또는 처리할 수 있다. 일부 실시예에서, 처리 장치(330)는 또한 동맥 또는 다른 혈관의 혈압을 연속적으로 측정하기 위해 초음파 센서(320)로부터 수신된 신호 측정치를 사용하도록 구성될 수 있다. 전술한 방법은 기계 판독 가능 매체(340)에 저장된 명령어를 실행함으로써 처리 장치(330)에 의해 적용될 수 있다. 일 실시예에서, 처리 장치(330)는 프로그램 정보 및 데이터를 저장하기 위한 메모리(예를 들어, 기계 판독 가능 매체(340))를 포함하는 단일 집적 회로(IC) 마이크로컨트롤러로서 구현될 수 있다.

[0075] 상술한 바와 같이, 연속 혈압 측정 장치(300)는 동맥 반경, 벽 두께 및 공진 주파수만으로 정확하게 혈압을 결정할 수 있다. 그러나 이 세 가지 값은 결정될 수 있는 유일한 정보가 아니다. 일부 실시예에서, 주파수 범위에서 동맥의 진동 응답을 측정하는 과정에서 다음을 포함하는 추가 정보가 획득될 수 있다: 공진 피크의 강도와 폭, 저주파수에서 베이스 라인 여기 레벨, 및/또는 고에너지 진동 모드의 여기 수준. 이러한 파라미터의 변화는 혈압과 인장 수준이 변함에 따라 심장 박동 과정에서 관찰될 수도 있다. 동맥의 초음파 이미지도 또한 동맥 벽의 에코 발생에 대한 정보를 얻을 수 있고, 이는 석회화 및 플라크 축적 수준에 대한 통찰력을 제공할 수 있다. 모든 추가 정보는 계산을 개선하고, 정확도를 더 높이고/높이거나, 환자의 전반적인 건강에 대한 추가 정보를 제공하는 데 사용될 수 있다.

[0076] 일부 실시예에서, 연속 혈압 측정 장치(300)는 혈압 외에 다른 건강 지표의 다중 모드 측정을 허용하기 위해 하나 이상의 비초음파 센서(360)를 포함할 수 있다. 예를 들어, LED 광원과 포토다이오드 수신기가 펄스 산소 측정기를 통해 혈중 산소를 측정하기 위해 무선 플랫폼에 집적될 수 있다. 구현될 수 있는 다른 예시적인 센서는 체액 상태, 심장의 박출물, 또는 기타 생체 측정을 검출하기 위한 센서를 포함하며, 하드웨어/센서 패키지에 집적될 수 있다. 일부 실시예에서, 비초음파 센서(360)를 사용하여 이루어진 측정은 혈압을 산출하기 위해 사용되는 초음파 측정과 상관되고 정규화될 수 있다. 혈압을 측정하기 위해 초음파 센서(320) 외에 추가적인 양식을 사용함으로써, 장치(300)의 정확도가 향상될 수 있다.

[0077] 도 3의 예에서, 연속 혈압 측정 장치(300)는 디스플레이 시스템(350)의 무선 수신기(355)(예를 들어, 트랜시버)에 초음파 측정 데이터를 통신하도록 구성된 무선 송신기(315)(예를 들어, 트랜시버)를 포함한다. 초음파 이미징 애플리케이션에 따라, 수신된 초음파 측정 데이터는 디스플레이 시스템(355)의 처리 장치(352)를 사용하여 (예를 들어, 디스플레이에 적합한 포맷으로) 처리될 수 있고/있거나 디스플레이(354)를 사용하여 디스플레이될 수 있다. 포맷팅을 위한 명령어가 기계 판독 가능 매체(356)에 저장될 수 있다. 예를 들어, 디스플레이(354)는 심장 모니터, 모바일 장치(예를 들어, 스마트폰 또는 헤드 마운트 디스플레이), 또는 일부 다른 적절한 디스플레이 장치의 구성요소일 수 있다. 디스플레이(354)는 또한 전기음향 트랜스듀서(310)가 (예를 들어, 오디오 신호 발생기(305)를 통해) 방출하도록 구성된 음파의 주파수를 디스플레이할 수 있다. 무선 송신기(315)와 무선 수신기(355) 사이의 무선 통신 링크는 Bluetooth® 또는 Bluetooth® 로우에너지(LE) 링크, Wi-Fi® 링크, ZigBee 링크, 또는 일부 다른 적절한 무선 통신과 같은 무선 통신 링크와 같은 무선 주파수 링크일 수 있다. 일부 실시예에서, 장치(300)와 디스플레이 시스템(350) 사이의 데이터 전송은 유선 송신기 또는 다른 적절한 유선

인터페이스를 사용하여 달성될 수 있다. 예를 들어 USB-C 커넥터, USB 2.x 또는 3.x 커넥터, 마이크로 USB 커넥터, THUNDERBOLT 커넥터, 이더넷 케이블 등을 사용하여 데이터를 전송할 수 있다.

[0078] 일부 실시예에서, 디스플레이(354) 및/또는 디스플레이 시스템(350)의 기능은 연속 혈압 측정 장치(300)에 통합될 수 있다. 일부 실시예에서, 연속 혈압 측정 장치(300)는 과거 또는 현재 혈압 측정 데이터를 스마트폰과 같은 외부 장치에 보내기 위해 여전히 송신기(315)를 유지할 수 있다.

[0079] 도 6은 본 개시내용의 일부 실시예에 따른, 환자의 혈압을 측정하기 위한 예시적인 방법(600)을 예시하는 동작 흐름도이다. 일부 실시예에서, 방법(600)은 위에서 설명된 바와 같은 연속 혈압 측정 장치(300)를 사용하여 구현될 수 있다.

[0080] 동작(610)에서, 초음파 트랜스듀서 및 전기음향 트랜스듀서가 환자의 혈관에 근접해 있다. 예를 들어, 전기음향 트랜스듀서(310) 및 초음파 센서(320)를 포함하는 연속 혈압 측정 장치(300)는 환자의 동맥(예를 들어, 경동맥 또는 상완 동맥)에 근접될 수 있다. 일부 실시예에서, 장치(300)를 포함하는 기관(500)은 환자의 동맥과 정렬되고 연이어 접촉될 수 있다. 예를 들어, 기관(500)은 상완 동맥 부근에서 환자의 팔에 부착될 수 있다. 대안으로, 기관은 경동맥에 근접해 환자의 목에 부착될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 트랜스듀서 및 전기음향 트랜스듀서(예를 들어, 장치(300) 또는 기관(500))의 위치는 측정 신호의 진폭 및/또는 신호 대 노이즈비를 최대화하도록 조정될 수 있다.

[0081] 동작(620)에서, 전기음향 트랜스듀서는 복수의 주파수를 갖는 복수의 음파를 방출하도록 작동된다. 예를 들어, 오디오 신호 발생기(305)는 전기음향 트랜스듀서(310)가 복수의 상이한 주파수에서 음파를 방출하게 하도록 구성될 수 있다. 음파는 혈관(예를 들어, 음파가 지향되는 혈관 단면)에 진동 응답을 생성할 수 있다. 진동 응답은 음파의 주파수에 따라 달라지는 진폭을 가질 수 있다.

[0082] 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz일 수 있다. 일부 실시예에서, 음파의 각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz일 수 있다. 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 약 300Hz 내지 약 3,000Hz이다. 일부 실시예에서, 음파 각각의 주파수는 약 1Hz 내지 약 3,000Hz이다. 일부 실시예에서, 음파 각각의 주파수는 약 1Hz 내지 약 300Hz, 약 1Hz 내지 약 500Hz, 약 1Hz 내지 약 750Hz, 약 1Hz 내지 약 1,000Hz, 약 1Hz 내지 약 1,500Hz, 약 1Hz 내지 약 2,000Hz, 약 1Hz 내지 약 2,500Hz, 약 1Hz 내지 약 3,000Hz, 약 300Hz 내지 약 500Hz, 약 300Hz 내지 약 750Hz, 약 300Hz 내지 약 1,000Hz, 약 300Hz 내지 약 1,500Hz, 약 300Hz 내지 약 2,000Hz, 약 300Hz 내지 약 2,500Hz, 약 300Hz 내지 약 3,000Hz, 약 500Hz 내지 약 750Hz, 약 500Hz 내지 약 1,000Hz, 약 500Hz 내지 약 1,500Hz, 약 500Hz 내지 약 2,000Hz, 약 500Hz 내지 약 2,500Hz, 약 500Hz 내지 약 3,000Hz, 약 750Hz 내지 약 1,000Hz, 약 750Hz 내지 약 1,500Hz, 약 750Hz 내지 2,000Hz, 약 750Hz 내지 약 2,500Hz, 약 750Hz 내지 약 3,000Hz, 약 1,000Hz 내지 약 1,500Hz, 약 1,000Hz 내지 약 2,000Hz, 약 1,000Hz 내지 약 2,500Hz, 약 1,000Hz 내지 약 3,000Hz, 약 1,500Hz 내지 약 2,000Hz, 약 1,500Hz 내지 약 2,500Hz, 약 1,500Hz 내지 약 3,000Hz, 약 2,000Hz 내지 약 2,500Hz, 약 2,000Hz 내지 약 약 3,000Hz 또는 약 2,500Hz 내지 약 3,000Hz이다. 일부 실시예에서, 음파 각각의 주파수는 약 1Hz, 약 300Hz, 약 500Hz, 약 750Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 약 2,500Hz, 또는 약 3,000Hz이다. 일부 실시예에서, 음파 각각의 주파수는 적어도 약 1Hz, 약 300Hz, 약 500Hz, 약 750Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 또는 약 2,500Hz이다. 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 많아야 약 300Hz, 약 500Hz, 약 750Hz, 약 1,000Hz, 약 1,500Hz, 약 2,000Hz, 약 2,500Hz, 또는 약 3,000Hz이다.

[0083] 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 약 1KHz 내지 약 3,000KHz이다. 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 약 1KHz 내지 약 3,000KHz이다. 일부 실시예에서, 음파 각각의 주파수는 약 1KHz 내지 약 250KHz, 약 1KHz 내지 약 750KHz, 약 1KHz 내지 약 1,000KHz, 약 1KHz 내지 약 1,250KHz, 약 1KHz 내지 약 1,500KHz, 약 1KHz 내지 약 1,750KHz, 약 1KHz 내지 약 2,000KHz, 약 1KHz 내지 약 2,250KHz, 약 1KHz 내지 약 2,500KHz, 약 1KHz 내지 약 2,750KHz, 약 1KHz 내지 약 3,000KHz, 약 250KHz 내지 약 750KHz, 약 250KHz 내지 약 1,000KHz, 약 250KHz 내지 약 1,250KHz, 약 250KHz 내지 약 1,500KHz, 약 250KHz 내지 약 1,750KHz, 약 250KHz 내지 약 2000KHz, 약 250KHz 내지 약 2,250KHz, 약 250KHz 내지 약 2,500KHz, 약 250KHz 내지 약 2,750KHz, 약 250KHz 내지 약 3,000KHz, 약 750KHz 내지 약 1,000KHz, 약 750KHz 내지 약 1250Hz, 약 750KHz 내지 약 1,500KHz, 약 750KHz 내지 약 1,750KHz, 약 750KHz 내지 약 2,000KHz, 약 750KHz 내지 약 2,250KHz, 약 750KHz 내지 약 2,500KHz, 약 750KHz 내지 약 2,750KHz, 약 750KHz 내지 약 3,000KHz, 약 1,000KHz 내지 약 1,250KHz, 약 1,000KHz 내지 약 1,500KHz, 약 1,000KHz 내지 약 1,750KHz, 1000KHz 내지 약 2,000KHz, 약 1000KHz 내지 약 2,250KHz, 약 1,000KHz 내지 약 2,500KHz, 약 1,000KHz 내지 약 2,750KHz, 약 1,000KHz 내지 약 3,000KHz, 약

1,250KHz 내지 약 1,500KHz, 약 1,250KHz 내지 약 1,750KHz, 약 1,250KHz 내지 약 2,000KHz, 약 1,250KHz 내지 약 2,250KHz, 약 1,250KHz 내지 약 2,500KHz, 약 1,250KHz 내지 약 2,750KHz, 약 1,250KHz 내지 약 3,000KHz, 약 1,500KHz 내지 약 1,750KHz, 약 1,500KHz 내지 약 2,000KHz, 약 1,500KHz 내지 약 2,250KHz, 약 1,500KHz 내지 약 2,500KHz, 약 1,500KHz 내지 약 2,750KHz, 약 1,500KHz 내지 약 3,000KHz, 약 1,750KHz 내지 약 2,000KHz, 약 1,750KHz 내지 약 2,250KHz, 약 1,750KHz 내지 약 2,500KHz, 약 1,750KHz 내지 약 2,750KHz, 약 1,750KHz 내지 약 3,000KHz, 약 2,000KHz 내지 약 2,250KHz, 약 2,000KHz 내지 약 2,500KHz, 약 2,000KHz 내지 약 2,750KHz, 약 2,000KHz 내지 약 3,000KHz, 약 2,250KHz 내지 약 2,500KHz, 약 2,250KHz 내지 약 2,750KHz, 약 2,250KHz 내지 약 3,000KHz, 약 2,500KHz 내지 약 2,750KHz, 약 2,500KHz 내지 약 3,000KHz, 또는 약 2,750KHz 내지 약 3,000KHz이다. 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 약 1KHz, 약 250KHz, 약 750KHz, 약 1,000KHz, 약 1,250KHz, 약 1,500KHz, 약 1,750KHz, 약 2,000KHz, 약 2,250KHz, 약 2,500KHz, 약 2,750KHz 또는 약 3,000KHz이다. 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 적어도 약 1KHz, 약 250KHz, 약 750KHz, 약 1,000KHz, 약 1,250KHz, 약 1,500KHz, 약 1,750KHz, 약 2,000KHz, 약 2,250KHz, 약 2,500KHz, 또는 약 2,750KHz이다. 일부 실시예에서, 각각의 음파의 주파수는 많아야 약 250KHz, 약 750KHz, 약 1,000KHz, 약 1,250KHz, 약 1,500KHz, 약 1,750KHz, 약 2,000KHz, 약 2,250KHz, 약 2,500KHz, 약 2,750KHz 또는 약 3,000KHz이다.

[0084] 동작(630)에서, (예를 들어, 응답의 최대 진폭을 생성한 주파수를 기초로) 복수의 상이한 주파수 각각에서 음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 진동의 공진 주파수가 결정될 수 있다. 일부 실시예에서, 공진 주파수는 잠시 유지된 다음 메모리(예를 들어, 컴퓨터 판독 가능 매체(340))에 기록될 수 있다.

[0085] 일부 실시예에서, 초음파 센서는 상이한 인가 주파수에 응답하여 진동하는 혈관(예를 들어, 단면)의 이미지를 캡처함으로써 공진 주파수를 검출하는 데 사용된다. 가장 큰 진동 진폭을 생성하는 주파수가 (예를 들어, 센서에 통신 가능하게 연결된 처리 장치에 의해) 공진 주파수로 선택될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 적어도 3kHz의 샘플링 레이트를 갖는다.

[0086] 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서 및 초음파 센서는 서로 인접하게 배치되고 동기화되어 구동될 수 있다. 예를 들어, 초음파 센서의 일측에 작은 스피커를 배치하고, 두 장치/구성요소를 동기식으로 구동할 수 있다.

[0087] 동작(620 및 630)의 일부 실시예에서, 공진 주파수를 찾는 속도를 개선하기 위해, 측정 사이에 전기음향 트랜스듀서에 의해 출력되는 음파의 주파수를 조정하기 위해 최적화된 검색 알고리즘이 사용될 수 있다. 검색 알고리즘은 적절한 경계 조건(예를 들어, 최대 주파수, 최소 주파수, 주파수 조정 비율 등)을 활용할 수 있다. 검색 알고리즘은 공진 피크가 있는 더 좁은 주파수 범위를 찾기 위해 측정 사이에 큰 주파수 변화를 사용하는 넓은 주파수 범위에 걸쳐 넓은 주파수 스캔으로 시작한 다음 이러한 더 좁은 주파수 범위 내에서 좁은 주파수 스캔으로 전환하여 공진 주파수를 찾는다. 일부 실시예에서, 공진 주파수는 잠시 유지된 다음 메모리(예를 들어, 컴퓨터 판독 가능 매체(340))에 기록될 수 있다.

[0088] 동작(640)에서, (예를 들어, 단면에 대한) 혈관의 벽 두께 및 반경이 결정된다. 이들 파라미터는 초음파 센서(320)를 사용하여 캡처된 초음파 이미지로부터 결정될 수 있다. 예를 들어, 에코 모드 초음파가 벽 두께 및 반경을 결정하기 위해 이용될 수 있다. 초음파는 혈관으로 향할 수 있고, 혈관의 에코 발생 경계에서 반사된 초음파를 수신할 수 있다. 초음파 센서를 이용하여 반사된 초음파의 도플러 편이를 측정하고, 이 도플러 편이를 기초로 혈관의 파속을 계산할 수 있다. 일부 실시예에서, 이미징 정확도 및/또는 속도를 개선하기 위해 다중 초음파 트랜스듀서가 활용될 수 있다. 예를 들어, 하나의 트랜스듀서는 초음파 신호를 생성하는 반면 나머지 3개는 에코를 수신하여 에코가 수신됨에 따라 에코의 삼각 측량을 할 수 있다.

[0089] 단계(650)에서, 공진 주파수, 벽 두께 및 반경에 기초하여 혈압이 산출된다. 산출된 혈압은 기준 이완기 혈압을 설정할 수 있다. 절대 이완기 혈압이 설정되면, (예를 들어, 도플러 초음파 이미지를 사용하여) 시간 경과에 따른 혈압 변화를 초음파 센서(들)로 측정하여 연속 파형을 추출할 수 있다. 이러한 유형의 차등 측정을 사용하면, 작지만 지속적인 부정확성이 여러 심장 박동 과정에서 큰 변류(drift)로 집계된다. 따라서, 장기간 모니터링 중인 환자에 대한 정확도를 유지하기 위해 주기적 리베이스라이닝(re-baselining)을 해야 할 수 있다. 이는 제안된 방법의 또 다른 장점을 보여준다; 다른 베이스라이닝 기술은 본 명세서에서 상기 방법을 사용하여 외부 압력 커프 또는 포스 프로브의 반복적인 적용을 필요로 하지만, 베이스라이닝은 연속 모니터링을 수행하는 데 사용되는 동일한 초음파 하드웨어 및 전기음향 트랜스듀서를 사용하여 일정한 간격으로 자동으로 수행될 수 있다.

[0090] 일부 실시예에서, 장치(300) 또는 외부 디스플레이 시스템(350)은 시간에 따라 계산된 혈압을 디스플레이할 수

있다. 일부 실시예에서, 연속 혈압 측정 장치(300)의 처리 장치(330)는 환자의 혈압에 도달하기 위해 필요한 DSP 및 계산을 수행할 수 있다.

[0091] 일부 실시예에서, 전기음향 트랜스듀서는 생략될 수 있고, 다양한 주파수의 음향 신호는 에너지를 혈관에 전달하기 위해 다양한 주파수에서 초음파 센서를 펄스함으로써 생성될 수 있다. 이 대체 설계는 단일 센서를 사용하여 공진 응답을 생성하고 초음파 이미징 데이터를 캡처할 수 있다는 이점이 있다.

[0092] 일부 실시예에서, 시스템은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 구동하기 위한 초음파 플랫폼을 포함한다. 일부 실시예에서, 초음파 플랫폼은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 수신된 신호를 처리 및/또는 조절한다.

[0093] II. 접촉 패치 모니터링 장치

[0094] 도 5에 의해 도시된 일부 실시예에서, 연속 혈압 측정 장치(500)가 기관(510)에 집적될 수 있다. 예시된 바와 같이, 장치(500)는 트랜스듀서(310)를 작동시키고 초음파 측정을 하기 전에 하나 이상의 정렬 라인(565) 또는 장치(500)의 하나 이상의 센서 또는 트랜스듀서(520, 530, 540, 550)를 환자의 동맥과 정렬하기 위한 다른 마킹을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(310)를 작동시키고 초음파 측정을 하기 전에 장치(500)의 하나 이상의 센서 또는 트랜스듀서(520, 530, 540, 550)를 환자의 동맥과 정렬하기 위해 투명 윈도우(575)가 제공된다. 일부 실시예에서, 장치는 배치 동안 기관 뒤의 동맥을 보기 위한 투명 윈도우(575)를 포함할 수 있다. 투명 윈도우와 정렬 마커의 조합은 장치의 배치를 더욱 용이하게 할 수 있다.

[0095] 추가로, 기관(510)이 환자의 동맥과 정렬되고 제자리에 기관을 유지하는 데 사용되는 접촉제를 포함할 수 있다. 부착하는 동안, 종이 뒷면을 벗겨서 접촉제가 노출될 수 있다. 접촉제에는 고무, 아크릴 또는 아크릴 혼합 접촉제가 포함될 수 있다. 일부 실시예에서, 장치는 경동맥을 통해 혈압을 측정하기 위해 환자의 목에 배치될 수 있다. 요골 또는 척골 동맥에서도 유사한 측정이 이루어질 수 있다. 일부 실시예에 의해, 혈압의 측정은 비침습적이고, 신뢰할 수 있고, 빠르며, 연속적인 측정을 제공하므로, 박동간 변동이 고려될 수 있다. 이러한 연속적인 변화는 전술한 바와 같이 디스플레이 시스템(350) 상에서 사용자에게 제시될 수 있다.

[0096] 일부 실시예에서, 장치(500)의 센서 및 트랜스듀서는 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서 및 적어도 하나의 전기음향 트랜스듀서를 포함한다. 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 포함하면 본 명세서에 설명된 것처럼 해상도가 증가할 수 있다. 일부 실시예에서, 장치는 2개의 초음파 트랜스듀서 및 1개의 전기음향 트랜스듀서를 포함한다. 일부 실시예에서, 패치는 3개의 초음파 트랜스듀서 및 1개의 전기음향 트랜스듀서를 포함한다. 일부 실시예에서, 패치는 4개의 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 각 트랜스듀서(520, 530, 540, 550)는 송신기, 수신기, 또는 송신기와 수신기(트랜시버) 모두로 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(540)는 수신기로 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520)는 송신기로서 구성되고 트랜스듀서(530)는 수신기로서 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520)는 송신기로서 구성되고 트랜스듀서(550)는 수신기로서 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(530)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(520)는 수신기로 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(530)는 송신기로서 구성되고 트랜스듀서(550)는 수신기로서 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520 및 530)는 송신기로서 구성되고 트랜스듀서(540 및 550)는 수신기로서 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(530 및 540)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(520 및 550)는 수신기로 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520 및 550)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(530 및 540)는 수신기로 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520 및 540)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(530 및 550)는 수신기로 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(520)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(530, 540)는 수신기로 구성된다. 일부 실시예에서, 트랜스듀서(530)는 송신기로 구성되고 트랜스듀서(550, 540)는 수신기로 구성된다.

[0097] 일부 실시예에서, 하나 이상의 트랜스듀서는 웨어러블 디바이스에 통합된다. 웨어러블 디바이스는 손목 밴드 또는 시계를 포함할 수 있으며, 하나 이상의 트랜스듀서가 평균 동맥압을 결정하기 위해 상완 동맥으로 지향된다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 트랜스듀서를 포함하는 기관이 웨어러블 디바이스에 통합된다. 웨어러블 디바이스는 데이터를 디스플레이하거나 기록하기 위해 외부 컴퓨팅 디바이스와 무선으로 통신할 수 있다.

[0098] 일부 실시예에서, 장치는 4개의 초음파 트랜스듀서 및 전기음향 트랜스듀서 또는 스피커를 포함한다. 일부 실시예에서, 초음파 트랜스듀서에 의해 캡처된 이미지 또는 신호가 회전 매트릭스로 입력된다. 킨볼루션, 디킨볼루션 또는 정규화를 위해 수신된 신호의 방향을 적절하게 지향하기 위해 회전 및/또는 스큐 행렬이 적용될 수 있다. 본 명세서에 개시된 바와 같이, 정규화가 수신된 신호에 적용될 수 있다. 일부 실시예에서, 스큐 파라미터가 회전 행렬에 적용된다.

- [0099] 복수의 초음파 트랜스듀서 중 각각의 초음파 트랜스듀서는 송신된 초음파 이미징 신호를 환자로 송신하도록 구성될 수 있다. 복수의 초음파 트랜스듀서 각각은 약 100kHz, 약 200kHz, 약 300kHz, 약 400kHz, 약 500kHz, 약 650kHz, 약 700kHz, 약 800kHz, 약 850kHz, 약 900kHz, 약 1MHz, 약 2MHz, 약 3MHz, 약 5.5MHz, 약 6MHz, 약 8MHz, 약 11MHz, 약 15MHz, 약 20MHz, 약 25MHz, 또는 약 30MHz의 주파수를 갖는 송신된 초음파 이미징 신호를 전송하도록 구성될 수 있다. 복수의 각각의 초음파 트랜스듀서는 이전 값 중 임의의 2개에 의해 정의된 범위 내에 있는 주파수를 갖는 송신된 초음파 이미징 신호를 전송하도록 구성될 수 있다.
- [0100] 복수의 초음파 트랜스듀서 중 각각의 초음파 트랜스듀서는 환자로부터 수신된 초음파 이미징 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 복수의 초음파 트랜스듀서 각각은 약 100kHz, 약 200kHz, 약 300kHz, 약 400kHz, 약 500kHz, 약 650kHz, 약 700kHz, 약 800kHz, 약 850kHz, 약 900kHz, 약 1MHz, 약 2MHz, 약 3MHz, 약 5.5MHz, 약 6MHz, 약 8MHz, 약 11MHz, 약 15MHz, 약 20MHz, 약 25MHz, 또는 약 30MHz의 주파수를 갖는 수신된 초음파 이미징 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 복수의 각각의 초음파 트랜스듀서는 이전 값 중 임의의 2개에 의해 정의된 범위 내에 있는 주파수를 갖는 수신된 초음파 이미징 신호를 수신하도록 구성될 수 있다.
- [0101] 복수의 각각의 초음파 트랜스듀서는 송신 및 수신 모두로 구성될 수 있다. 복수의 초음파 트랜스듀서 각각은 복수의 다른 초음파 트랜스듀서에 의해 송신 또는 수신되는 주파수 중 하나 이상과 동일한 주파수에서 송신된 초음파 이미징 신호를 송신하거나 수신된 초음파 이미징 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 복수의 초음파 트랜스듀서 각각은 송신된 초음파 이미징 신호를 송신하거나 복수의 다른 모든 초음파 트랜스듀서에 의해 송신 또는 수신되는 모든 주파수와 상이한 주파수로 수신된 초음파 이미징 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 복수의 초음파 트랜스듀서 각각은 복수의 하나 이상의 다른 초음파 트랜스듀서와 동시에 송신 또는 수신하도록 구성될 수 있다.
- [0102] 예를 들어, 복수의 제1 초음파 트랜스듀서의 제1 송신 이미징 신호는 약 100kHz, 약 200kHz, 약 300kHz, 약 400kHz, 약 500kHz, 약 650kHz, 약 700kHz, 약 800kHz, 약 850kHz, 약 900kHz, 약 1MHz, 약 2MHz, 약 3MHz, 약 5.5MHz, 약 6MHz, 약 8MHz, 또는 약 11MHz의 주파수를 가질 수 있다. 복수의 제2 초음파 트랜스듀서의 제2 송신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 주파수를 가질 수 있다. 복수의 제1 초음파 트랜스듀서의 제1 수신 이미징 신호는 약 100kHz, 약 200kHz, 약 300kHz, 약 400kHz, 약 500kHz, 약 650kHz, 약 700kHz, 약 800kHz, 약 850kHz, 약 900kHz, 약 1 MHz, 약 2 MHz, 약 3 MHz, 약 5.5 MHz, 약 6 MHz, 약 8 MHz, 또는 약 11 MHz의 주파수를 가질 수 있다. 복수의 제2 초음파 트랜스듀서의 제2 수신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 주파수를 갖는다.
- [0103] 다른 예에서, 복수의 제1 초음파 트랜스듀서의 제1 송신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 주파수를 가질 수 있다. 복수의 제2 초음파 트랜스듀서의 제2 송신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 주파수이지만, 이는 제1 송신 이미징 신호의 주파수와는 다르다. 복수의 제1 초음파 트랜스듀서의 제1 수신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 주파수를 가질 수 있다. 복수의 제2 초음파 트랜스듀서의 제2 수신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz의 범위에 있는 주파수를 가질 수 있지만, 이는 제1 수신 이미징 신호의 주파수와는 다르다.
- [0104] 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 또는 16 초음파 트랜스듀서의 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 송신 이미징 신호는 각각 약 100kHz, 약 200kHz, 약 300kHz, 약 400kHz, 약 500kHz, 약 650kHz, 약 700kHz, 약 800kHz, 약 850kHz, 약 900kHz, 약 1MHz, 약 2MHz, 약 3MHz, 약 5.5MHz, 약 6MHz, 약 8MHz, 또는 약 11MHz인 주파수를 가질 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 송신 이미징 신호는 이전 값들 중 임의의 두 값에 의해 기술된 범위 내에 있는 주파수를 가질 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 송신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 값을 가질 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 송신 이미징 신호는 제1 및 제2 송신 이미징 신호의 하나 이상의 주파수들과는 다른 주파수를 가질 수 있다.
- [0105] 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 또는 16 초음파 트랜스듀서의 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 수신 이미징 신호는 각각 약 100kHz, 약 200kHz, 약 300kHz, 약 400kHz, 약 500kHz, 약 650kHz, 약 700kHz, 약 800kHz, 약 850kHz, 약 900kHz, 약 1MHz, 약 2MHz, 약 3MHz, 약 5.5MHz, 약 6MHz, 약 8MHz, 또는 약 11MHz인 주파수를 가질 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 수신 이미징 신호는 이전 값들 중 임의의 두 값에 의해 기술된 범위 내에 있는 주파수를 가질 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 수신 이미징 신호는 약 0.5MHz 내지 약 30MHz 범위에 있는 값을 가질 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 수신 이미징 신호는 제1 및

제2 송신 이미징 신호의 하나 이상의 주파수들과는 다른 주파수를 가질 수 있다.

[0106] 복수의 트랜스듀서 중 각각의 초음파 트랜스듀서는 대역폭 내에서 송신된 초음파 이미징 신호를 송신하거나 수신된 초음파 이미징 신호를 수신할 수 있다. 제1 초음파 트랜스듀서는 제1 대역폭을 가질 수 있고, 제2 초음파 트랜스듀서는 제2 대역폭을 가질 수 있다. 제1 대역폭과 제2 대역폭은 중첩될 수 있다. 제1 대역폭과 제2 대역폭은 부분적으로 중첩될 수 있다. 제1 대역폭과 제2 대역폭은 중첩되지 않을 수 있다. 마찬가지로, 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 초음파 트랜스듀서는 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 대역폭을 각각 가질 수 있다. 제1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 대역폭 중 어느 하나는 서로 겹칠 수 있다. 제1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 대역폭 중 어느 하나는 부분적으로 서로 겹칠 수 있다. 제1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 대역폭 중 어느 하나는 서로 겹치지 않을 수 있다.

[0107] 수신 이미징 신호는 전처리 동작을 거칠 수 있다. 예를 들어, 제1 수신 이미징 신호는 다른 수신 이미징 신호를 정규화하기 위한 기초를 형성할 수 있다. 제2 수신 이미징 신호는 제1 수신 이미징 신호에 의해 정규화될 수 있다. 제3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 수신 이미징 신호는 제1 수신 이미징 신호에 의해 정규화될 수 있다.

[0108] 시스템은 송신(Tx) 생성기를 포함할 수 있다. 송신 생성기는 본 명세서에 개시된 바와 같이 호스트 컴퓨터, 소프트웨어 정의 라디오, 및 초음파 신호 처리 회로(USPC)를 포함할 수 있다. Tx 생성기는 Tx 빔형성기일 수 있다. Tx 생성기는 초음파 트랜스듀서 중 어느 하나를 동작시켜 제1, 제2, 제3 또는 제4 송신 초음파 이미징 신호를 각각 송신하도록 구성될 수 있다. 송신 생성기는 제1, 제2, 제3, 또는 제4 초음파 이미지 트랜스듀서 중 어느 둘 이상을 동시에 동작시킬 수 있다. 시스템은 이미지 합성 모듈을 더 포함할 수 있다. 이미지 합성 모듈은 수신(Rx) 빔형성기를 포함할 수 있다. Rx 빔형성기는 제1, 제2, 제3 또는 제4 수신된 초음파 이미징 신호를 각각 수신하도록 초음파 트랜스듀서 중 어느 하나를 동작시키도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 이미지 합성 모듈은 수신된 초음파 이미징 신호에 초음파 이미지 재구성 동작을 가할 수 있다. 예를 들어, 이미지 합성 모듈은 수신된 초음파 이미징 신호를 지연 및 합산 연산할 수 있다. 이미지 합성 모듈은 수신된 초음파 이미징 신호에 임의의 초음파 이미지 재구성 동작을 가할 수 있다. Tx 생성기는 제5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 또는 16 초음파 트랜스듀서를 작동하여 제5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 송신 초음파 이미징 신호를 각각 송신하도록 구성될 수 있다. Tx 생성기는 제1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 초음파 이미지 트랜스듀서 중 어느 둘 이상을 동시에 동작시킬 수 있다. 마찬가지로, Rx 빔형성기는 제5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 또는 16 초음파 트랜스듀서를 작동하여 제5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 또는 16 송신 초음파 이미징 신호를 각각 송신하도록 구성될 수 있다.

[0109] Tx 생성기는 제1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 또는 16 초음파 트랜스듀서 중 어느 하나를 동작시켜 순서대로 전송하도록 구성될 수 있다.

[0110] 도 11은 복수의 초음파 트랜스듀서로부터 초음파 이미지를 형성하는 방법을 개략적으로 도시한다. 이 방법은 복수의 초음파 이미징 센서로부터의 측정치를 활용할 수 있다. 이 방법은 싱글 픽셀 및 멀티 픽셀 이미지 처리 기술을 활용할 수 있다. 싱글 픽셀의 경우, n 번째 초음파 측정(n 은 양의 정수)이 신호 처리 유닛에 입력될 수 있다. 신호 처리 유닛은 n 번째 초음파 이미징 측정에 임의의 초음파 신호 처리 절차를 적용할 수 있다. 신호 처리 유닛은 신호 처리된 측정값을 이미지 처리 유닛 및 싱글 픽셀 특징 추출 유닛으로 출력할 수 있다. 이미지 처리 장치는 모든 초음파 이미지 처리 절차를 적용할 수 있다. 싱글 픽셀 특징 추출 유닛은 초음파 싱글 픽셀 특징 추출 절차를 적용할 수 있다. 싱글 픽셀 특징 추출 유닛은 추출된 특징을 오퍼레이터에 출력할 수 있다.

[0111] 멀티 픽셀의 경우, m 번째 및 $(m+1)$ 번째(m 및 $m+1$ 은 양의 정수임) 초음파 이미징 측정은 멀티 픽셀 이미지 합성 유닛 및 멀티 픽셀 특징 추출 유닛에 입력될 수 있다. 이미지 합성 유닛은 임의의 초음파 이미지 합성 절차를 적용할 수 있다. 멀티 픽셀 특징 추출 유닛은 임의의 초음파 멀티 픽셀 특징 추출 절차를 적용할 수 있다. 다중 특징 추출 유닛은 추출된 특징을 오퍼레이터에 출력할 수 있다. 멀티 픽셀 추출을 사용하여 3D 픽셀(즉, 복셀)을 구축할 수 있다.

[0112] 멀티 픽셀의 경우, 2차원 스무딩 필터, Harr 필터, 가우시안 필터 및 적분기와 같은 이미지 처리 방법을 사용하여 기록된 이미지를 개선할 수 있다. 또한, 각 픽셀은 신호 특징을 강조하기 위해 시간 영역에서 필터링될 수 있다. 단일 또는 다중 버터워스(Butterworth), 체비셰프(Chebyshev) 및 타원형 필터를 사용하여 노이즈를 억제하고 특징 추출을 향상시킬 수 있다.

- [0113] 장치의 센서는 온도 센서, 광학 센서, 전기 센서, 화학 센서 및 전기화학 센서를 더 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 추가 센서는 체온, 호흡수, 혈압 수준, 및 혈중 산소 포화도(spO_2) 수준의 측정을 허용한다.
- [0114] 청진기 장치는 제1 초음파 트랜스듀서, 광원 및 광 검출기를 포함할 수 있다. 청진기 장치는 선택적으로 제2 초음파 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 제1 초음파 트랜스듀서는 Tx 모드로 동작할 수 있다. 제2 초음파 트랜스듀서는 수신 모드로 동작할 수 있다. 청진기 장치는 환자의 피부(예를 들어, 환자의 팔의 피부) 위에 배치될 수 있다. 한 덩어리의 혈액(혈액 볼루스)이 피검자의 피부 아래의 동맥을 통해 이동함에 따라, 청진기 장치는 제1 초음파 트랜스듀서로부터의 초음파 신호 및 광원으로부터의 광 신호를 송신할 수 있다. 초음파 신호 또는 광 신호는 이 덩어리로부터 산란, 분산 또는 반사될 수 있다. 산란, 분산 또는 반사된 초음파 신호 또는 광 신호는 각각 제2 초음파 트랜스듀서 또는 광 검출기에 의한 검출될 있다. 산란, 분산 또는 반사된 초음파 신호 또는 광 신호의 세기는 각각 송신된 초음파 신호 또는 송신된 광 신호의 세기와 비교될 수 있다. 이러한 측정은 각각 초음파 이미징 신호 및 광 신호에 의해 측정된 혈액 볼루스의 속도를 산출할 수 있다. 초음파 이미징 신호에 의해 측정된 혈액 볼루스의 속도는 광 신호에 의해 측정된 혈액 볼루스의 속도로 정규화될 수 있고, 그 반대의 경우도 마찬가지이다. 이러한 값은 환자의 심박수, 혈압 또는 호흡과 같이 환자의 하나 이상의 생리학적 파라미터를 결정하기 위해 합성 및 상관될 수 있다.
- [0115] **III. 초음파 해상도를 높이는 방법**
- [0116] 초음파 조직 이미징은 빔 산란뿐만 아니라 열악한 광학 및 음향 투과율로 인해 어려움을 겪을 수 있다. 이러한 문제점을 해결하고 해상도를 높이기 위해, 복수의 초음파 센서로부터 정보를 수집하여 다중 파장 초음파 이미지를 이미징하는 방법이 활용될 수 있으며, 각 센서에는 활용될 수 있는 고유한 공진 주파수를 갖는 초음파 트랜스듀서가 있다. 별개의 공진 주파수에서 작동하는 다중 초음파 센서를 사용한 공진 생리학 덕분에, 복수의 트랜스듀서에 의해 방출된 초음파는 생리학(예를 들어, 조직)의 주어진 단면 영역에서 다양한 깊이를 동시에 관통할 수 있다. 특히, 음향 주파수 응답을 갖는 초음파 센서는 각각의 센서가 고유한 깊이에서 생리학적 표면을 이미징하는 데 사용될 수 있도록 시간 인터리브 방식으로 작동될 수 있다. 이를 통해 초음파 이미지 센서의 이득이나 개수를 늘릴 필요 없이 고해상도 단층 촬영이 가능하다. 또한, 각 센서는 다른 센서의 조합으로 동시에 작동되어 서브 픽셀 특징 해상도(즉, 초해상도 이미징)를 허용하는 고차 고조파를 생성할 수 있다.
- [0117] 트랜스듀서를 지칭하기 위해 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, 용어 "공진 주파수"는 일반적으로 트랜스듀서가 전기 에너지를 기계적 에너지로 가장 효율적으로 변환하는 작동 주파수를 말한다. 예를 들어, 압전 트랜스듀서와 관련하여, 공진 주파수라는 용어는 압전 재료가 가장 쉽게 진동하고 전기 에너지를 기계적 에너지로 가장 효율적으로 변환하는 작동 주파수를 말할 수 있다.
- [0118] 조직에 입사하는 초음파는 전송, 감쇠 또는 반사될 수 있다. 더 높은 주파수의 초음파는 더 높은 해상도의 신호를 제공할 수 있지만, 이미징된 조직의 깊이 침투가 나쁠 수 있다. 반대로, 저주파 초음파는 더 낮은 해상도의 신호를 제공할 수 있지만 이미징된 조직의 깊이 침투가 더 나을 수 있다. 이러한 기존 초음파 이미지 시스템의 한계를 극복하기 위해, 각 초음파 센서는 고유한 공진 주파수로 구성된 트랜스듀서를 가질 수 있다. 구체적으로, 초음파 트랜스듀서는 음향 주파수 응답이 중첩되지 않도록 선택될 수 있다. 시간 인터리브 방식으로 트랜스듀서를 작동시켜, 각 센서를 사용하여 고유한 깊이에서 샘플 표면을 이미징할 수 있다. 또한, 각 트랜스듀서는 다른 트랜스듀서의 조합과 동시에 작동되어 서브 픽셀 특징 해상도를 허용하는 고차 고조파를 생성할 수 있다.
- [0119] 도 7a에 도시된 바와 같이, 부분적으로 중첩되는 주파수를 갖는 트랜스듀서(711, 712, 713)를 선택하는 것은 신호의 자기 정규화 및 상호상관을 허용할 수 있다. 일부 실시예에서, 주파수 응답에서 인접하고 부분적으로 중첩되는 센서 트랜스듀서를 선택함으로써, 센서의 임의의 쌍의 측정이 정규화될 수 있고, 이에 의해 노이즈의 시스템적 소스를 감소시키고 신호 무결성을 상당히 증가시킬 수 있다. 추가로, 별개의 공진 주파수를 갖는 트랜스듀서를 갖는 표면의 동시 심문이 대상(700)의 초해상도 초음파 이미지를 생성하는 데 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 센서(711, 712, 713) 사이의 주파수 중첩은 약 200KHz 이하이 되도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 센서들 간의 주파수 중첩은 하나의 센서의 주파수 응답 범위가 다른 센서의 공진 주파수와 중첩되지 않도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 도 7b에 도시된 바와 같이, 공진 주파수(721)를 갖는 제1 센서(711) 및 공진 주파수(722)를 갖는 제2 센서(712)가 주파수 응답에서 부분적으로 중첩된다. 또한, 공진 주파수(723)를 갖는 제2 센서(712) 및 제3 센서(713)가 주파수 응답에서 부분적으로 중첩된다.
- [0120] 일부 실시예에서, 센서 사이의 주파수 중첩은 약 10KHz 내지 약 500KHz이다. 일부 실시예들에서, 센서들 사이의

주파수 중첩은 약 10KHz 내지 약 20KHz, 약 10KHz 내지 약 30KHz, 약 10KHz 내지 약 40KHz, 약 10KHz 내지 약 50KHz, 약 10KHz 내지 약 75KHz, 약 10KHz 내지 약 100KHz, 약 10KHz 내지 약 150KHz, 약 10KHz 내지 약 200KHz, 약 10KHz 내지 약 300KHz, 약 10KHz 내지 약 400KHz, 약 10KHz 내지 약 500KHz, 약 20KHz 내지 약 30KHz, 약 20KHz 내지 약 40KHz, 약 20KHz 내지 약 50KHz, 약 20KHz 내지 약 75KHz, 약 20KHz 내지 약 100KHz, 약 20KHz 내지 약 150KHz, 약 20KHz 내지 약 200KHz, 약 20KHz 내지 약 300KHz, 약 20KHz 내지 약 400KHz, 약 20KHz 내지 약 500KHz, 약 30KHz 내지 약 40KHz, 약 30KHz 내지 약 50KHz, 약 30KHz 내지 약 75 KHz, 약 30KHz 내지 약 100KHz, 약 30KHz 내지 약 150KHz, 약 30KHz 내지 약 200KHz, 약 30KHz 내지 약 300KHz, 약 30KHz 내지 약 400KHz, 약 30KHz 내지 약 500KHz, 약 40KHz에서 약 50KHz, 약 40KHz 내지 약 75 KHz, 약 40KHz 내지 약 100KHz, 약 40KHz 내지 약 150KHz, 약 40KHz 내지 약 200KHz, 약 40KHz 내지 약 300KHz, 약 40KHz 내지 약 400KHz, 약 40KHz 내지 약 500KHz, 약 50KHz 내지 약 75KHz, 약 50KHz 내지 약 100KHz, 약 50KHz 내지 약 150KHz, 약 50KHz 내지 약 200KHz, 약 50KHz 내지 약 300KHz, 약 50KHz 내지 약 400KHz, 약 50KHz 내지 약 500KHz, 약 75 KHz 내지 약 100KHz, 약 75 KHz 내지 약 150KHz, 약 75 KHz 내지 약 200KHz, 약 75 KHz 내지 약 300KHz, 약 75 KHz 내지 약 400KHz, 약 75KHz 내지 약 500KHz, 약 100KHz 내지 약 150KHz, 약 100KHz 내지 약 200KHz, 약 100KHz 내지 약 300KHz, 약 100KHz 약 500KHz, 약 150KHz 내지 약 200KHz, 약 150KHz 내지 약 300KHz, 약 150KHz 내지 약 400KHz, 약 150KHz 내지 약 500KHz, 약 200KHz 내지 약 300KHz, 약 200KHz 내지 약 400KHz, 약 200KHz 내지 약 500KHz, 약 300KHz 내지 약 400KHz, 약 300KHz 내지 약 500KHz, 또는 약 400KHz 내지 약 500KHz이다. 일부 실시예들에서, 센서들 사이의 주파수 중첩은 약 10KHz, 약 20KHz, 약 30KHz, 약 40KHz, 약 50KHz, 약 75KHz, 약 100KHz, 약 150KHz, 약 200KHz, 약 300KHz, 약 400KHz, 또는 약 500KHz. 일부 실시예에서, 센서들 사이의 주파수 중첩은 적어도 약 10KHz, 약 20KHz, 약 30KHz, 약 40KHz, 약 50KHz, 약 75KHz, 약 100KHz, 약 150KHz, 약 200KHz, 약 300KHz이다. KHz 또는 약 400KHz이다. 일부 실시예에서, 센서 사이의 주파수 중첩은 많아야 약 20KHz, 약 30KHz, 약 40KHz, 약 50KHz, 약 75KHz, 약 100KHz, 약 150KHz, 약 200KHz, 약 300KHz, 약 400KHz 또는 약 500KHz이다.

[0121] 도 8a 내지 도 8d는 초음파 측정 장치에서 상호상관을 위한 기술을 도시한다. 도시된 바와 같이, 주파수 응답이 중첩되는 임의의 쌍의 센서(811, 812, 813)로부터의 신호의 상호상관은 복셀의 중복 측정을 허용한다. 구체적으로, 센서의 트랜스듀서는 시간 인터리브 방식으로 작동될 수 있다. 각각의 작동에 대해, 예를 들어 대상(800)에 신호를 전송하기 위한 센서(812)의 작동에 대해, 수신된 에코는 도 8c에 도시된 바와 같이 3개의 트랜스듀서 모두에서 수신된 신호(821, 822, 823)를 획득하기 위해 도 8b에 도시된 바와 같이 3개의 트랜스듀서(811, 812, 812) 모두에 의해 측정될 수 있다. 세 센서 모두에서 수신된 신호의 상관관계를 살펴봄으로써 신호를 정규화할 수 있다. 도 8c는 제2 센서(812)의 작동으로부터 에코가 3개의 센서 모두에 의해 측정되는 이벤트를 예시한다. 일부 실시예에서, 제1 센서(811) 및 제2 센서(812)의 주파수 응답은 수신된 에코 파형과 주파수 도메인에서 컨볼루션된다. 디컨볼루션될 때, 단계(805)에서, 제3 센서로부터의 측정은 제2 센서의 측정을 정규화하기 위해 제1 센서의 측정을 사용하는 동안 제2 센서로부터의 측정과 상관될 수 있다. 도 8d에 도시된 바와 같이, 제2 센서에 의해 모니터링되는 신호에서 훨씬 더 선명한 피크가 획득되며, 이러한 더 선명한 피크는 전술한 교차 주파수 정규화에 의해 달성될 수 있다.

[0122] IV. 신호 생성, 송신 및 수신

[0123] 일부 실시예에서, 초음파 신호를 처리하기 위해 회로가 이용된다. 도 9는 일부 실시예에 따라 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(930)와 소프트웨어 정의 무선 시스템(920) 사이에서 전송된 초음파 신호를 처리 및/또는 조절하도록 구성된 초음파 신호 처리 회로(USPC)(950)를 도시한다. 도 9에 도시된 바와 같이, 초음파 신호를 생성 및 수신하는 데 사용되는 시스템은 본 명세서에 기술된 바와 같은 송신(Tx) 생성기 및/또는 수신(Rx) 빔형성기에 대응할 수 있다. 소프트웨어 정의 무선 시스템에 의해 송신된 하나 이상의 신호를 소프트웨어 정의 무선 시스템의 출력이라고 할 수 있다. 소프트웨어 정의 무선 시스템에 의해 전송된 하나 이상의 신호를 소프트웨어 정의 무선 시스템의 입력이라고 할 수 있다.

[0124] 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)은 하나 이상의 신호(922, 924)를 초음파 신호 처리 회로(USPC)(950)로 송신한다. 일부 실시예에서, 제1 송신 신호(922)는 송신 펄스 또는 기준 클럭을 포함한다. 일부 실시예에서, 제2 송신(924) 신호는 이득 램프를 포함한다. 일부 실시예에서, 송신 펄스(922)는 저전압 송신 펄스이다. 일부 실시예에서, 송신 펄스(922)는 +/- 4볼트 신호이다.

[0125] 일부 실시예에서, 제1 송신 신호(922)는 고전압 증폭기(952)에 의해 수신된다. 일부 실시예에서, 송신 펄스 또는 기준 클럭이 고전압 증폭기(952)에 입력된다. 일부 실시예에서, 고전압 증폭기(952)는 다이오드(954)를 통과한다. 일부 실시예에서, 제1 송신 신호(922)는 그 다음 제1 멀티플렉서(982)로 송신된다. 일부 실시예에서, 제1

송신 신호(922)는 제1 멀티플렉서(982)로 송신되는 송신 펄스 또는 기준 클록이다. 일부 실시예에서, 다이오드(954)는 초음파 트랜스듀서(930) 또는 멀티플렉서(982)로부터 고전압 증폭기(952)로의 수신된 신호를 차단하도록 구성된 역병렬 다이오드이다. 고전압 증폭기는 개별 증폭기일 수 있다. 일부 실시예에서, 고전압 증폭기 출력 신호는 ± 100 볼트 증폭기이다. 일부 실시예에서, 고전압 증폭기(952)는 소프트웨어 정의 라디오(920)의 저전압 출력으로부터 ± 100 볼트 장치 신호를 생성한다.

[0126] 일부 실시예에서, 제1 멀티플렉서(928)로부터의 출력이 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(930)로 전송된다. 일부 실시예에서, 제1 멀티플렉서(928)로부터의 출력이 초음파 트랜스듀서(930)의 제1 픽셀 그룹에 의해 수신된다. 초음파 트랜스듀서(930)는 그런 후 제1 픽셀 그룹의 초음파 신호를 환자에 송신할 수 있다. 그러면 환자는 송신된 초음파 신호를 반사할 수 있고 초음파 트랜스듀서(930)는 반사된 신호를 수신할 수 있다. 일부 실시예에서, 반사된 신호는 제1 픽셀 그룹의 일부로서 수신된다. 일부 실시예에서, 반사된 신호는 제2 픽셀 그룹의 일부로서 수신된다. 일부 실시예에서, 반사된 신호는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹 모두를 형성한다. 초음파 트랜스듀서(930)는 그런 후 수신된 반사 신호를 전기적 신호로 송신할 수 있다. 제1 픽셀 그룹으로부터 수신된 반사 신호는 제1 수신 신호로 간주될 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 수신 신호는 제1 멀티플렉서(982)에 의해 트랜스듀서(930)로부터 수신될 수 있다. 제2 픽셀 그룹으로부터 수신된 반사 신호는 제2 수신 신호로 간주될 수 있다. 일부 실시예에서, 제2 수신 신호는 제2 멀티플렉서(984)에 의해 트랜스듀서(930)로부터 수신될 수 있다. 일부 실시예에서, 신호는 멀티플렉서(982, 984)와 하나 이상의 초음파 트랜스듀서(930) 사이에서 무선으로 송신된다. 멀티플렉서(982, 984) 및 초음파 트랜스듀서(930) 사이에 무선 통신 링크는 Bluetooth® 또는 Bluetooth® 저에너지(LE) 링크, Wi-Fi® 링크, ZigBee 링크, 또는 일부 다른 적절한 무선 통신 링크와 같은 무선 모드일 수 있다. 일부 실시예에서, 멀티플렉서(982, 984)와 초음파 트랜스듀서(930) 사이의 유선 통신 링크는 유선 송신기 또는 다른 적절한 유선 인터페이스를 사용하여 달성될 수 있다. 예를 들어, USB-C 커넥터, USB 2.x 또는 3.x 커넥터, 마이크로 USB 커넥터, THUNDERBOLT 커넥터, 이더넷 케이블 등을 사용하여 데이터를 전송할 수 있다.

[0127] 초음파 트랜스듀서로 송신된 하나 이상의 신호를 초음파 트랜스듀서의 입력이라 할 수 있다. 초음파 트랜스듀서에 의해 송신된 하나 이상의 신호를 초음파 트랜스듀서의 출력이라 할 수 있다. 초음파 트랜스듀서의 출력은 초음파 트랜스듀서에 의해 측정 또는 검출된 반사된 초음파 신호에 해당할 수 있다.

[0128] 일부 실시예에서, 제1 멀티플렉서(982)는 제1 픽셀 그룹으로부터 제1 수신 신호를 제1 저잡음 증폭기(964)로 전송한다. 일부 실시예에서, 제1 수신 신호는 고전압 차단기(966)를 통과한다. 고전압 차단기(966)는 고전압 증폭기(952)로부터의 신호가 제1 저잡음 증폭기로 전달되는 것을 방지할 수 있다. 차단기(966)는 MD0100과 같은 고전압 보호 송수신 스위치(T/R 스위치)일 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 저잡음 증폭기(964)는 AD8336과 같은 저잡음, 단일 중단, dB 단위의 선형, 범용 가변 이득 증폭기이다. 일부 실시예에서, 제1 수신 신호는 제1 가변 이득 증폭기(962)에 의해 수신된다. 일부 실시예에서, 가변 이득 증폭기(962)는 AD8336과 같은 저잡음, 단일 중단, dB 단위의 선형, 범용 가변 이득 증폭기이다. 일부 실시예에서, 제1 저잡음 증폭기(964) 및 제1 가변 이득 증폭기(962)는 동일한 칩 유형을 이용한다.

[0129] 일부 실시예에서, 제2 멀티플렉서(984)는 제2 픽셀 그룹으로부터 제1 수신 신호를 제2 저잡음 증폭기(974)로 전송한다. 일부 실시예에서, 다이오드(976)는 전송된 신호가 제2 멀티플렉서(984)로 출력되는 것을 방지한다. 일부 실시예에서, 다이오드(976)는 역병렬 다이오드이다. 일부 실시예에서, 제2 저잡음 증폭기(974)는 AD8336과 같은 저잡음, 단일 중단, dB 단위의 선형, 범용 가변 이득 증폭기이다. 일부 실시예에서, 제2 수신 신호는 제2 가변 이득 증폭기(972)에 의해 수신된다. 일부 실시예에서, 가변 이득 증폭기(972)는 AD8336과 같은 저잡음, 단일 중단, dB 단위의 선형, 범용 가변 이득 증폭기이다. 일부 실시예에서, 제1 저잡음 증폭기(964), 제1 가변 이득 증폭기(962), 제2 저잡음 증폭기(974), 및 제2 가변 이득 증폭기(972)는 동일한 칩 유형을 이용한다. 일부 실시예에서, 증폭기(962, 964, 972, 974)는 희미한 리턴 펄스를 수신하여 이득 램프 신호에 따라 이를 증폭시킨다. 일부 실시예에서, 증폭기(962, 964, 972, 974)는 희미한 리턴 펄스를 수신하고 이득 램프 신호인 제2 송신 신호(924)에 따라 이를 증폭시킨다. 일부 실시예에서, 램프 신호의 증폭은 입력 펄스 이후의 시간에 해당한다. 일부 실시예에서, 증폭 속도 또는 비율은 이득 램프 신호의 초기 펄스가 방출된 이후의 시간에 의해 결정된다. 일부 실시예에서, 리턴 펄스는 수신된 신호이다.

[0130] 일부 실시예에서, 제2 송신(924) 신호는 제1 가변 이득 증폭기(962)로 전송된다. 일부 실시예에서, 제1 가변 이득 증폭기(962)에 의해 출력된 신호는 소프트웨어 정의 무선 시스템(920) 및 제2 가변 이득 증폭기(972)의 제1 수신 채널(926)에 의해 수신된다. 일부 실시예에서, 제2 가변 이득 증폭기(972)에 의해 출력된 신호는 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)의 제2 수신 채널(928)에 의해 수신된다.

- [0131] 일부 실시예에서, 제1 멀티플렉서(982)는 16-채널 멀티플렉서이다. 일부 실시예에서, 제2 멀티플렉서(984)는 16-채널 멀티플렉서이다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹은 16개의 픽셀을 포함한다. 일부 실시예에서, 제2 픽셀 그룹은 16개의 픽셀을 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 픽셀 그룹은 송신 및 수신(트랜시버) 그룹으로서 기능한다. 일부 실시예에서, 제2 픽셀 그룹은 수신 전용 그룹으로서 기능한다. 일부 실시예에서, 시스템의 해상도는 14비트이다. 일부 실시예에서, 시스템의 해상도는 16비트이다. 일부 실시예에서, 시스템은 모듈이고 추가 하드웨어가 채널 번호를 증가시키기 위해 활용될 수 있다. 일부 실시예에서 시스템은 16 채널에서 2,048 채널을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 16 채널 내지 32 채널, 16 채널 내지 64 채널, 16 채널 내지 128 채널, 16 채널 내지 256 채널, 16 채널 내지 512 채널, 16 채널 내지 1,024 채널, 16 채널 내지 2,048 채널, 32 채널 내지 64 채널, 32 채널 내지 128 채널, 32 채널 내지 256 채널, 32 채널 내지 512 채널, 32 채널 내지 1,024 채널, 32 채널 내지 2,048 채널, 64 채널 내지 128 채널, 64 채널 내지 256 채널, 64 채널 512 채널, 64 채널 내지 1,024 채널, 64 채널 내지 2048 채널, 128 채널 내지 256 채널, 128 채널 내지 512 채널, 128 채널 내지 1,024 채널, 128 채널 내지 2,048 채널, 256 채널 내지 512 채널, 256 채널 내지 1,024 채널, 256 채널 내지 2,048 채널, 512 채널 내지 1,024 채널, 512 채널 내지 2,048 채널 또는 1,024 채널 내지 2,048 채널을 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 16 채널, 32 채널, 64 채널, 128 채널, 256 채널, 512 채널, 1,024 채널 또는 2,048 채널을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 적어도 16 채널, 32 채널, 64 채널, 128 채널, 256 채널, 512 채널 또는 1,024 채널을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 많아야 32 채널, 64 채널, 128 채널, 256 채널, 512 채널, 1,024 채널 또는 2,048 채널을 포함할 수 있다.
- [0132] 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)은 내쇼날인스트루먼트 National Instruments USRP N210과 같은 USRP(Universal Software Radio Peripheral)이다. 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)은 호스트 컴퓨터(910)에 연결된다. 일부 실시예에서, 무선 시스템(920)은 고속 링크를 통해 컴퓨터(910)에 연결한다. 일부 실시예에서, 고속 링크는 이더넷 연결을 포함한다. 일부 실시예에서, 이더넷 연결은 50 MS/s(초당 메가 샘플)까지의 샘플링 레이트를 허용할 수 있는 기가비트 이더넷 연결이다. 일부 실시예에서, 호스트 기반 소프트웨어는 컴퓨터(910) 상에 로딩되고 무선 시스템 하드웨어를 제어하고 데이터를 송신/수신하기 위해 이용된다. 일부 실시예에서, 호스트 컴퓨터의 일반적인 기능은 무선 시스템(920)이 독립형 방식으로 동작하도록 하는 임베디드 프로세서를 갖는 무선 시스템(920)으로 구현된다.
- [0133] 일부 실시예에서, 컴퓨터(910)에 대한 연결은 USB(Universal Serial Bus) 연결, 광섬유 연결, PCIe(Peripheral Component Interconnect) 연결, 또는 다른 적절한 연결을 포함한다. 일부 실시예에서, 컴퓨터(910)에 대한 연결은 시스템이 컴퓨터의 빠른 액세스 메모리(RAM)를 활용하도록 할 수 있다. 일부 실시예에서, 임베디드 프로세서는 RAM 버퍼를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, RAM 버퍼는 4, 8, 16, 32, 64, 80, 128, 또는 256기가바이트(GB)를 포함할 수 있다.
- [0134] 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)은 마더보드를 포함한다. 마더보드는 다음의 서브시스템: 클럭 생성 및 동기화, FPGA(Field-Programmed Gate Array), 하나 이상의 아날로그-디지털 컨버터(ADCs) 또는 하나 이상의 디지털-아날로그 컨버터(DACs), 호스트 프로세서 인터페이스 및 전원 조절기를 제공할 수 있다. 일부 실시예에서, 모듈식 프론트-엔드 또는 도터보드가 업/다운 변환, 필터링 및 기타 신호 컨디셔닝과 같은 아날로그 작업에 사용된다. 이러한 모듈성은 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)이 DC와 6GHz 사이에서 동작하는 애플리케이션에 서비스를 제공하는 것을 허용할 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 DC와 5MHz 사이에서 동작한다. 일부 실시예에서, 시스템은 정상 초음파 신호의 한계로 간주될 수 있는 1MHz까지만 작동한다. 일부 실시예에서, 시스템은 공진 모드 음파의 생성을 위해 약 1Hz 내지 3000Hz 주파수에서 작동한다.
- [0135] 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)의 제1 수신 채널(926) 또는 제2 수신 채널(928)에 의해 수신된 신호는 약 -14 데시벨(dB) 내지 +60 dB의 수신 신호 이득을 제공하도록 조정될 수 있다. .
- [0136] 일부 실시예에서, 송신기 도터보드 모듈은 출력 신호를 더 높은 주파수로 변조하도록 구현된다. 일부 실시예에서, 수신기 도터보드 모듈은 RF 신호를 획득하고 이를 기저대역으로 변환하도록 구현된다. 일부 실시예에서, 트랜시버 도터보드 모듈은 송신기와 수신기의 기능을 결합하도록 구현된다.
- [0137] 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)의 FPGA는 여러 디지털 신호 처리(DSP) 동작을 수행한다. 일부 실시예에서, FPGA에 의해 수행되는 DSP 동작은 아날로그 도메인의 실제 신호로부터 디지털 도메인의 더 낮은 속도의 복잡한 기저대역 신호로의 변환을 제공한다. 일부 실시예에서, 이러한 복잡한 샘플은 DSP 동작을 수행하는 호스트 프로세서에서 실행되는 애플리케이션을 오가며 전송된다.
- [0138] 일부 실시예에서, 소프트웨어 정의 무선 시스템(920)의 하드웨어 드라이버는 Linux, MacOS 및 Windows 플랫폼과

같은 운영 체제를 지원한다. 일부 실시예에서 GNU Radio, Lab VIEW, MATLAB 및 Simulink를 포함하는 여러 프레임워크가 하드웨어 드라이버를 사용할 수 있다. 하드웨어 드라이버가 제공하는 기능은 하드웨어 드라이버 API (응용 프로그래밍 인터페이스)를 사용하여 직접 액세스할 수도 있다. 일부 실시예에서, API는 C++ 또는 C++ 기능을 가져올 수 있는 임의의 다른 언어에 대한 기본 지원을 제공한다.

[0139] 본 개시는 일부 실시예에 따라 본 개시의 방법을 구현하도록 프로그래밍된 컴퓨터 시스템을 제공한다. 도 10은 예를 들어 본 명세서에 개시된 방법을 구현하도록 프로그래밍되거나 다르게 구성된 컴퓨터 시스템(1001)을 도시한다. 컴퓨터 시스템(1001)은 사용자의 전자 장치이거나 전자 장치에 대해 원격으로 위치한 컴퓨터 시스템일 수 있다. 전자 장치는 모바일 전자 장치일 수 있다.

[0140] 컴퓨터 시스템(1001)은 단일 코어 또는 멀티 코어 프로세서, 또는 병렬 처리를 위한 복수의 프로세서일 수 있는 중앙 처리 장치(CPU, 여기에서 또한 "프로세서" 및 "컴퓨터 프로세서")(1005)를 포함한다. 컴퓨터 시스템(1001)은 또한 메모리 또는 메모리 위치(1010)(예를 들어, 랜덤 액세스 메모리, 읽기 전용 메모리, 플래시 메모리), 전자 저장 유닛(1015)(예를 들어, 하드 디스크), 하나 이상의 다른 시스템과 통신을 위한 통신 인터페이스(1020)(예를 들어, 네트워크 어댑터), 및 캐시, 기타 메모리, 데이터 저장 및/또는 전자 디스플레이 어댑터와 같은 주변 장치(1025)를 포함한다. 메모리(1010), 저장 유닛(1015), 인터페이스(1020) 및 주변 장치(1025)는 마더보드와 같은 통신 버스(실선)를 통해 CPU(1005)와 통신한다. 저장 유닛(1015)은 데이터를 저장하기 위한 데이터 저장 유닛(또는 데이터 저장소)일 수 있다. 컴퓨터 시스템(1001)은 통신 인터페이스(1020)의 도움으로 컴퓨터 네트워크("네트워크")(1030)에 작동 가능하게 연결될 수 있다. 네트워크(1030)는 인터넷, 인터넷 및/또는 엑스트라넷, 또는 인터넷과 통신하는 인터넷 및/또는 엑스트라넷일 수 있다. 네트워크(1030)는 일부 경우에 통신 및/또는 데이터 네트워크이다. 네트워크(1030)는 클라우드 컴퓨팅과 같은 분산 컴퓨팅을 가능하게 할 수 있는 하나 이상의 컴퓨터 서버를 포함할 수 있다. 네트워크(1030)는 일부 경우에 컴퓨터 시스템(1001)의 도움으로 피어-투-피어 네트워크를 구현할 수 있으며, 이는 컴퓨터 시스템(1001)에 연결된 장치가 클라이언트 또는 서버로 동작하도록 할 수 있다.

[0141] CPU(1005)는 프로그램 또는 소프트웨어로 구현될 수 있는 일련의 기계 관독가능 명령어를 실행할 수 있다. 명령어는 메모리(1010)와 같은 메모리 위치에 저장될 수 있다. 명령어는 CPU(1005)로 보내질 수 있고, CPU(1005)가 본 발명의 방법을 구현하도록 CPU(1005)를 후속적으로 프로그래밍하거나 다르게 구성할 수 있다. CPU(1005)에 의해 수행되는 동작의 예는 페치(fetch), 디코드(decode), 실행(execute) 및 라이트백(writeback)을 포함할 수 있다.

[0142] CPU(1005)는 집적 회로와 같은 회로의 일부일 수 있다. 시스템(1001)의 하나 이상의 다른 컴포넌트가 회로에 포함될 수 있다. 어떤 경우에, 회로는 ASIC(Application Specific Integrated Circuit)이다.

[0143] 저장 유닛(1015)은 드라이버, 라이브러리 및 저장된 프로그램과 같은 파일을 저장할 수 있다. 저장 유닛(1015)은 사용자 데이터, 예를 들어, 사용자 선호 및 사용자 프로그램을 저장할 수 있다. 일부 경우에, 컴퓨터 시스템(1001)은 인트라넷 또는 인터넷을 통해 컴퓨터 시스템(1001)과 통신하는 원격 서버에 위치하는 것과 같이 컴퓨터 시스템(1001) 외부에 있는 하나 이상의 추가 데이터 저장 유닛을 포함할 수 있다.

[0144] 컴퓨터 시스템(1001)은 네트워크(1030)를 통해 하나 이상의 원격 컴퓨터 시스템과 통신할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템(1001)은 사용자(예를 들어, 스마트폰, 랩탑 컴퓨터)의 원격 컴퓨터 시스템과 통신할 수 있다. 원격 컴퓨터 시스템의 예로는 개인용 컴퓨터(예를 들어, 휴대용 PC), 슬레이트 또는 태블릿 PC(예를 들어, Apple® iPad, Samsung® Galaxy Tab), 전화기, 스마트폰(예를 들어, Apple® iPhone, Android 지원 장치, BlackBerry®) 또는 PDA(Personal Digital Assistants)를 포함한다. 사용자는 네트워크(1030)를 통해 컴퓨터 시스템(1001)에 액세스할 수 있다.

[0145] 본 명세서에 기술된 바와 같은 방법은 예를 들어 메모리(1010) 또는 전자 저장 유닛(1015)과 같은 컴퓨터 시스템(1001)의 전자 저장 위치에 저장된 기계(예를 들어, 컴퓨터 프로세서) 실행 코드에 의해 구현될 수 있다. 기계 실행 또는 기계 관독 가능한 코드는 소프트웨어의 형태로 제공될 수 있다. 사용 동안, 코드는 프로세서(1005)에 의해 실행될 수 있다. 어떤 경우에, 코드는 저장 유닛(1015)으로부터 검색될 수 있고 프로세서(1005)에 의한 준비된 액세스를 위해 메모리(1010)에 저장될 수 있다. 어떤 상황에서, 전자 저장 유닛(1015)이 제외될 수 있고, 기계 실행 가능 명령어가 메모리(1010)에 저장된다.

[0146] 코드는 코드를 실행하도록 적응된 프로세서가 있는 기계와 함께 사용하기 위해 미리 컴파일되고 구성되거나 런타임 중에 컴파일될 수 있다. 코드가 미리 컴파일되거나 컴파일된 대로 실행할 수 있도록 선택할 수 있는 프로

그래밍 언어로 코드가 제공될 수 있다.

[0147] 컴퓨터 시스템(1001)과 같이 본 명세서에 제공된 시스템 및 방법의 양태는 프로그래밍으로 구현될 수 있다. 기술의 다양한 양태는 일반적으로 기계(또는 프로세서) 실행 코드 및/또는 일종의 기계 판독 가능 매체에 포함되거나 구현되는 관련 데이터 형태의 "제품" 또는 "제조물품"으로 간주될 수 있다. 기계 실행 코드는 메모리(예를 들어, 읽기 전용 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 플래시 메모리) 또는 하드 디스크와 같은 전자 저장 장치에 저장할 수 있다. "저장" 유형 매체는 컴퓨터, 프로세서 등의 유형 메모리 또는 소프트웨어 프로그래밍을 위해 언제든지 비일시적 저장소를 제공할 수 있는 다양한 반도체 메모리, 테이프 드라이브, 디스크 드라이브 등과 같은 관련 모듈의 유형 메모리 중 일부 또는 전부를 포함할 수 있다. 소프트웨어의 전부 또는 일부가 때때로 인터넷이나 기타 다양한 통신 네트워크를 통해 통신될 수 있다. 예를 들어, 그러한 통신은 하나의 컴퓨터 또는 프로세서에서 다른 컴퓨터 또는 프로세서로, 예를 들어 관리 서버 또는 호스트 컴퓨터에서 애플리케이션 서버의 컴퓨터 플랫폼으로 소프트웨어의 로딩을 가능하게 할 수 있다. 따라서, 소프트웨어 요소를 포함할 수 있는 다른 유형의 매체에는 유선 및 광학 랜드라인 네트워크 및 다양한 에어링크를 통해 로컬 장치들 간의 물리적 인터페이스 전반에 걸쳐 사용되는 것과 같은 광학, 전기 및 전자기파가 포함된다. 유선 또는 무선 링크, 광 링크 등과 같이 이러한 전파를 전달하는 물리적 요소도 소프트웨어를 포함하는 매체로 간주될 수 있다. 본 명세서에 사용된 바와 같이, 비일시적 유형의 "저장" 매체로 국한되지 않는 한, 컴퓨터 또는 기계 "판독 가능 매체"와 같은 용어는 실행을 위해 프로세서에 명령을 제공하는 데 참여하는 임의의 매체를 말한다.

[0148] 따라서, 컴퓨터 실행가능 코드와 같은 기계 판독가능 매체는 유형의 저장 매체, 반송파 매체 또는 물리적 전송 매체를 포함하지만 이에 국한되지 않는 많은 형태를 취할 수 있다. 휘발성 저장 매체는, 예를 들어, 도면에 도시된 데이터베이스 등을 구현하는 데 사용될 수 있는 임의의 컴퓨터(들)의 임의의 저장 장치 등과 같은 광학 또는 자기 디스크를 포함한다. 휘발성 저장 매체는 이러한 컴퓨터 플랫폼의 메인 메모리와 같은 동적 메모리를 포함한다. 유형의 전송 매체에는 동축 케이블; 컴퓨터 시스템 내에서 버스를 구비하는 전선을 포함한 구리선 및 광섬유가 포함된다. 반송파 전송 매체는 전기 또는 전자기 신호, 또는 무선 주파수(RF) 및 적외선(IR) 데이터 통신 중에 생성되는 것과 같은 음향 또는 광파의 형태를 취할 수 있다. 따라서 일반적인 형태의 컴퓨터 판독 가능 매체에는 예를 들어 플로피 디스크, 플렉시블 디스크, 하드 디스크, 자기 테이프, 기타 자기 매체, CD-ROM, DVD 또는 DVD-ROM, 기타 광학 매체, 펀치 카드 용지 테이프, 구멍 패턴이 있는 기타 물리적 저장 매체, RAM, ROM, PROM 및 EPROM, FLASH-EPROM, 기타 메모리 칩 또는 카트리지, 데이터 또는 명령을 전송하는 반송파, 이러한 반송파를 전송하는 케이블 또는 링크, 또는 컴퓨터가 프로그래밍 코드 및/또는 데이터를 읽을 수 있는 기타 매체가 포함된다. 이러한 형태의 컴퓨터 판독 가능 매체 중 다수는 실행을 위해 프로세서에 하나 이상의 명령어의 하나 이상의 시퀀스를 전달하는 데 관련될 수 있다.

[0149] 컴퓨터 시스템(1001)은 사용자 인터페이스(E?) (1040)를 포함하는 전자 디스플레이(1035)를 포함하거나 이와 통신할 수 있다. UF의 예는 제한 없이 그래픽 사용자 인터페이스(GET), 모바일 장치 애플리케이션 및 웹 기반 사용자 인터페이스를 포함한다.

[0150] 도 11은 일부 실시예에 따른 칩셋(1300)을 도시한다. 칩셋(1300)은 예를 들어 하나 이상의 물리적 패키지에 통합된 프로세서 및 메모리 구성요소를 포함할 수 있다. 예를 들어, 물리적 패키지는 물리적 강도, 크기 보존 및/또는 전기적 상호 작용의 제한과 같은 하나 이상의 특성을 제공하기 위해 구조적 어셈블리(예를 들어, 베이스보드) 상의 하나 이상의 재료, 구성요소 및/또는 와이어의 배열을 포함한다.

[0151] 일 실시예에서, 칩셋(1300)은 칩셋(1300)의 구성요소들 사이에서 정보를 전달하기 위한 버스(1302)와 같은 통신 메커니즘을 포함한다. 프로세서(1304)는 메모리(1306)에 저장된 명령어 및 프로세스 정보를 실행하기 위해 버스(1302)에 대한 연결성을 갖는다. 프로세서(1304)는 각각의 코어가 독립적으로 수행하도록 구성된 하나 이상의 프로세싱 코어를 포함한다. 멀티 코어 프로세서는 단일 물리적 패키지 내에서 멀티프로세싱을 가능하게 한다. 다중 코어 프로세서의 예에는 2개, 4개, 8개 또는 그 이상의 처리 코어가 포함된다. 대안으로 또는 추가로, 프로세서(1304)는 명령어, 파이프라이닝, 및 멀티스레딩의 독립적인 실행을 가능하게 하기 위해 버스(1302)를 통해 직렬로 구성된 하나 이상의 마이크로프로세서를 포함한다. 프로세서(1304)는 또한 하나 이상의 디지털 신호 프로세서(DSP)(1308), 및/또는 하나 이상의 주문형 집적 회로(ASIC)(1310)와 같은 특정 처리 기능 및 작업을 수행하기 위해 하나 이상의 특수 구성요소를 동반할 수 있다. DSP(1308) 일반적으로 프로세서(1304)와 별개로 실시간으로 실제 신호(예를 들어, 사운드)를 처리하도록 구성될 수 있다. 마찬가지로, ASIC(1310)은 범용 프로세서에 의해 쉽게 수행되지 않는 특수 기능을 수행하도록 구성될 수 있다. 본 명세서에 설명된 본 발명의 기능을 수행하는 데 도움이 되는 다른 특수 구성요소는 하나 이상의 FPGA(Field Programmable Gate Array)(미도시),

하나 이상의 컨트롤러(미도시), 또는 하나 이상의 다른 특수 목적용 컴퓨터 칩을 포함한다.

- [0152] 프로세서(1304) 및 수반하는 구성요소는 버스(1302)를 통해 메모리(1306)에 대한 연결성을 갖는다. 메모리(1306)는 프로세서(1304)에 의한 실행시 DSP(1308) 및/또는 ASIC(1310)가 본 명세서에 기술된 바와 같은 예시적인 실시예의 처리를 수행하는 실행 가능한 명령을 저장하기 위한 동적 메모리(예를 들어, RAM) 및 정적 메모리(예를 들어, ROM)를 모두 포함한다. 메모리(1306)는 또한 프로세서의 실행과 연관되거나 프로세서의 실행에 의해 생성된 데이터를 저장한다.
- [0153] 본 문서에서, "기계 판독 가능 매체", "컴퓨터 판독 가능 매체"라는 용어 및 유사한 용어는 일반적으로 기계가 특정 방식으로 작동하게 하는 데이터 및/또는 명령을 저장하는 휘발성 또는 비휘발성 비일시적 매체를 지칭하는데 사용된다. 기계 판독 가능 매체의 일반적인 형태는 예를 들어 하드 디스크, 솔리드 스테이트 드라이브, 자기 테이프 또는 기타 자기 데이터 저장 매체, 광 디스크 또는 기타 광학 데이터 저장 매체, 구멍 패턴이 있는 모든 물리적 매체, RAM, PROM, EPROM, FLASH-EPROM, NVRAM, 기타 메모리 칩 또는 카트리지, 네트워크로 연결된 버전을 포함한다.
- [0154] 이들 및 다른 다양한 형태의 컴퓨터 판독가능 매체는 하나 이상의 명령어의 하나 이상의 시퀀스를 실행을 위해 처리 장치로 운반하는 데 관련될 수 있다. 이러한 매체에 구현된 명령어를 일반적으로 "명령어" 또는 "코드"라고 한다. 명령어는 컴퓨터 프로그램 또는 기타 그룹의 형태로 그룹화될 수 있다. 실행시, 이러한 명령어는 처리 장치가 본 명세서에 논의된 바와 같이 본 출원의 특징 또는 기능을 수행할 수 있게 할 수 있다.
- [0155] 본 문서에서 "처리 장치"는 처리 작업을 수행하는 단일 프로세서 또는 처리 작업을 수행하는 특수 및/또는 범용 프로세서의 조합으로 구현될 수 있다. 처리 장치는 CPU, GPU, APU, DSP, FPGA, ASIC, SOC 및/또는 기타 처리 회로를 포함할 수 있다.
- [0156] 본 명세서에 설명된 다양한 실시예는 예시적인 블록도, 흐름도 및 다른 예시와 관련하여 설명된다. 본 문서를 읽은 후 당업자에게 명백해지는 바와 같이, 예시된 실시예 및 이들의 다양한 대안은 예시된 예에 국한되지 않고 구현될 수 있다. 예를 들어, 블록 다이어그램 및 그에 수반되는 설명은 특정 아키텍처 또는 구성을 강제하는 것으로 해석되어서는 안 된다.
- [0157] 이전 섹션에서 설명된 프로세스, 방법 및 알고리즘 각각은 컴퓨터 하드웨어를 포함하는 하나 이상의 컴퓨터 시스템 또는 컴퓨터 프로세서에 의해 실행되는 코드 구성요소로 구현될 수 있고 이에 의해 완전히 또는 부분적으로 자동화될 수 있다. 프로세스 및 알고리즘은 애플리케이션별 회로에서 부분적으로 또는 전체적으로 구현될 수 있다. 상술한 다양한 특징 및 프로세스는 서로 독립적으로 사용될 수 있거나 다양한 방식으로 결합될 수 있다. 상이한 조합 및 하위 조합이 본 개시내용의 범위 내에 속하는 것으로 의도되어 있고, 특정 방법 또는 프로세스 블록은 일부 실시예에서 생략될 수 있다. 추가로, 문맥이 달리 지시하지 않는 한, 본 명세서에 설명된 방법 및 프로세스는 또한 임의의 특정 순서에 국한되지 않으며, 이와 관련된 블록 또는 상태는 적절한 다른 순서로 수행될 수 있거나, 병렬로 또는 일부 다른 방식으로 수행될 수 있다. 블록 또는 상태는 개시된 예시적인 실시예에 추가되거나 제거될 수 있다. 특정 작업 또는 프로세스의 성능은 컴퓨터 시스템 또는 컴퓨터 프로세서에 분산될 수 있으며, 단일 장치 내에 있을 뿐만 아니라 여러 장치에 배포될 수 있다.
- [0158] 본 명세서에 설명된 장치 및 방법은 위에 설명된 의료 분야 이외의 분야에서 응용 프로그램에 활용될 수 있다. 예를 들어, 장치 및 방법은 차량의 엔진 또는 변속기와 같은 기계 시스템의 내부 상태에 대한 정보를 제공하는 데 사용될 수 있다. 청진기 기능은 엔진 또는 변속기의 기계적 프로세스의 이상을 감지하는 데 사용할 수 있다. 초음파 기능을 사용하여 엔진이나 변속기를 이미지화하여 내부 손상이 지속되었는지 확인할 수 있다. 비청진기, 비초음파 센서는 온도와 같은 엔진 또는 변속기의 상태에 대한 추가 정보를 제공할 수 있다.
- [0159] 장치 및 방법은 기반구조의 비파괴 테스트에 사용될 수 있다. 예를 들어, 장치 및 방법을 사용하여 콘크리트 내부 구조(거리 또는 고속도로, 교량, 건물 또는 기타 구조물)를 검사하여 콘크리트 내의 콘크리트 또는 금속 철근이 손상되었는지 여부를 결정할 수 있다. 장치 및 방법을 사용하여 파이프라인의 내부 구조를 검사하여 파이프라인이 손상되고 생명, 재산 또는 환경에 대한 위협이 될 수 있는지 여부를 결정할 수 있다.
- [0160] 본 명세서에 설명된 장치 및 방법은 석재, 벽돌, 목재, 시트록, 단열재, 플라스틱 배관, 폴리염화비닐(PVC) 배관, 유리 섬유 또는 페인트와 같은 다른 건축 자재의 내부 구조를 검사하는 데 사용될 수 있다.
- [0161] **V. 현재 선호되는 실시예**
- [0162] 1. 현재 바람직한 일 실시예에서, 본 발명은 환자의 혈관을 진동시키도록 구성된 다중 주파수를 갖는 다중 음파

를 방출하도록 구성되는 제1 트랜스듀서; 혈관의 하나 이상의 초음파 이미지를 캡처하도록 구성된 제2 트랜스듀서; 및 하나 이상의 캡처된 초음파 이미지에 기초하여 혈관의 공진 주파수를 결정하고, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경, 결정된 공진 주파수를 기반으로 혈관 또는 환자의 혈압을 계산하도록 구성된 처리 장치를 포함하는 혈압 측정 장치를 제공한다.

- [0163] 2. 단락 1에서, 하나 이상의 캡처된 초음파 이미지는 혈관의 벽 두께 및 혈관의 반경 또는 직경을 측정하는데 이용되는 혈압 측정 장치.
- [0164] 3. 단락 1 또는 단락 2에 있어서, 하나 이상의 캡처된 초음파 이미지는 다수의 초음파 이미지를 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는:
[0165] 다수의 초음파 이미지에 기초하여, 다중 주파수 중 혈관의 진동을 최대화한 주파수를 결정하는 단계; 및
[0166] 주파수를 공진 주파수로 선택하는 단계를 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0167] 4. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 트랜스듀서에 전기적으로 결합되고, 상기 제1 트랜스듀서에 의해 방출되는 음파의 주파수를 조정하도록 구성된 오디오 신호 발생기를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0168] 5. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 오디오 신호 발생기는 제1 트랜스듀서에서 방출되는 음파의 주파수를 조절하는 적어도 하나의 가변 저항을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0169] 6. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 각각의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz인 혈압 측정 장치.
- [0170] 7. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz인 혈압 측정 장치.
- [0171] 8. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 혈관은 환자의 경동맥인 혈압 측정 장치.
- [0172] 9. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 트랜스듀서는 오디오 스피커인 혈압 측정 장치.
- [0173] 10. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서가 기관에 통합되는 혈압 측정 장치.
- [0174] 11. 단락 10에 있어서, 기관이 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.
- [0175] 12. 제11항에 있어서, 혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.
- [0176] 13. 단락 10 내지 단락 12 중 어느 한 단락에 있어서, 기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0177] 14. 단락 13에 있어서, 기관은 투명 윈도우를 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0178] 15. 단락 10에 있어서, 혈관의 하나 이상의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제3 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0179] 16. 단락 15에 있어서, 제2 및 제3 트랜스듀서 각각이 각각의 공진 주파수를 갖고, 제2 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하며; 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 처리 장치가 측정을 하는 혈압 측정 장치.
- [0180] 17. 단락 16에 있어서, 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정을 처리하는 단계는 제1 주파수 응답 및 제2 주파수 응답을 정규화하는 단계를 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0181] 18. 단락 15에 있어서, 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0182] 19. 단락 15에 있어서, 환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서, 제2 트랜스듀서 및 제3 트랜스듀서가 기관에 통합되는 혈압 측정 장치.
- [0183] 20. 단락 19에 있어서, 기관은 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.
- [0184] 21. 단락 20에 있어서, 혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.
- [0185] 22. 단락 21에 있어서, 기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0186] 23. 단락 22에 있어서, 기관은 투명 윈도우를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0187] 24. 단락 16에 있어서, 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더

포함하는 혈압 측정 장치.

- [0188] 25. 단락 24에 있어서, 제4 트랜스듀서는 제2 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0189] 26. 단락 24에 있어서, 제4 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0190] 27. 단락 24에 있어서, 제4 트랜스듀서는 제2 및 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0191] 28. 단락 24에 있어서, 환자의 피부에 접촉하기 위한 접촉 표면을 포함하는 기관을 더 포함하고, 제1 트랜스듀서, 제2 트랜스듀서 및 제3 트랜스듀서가 기관에 통합되는 혈압 측정 장치..
- [0192] 29. 단락 28에 있어서, 기관은 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.
- [0193] 30. 단락 29에 있어서, 혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.
- [0194] 31. 단락 30에 있어서, 기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0195] 32. 단락 31에 있어서, 기관은 투명 윈도우를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0196] 33. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 혈관의 하나 이상의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제3 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0197] 34. 단락 33에 있어서, 제2 및 제3 트랜스듀서 각각은 각각의 공진 주파수를 갖고, 제2 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하며; 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 처리 장치가 측정을 하는 혈압 측정 장치.
- [0198] 35. 단락 34에 있어서, 제1 및 제2 트랜스듀서에 의해 이루어진 측정을 처리하는 단계는 제1 주파수 응답 및 제2 주파수 응답을 정규화하는 단계를 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0199] 36. 단락 33에 있어서, 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0200] 37. 단락 34에 있어서, 혈관의 하나 이상의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하도록 구성된 제4 트랜스듀서를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0201] 38. 단락 37에 있어서, 제4 트랜스듀서는 제2 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0202] 39. 단락 37에 있어서, 제4 트랜스듀서는 제3 트랜스듀서의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0203] 40. 단락 37에 있어서, 제4 트랜스듀서는 제2 및 제3 트랜스듀서 모두의 주파수 응답과 부분적으로 중첩되는 주파수 응답을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0204] 41. 하나의 현재 바람직한 실시예에서, 본 발명은 프로세서에 의해 실행가능한 명령어를 저장하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체로서,
- [0205] 명령어의 실행을 통해 혈압 측정 장치가:
- [0206] 환자의 혈관 가까이에 제1 트랜스듀서를 사용하여, 환자의 혈관을 진동시키는 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하는 단계;
- [0207] 다중 음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계;
- [0208] 초음파를 방출하는 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 벽 두께 및 반경 또는 직경을 결정하는 단계; 및
- [0209] 공진 주파수, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경에 기초하여, 환자의 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 동작을 수행하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 제공한다.
- [0210] 42. 단락 41에 있어서, 동작은, 제2 트랜스듀서를 사용하여, 음파에 응답하여 혈관이 진동할 때, 혈관의 다수의 초음파 이미지를 캡처하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는 초음파 이미지로부터 혈

관의 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

- [0211] 43. 단락 41 또는 단락 42에 있어서, 혈관의 벽 두께 및 반경을 결정하는 단계는:
- [0212] 제2 트랜스듀서를 사용하여, 초음파를 혈관으로 향하게 하는 단계; 및
- [0213] 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.
- [0214] 44. 단락 41에 있어서, 혈압을 산출한 후, 동작은:
- [0215] 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 업데이트된 혈관 반경 및 혈관을 흐르는 업데이트된 혈액 속도를 결정하는 단계; 및
- [0216] 업데이트된 반경 및 업데이트된 속도에 기초하여, 업데이트된 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.
- [0217] 45. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 다중 음파의 다중 주파수는 1Hz 내지 3000Hz인, 비밀시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.
- [0218] 46. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 다중 음파의 다중 주파수는 670Hz 내지 2300Hz인, 비밀시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.
- [0219] 47. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 트랜스듀서는 오디오 스피커인 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.
- [0220] 48. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 동작은 제3 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제1 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.
- [0221] 49. 단락 48에 있어서, 동작은 제2 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제2 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.
- [0222] 50. 단락 49에 있어서, 동작은 제1 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.
- [0223] 51. 단락 49에 있어서, 동작은 제4 트랜스듀서를 사용하여 혈관의 제3 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.
- [0224] 52. 단락 51에 있어서, 동작은 제1 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.
- [0225] 53. 단락 52에 있어서, 동작은 제3 초음파 이미지 세트에 의해 제2 초음파 이미지 세트를 정규화하는 단계를 더 포함하는 비밀시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체
- [0226] 54. 현재 바람직한 일 실시예에서, 본 발명은:
- [0227] 환자의 혈관 가까이 제1 트랜스듀서를 사용하여, 환자의 혈관을 진동시키는 다중 주파수를 갖는 다중 음파를 방출하는 단계;
- [0228] 음파에 대한 혈관의 진동 응답에 기초하여, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계;
- [0229] 초음파를 방출하는 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 벽 두께 및 반경 또는 직경을 결정하는 단계; 및
- [0230] 공진 주파수, 혈관의 벽 두께, 혈관의 반경 또는 직경에 기초하여, 환자의 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 방법을 제공한다.
- [0231] 55. 단락 54에 있어서, 제2 트랜스듀서를 사용하여, 음파에 응답하여 혈관이 진동할 때, 혈관의 다수의 초음파 이미지를 캡처하는 단계를 더 포함하고, 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계는 초음파 이미지로부터 혈관의 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함하는 방법.
- [0232] 56. 단락 54 또는 단락 55에 있어서, 혈관의 벽 두께 및 반경을 결정하는 단계는:
- [0233] 제2 트랜스듀서를 사용하여, 초음파를 혈관으로 향하게 하는 단계; 및
- [0234] 제2 트랜스듀서를 이용하여, 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함하는 방법.

- [0235] 57. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 혈압을 산출한 후, 방법은:
- [0236] 제1 트랜스듀서 및 제2 트랜스듀서를 이용하여, 업데이트된 혈관 반경 및 혈관을 흐르는 업데이트된 혈액의 속도를 결정하는 단계; 및
- [0237] 업데이트된 반경 및 업데이트된 속도에 기초하여, 업데이트된 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 방법.
- [0238] 58. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 각각의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz인인 방법.
- [0239] 59. 단락 55에 있어서, 제3 트랜스듀서를 사용하여, 혈관이 음파에 응답하여 진동할 때 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 방법.
- [0240] 60. 단락 59에 있어서, 제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제3 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함하는 방법.
- [0241] 61. 단락 59에 있어서, 제4 트랜스듀서를 사용하여, 혈관이 음파에 응답하여 진동할 때 제3 다수의 초음파 이미지 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 방법.
- [0242] 62. 단락 61에 있어서, 제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제3 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제2 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함하는 방법.
- [0243] 63. 단락 62에 있어서, 제2 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 다수의 초음파 이미지를 제4 트랜스듀서에 의해 캡처된 혈관의 제3 다수의 초음파 이미지 세트로 정규화하는 단계를 더 포함하는 방법.
- [0244] 64. 현재 바람직한 일 실시예에서, 본 발명은:
- [0245] 음파를 혈관으로 지향시키도록 구성된 제1 트랜스듀서; 및
- [0246] 초음파를 혈관으로 향하게 하고, 혈관의 에코 발생 경계에서 반사된 초음파를 수신하며, 혈관 단면의 반경 또는 직경을 측정하고, 혈관 단면의 벽 두께를 측정하도록 구성된 제2 트랜스듀서를 포함하는 혈압 측정 장치를 제공한다.
- [0247] 65. 단락 64에 있어서, 제1 트랜스듀서는 전기음향 트랜스듀서이고, 제2 트랜스듀서는 압전 초음파 트랜스듀서인 혈압 측정 장치.
- [0248] 66. 단락 64 또는 단락 65에 있어서, 장치는 제1 트랜스듀서에 연결된 오디오 신호 발생기를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0249] 67. 단락 66에 있어서, 오디오 신호 발생기는 음파의 주파수를 변화도록 구성되는 혈압 측정 장치.
- [0250] 68. 단락 67에 있어서, 디스플레이를 더 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0251] 69. 문단 68에 있어서, 디스플레이는 음파의 주파수를 나타내는 혈압 측정 장치.
- [0252] 70. 단락 69에 있어서, 제2 트랜스듀서는 혈관의 단면의 진동을 모니터링하는 혈압 측정 장치.
- [0253] 71. 단락 67에 있어서, 제2 트랜스듀서는 혈관 단면의 진동을 모니터링하고, 제2 트랜스듀서는 혈관 단면 진동의 주파수를 기록하여 그 공진 주파수를 결정하는 혈압 측정 장치.
- [0254] 72. 제71항에 있어서, 공진 주파수는 혈관 단면의 진동이 최대일 때 결정되는 혈압 측정 장치.
- [0255] 73. 선행 단락 중 어느 한 항에 있어서, 음파의 주파수는 1Hz 내지 3000Hz 범위에서 가변되는 혈압 측정 장치.
- [0256] 74. 선행 단락 중 어느 한 항에 있어서, 음파의 주파수는 670Hz 내지 2300Hz 범위에서 가변되는 혈압 측정 장치.
- [0257] 75. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 전기음향 트랜스듀서는 오디오 스피커인 혈압 측정 장치.
- [0258] 76. 문단 75에 있어서, 오디오 스피커는 트위터인 혈압 측정 장치.
- [0259] 77. 문단 64 내지 문단 76 중 어느 한 문단에 있어서, 혈관은 동맥 또는 정맥인 혈압 측정 장치.
- [0260] 78. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 및 제2 트랜스듀서가 기관에 결합되고, 상기 기관은 접촉 패키지를 포함하는 혈압 측정 장치.

- [0261] 79. 단락 78에 있어서, 기관은 혈관에 근접 부착되는 혈압 측정 장치.
- [0262] 80. 단락 79에 있어서, 혈관은 경동맥인 혈압 측정 장치.
- [0263] 81. 단락 78 내지 단락 80 중 어느 한 단락에 있어서, 기관은 정렬 라인을 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0264] 82. 단락 78 내지 단락 80 중 어느 한 단락에 있어서, 기관은 정렬 라인 및 투명 윈도우를 포함하는 혈압 측정 장치.
- [0265] 83. 현재 바람직한 일 실시예에서, 본 발명은:
 - [0266] 혈관 단면의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계;
 - [0267] 음파를 혈관으로 보내는 단계;
 - [0268] 음파의 주파수를 변화시키는 단계;
 - [0269] 혈관의 공진 주파수를 결정하기 위해 혈관의 단면의 최대 공진을 검출하는 단계; 및
 - [0270] 결정된 공진 주파수, 반경, 혈관의 벽 두께에 기초하여, 혈관 내 혈압을 산출하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법을 제공한다.
- [0271] 84. 단락 83에 있어서, 음파의 주파수를 변화시키는 단계는 1Hz 내지 3000Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0272] 85. 단락 83에 있어서, 음파의 주파수를 변화시키는 단계는 670Hz 내지 2300Hz의 범위를 통해 음파의 주파수를 변화시키는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0273] 86. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 공진 주파수는 최대 공진을 검출하기 위한 압전 초음파 트랜스듀서를 사용하여 결정되는 혈압 측정 방법.
- [0274] 87. 단락 86에 있어서, 압전 초음파 트랜스듀서는 적어도 3kHz의 샘플링 레이트를 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0275] 88. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 혈관의 반경 및 벽 두께를 결정하는 단계는 초음파를 혈관으로 지향시키고 혈관의 에코 발생 경계로부터 반사된 반사된 초음파를 수신하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0276] 89. 단락 88에 있어서, 반사된 초음파의 도플러 편이를 측정하고, 혈관의 파동 속도를 산출하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0277] 90. 단락 89에 있어서, 도플러 편이는 압전 초음파 트랜스듀서에 의해 측정되는 혈압 측정 방법.
- [0278] 91. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 혈관이 동맥 또는 정맥인 혈압 측정 방법.
- [0279] 92. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0280] 93. 단락 92에 있어서, 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계는 단일 초음파 트랜스듀서에 의해 수행되는 혈압 측정 방법.
- [0281] 94. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 하고, 제2 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0282] 95. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 세트를 혈관을 향해 지향시키고, 제1 초음파 트랜스듀서 및 제2 초음파를 사용하여 혈관으로부터 반사된 제1 초음파 세트를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0283] 96. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 투과된 제1 초음파 신호 세트를 혈관을 향해 하고, 제1 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터의 제1 반사 초음파 신호를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0284] 97. 단락 96에 있어서, 제2 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터 제2 반사 초음파 신호를 더 캡처하는 혈압 측정 방법.
- [0285] 98. 단락 97에 있어서, 제1 반사 초음파 신호를 제2 반사 초음파 신호로 정규화하는 단계를 더 포함하는 혈압

측정 방법.

- [0286] 99. 단락 97에 있어서, 제3 초음파 트랜스듀서를 사용하여 혈관으로부터의 제3 반사 초음파 신호를 캡처하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0287] 100. 단락 99에 있어서, 제1 반사 초음파 신호를 상기 제3 반사 초음파 신호로 정규화하는 단계를 더 포함하는 혈압 측정 방법.
- [0288] 101. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 혈관이 경동맥인 혈압 측정 방법.
- [0289] 102. 현재 바람직한 일 실시예에서, 본 발명은:
초음파 신호를 송수신하기 위한 시스템으로서,
하나 이상의 출력 및 하나 이상의 입력을 포함하는 소프트웨어 정의 라디오;
소프트웨어 정의 라디오에 전기적으로 연결된 초음파 신호 처리 회로; 및
초음파 신호 처리 회로에 전기적으로 연결된 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 포함하고,
초음파 신호 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력으로부터의 하나 이상의 초음파 송신 신호를 처리하고 처리된 초음파 송신 신호를 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 전송하여 초음파를 생성하고, 신호 처리 유닛은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 처리하고 처리된 수신된 초음파 신호를 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력으로 전송하는 시스템을 제공한다.
- [0295] 103. 단락 102에 있어서, 초음파 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력으로부터의 하나 이상의 초음파 송신 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 고전압 증폭기를 포함하는 시스템.
- [0296] 104. 단락 103에 있어서, 초음파 처리 회로는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 가변 이득 증폭기를 포함하는 시스템.
- [0297] 105. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 초음파 처리 회로는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하기 위한 적어도 하나의 가변 이득 증폭기를 포함하는 시스템.
- [0298] 106. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 소프트웨어 정의 라디오의 출력은 이득 램프 및 송신 펄스를 포함하는 시스템.
- [0299] 107. 단락 106에 있어서, 초음파 처리 회로는 송신 펄스를 증폭하기 위한 고전압 증폭기를 포함하는, 시스템.
- [0300] 108. 단락 107에 있어서, 초음파 처리 회로는 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초한 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하는 가변 이득 증폭기를 포함하는 시스템.
- [0301] 109. 단락 108에 있어서, 램프 신호의 증폭 속도는 램프 신호의 초기 펄스가 소프트웨어 정의 라디오에 의해 방출된 이후의 시간에 대응하는 시스템.
- [0302] 110. 단락 109의 시스템에서, 초음파 트랜스듀서는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹을 포함하는 시스템.
- [0303] 111. 단락 110의 시스템에서, 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹은 각각 16개의 픽셀을 포함하는 시스템.
- [0304] 112. 단락 111에 있어서, 제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신하도록 구성되는 시스템.
- [0305] 113. 단락 111에 있어서, 제1 픽셀 그룹만이 처리된 초음파 송신 신호를 수신하는 시스템.
- [0306] 114. 단락 113에 있어서, 수신된 하나 이상의 초음파 신호는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹에 의해 초음파 처리 회로로 송신되는 수신 시스템.
- [0307] 115. 단락 108에 있어서, 가변 이득 증폭기는 저잡음, 단일 중단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기인 시스템.
- [0308] 116. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 초음파 트랜스듀서는 제1 픽셀 그룹 및 제2 픽셀 그룹을 포함하는 시스템.
- [0309] 117. 단락 116의 시스템에서, 제1 픽셀 그룹은 처리된 초음파 송신 신호를 수신하도록 구성되는 시스템.
- [0310] 118. 단락 117에 있어서, 제1 픽셀 그룹만이 처리된 초음파 송신 신호를 수신하는 시스템.

- [0311] 119. 단락 118에 있어서, 소프트웨어 정의 라디오에 연결된 컴퓨팅 장치를 더 포함하여, 상기 컴퓨팅 장치가 상기 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력을 제어하도록 하는 시스템.
- [0312] 120. 단락 119에 있어서, 컴퓨팅 장치는 디스플레이를 포함하고, 상기 디스플레이는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력에 의해 수신된 데이터를 디스플레이하는 시스템.
- [0313] 121. 단락 120에 있어서, 디스플레이는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 하나 이상의 초음파 이미지를 디스플레이하는 시스템.
- [0314] 122. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 소프트웨어 정의 라디오에 연결된 컴퓨팅 장치를 더 포함하여, 상기 컴퓨팅 장치가 상기 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 출력을 제어하도록 하는 시스템.
- [0315] 123. 단락 122에 있어서, 컴퓨팅 장치는 디스플레이를 포함하고, 상기 디스플레이는 소프트웨어 정의 라디오의 하나 이상의 입력에 의해 수신된 데이터를 디스플레이하는 시스템.
- [0316] 124. 단락 123에 있어서, 디스플레이는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 하나 이상의 초음파 이미지를 디스플레이하는 시스템.
- [0317] 125. 현재 바람직한 일 실시예에서, 본 발명은:
- [0318] 하나 이상의 초음파 신호를 조절하는 방법으로서,
- [0319] 소프트웨어 정의 라디오로부터 제1 송신 신호를 수신하는 단계;
- [0320] 제1 송신 신호를 증폭하여 증폭된 송신 신호를 형성하는 단계;
- [0321] 제1 멀티플렉서로, 증폭된 송신 신호를 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로 포워딩하는 단계;
- [0322] 제1 멀티플렉서로, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서로부터 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 수신하는 단계; 및
- [0323] 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 증폭하여 하나 이상의 증폭된 수신된 초음파 신호를 형성하는 단계를 포함하는 방법을 제공한다.
- [0324] 126. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초하는 방법.
- [0325] 127. 단락 126에 있어서, 증폭이 시간 의존적인 방법.
- [0326] 128. 단락 127에 있어서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행되는 방법.
- [0327] 129. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행되는 방법.
- [0328] 130. 임의의 선행하는 단락에 있어서, 적어도 하나의 물체를 향해 하나 이상의 초음파를 방출하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 물체는 하나 이상의 초음파를 반사하며, 반사된 초음파는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서에 의해 검출되고 하나 이상의 수신된 초음파 신호를 형성하는 방법.
- [0329] 131. 단락 130에 있어서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 소프트웨어 정의 라디오에 의해 송신된 이득 램프에 기초하는 방법.
- [0330] 132. 단락 131에 있어서, 증폭이 시간 의존적인 방법.
- [0331] 133. 단락 132에 있어서, 하나 이상의 수신된 초음파 신호의 증폭은 하나 이상의 저잡음, 단일 종단, 선형, 범용 가변 이득 증폭기에 의해 수행되는 방법.
- [0332] 134. 단락 130에 있어서, 적어도 하나의 물체는 환자의 혈관인 방법.
- [0333] 135. 단락 134에 있어서, 혈관이 경동맥인 방법.
- [0334] **VI. 정의**
- [0335] 달리 정의되지 않는 한, 본 명세서에서 사용된 모든 기술 용어, 표기법 및 기타 기술 및 과학 용어 또는 전문 용어는 청구된 주제가 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 갖는 것으로 의도된다. 일부 경우에, 일반적으로 이해되는 의미를 갖는 용어는 명료함 및/또는 용이한 참조를 위해

본원에 정의되며, 본원에 그러한 정의를 포함하는 것이 반드시 당업계에서 일반적으로 이해되는 것과 실질적인 차이를 나타내는 것으로 해석되어서는 안 된다.

- [0336] 본 출원 전체에 걸쳐, 다양한 실시예가 범위 형식으로 제시될 수 있다. 범위 형식의 설명은 단지 편의와 간결함을 위한 것이며 본 개시의 범위에 대한 융통성 없는 제한으로 해석되어서는 안 된다는 것을 이해해야 한다. 따라서, 범위에 대한 설명은 가능한 모든 하위 범위와 해당 범위 내의 개별 수치를 구체적으로 공개한 것으로 간주되어야 한다. 예를 들어, 1에서 6과 같은 범위의 설명은 1에서 3, 1에서 4, 1에서 5, 2에서 4, 2에서 6, 3에서 6 등과 같은 하위 범위 및 해당 범위 내의 개별 숫자(예를 들어, 1, 2, 3, 4, 5 및 6)를 구체적으로 공개한 것으로 간주되어야 한다. 이는 범위의 폭에 관계없이 적용된다.
- [0337] 명세서 및 청구범위에 사용된 바와 같이, 단수 형태 "a", "an" 및 "the"는 문맥이 달리 명백하게 지시하지 않는 한 복수의 참조를 포함한다. 예를 들어, "샘플"이라는 용어는 이들의 혼합물을 포함하여 복수의 샘플을 포함한다.
- [0338] "결정하는", "측정하는", "평가하는", "추정하는", "시험하는" 및 "분석하는"이라는 용어는 측정 형태를 나타내기 위해 종종 상호교환적으로 사용된다. 이 용어에는 요소의 존재 여부 결정(예를 들어, 탐지)이 포함된다. 이러한 용어에는 정량적, 정성적 또는 정량적 및 정성적 결정이 포함될 수 있다. 평가는 상대적이거나 절대적일 수 있다. "~의 존재를 감지하는"은 컨텍스트에 따라 존재하는지 여부를 판별하는 것 외에도 존재하는 것의 양을 판별하는 것을 포함할 수 있다.
- [0339] "대상", "사람" 또는 "환자"라는 용어는 종종 본 명세서에서 상호교환적으로 사용된다. "대상"은 발현된 유전 물질을 포함하는 생물학적 개체일 수 있다. 생물학적 실체는 예를 들어 박테리아, 바이러스, 진균 및 원생동물을 포함하는 식물, 동물 또는 미생물일 수 있다. 대상은 생체내에서 획득되거나 시험관내에서 배양된 생물학적 실체의 조직, 세포 및 이들의 자손일 수 있다. 대상은 포유류일 수 있다. 포유동물은 인간일 수 있다. 대상은 질병에 대한 고위험군으로 진단되거나 의심될 수 있다. 어떤 경우에는 대상이 반드시 질병에 걸릴 위험이 높은 것으로 진단되거나 의심되는 것은 아니다.
- [0340] "생체내(in vivo)"라는 용어는 환자의 신체에서 일어나는 사건을 설명하는 데 사용된다.
- [0341] "생체외(ex vivo)"라는 용어는 대상의 신체 외부에서 발생하는 사건을 설명하는 데 사용된다. 생체 외 분석은 대상에 대해 수행되지 않는다. 오히려 대상과 별개의 샘플에 대해 수행된다. 샘플에 대해 수행된 생체외 분석의 예는 "시험관 내" 분석이다.
- [0342] "시험관내(in vitro)"라는 용어는 물질이 획득되는 생물학적 공급원으로부터 분리되도록 실험실 시약을 담기 위한 용기에 포함된 발생한 이벤트를 설명하는 데 사용된다. 시험관내 분석은 살아있는 세포 또는 죽은 세포가 사용되는 세포 기반 분석을 포함할 수 있다. 시험관내 분석은 또한 온전한 세포가 사용되지 않는 무세포 분석을 포함할 수 있다.
- [0343] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 숫자 "약"은 그 숫자에 그 숫자의 10%를 더하거나 빼는 것을 의미한다. "약"이란 용어는 범위가 해당 범위에서 가장 낮은 값의 10%를 뺀 값과 최대 값의 10%를 더한 값을 말한다.
- [0344] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 용어 "또는"은 포괄적 또는 배타적인 의미로 해석될 수 있다. 더욱이, 단수의 자원, 작업 또는 구조에 대한 설명은 복수를 배제하는 것으로 읽혀서는 안 된다. 특별히 달리 언급되거나 사용된 문맥 내에서 달리 이해되지 않는 한, 특히, "can" "could" "might" 또는 "may"와 같은 조건부 언어는 일반적으로 특정 실시예가 특정 특징, 요소 및/또는 단계를 포함하는 반면, 다른 실시예는 특정 특징, 요소 및/또는 단계를 포함하지 않는다는 것을 전달하기 위한 것이다.
- [0345] 본 문서에 사용된 용어 및 구문, 및 그 변형은 달리 명시적으로 언급되지 않는 한 제한하는 것이 아니라 개방형으로 해석되어야 한다. "종래의", "전통적인", "정상적인", "표준", "알려진"과 같은 형용사 및 유사한 의미의 용어는 설명된 항목을 주어진 기간으로 제한하거나 현재 주어진 기간으로 사용 가능한 항목으로 제한하는 것으로 해석되어서는 안 되며, 그러나 대신에 미래에 언제든지 사용 가능하거나 알려질 수 있는 종래의, 전통적, 정상적 또는 표준 기술을 포괄하는 것으로 읽어야 한다. 일부 경우에, "하나 이상", "적어도", "그러나 이에 국한되지 않는"과 같은 확장 단어 및 구의 존재는 기타 유사한 구의 존재는 이러한 확장 어구가 없을 수 있는 경우에 더 협소한 경우가 의도되거나 요구되는 것을 의미하는 것으로 읽혀져서는 안 된다.
- [0346] 본 명세서에 사용된 섹션 제목은 조직화 목적만을 위한 것이며 설명된 주제를 제한하는 것으로 해석되어서는 안 된다.

[0347] VII. 실시예

[0348] 하기의 실시예는 단지 예시 목적으로 포함되며 본 발명의 범위를 제한하도록 의도되어 있지 않다.

[0349] **실시예 1: 커프를 이용한 혈압 측정**

[0350] 혈압계 커프를 활용한 이전의 방법을 이용한 혈압 측정의 예에서, 환자의 팔은 편안한 표면에 놓여 있다. 그런 다음, 훈련된 간호사나 의사가 환자의 상완 주위에 적절한 크기의 커프를 놓는다. 청진기가 커프 바로 아래에 있는 환자의 상완 동맥에 위치한다.

[0351] 그런 다음, 훈련된 사람은 커프를 180mmHG로 팽창시키고 3mm/초의 제안 속도로 커프에서 공기를 방출하기 시작한다. 훈련받은 사람은 청진기로 듣는 동안 커프의 혈압계를 동시에 관찰해야 한다.

[0352] 제1 "노크 소리"는 혈압계를 사용하여 환자의 수축기 혈압을 측정할 지점을 나타낸다. 노크 소리가 사라지면, 혈압계를 사용하여 환자의 이완기 혈압을 측정한다. 측정된 수축기 및 이완기 혈압을 기록해야 한다.

[0353] 다른 쪽 팔에서 측정하는 것이 또한 추천된다. 팔의 측정값 사이의 모든 차이를 기록해야 한다. 또한, 환자의 위치와 사용된 커프 크기를 기록해야 한다.

[0354] 환자의 혈압이 상승한 것으로 보이면, 환자의 혈압을 적어도 2회 추가 측정하는 것이 추천된다. 측정 사이에 휴식 시간이 주어진다.

[0355] **실시예 2: 동맥 공명을 이용한 혈압 측정**

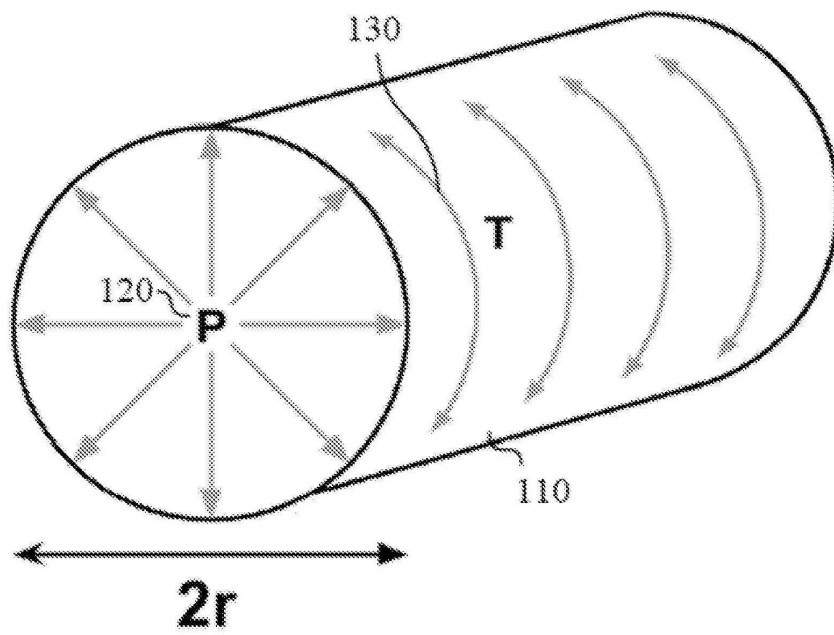
[0356] 하나 이상의 초음파 트랜스듀서 및 전기음향 트랜스듀서를 포함하는 접촉 기관이 환자의 경동맥 근위부에 부착된다. 접촉 기관에 제공된 전기음향 트랜스듀서가 활성화된다.

[0357] 전기음향 트랜스듀서는 오디오 주파수 범위를 통해 변경된다. 초음파 트랜스듀서는 동맥의 공명이 최대 수준일 때 감지한다. 공진 주파수는 잠시 유지되고 기록된다. 초음파 트랜스듀서는 동맥의 동맥 벽 두께와 직경을 결정한다. 그런 다음 환자의 혈압을 계산하고 기록한다.

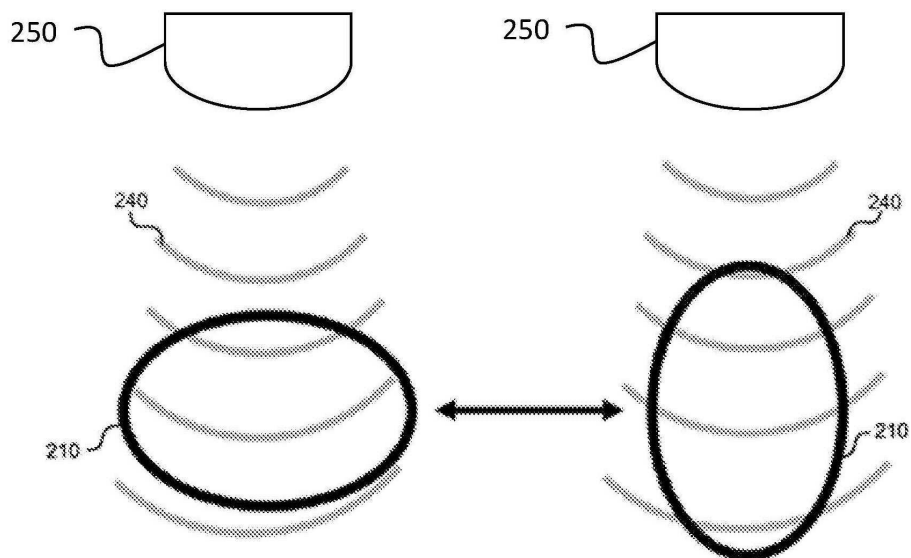
[0358] 본 발명의 바람직한 실시예가 본 명세서에 도시되고 설명되었지만, 그러한 실시예는 단지 예로서 제공된다는 것이 당업자에게 명백할 것이다. 수많은 변형, 변경 및 대체가 이제 본 발명을 벗어남이 없이 당업자에게 발생할 것이다. 본 명세서에 기술된 본 발명의 실시예에 대한 다양한 대안이 본 발명을 실시하는데 이용될 수 있음을 이해해야 한다. 하기의 청구범위는 본 발명의 범위를 정의하고 이러한 청구범위 및 그 균등물의 범위 내의 방법 및 구조도 이에 의해 포함되는 것으로 의도되어 있다.

도면

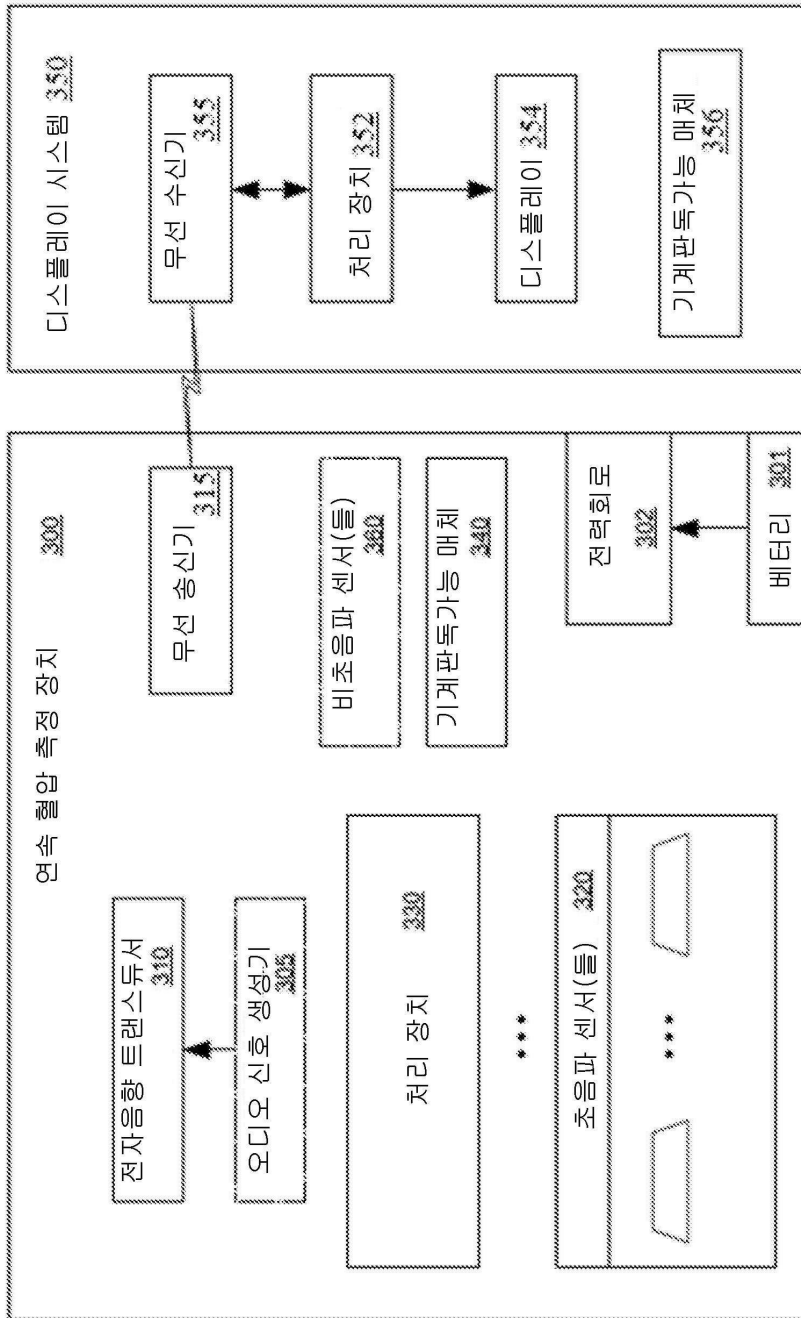
도면1



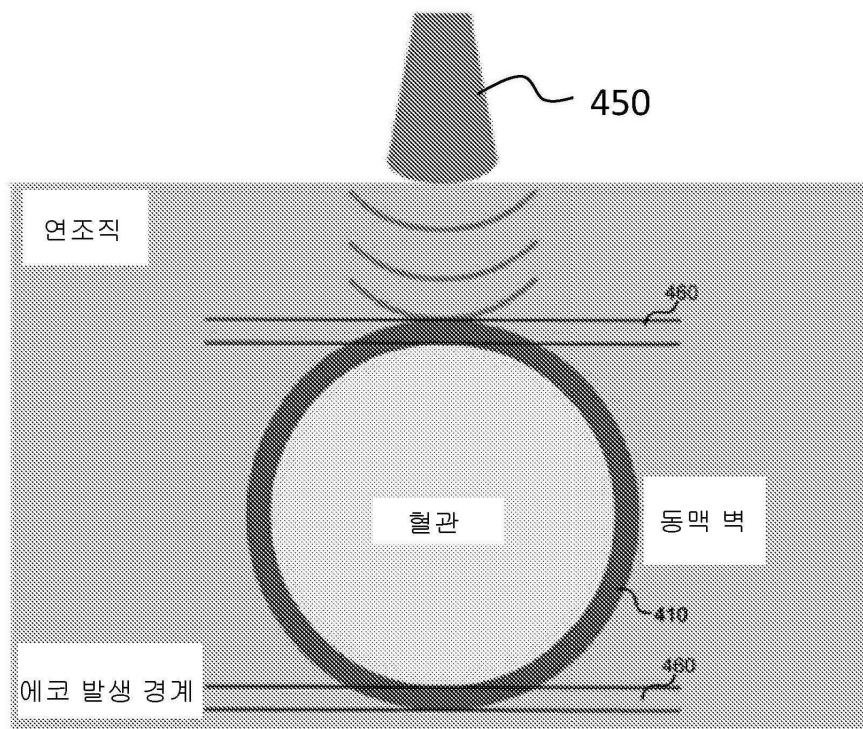
도면2



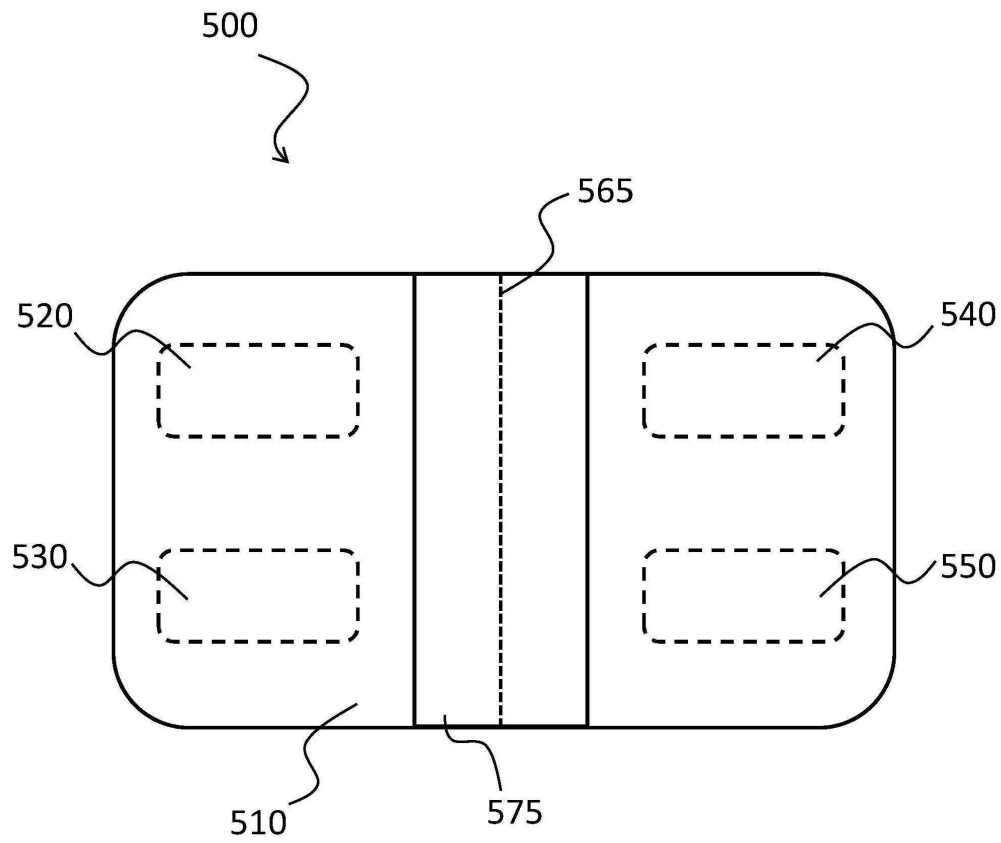
도면3



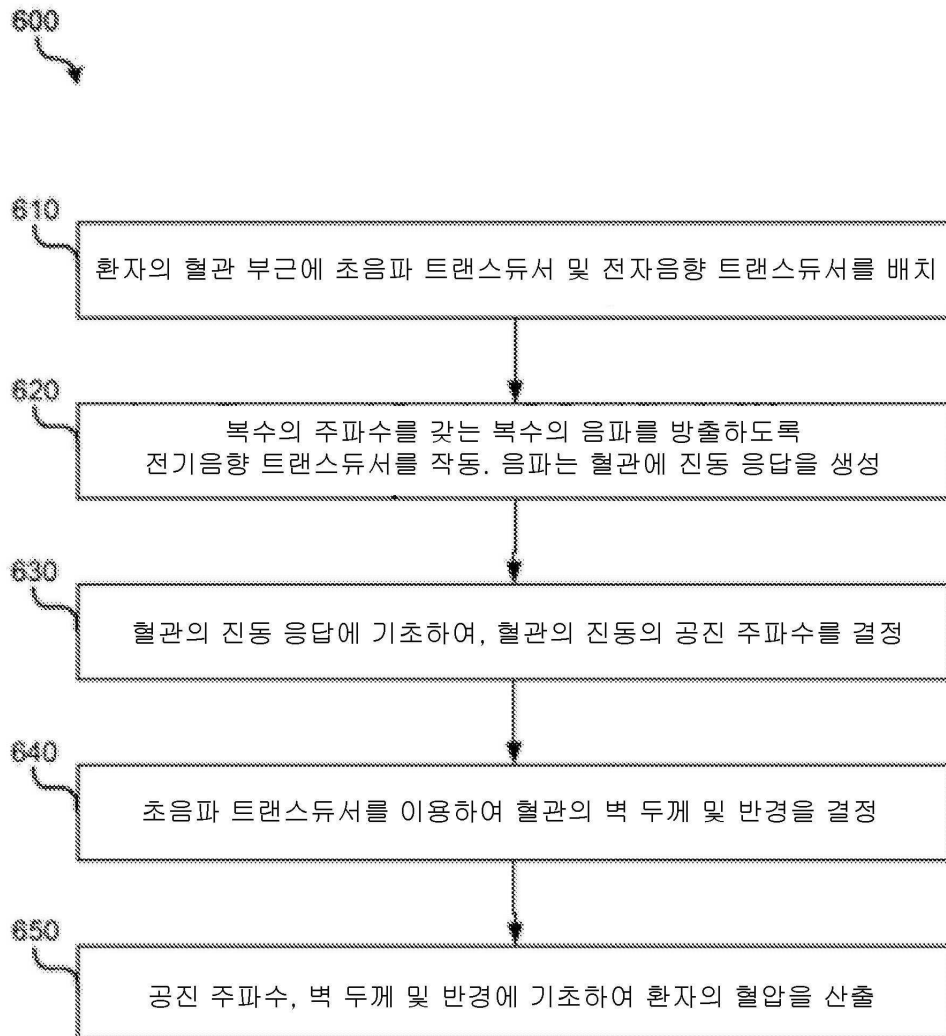
도면4



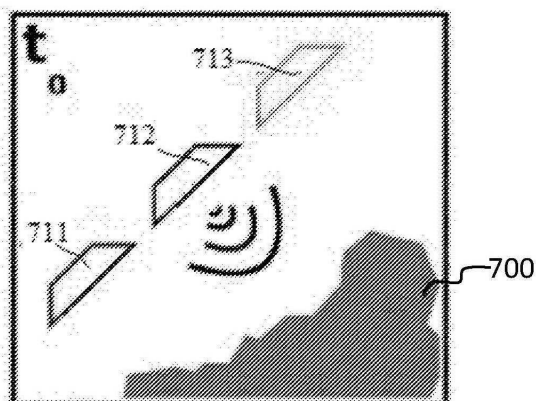
도면5



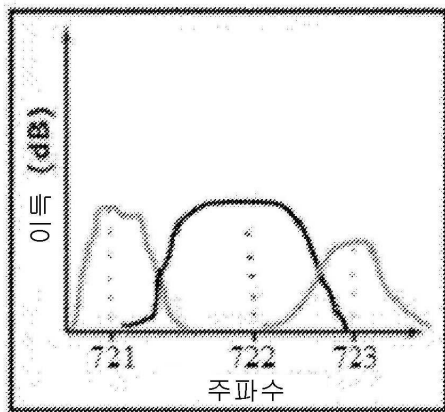
도면6



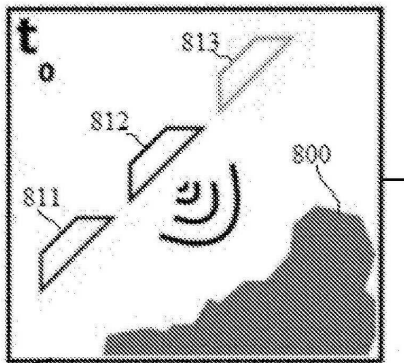
도면7a



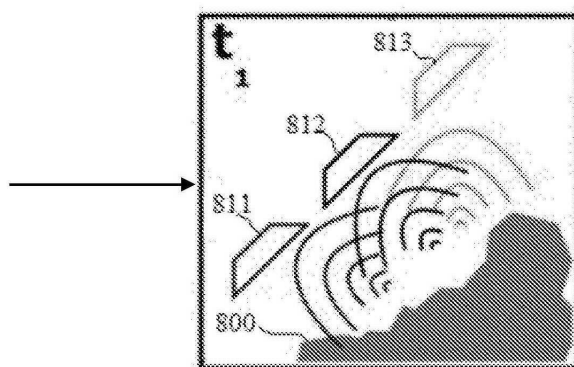
도면7b



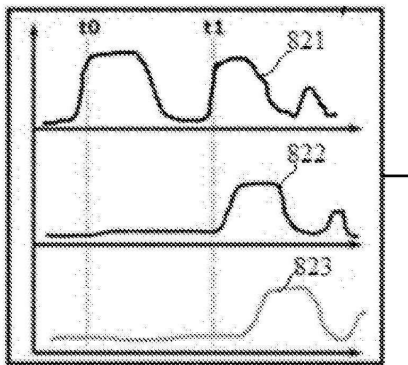
도면8a



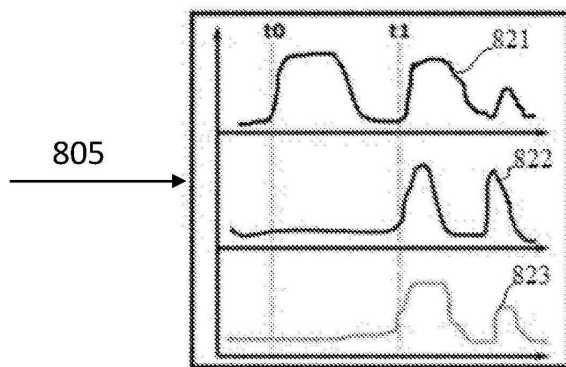
도면8b



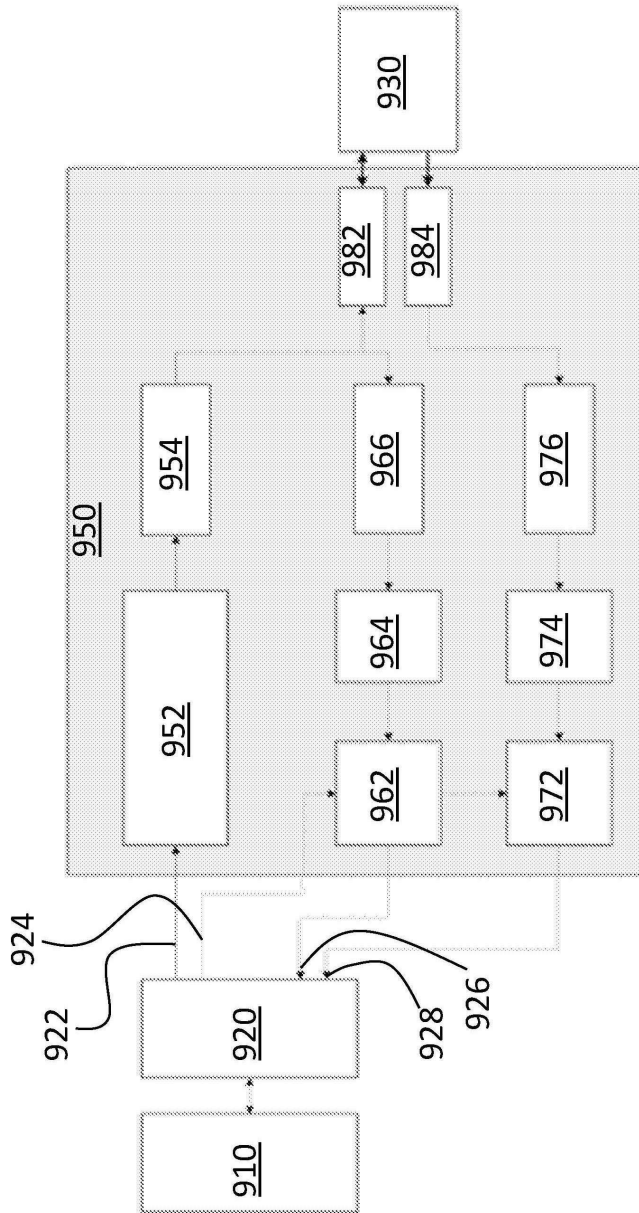
도면8c



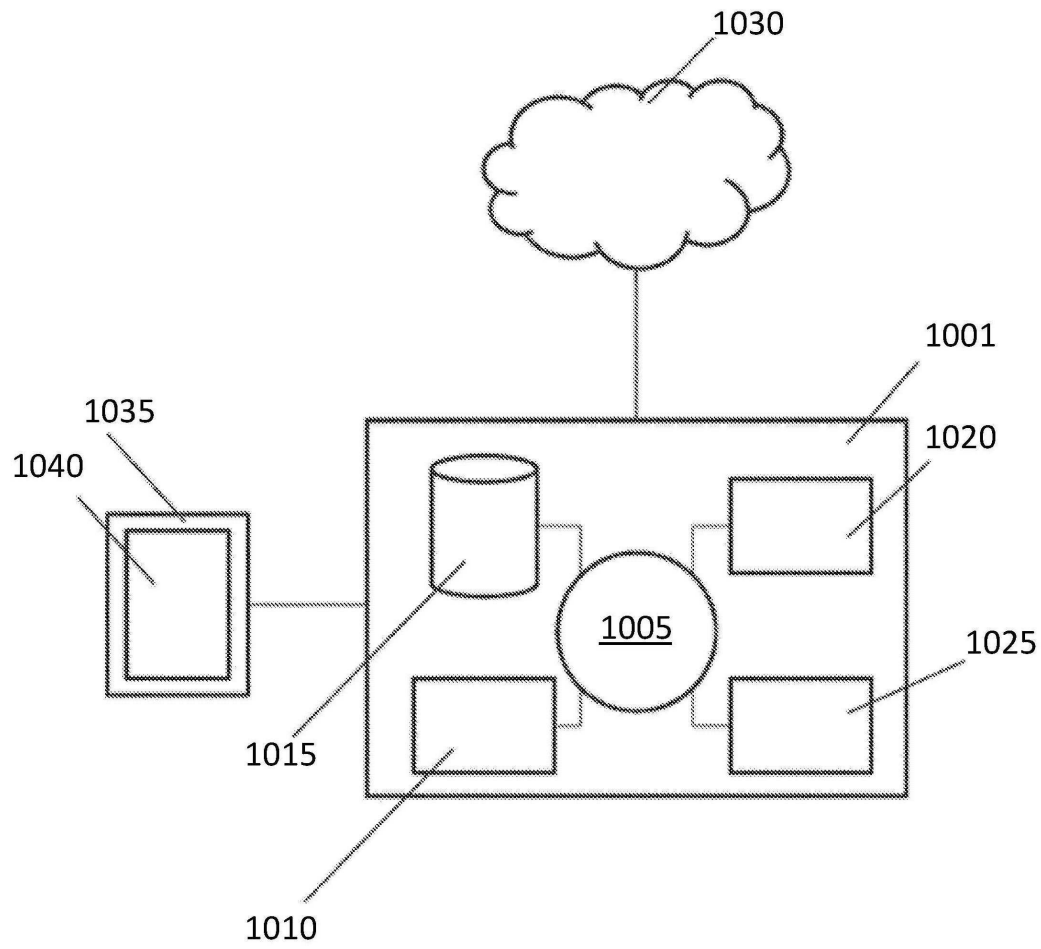
도면8d



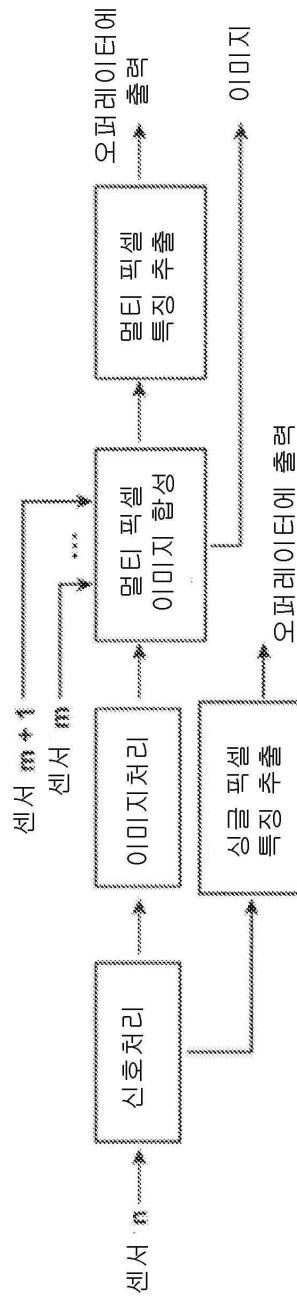
도면9



도면10



도면11



도면12

