



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년01월29일

(11) 등록번호 10-1487372

(24) 등록일자 2015년01월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/021 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7031451

(22) 출원일자(국제) 2007년05월23일

심사청구일자 2012년05월17일

(85) 번역문제출일자 2008년12월24일

(65) 공개번호 10-2009-0023633

(43) 공개일자 2009년03월05일

(86) 국제출원번호 PCT/US2007/069545

(87) 국제공개번호 WO 2007/140210

국제공개일자 2007년12월06일

(30) 우선권주장

60/802,810 2006년05월24일 미국(US)

(뒷면에 계속)

(56) 선행기술조사문헌

JP08280638 A

JP09152308 A

US04976268 A

US05158091 A

전체 청구항 수 : 총 16 항

심사관 : 최성수

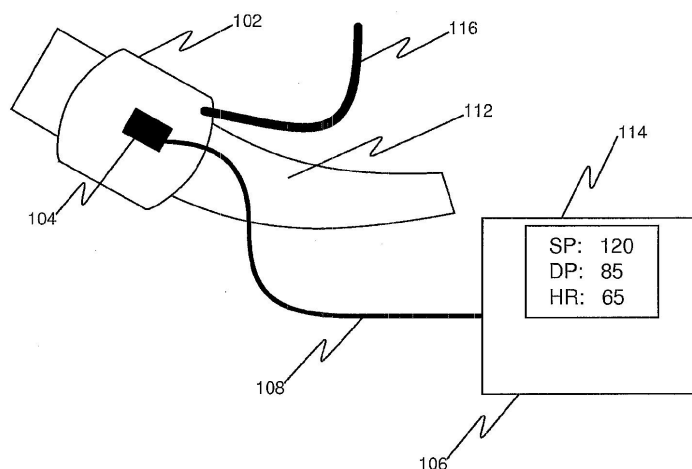
(54) 발명의 명칭 광학 활력 징후 검출 방법 및 측정 장치

(57) 요약

센서 고정 장치, 광 감지 시스템, 및 출력 유닛을 포함하는 활력 징후 측정 장치를 개시한다. 센서 고정 장치는 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓이도록 구성된다. 광 감지 시스템은 그 모두가 센서 고정 장치에 의해 유지되고 센서 고정 장치의 움직임에 따라 움직이는 광원, 광 굴절기, 및 광 검출기를 포함한

(뒷면에 계속)

대표도



다. 광 감지 시스템은 센서 고정 장치가 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓였을 때에 동맥 맥박에 대응된 움직임을 감지하도록 센서 고정 장치에 대해 위치된다. 광 감지 시스템은 그 광 감지 시스템의 하나 이상의 부분이 그 광 감지 시스템의 다른 부분들에 대해 움직이거나 구부러지거나 압축되어 그 결과로 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변화가 일어나는 것으로부터 동맥 맥박을 감지할 수 있다. 출력 유닛은 동맥 맥박에 대응된 움직임을 나타내는 입력을 광 감지 시스템으로부터 수신하고, 그 입력을 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시킨다.

(30) 우선권주장

60/874,665 2006년12월13일 미국(US)

60/898,269 2007년01월31일 미국(US)

특허청구의 범위

청구항 1

활력 징후를 측정하는 장치에 있어서,

안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓이도록 구성된 센서 고정 장치;

광원(optical source), 광 굴절기(optical refractor) 및 광 검출기(optical detector)를 포함하는 광 감지 시스템으로서, 상기 광원, 상기 광 굴절기 및 상기 광 검출기는 모두 상기 센서 고정 장치에 의해 지지되고 상기 센서 고정 장치와 함께 움직이며, 상기 센서 고정 장치가 상기 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓였을 때 동맥 맥박에 대응하는 움직임을 감지하도록 상기 센서 고정 장치에 대해 위치하며, 결과적으로 상기 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변동을 야기하는, 상기 광 감지 시스템의 다른 부분들에 대한 상기 광 감지 시스템의 적어도 한 부분의 움직임, 구부러짐 또는 압축으로부터 동맥 맥박을 감지하는, 상기 광 감지 시스템;

상기 센서 고정 장치가 상기 해부학적 부위에 맞대어 놓여질 때 센서 패드가 상기 해부학적 부위에 맞대어 놓여지도록 상기 센서 고정 장치에 의해 지지되는, 상기 센서 패드; 및

동맥 맥박에 대응하는 움직임을 나타내는 입력을 상기 광 감지 시스템으로부터 수신하고, 상기 입력을 이용해서 활력 징후의 척도(measure)를 생성하는 출력 유닛을 포함하고,

상기 광원에 대한 상기 광 굴절기의 상기 움직임, 구부러짐, 또는 압축을 야기하도록, 상기 센서 패드는 상기 광 감지 시스템의 적어도 한 부분에 부착되거나 상기 광 감지 시스템의 적어도 한 부분을 밀어붙이고,

상기 광원에 대한 상기 광 굴절기의 상기 움직임, 구부러짐, 또는 압축은 상기 광 감지 시스템에 의해 탐지되는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

센서 고정 장치는 팽창 가능한 커프(inflatable cuff)인 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

해부학적 부위에 가해지는 압력을 검출하는 압력 센서를 더 포함하고,

상기 출력 유닛은 상기 해부학적 부위에 가해지는 압력을 나타내는 압력 입력을 상기 압력 센서로부터 수신하며, 상기 광 감지 시스템으로부터의 상기 입력과 상기 압력 입력을 이용해서 활력 징후를 발생시키는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 4

제1항 또는 제2항에 있어서,

광 굴절기는 압축 가능한 도파관(waveguide)인 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 광원과 상기 광 굴절기는 스펙클 패턴(speckle pattern) 출력을 내도록 구성되는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 광 감지 시스템은 상기 광 검출기가 상기 스펙클 패턴 출력의 일부를 수신하지 못하도록 하는 공간 광 차

단기(occluder)를 더 포함하는, 활력 징후 측정 장치.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 광 검출기는 상기 스펙클 패턴 출력보다 작은 표면적을 갖는 광 에너지 수신부를 더 포함하는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 8

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 활력 징후는 심박수, 동맥 맥박 파형, 수축기 혈압, 확장기 혈압, 평균 동맥 혈압, 맥압, 및 동맥 유순도(arterial compliance) 중 적어도 하나 이상인 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 9

제1항 또는 제2항에 있어서,

광 감지 시스템의 적어도 일부에 부착되어 동맥 맥박으로부터의 힘에 맞서고, 동맥 맥박 이후에 상기 광 감지 시스템을 초기 위치로 되돌리는 스프링을 더 포함하는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 10

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 광 감지 시스템과 상기 출력 유닛은, 결과적으로 상기 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변동을 야기하는, 광 감지 시스템의 다른 부분들에 대한 광 감지 시스템의 적어도 한 부분의 움직임, 구부러짐 또는 압축으로부터 동맥 맥박의 맥박 진폭을 감지하도록 구성되는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 11

활력 징후를 측정하는 장치에 있어서,

광원(optical source), 광 굴절기(optical refractor) 및 광 검출기(optical detector)를 포함하는 광 감지 시스템을 수용하는 하우징(housing);

상기 하우징 밖으로 뻗어있고, 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓이며, 센서 패드의 움직임이 결과적으로 상기 하우징 내에 위치하는 상기 센서 패드의 압력 부분이 상기 광 감지 시스템의 적어도 한 부분을 밀어붙여서, 상기 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변화를 낳는, 상기 광 감지 시스템의 광원에 대한 상기 광 감지 시스템의 광 굴절기의 움직임, 구부러짐, 또는 압축을 야기하도록 구성되는 상기 센서 패드;

상기 광 감지 시스템으로부터 동맥 맥박에 대응하는 움직임을 나타내는 입력을 수신하고, 상기 입력을 이용해서 활력 징후의 척도(measure)를 발생시키는 출력 유닛을 포함하는, 활력 징후 측정 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

광 감지 시스템의 적어도 일부에 부착되어 동맥 맥박으로부터의 힘에 맞서고, 동맥 맥박 이후에 상기 광 감지 시스템을 초기 위치로 되돌리는 스프링을 더 포함하는 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 광 감지 시스템 및 상기 센서 패드를 상기 해부학적 부위에 맞대어 수용하도록 구성되는 센서 고정 장치를 더 포함하는, 활력 징후 측정 장치.

청구항 14

제11항에 있어서,

상기 광 굴절기는 스펙클 패턴 출력을 생성하도록 구성되는 확산기(diffuser)인 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 15

제11항에 있어서,

상기 광 굴절기는 압축 가능한 도파관(waveguide)인 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 16

제11항에 있어서,

상기 광 굴절기는 유연한 도파관(waveguide)인 것인, 활력 징후 측정 장치.

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 활력 징후 검출에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 활력 징후 측정 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 혈압은 혈액순환에 의해 혈관벽에서 생기는 힘을 말하며, 필수 활력 징후 중 하나이다. 수축혈압은 동맥에서 최대혈압이며, 이는 심장 주기의 시작에서 발생한다. 확장기혈압은 최저혈압으로, 이는 심장 주기의 휴지기이다. 전체 심장 주기의 평균압이 평균동맥압이라고 알려져 있다. 맥압은 측정된 최대 압력과 최소 압력의 차를 나타낸다.

[0003] 혈압은 침투적(invasively) (피부에 침투하여 혈관 내부 측정) 또는 비침투적으로(non-invasively) 측정할 수 있다. 침투적 방법은 일반적으로 병원에서만 행해진다. 비침투적 청진법과 오실로메트릭(진동) 방법은 침투적 방법들보다 간단하고 빠르고, 덜 복잡하며, 환자는 불편함과 고통스러움 적게 느낀다. 비침투적 측정 방법은 정기적인 검진과 모니터링을 위해 좀 더 일반적으로 사용된다.

[0004] 상기 청진법은 일반적으로 청진기와 혈압계를 사용한다. 부풀 수 있는 커프는 대략 심장과 같은 수직높이에서

상완 주변에 위치시켜, 수은 혈압계 또는 아네로이드 기압계에 공압식으로 연결되어 있다. 수은 혈압계는 수은 기둥의 높이를 측정하며, 눈금 없이 절대적인 커프 압력을 측정하기 때문에 다른 압력계에 영향을 미치는 눈금의 오류와 드리프트가 되지 않는다. 상기 커프는 반복하여 손으로 고무 공모양의 물체를 짊어 상완 동맥이 완전히 폐색될 때까지 부풀게 된다. 청진기로 상완 동맥 말단에서부터 가압된 커프를 들으면서, 검진자는 서서히 커프 내의 압력을 이완시킨다. 혈액이 동맥 내를 흐르기 시작하면, 난류가 획 하고 움직이는 소리 또는 두드리는 소리를 만들어낸다 (첫 코토르코프 소리). 이 소리가 처음으로 들리는 압력이 수축기 혈압이다. 커프 압력은 확장기 혈압에서 소리가 들리지 않을 때까지 (제5 코토르코프 소리) 더 이완된다.

[0005]

상기 오실로메트릭 방법은 종종 지속적인 모니터링과 단일 측정을 위해 사용된다. 장치는 기능적으로는 청진법과 유사하지만, 청진기와 검진자의 귀에 의존하지 않는다. 대신, 검출 수단은 압력 센서로 공기로 커프와 연결되고 비교적 작은 진동을 동맥압 파형과 동기적인 커프 압력 내에 등록한다. 커프 압력 내의 최초 진동은 수축 혈압에서는 발생하지 않으며, 실질적으로 수축 혈압보다 높은 커프 압력에서 발생한다. 커프는 처음에는 수축 혈압 이상으로 부풀어 오른다. 이후, 커프 압력은 점점 낮아진다. 수축 및 확장기 혈압의 수치는 다양한 커프 압력에서 알고리즘의 사용에 의해 나타나는 상이한 진동 크기로부터 측정된다. 수축 및 확장기 혈압을 측정하기 위해 사용되는 알고리즘은 대개 가능한 한 진동법적 결과를 청진법을 사용하여 획득한 결과에 매치시키기 위해 실험적으로 획득한 계수를 사용한다.

발명의 상세한 설명

[0006]

몇몇 양태에서, 본 발명의 실시예에 따른 활력 징후 측정 장치는 센서 고정 장치, 광 감지 시스템, 및 출력 유닛을 포함한다. 센서 고정 장치는 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓이도록 구성된다. 광 감지 시스템은 그 모두가 센서 고정 장치에 의해 유지되고 센서 고정 장치의 움직임에 따라 움직이는 광원, 광 굴절기, 및 광 검출기를 포함한다. 광 감지 시스템은 센서 고정 장치가 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓였을 때에 동맥 맥박에 대응된 움직임을 감지하도록 센서 고정 장치에 대해 위치된다. 광 감지 시스템은 그 하나 이상의 부분이 다른 부분들에 대해 움직이거나 구부러지거나 압축되어 그 결과로 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변화가 일어나는 것으로부터 동맥 맥박을 감지할 수 있다. 출력 유닛은 동맥 맥박에 대응된 움직임을 나타내는 입력을 광 감지 시스템으로부터 수신하고, 그 입력을 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시킨다.

[0007]

몇몇 양태에서, 센서 고정 장치는 팽창 가능한 커프(inflatable cuff)일 수 있다. 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 해부학적 부위에 가해지는 압력을 검출하는 압력 센서를 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 출력 유닛은 해부학적 부위에 가해지는 압력을 나타내는 압력 입력을 압력 센서로부터 수신하고, 광학 감지 시스템으로부터의 입력과 그 압력 입력을 사용하여 활력 징후를 발생시킨다.

[0008]

몇몇 구현에서, 피검자의 해부학적 부위는 상완이고, 센서 고정 장치는 상완 동맥(brachial artery)의 맥박에 기인한 움직임을 감지하게 광 감지 시스템을 위치시킬 수 있도록 구성될 수 있다. 몇몇 구현에서, 피검자의 해부학적 부위는 손목이고, 센서 고정 장치는 요골 동맥(radial artery)의 맥박에 기인한 움직임을 감지하도록 광 감지 시스템을 위치시킬 수 있도록 구성될 수 있다. 몇몇 구현에서, 피검자의 해부학적 부위는 발목이고, 센서 고정 장치는 발목에 있는 하나 이상의 동맥의 맥박에 기인한 움직임을 감지하게 광 감지 시스템을 위치시킬 수 있도록 구성될 수 있다.

[0009]

몇몇 구현에서, 광 굴절기는 압축 가능한 도파관이고 광 굴절기는 구부러질 수 있는 도파관일 수 있다. 몇몇 구현에서, 광학 굴절기는 확산기일 수 있다.

[0010]

몇몇 구현에서, 광원과 광 굴절기는 스펙클 패턴(speckle pattern) 출력을 내도록 구성될 수 있다. 광 검출기는 스펙클 패턴 출력의 일부를 검출하여 그로부터 스펙클 패턴 출력의 검출된 부분 내에 들어있는 광 에너지를 나타내는 신호를 발생시키도록 위치될 수 있다. 몇몇 구현에서, 광 센서는 광 검출기가 스펙클 패턴 출력의 일부를 수신하는 것을 막는 공간 차광기를 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 광 검출기는 스펙클 패턴 출력보다 작은 표면적을 갖는 광 에너지 수신부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 광 에너지 수신부의 표면적은 평균 스펙클 크기의 100배 미만일 수 있다.

[0011]

몇몇 구현에서, 광원은 가간섭 광원인 것을 특징으로 한다.

[0012]

몇몇 구현에서, 활력 징후는 심박수, 동맥 맥박 파형, 수축기 혈압, 확장기 혈압, 평균 동맥 혈압, 맥압, 및 동맥 유순도(arterial compliance) 중의 하나 이상인 것을 특징으로 한다.

[0013]

몇몇 구현에서, 출력 유닛은 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호를 나타내는 신호를 사용하여 활력 징후의 측정

치를 발생시키는 것을 특징으로 한다.

- [0014] 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 출력 유닛에 의해 발생된 활력 징후 측정치를 표시하는 디스플레이를 더 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 출력 유닛에 의해 발생된 활력 징후 측정치가 소정의 기준을 충족시키지 못할 경우에 사람이 탐지할 수 있는 신호를 내는 경보 시스템을 포함할 수 있다.
- [0015] 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 광 감지 시스템의 적어도 일부에 부착되어 동맥 맥박으로부터의 힘에 맞서고 동맥 맥박 후에는 광 감지 시스템을 초기 위치로 되돌리는 스프링을 포함할 수 있다.
- [0016] 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 센서 고정 장치가 놓인 해부학적 부위에 인접한, 피검자의 제2 해부학적 부위에 맞대어 놓이도록 구성된 압력 부여 장치를 포함하고, 압력 부여 장치는 그 압력 부위 장치로부터 떨어진 그 말단의 위치에서 광 감지 시스템이 동맥 맥박을 검출할 수 있다.
- [0017] 몇몇 구현에서, 광 감지 시스템과 출력 유닛은 광 감지 시스템의 하나 이상의 부분이 광 감지 시스템의 다른 부분들에 대해 움직이거나 구부러지거나 압축되어 그 결과로 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변화가 일어나는 것으로부터 동맥 맥박의 맥박 진폭을 감지하도록 구성될 수 있다. 몇몇 구현에서, 광 감지 시스템은 일련의 동맥 맥박들을 나타내는 광 신호들을 검출하도록 구성되고, 출력 유닛은 그 일련의 동맥 맥박들 각각에 대해 맥박 파형을 결정하도록 구성될 수 있다.
- [0018] 몇몇 양태에서, 본 발명의 실시예에 따른 활력 징후 측정 방법은 피검자의 활력 징후를 측정하는 방법으로서, 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 센서 고정 장치를 맞대어 놓되, 그 모두가 센서 고정 장치에 의해 유지되고 센서 고정 장치의 움직임에 따라 움직이는 광원, 광 굴절기, 및 광 검출기를 포함하는 광 감지 시스템을 센서 고정 장치가 유지시키도록 하는 단계; 광 감지 시스템의 하나 이상의 부분이 다른 부분들에 대해 움직이거나 구부러지거나 압축되어 그 결과로 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변화가 일어나게끔 하는 동맥 맥박에 대응된 움직임을 광 감지 시스템을 작동시켜 감지하는 단계; 및 광 검출기에 의해 수신되는 광 에너지의 양의 변화를 나타내는 입력을 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 몇몇 구현에서, 센서 고정 장치에 의해 피검자의 해부학적 부위에 압력을 가하는 단계를 더 포함하고, 센서 고정 장치에 의해 해부학적 부위에 가해지는 압력을 일정 시간에 걸쳐 감소시키는 단계; 그 일정 시간에 걸쳐 광 검출기에 의해 수신되는 광 신호의 변화로부터 그 시간 동안의 동맥 맥박에 대한 일련의 맥박 특징을 결정하되, 그 시간 동안의 일련의 맥박 특징에 의거하여 활력 징후의 측정치를 발생시키는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 몇몇 구현에서, 측정된 혈압 측정치, 초기 맥박 특징, 및 후속 맥박 특징을 얻는 단계; 및 측정된 혈압 측정치, 초기 맥박 특징, 및 후속 맥박 특징에 기초하여 활력 징후를 발생시키는 단계를 포함할 수 있다. 감지된 움직임을 나타내는 광 감지 시스템으로부터의 입력을 사용하여, 초기 맥박 특징은 초기 시점에 획득될 수 있고, 후속 맥박 특징은 후속하는 시점에 획득될 수 있다. 측정된 혈압 측정치를 후속 시점보다 초기 시점에 더 가까운 측정 시점에서 획득될 수 있다.
- [0021] 몇몇 구현에서, 광원과 광 굴절기의 상대 움직임에 응하여 변하는 스펙클 패턴 출력을 내도록 그 광원과 광 굴절기를 구성하는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 몇몇 구현에서, 심박수, 동맥 맥박 파형, 수축기 혈압, 확장기 혈압, 평균 동맥 혈압, 맥압, 및 동맥 유순도 중의 하나 이상을 활력 징후로 하는 것을 특징으로 한다.
- [0023] 몇몇 구현에서, 감지된 움직임을 나타내는 입력을 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시키는 단계는 광 굴절기에 의해 수신되는 광 에너지의 양의 변화로부터 맥박 진폭을 결정하는 단계인 것을 특징으로 한다.
- [0024] 몇몇 양태에서, 본 발명의 실시예에 따른 활력 징후 측정 장치는 센서 고정 장치, 광 감지 시스템, 및 출력 유닛을 포함한다. 센서 고정 장치는 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓이도록 구성된다. 광 감지 시스템은 그 모두가 센서 고정 장치에 의해 유지되고 센서 고정 장치의 움직임에 따라 움직이는 광원 장치와 광 검출기를 포함한다. 광원 장치는 스펙클 패턴 출력을 내도록 구성되고, 광 검출기는 스펙클 패턴 출력의 적어도 일부를 검출하여 그로부터 스펙클 패턴 출력의 검출 부분을 발생시키도록 위치된다. 광 감지 시스템은 그 하나 이상의 부분이 다른 부분들에 대해 움직이거나 구부러지거나 압축되어 그 결과로 스펙클 패턴 출력의 검출 부분 내에서 수신되는 광 신호의 변화가 일어나는 것으로부터 동맥 맥박을 감지할 수 있다. 출력 유닛은 스펙클 패턴 출력의 검출 부분 내에서 수신되는 광 신호를 나타내는 신호를 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시킨다.

- [0025] 몇몇 구현에서, 센서 고정 장치는 팽창 가능한 커프일 수 있다. 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 해부학적 부위에 가해지는 압력을 검출하는 압력 센서를 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 출력 유닛은 해부학적 부위에 가해지는 압력을 나타내는 압력 입력을 압력 센서로부터 수신하고, 스펙클 패턴 출력의 검출 부분 내에서 수신되는 광 신호를 나타내는 신호와 그 압력 입력을 사용하여 활력 징후를 발생시킨다.
- [0026] 몇몇 구현에서, 피검자의 해부학적 부위는 상완이고, 센서 고정 장치는 상완 동맥의 맥박에 기인한 움직임을 감지하게 광 감지 시스템을 위치시키도록 구성된다.
- [0027] 몇몇 구현에서, 광원 장치는 광원과, 그 광원에 의해 생성되는 광 신호를 확산시켜 스펙클 패턴 출력을 내는 확산기를 포함할 수 있다. 예를 들어, 확산기는 폴리옥시메틸렌(polyoxymethylene), 백색 불소 중합체(white fluoropolymer), 폴리아미드(polyamide), 또는 그 조합체를 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 광 신호는 0.2mm 내지 1.0mm의 두께를 갖는 확산기의 부분을 통해 이동한다.
- [0028] 몇몇 구현에서, 광원 장치는 광원과, 그 광원에 의해 생성되는 광 신호를 굴절시켜 스펙클 패턴 출력을 내는, 표면 결함이 있는 거울을 포함할 수 있다.
- [0029] 몇몇 구현에서, 광 검출기가 스펙클 패턴 출력의 일부를 수신하는 것을 막는 공간 차광기를 더 포함할 수 있다. 공간 차광기는 광 개구가 형성된 블로킹 구조체일 수 있다.
- [0030] 몇몇 구현에서, 광 검출기는 스펙클 패턴 출력의 면적보다 작은 표면적을 갖는 광 에너지 수신부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 스펙클 패턴 출력의 검출 부분은 스펙클 패턴 출력의 평균 스펙클 면적의 100배 미만일 수 있다. 몇몇 구현에서, 스펙클 패턴 출력의 검출 부분은 스펙클 패턴 출력의 평균 스펙클 면적의 1 내지 25배일 수 있다.
- [0031] 몇몇 구현에서, 광원은 가간섭 광원일 수 있다
- [0032] 몇몇 구현에서, 광 검출기는 다수의 광 검출 영역을 포함하되, 각각의 광 검출 영역은 스펙클 패턴 출력의 다수의 검출 영역으로부터 스펙클 패턴 출력의 광 에너지를 수신하도록 구성되며, 광 검출기는 CCD 검출기 또는 CMOS 검출기인 것을 특징으로 한다.
- [0033] 몇몇 구현에서, 활력 징후는 심박수, 동맥 맥박 파형, 수축기 혈압, 확장기 혈압, 평균 동맥 혈압, 맥압, 및 동맥 유순도 중의 하나 이상인 것을 특징으로 한다.
- [0034] 몇몇 구현에서, 광 감지 시스템의 적어도 일부에 부착되어 동맥 맥박으로부터의 힘에 맞서고 동맥 맥박 후에는 광 감지 시스템을 초기 위치로 되돌리는 스프링을 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 활력 징후 측정 장치는 센서 고정 장치에 의해 해부학적 부위에 인접하게 유지되는 센서 패드를 포함할 수 있다. 센서 패드의 변조는 스펙클 패턴 출력의 변조를 야기할 수 있는 광원의 일부의 상대적 움직임, 압축, 또는 구부러짐을 야기할 수 있다.
- [0035] 몇몇 구현에서, 광 감지 시스템은 그 광 감지 시스템의 하나 이상의 부분이 광 감지 시스템의 다른 부분들에 대해 움직이거나 구부러지거나 압축되어 그 결과로 스펙클 패턴 출력의 검출 부분의 일련의 변화가 일어나는 것로부터 동맥 맥박의 맥박 진폭을 감지하도록 구성될 수 있다. 몇몇 구현에서, 광 감지 시스템은 일련의 동맥 맥박들을 나타내는 광 신호들을 검출하도록 구성되고, 출력 유닛은 그 일련의 동맥 맥박들 각각에 대해 맥박 파형을 결정하도록 구성될 수 있다.
- [0036] 몇몇 양태에서, 본 발명의 실시예에 따른 활력 징후 측정 방법은 피검자의 활력 징후를 측정하는 방법으로서, 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 센서 고정 장치를 맞대어 놓는 단계; 센서 고정 장치에 의해 유지되는 광원 장치를 사용하여 스펙클 패턴 출력을 발생시키는 단계; 센서 고정 장치에 의해 유지되는 광 검출기를 사용하여 스펙클 패턴 출력의 일부를 검출하고, 그로부터 동맥 맥박에 응하여 변하는 스펙클 패턴 출력의 검출 부분에서 수신되는 광 에너지를 나타내는 신호를 발생시키는 단계; 및 스펙클 패턴 출력의 검출 부분에서 수신되는 광 에너지를 나타내는 발생 신호를 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0037] 몇몇 구현에서, 활력 징후는 심박수, 동맥 맥박 파형, 수축기 혈압, 확장기 혈압, 평균 동맥 혈압, 맥압, 및 동맥 유순도 중의 하나 이상일 수 있다.
- [0038] 몇몇 구현에서, 활력 징후의 측정은 동맥 맥박 동안 광 굴절기에 의해 수신되는 광 에너지의 진동수를 검출하는 단계를 포함할 수 있다. 몇몇 구현에서, 감지된 움직임을 나타내는 입력을 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시키는 단계는 감지된 움직임을 나타내는 입력의 시간 도함수를 취하는 단계를 포함할 수 있다.

[0039] 몇몇 양태에서, 본 발명의 실시예에 따른 활력 징후 측정 장치는 센서 고정 장치, 광 감지 시스템, 및 출력 유닛을 포함한다. 센서 고정 장치는 안쪽에 동맥이 있는, 피검자의 해부학적 부위에 맞대어 놓이도록 구성된다. 광 감지 시스템은 광원, 확산기, 및 광 검출기를 포함한다. 광원, 확산기, 및 광 검출기 중의 하나 이상은 센서 고정 장치에 의해 유지되고, 동맥 맥박에 응하여 광 감지 시스템의 다른 구성 요소들 중의 하나 이상에 대해 움직이도록 구성된다. 광원과 확산기는 스펙클 패턴 출력을 내도록 구성된다. 광 검출기는 스펙클 패턴 출력의 일부를 검출하여 그로부터 스펙클 패턴 출력의 검출 부분 내에서 수신되는 광 에너지를 나타내는 신호를 발생시키도록 위치된다. 출력 유닛은 스펙클 패턴 출력의 검출 부분 내에서 수신되는 광 에너지를 나타내는 발생 신호를 사용하여 활력 징후의 측정치를 발생시킨다.

[0040] 이하, 본 발명의 실시예는 첨부되는 도면 및 상세 설명을 통해 기술된다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 상세설명, 도면 및 청구항을 통해 명확해질 것이다.

실시예

[0056] 센서 고정 장치 (102)는 피검자의 몸체 중 어느 부분에도 적용될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 상기 센서 고정 장치 (102)는 상기 피검자의 일정한 동맥(118)에 인접한 피검자의 몸체의 해부학적 위치상의 배치를 위해 크기와 배열이 조절된다. 도 2a, 2b, 그리고 2c에 도시된 바와 같이, 상기 센서 고정장치 (102)는 상기 광학 감지 시스템 (104)이 상박 동맥 (118)의 동맥 맥박에 해당하는 움직임을 감지할 수 있도록 상박 상(피검자의 팔꿈치 위)에 위치할 수 있다. 상기 센서 고정 장치 (102)는 또한 상기 광학 감지 시스템(104)이 요골 동맥의 동맥 맥박에 해당하는 움직임을 감지할 수 있도록 손목 위치에 맞게 조절될 수 있다. 또한, 상기 센서 고정 장치 (102)는 동맥 맥박이 탐지될 수 있는 다리 (예, 동맥의 맥박이 탐지되는 발목), 목, 또는 신체의 어느 부위에도 위치할 수 있다.

[0057] 도 2a, 2b, 그리고 2c에 도시된 바와 같이, 상기 광학 감지 시스템(104)은 상기 센서 고정 장치 (102)의 중심점의 근위에 위치하거나(도 2a에 도시), 상기 센서 고정 장치 (102)의 중심점에 위치하거나 (도 2b와 2c), 또는 상기 센서 고정 장치 (102)의 원위에 위치할 수 있다 (미도시). 상기 센서 고정 장치 (102)내의 상기 광학 감지 시스템(104)의 배치는 획득되는 데이터에 영향을 끼친다. 일 실시예에 따르면, 해부학적 위치의 표면 아래에 놓인 동맥에 적용된 압력이 일정하지 않을 수 있다. 예를 들어, 센서 고정 장치 (102)가 일정한 압력을 가할 수 있다고 하더라도, 조직 층들을 통해 전달되는 압력이 상기 표면에서 약간 떨어져 있는 동맥에 대해 불균일한 압력을 가하게 된다. 일 실시예에 따르면, 팽창식 커프에 의해 피부로부터 약간 떨어진 동맥에 적용되는 압력은 커프 정중선에서 최대이며 커프 가장자리 부분에서는 줄어든다. 상기 센서 고정 장치 (102)에 비해 상기 광학 감지 시스템(104)의 위치는 고정됨으로써 상기 동맥 맥박의 선택된 특징들에 대한 민감도를 최적화할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 상기 광학 감지 시스템(104)은 커프의 정중선에 위치함으로써, 커프 압력이 수축기 혈압을 초과할 때 상기 커프의 근위 부분 아래의 동맥 분절의 맥박성 확장의 영향을 받지 않을 수 있으며, 이는 상기 동맥 분절의 중간부가 열릴 때 수축기 혈압의 정밀한 측정을 가능하게 한다.

[0058] 또 다른 실시예에 따르면, 상기 광학 감지 시스템(104)은 상기 커프의 원위 모서리 근처에 위치함으로써, 특히 그 위치에서의 맥박성 동맥 크기 변화에 반응할 수 있다. 이에 따라, 원위에서의 확장기 혈압의 동맥 맥박 파형의 고유한 특성이 확인될 수 있고, 보다 많은 원위 동맥들에 있어서 동맥 탄성의 영향을 탐지할 수 있다. 상기 커프의 정중선에서, 그리고, 상기 정중선의 원위에서, 피부가 바깥쪽으로 접히는 현상은 심장 수축 중에 상기 커프 압력이 수축기 혈압 이하일 때 발생한다. 수축기 혈압을 초과하는 커프 압력에서, 동맥 진동들은, 상기에 언급된 바와 같이, 상기 커프의 근접 범위로 제한된다. 일 실시예에 따르면, 압력 분배 장치로부터 멀리 위치한 별도의 광학 감지 시스템에 의한 동맥 맥박 탐지를 위해, 상기 광학 감지 시스템(104)은 센서 고정 장치 (102)의 해부학적 위치에 인접한 또다른 피검자의 해부학적 부위에 기대어 놓일 수 있도록 개조된 압력 분배 장치와 별도로 상기 센서 고정 장치 (102) 상에 위치할 수 있다. 예를 들어, 상기 압력 분배 장치는 팽창식 커프일 수 있다. 일 실시예에 따르면, 상기 압력 분배 장치와 상기 신체 고정 장치 둘 다 팽창식 커프일 수 있다.

[0059] 도 2a는 상완동맥의 동맥 수축 압력을 초과하는 압력을 팔에 가하는 센서 고정 장치 (102)를 나타내며, 이때, 상기 압력은 수축기에 상기 센서 고정 장치 (102)의 선단 아래에서 동맥의 열리는 부분을 최소화시키기에 충분한 정도이다. 상기 센서 고정 장치 (102)에 대해 부여된 압력의 양은 동맥 박동 중 선단에서의 동맥 팽창으로 인해 살짝 진동하게 된다. 상기 광학 감지 시스템(104)의 위치에서는 동맥의 열리는 부분이 나타나지 않으며, 따라서 상기 광학 감지 시스템(104)은 맥박 신호를 생성하지 않는다. 그러나 맥박 신호는 상기 광학 감지 시스템(104)이 상기 센서 고정 장치 (102)의 중심점에 위치할 경우보다 중심점에 근접하게 위치하는 경우에 보다 높은 압력에서 발생할 수 있다.

- [0060] 도 2b는 동맥 수축 압력을 약간 초과하는 압력을 가함으로써, 동맥의 열리는 부분 (118)이 심장 수축 시에 거의 상기 센서 고정장치 (102)의 중심점까지 확장되도록 하는 센서 고정 장치 (102)를 나타낸다. 동맥 맥박 압박 중 상기 센서 고정 장치 (102)에 대해 부여된 압력의 진동은, 상기 동맥 팽창이 상기 센서 고정 장치 내에 위치한 분절의 거의 절반에 걸쳐 발생함에 따라, 도 2a의 경우보다 훨씬 커질 수 있다. 그럼에도 불구하고, 상기 센서 고정 장치 (102) 중심점에서는 동맥의 열리는 부분이 나타나지 않으며, 따라서 상기 광학 감지 시스템(104)은 맥박 신호를 생성하지 않는다.
- [0061] 도 2c는 동맥 수축 압력보다 낮은 압력을 가함으로써, 심장 수축시 전체 동맥 분절 (118)이 순간적으로 열릴 수 있도록 하는 센서 고정 장치 (102)를 나타낸다. 동맥 박동 중 상기 센서 고정 장치 (102)에 대해 부여된 압력의 진동은 진폭이 훨씬 크다. 상기 광학 감지 시스템 아래에 위치한 동맥의 열림에 의해 상기 광학 감지 시스템은 맥박성 신호를 등록할 수 있다.
- [0062] 도 3은 센서 고정 장치 (102)의 일 실시예를 나타낸다. 상기 센서 고정 장치 팽창식 공기주머니 (122)를 가진 팽창식 컵 (120)일 수 있다. 상기 팽창식 컵 (120)는 피검자의 상박을 감싸도록 조절되어 상기 광학 감지 시스템 (104)이 상완 동맥으로부터 동맥 맥박을 탐지할 수 있도록 한다. 상기 광학 감지 시스템 (104)의 구성 요소들은 상기 컵 (120)의 중심점 (134)에 위치한 광학 센서 하우징 (200) 내부에 패키지로 포함될 수 있다. 상기 컵 (120)은 상기 컵 (120)을 피검자의 팔다리 둘레에 고정하는 데 사용될 수 있는 후크와 고리걸쇠 (132) (예, Velcro) 또는 그 밖의 고정 장치 등을 포함할 수 있다. 상기 컵 (120)은 피검자의 팔다리에 감기 게 되며 상기 공기주머니 (122)는 팽창하여 팔다리에 압력을 부여할 수 있다. 상기 공기주머니 (122)는 호스 (116)에 의해 펌프 (124)에 연결될 수 있다. 또한, 상기 공기주머니 (122)는 상기 공기 주머니 (122)의 수축을 제어할 수 있는 밸브 (126)에 부착될 수 있다. 상기 공기주머니 (122)의 압력은 압력 변환기 (128)로 측정될 수 있다. 상기 압력 변환기 (128)는 도시된 바와 같이 공기 주머니에 위치하거나 또는, 상기 공기주머니 (122)에 압축 공기식으로 연결될 수 있다 (예, 호스(116)를 통해서).
- [0063] 도 4의 상부 도면은 센서 고정 장치 (102)에 의해 부여된 압력이 피검자의 수축기 혈압을 초과하는 압력으로부터 피검자의 확장기 혈압 미만의 압력까지 감소할 때까지, 일련의 동맥 맥박들에 의해 부여되는 센서 고정 장치 (102)에서 감지되는 압력 맥박을 나타낸다. 도 4의 하부 도면은 센서 고정 장치 (102)에 의해 부여된 압력이 피검자의 수축기 혈압을 초과하는 압력으로부터 피검자의 확장기 혈압 미만의 압력까지 감소할 때까지, 센서 고정 장치 (102)의 중심점에서 상기 광학 감지 시스템 (104)로부터 측정된 맥박을 나타낸다. 도시된 바와 같이, 상기 광학 감지 시스템 (104)은 부여된 압력이 수축기 혈압 이하일 때는 어떠한 맥박도 탐지하지 못한다. 일 실시예에서는 이것이 수축기 혈압의 정확한 측정을 고려한 것일 수 있다.
- [0064] 출력 유닛
- [0065] 상기 광학 감지 시스템 (104)으로부터 탐지된 움직임들은 전선들 (108)을 통해 디스플레이 장치 (114)로 전송될 수 있다. 일 실시예에서는, 도 3에 도시된 바와 같이, 전선들 (108)이 압력 변환기 (128)을 디스플레이 장치 (114)에 연결할 수 있다. 출력 유닛 (106) (도 3에 미도시)은 상기 디스플레이 유닛 (114)의 일부이거나, 상기 광학 센서 하우징 (200) 내부에 있거나, 상기 컵 조립체의 또 다른 부분에 있거나, 또는 원거리에서 위치할 수 있으며 무선 전송을 통해 상기 광학 감지 시스템 (104)과 통신할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 출력 유닛 (106)은 무선 전송을 통해 활력 징후 측정값을 전송할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 광학 감지 시스템 (104)은 광학 탐지기에 의해 수신된 광량과 관련한 데이터를 무선 전송에 의해 출력 유닛(106)으로 전송할 수 있다. 상기 출력 유닛 (106)은 기타 데이터 유무에 관계없이 광학 감지 시스템 (104)으로부터의 신호들로부터 활력 징후를 측정할 프로세서를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 도 1에 도시된 바와 같이, 상기 출력 유닛은 상기 활력 징후를 표시할 디스플레이를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 출력 유닛은 상기 출력 유닛에 의해 생성된 활력 징후 측정값이 일정한 기준을 충족시킬 때 인간의 탐지가능한 신호를 생성할 알람 시스템을 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 출력 유닛은 시각적 또는 음향적 알람을 생성하여 사용자에게 탐지된 활력 징후가 일정한 범위를 벗어났음을 경고하도록 조정될 수 있다. 상기 출력 유닛 (106)은 다수의 데이터 처리 단계들, 계산들, 또는 예측 기능들을 수행할 수 있으며, 이들 중 일부는 하기에서 설명된다.
- [0066] 광학 감지 시스템
- [0067] 상기 광학 감지 시스템(104)은 광학 소스 (202), 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216), 그리고 광학 탐지기 (240)을 포함할 수 있으며, 이들 모두는 상기 센서 고정 장치 (102)에 의해 지지될 수 있으며 상기 센서 고정 장치 (102)의 움직임에 따라 이동할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 광학 감지 시스템(104)은 운동 감지 시스템 (예, 동맥 맥박과 관련된 국부적인 움직임을 탐지하도록 조정된 운동 감지 시스템)의 역할을 할 수 있다. 상기

광학 감지 시스템(104)은 상기 센서 고정장치가 피검자의 해부학적 위치에 기대어 위치할 때 동맥 맥박에 상응하는 움직임을 탐지할 수 있다. 도 5a, 5b, 5c, 6a, 6b와 6c에 도시된 바와 같이, 광학 감지 시스템(104)은 광학 센서 하우징 (200) 내에 포함될 수 있다.

[0068] 일 실시예에서, 상기 광학 감지 시스템 (104)은 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)에 광학적으로 연결된 광학 소스 (202)를 포함할 수 있어서, 광파가 상기 광학 소스 (202)로부터 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)로 이동할 수 있다. 상기 광학 소스 (202)는 간섭성 광원, 예를 들어 레이저, 일 수 있다.

[0069] 일 실시예에서, LED가 상기 광학 소스 (202)로 사용될 수 있다.

[0070] 일 실시예에서, 상기 광학 굴절 매체는 광 도파관 (212), 확산기 (214), 불균일 표면의 거울 (216), 또는 그 밖의 굴절 물질일 수 있다. 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)의 움직임, 구부러짐, 또는 압축은 상기 광 도파관 (212)이나 확산기 (214)를 통해 이동하는, 또는 상기 거울 (216)에서 굴절하는 광파 (218)가 차지한 경로를 변경할 수 있으며, 이에 따라 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)에 의해 수신된 광학 에너지(예, 빛)의 양을 변화시킬 수 있다. 마찬가지로, 상기 광학 소스 (202)나 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)의 움직임으로 인해 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)에 의해 수신된 광학 에너지(예, 빛)의 양이 변화할 수 있다. 수신된 광학 에너지의 양적인 변화를 모니터링 함으로써, 동맥 맥박이 특징지어질 수 있으며, 이는 활력 징후를 판단하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 맥박의 진폭이 측정될 수 있으며, 또는 맥박의 파형 형태가 측정될 수 있다.

[0071] 일 실시예에서, 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)는 PIN 다이오드 광검출기, CCD (Charge-Coupled Device) 탐지기, 또는 CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) 탐지기일 수 있다. 일 실시예에서, 상기 광학 감지 시스템 (104)은 하나 또는 그 이상의 광학 탐지기들 (240 또는 242)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, 일련의 광학 탐지기들은 각각 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)에 의해 굴절된 상기 광학 에너지를 수신할 수 있다. 일 실시예에서, 광학 탐지기 (240 또는 242)는 여러 개의 광학 탐지 영역을 포함할 수 있다. 예를 들어, CCD와 CMOS 탐지기들은 여러 개의 분리된 탐지 영역들에 의해 수신된 광학 에너지의 양의 탐지를 고려하도록 구성되거나, 상기 CCD 또는 CMOS 탐지기에 의해 수신된 광학 에너지의 총량을 나타내는 신호를 출력하도록 구성될 수 있다.

[0072] 일 실시예에서, 하기에서 논의되는 바와 같이, 상기 광학 소스 (202)와 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)는 스펙클(speckle) 패턴을 형성하도록 배열된다. 일 실시예에서, 압축성 또는 탄력성 있는 광 도파관의 압축 및/또는 구부러짐으로 인해 상기 광 도파관을 빠져나가는 빛의 총량이 변화하거나, 스펙클 패턴이 변화할 수 있다.

[0073] 도 5a, 5b, 5c, 6a, 6b와 6c는 동맥 맥박을 측정하기 위해 피검자 피부에 기대어 위치할 수 있는 소형화된 광학 센서 하우징들의 예를 도시하고 있다. 도시된 바와 같은 상기 광학 센서 하우징 (200)은 센서 패드 (232), 상기 센서 패드 (232)에 부착된 스프링 (234), 광학 소스 (202), 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216), 광학 탐지기 (240 또는 242), 그리고 상기 광학 탐지기 (240)로부터 연장되는 전선들 108을 포함한다. 또한, 일 실시예에서, 도 5c에 도시된 바와 같이, 상기 광학 센서 하우징 (200)은 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)와 상기 탐지기 (240 또는 242) 사이에 공간 광 차단기 (222) (예, 핀 홀 구멍)와 같은 추가적인 구성 요소를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 광학 센서 하우징 (200)은 0.7~1.3인치의 폭 (예, 약 1인치), 1.5 ~ 2.2인치의 길이 (예, 약 1.7인치), 그리고 0.3 ~ 0.9인치의 두께 (예, 약 0.6인치)를 가질 수 있다.

[0074] 도 5a, 5b, 5c, 6a, 6b와 6c에 도시된 바와 같이, 피검자의 해부학적 위치에 기대어 위치할 수 있도록 조절된 센서 패드 (232)는 스프링 (234)에 부착될 수 있다. 상기 센서 패드 (232)는 이완 상태에서 상기 광학 센서 하우징 (200) 밖으로 연장될 수 있다. 예를 들어, 상기 센서 패드 (232)는 적어도 0.1인치 (예, 0.1~0.3인치)만큼 상기 광학 센서 하우징 (200) 밖으로 연장될 수 있다. 도시된 바와 같이, 상기 센서 패드 (232)는 상기 센서 하우징 (200)으로부터 0.161인치만큼 연장된다. 상기 센서 패드 (232)는 어떠한 형태라도 될 수 있다. 상기 센서 패드 (232)는 적어도 0.3인치의 직경을, 예컨대 0.3~0.8 범위의 직경 (약 0.6인치)을 가질 수 있다. 일 실시예에서, 도 6c에 도시된 예에 있어서, 상기 센서 패드 (232)는 상기 센서 패드 (232)의 앞뒤 움직임을 감안한 힌지 (236)에 의해 상기 스프링 (234)에 부착될 수 있다. 일 실시예에서, 도 6c에 도시된 바와 같이, 상기 센서 패드 (232)는 경사진 상부 표면을 가질 수 있다.

[0075] 상기 센서 패드 (232)는 부착되거나 위치함으로써 상기 광학 소스 (202), 광학 굴절매체 (212, 214, 또는 216), (만일 사용된다면) 공간 광 차단기 (222), 광학 탐지기 (240) 또는 이들의 조합의 상대적인 움직임을 유발할 수 있다. 도 6c에 도시된 바와 같이, 상기 센서 패드 (232)는 광 도파관 (212)의 구부러짐, 압축, 또는 움직임을 야기하도록 조정된 누름 부분 (238)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 도 5c에 도시된 바와 같이, 상기 스프링

(234)은 광학 소스 (202)에 부착될 수 있어서, 상기 광학 굴절 매체 (214)를 그대로 두면서 상기 스프링 (234)을 조절하여 상기 광학 소스 (202)를 움직이게 할 수 있다. 상기 스프링 (234)은 적어도 0.6인치의 길이를 가질 수 있다, 예를 들어 0.6 ~ 1.8인치 (약, 1.1인치 정도). 그 밖에도, 상기 광학 소스 (202)와 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)의 상대적인 움직임을 야기하는 상기 스프링 (234)의 조절을 감안한 다양한 구성들이 가능하다.

[0076] 또한, 상기 센서 패드 (232)는 차단부 (252) 내에 위치할 수 있다. 상기 차단부 (252)와 상기 센서 패드 (232) 사이의 간격은 동맥 맥박으로 인해 상기 센서 하우징 (200)에 의해 허용되는 상기 센서 패드 (232)의 움직임을 양에 영향을 미칠 수 있다. 상기 차단부 (252)와 상기 센서 패드 (232) 사이의 간격은 약 0.1 인치일 수 있다.

[0077] 전선들 (108)은 상기에서 설명한 바와 같이 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)로부터 출력 유닛 (106)으로 데이터를 전송할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 출력 유닛은 상기 광학 센서 하우징 (200) 내에 포함될 수 있으며, 전선들 (108)은 활력 징후 데이터를 상기 하우징 (200) 외부의 장치들로 전송할 수 있다. 일 실시예에서 (미도시), 상기 광학 감지 시스템 (104)은 무선 전송에 의해 하우징 (200)으로부터 데이터를 전송할 수 있다.

[0078] 스펙클 패턴

[0079] 도 7a, 7b, 8a 및 8b는 스펙클 패턴 조절의 기본 원리를 도시한다. 광학 소스 (202)는 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)에 광학적으로 연결될 수 있어서, 광파 (218)가 상기 광학 소스 (202)로부터 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)로 이동할 수 있다. 광학 소스 (202)는 간섭광을 제공할 수 있다. 레이저 등의 상기 광학 소스 (202)는 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216) 비추어서 “스펙클 패턴” 260을 생성시키는 데 사용될 수 있는데, 여기서 소위 스펙클 패턴이라는 용어는 것은 광학적 효과가 원거리 조명에 있어서 스펙클 (262)의 모습으로 나타난다는 데서 유래한다. 예를 들어, 상기 광학적 굴절 매체는 광 도파관 (212), 확산기 (214), 불균일 표면의 거울 (216) (예, 도 9c 및 도 10c에 도시), 또는 그 밖의 스펙클 패턴 (260)을 형성할 수 있는 굴절 물질일 수 있다. 이러한 굴절은 빛의 배경에서 암 영역으로 나타나는 전송된 광파 (218)에 있어서 공간 변이를 야기할 수 있다. 이러한 암 영역들 또는 스펙클들 (262)은 특징적이긴 하지만, 불규칙한 모양과 크기를 지닐 수 있으며, 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)의 굴절 특성에 의해 결정된다. 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)를 비추는 상기 광파 (218)는 (오직 일부만이 도시됨) 구조적으로 간섭함으로써 일련의 스펙클들 262로 이루어진 스펙클 패턴 (260)을 형성할 수 있다. 상기 광학 소스 (202)에 비해 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)의 상대적인 움직임, 구부러짐 또는 압축은 상기 광학 굴절 매체 212 또는 210 통해 이동하는, 또는 상기 굴절기 (310)에서 굴절하는 광파 (218)가 차지한 경로를 변경할 수 있으며, 이에 따라 스펙클 패턴 (260)을 변화시킬 수 있다. 예를 들어, 상기 광학 소스 (202)에 비해 상대적으로 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)가 움직일 때, 상기 스펙클 패턴 (260)은 깜빡이는 것 처럼 보일 수 있으며, 어떤 경우에는 회전하는 것으로 보일 수 있다. 비록 상기 광학 굴절 매체 (212 또는 210) 통해 이동하는, 또는 상기 거울 (216)에서 굴절하는 전체 빛이 비교적 변하지 않은 채 남아 있을 수 있다고 하더라도, 선택된 탐지 부분 (예, 스펙클 패턴 264)을 모니터 함으로써, 만일 스펙클 패턴 (260)이 관찰될 수 있다면, 탐지 부분 264에서의 광학 에너지(예, 빛)의 양의 변화를 관찰할 수 있다. 탐지 부분 (예, 264)에서의 빛의 양의 변화를 모니터링 함으로써, 상대적인 움직임, 구부러짐, 또는 압축의 양 및/또는 속도가 결정될 수 있다.

[0080] 상기 탐지 부분 (예, 264)는 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)에 의해 수신되도록 허용된 상기 형성된 스펙클 패턴 (260)의 부분을 한정함으로써 제한될 수 있다. 광학 탐지기 (240)에 의해 수신된 상기 스펙클 패턴 (260) 부분을 제한하는 것은 수많은 방법을 통해 실현될 수 있다. 예를 들어, 도 9a, 9b, 및 9c에 도시된 바와 같이, 광 구경(예, 핀홀 구멍)을 갖는 차단 구조 등의 공간 광 차단기 (222)는 상기 광학 굴절 매체 (212, 214, 또는 216)와 광학 탐지기 (240)의 사이에 위치할 수 있다. 일 실시예에서는, 상기 스펙클 패턴 (260)의 탐지된 부분 (264)은, 생성된 스펙클 패턴 (260)의 영역보다 더 작은 광학 에너지 수신 영역을 갖는 광학 탐지기 (240)을 사용함으로써 제한될 수 있다. 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)와 중간 공간 광 차단기 (222)는 상기 광학 굴절 매체 (212 또는 214)에 인접하게 놓놓여서 상기 광학 탐지기 (240 또는 242)가 일정한 탐지 부분 (예, 264) 이내의 스펙클들로부터 단지 빛을 수신할 수 있도록 한다. 상기 광학 굴절 매체로서 불균일 표면의 거울 (216)을 사용할 때, 상기 광학 탐지기 (240)와 임의의 중간 공간 광 차단기간의 간격은 탐지된 부분 (264)와 생성된 스펙클 패턴 (260)의 크기를 결정짓게 된다.

[0081] 상기 광학 소스 (202)는 간섭성 광원, 예컨대 레이저, 일 수 있다, 상기 광학 굴절매체는 광 도파관 (212), 확산기 (214), 불균일 표면의 거울 (216), 또는 그 밖의 스펙클 패턴 (260)을 형성할 수 있는 굴절 물질일 수 있다. 일 실시예에 따르면, 장치는 다수의 서로 다른 광학적 구성 요소들의 조합을 사용할 수 있다. 예를 들어,

광 도파관 (212)은 광파 (218)를 확산기 (214)로 안내하는 데 사용될 수 있다.

[0082] 광도파관(212)은 광파를 내부 반사 또는 굴절로 전달할 수 있는 광섬유 또는 액체, 젤, 또는 고체가 될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 광도파관(212)은 내부 전굴절을 제공함으로써 거의 빛의 100%를 전달할 수 있다. 예를 들면, 광도파관(212)은 낮은 굴절률(n_l)을 가지는 물질로 둘러싸인 비교적 높은 굴절률 (n_h)을 가지는 광물질로 이루어질 수 있다. 상기 광도파관(212)은 두 가지 이상의 물질들 사이의 영역에 임계각(θ_c) 미만의 각도를 이루어 도달할 경우에만 빛을 잃는다. 임계각(θ_c)은 다음과 같은 식에 의해 산출된다.

수학식 1

[0083] $\theta_c = \arcsin (n_l/n_h)$

[0084] 일 실시예에 따르면, 낮은 굴절률을 가지는 둘러싼 물질은 공기가 될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 도파관은 높은 반사 내부 공간을 가지는 중공 튜브형태이다. 내부공간은 연마된 금속으로 이루어질 수 있다.

[0085] 일 실시예에 따르면, 도7A 및 7B에 도시된 바와 같이, 광도파관(212)은 광 도파관(212)의 중심 내에서 광파 (218)의 내부반사를 야기한다. 광도파관(212)이 이동하거나 휘어짐에 따라, 각 광파(115)의 경로로 바뀌며, 이는 최종 스펙클 패턴에 변화를 초래한다. 일 실시예에 따르면, 광도파관(212)은 유연한 도파관으로 이루어질 수 있다. 일 실시예에 따르면, 광도파관(212)은 압축가능한 도파관으로 이루어질 수 있다.

[0086] 확산기(214)는 반투과형 액정, 젤, 고체; 부유 입자; 및/또는 가죽 또는 조직과 같이 빛을 확산하고, 퍼트리며, 분산시키는 굴절 물질로 이루어진 장치이다. 예를 들면, 확산기(214)는 폴리옥시메틸렌 (POM) (예, 델린 아세탈 수지), 백색 플루오르중합체 (예, 테프론 플루오르중합체), 폴리아미드 (PA) (예, 나이론), 또는 흙 또는 회색화 유리로 이루어질 수 있다. 일 실시예에 따르면, 확산기 재료로는 레이저 파장에서 낮은 광 흡수를 가지며, 스펙클 패턴이 스펙클 크기와 균일성에 적합한 레이저의 반대편 표면에 생성되도록 짧은 경로 길이 이상으로 분산되는 충분한 빛을 발생하는 굴절성을 가진다. 예를 들어, 상기 확산기는 0.2mm ~ 1mm (예, 0.4mm와 0.6mm 사이)의 두께를 갖는 폴리옥시메틸렌 (Delrinresin) 한 개를 포함할 수 있어서 상기 광학 강도는 출구 쪽에서 과도하게 약해지지 않고, 스펙클 패턴 (260)을 형성을 위한 필수적인 광 산란을 위해 충분히 강하게 유지된다.

[0087] 도 8a와 8b에서 도시된 일부 실시예에서, 확산기(214)는 확산기(214)의 몸체 내부에서 광파의 굴절을 야기한다. 확산기 내의 광파의 굴절은 랜덤 광자 산란을 발생시키는 확산기(214) 내의 굴절률 변화에 의해 야기된다. 확산기(214)가 이동하는 때에, 광파의 굴절을 야기하는 확산기 영역은 또한 이동함으로써 광파(218)가 확산기(214) 내에서 상이하게 굴절되게 하며, 결과적인 스펙클 패턴(260)을 변화시킨다.

[0088] 도 9c 및 10c에 도시된 일부 실시예에서, 광 요소는 또한 표면 결함(216)을 갖는 미러이다. 미러의 결함에 의해 광파가 서로 다른 각도로 반사되게 하는 결함을 가져온다. 또한, 결함(216)을 갖는 미러의 광 반사는 광 패턴 (260)을 발생시킨다. 또한, 광 소스(202)에 관한 미러(216)의 상대적인 이동은 광 패턴(260)의 변화를 가져온다.

[0089] 일부 실시예에서, 개별 스펙클(262)의 특성적인 크기 및 개수가 제어된다. 예를 들어, 개별 스펙클(262)의 특성적인 크기 및 개수는 원하는 스펙클(125) 피처를 위한 최적의 직경과 굴절 특성을 갖는 광 도파관(212)에 의해 제어된다. 빔이 서로 다른 광섬유를 통과하는 레이저(202)로부터의 스펙클 패턴(260)이 도 11a와 11b에서 도시된다. 도 11a에서, 비교적 적은 개수가 적으며 큰 스펙클(262)을 갖는 스펙클 패턴이 도시되는데, 이는 작은 직경과 큰 굴절률 구배를 갖는 광 도파관(212)으로부터 형성된다. 대조적으로, 도 11b에 도시된 스펙클 패턴(260)은 비교적 다수의, 크기가 작은 스펙클(262)을 가지며, 이는 큰 직경과 큰 굴절률 구배로 인해 보다 많은 광 간섭을 허용하여 비교적 다수의, 크기가 작은 스펙클(262)을 갖는 스펙클 패턴(260)을 발생시키는 광 도파관 (212)으로 형성된다.

[0090] 유사하게도, 도 11c는 확산기(214)를 통해 코히어런트 광을 통과시킴으로써 형성되는 스펙클 패턴(260)을 확대한 것이다. 도면의 상부 우측의 막대는 확대된 크기를 표시한다.

[0091] 일부 실시예에서, 스펙클 패턴(260)의 샘플된 부분의 평균 스펙클 크기는 적어도 10 마이크로미터(예를 들어, 25 내지 100 마이크로미터)이다.

[0092] 광 소스와 광 굴절기(212, 214 또는 216)의 상대적인 이동, 휨 또는 압축에 대한 감도는 검출 부분(264)을 적당히 크기 조정함과 아울러 광 굴절기(212, 214 또는 216), 광 검출기(240) 및 사용가능한 임의의 간섭성의 공간차광기(222)의 간격을 고정함으로써 최적화된다. 검출 부분(264)은 광 굴절기(212, 214 또는 216), 광 소스

(202) 또는 광 검출기(240 또는 242)의 상대적인 이동, 휨 또는 압축에 의해 야기되는 스펙클 패턴(260)의 변조에 대응하는 광 검출기(240)의 전기적 출력 유동의 진폭을 최적화하도록 평균 스펙클 크기와 관련하여 크기가 정해진다. 예를 들어, 스펙클 패턴(260) 영역의 일 퍼센트 이하인 작은 수의 스펙클만을 수집하기 위해 공간 차광기(222)의 구멍 크기를 정함과 아울러 시변 광 검출기 출력에 대한 적합한 신호 처리를 이용함으로써, 활력 징후를 계산하기 위한 펄스 신호의 시간 도함수가 측정된다. 일부 실시예에서, 광 검출기(240)의 광 에너지 수신부는 또한 생성된 스펙클 패턴(260) 영역보다 작은 영역을 갖는다.

[0093] 일부 실시예에서, 스펙클 패턴(260)의 검출 부분(264)은 평균 스펙클 크기의 수백배 이하, 예를 들어 평균 스펙클 크기의 1배 내지 25배이다. 일부 실시예에서, 광 검출기(240)는 평균 50개의 스펙클, 예를 들어 1 내지 5 스펙클을 수신한다. 예를 들어, 광 검출기(240 또는 242)에 의해 수신되는 스펙클 패턴(260)의 검출 부분(264)을 제한하기 위해 125 미크론 직경을 갖는 핀 홀 구멍이 사용된다.

[0094] 해석 방법

[0095] 광 감지 시스템(104)의 광 검출기(240 또는 242)는 수신 광량을 표시하는 전기 신호(420)를 발생가능하다. 전기 신호(420)는 시간 함수가 될 수 있다. 전기 광 검출기 신호(420)는 스펙클 패턴(260)의 변조 속도를 결정하도록 분석된다. 예를 들어, 도 12는 광 검출기(240 또는 242)에 의해 수신되는 광 에너지량에서 변조를 표시하는 가능한 전기 신호(420)를 도시한다. 도 12에서 도시된 바와 같이, 광 검출기(240)가 수신하는 광량은 진동할 수 있다. 일반적으로, 광 검출기(240 또는 242)가 수신하는 광 에너지의 진동 주파수는 광 검출기(240 또는 242)에 의해 수신되는 소정의 검출 부분(예를 들어, 264) 내의 스펙클의 개수 또는 휘도에서의 특성 변화가 발생하는 시간의 역수로서 이해된다. 스펙클의 개수나 휘도에서 발생하는 특성 변화는 일반적으로 광 소스와 광 굴절기의 특성적인 상대 이동, 휨 또는 압축을 나타내도록 스케일 가능하다. 광 검출기(240)가 수신하는 광량의 진동 속도를 모니터링함으로써, 맥박의 진폭 및/또는 크기가 결정될 수 있다.

[0096] 본 발명의 일부 실시예에서, 광 검출기(240)가 수신하는 평균 광량은 광 굴절기(212, 214 또는 216)에 대한 광 소스의 위치에 응답하여 시간이 지남에 따라 달라지며, 광 검출기(240)가 수신하는 광량은 광 소스와 광 굴절기의 상대적인 이동으로 인해 수신되는 평균 광량 주위에서 진동한다.

[0097] 본 발명의 일부 실시예에서, 이러한 수신 광량의 저주파 변화는 수신 신호로부터 수신 신호로부터 필터링가능하다. 일부 실시예에서, 고주파 "잡음"이 또한 필터링된다. 일부 실시예에서, 광 검출기가 수신하는 광량의 고주파 및/또는 저주파 변화는 데이터로부터 활력 징후를 결정하기 이전에 광 검출기(240 또는 242)로부터의 신호에서 필터링된다. 일부 실시예에서, 신호의 필터링은 광 파형 전처리필터(432)에 의해 수행될 수 있다.

[0098] 출력 유닛(106)은 하나 이상의 활력 징후를 결정하기 위해 각 맥박의 진폭 및/또는 크기를 결정할 수 있다. 일부 실시예에서, 일련의 맥박의 진폭 및/또는 크기는 하나 이상의 활력 징후를 판정하도록 결정된다. 예를 들어, 광 검출기(240)가 수신한 광량의 진동으로부터 맥박의 진폭 및/또는 크기를 결정하기 위해, 미분 전기 회로가 광 검출기(240) 출력에 적용되어 시간 도함수(dE/dt)에 비례하는 신호를 발생하게 된다. 이 시간-도함수 신호는 스펙클 패턴의 변조 속도와 비례하는 광 검출기 전기 신호의 주파수 성분에 비례하여 증가한다. 각 맥박(심장 주기와 대응함)은 예를 들어, 특성적으로 압력 증가를 나타내고, 이후에 압력 감소 및 후속 펄스가 시작되기 이전의 정지 기간을 나타낸다. 압력 증가는 광 소스(202)가 이동하게 하거나 혹은 광 굴절기(212, 214 또는 216)가 이동하게 하거나 휘게 하거나 혹은 압축되게 하며, 스펙클 패턴(260)은 변조되며, 변조 속도는 펄스 시작부에서 증가하며 최대 펄스 압력이 되는 때에 제로(0)로 감소한다(즉, 펄스파는 상승을 중단하고, 감소하기 시작한다). 압력이 감소하는 때에, 도파관의 역방향 이동이 발생하며 스펙클 패턴을 또한 변조시키며, 이에 따라 최대 펄스 압력 이후에 변조 속도는 증가하며 맥박이 종료하는 때에 제로로 감소한다. 도 12는 맥박에 의해 생성된 광 검출기 전기 신호의 일 예를 도시한다. 따라서, 신호(dE/dt)는 일 맥박 과정 동안에 제로에서 시작하여 이후 최대치로 증가하고, 이후 제로로 감소하고 다시 증가하며 마침내 제로로 감소한다. 펄스 진폭은 제 1 근사로서, 사인 함수와 그 도함수 간의 관계에 기초하여 dE/dt 의 최대값으로부터 계산되는 최대 스펙클 패턴 변조 속도에 비례한다.

수학식 2

[0099] $dE/dt = d/dt[\sin(\omega t)] = \omega \cdot \cos(\omega t)$

[0100] 최대 진폭이 맥박 주기 동안의 최대 변조 속도 또는 ω_{\max} 와 비례한다.

[0101] 신호(dE/dt)는 맥박 주기 동안에 최대 주파수를 결정하도록 디지털 신호 처리기(DSP)와 같은 실시간 스펙트럼

분석기를 사용하여 분석된다. 최대 주파수(ω_{\max})는 dE/dt 의 최대값에서 발생하며, 동일한 방식으로 펄스 진폭으로 적절하게 조정된다. 최고 우세 주파수(ω_{\max})는 분석용으로 사용되거나, 혹은 주파수 범위가 존재하는 경우에 주파수 스펙트럼의 제 1 순간, 제 2 순간 또는 기타 순간이 사용가능하다.

[0102]

또한, 광 검출기(240) 출력은 AC 결합되며 영점-교차 검출기에 공급되는데, 영점-교차 검출기는 단위 시간당 영점 교차 개수의 카운트("영점-교차 속도")와 일 맥박 동안의 영점-교차의 전체 카운트("영점-교차 카운트")를 제공한다. 검출 부분(264)의 크기를 적당히 제한함으로써, 스펙클 패턴(260)의 변조 속도와 비례하는 순시 영점-교차 속도가 쉽게 보여진다. 알고리즘이 적용되어 제로 위로의 영점-교차 속도의 상승을 검출하고 이후 영점-교차 속도가 제로로 될때 까지 영점 교차 개수를 카운트한다. 시스템 "잠음"을 참작하기 위해, 진정한 영점-교차 속도가 아닌제로보다 약간 위의 임계치가 사용될 수 있다. 다른 방법으로, 고주파 잠음이 광 검출기(240 또는 242) 신호로부터 필터링될 수 있다. 영점-교차 속도가 다시 제로 이상으로 상승하여 제로로 복귀될때 까지 카운트는 계속된다. 2개의 영점-교차 카운트를 포함하는 주기는 일 맥박과 대응하는 것으로 간주된다. 평균화된 2개의 카운트는 맥박과 관련하여 도파관 진동 이동의 진폭과 비례하며, 이에 따라 맥박 진폭과 비례하게 된다. 알고리즘은 논(non)-제로 에피소드 간에서 영점-교차 속도가 제로에 머무르는 시간을 측정하는 영점-교차 속도에 적용될 수 있다. 맥박 시퀀스에서, 일 맥박 종료와 후속 맥박의 시작 간에 비교적 긴 시간이 발생할 수 있다. 압력 상승이 중단되고 감소하기 시작하는 최대 펄스 압력에서 비교적 짧은 시간이 발생할 수 있는데, 여기서 영점-교차 속도가 순간적으로 제로가 된다.

[0103]

일부 실시예에서, 신호(dE/dt)는 적분 회로를 통과하며, 제로 이상을 상승한 때부터 제로로 복귀할때까지의 시간에 걸쳐 적분된다. 이 시간은 맥박의 반주기와 대응하는데, 이는 신호가 제로에서 출발해서 제로로 복귀하는 시간을 결정하도록 dE/dt 의 시간-평균 값을 개별적으로 측정함으로써 결정된다. 결과적인 적분은 도파관 진동 이동의 진폭과 비례하며, 따라서 맥박 진폭과 비례한다. 이러한 특정 시간 기간에 걸쳐서 피검자의 위치의 제 1 도함수의 적분은 특정 시간 기간 동안의 위치 변화와 비례하는 결과를 산출한다.

[0104]

도 10a, 10b 및 10c에서 도시된 바와 같은 일부 실시예에서, 복수의 광 검출 영역(244)이 사용된다. 이러한 광 검출 영역(244)은 다수의 개별 광 검출 영역(244)을 포함하는 광 검출기(242)의 일부이다. 예컨대, 광 검출기(242)는 CCD(전하 결합 소자) 또는 CMOS(상보형 금속산화물 반도체) 검출기이다. 각 광 검출 영역(244)은 예를 들어, 도 10a, 10b 및 10c에서 도시된 바와 같이 스펙클 패턴(260)의 제한된 부분만을 수신하도록 구성가능하다. 복수의 광 검출 영역(244)을 사용하는 때에, 일련의 펄스 압력 파형의 상대적인 진폭을 더욱 신뢰성있게 나타내는 데이터를 획득할 수 있다. 일부 실시예에서, 복수의 광 검출 영역(244)으로부터의 출력은 각각 AC 결합되며 영점-교차 검출기에 공급된다. 예를 들어, 도 13에서 도시된 서로 다른 광 검출 영역(244)과 대응하는 전기 신호(420)는 각 맥박의 종료에서 혹은 각 혈압 측정 주기의 종료에서 비교되어 최고의 신호 품질을 갖는 것을 결정한다. 또한, 전기 신호(420)의 품질은 각 신호에 대한 영점-교차 카운트를 검출함으로써 결정될 수 있다. 예를 들어, 최고의 카운트를 갖는 전기 신호(420)는 최고의 신호 품질을 갖는 것으로 여겨진다. 또한, 각각의 서로 다른 검출기(또는 서로 다른 검출기의 서브세트)의 상이한 영점-교차 카운트들은 더욱 신뢰성있는 펄스 진폭의 추정을 발생하기 위해 각 맥박에 대해 평균화된다.

[0105]

일부 실시예에서, 복수의 광 검출기로부터의 출력은 각각 미분 회로와 결합되어 dE/dt 를 측정한다. 서로 다른 검출기와 대응하는 상이한 값의 dE/dt 는 최고의 신호 품질을 갖는 것을 결정하도록 각 맥박의 종료에서 혹은 각 혈압 측정 주기의 종료에서 비교된다. 최고값(dE/dt_{\max})과 대응하는 출력이 최고 신호 품질을 갖는 것으로 여겨진다. 또한, 서로 다른 검출기(또는 서로 다른 검출기의 서브세트)와 대응하는 복수의 dE/dt 의 상이한 값들은 펄스 진폭의 더욱 신뢰성있는 추정을 발생하도록 각 맥박에 대해 평균화된다.

[0106]

일부 실시예에서, CCD(전하 결합 소자) 또는 CMOS(상보형 금속산화물 반도체) 검출기가 단일 광 검출기(240)로서 또는 복수의 광 검출 영역(244)으로서 사용가능하다. 전형적인 CCD 검출기 또는 CMOS 검출기는 백만개 이상의 픽셀을 구비하며, 소비자 등급 디지털 카메라의 검출기는 1 내지 2cm 직사각형 센서에 팔백만개 이상의 픽셀을 가질 수 있다. 각 픽셀 또는 개별적으로 어드레스가능한 감지 영역은 개별 광 검출 영역(244)으로서 기능한다. 또한, $N \times M$ 픽셀 그룹(예를 들어, 2×2 , 2×3 , 3×3 등)의 출력들을 조합함으로써 검출기 감지 영역을 효율적으로 확대하는데에 "비이닝(Binning)"이 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 각각의 광 검출 영역(244)에 대한 검출 부분(264)의 크기는 "비이닝"에 의해 동적으로 조정될 수 있다. 예를 들어, 센서의 수명 동안에, 광 굴절기(212, 214, 또는 216)의 광 특성은 변경될 수 있으며 픽셀의 "비이닝" 그룹의 크기는 광 감지 시스템(104)의 수명 동안에 동적으로 조정되어 검출 부분(264)의 크기를 재 최적화할 수 있다. 일부 실시예에서, 광 검출 영역(244)으로서 동작하는 각 픽셀 그룹은 동일하거나 상이한 크기를 가지며, 이는 픽셀 그룹이 수신하는 스펙클 패

턴(260) 부분에 의존하여 최적화될 수 있다. CCD 또는 CMOS 광 검출기(240 또는 242)의 사용은 광 요소와 CCD 또는 CMOS 광 검출기 간에 위치된 광학 개구가 없는 장치를 사용하게 하는데, CCD 및 CMOS 픽셀의 소형 크기(전형적으로 2 내지 5 미크론의 반경)가 스펙클 패턴(260)의 검출 부분(264) 영역에서 자동적인 제한을 발생하기 때문이다.

[0107] 일부 실시예에서, 복수의 CCD 또는 CMOS 검출기는 개별 픽셀의 혹은 픽셀의 비이닝 조합의 $1 \times N$ 어레이이다. 예를 들어, 도 10a, 10b 및 10c는 1×8 어레이를 도시하고, 도 13은 1×4 어레이를 도시한다. 더욱이, 도 13에서 도시된 바와 같이, 각 N개의 개별 디지털 출력(420)에 대한 디지털 신호 처리가 수행된다. 각 디지털 출력(420)은 각각의 광 검출 영역(244)에 의해 관찰되는 스펙클 패턴(260)의 상이한 검출 부분(264)에서 광 패턴의 변조에 관한 정보를 포함한다. 각 디지털 신호 처리 분석은 검출 영역들 중 하나에서 (dE/dt 와 유사한) 변조 속도의 실시간 평가를 제공하며, 이는 각 맥박 동안에 최대 변조 속도를 결정하는데 사용될 수 있다. 각 맥박에 대한 N개의 측정이 평균화되어 펄스 진폭과 펄스 진폭 포락선의 보다 신뢰성있는 추정을 발생한다.

[0108] CCD 또는 CMOS 광 검출기(240 또는 242)(단일 광 검출기로서 혹은 복수의 검출기로서)를 사용한 구현에서, 평균 광 검출기 출력 레벨은 "임계치(threshold)"로서 설정되고 정의된다. 개별 검출기 신호는 꽤 자주(전형적으로, 초당 100회 내지 2000회) 측정되어 스펙클 패턴 변조를 결정할 수 있다. 실제 데이터 속도는 검출기 영역(들)에 대한 특성적인 스펙클 크기와 광 소스에 대한 광 요소의 이동 속도에 의존한다. 검출기 출력 측정과 임계치 간의 차이가 후속 검출기 측정과 임계치 간의 차이와 극성에서 반대되는 현상으로 정의되는 각 임계치 교차는 "영점-교차"와 대응한다. 임계치 교차는 전술한 영점-교차 카운트와 동일한 방식으로 카운트되고 분석된다.

[0109] 일부 실시예에서, 하나 이상의 광 검출기(240 또는 244)로부터의 출력을 분석하는데 디지털 신호 처리기(DSP)가 사용된다. 변조 속도를 결정하기 위해 고속 푸리에 변환(FFT), 자동상관 및 디지털 CCD 또는 CMOS 출력의 임계치 교차를 포함하는(다만, 이에 국한되지는 않음) 다양한 디지털 신호 처리 분석 방법이 적용가능하다.

[0110] FFT 분석에서, 신호는 하기의 알고리즘에 의해 평균 주파수를 결정하도록 분석될 수 있다.

수학식 3

$$[0111] \langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega$$

[0112] 여기서, ω 는 각 주파수이고, $G(\omega)$ 는 전력 스펙트럼이고, $\int \omega \cdot G(\omega)$ 는 값 1로 정규화된다.

[0113] $G(\omega)$ 는 공지의 컨볼루션에 의해 결정된다.

수학식 4

$$[0114] G(\omega) = \left[\int g(t) \cdot \exp(-j\omega t) dt \right]^2$$

[0115] 여기서, $g(t)$ 는 시변 신호이며, 이 경우에 광 검출기 출력(E)이다. 각 맥박 동안에, $\langle \omega \rangle$ 값은 전술한 신호 (dE/dt)에 비례하여 상승하고 하강한다. 따라서, $\langle \omega \rangle_{\max}$ 값은 소정의 맥박 주기 내의 최대 변조 속도를 표시하며, 수축기 혈압, 확장기 혈압 및 평균 맥박을 결정하는데 사용하기 위한 펄스 진폭 포락선을 발생하는데 크기 조정되어 사용된다.

[0116] 일부 실시예에서, 자기상관 방법이 펄스 진폭과 펄스 진폭 포락선을 결정하는데 사용될 수 있다. 자기상관에서, 신호는 하기의 관계에 따라 자기상관된다.

수학식 5

$$[0117] \langle G(\tau) \rangle = \int g(t) \cdot g(t-\tau) dt$$

[0118] 여기서, $G(\tau)$ 는 시간 지연(τ)에서의 자기상관 함수이며, $g(t)$ 는 시변 신호이다. $G(0)$ 값은 신호 진폭의 평균 제곱이다. 주파수 스펙트럼은 단순히 자기상관 함수의 컨볼루션이다.

수학식 6

$$[0119] G(\omega) = (1/2\pi) \cdot \int G(\tau) \cdot \exp(-j\omega \tau) d\tau$$

[0120] 자기상관 방법을 이용한 시변 신호의 평균 주파수의 결정은 이전에 설명되었으며 여기서 상세히 제시되지 않는다. 이러한 $G(\omega)$ 의 계산은 FFT 분석과 동일한 식에 의해 평균 주파수를 계산하는데 사용된다.

수학적 7

- [0121] $\langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega$
- [0122] 일부 실시예에서, 혈압 커프의 압력이 맥박이 없는 수축기 혈압 이상의 레벨에서 안정적으로 감소하는 시간 간격 동안에 각 맥박에 대한 dE/dt 의 최대값이 계산된다. 이 시간 간격 동안에 dE/dt 의 주기적 증가를 측정하여 기록함으로써 각 펄스의 시작이 검출된다. 각 펄스에 대해, dE/dt 의 최대값(dE/dt_{max})은 무차원 숫자로 기록되며, 커프 압력은 또한 mmHg의 진동 진폭 대신에 차트의 세로좌표가 dE/dt_{max} 인 펄스 진폭의 포락선을 생성하도록 기록된다. 알고리즘은 수축기 혈압, 확장기 혈압, 압맥박, 및/또는 평균 맥박을 결정하도록 이러한 포락선에 적용가능하다.
- [0123] 일부 실시예에서, 공기팽창식 커프(120)의 압력이 맥박이 없는 수축 압력 이상의 레벨에서 안정적으로 감소하는 시간 간격 동안에 각 맥박에 대한 AC 결합된 광 검출기 출력의 영점-교차 카운트가 기록된다. 시간 간격 동안에 일련의 맥박이 검출되며, 각 펄스에 대해 영점-교차 카운트가 측정되고 기록된다. 각 펄스에 대해, 카운트(또는 맥박의 상승과 하강과 대응하는 2개의 카운트의 평균)가 기록되고, 커프 압력은 또한 mmHg의 진동 진폭 대신에 차트의 세로좌표가 영점-교차 카운트인 펄스 진폭의 포락선을 생성하도록 기록된다. 알고리즘은 수축기 혈압, 확장기 혈압, 압맥박, 및/또는 평균 맥박을 결정하도록 이러한 포락선에 적용가능하다.
- [0124] 일부 실시예에서, 일련의 검출된 맥박 동안에 펄스들 간의 시간 간격이 측정되고 심박수를 결정하는데 사용된다.
- [0125] 일부 실시예에서, 커프 압력이 감소하는 때에, 수축 기압은 스펙클 패턴 변조의 제 1 증거가 발생하는(즉, 제로 이상에서 영점-교차 속도의 상승, 또는 dE/dt 에 대한 논-제로 값의 제 1 출현) 공기팽창식 커프(120) 압력으로 결정된다. 일부 실시예에서, 확장기 혈압은 스펙클 패턴 변조의 소정의 특성이 발생하는 공기팽창식 커프(120) 압력으로 결정된다. 예를 들어, 마지막 영점-교차 속도가 논-제로 값을 갖거나, 혹은 dE/dt 에 대한 마지막 논-제로 값이 발생하고 이후 커프 압력이 더 감소하는 동안 dE/dt 가 제로에 남아 있는, 최종적으로 검출된 맥박이 확장기 혈압으로 취급된다. 또는, dE/dt_{max} 값이 dE/dt_{max} 의 최대값(즉, 펄스 진폭의 포락선상의 최고점)의 50%인, 감소하는 맥박 시퀀스에서 제 1 맥박의 출현이다. 일부 실시예에서, 평균 맥박은 최대 영점-교차 카운트 또는 dE/dt_{max} 의 최대값(즉, 펄스 진폭의 포락선상의 최고점)이 발생하는 맥박 이벤트에 대응하는 공기팽창식 커프(120) 압력으로 결정된다.
- [0126] 일부 실시예에서, 수축기 혈압은 광 감지 시스템(104)에 불리하게 작용하는 맥박에서의 일정량의 인공물의 기여와 전기 잡음 및 스펙클 패턴의 변조와 관련된 다른 인공물을 계산하는 경험적으로 결정된 알고리즘에 기초하여, 커프 수축 동안에 스펙클 패턴 변조의 제 1 증거가 발생하는 커프 압력 이하의 일정한 압력에 있는 것으로 결정된다.
- [0127] 일부 실시예에서, 확장기 혈압은 광 감지 시스템(104)에 불리하게 작용하는 맥박으로부터의 인공물의 기여 및 다른 인공물을 계산하는 대응 알고리즘에 기초하여, 스펙클 패턴 변조의 소정의 특성이 발생하는 커프 압력 이상의 일정한 압력으로 계산된다.
- [0128] 일부 실시예에서, 혈압 측정의 기준선 측정은 "베이스라인(Baseline)"으로 결정되며, 후속 혈압 측정은 활력 징후의 연속적인 모니터링에 기초하여 추정된다. 예를 들어, 기준선 혈압은 전술한 바와 같이 dE/dt_{max} 측정 또는 영점-교차 카운트에 의해 획득된 일련의 펄스의 상대적인 펄스 진폭을 사용하여, 혹은 하나의 광 검출기(240), 복수의 광 검출 영역(244), CCD 센서 어레이 또는 CMOS 센서 어레이 중 하나를 사용하여 판독된다. 이후, 센서 고정 장치(102)는 (이미 수행된 상기 혈압 측정에 의해) 공지된 펄스 진폭("기준 진폭")을 갖는 압력 레벨로 조정되며, 맥박 진폭은 연속적으로 측정되고 기준 진폭과 비교된다. 적합한 알고리즘에 의해 기준 진폭과 다른 임의의 후속적인 펄스 진폭 측정이 수행되어 기준선에 대한 혈압 변화를 정량적으로 측정한다. 본 실시예에서, 방법의 주요 목적은 베이스라인 값에 대한 혈압 변화의 연속적이거나 주기적인 모니터링이다. 일부 실시예에서, 베이스라인 혈압 측정은 청음법과 같은 다른 표준 방법에 의해 결정된다.
- [0129] 일부 실시예에서, 펄스 파형 형태는 dE/dt 의 시변 값을 측정함으로써 결정된다. 펄스 파형의 형태는 맥박 과정에 걸쳐 시간에 대한 dE/dt 커브에 의해 표시가능하다. 다른 방법으로, 시변 영점-교차 속도가 사용되거나 혹은 디지털 CCD 또는 CMOS 검출 시스템에서 임계치-교차 속도가 사용될 수 있다.
- [0130] 도 14a, 14b 및 14c에서 도시된 일부 실시예에서, 출력 유닛(106)은 하나 이상의 전술한 기법에 의해 활력 징후

를 결정한다. 예컨대, 출력 유닛(106)은 파형 발생기(436)에서 하나 이상의 맥박의 진폭, 크기 및/또는 파형을 결정한다. 일부 실시예에서, 출력 유닛(106)은 결정된 진폭, 크기 및/또는 파형 및 검출가능한 피검자에 적용된 압력(예를 들어, 압력 센서에 의해 공기팽창식 컵에서 검출되는 압력)에 기초하여 피검자에 대한 수축기 혈압을 결정하도록 수축기 혈압 파형 검출기를 포함한다. 일부 실시예에서, 출력 유닛(106)은 결정된 진폭, 크기 및/또는 파형 및 검출가능한 피검자에 적용된 압력(예를 들어, 압력 센서(128)에 의해 공기팽창식 컵에서 검출된 압력)에 기초하여 피검자에 대한 확장기 혈압을 결정하도록 확장기 혈압 계산기를 포함한다. 일부 실시예에서, 심박수 계산기(446)는 광 신호로부터 결정된 맥박 파형으로부터 혹은 압력 센서(128)에 의해 공기팽창식 컵에서 검출된 압력으로부터 심박수를 결정한다. 일부 실시예에서, 출력 유닛(106)은 광 감지 시스템(104)에 의해 검출된 각 맥박이 공기팽창식 컵 압력 센서(128)에 의해 검출된 펄스와 대응함을 보증하는 펄스 파형 타이밍 검출기(434)를 포함한다. 일부 실시예에서, 펄스 파형 타이밍 검출기(434)는 파형 발생기(436)에게 데이터를 제공함으로써 각 파형 발생기(436)가 공기팽창식 컵 압력 센서(128)에 의해 검출되는 펄스와 일관되는 파형을 결정하도록 보증한다.

[0131] 도 14c에 도시된 일부 실시예에서, 출력 유닛(106)은 일련의 파형 발생기(436)에서 각각의 광 검출 영역(244)에 대한 하나 이상의 맥박의 진폭, 크기 및/또는 파형을 결정한다. 일부 실시예에서, 출력 유닛(106)은 복수의 진폭, 크기 및/또는 파형을 비교하기 위해 파형 비교기(438)를 포함한다. 파형 비교기(438)는 복수의 광 검출 영역(244)으로부터의 데이터에 기초하여 보다 양호한 광 검출 영역(244)을 선택하고, 둘 이상의 광 검출 영역으로부터의 신호를 평균화하거나 혹은 그렇지 않으면 단일 진폭, 크기 및/또는 파형을 계산한다. 일부 실시예에서, 심박수 계산기(446)는 광 신호로부터의 파형 비교기(438)로부터의 단일 파형 또는 압력 센서(128)에 의한 공기팽창식 컵에서 검출된 압력에 의해 심박수를 결정한다.

[0132] 복수의 실시예들이 설명되었다. 그러나, 본 발명의 사상과 범주를 벗어남이 없이 다양한 변형들이 가능하다. 따라서, 다른 실시예들도 하기 청구범위의 범주 내에 포함된다.

도면의 간단한 설명

- [0041] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 활력징후 측정 장치를 도시한다.
- [0042] 도 2a, 도 2b, 및 도 2c는 본 발명의 일실시예에 따른 상완에 위치한 활력징후 측정 장치 및 동맥 수축 혈압에 대한 컵 압력의 세가지 다른 레벨을 도시한다.
- [0043] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 팽창 가능한 공기주머니를 포함하는 센서고정장치를 구비한 활력징후 측정장치를 도시한다.
- [0044] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 컵의 수축동안 컵에 공압식으로 결합된 압력센서에 의해 검출된 일련의 맥박과 센서 고정 장치에 의해 고정된 광 감지 시스템에 의해 검출된 맥박과 비교하여 도시하였다.
- [0045] 도 5a, 도 5b, 및 도 5c는 본 발명의 일실시예에 따른 광 감지 시스템의 구성요소를 포함하는 광 센서 하우징을 도시한다.
- [0046] 도 6a, 도 6b, 및 도 6c는 본 발명의 일실시예에 따른 광 감지 시스템의 구성요소를 포함하는 광 센서 하우징을 도시한다.
- [0047] 도 7a 및 7b는 본 발명의 일실시예에 따른 광원 및 도파관을 포함하는 광원장치에 의해 생성된 스펙클 패턴을 도시한다.
- [0048] 도 8a 및 8b는 본 발명의 일실시예에 따른 광원 및 확산기를 포함하는 광원장치에 의해 생성된 스펙클 패턴을 도시한다.
- [0049] 도 9a, 도 9b, 및 도 9c는 본 발명의 일실시예에 따른 본 발명의 일실시예에 따른 공간 차광기를 구비한 광 감지 시스템을 도시한다.
- [0050] 도 10a, 도 10b, 및 도 10c는 본 발명의 일실시예에 따른 광 검출 영역을 포함하는 광 검출기를 포함하는 광 감지 시스템을 도시한다.
- [0051] 도 11a, 도 11b, 및 도 11c는 본 발명의 일실시예에 따른 활력 신호 측정 장치의 다양한 구현에 의해 생성된 스펙클 패턴들을 도시한다.
- [0052] 도 12는 본 발명의 일실시예에 따른 동맥과에 의해 변조된 스펙클 패턴의 일부를 수신하는 광 검출기에 의해 받

생된 전기신호를 도시한다.

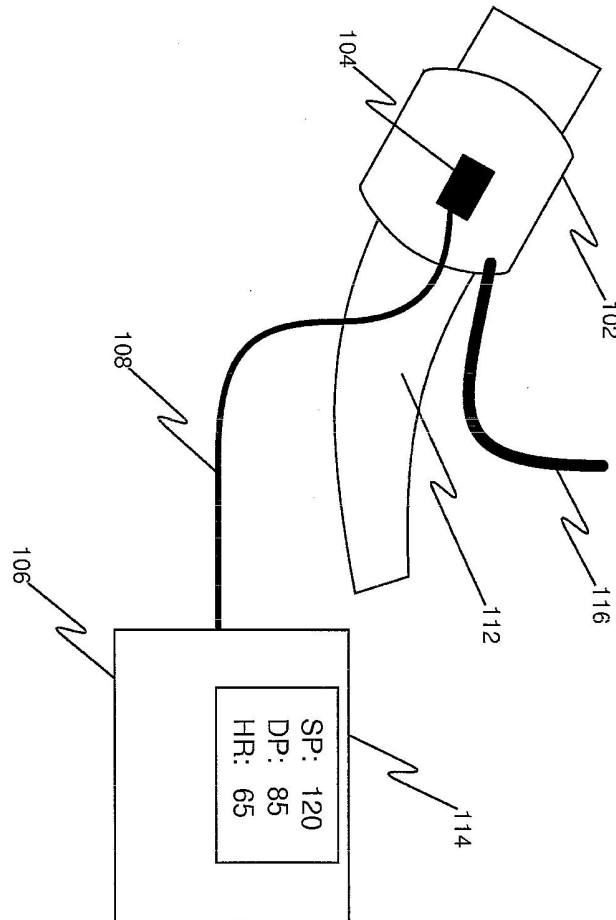
[0053] 도 13은 본 발명의 일실시예에 따른 각각 전기신호를 생성하는 다수의 광 검출 영역을 포함하는 광 검출기를 도시한다.

[0054] 도 14a, 도 14b, 도 14c는 본 발명의 일실시예에 따른 출력 유닛로부터 출력된 하나 이상의 활력 징후를 판단하기 위해 사용된 여러 분석적 방법을 도시한다.

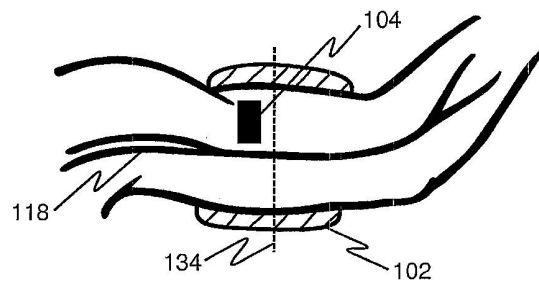
[0055] 동일한 참조번호가 다른 도면에 사용되더라도 동일한 구성요소를 지칭한다.

도면

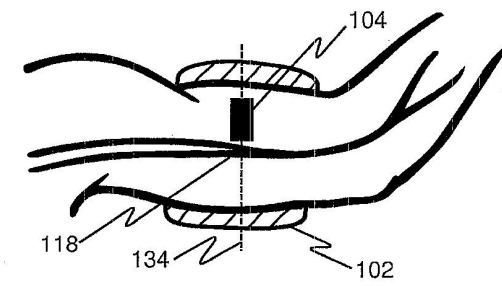
도면1



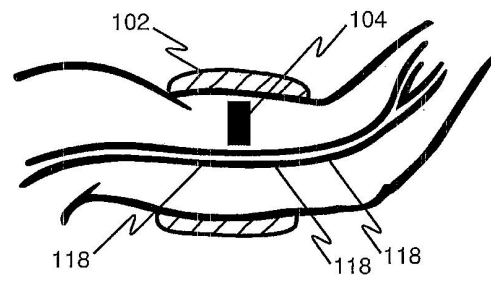
도면2a



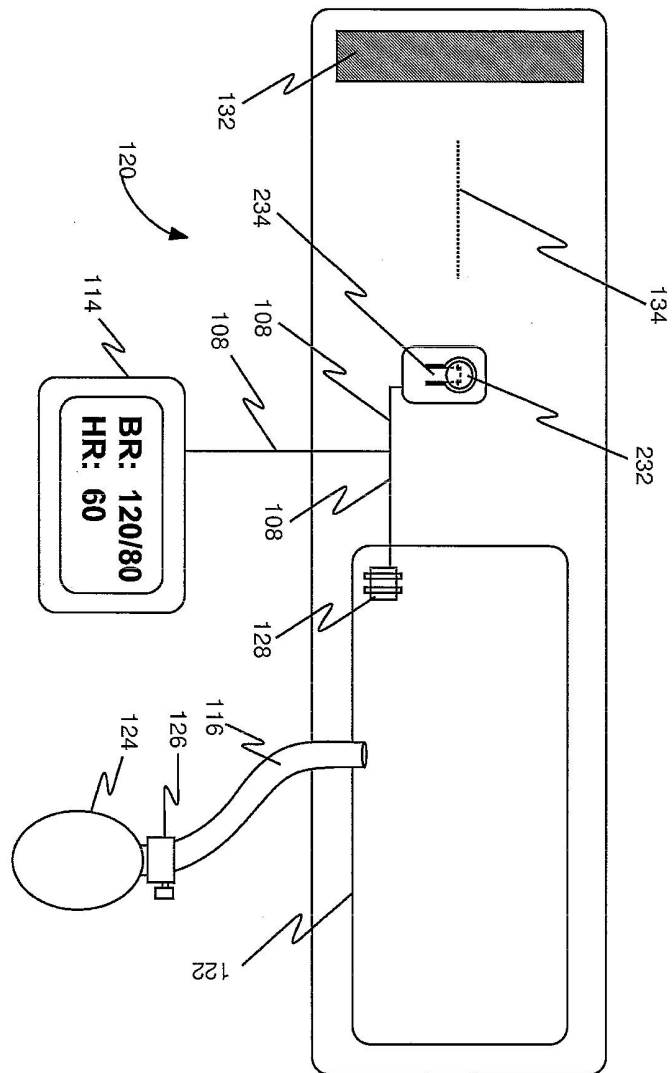
도면2b



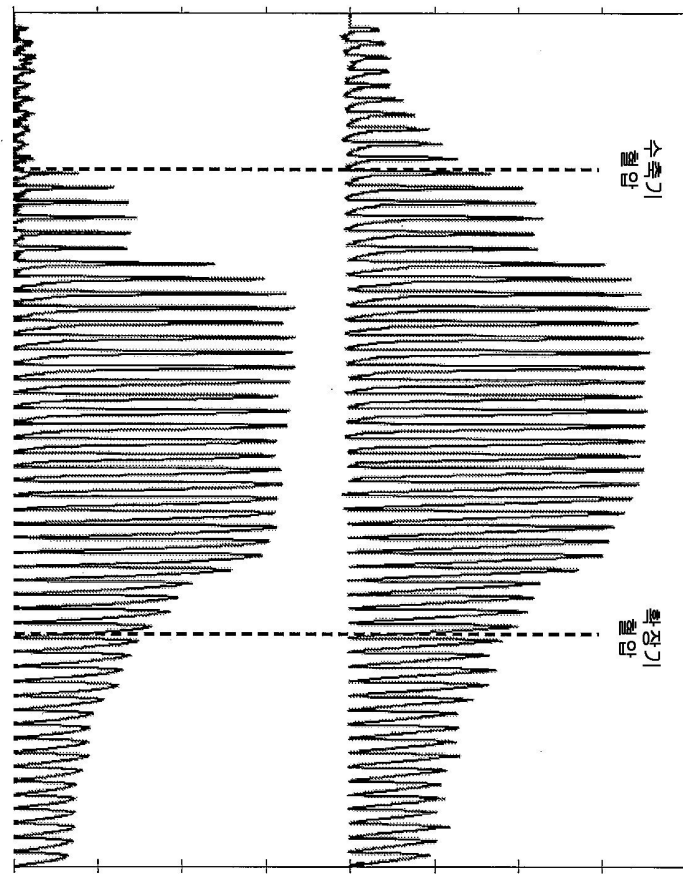
도면2c



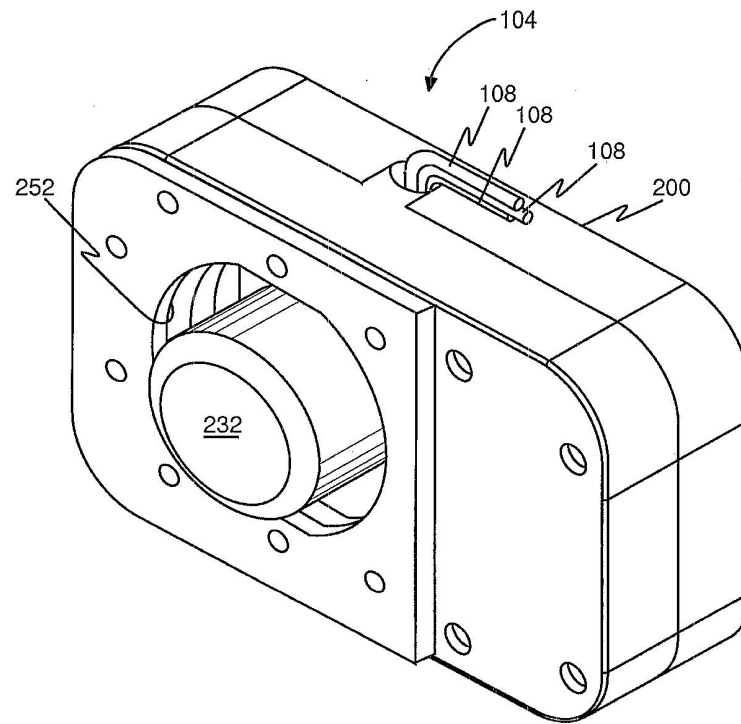
도면3



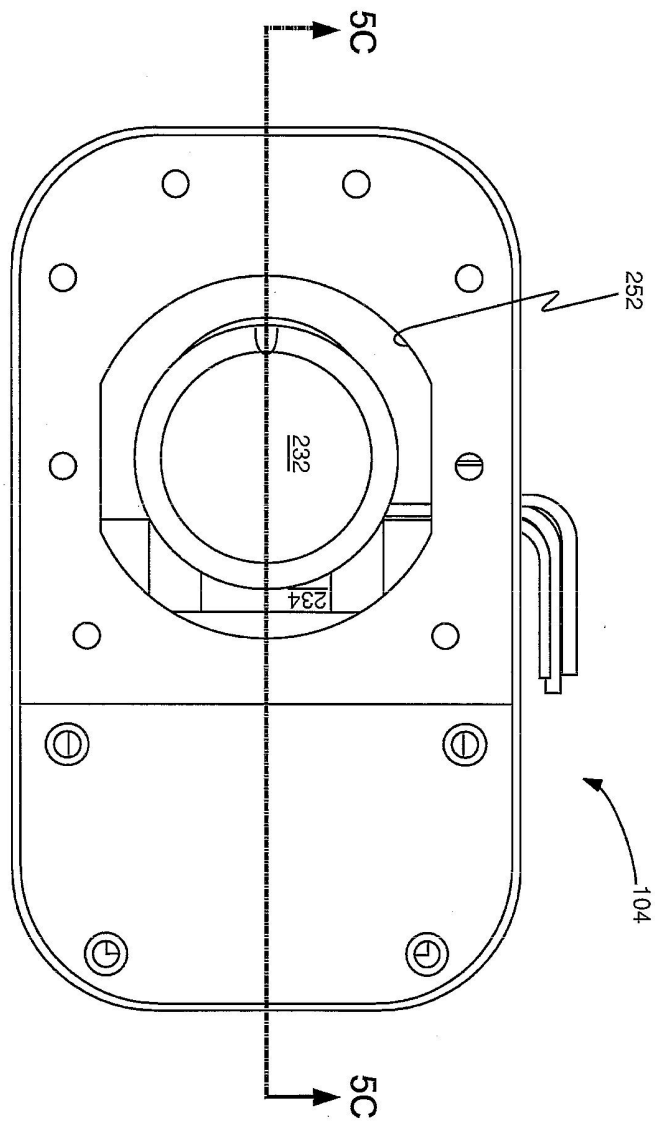
도면4



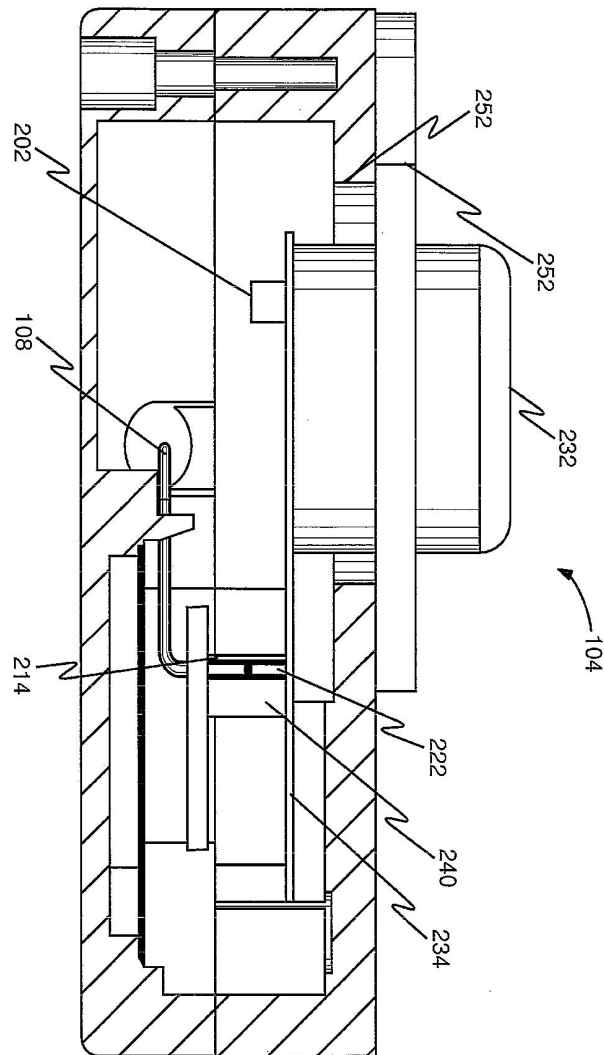
도면5a



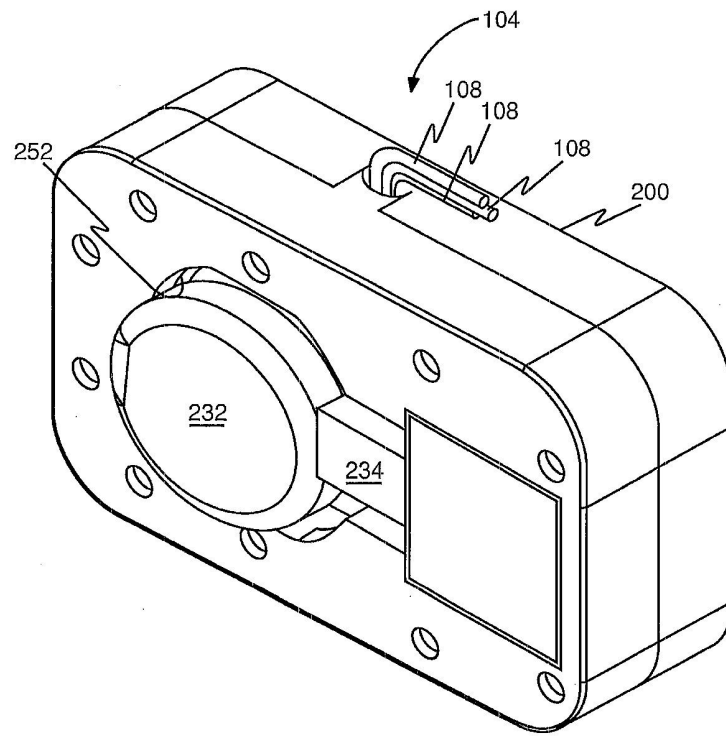
도면5b



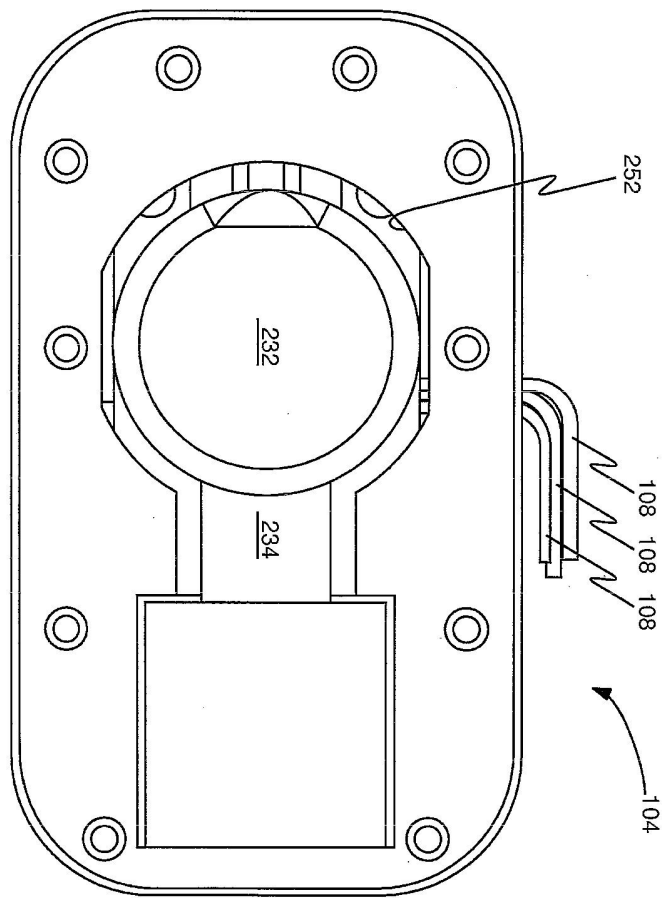
도면5c



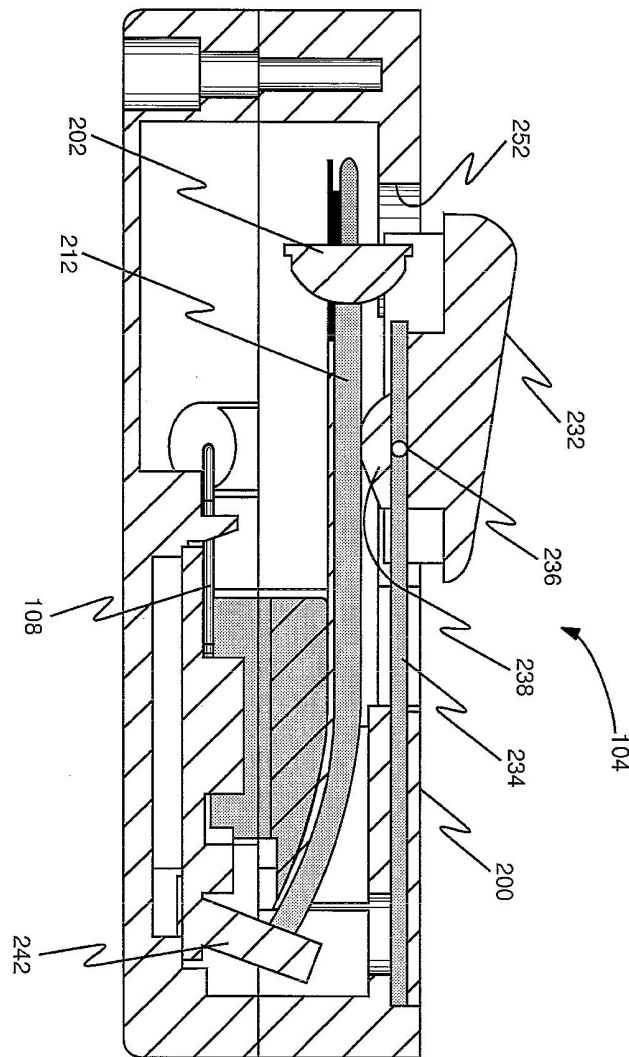
도면6a



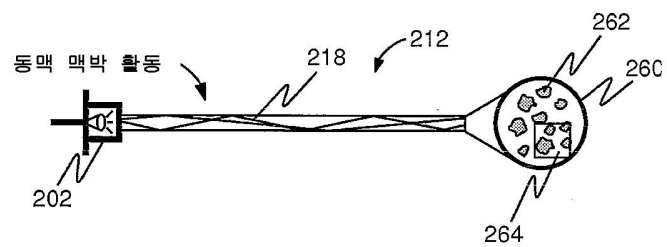
도면6b



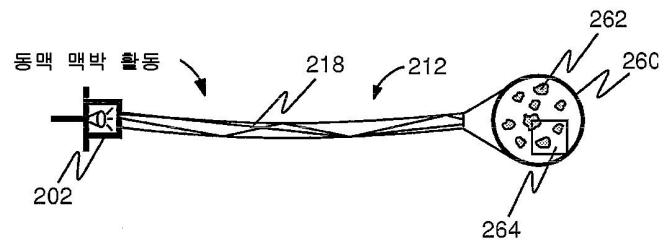
도면6c



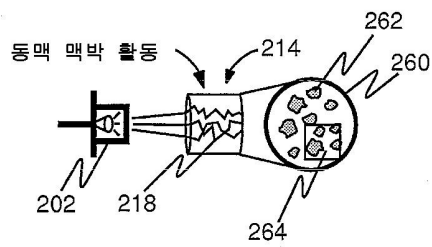
도면7a



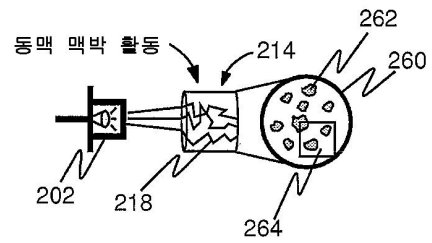
도면7b



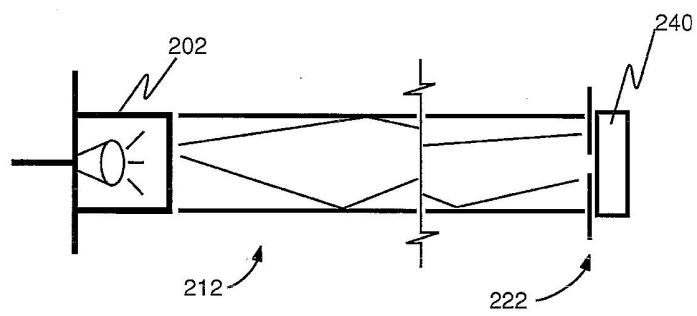
도면8a



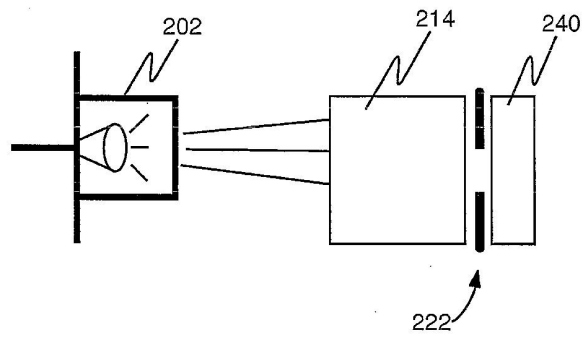
도면8b



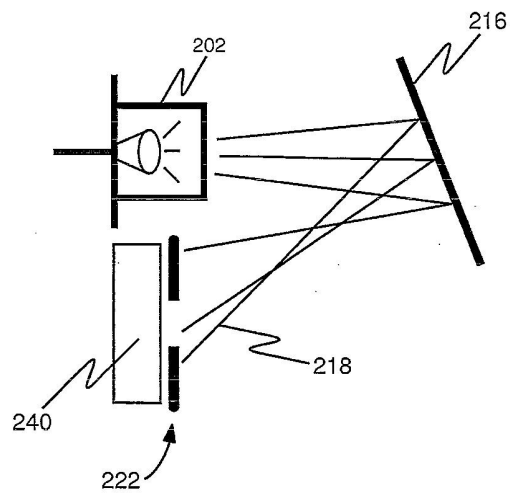
도면9a



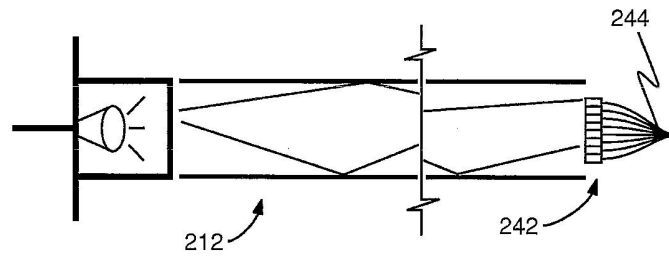
도면9b



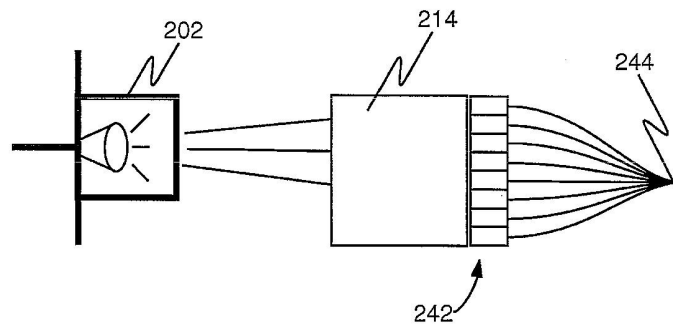
도면9c



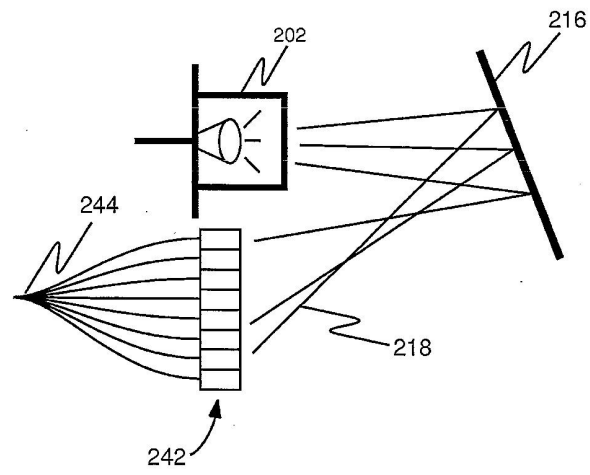
도면10a



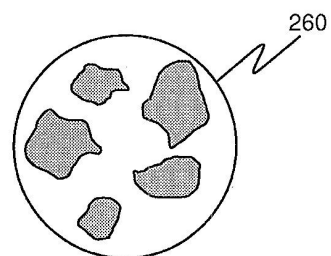
도면10b



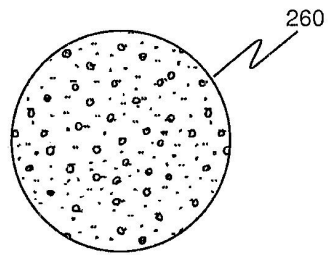
도면10c



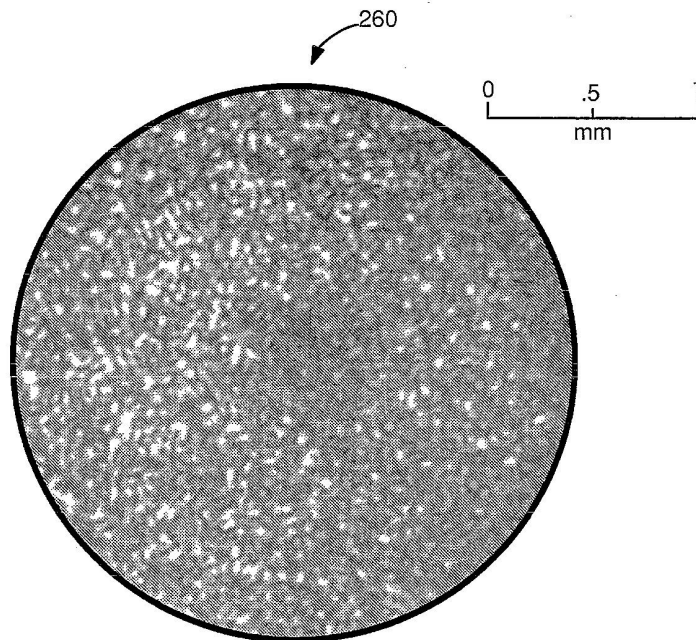
도면11a



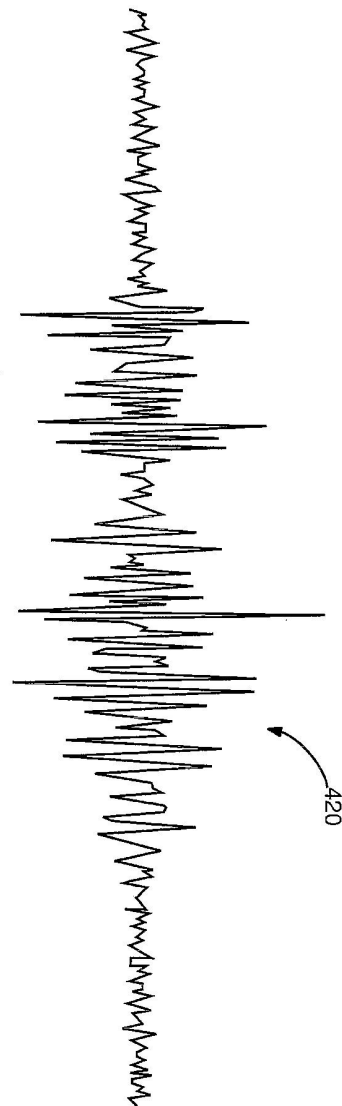
도면11b



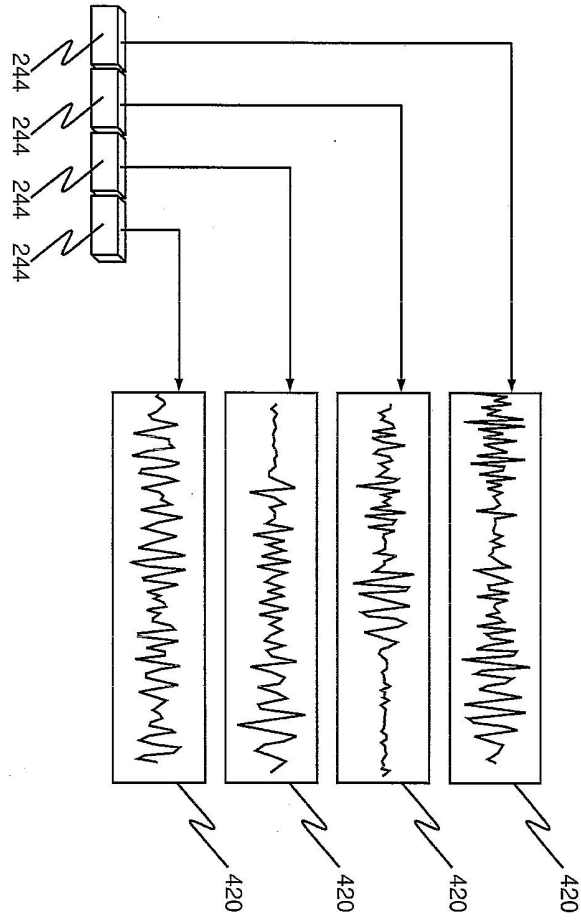
도면11c



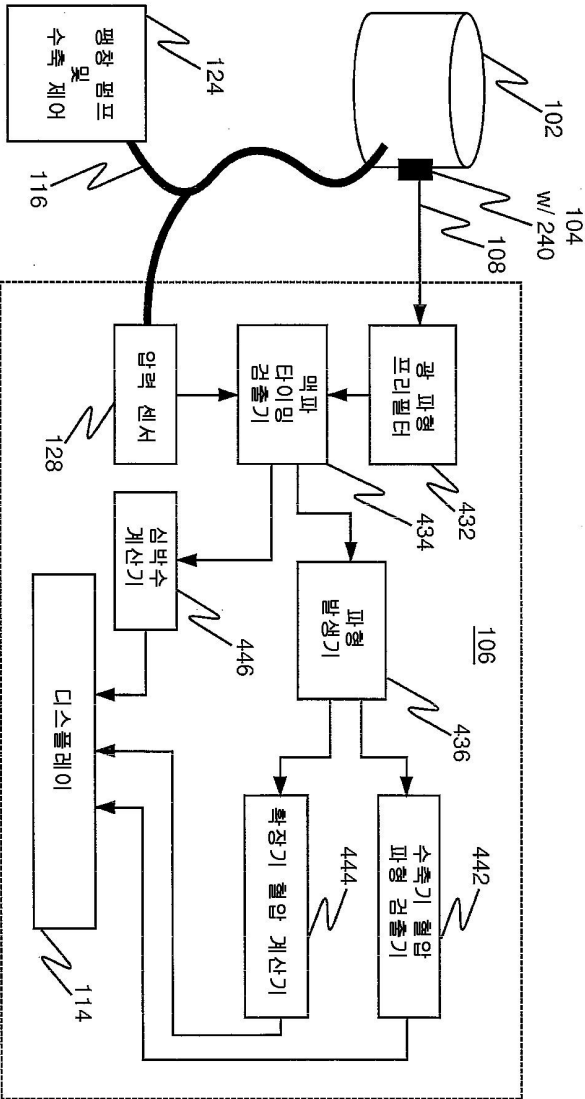
도면12



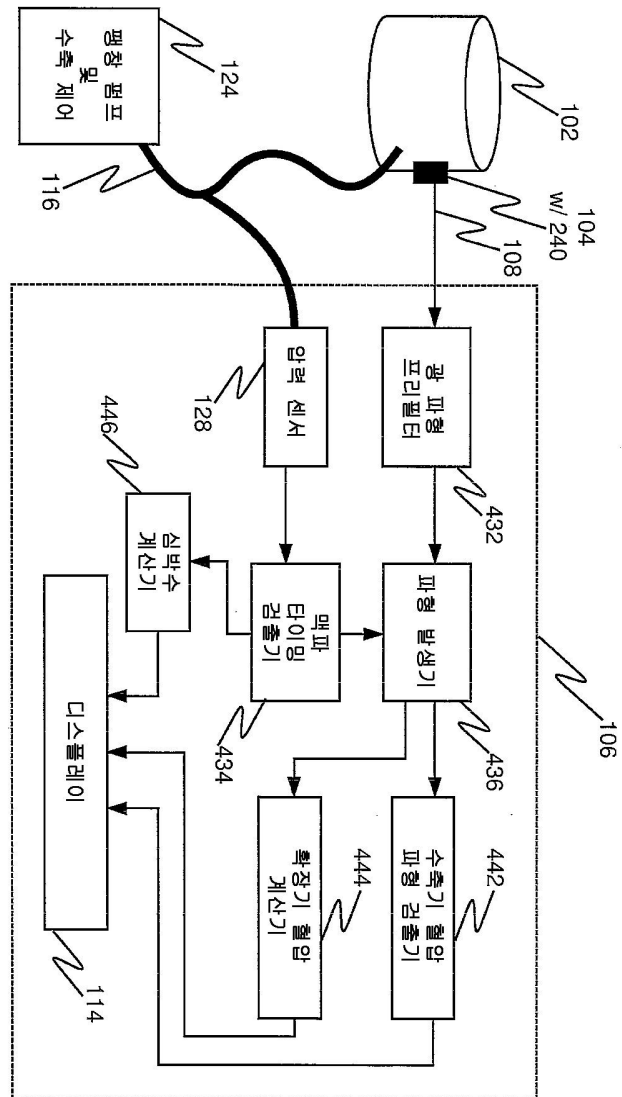
도면13



도면14a



도면14b



도면14c

