



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0018318
(43) 공개일자 2018년02월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/026 (2006.01) F21V 8/00 (2016.01)
G02B 27/28 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/021 (2013.01)
A61B 5/0075 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0091047

(22) 출원일자 2017년07월18일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

2016133020 2016년08월10일 러시아(RU)

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

클레소브 안드레이 블라디미로비치

러시아, 125413, 아스트라담스카야 스트리트,
9b.2, 아파트 100

빌렌스키 막심 알렉스비치

러시아, 142770, 모스크바, 포스.가조프로보드,
d.15, 아파트 119

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

리엔목특허법인

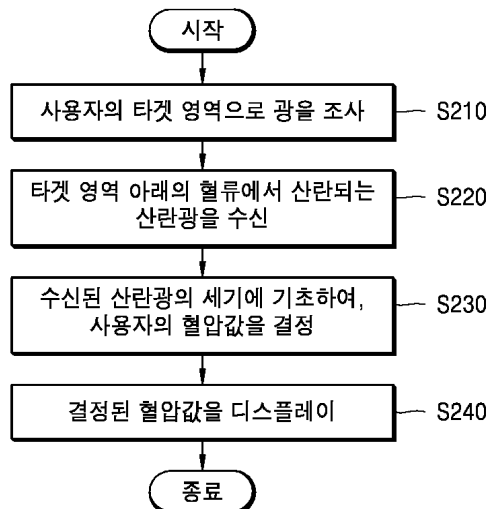
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 혈압 측정 방법 및 이에 따른 장치

(57) 요약

사용자의 타겟 영역으로 광을 조사하는 광원, 타겟 영역 아래의 혈류에서 산란되는 산란광을 수신하는 광수신기, 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정하는 제어부 및 결정된 혈압값을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는, 일 실시예에 따른 웨어러블 디바이스가 개시된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/0261 (2013.01)

A61B 5/681 (2013.01)

A61B 5/725 (2013.01)

G02B 27/288 (2013.01)

G02B 6/0011 (2013.01)

(72) 발명자

짐코브 드미트리 알렉산도르비치

러시아, 410054, 사라토프, 케이.마르스 스트리트,
9/19, 아파트 223

조재걸

경기도 용인시 수지구 진산로 108, 611동 302호 (
풍덕천동, 진산마을삼성래미안6차아파트)

포포브 미하일 바체슬라보비치

러시아 143402, 모스크바, g.크라노고르스크, ul.
제레즈노도로자냐, d.8, 아파트 46

유브첸코 세르게이 알렉스비치

러시아, 403731, 볼고그라드, 일란스키디스트, 일
란, 브이푸스쿠나야 스트리트, 5

명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 타겟 영역으로 광을 조사하는 광원;

상기 타겟 영역 아래의 혈류에서 산란되는 산란광을 수신하는 광수신기;

상기 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 상기 사용자의 혈압값을 결정하는 제어부; 및

상기 결정된 혈압값을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는, 스트랩을 이용하여 상기 사용자의 손목에 착용되는 스마트 와치이고, 상기 광원 및 상기 광수신기가 상기 스트랩 내에 배치되는, 웨어러블 디바이스.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 제어부는, 상기 수신된 산란광의 세기를 나타내는 이미지를 결정하고, 가우시안 어버리징 윈도우 형태의 필터에 기초하여, 상기 결정된 이미지의 데이터로부터 상기 사용자의 혈압값을 결정하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는, 상기 웨어러블 디바이스가 상기 사용자의 손목에 착용되었을 때, 상기 타겟 영역을 압박하기 위한 접촉 유리판(contact glass plate)을 더 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 접촉 유리판은, 상기 광원으로부터 방출된 광이 상기 타겟 영역으로 향하도록 상기 광을 반사하는 거울을 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는, 상기 광원의 출력부에 배치되는 제 1 편광 필터 및 상기 광수신기의 입력부에 배치되는 제 2 편광 필터를 더 포함하고, 상기 제 1 편광 필터 및 상기 제 2 편광 필터는 광학적으로 서로 직교하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는 상기 광원으로부터 방출된 광이 상기 타겟 영역으로 향하도록 상기 광을 가이드하는 광가이드를 더 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는 상기 사용자의 참조 혈압값을 입력하는 사용자 입력을 수신하는 사용자 인터페이스를 더 포함하고,

상기 제어부는 상기 입력된 참조 혈압값에 기초하여 상기 결정된 혈압을 보정하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는 혈압 측정 시간을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 사용자 인터

페이스를 더 포함하고,

상기 제어부는 상기 설정된 혈압 측정 시간에, 상기 사용자의 손목의 타겟 영역으로 광을 조사하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 디스플레이부는 상기 광수신기가 상기 사용자의 손목의 요골 동맥 위에 위치하도록 가이드하기 위한 가이드 이미지를 디스플레이 하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 11

웨어러블 디바이스가, 사용자의 타겟 영역으로 광을 조사하는 단계;

상기 타겟 영역 아래의 혈류에서 산란되는 산란광을 수신하는 단계;

상기 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 상기 사용자의 혈압값을 결정하는 단계; 및

상기 결정된 혈압값을 디스플레이하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는, 스트랩을 이용하여 상기 사용자의 손목에 착용되는 스마트 와치이고, 상기 웨어러블 디바이스의 광원 및 광수신기가 상기 스트랩 내에 배치되는, 혈압 측정 방법.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 상기 사용자의 혈압값을 결정하는 단계는,

상기 수신된 산란광의 세기를 나타내는 이미지를 결정하는 단계; 및

가우시안 어버리징 윈도우 형태의 필터에 기초하여, 상기 결정된 이미지의 데이터로부터 상기 사용자의 혈압값을 결정하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 14

제 11 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는, 상기 웨어러블 디바이스가 상기 사용자의 손목에 착용되었을 때, 상기 타겟 영역을 압박하기 위한 접촉 유리판(contact glass plate)을 더 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서, 상기 접촉 유리판은, 상기 웨어러블 디바이스의 광원으로부터 방출된 광이 상기 타겟 영역으로 향하도록 상기 광을 반사하는 거울을 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 16

제 11 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는, 상기 웨어러블 디바이스의 광원의 출력부에 배치되는 제 1 편광 필터 및 상기 웨어러블 디바이스의 광수신기의 입력부에 배치되는 제 2 편광 필터를 더 포함하고, 상기 제 1 편광 필터 및 상기 제 2 편광 필터는 광학적으로 서로 직교하는, 혈압 측정 방법.

청구항 17

제 11 항에 있어서, 상기 웨어러블 디바이스는 상기 웨어러블 디바이스의 광원으로부터 방출된 광이 상기 타겟 영역으로 향하도록 상기 광을 가이드하는 광가이드를 더 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 18

제 11 항에 있어서,
 상기 혈압 측정 방법은,
 상기 사용자의 참조 혈압값을 입력하는 사용자 입력을 수신하는 단계; 및
 상기 입력된 참조 혈압값에 기초하여 상기 결정된 혈압을 보정하는 단계를 더 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 19

제 11 항에 있어서,
 상기 혈압 측정 방법은,
 혈압 측정 시간을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 단계를 더 포함하고,
 상기 사용자의 손목의 타겟 영역으로 광을 조사하는 단계는,
 상기 설정된 혈압 측정 시간에, 상기 사용자의 손목의 타겟 영역으로 광을 조사하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 20

제 11 항에 있어서,
 상기 혈압 측정 방법은,
 상기 웨어러블 디바이스의 광수신기가 상기 사용자의 손목의 요골 동맥 위에 위치하도록 가이드하기 위한 가이드 이미지를 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 혈압 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 의료 기술에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 혈압 측정 분야에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 혈압은 일반적으로 혈압계를 이용하여 측정된다. 동맥벽(arterial wall)을 관통하여 침습적으로 측정을 수행하는 것은 일반적이지 않으며, 혈압 측정은 일반적으로 병원 설정(hospital setting)으로 제한된다. 비 침습적 청진(noninvasive auscultatory) 및 오실로 메트릭 측정(oscillometric measurements)은 침습적인 측정보다 간단하고, 사용자에게 친숙하고, 적용에 제한이 없으며, 사용하기 쉽고, 환자에게 통증을 유발하지 않지만, 비 침습적 방법은 낮은 정확도와 측정 수치에 작은 기계적 오차(systematic differences)를 갖는다.

[0003] 청진 방법에 의한 혈압 측정은 청진기와 혈압계가 사용된다. 청진 방법에 의한 혈압 측정은, 수은 압력계 또는 아네로이드 압력계(aneroid manometer)에 연결되고, 심장과 거의 동일한 높이로 팔뚝 주위에 배치되는 커프(cuff)로 구성된다.

[0004] 표준으로써 간주되는 수은 압력계는, 수은 기둥의 높이를 측정하여 보정이 필요없는 절대적인 결과를 제공하므로, 오차 또는 보정 드리프트(drift of calibration)가 발생하지 않는다. 수은 압력계의 사용은 흔히 임산부와 같은 고위험 환자의 고혈압에 관한 임상 측정 및 임상 연구(clinical investigations)에 필요하다.

[0005] 오실로 메트릭 방법은 혈류의 진동(펄스)에 의해 야기되는 혈압계 커프 압력의 진동에 대한 관측을 수반한다. 일반적으로, 오실로 메트릭 방법의 전자 버전은 긴 주기의 측정(long-term measurements)에 사용되기도 한다. 오실로 메트릭 방법은, 청진 방법과 마찬가지로 혈압계 커프를 사용하지만, 커프 압력의 진동을 관찰하기 위한 전자 압력 센서(변환기)와 커프의 자동 팽창 및 수축을 자동으로 해석하는 전자 장치를 사용한다. 이 경우, 압력 센서는 측정의 정확성을 유지하기 위해 주기적으로 교정되어야 한다.

[0006] 최근에는 소위 맥파 속도 (pulse wave velocity, PWV) 원리에 기반한 새로운 기술들이 개발되었다. PWV 원리

에 기반한 기술들은 동맥을 따라 이동하는 맥박의 속도가 혈압에 의존한다는 사실을 이용하며, 교정 작업 후, PWV 값을 혈압 값으로 변환함으로써 간접적으로 추정된 혈압을 제공한다. PWV 원리에 기반한 기술의 주된 이점은 상완 커프(brachial cuff)를 팽창시킬 필요가 없고, 의학적 감독 없이 PWV 값을 지속적으로 측정할 수 있다는 것이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 일부 실시예는, 커프를 사용하지 않고, 어디에서나 사용자의 혈압을 측정할 수 있는 방법 및 웨어러블 디바이스를 제공할 수 있다.
- [0008] 일부 실시예는, 피부, 모세 혈관 또는 사용자의 움직임에 의한 노이즈를 줄임으로써 사용자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있는 방법 및 디바이스를 제공할 수 있다.
- [0009] 일부 실시예는, 다른 혈압 측정 장치에 의해 측정된 사용자의 혈압값을 이용하여 보정 방법을 결정함으로써 보다 정확한 혈압값을 제공하는 방법 및 디바이스를 제공할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0010] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 개시의 제 1 실시예는, 사용자의 타겟 영역으로 광을 조사하는 광원, 타겟 영역 아래의 혈류에서 산란되는 산란광을 수신하는 광수신기, 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정하는 제어부 및 결정된 혈압값을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는, 웨어러블 디바이스를 제공할 수 있다.
- [0011] 또한, 웨어러블 디바이스는, 스트랩을 이용하여 사용자의 손목에 착용되는 스마트 워치이고, 광원 및 광수신기가 스트랩 내에 배치될 수 있다.
- [0012] 또한, 제어부는, 수신된 산란광의 세기를 나타내는 이미지를 결정하고, 가우시안 어버리징 윈도우 형태의 필터에 기초하여, 결정된 이미지의 데이터로부터 사용자의 혈압값을 결정할 수 있다.
- [0013] 또한, 웨어러블 디바이스는, 웨어러블 디바이스가 사용자의 손목에 착용되었을 때, 타겟 영역을 압박하기 위한 접촉 유리판을 더 포함할 수 있다.
- [0014] 또한, 접촉 유리판은, 광원으로부터 방출된 광이 타겟 영역으로 향하도록 광을 반사하는 거울을 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 웨어러블 디바이스는, 광원의 출력부에 배치되는 제 1 편광 필터 및 광수신기의 입력부에 배치되는 제 2 편광 필터를 더 포함하고, 제 1 편광 필터 및 제 2 편광 필터는 광학적으로 서로 직교할 수 있다.
- [0016] 또한, 웨어러블 디바이스는 광원으로부터 방출된 광이 타겟 영역으로 향하도록 광을 가이드하는 광가이드를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 또한, 웨어러블 디바이스는 사용자의 참조 혈압값을 입력하는 사용자 입력을 수신하는 사용자 인터페이스를 더 포함하고, 제어부는 입력된 참조 혈압값에 기초하여 결정된 혈압을 보정할 수 있다.
- [0018] 또한, 웨어러블 디바이스는 혈압 측정 시간을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 사용자 인터페이스를 더 포함하고, 제어부는 설정된 혈압 측정 시간에, 사용자의 손목의 타겟 영역으로 광을 조사할 수 있다.
- [0019] 또한, 디스플레이부는 광수신기가 사용자의 손목의 요골 동맥 위에 위치하도록 가이드하기 위한 가이드 이미지를 디스플레이할 수 있다.
- [0020] 또한, 본 개시의 제 2 실시예는, 웨어러블 디바이스가, 사용자의 타겟 영역으로 광을 조사하는 단계, 타겟 영역 아래의 혈류에서 산란되는 산란광을 수신하는 단계, 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정하는 단계 및 결정된 혈압값을 디스플레이하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법을 제공할 수 있다.
- [0021] 또한, 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정하는 단계는, 수신된 산란광의 세기를 나타내는 이미지를 결정하는 단계, 및 가우시안 어버리징 윈도우 형태의 필터에 기초하여, 결정된 이미지의 데이터로부터 사용자의 혈압값을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 또한, 혈압 측정 방법은, 사용자의 참조 혈압값을 입력하는 사용자 입력을 수신하는 단계 및 입력된 참조 혈압

값에 기초하여 결정된 혈압을 보정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0023] 또한, 혈압 측정 방법은, 혈압 측정 시간을 설정하는 사용자 입력을 수신하는 단계를 더 포함하고, 사용자의 손목의 타겟 영역으로 광을 조사하는 단계는, 설정된 혈압 측정 시간에, 사용자의 손목의 타겟 영역으로 광을 조사하는 단계를 포함할 수 있다.

[0024] 또한, 혈압 측정 방법은, 웨어러블 디바이스의 광수신기가 사용자의 손목의 요골 동맥 위에 위치하도록 가이드 하기 위한 가이드 이미지를 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 일 실시예에 따른, 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 모니터링하는 방법을 도시한다.
 도 2는, 일 실시예에 따른, 디바이스가 사용자의 혈압값을 결정하는 방법에 관한 흐름도이다.
 도 3은, 일 실시예에 따른, 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 검출하는 디바이스를 도시한다.
 도 4는 일 실시예에 따른, 디바이스에 구비되는 접촉판을 도시한다.
 도 5는, 일 실시예에 따른, 디바이스에 구비되는 편광 필터를 도시한다.
 도 6a 내지 6c는, 일 실시예에 따른, 디바이스의 광학 회로를 도시한다.
 도 7은, 일 실시예에 따른, 디바이스가 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 디스플레이하는 방법을 도시한다.
 도 8은, 일 실시예에 따른, 디바이스가 디바이스 착용 가이드를 디스플레이하는 방법을 도시한다.
 도 9는, 다른 실시예에 따른, 디바이스가 사용자의 혈압값을 결정하는 방법에 관한 흐름도이다.
 도 10은, 일 실시예에 따른, 디바이스가 혈압 측정 시점을 선택하는 사용자 입력을 수신하기 위한 사용자 인터페이스 이미지를 도시한다.
 도 11은, 일 실시예에 따른, 디바이스가 참조 혈압값에 기초하여, 혈압값을 보정하는 방법에 관한 흐름도이다.
 도 12a 및 12b는 일 실시예에 따른, 디바이스가 참조 혈압값을 획득하는 방법을 도시한다.
 도 13은, 다른 실시예에 따른, 디바이스가 참조 혈압값을 획득하는 방법을 도시한다.
 도 14는, 일 실시예에 따른, 디바이스가 스펙클-상관 분석에 기초하여 혈류의 흐름을 시각화하는 방법을 도시한다.
 도 15는, 일 실시예에 따른, 디바이스가 사용자의 혈압값을 결정하는 방법에 관한 흐름도이다.
 도 16a 및 16b는, 일 실시예에 따른, 가우시안 윈도우에 대한 스펙클 및 가중 인자의 시간 공간적 평균화 알고리즘을 도시한다.
 도 17 및 도 18은, 일 실시예에 따른, 디바이스의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.

[0027] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0028] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0029] 본 명세서에서, 산란광의 세기를 나타내는 이미지는 “스펙클-변조된 이미지(Speckle-modulated image)”로 언급될 수 있다. 또한, 본 명세서에서, 스펙클-변조된 이미지 내의 작은 반점으로 보여지는 밝은 영역은 “스펙

클(Speckle)”로 언급될 수 있다.

- [0030] 산란 입자가 움직이는 경우, 간섭에 변화가 일어나며, 수신된 산란광의 세기 또한 변한다. 이에 따라, 스펙클-변조된 이미지 내의 스펙클 패턴의 시간 및 공간에 대한 통계(statistics)는 산란 입자의 움직임에 대한 정보를 제공할 수 있다. 예를 들어, 혈관 내의 적혈구의 움직임이 빨라질수록 스펙클 패턴은 보다 흐려지며(blurring), 디바이스는 흐려진 정도를 결정함으로써 혈류의 위치 또는 속도를 결정할 수 있다. 본 명세서에서, 스펙클-변조된 이미지 내에서 흐려진 정도를 정량적으로 나타낸 값은 “콘트라스트”로 언급될 수 있다. 산란 입자들의 움직임이 빨라지면 스펙클 패턴이 흐려지며, 스펙클 패턴이 흐려질수록 콘트라스트의 값은 작아질 수 있다.
- [0031] 도 1은 일 실시예에 따른, 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 모니터링하는 방법을 도시한다.
- [0032] 도 1을 참조하면, 디바이스(1000)는 사용자의 혈류에 의해 산란된 산란광을 검출하고, 검출된 산란광의 세기에 기초하여, 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 검출할 수 있다. 사용자의 혈류에 관한 생체 정보는, 예를 들어, 혈압값, 혈류 속도, 혈류량, 맥파, 미소순환(Microcirculation) 및 심혈관계(Cardiovascular system)의 움직임을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0033] 디바이스(1000)는 광원(1910) 및 광수신기(1930)를 포함할 수 있다.
- [0034] 광원(1910)은 사용자의 타겟 영역으로 광을 조사할 수 있다. 광원(1910)은 레이저와 같은 단색광을 발생시키는 디바이스일 수 있다. 실시예에 따라, 광원은 펄스 모드뿐만 아니라 연속 모드에서 동작하도록 구성될 수 있다.
- [0035] 일 실시예에 따르면, 광원(1910)은 근적외선 스펙트럼 범위의 광을 생성하는 디바이스일 수 있다. 근적외선 범위(약 980 nm의 파장 부근)의 레이저는 가시광선 범위의 레이저와 비교하여, 적혈구에 의해 실질적으로(substantially) 산란되며, 표피층으로부터의 노이즈 산란이 보다 적게 발생한다. 따라서, 디바이스(1000)는 근적외선 스펙트럼 범위의 광을 사용함으로써, 피부 또는 모세 혈관 보다 깊게 위치한 동맥 내의 혈류에 대한 정보를 보다 정확하게 수신할 수 있으며, 모세 혈관 또는 피부에 의한 영향을 덜 받을 수 있다.
- [0036] 광원(1910)으로부터 발생된 근적외선 레이저는 사용자의 손목 내의 요골 동맥(10) 위의 피부로 조사될 수 있다. 레이저와 같은 단색광이 산란 입자(예를 들어, 적혈구, 5)가 위치하는 공간에 조사되면, 산란 입자(5)에 의해 확산 반사가 일어나며, 확산 반사로 인해 상호 간섭된 산란광은 광수신기(1930)에 의해 수신될 수 있다.
- [0037] 광수신기(1930)는 광학 센서를 포함할 수 있다. 광학 센서는, 예를 들어, CCD(Charge coupled device), CMOS(Complementary metal-oxide semiconductor), 선형 이미지 센서, 어레이 실리콘 타입 이미지 센서 또는 InAsGa 센서 일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다. 광수신기(1930)는 산란광의 세기를 디지털 신호로 변경할 수 있다.
- [0038] 광수신기(1930)가 산란광을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 산란광의 세기를 나타내는 스펙클-변조된 이미지를 결정할 수 있다. 산란광의 세기를 나타내는 스펙클-변조된 이미지는 작은 밝은 반점들로 구성되는 스펙클 패턴을 나타낼 수 있다.
- [0039] 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 외부의 빛을 차단하기 위한 블렌드(1905)를 포함할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 광원(1910)으로부터 방출된 광을 콘택트 플레이트(미도시)의 접촉 영역의 크기로 증가시키고, 시준(collimate)하기 위한 렌즈(1920)를 포함할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 동맥(10) 으로부터 반사된 산란광을 광수신기(1930)로 수신하기 위한 렌즈(1937)를 포함할 수 있다.
- [0040] 일 실시 예에서, 디바이스(1000)는 사용자가 착용할 수 있는 웨어러블 디바이스 일 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 시계형 디바이스(1000) 또는 팔찌형 디바이스 일 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 스마트 폰 등의 스마트 기기가 제공하는 기능을 탑재한 스마트 watch(smart-watch)일 수 있다.
- [0041] 또한, 피부로부터의 프레넬 반사(Fresnel reflection)를 제거하기 위해, 디바이스(1000)는 광원(1910)의 입력 부분 또는 광수신기(1930)의 출력 부분에 배치되는 편광 필터를 포함할 수 있다.
- [0042] 예를 들어, 광원(1910)으로부터 방출된 광은 제 1 편광 필터(1942)를 통해 선형으로 편광될 수 있다. 또한, 예를 들어, 완전히 편광된 광이 광원(1910)으로부터 방출되는 경우(예를 들어, 레이저가 사용되는 경우)에, 적어도 하나의 제 2 편광 필터(1944)가 광수신기(1930)의 입력에 포함될 수 있다.
- [0043] 또한, 예를 들어, 광수신기(1930) 내의 센서의 센싱 영역은 서로 직교하도록 배향된 2 개의 선형 편광 필터(미도시)에 의해 썬위될 수 있다.

- [0044] 또한, 예를 들어, 광원(1910)으로부터 출력되는 광과 광수신기(1930)로 입사하는 광의 편광 방향이 직교하도록, 광원(1910)의 출력 부분에 제 1 편광 필터(1942)가 배치되고, 광수신기(1930)의 입력 부분에 제 2 편광 필터(1944)가 배치될 수 있으며, 제 1 편광 필터(1942) 및 제 2 편광 필터(1944)는 편광 방향이 서로 직교할 수 있다.
- [0045] 광원(1910)으로부터 출력된 레이저 광선은 신체 조직에 접촉되는 접촉 유리판인 도광판(light guide plate, 미도시)을 통해 타겟 영역으로 운반될 수 있다.
- [0046] 디바이스(1000)는 스펙클-변조된 이미지에 기초하여, 혈관의 직경 및 혈류의 속도를 결정할 수 있으며, 결정된 혈관의 직경 및 혈류의 속도에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정할 수 있다.
- [0047] 스펙클-변조된 이미지로부터 사용자의 혈관의 직경 및 혈류의 속도를 결정하는 방법 및 결정된 혈관의 직경 및 혈류의 속도로부터 사용자의 혈압값을 결정하는 방법은, 도 14 내지 도 16b를 참조하여 후술된다.
- [0048] 도 2는, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 사용자의 혈압값을 결정하는 방법에 관한 흐름도이다.
- [0049] 단계 S210에서, 디바이스(1000)는 사용자의 타겟 영역으로 광을 조사할 수 있다.
- [0050] 디바이스(1000)는 손목에 착용하는 웨어러블 디바이스 일 수 있다. 디바이스(1000)가 손목에 착용하는 웨어러블 디바이스인 경우, 타겟 영역은 손목의 요골 동맥일 수 있다.
- [0051] 실시예에 따라, 타겟 영역은 손가락, 발가락, 콧볼 또는 귓볼일 수 있다. 이 경우, 디바이스(1000)는 손가락, 발가락, 콧볼 또는 귓볼에 착용하는 웨어러블 디바이스일 수 있다.
- [0052] 광은 가시광선 또는 근적외선일 수 있다. 디바이스(1000) 내의 광원(1910)으로부터 방출된 광은 거울과 같은 홀로그래픽 광학 엘리먼트에 의해 사용자의 손목의 타겟 영역으로 조사될 수 있다. 또한 광원(1910)의 출력 부분에 제 1 편광 필터(1942)가 구비될 수 있다.
- [0053] 단계 S220에서, 디바이스(1000)는, 타겟 영역 아래의 혈류에서 산란되는 산란광을 수신할 수 있다.
- [0054] 사용자의 손목 아래의 요골 동맥으로 조사된 광은 요골 동맥 내의 적혈구와 같은 산란 입자에 의해 산란될 수 있다. 광이 산란 입자에 의해 산란됨에 따라, 디바이스(1000)의 광수신기(1930)는 산란광을 수신할 수 있다. 또한, 광수신기(1930)의 입력 부분에 제 2 편광 필터(1944)가 구비될 수 있다.
- [0055] 단계 S230에서, 디바이스(1000)는, 수신된 산란광의 세기에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정할 수 있다.
- [0056] 디바이스(1000)는 수신된 산란광의 세기를 나타내는 스펙클-변조된 이미지를 생성할 수 있다. 디바이스(1000)는 시간에 따른 스펙클-변조된 이미지들에 기초하여, 혈류의 위치 및 혈류의 속도를 결정할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 결정된 혈류의 위치에 기초하여 요골 동맥의 지름을 결정할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 요골 동맥의 지름 및 요골 동맥 내의 혈류의 속도에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정할 수 있다. 수신된 산란광의 세기에 기초하여 사용자의 혈압값을 결정하는 방법은 도 14 내지 16b를 참조하여 상세히 후술된다.
- [0057] 단계 S240에서, 디바이스(1000)는, 결정된 혈압값을 디스플레이할 수 있다.
- [0058] 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 디스플레이부를 제어함으로써 혈압값을 디스플레이할 수 있으며, 실시예에 따라, 디바이스(1000)와 연결된 다른 장치에게 혈압값을 디스플레이할 것을 명령하는 신호를 전송할 수도 있다.
- [0059] 도 3은, 일 실시예에 따른, 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 검출하는 디바이스(1000)를 도시한다.
- [0060] 도 3을 참조하면, 디바이스(1000)는 사용자의 손목(30)에 착용되는 시계일 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 갤럭시 기어™(Galaxy Gear)와 같은 스마트 워치일 수 있으며, 시계 기능만을 제공하는 아날로그 또는 디지털 시계일 수도 있다.
- [0061] 요골 동맥(10)은 일반적으로 맥을 짚을 때 촉진되는 동맥으로, 손목(30) 내에 위치해 있다. 손목(30) 내에는 척골(ulna bone)(64), 방사상 뼈(radial bone)(62) 및 요골 동맥(10)이 위치해 있다. 따라서, 디바이스(1000)가 시계 형태로 구현되는 경우, 요골 동맥(10)에 관한 생체 정보를 수신하는 모듈은 시간을 표시하는 시계 모듈과는 별개의 모듈로 시계의 스트랩(1850) 상에 위치할 수 있다.
- [0062] 디바이스(1000)가 시계 또는 스마트 워치인 경우, 디바이스(1000)는 기존의 시계 또는 스마트 워치가 제공하는 기능을 탑재한 메인 모듈(1800)과 사용자의 요골 동맥(10)에 관한 생체 정보를 수신하는 광학 모듈(1900)로 구

성될 수 있다. 광학 모듈(1900)과 메인 모듈(1800)은 서로 통신할 수 있다. 예를 들어, 광학 모듈(1900)과 메인 모듈(1800)은 스트랩(1850) 내에 구비된 통신 라인을 이용하여 통신할 수 있으며, 근거리 통신 기술을 이용하여 통신할 수도 있다.

[0063] 메인 모듈(1800)이 아날로그 시계인 경우, 메인 모듈(1800)은 하드웨어로만 구현될 수 있으며, 디지털 시계 또는 스마트 워치인 경우, 하드웨어 및 소프트웨어로 구현될 수 있다. 광학 모듈(1900)은 하드웨어로만 구현될 수 있으며, 하드웨어 및 소프트웨어로도 구현될 수 있다. 광학 모듈(1900)은 메인 모듈(1800)에 의해 제어될 수 있으며, 메인 모듈(1800)과는 독립적으로 작동할 수도 있다. 광학 모듈(1900)은 디스플레이 장치를 포함할 수도 있다.

[0064] 광학 모듈(1900)은 시계의 스트랩(1850) 또는 브레이슬릿의 일부로서 배치될 수 있다. 예를 들어, 메인 모듈(1800)이 사용자의 팔목의 손등 쪽에 위치하도록 사용자가 손목(30)에 시계를 착용했을 때, 광학 모듈(1900) 또는 광학 모듈(1900) 내의 광수신기가 사용자의 팔목 내의 요골 동맥(10) 위의 피부에 위치할 수 있도록 광학 모듈(1900)이 배치될 수 있다.

[0065] 또한, 광학 모듈(1900)은 디바이스(1000)의 스트랩(1850) 내에 내장될 수 있으며, 디바이스(1000)의 스트랩(1850)에 도킹될 수도 있다. 또한 광학 모듈(1900)은 스트랩(1850)의 미리 정해진 위치에 배치되어 고정될 수 있으며, 사용자에게 의해 스트랩(1850) 내에서 이동될 수도 있다.

[0066] 도 3에는 디바이스(1000)가 메인 모듈(1800)과 광학 모듈(1900)로 분리된 디바이스(1000)로 개시되었으나, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 시계 기능과 요골 동맥(10)에 관한 생체 정보를 수신하는 기능을 모두 구비한 하나의 모듈로 구현될 수도 있다. 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 시계 기능을 구비하지 않고 사용자의 생체 정보 및 건강 관리 정보 등 헬스케어 기능만을 제공하는 디바이스일 수도 있다.

[0067] 도 4는 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)에 구비되는 접촉판을 도시한다.

[0068] 요골 동맥은 손목의 표피층 아래에 있기 때문에, 산란광으로부터 검출된 신호는 잡음(noise)을 많이 포함할 수 있다. 잡음은 피부(30)의 미세순환(microcirculation) 및 사용자의 인위적인 움직임으로 인해 나타날 수 있다.

[0069] 피부(30)를 기계적으로 압축하는 경우, 피부(30)의 미세 순환이 억제되며, 표피층이 광학적으로 보다 투명해질 수 있다. 도 4를 참조하면, 디바이스(1000)는 피부(30)에 압착되는 접촉 유리판(1960)을 구비할 수 있다.

[0070] 접촉 유리판(1960)은 타겟 영역의 피부(30)에 압착될 수 있다. 피부(30)에 압착된 접촉 유리판(1960)은, 맥파 전파(pulse wave propagation)에 의해 진동하는 피부(30)의 움직임을 억제 할 수 있다.

[0071] 접촉 유리판(1960)은, 사용자가 디바이스(1000)를 착용했을 때, 사용자의 요골 동맥 위의 피부(30)에 압착되도록 디바이스(1000)에 배치될 수 있으며, 광원의 광이 접촉 유리판(1960)을 통과하여 타겟 영역에 조사될 수 있다.

[0072] 또한, 실시예에 따라, 접촉 유리판(1960)은 광원으로부터 방출된 광을 타겟 영역으로 전송하는 광가이드 역할을 할 수도 있다. 예를 들어, 접촉 유리판(1960)은 내부에 거울을 포함할 수 있으며, 광원으로부터 방출된 광이 타겟 영역으로 향하도록 광의 진행 방향을 바꿀 수 있다.

[0073] 도 5는, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)에 구비되는 편광 필터를 도시한다.

[0074] 요골 동맥은 피부 및 모세 혈관 보다 깊은 곳에 위치해 있으므로, 요골 동맥으로부터 산란되어 광수신기(1930)로 산란되는 산란광은 피부 표면에 의한 노이즈와 모세 혈관에 의한 노이즈를 포함할 수 있다.

[0075] 도 5를 참조하면, 디바이스(1000)는 피부 표면에 의한 노이즈와 모세 혈관에 의한 노이즈를 제거하기 위한 편광 필터를 포함할 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 광원(1910)의 출력에 제 1 편광 필터(1942)를 구비하고, 광수신기(1930)의 입력에 제 2 편광 필터(1944)를 구비할 수 있으며, 제 1 편광 필터(1942)와 제 2 편광 필터(1944)의 편광 방향은 서로 직교할 수 있다. 광학적으로 직교하는 편광 필터가 광원(1910)의 출력과 광수신기(1930)의 입력에 구비됨으로써, 피부 표면에 의한 노이즈와 모세 혈관에 의한 노이즈가 제거될 수 있다.

[0076] 또한, 실시예에 따라, 편광 방향이 직교하는 두 개의 편광 필터가 광수신기(1930)의 입력에 구비될 수도 있다.

[0077] 디바이스(1000)에 편광 필터가 구비됨에 따라, 디바이스(1000)는 수신된 산란광으로부터, 모세 혈관 보다 깊게 위치하는 요골 동맥 내의 혈류 속도 및 요골 동맥의 위치에 대한 정보를 획득할 수 있으며, 신호 대 잡음비를

높이고, 혈압값 측정의 정확성을 높일 수 있다.

- [0078] 도 6a 내지 6c는, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)의 광학 회로를 도시한다.
- [0079] 디바이스(1000)는 광원(1910)으로부터 방출된 광을 타겟 영역(30)에 시준하거나, 요골 동맥으로부터 수신된 산란광을 광수신기(1930)로 수집하기 위한 적어도 하나의 홀로그래픽 광학 엘리먼트를 포함할 수 있다. 홀로그래픽 광학 엘리먼트는 렌즈, 거울, 격자(grating), 프리즘 및 스플리터(splitter)를 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0080] 예를 들어, 도 6a를 참조하면, 디바이스(1000)는 광원(1910)의 광을 타겟 영역(30)에 시준하기 위한 광가이드(1970)를 포함할 수 있다. 광가이드(1970)는 홀로그래픽 광학 엘리먼트로서 거울(1980)을 포함할 수 있으며, 광원(1910)으로부터 방출되는 광이 광가이드(1970) 내의 거울(1980)로 입사되도록 설정될 수 있다. 광가이드(1970)는 복수의 거울을 포함할 수 있으며, 복수의 거울은 광원(1910)으로부터 입사된 광을 타겟 영역(30)으로 시준하도록 배치될 수 있다. 따라서, 광원(1910)으로부터 방출되는 광이 직접적으로 사용자의 타겟 영역(30)으로 향하지 않더라도, 광가이드(1970)를 통해 타겟 영역(30)에 도달할 수 있다.
- [0081] 타겟 영역(30)으로 입사된 광이 타겟 영역(30) 아래의 동맥에 의해 산란됨에 따라, 산란광은 렌즈(1937)에 의해 광수신기(1930)로 수신될 수 있다.
- [0082] 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 타겟 영역(30)에 광을 전송하기 위한 적어도 두 개의 렌즈를 포함할 수 있다.
- [0083] 다른 실시예에서, 도 6b 및 6c를 참조하면, 디바이스(1000)는 시준용 원통형 렌즈(1920) 및 광가이드(1970)를 포함할 수 있다.
- [0084] 광원(1910)은 레이저 다이오드일 수 있다. 시준용 원통형 렌즈(1920)는 광학 유리 또는 플라스틱으로 만들어질 수 있다. 광가이드(1970)는 광학 유리 또는 플라스틱으로 제조될 수 있으며, 평행 육면체 형태일 수 있다. 또한, 광가이드(1970)는 광가이드(1970)의 한 측면(1972)이 다른 측면에 대해 소정 각도로 경사진 포물선 실린더 형태일 수 있다. 광가이드(1970)의 경사진 측면(1972)에는 거울 코팅이 구비될 수 있다. 실시예에 따라, 광가이드(1970)는 사용자의 손목의 피부(30)에 접촉되어 피부(30)를 압박하는 접촉판 역할 또한 할 수 있다.
- [0085] 또한, 디바이스(1000)는 투영형(projection type) 렌즈(1937), 편광 필터(1944), 멀티 패드 광수신기(CCD, CMOS)(1930)를 포함할 수 있다.
- [0086] 광원(1910)으로부터의 레이저 광은, 원통형 렌즈(1920, 콜리메이터)에 의해 광가이드(1970)의 한쪽 면에 시준될 수 있다.
- [0087] 광원으로부터 방출된 광은 광가이드(1970)의 한쪽 면을 통해 광가이드(1970) 내로 도입되고 도입된 면의 반대쪽 면(1972)까지 전파될 수 있다. 반대쪽 면(1972)은 포물선 거울이므로, 광은 시준될 수 있으며, 사용자의 손목이 있는 측면을 향하여 방향이 바뀌고, 광가이드(1970)로부터 방출되어 손목의 피부(30)를 관통할 수 있다. 손목의 피부(30) 내로 관통된 광은 요골 동맥 내에서 확산 반사될 수 있으며, 확산 반사된 광은 투영 렌즈(1937)로 향하는 방향으로 재조정될 수 있다.
- [0088] 디바이스(1000)가 광원(1910)으로부터 방출된 광을 타겟 영역에 시준하기 위한 적어도 하나의 홀로그래픽 광학 엘리먼트를 포함함으로써, 디바이스(1000)의 크기는 작아질 수 있다. 예를 들어, 도 6a에 도시된 바와 같이, 타겟 영역에서부터 광수신기까지의 거리는 약 5mm 이내로 작아질 수 있으며, 디바이스(1000)의 구성 중 타겟 영역에 접촉되는 구성인 광가이드의 가로 길이는 약 10mm 이내로 작아질 수 있다.
- [0089] 또한, 광가이드(1970)가 광을 피부(30)로 시준시키는 역할을 할 뿐만 아니라, 피부(30)에 압력을 가하는 접촉 유리판 역할을 하므로, 혈압값 측정의 정확성을 높일 수 있다.
- [0090] 사용자의 피부(30)으로부터 투영 렌즈(1937) 방향으로의 광가이드(1970)는 평행 평판(plane-parallel plate)과 같으므로, 사용자의 피부(30)로부터 방출된 광은 광가이드(1970)를 통과하여 투영 렌즈(1937)로 입사될 수 있다. 투영 렌즈(1937)는 광가이드(1970)를 통과한 광의 초점을 광수신기(1930) 상에 맞출 수 있다. 따라서, 디바이스(1000)는 손목 내의 요골 동맥의 반전된 실상을 획득할 수 있다. 또한, 추가적인 편광 분석을 위해, 디바이스(1000)는 편광 필터(1944)를 구비할 수 있다.
- [0091] 광원(1910)으로부터 방출된 광이 단색(monochromatic)이기 때문에, 시준용 원통형 렌즈(1920) 및 투영 렌즈(1937)는 회절 또는 홀로 그래픽 광학 엘리먼트(holographic optical elements)로서 형성될 수 있다.

- [0092] 도 7은, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 디스플레이하는 방법을 도시한다.
- [0093] 도 7을 참조하면, 디바이스(1000)는 생체 정보를 화면 상에 디스플레이할 수 있다.
- [0094] 디바이스(1000)는 측정된 혈압값을 디스플레이하기 위한 혈압 메뉴를 제공할 수 있으며, 혈압 메뉴를 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 혈압값을 디스플레이할 수 있다. 디스플레이된 혈압값은 수축기 혈압값(710) 및 이완기 혈압값(720)을 포함할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 혈압값 측정시 함께 측정된 심박수, 혈당, 체온 등의 생체 정보를, 측정된 혈압값과 함께 디스플레이할 수 있다.
- [0095] 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 사용자의 혈압 측정 직후에, 별도의 사용자 입력 없이, 결정된 혈압값을 디스플레이할 수도 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 혈압을 측정하기 위한 하드웨어 버튼(700)을 포함할 수도 있다. 버튼(700)을 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 사용자의 혈압값을 결정하고, 결정된 혈압값을 디스플레이할 수 있다.
- [0096] 또한, 디바이스(1000)는 측정된 사용자의 맥파(730)를 디스플레이할 수도 있다.
- [0097] 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 디바이스(1000)와 근거리 통신 연결이 설정된 기기에 측정 데이터를 전송할 수도 있다. 이 경우, 측정된 데이터는 근거리 통신 연결이 설정된 기기의 화면 상에 디스플레이 될 수 있다.
- [0098] 도 8은, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 디바이스 착용 가이드를 디스플레이하는 방법을 도시한다.
- [0099] 사용자의 혈류에 관한 생체 정보를 정확하게 측정하기 위해서, 디바이스(1000)의 광원 또는 광수신기가 사용자의 요골 동맥 위에 위치하는 것이 중요할 수 있다. 이에 따라, 디바이스(1000)는, 광원 또는 광수신기가 사용자의 요골 동맥 위에 위치하도록 안내하는 가이드 이미지(810)를 디스플레이할 수 있다.
- [0100] 디바이스(1000)에는 혈류에 관한 생체 정보를 측정하는 하드웨어 구성의 위치, 예를 들어, 광원 또는 광수신기의 디바이스(1000) 내의 위치를 나타내는 표시자(820)가 표시되어 있을 수 있다.
- [0101] 예를 들어, 도 8과 같이, 디바이스(1000)가 시계 또는 스마트 와치인 경우, 혈류에 관한 생체 정보를 측정하는 하드웨어 구성은 스트랩 또는 브레이슬릿의 일부분에 구비될 수 있으며, 따라서, 표시자(820)는 스마트 와치의 스트랩 또는 브레이슬릿의 일부분에 표시될 수 있다.
- [0102] 또한, 실시예에 따라, 혈류에 관한 생체 정보를 측정하는 하드웨어 구성이 디바이스(1000)의 메인 구성인 경우, 혈류에 관한 생체 정보를 측정하는 하드웨어 구성은 디스플레이 화면과 하나의 모듈로 구성될 수 있으며, 이 경우, 표시자는 디바이스(1000)의 베젤 영역에 표시될 수도 있다.
- [0103] 도 9는, 다른 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 사용자의 혈압값을 결정하는 방법에 관한 흐름도이다.
- [0104] 단계 S910에서, 디바이스(1000)는 혈압 측정 시점인지 여부를 결정할 수 있다.
- [0105] 디바이스(1000)에는 혈압 측정을 시작하기 위한 버튼이 구비되어 있을 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 혈압 측정을 시작하기 위한 메뉴를 디스플레이할 수 있다. 혈압 측정을 시작하기 위한 버튼 또는 메뉴를 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 혈압 측정을 시작할 수 있다.
- [0106] 또한, 혈압 측정 시점은 사용자에게 의해 미리 설정되어 있을 수 있다. 예를 들어, 도 10에 도시된 바와 같이, 디바이스(1000)는 측정 시간 주기를 선택하기 위한 메뉴를 제공할 수 있으며, 특정한 측정 시점을 설정하기 위한 메뉴를 제공할 수도 있다. 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 사용자의 활동을 기준으로 혈압 측정 시점을 선택하기 위한 메뉴를 제공할 수도 있으며, 랜덤한 시점에 혈압 측정이 시작되는 메뉴를 제공할 수도 있다.
- [0107] 또한, 디바이스(1000)는 사용자가 디바이스(1000)를 착용했을 때를 혈압을 측정할 시점으로 결정할 수도 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 센서를 이용하여 디바이스(1000)의 버클이 채워졌는지 여부를 결정하고, 디바이스(1000)의 버클이 채워진 것으로 결정됨에 따라, 혈압 측정을 시작할 수도 있다.
- [0108] 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 디바이스(1000)와 근거리 무선 통신 연결이 설정된 혈압 측정 장치로부터 사용자의 혈압값을 수신한 시점에 혈압 측정을 시작할 수도 있다. 디바이스(1000)는 수신된 혈압값을 참조 혈압값으로 저장하고, 참조 혈압값과 측정된 혈압값을 비교하여 혈압 보정 방법을 결정할 수 있다.
- [0109] 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)가 웨어러블 디바이스인 경우, 디바이스(1000)는 디바이스(1000)와 근거리

무선 통신 연결이 설정된 모바일 디바이스로부터 혈압 측정 시작 명령을 수신할 수도 있다.

- [0110] 단계 S920에서, 디바이스(1000)는 사용자가 혈압 측정에 적합한 상태인지 여부를 결정할 수 있다.
- [0111] 혈압값은 사용자의 심신이 안정적인 때 측정하는 것이 바람직하다. 예를 들어, 사용자가 운동을 하는 중이거나, 긴장 또는 흥분 상태인 경우, 일시적으로 혈압값이 상승할 수 있다. 심신이 불안정할 때 측정된 혈압은 사용자에게 무의미할 수 있으므로, 사용자의 심신이 안정적인지 여부를 확인할 필요가 있다.
- [0112] 따라서, 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 센서를 이용하여 사용자가 혈압 측정에 적합한 상태인지 여부를 결정하고, 혈압 측정에 적합한 상태인 경우에만, 사용자의 혈압값을 측정할 수 있다.
- [0113] 예를 들어, 디바이스(1000)는 미리 결정된 시간 동안 사용자의 움직임이 기준 이하인 경우에만, 사용자의 혈압 측정을 시작할 수 있다. 이를 위해, 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 동작 인식 센서, 예를 들어, 지자기 센서, 가속도 센서, 고도계, 자이로 센서 등을 이용하여 사용자의 움직임 정도를 결정할 수 있다.
- [0114] 또한, 디바이스(1000)는 사용자의 생체 데이터가 나타내는 생체 수치가 미리 결정된 수치 이내인 경우에만, 사용자의 혈압 측정을 시작할 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 사용자의 심박수가 미리 결정된 수치 범위를 만족하는 경우에만, 사용자의 혈압 측정을 시작할 수 있다. 이를 위해, 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 심전도 센서를 이용하여 사용자의 심박수를 결정할 수 있다. 또한, 예를 들어, 디바이스(1000)는 사용자의 스트레스 수치 또는 긴장 수치가 미리 결정된 수치 범위를 만족하는 경우에만, 사용자의 혈압 측정을 시작할 수 있다. 이를 위해, 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 GSR(Galvanic skin response)센서를 이용하여 사용자의 스트레스 수치, 긴장 수치 또는 흥분 수치 등을 결정할 수 있다.
- [0115] 단계 S910에서 혈압 측정 시점인 것으로 결정한 후, 단계 S920에서 사용자가 혈압 측정에 적합한 상태가 아닌 것으로 결정한 경우, 디바이스(1000)는 미리 결정된 시간 후에, 사용자의 상태를 다시 측정할 수 있다.
- [0116] 단계 S930에서, 디바이스(1000)는 사용자에게 혈압 측정을 시작할 것을 알릴 수 있다.
- [0117] 디바이스(1000)는 혈압 측정을 시작하기 전에, 혈압 측정을 시작할 것을 알리기 위한, 소리, 이미지 또는 진동을 출력할 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는, 혈압 측정이 시작될 것임을 알리는 카운트 다운 이미지를 디스플레이할 수 있다. 또한, 예를 들어, 디바이스(1000)는 혈압 측정이 시작될 것임을 알리는 부저음 또는 안내 멘트를 출력할 수 있다. 또한, 예를 들어, 디바이스(1000)는 혈압 측정이 시작될 것임을 알리는 진동 패턴을 출력할 수 있다. 사용자에게 혈압 측정을 시작할 것을 미리 알림으로써 사용자의 움직임을 방지할 수 있다.
- [0118] 단계 S940에서, 디바이스(1000)는 사용자의 혈압을 측정할 수 있다.
- [0119] 사용자의 혈압을 측정하는 방법은, 도 2를 참조하여 설명될 수 있다. 디바이스(1000)는 결정된 사용자의 혈압값을 디스플레이할 수 있다.
- [0120] 도 10은, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 혈압 측정 시점을 선택하는 사용자 입력을 수신하기 위한 사용자 인터페이스 이미지를 도시한다.
- [0121] 도 10을 참조하면, 디바이스(1000)는 혈압 측정 시점을 선택하기 위한 메뉴를 제공할 수 있다.
- [0122] 디바이스(1000)는 혈압 측정의 주기를 설정하기 위한 메뉴(1010)를 제공할 수 있다. 주기를 설정하기 위한 메뉴(1010)를 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 시간 주기를 설정할 수 있는 그래픽 사용자 인터페이스를 디스플레이할 수 있다. 시간 주기는 10분, 30분 또는 1 시간 등으로 제한 없이 설정될 수 있으며, 시간 주기의 시작 시간 및 종료 시간과 함께 설정될 수 있다.
- [0123] 또한, 디바이스(1000)는 혈압을 측정할 특정 시간을 설정하기 위한 메뉴(1020)을 제공할 수 있다. 특정 시간을 설정하기 위한 메뉴(1020)을 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 특정 시간을 설정하기 위한 그래픽 사용자 인터페이스를 디스플레이할 수 있다.
- [0124] 또한, 도시되지 않았으나, 디바이스(1000)는 사용자의 활동을 기준으로 혈압 측정 시점을 선택하기 위한 메뉴를 제공할 수도 있다. 예를 들어, 기상 시점을 기준으로 사용자에게 의해 설정된 시간이 경과한 후에 혈압을 측정하는 메뉴를 제공할 수도 있다. 이를 위해, 디바이스(1000)는 사용자의 움직임을 검출하기 위한 센서를 포함할 수 있다. 디바이스(1000)는 디바이스(1000) 내의 센서를 이용하여 사용자가 기상했는지 여부를 결정하고, 기상 시점으로부터 사용자에게 의해 설정된 시간이 경과한 후에 혈압 측정을 시작할 수 있다.
- [0125] 도 11은, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 참조 혈압값에 기초하여, 혈압값을 보정하는 방법에 관한 흐름도

이다.

- [0126] 단계 S1110에서, 디바이스(1000)는 사용자의 혈류 파라미터를 결정할 수 있다.
- [0127] 사용자의 혈류 파라미터는 동맥의 지름 및 혈류의 속도를 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다. 사용자의 혈류 파라미터를 결정하는 방법은, 도 14 내지 도 15를 참조하여 설명될 수 있다.
- [0128] 단계 S1120에서, 디바이스(1000)는 사용자의 참조 혈압값을 획득할 수 있다.
- [0129] 예를 들어, 디바이스(1000)는 참조 혈압값을 입력하기 위한 메뉴를 이용하여 참조 혈압값을 입력하는 사용자 입력을 수신할 수 있다. 예를 들어, 사용자는 다른 종류의 혈압계로 자신의 혈압값을 측정하고, 디바이스(1000) 내의 참조 혈압값을 입력하기 위한 메뉴를 이용하여, 측정된 혈압값을 디바이스(1000)에 입력할 수 있다. 메뉴를 이용하여 참조 혈압값을 수신하는 실시예는 도 12를 참조하여 후술된다.
- [0130] 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 디바이스(1000)에 연결된 다른 종류의 혈압 측정 장치로부터 참조 혈압값을 직접 수신할 수도 있다. 다른 종류의 혈압 측정 장치로부터 참조 혈압값을 수신하는 실시예는 도 13을 참조하여 후술된다.
- [0131] 단계 S1130에서, 디바이스(1000)는 사용자의 혈류 파라미터 및 참조 혈압값에 기초하여, 혈압 보정 방법을 결정할 수 있다.
- [0132] 디바이스(1000)는 사용자의 혈류로부터 측정된 혈류 파라미터가 보정 시스템의 입력으로 결정되었을 때, 참조 혈압값이 보정 시스템의 출력으로 결정되도록 보정 시스템을 결정할 수 있다.
- [0133] 보정 시스템은 소프트웨어로 구현될 수 있으며, 혈류 파라미터 및 참조 혈압값을 수신할 때마다 업데이트 될 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 신경망(Newral Network) 알고리즘을 이용하여, 사용자의 혈류의 속도 및 혈관의 지름이 신경망의 입력으로 결정되었을 때, 참조 혈압값이 신경망의 출력으로 결정되도록 신경망의 계수를 결정할 수 있다.
- [0134] 또한, 다른 실시예에 따르면, 디바이스(1000)는 사용자의 혈류 파라미터에 기초하여 결정된 측정 혈압값이 보정 시스템의 입력으로 결정되었을 때, 참조 혈압값이 보정 시스템의 출력으로 결정되도록 보정 시스템을 결정할 수도 있다.
- [0135] 보정 시스템이 결정됨에 따라, 디바이스(1000)는 보정 시스템의 출력을 사용자의 최종 혈압값으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 보정 시스템이 결정된 이후, 다시 디바이스(1000)가 사용자의 혈압값을 결정할 때, 사용자의 혈류 파라미터를 보정 시스템의 입력으로 대입하였을 때 결정된 보정 시스템의 출력을 사용자의 최종 혈압값으로 결정할 수 있다.
- [0136] 도 12a 및 12b는 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 참조 혈압값을 획득하는 방법을 도시한다.
- [0137] 도 12a를 참조하면, 디바이스(1000)는 사용자의 혈압 리스트(1215)를 디스플레이할 수 있다. 예를 들어, 측정된 혈압을 보기 위한 메뉴를 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 사용자의 혈압 리스트(1215)를 디스플레이할 수 있다. 이 경우, 디바이스(1000)는 시간 순서로 사용자의 혈압 리스트를 디스플레이할 수 있다.
- [0138] 도 12b를 참조하면, 디스플레이된 혈압 리스트 중 하나를 선택하는 사용자 입력에 따라, 디바이스(1000)는 선택된 혈압값에 대한 참조 혈압값을 입력하기 위한 그래픽 사용자 인터페이스를 디스플레이할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 사용자에게 의해 선택된 혈압값 및 선택된 혈압값이 측정된 시간을 디스플레이할 수 있다. 수축기 참조 혈압값(1225) 및 이완기 참조 혈압값(1235)을 입력하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 선택된 혈압값 또는 선택된 혈압값의 혈류 파라미터가 보정 시스템의 입력일 때, 사용자에게 의해 입력된 참조 혈압값이 보정 시스템의 출력으로 되도록 보정 시스템을 결정할 수 있다.
- [0139] 도 13은, 다른 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 참조 혈압값을 획득하는 방법을 도시한다.
- [0140] 도 13을 참조하면, 디바이스(1000)는 디바이스(1000)에 연결된 혈압 측정 장치(2000)로부터 사용자의 참조 혈압값을 수신할 수 있다.
- [0141] 디바이스(1000)와 혈압 측정 장치(2000) 간에 미리 근거리 무선 통신 연결이 설정되어 있을 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)와 혈압 측정 장치(2000)가 블루투스(Bluetooth) 기능을 구비한 경우, 사용자는 디바이스(1000)의 블루투스 연결 메뉴에서, 검색된 혈압 측정 장치(2000)를 추가할 수 있다.

- [0142] 사용자가 혈압 측정 장치(2000)를 이용하여 혈압값을 측정함에 따라, 혈압 측정 장치(2000)는 근거리 무선 통신을 이용하여 측정된 혈압값을 디바이스(1000)로 전송할 수 있다.
- [0143] 혈압 측정 장치(2000)로부터 측정된 혈압값을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 혈압 측정 장치(2000)로부터 수신된 혈압값을 참조 혈압값으로써 저장할 수 있다.
- [0144] 또한, 혈압 측정 장치(2000)로부터 참조 혈압값을 수신함에 따라, 디바이스(1000)는 사용자의 혈압 측정을 시작할 수 있다. 디바이스(1000)는 혈압 측정 장치(2000)로부터 수신된 사용자의 참조 혈압값과 참조 혈압값이 수신된 시점에 디바이스(1000)에 의해 측정된 사용자의 혈압값 또는 혈류 파라미터에 기초하여, 혈압 보정 방법을 결정할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 참조 혈압값을 화면에 디스플레이할 수 있다.
- [0145] 도 14는, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 스펙클-상관 분석에 기초하여 혈류의 흐름을 시각화하는 방법을 도시한다.
- [0146] 디바이스(1000)는 광수신기(1930), 광원(1910) 및 도저(1985)를 포함할 수 있다.
- [0147] 레이저, 예를 들어, 간섭광을 조사 할 때, 샘플의 단편에 대한 이미지가 기록될 수 있다. 실험의 최종 주체는 숨겨진 혈류이기 때문에, 스펙클 이미징은 980 nm의 파장을 갖는 단일 모드 근적외선 레이저 다이오드를 사용하여 구현될 수 있다. 비록, 수신된 이미지의 이미지 품질에 예측 가능한 열화가 있는 가시 파장 범위(예를 들어, 폰 카메라 플래시와 유사한 플래시 광)도 사용될 수 있지만, 980 nm의 파장에서, 적혈구에 의해 프로빙 방사선(probing radiation)의 실질적인(substantial) 산란이 발생하고, 표피층으로부터의 노이즈 산란이 최소화될 수 있다.
- [0148] 도 14에서, 근적외선 레이저(예를 들어, 980 또는 1300nm의 파장을 갖는) 빔은 광원(1910)에 의해 피부층 아래의 동맥을 가장하는(simulating) 타겟(1415)으로 조사될 수 있다. 조사된 영역의 스펙클-변조된 이미지는 광수신기(1930), 예를 들어, 단색 CMOS 카메라(656 × 491의 픽셀 수, 픽셀 크기 9.9 × 9.9 micron)에 의해 기록될 수 있다.
- [0149] 실시간으로 측정을 수행하기 위해, 0.1 내지 20ms의 시간 동안 스펙클-변조된 이미지들이 평균화될 수 있다. 평균화하는 시간이 증가할 때, 기록된 스펙클에서 콘트라스트 감소 비율은, 타겟 볼륨 내의 스캐터링 중심이 프로빙 방사선의 파장만큼의 거리를 이동하는 평균 시간 및 타겟 볼륨 내에서 방사선이 전파하는 동안 스캐터링 이벤트의 평균 횟수에 따라 달라질 수 있다.
- [0150] 주어진 수의 스펙클을 포함하는 영역에 대한 고정된 시간에서의 국부적인 콘트라스트 값을 분석함으로써, 산란 중심에서의 속도가 프로브된 전체 볼륨에 대해 평균한 것과는 본질적으로 다른 영역들이 가시화 될 수 있다. 콘트라스트 값은 조직 표면의 분석된 부분의 스펙클-변조된 이미지들을 처리함으로써 계산될 수 있다.
- [0151] 타겟(1415)을 통한 유체의 이동을 위해, 미리 설정된 파라미터로 액체의 흐름을 형성하는 전자적으로 제어되는 도저(1985)가 사용되고, 액체의 흐름은 광원(1910)로부터 방출되어 타겟(1415)으로부터 반사된 광이 광수신기(1930)에 의해 수신됨으로써 광수신기(1930)에 등록될 수 있다.
- [0152] 신호 대 잡음비를 높이고 혈압값 측정의 정확성을 높이기 위해, 추가 기술이 사용될 수 있다. 초기 콘트라스트를 증가시키고 피부의 프레넬 반사를 배제하기 위해 편광 이미징(Polarizing imaging) 방법이 사용될 수 있다. 표피층을 광학적으로 보다 투명하게 만들고, 숨겨진 혈관을 보다 선명하게 만들기 위해, 피부를 기계적으로 압축하는 방법 (피부에 압착되는 접촉 유리판의 적용)이 사용될 수 있다.
- [0153] 디바이스(1000)는 혈류 특성에 의해 정의된 파라미터를 추적함으로써 혈압값을 결정한다. 일 실시예에 따르면, 디바이스(1000)는 사용자의 타겟 영역에서의 혈류의 선속도(linear velocity)(수축기 및 이완기에서), 동맥 지름(수축기 및 이완기에서)에 기초하여, 사용자의 혈압값을 결정할 수 있다. 콘트라스트 다이내믹(값의 증가 또는 감소)은 적혈구의 유속 V 에 반비례하며, 콘트라스트의 공간적 분포는 동맥의 내경(D)을 나타낸다. 이에 따라, 디바이스(1000)는 사용자의 타겟 영역에 대한 콘트라스트 값에 기초하여, 혈류의 선속도를 결정할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 콘트라스트의 공간적 분포에 기초하여 동맥의 지름을 결정할 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 속도와 콘트라스트 간의 관계를 나타내는 "룩업 테이블 (look up table)"을 사용하여, 획득된 실험 데이터(혈압값에 사용에 의한 동시 압력 측정 중에 획득된 스펙클 콘트라스트 데이터)로부터 혈류의 속도를 결정할 수 있다.
- [0154] 디바이스(1000)는 타겟 영역에 대한 콘트라스트에 기초하여 사용자의 혈압값을 추정하므로, 콘트라스트에 기초하여 결정된 혈압값은, 공지된 압력 측정 기술에 의해 측정된 혈압값과 오차 범위 내에서 다를 수 있다. 디바

이스(1000)는 공지된 압력 측정 기술에 의해 측정된 혈압값과 콘트라스트에 기초하여 결정된 혈압값을 비교함으로써, 보정 방법을 결정할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 최초 사용 전에, 공지된 압력 측정 기술에 의해 획득된 사용자의 실제 혈압값이 디바이스(1000)에 입력됨으로써 혈압값은 보정될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 디바이스(1000)는 신경망(Newral Network) 알고리즘을 이용하여, 혈압값을 보정할 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 사용자의 콘트라스트에 의해 결정된 혈류 파라미터가 입력으로 선택되었을 때, 공지된 압력 측정 기술에 의해 획득된 혈압값이 출력으로 결정되도록, 신경망을 트레이닝 할 수 있다.

[0155] 도 15는, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)가 사용자의 혈압값을 결정하는 방법을 도시한다.

[0156] 단계 S1510에서, 디바이스(1000)는 요골 동맥 내의 혈류에 관한 스펙클 다이내믹을 캡처할 수 있다.

[0157] 단계 S1520에서, 디바이스(1000)는 스펙클 분석 알고리즘을 이용하여, 스펙클 패턴 이미지를 결정할 수 있다.

[0158] 단계 S1530에서, 디바이스(1000)는 스펙클 패턴 이미지에 기초하여, 혈류 속도 및 요골 동맥의 직경을 동적으로 결정할 수 있다.

[0159] 단계 S1540에서, 디바이스(1000)는 캘리브레이션 데이터를 획득할 수 있다. 또한, 단계 S1550에서, 디바이스(1000)는 생체 내 측정 데이터를 획득할 수 있다.

[0160] 단계 S1560에서, 디바이스(1000)는 캘리브레이션 데이터 및 생체 내 측정 데이터를 비교함으로써 사용자의 혈압값을 결정할 수 있다.

[0161] 스펙클 분석을 이용한 흐름 시각화 기술은, 스펙클-변조된 이미지의 등록시, 노출 시간에 기초하여 시간-평균된 동적 스펙클들의 콘트라스트 계산에 기반할 수 있다. 주어진 수의 스펙클들을 갖는 영역 내에서 행해진, 고정 노출 시간에 대한 콘트라스트 V_k 의 국부적인 추정 산란 입자들이 본질적으로 상이한 속도를 갖는 조직의 영역을 가시화하는 것을 가능하게 할 수 있다.

$$V_k = \sigma_{I_k} / (\bar{I})_k \quad (1)$$

[0163] 식 (1)에서, k 는 스펙클-변조된 이미지들의 시퀀스에서의 프레임의 개수이며, $(I)_k$ 및 σ_{I_k} 는 각각 분석된 프레임에 대해 평균화된 산란광 세기 및 픽셀 밝기의 변동 성분의 평균 제곱근(root-mean-square) 값이다.

$$\langle I \rangle_k = (1/MN) \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N I_k(m, n) \quad (2)$$

$$\sigma_{I_k} = \sqrt{(1/MN) \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \{I_k(m, n) - \langle I \rangle_k\}^2} \quad (3)$$

[0166] 식 (2) 및 식 (3)에서, M 및 N 은, 각각, 프레임의 분석된 영역의 행 및 열에서의 픽셀 수이다. 또한, $I_k(m, n)$ 는 k 번째 프레임(k -frame)의 m 번째 행 및 n 번째 열에 위치한 픽셀((m, n) -pixel)의 밝기이다.

[0167] 정량적 속도 측정의 문제는, 스펙클들의 콘트라스트와 산란 중심들의 속도(또는 속도 분포) 간의 상호 관계를 이해하는 것과 관련되어 있을 수 있다. 고정된 노출 시간에 대하여, 산란 중심의 속도가 높아질 수록, 사용자로부터 반사되어 수신된 광의 세기의 변동은 빨라지며, 스펙클들의 콘트라스트는 보다 낮게 측정될 수 있다. 콘트라스트와 광의 세기 변동의 시간적 자기상관함수 사이의 상호 관계는 다음의 식으로 설명될 수 있다. :

$$\sigma_s^2(T) = \frac{1}{T} \int_0^T \tilde{g}_2(\tau) d\tau \quad (4)$$

[0169] $\sigma_s^2(T)$ 는 스펙클 패턴에서, 공간적 세기 변동의 분산이다. T 는 노출 시간이다. $\tilde{g}_2(\tau)$ 는 자기상관 계수의 유사체(analogue)인, 각각의 스펙클의 시간적인 세기 변동의 공분산 함수이다.

$$g_2(\tau) = \frac{\overline{G_2(\tau)}}{\overline{G_2(0)}} \quad (5)$$

$$\overline{G}_2(\tau) = \left\langle \left[I(t) - \langle I \rangle_t \right] \left[I(t+\tau) - \langle I \rangle_t \right] \right\rangle_t \quad (6)$$

식 (4) 내지 식 (6)은 전장(full-field) 스펙클-코릴로메트리(speckle-correlometry)와 움직이는 물체 또는 입자에 의해 산란된 레이저 광의 세기 변동을 이용하는 방법 간의 상호 관계를 결정할 수 있다. 기본적인 방법은 파필드(far-field) 영역에서 스펙클-변조를 사용하는 반면, 전장 스펙클-코릴로메트리는 이미지의 영역에서 스펙클-변조를 사용한다.

스펙클-코릴로메트리의 경우, 측정된 스펙클 콘트라스트($\sigma_s / \langle I \rangle$ 로 정의 됨)와 상관 시간(correlation time) τ_c 사이의 관계를 구체화하기 위해 몇 가지 추가적인 가정이 전제될 수 있다. 연구된 모션의 유형에 따라 다른 모델들이 사용될 수 있다. 로렌츠(Lorentz) 속도 분포의 경우, 방정식은 다음과 같은 형식을 취할 수 있다.

$$\frac{\sigma_s}{\langle I \rangle} = \left[\frac{\tau_c}{2T} \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{2T}{\tau_c}\right) \right\} \right]^{1/2} \quad (7)$$

식 (7)은 주어진 T에 대한 스펙클 콘트라스트와 상관 시간 τ_c 를 관련시킨다. 전장 스펙클-코릴로메트리는 모든 주파수-시간적인 방법들이 직면하는 문제, 즉, 상관 시간에 대한 결정(evaluation)이, 산란 입자들의 속도 분포의 형태, 다중 스캐터링, 산란 입자(이 경우, 적혈구)들의 크기, 산란 입자들의 모양, 액체의 비 뉴톤 유체 흐름(non-Newtonian flow), 적은 수의 산란 입자들 때문에 발생하는 비 가우스 통계(non-Gaussian statistics)등에 의해 영향을 받는 문제에 직면할 수 있다. 언급된 요인들로 인한 불확실성 때문에, 절대적인 측정보다는 조직의 동적인 팬텀(phantom)을 사용하여 적절히 보정될 수 있다.

스펙클 패턴의 시간적 통계를 결정하기 위해, 각각의 스펙클의 세기가 추적 될 수 있다. 이 경우, 광수신기의 광 수신 영역(aperture)은 평균 스펙클 크기 보다 작아야 하며, 그렇지 않으면, 어떠한 공간적 평균(spatial averaging)이 나타나고, 1차 통계(first-order statistics)가 방해(disturbed)될 수 있다. 전장 스펙클-코릴로메트리는 픽셀 세트를 사용하여 스펙클의 국부적인 콘트라스트를 계산하는 것을 의미하며, 픽셀의 수는 조작자에 의해 제어될 수 있다. 처리된 영역이 넓을수록, 양질의 통계가 수신될 수 있다. 그러나, 픽셀의 수뿐만 아니라 많은 수의 스펙클을 처리하는 것도 중요하다. 스펙클 크기가 픽셀의 크기 보다 훨씬 큰 경우, 보다 작은 수의 스펙클이 처리될 수 있다. 이러한 상황은 적절한 크기의 스펙클을 찾는 데 약간의 제한이 있음을 의미한다. 스펙클이 너무 작으면, 각 픽셀은 하나 이상의 스펙클을 포함하게 되고, 이는, 평균화를 유도하고, 측정된 콘트라스트를 감소시킬 수 있다. 스펙클이 너무 큰 경우, 스펙클의 수가 너무 적기 때문에, 양질의 통계를 제공할 수 없다. 따라서, 스펙클의 크기는 신중하게 제어되어야 하며, 광학 시스템의 이미지 애퍼처(aperture)가 스펙클 사이즈를 결정하므로, 이미지 애퍼처를 선택함으로써 구현될 수 있다. 반면에, 카메라 셔터 노출 시간이 측정된 속도의 범위에 의해 지정되기 때문에, 이미지 애퍼처를 선택하는 것은 카메라에 들어가는 광속(light flux)을 제어할 수 있는 가능성을 제한 할 수 있다. 카메라의 다이내믹 레인지(dynamic range)가 크지 않으면, 카메라에 들어가는 광속을 제어할 수 없는 것은 한계가 될 수 있으며, 중립 필터(neutral filter)를 사용하여 광수신기에 적합한 광속 레벨이 제공될 수 있다.

또 다른 문제는, 이론에 의해 개시된 모든 범위의 콘트라스트 변화를 실험적으로 얻는 것이 어렵다는 것이다. 이론적으로 정지된 사용자의 콘트라스트는 1(unity, $\sigma = \langle I \rangle$)이어야 한다. 또한, 산란 입자의 빠른 움직임의 경우에 발생하는 완전히 얼룩진(smeared) 스펙클 패턴의 콘트라스트는 0이어야 한다. 예를 들어, 로렌츠(Lorentz) 모델을 이용하면, 비율 τ_c/T 에 대한 콘트라스트 $\sigma / \langle I \rangle$ 의 의존성이 예측될 수 있다. 주어진 노출 시간 T에 대해, 0.1에서 0.9까지의 콘트라스트 측정의 동적 범위는 τ_c (따라서 속도)에 대해 약 2.5 차수의 크기와 일치해야 한다.

신호 대 잡음비(SNR)를 높이기 위해, 편광 이미징 기능이 스펙클 처리 알고리즘에 추가될 수 있다. 편광 식별(polarization discrimination)의 원리는 랜덤한 시퀀스의 산란 이벤트를 겪은 편광된 빛의 편광도의 점진적 감소 효과에 기초할 수 있다. 횡축으로 일관된 길이(transverse coherence length)(관측 평면 내의 특징적인 스펙클 크기) 차원의 공간적 스케일에서, 스펙클-변조된 산란장의 편광 특성에 대한 다중 산란의 효과는 정적 또

는 동적 스펙클 패턴과 관련된 국부적인 편광 구조의 발생으로서 나타날 수 있다. 전형적으로, 스펙클 패턴에서 각각의 스펙클은 방위각(선형으로(linearly) 편광된 입사빔(incident beam)의 편광 방향에 대한) 및 이심률(eccentricity)이 랜덤한 값을 갖는 국부적인 편광 타원(polarization ellipse)에 의해 야기될 수 있다. 방위각 및 이심률은 하나의 스펙클로부터 다른 스펙클로 랜덤하게 다양하며, 동일 편광(co-polarized) 및 교차 편광(cross-polarized)된 다중 산란광의 개별 검출을 이용한 스펙클 패턴에 대한 스펙클 세기의 공간적 평균화는, 다중 산란광의 잔류 직선 편광도(residual linear polarization degree)를 다음과 같이 추정할 수 있게 한다.

$$P_L = \frac{I_{||} - I_{\perp}}{I_{||} + I_{\perp}} \quad (8)$$

식 (8)에서, $I_{||}$ 는 입사빔 방향의 편광 방향을 갖는 광의 세기의 평균이고, $I_{\perp}$ 는 직교 편광 방향을 갖는 광의 세기의 평균이다.

다중 산란에 의한 편광 감쇠의 현상학적(phenomenological) 모델의 틀에서, 동일 편광 및 교차 편광된 세기는 다음과 같이 결정될 수 있다.

$$I_{||} = \frac{I}{2} \int_0^{\infty} (1 + \exp[-s/\xi]) \rho(s) ds, \\ I_{\perp} = \frac{I}{2} \int_0^{\infty} (1 - \exp[-s/\xi]) \rho(s) ds, \quad (9)$$

식 (9)에서, I 는 산란 매질에서 나오는 빛의 총 세기, $\rho(s)$ 는 다중 산란된 스펙클 변조된 필드를 형성하는 부분파(partial waves)에 대한 경로 길이 분포(path length distribution)의 확률 밀도 함수이며, ξ 는 사용된 파장, 매질의 산란 이방성(scattering anisotropy), 프로브된 매질의 산란 이방성(scattering anisotropy), 프로브된 매질 조명 및 산란광 검출의 방법에 의해 결정되는 탈분극 길이(depolarization length)이다.

매질에서 프로브 광이 확산 전파(diffuse propagation)되는 극단적인 경우, 파장(propagating waves)의 평균 경로 길이($\langle s \rangle$)가 탈분극 길이를 상당히 초과 할 때, $I_{||} \rightarrow I_{\perp}$ 되며, 나가는 빛이 거의 완전히 탈분극 된다.

반대로, 거의 투명한 매질에서, 약하게 산란하는 경우에는 $\rho(s) \rightarrow \delta(s)$ 이고, 산란장의 동일-편광된 성분이 교차-편광된 성분(나가는 광이 강하게 편광 됨)보다 우세하다. 이러한 특징들 때문에, 교차-편광된 스펙클만을 획득하여 다중 산란 매질에 내재된 동적 불균일(dynamic inhomogeneities)의 스펙클 기반 검출은 크게 개선이 필요하다. 이러한 개선은 다음과 같은 이유로 예상된다.

첫째, 검출에서 선형 편광된 스펙클의 형성은 스펙클 콘트라스트의 값을 증가시킬 수 있다. 스펙클 패턴의 직교 편광 성분이 제외되며, 두 개의 상관되지 않은(non-correlated) 직교 편광된 랜덤 스펙클 패턴에 대한 비 일관된(non-coherent) 세기 합산이 제거될 수 있다.

둘째, 다중 산란광의 동일-편광된 성분의 차단, 얇은 깊이에는 있는 프로브된 매질에서 전파하는 단거리 부분파로부터의 기여를 제외시킬 수 있다. 이는 검출된 신호에서, 깊은 깊이 성분의 비율(fraction)을 증가시킬 것이고, 따라서 내재된 동적 불균일의 스펙클 기반 특성화의 과정에서 신호 대 잡음 비의 증가로 이어질 수 있다.

결정된 탈분극 길이에 대한 산란 과정의 영향은 프로브된 매질의 산란 이방성에 의해 결정될 수 있다. 작은 산란 이방성 (Rayleigh systems)을 갖는 매질의 경우, 잔류 선형 편광도는 후방 산란 모드(backscattering mode)에서 높고 전방 산란 모드(forward scattering mode)에서는 낮을 수 있다. 반대로, 미(Mie) 산란 과정의 경우, 후방 산란 과정은 나가는 빛(outgoing light)의 거의 완전한 탈분극을 특징으로 한다. 전방 산란은 전파하는 광의 선형 편광을 강하게 유지할 수 있다.

이러한 특성은 내재된 동적 불균일의 스펙클 기반 측정에서 신호 대 잡음비를 추정할 때 고려되어야 하며, 식 (9)는 식 (10)과 같이 수정될 수 있다.

$$I_{||} = \frac{I}{2} \left\{ \int_0^{s'} (1 + \exp[-s/\xi_f]) \rho(s) ds + \int_{s'}^{\infty} (1 + \exp[-s/\xi_b]) \rho(s) ds \right\},$$

$$I_{\perp} = \frac{I}{2} \left\{ \int_0^{s'} (1 - \exp[-s/\xi_f]) \rho(s) ds + \int_{s'}^{\infty} (1 - \exp[-s/\xi_b]) \rho(s) ds \right\},$$

[0190]

[0191] s' 의 값이, 어떠한 매질에서 숨겨진 동적 불균일에 도달하는데 필요한 프로브 광의 특징적인 전파 경로에 의해 결정되는 경우, 값 ξ_f 및 ξ_b 는 각각 전방 및 후방 산란 과정에 대한 탈분극 길이이다. 검출된 스펙클 변조된 신호에서 동일-편파 성분과 교차-편파 성분의 비율의 대략적인 추정을 위해 식 (10)은 식 (10')과 같이 재 작성될 수 있다.

$$I_{||} = \frac{I}{2} \left\{ \int_0^{s'} (1 + \exp[-s/\xi_f]) \rho(s) ds + \int_{s'}^{S_{cutoff}} (1 + \exp[-s/\xi_b]) \rho(s) ds \right\},$$

$$I_{\perp} = \frac{I}{2} \left\{ \int_0^{s'} (1 - \exp[-s/\xi_f]) \rho(s) ds + \int_{s'}^{S_{cutoff}} (1 - \exp[-s/\xi_b]) \rho(s) ds \right\},$$

[0192]

[0193] 식 (10)에서, 컷오프 값 S_{cutoff} 는, 분석적 또는 수치적 시뮬레이션의 경우, 매우 긴 경로 원인을 제거하기 위해 설정될 수 있다. 성분 $I \pm \exp[-s/\xi_{f,b}]$ 의 가중치를 도입하면, 식 (10')은 식 (10'')으로 다시 작성될 수 있다.

$$I_{||} = \frac{I}{2} \left\{ \langle 1 + \exp[-s/\xi_f] \rangle_{0,s'} + \langle 1 + \exp[-s/\xi_b] \rangle_{s',S_{cutoff}} \right\}$$

$$I_{\perp} = \frac{I}{2} \left\{ \langle 1 - \exp[-s/\xi_f] \rangle_{0,s'} + \langle 1 - \exp[-s/\xi_b] \rangle_{s',S_{cutoff}} \right\}$$

[0194]

[0195] 이에 따라, 편광 식별을 하는 스펙클-상관-기반 장치에서, 나가는 빛의 잔류 선형 편광도는 식 (11)과 같이 표현될 수 있다.

$$P_L = 2 \left\{ \int_0^{s'} \exp[-s/\xi_f] \rho(s) ds + \int_{s'}^{S_{cutoff}} \exp[-s/\xi_b] \rho(s) ds \right\} =$$

$$= 2 \left\{ \langle \exp[-s/\xi_f] \rangle_{0,s'} + \langle \exp[-s/\xi_b] \rangle_{s',S_{cutoff}} \right\}$$

[0196]

[0197] 따라서, 처리된 이미지는 상이한 편광 상태를 갖는 2개의 이미지의 감산 결과일 수 있다.

[0198]

동맥의 흐름은 표피층에 숨겨져 있기 때문에, 검출된 신호는 매우 잡음(noise)이 많을 수 있다. 잡음은 피부의 미세순환(microcirculation) 및 사용자의 인위적인 움직임으로 인해 나타날 수 있다. 피부 미세 순환을 억제하기 위해, 기계적 압축 접근법에 의한 광학적 제거가 사용될 수 있다. 접촉 유리판은 조직의 타겟 부위(예를 들어, 손목 또는 팔)의 영역 내의 피부에 압착될 수 있다. 피부에 압착된 유리판은, 맥파 전파(pulse wave propagation) 후, 피부 움직임을 억제 할 수 있다. 또한, 신체의 조직 표면에 압착된 접촉 유리판을 사용하면, 조직이 없는 공간 계면(space interface)의 경우와 비교하여 유리판의 투명한 매질과 신체의 조직의 굴절률의 부분 매칭 및 접촉 유리판에 의한 압축으로 인한 신체 조직의 광학 전달 파라미터 및 신체 조직의 지오메트리의 변화로 인하여, 나가는 빛의 동적으로 산란된 성분을 검출하는데 영향을 미칠 수 있다.

[0199]

프로브된 조직과 유리판의 투명 매질의 굴절률의 부분적인 매칭은, 경계에서의 확산광(diffusing light)의 다중 내부 반사를 억제하고, 조직 내의 광의 평균 전파 경로를 감소시킬 수 있다.

[0200]

반대로, 조직의 압축은 이동 평균 자유 경로(transport mean free path)의 증가를 초래할 수 있으며, 결과적으로, 불균일 깊이의 유효 값은 감소될 수 있다. 검출된 신호에서 동적으로 산란된 성분의 일부(비율)는 불균일 깊이에 매우 민감하며, 확장된 지수 함수로 근사될 수 있다. 따라서, 광학 이동 파라미터(특히, 이동 평균 자유 경로)의 변화의 효과는 굴절률 매칭의 부정적인 역할보다 우선할 수 있다.

[0201]

도 16a 및 16b는, 일 실시예에 따른, 가우시안 윈도우에 대한 스펙클 및 가중 인자의 시간 공간적 평균화 알고

리즘을 도시한다.

[0202] 사용자의 피부 스캐터링 특성을 고려하여 최종값을 노멀라이즈하고, 피부의 미세순환에 의한 스펙클 노이즈를 감소시키기 위해 디바이스(1000)는 가우시안 어버리징 윈도우를 이용할 수 있다.

[0203] 동맥 혈류 역학의 분석을 통한 혈압 연구는, 레이저 빔을 스캐닝하지 않고 적혈구 흐름을 실시간으로 시각화 할 수 있는 비 침습적 비접촉식 방법이기 때문에 전장 스펙클-코틸로메트리 기술을 사용하여 수행될 수 있다. 전장 스펙클-코틸로메트리는 시간-평균된 스펙클의 공간적 통계의 분석, 특히 스펙클 패턴의 공간적 콘트라스트의 분석을 통해 동맥혈 이미징의 문제를 해결할 수 있다.

[0204] 스펙클 패턴의 공간적 콘트라스트의 분석 방법은, 콘트라스트 값이 연속적으로 획득된 이미지의 세트를 이용하여 계산되는 스펙클 패턴의 시간적 콘트라스트의 분석 방법과 비교하여 더 큰 시간 분해능을 가지기 때문에, 복잡한 동역학을 갖는 사용자로부터의 시간 의존 산란을 측정할 수 있도록 할 수 있다.

[0205] 타겟부의 깊은 조직의 흐름 시각화를 위해 디리클레 윈도우(Dirichlet window)와 비교하여 고주파 노이즈를 더 억제하는 정교한 윈도우 형태의 데이터 처리 응용 프로그램이 사용될 수 있다. 지점들의 (point-to-point 또는 voxel-to-voxel) 콘트라스트 결정을 위해, 스펙클 세기의 평균 및 표준 편차에 대하여 가우시안 공간적-시간적 윈도우(Gaussian spatial-temporal windows) 및 중앙값-기반 추정(median-based estimates)이 이용될 수 있다.

[0206] 도 16a를 참조하면, (두 공간 차원과 한 시간 차원을 가진 3D 박스에 대해 평균화하는) 3D 공간에서의 콘트라스트 결정을 위한 가장 일반적인 표현식은 식 (12)와 같을 수 있다.

$$\begin{aligned} \langle I \rangle_{m,n}^j &= \sum_{i=-(N-1)/2}^{i=(N-1)/2} \sum_{k=-(N-1)/2}^{k=(N-1)/2} \sum_{l=-(L-1)/2}^{l=(L-1)/2} a_{ik} b_l I_{m-i,n-k}^{j-l}; \\ \sigma_{I,m,n}^j &= \sqrt{\sum_{i=-(N-1)/2}^{i=(N-1)/2} \sum_{k=-(N-1)/2}^{k=(N-1)/2} \sum_{l=-(L-1)/2}^{l=(L-1)/2} a_{ik} b_l \left(I_{m-i,n-k}^{j-l} - \langle I \rangle_{m,n}^j \right)^2}; \\ V_{m,n}^j &= \sigma_{I,m,n}^j / \langle I \rangle_{m,n}^j. \end{aligned} \quad (12)$$

[0208] $I_{m,n}^j$ 는 j 번째 프레임에서 m, n 번째 픽셀의 밝기이며, a_{ik} 는 공간 도메인에서의 가중치이며, b_l 는 시간 도메인에서의 가중치이다. 여기서, 공간 도메인에서 기본(XY) 방향으로 동일한 차원을 갖는, 단일 복셀 콘트라스트 결정에 사용된, 3D 박스가 고려될 수 있다.

[0209] 또한, N 및 L의 값은 계산된 콘트라스트 값을 3D 박스 중심에 할당하기 위해 홀수일 수 있다. 식 (12)과 관련된 3D 박스의 적용은 현재 캡처된 프레임에 대하여 콘트라스트 값을 계산할 때 시간 지연을 발생시킬 수 있다. 지연 값은 $L/2$ (시간 도메인 윈도우의 절반 폭)와 동일할 수 있다. 온라인 데이터 처리에 적합한 비대칭 시간 도메인 윈도우의 적용은 개별적으로 고려될 수 있다.

[0210] 공간 및 시간 도메인에서 직사각형(Dirichlet) 윈도우를 사용하여 평균을 구하는 경우, 모든 가중치는 동일한 값($a_{ik} = 1/N^2$; $b_l = 1/L$)을 가질 수 있다. 이러한 윈도우에 대한 스펙트럴 함수는 싱크(sinc) 함수로 설명되며, 따라서 콘트라스트 값의 계산된 시퀀스는, 고주파 아티팩트를 야기하는 진동 및 부호 변경 특성을 가질 수 있다.

[0211] 도 16b를 참조하면, 반대로 공간 (또는 시간) 도메인에서 매끄럽게 감쇠하는 가우시안 윈도우는 주파수 도메인에서 매끄러운 감쇠를 특징으로 하며, 따라서 고주파 노이즈가 완전히 억제될 수 있다.

[0212] 가우시안 윈도우의 가중치는 식 (13)으로 나타낼 수 있다.

$$a_{i,k} = C \exp \left[-4.5 \left\{ \left(\frac{i}{N-1} \right)^2 + \left(\frac{k}{N-1} \right)^2 \right\} \right] \quad (13)$$

[0214] 식 13에서 정규화 계수 C는 식 (14)와 같은 정규화 조건으로 계산될 수 있다.

$$C \sum_{i=-(N-1)/2}^{i=(N-1)/2} \sum_{k=-(N-1)/2}^{k=(N-1)/2} \exp \left[-4.5 \left\{ \left(\frac{i}{N-1} \right)^2 + \left(\frac{k}{N-1} \right)^2 \right\} \right] = 1. \quad (14)$$

[0215]

[0216] 유사하게, 시간 도메인에서의 가우시안 가중(Gaussian weighting)은 식 (15)와 같이 기술될 수 있다.

$$b_l = C' \exp \left[-4.5 \left(\frac{l}{N-l} \right)^2 \right] \quad (15)$$

[0218] 식 15에서 정규화 계수 C는 식 (16)과 같은 정규화 조건으로 계산될 수 있다.

$$C' \sum_{l=-(N-l)/2}^{l=(N-l)/2} \exp \left[-4.5 \left(\frac{l}{N-l} \right)^2 \right] = 1. \quad (16)$$

[0220] 공간 및 시간 도메인에서 가우시안 윈도우를 사용하면, 샘플링 볼륨은 시간 좌표를 따라 배향된 회전축을 갖는 "아포다이즈된(apodized)" 타원체의 형태를 나타낼 수 있다.

[0221] 또한, 중앙값 필터링(median filtering)의 원리를 이용함으로써, 복셀들의 콘트라스트 추정에서 노이즈가 감소될 수 있다. 중앙값-기반 알고리즘은, 3D 직사각형 샘플링 박스에 의해 선택된 픽셀 밝기 데이터에 적용될 수 있다. 데이터 샘플의 중앙값은 데이터 샘플들에 대한 평균값의 추정치일 수 있다. 중앙값 필터링에 기반한 콘트라스트 결정의 과정에는 다음의 단계가 포함될 수 있다.

[0222] - 데이터 샘플을 오름차순(내림차순)으로 재정렬하고 재정렬된 샘플의 중앙 위치에있는 값으로 중앙값 $\tilde{I}$ 를 할당하는 단계

[0223] - 데이터 샘플들에 대하여 $(I'_{i,k} - \tilde{I})^2$ 를 계산하는 단계

[0224] - 오름차순 (내림차순)으로 $(I'_{i,k} - \tilde{I})^2$ 값을 재정렬하고, 재정렬된 시퀀스의 중심 위치의 값으로 중간값 $\overline{(I'_{i,k} - \tilde{I})^2}$ 을 할당하는 단계

[0225] $-\sqrt{\overline{(I'_{i,k} - \tilde{I})^2}} / \tilde{I}$ 으로 중앙값-기반 콘트라스트 $\tilde{V}$ 를 계산하는 단계

[0226] 혈압 모니터링은 연속적이거나 단일 일 수 있다. 연속 모니터링 모드에서 혈압값은 디바이스(1000)에 의해 시간에 따라 추적될 수 있다. 단일 모니터링 모드에서 디바이스(1000)는 디바이스(1000)의 디스플레이 화면, 예를 들어, 스마트-와치 화면에 한번 혈압값을 표시할 수 있다.

[0227] 디바이스(1000)는 식 (17)과 같은 시거트 비율(Sievert ratio)을 이용하여 스펙클의 공간적 및 시간적 분포로부터 혈류 속도와 동맥의 지름을 결정할 수 있다.

$$g_2(\tau) = \beta g_1(\tau)^2 \quad (17)$$

[0229] 식 (17)에서, β 는 방사선 수신 조건에 의해 결정된 상수이며, $g_2(\tau)$ 는 광의 세기 변동(intensity fluctuations)의 정규화된 자기상관 함수이며, $g_1(\tau)$ 는 매질의 표면의 임의 지점(random point)에서 산란장(scattered field)의 변동(fluctuation)의 정규화된 자기상관 함수의 모듈이다. 디바이스(1000)는 동맥이 있는 신체의 일부분의 이미지를 획득할 수 있다. 예를 들어, 디바이스(1000)는 필드의 측정값으로부터, 이미지의 각 요소(픽셀)에 대해, 식 (18)과 같은 픽셀값을 산출할 수 있다.

$$g_1(\tau) = \frac{\left| \langle I(t) I^*(t + \tau) \rangle \right|}{\langle |I(t)|^2 \rangle} \quad (18) \text{ (단색 이미지에서 픽셀값)}$$

[0231] 디바이스(1000)는 보정 데이터에 기초하여 훈련된 신경망을 이용하여 혈류 속도 및 동맥의 지름을 결정할 수 있다.

[0232] 디바이스(1000)는 혈류 속도, 수축기 및 이완기의 동맥 지름, 예비적으로 유도된 보정 압력값을 푸차죄유

(Poiseuille) 식 (17)에 대입함으로써, 동맥의 수축기 및 이완기 혈압값을 결정할 수 있다.

$$Q = \frac{4\pi d^4}{128\eta l} \Delta P \quad (19)$$

식 (19)에서, Q는 체적 혈류를 나타내며, $V * \rho * S(V - \text{혈류 속도}, \rho - \text{혈관 밀도}, S - \text{혈관 단면적})$ 로 계산될 수 있다. 또한, d는 혈관 직경, η 는 혈액 점도이다. 또한, l은 광수신기(광학 센서)의 커버리지 영역에 상응하는 혈관의 길이이며, 상수일 수 있다. 또한, ΔP 는 $p_2 - p_1$ 으로써 계산될 수 있으며, p_2 는 보정 압력, p_1 는 사용자의 압력(구하고자 하는 압력)이다.

푸아젤(Puayzel)의 공식은 모든 필요한 파라미터가있는 혈관에서, 유체 역학(hydrodynamic) 시스템을 가장 완벽하게 설명할 수 있다.

따라서, 주요 결과는 보정(참고) 데이터와 푸아젤의 식 (17)에 기초한 최종 수축기 및 이완기 압력의 계산이며, 디바이스(1000)는 신경망을 사용할 수 있다. 동맥에서 발생하는 과정들의 불연속성과 복잡성으로 인하여, 최종 산출물을 산출하기 위해, 일반적으로 많은 양의 연산 자원과 시간이 소요되는 값과 조건의 체적 데이터베이스(volumetric database)를 수집해야 한다.

이러한 결점을 해결하기 위해, 신경망이 짧은 시간 단위 동안 많은 파라미터들의 조합을 고려할 수 있기 때문에, 디바이스(1000)는 신경망을 사용할 수 있다. 이러한 신경망에서 처리 변동(processing variations)의 수와 시간은 소비된 시간에는 영향을 미치지 않는다.

훈련은 측정 데이터를 입력하고, 원하는 출력 결과를 가리킴으로써 수행 된다. 뉴런(가중치 인자)간의 결합(훈련)의 재분배는 관측된 변수간의 알려지지 않은 결합 확률 분포(joint distribution of probability)의 통계적 구조를 고정하는 공통 요인의 선택이다.

신경망을 훈련시키기 위해서는, 혈압값 측정의 일반적인 방법으로, 커프 혈압값계 (아네로이드 또는 디지털 혈압값계)를 사용하여 얻은 정확한 보정 참조 데이터가 사용될 수 있다.

도 17 및 도 18은, 일 실시예에 따른, 디바이스(1000)의 블록도이다.

디바이스(1000)는 집적된 전자 모듈을 구비한 구조적으로 손목에 착용 가능한 팔찌 형태의 디바이스 일 수 있다. 전자 모듈은 통신 라인을 통해 구조적 및 기능적으로 상호 접속되는 광원(1910), 광수신기(1930) 및 제어부(1300)를 포함할 수 있다. 광원(1910)은 동맥 위의 피부의 일부분을 조사하도록 디바이스(1000)에 배치될 수 있다.

실시 예들 중 하나에서, 팔찌 형태의 디바이스(1000)는, 광원(1910)으로부터 방출된 광이 피부 안으로 보다 양호하게 침투할 수 있도록, 피부의 압축을 위한 콘택트 플레이트(미도시), 특히 콘택트 유리판을 구비함으로써, 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있으며, 혈압값 측정의 정확도를 향상시킬 수 있다.

도 17에 도시된 바와 같이, 일부 실시예에 따른 디바이스(1000)는, 광원(1910), 광수신기(1930), 사용자 입력부(1100), 출력부(1200) 및 제어부(1300)를 포함할 수 있다. 그러나, 도 17에 도시된 구성 요소 모두가 디바이스(1000)의 필수 구성 요소인 것은 아니다. 도 17에 도시된 구성 요소보다 많은 구성 요소에 의해 디바이스(1000)가 구현될 수도 있고, 도 17에 도시된 구성 요소보다 적은 구성 요소에 의해 디바이스(1000)가 구현될 수도 있다.

예를 들어, 일부 실시예에 따른 디바이스(1000)는, 광원(1910) 및 광수신기(1930)만을 포함할 수 있다.

또한, 일부 실시예에 따른 디바이스(1000)는, 제어부(1300), 광원(1910) 및 광수신기(1930)만을 포함할 수 있다.

또한, 일부 실시예에 따른 디바이스(1000)는, 제어부(1300), 통신부(미도시), 광원(1910) 및 광수신기(1930)만을 포함할 수 있다.

또한, 도 17 및 18에 도시되지 않았으나, 일부 실시예에 따른 디바이스(1000)는, 광원(1910) 및 광수신기(1930)에 더하여, 광가이드, 편광필터, 렌즈, 거울 등을 더 포함할 수 있다.

또한, 예를 들어, 도 18에 도시된 바와 같이, 일부 실시예에 따른 디바이스(1000)는, 광원(1910), 광수신기(1930), 사용자 입력부(1100), 출력부(1200) 및 제어부(1300) 이외에 통신부(1500), 센싱부(1400), A/V 입력부(1600), 및 메모리(1700)를 더 포함할 수도 있다.

- [0249] 사용자 입력부(1100)는, 사용자가 디바이스(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력하는 수단을 의미한다. 예를 들어, 사용자 입력부(1100)에는 키 패드(key pad), 돔 스위치 (dome switch), 터치 패드(접촉식 정전 용량 방식, 압력식 저항막 방식, 적외선 감지 방식, 표면 초음파 전도 방식, 적분식 장력 측정 방식, 피에조 효과 방식 등), 조그 휠, 조그 스위치 등이 있을 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 사용자 입력부(1100)는, 디바이스(1000)에 구비된 물리적인 혈압 측정 버튼을 포함할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(1100)는 사용자의 참조 혈압값을 입력하는 사용자 입력을 수신할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(1100)는 혈압 측정 혈압 측정 시간을 설정하는 사용자 입력을 수신할 수 있다.
- [0250] 출력부(1200)는, 오디오 신호 또는 비디오 신호 또는 진동 신호를 출력할 수 있으며, 출력부(1200)는 디스플레이부(1210), 음향 출력부(1220), 및 진동 모터(1230)를 포함할 수 있다.
- [0251] 디스플레이부(1210)는 디바이스(1000)에서 처리되는 정보를 표시 출력한다. 예를 들어, 디스플레이부(1210)는, 사용자의 혈압 리스트를 디스플레이할 수 있다. 또한, 디스플레이부(1210)는, 광수신기가 사용자의 손목의 요골 동맥 위에 위치하도록 가이드하기 위한 가이드 이미지를 디스플레이할 수 있다.
- [0252] 한편, 디스플레이부(1210)와 터치패드가 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(1210)는 출력 장치 이외에 입력 장치로도 사용될 수 있다.
- [0253] 음향 출력부(1220)는 통신부(1500)로부터 수신되거나 메모리(1700)에 저장된 오디오 데이터를 출력한다. 진동 모터(1230)는 진동 신호를 출력할 수 있다.
- [0254] 제어부(1300)는, 통상적으로 디바이스(1000)의 전반적인 동작을 제어한다. 예를 들어, 제어부(1300)는, 메모리(1700)에 저장된 프로그램들을 실행함으로써, 사용자 입력부(1100), 출력부(1200), 광원(1910) 및 광수신기(1930) 등을 전반적으로 제어할 수 있다. 제어부(1300)는 메모리(1700)에 저장된 프로그램들을 실행함으로써, 도 1 내지 도 16b에서의 디바이스(1000)의 동작을 수행할 수 있다.
- [0255] 제어부(1300)는 프로세서, 컨트롤러, 마이크로 컨트롤러, 주문형(application specific) 집적 회로, 회로 등의 종래 기술에 공지되어 있고 특정 기능을 수행할 수 있는 하드웨어로 구현될 수 있다.
- [0256] 제어부(1300)에 의해 관독되어, 디바이스(1000)가 특정 기능을 수행하도록 지시하는 명령(instruction, commands)을 나타내는 디바이스(1000)의 소프트웨어 부분은 제어부(1300)의 내부 또는 외부 메모리에 저장될 수 있으며, 내부 또는 외부 메모리는 예를 들어, 휘발성 메모리, 비 휘발성 메모리, RAM, ROM, 레지스터, 플래시 메모리, 광학 또는 자기 기록 매체상의 관독 전용 메모리 또는 당해 분야에 공지되어 있고 명령을 저장, 기록 및 관독하기에 적합한 다른 저장 매체일 수 있다.
- [0257] 제어부(1300), 특히 프로세서는 메모리에 저장된 미리 프로그래밍 된 알고리즘에 따라 정보를 조작하는 디지털 수단이고, 광수신기로부터 획득된 특정 데이터의 처리(스펙클 콘트라스트 분석 기술의 수행, 획득된 혈압값 분석 결과에 의한 계산)에 충분한 기능성을 가질 수 있다.
- [0258] 구체적으로, 제어부(1300)는, 사용자에게 광을 조사하도록 광원(1910)을 제어할 수 있다. 제어부(1300)는, 레이저와 같은 간섭성 광원(1910)에 의한 간섭성 광을, 아래에 동맥이 위치한 손목 피부의 일부와 같은 신체의 타겟 부위에 조사하도록 광원(1910)을 제어할 수 있다. 또한, 디바이스(1000)는 타겟 부위에 조사되는 광 또는 디바이스(1000)로 수신되는 광이, 미리 결정된 파라미터들을 만족하도록 광을 제어하는 렌즈 시스템(미도시) 또는 평면 광학기(flat optics, 미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0259] 또한, 제어부(1300)는 사용자로부터 방출된 산란광을 수신하도록 광수신기(1930)을 제어할 수 있다. 광수신기(1930)는 디바이스(1000)에 구비된 카메라(1610)일 수 있다. 수신된 산란광으로부터 결정되는 결과가 코히어런트 에미터(coherent emitter)에 의해 얻은 단색 이미지이므로, 최종적으로 결정된 혈압값은 땀, 체온 등과 같은 변화에 영향을 받지 않을 수 있다. 수신된 산란광으로부터 결정되는 이미지(시거트 공식을 사용하여 처리된 후)는 가변 직경 및 혈류 속도를 갖는 동맥을 나타낼 수 있다.
- [0260] 또한, 실시예에 따라, 디바이스(1000)는 2 개의 편광 필터, 예를 들어, 편광 방향이 서로 90 ° 만큼 시프트된 2 개의 편광 필름(미도시)을 포함할 수 있다. 표면 반사가 교차 편광 필터(crossed polarizers)에 의해 필터링되기 때문에, 피부 표면으로부터의 빛 반사의 조건을 변경하더라도, 디바이스(1000)의 출력은 영향을 받지 않을 수 있다. 또한, 화학적 조성의 변화의 특성 시간(characteristic time)은 혈압값 변동의 특성 시간보다 훨씬 크기 때문에, 스펙클 필드의 동적 특성은 조직의 화학적 조성의 변화에 영향을 받지 않을 수 있다.
- [0261] 또한, 제어부(1300)는 광수신기(1930)에 의해 수신된 광을 레이저 스펙클 콘트라스트 분석 기술을 이용하여 처

리하고, 2 개의 공간 차원과 1 개의 시간 차원을 갖는 3D 박스를 평균하는 가우시안 윈도우를 이용하여 스펙클을 처리함으로써, 스펙클의 공간적 및 시간적 분포를 획득할 수 있다.

[0262] 또한, 제어부(1300)는 식 (17)과 같은 시거트 비율(Siebert ratio)을 이용하여 스펙클의 공간적 및 시간적 분포로부터 혈류 속도와 동맥의 지름을 결정할 수 있다.

[0263] 또한, 제어부(1300)는 기존의 혈압 측정 장치에 의해 측정된 사용자의 참조 혈압값을 이용하여 혈압 보정 방법을 결정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(1300)는 제어부(1300)에 의해 결정된 사용자의 혈류 파라미터가 입력될 때, 참조 혈압값이 출력으로 산출되도록 신경망의 계수를 결정할 수 있다. 이 경우, 신경망의 종류는 알려진 결과가 출력으로 전달되고 관련 데이터가 신경망의 입력에 도달하면, 신경망의 가중 계수(weighting coefficients)가 선택되는, 표준 역전파 방법(standard back-propagation method)일 수 있다.

[0264] 센싱부(1400)는, 디바이스(1000)의 상태 또는 디바이스(1000) 주변의 상태를 감지하고, 감지된 정보를 제어부(1300)로 전달할 수 있다.

[0265] 센싱부(1400)는, 지자기 센서(Magnetic sensor)(1410), 가속도 센서(Acceleration sensor)(1420), 온/습도 센서(1430), 적외선 센서(1440), 자이로스코프 센서(1450), 위치 센서(예컨대, GPS)(1460), 기압 센서(1470), 근접 센서(1480), 및 RGB 센서(illuminance sensor)(1490) 중 적어도 하나를 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 각 센서들의 기능은 그 명칭으로부터 당업자가 직관적으로 추론할 수 있으므로, 구체적인 설명은 생략하기로 한다.

[0266] 통신부(1500)는, 근거리 통신부(1510), 이동 통신부(1520), 방송 수신부(1530)를 포함할 수 있다.

[0267] 근거리 통신부(short-range wireless communication unit)(151)는, 블루투스 통신부, BLE(Bluetooth Low Energy) 통신부, 근거리 무선 통신부(Near Field Communication unit), WLAN(와이파이) 통신부, 지그비(Zigbee) 통신부, 적외선(IrDA, infrared Data Association) 통신부, WFD(Wi-Fi Direct) 통신부, UWB(ultra wideband) 통신부, Ant+ 통신부 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0268] 이동 통신부(1520)는, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.

[0269] 방송 수신부(1530)는, 방송 채널을 통하여 외부로부터 방송 신호 및/또는 방송 관련된 정보를 수신한다. 방송 채널은 위성 채널, 지상파 채널을 포함할 수 있다. 구현 예에 따라서 디바이스(1000)가 방송 수신부(1530)를 포함하지 않을 수도 있다.

[0270] 메모리(1700)는, 제어부(1300)의 처리 및 제어를 위한 프로그램을 저장할 수 있고, 디바이스(1000)로 입력되거나 디바이스(1000)로부터 출력되는 데이터를 저장할 수도 있다.

[0271] 메모리(1700)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(예를 들어 SD 또는 XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory), 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.

[0272] 메모리(1700)에 저장된 프로그램들은 그 기능에 따라 복수 개의 모듈들로 분류할 수 있는데, 예를 들어, UI 모듈(1710), 터치 스크린 모듈(1720), 알림 모듈(1730) 등으로 분류될 수 있다.

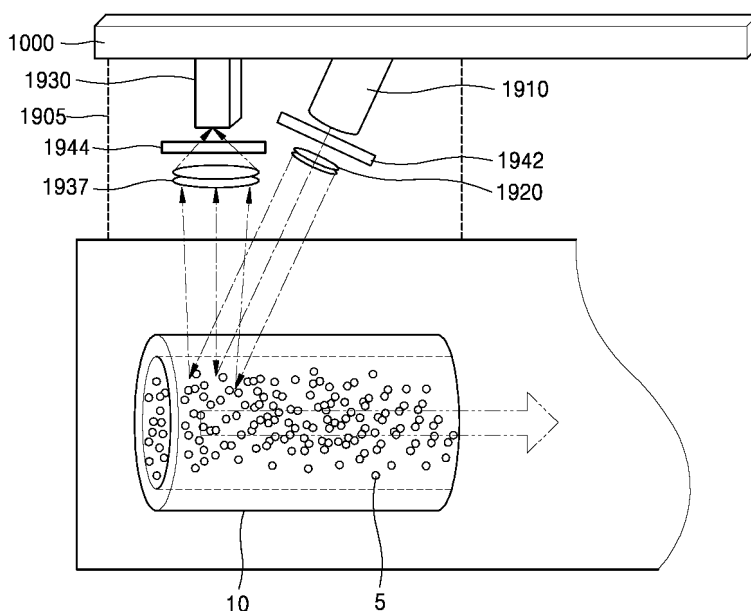
[0273] UI 모듈(1710)은, 애플리케이션 별로 디바이스(1000)와 연동되는 특화된 UI, GUI 등을 제공할 수 있다. 터치 스크린 모듈(1720)은 사용자의 터치 스크린 상의 터치 제스처를 감지하고, 터치 제스처에 관한 정보를 제어부(1300)로 전달할 수 있다. 일부 실시예에 따른 터치 스크린 모듈(1720)은 터치 코드를 인식하고 분석할 수 있다. 터치 스크린 모듈(1720)은 컨트롤러를 포함하는 별도의 하드웨어로 구성될 수도 있다. 도 3에 도시된 메인 모듈(1800)은 도 17에 도시된 사용자 입력부(1100), 출력부(1200) 및 제어부(1300)를 포함할 수 있다. 또한, 도 3에 도시된 메인 모듈(1800)은 사용자 입력부(1100), 출력부(1200) 및 제어부(1300) 이외에 도 18에 도시된 센싱부(1400), 통신부(1500), A/V 입력부(1600) 및 메모리(1700)를 포함할 수 있다.

[0274] 일 실시 예에서, 모든 측정된 데이터는 혈압값 결정의 결과를 출력하는 신경망에 입력되고, 신경망의 훈련은 보정 데이터를 사용하여 수행될 수 있다.

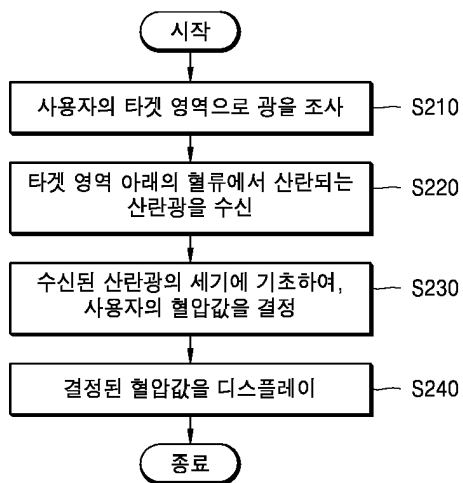
- [0275] 실시예는 여기에서 설명된 것에 제한되지 않으며, 본 발명의 본질 및 범위를 벗어나지 않는 다른 실시예는 본 기술 분야의 지식뿐만 아니라 본 명세서에 포함된 정보에 기초하여 당업자에게 명백할 것이다. 또한, 단수 형태로 언급된 요소(element)는 특별히 언급하지 않는 한 복수의 요소를 배제하지 않는다.
- [0276] 요소의 작동 가능한 연결은 이들 요소가 서로 올바르게 상호 작용하고 요소의 기능을 구현하도록 하는 관계로 이해되어야 한다. 동작 가능한 접속의 특징에는 정보의 교환에 적합한 접속일 수 있고, 전류를 전송하기 위해 적합한 접속일 수 있고, 기계적 움직임을 전달하기에 적합한 접속일 수 있고, 광, 소리, 전자기 또는 기계적 진동 등을 전달하기에 적합한 접속일 수 있다. 동작 가능한 접속의 특별한 형태는 상기 요소들의 상호 작용의 방법에 의해 결정되며, 달리 지시되지 않는한, 당업계에 공지된 원리를 사용하여 잘 알려진 수단에 의해 제공된다.
- [0277] 본 명세서에 개시된 방법은 개시된 방법을 달성하기 위한 하나 이상의 단계 또는 동작을 포함한다. 본 방법의 단계들 및 / 또는 동작들은 청구항들의 범위를 벗어나지 않고 상호 교환적으로 사용될 수 있다. 다시 말해, 단계 또는 동작의 특정 순서가 정의되지 않는 한, 특정 단계 및 / 또는 동작의 순서 및 / 또는 사용은 청구 범위를 벗어나지 않고 수정될 수 있다.
- [0278] 본 출원은 도면들에서 블록들을 구현하기 위한 특정 하드웨어 및 소프트웨어를 특정하지 않지만, 본 발명의 본질은 특정 하드웨어 또는 소프트웨어 구현에 제한되지 않으며 따라서, 본 기술 분야에서 알려진 적합한 하드웨어 및 소프트웨어가 본 발명을 구현하기 위해 사용될 수 있음은 당업자에 의해 이해될 것이다.
- [0279] 따라서, 하드웨어는 하나 이상의 주문형 집적 회로, 디지털 신호 처리기, 디지털 신호 처리 장치, 프로그래머블 논리 장치, 현장 프로그램 가능 게이트 어레이, 프로세서, 제어기, 마이크로 컨트롤러, 마이크로 프로세서, 전자 장치, 여기에 설명된 기능을 수행하기 위해 채택된 다른 전자 장치, 컴퓨터, 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다.
- [0280] 예시적인 실시 예들이 상세히 설명되고 첨부 도면들에 도시되었지만, 당업자에게는 다양한 다른 변형이 명백할 수 있으므로, 그러한 실시예들은 단지 예시적인 목적을 위한 것이며 청구된 발명을 제한하지 않으며, 본 발명은 도시되고 예시된 레이아웃 및 디자인에 국한되지 않는다.
- [0281] 상이한 종속항들에서 언급된 특징들 및 설명의 다른 부분들에 개시된 실시 예들은 이러한 조합의 가능성이 명시적으로 개시되지 않은 경우에도 유리한 효과들을 달성하도록 결합될 수 있다.
- [0282] 본 명세서 또는 도면의 자료에 기재된 어떠한 수치값은, 보다 낮은값과 보다 높은값 사이에 적어도 2 개의 단위 요소의 간격이 존재한다면, 보다 낮은값 및 보다 높은값을 포함하는 모든값을 포함하도록 의도되었다.

도면

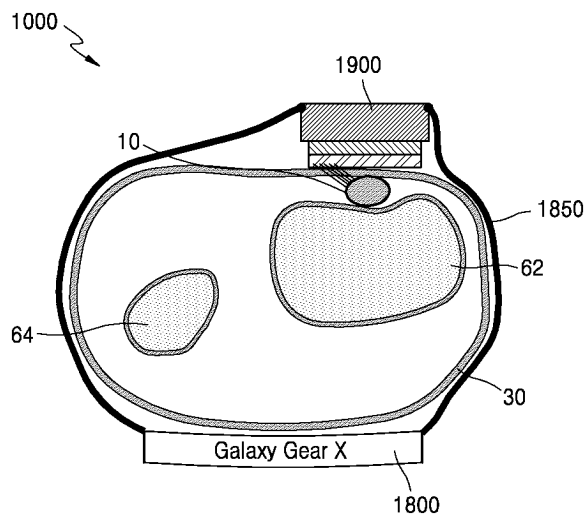
도면1



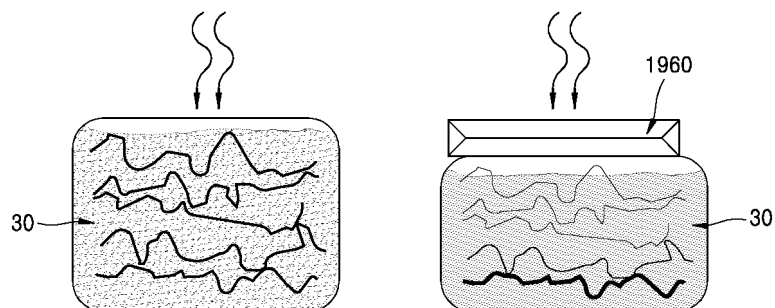
도면2



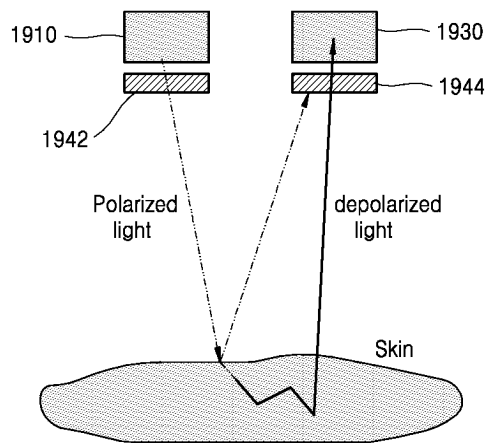
도면3



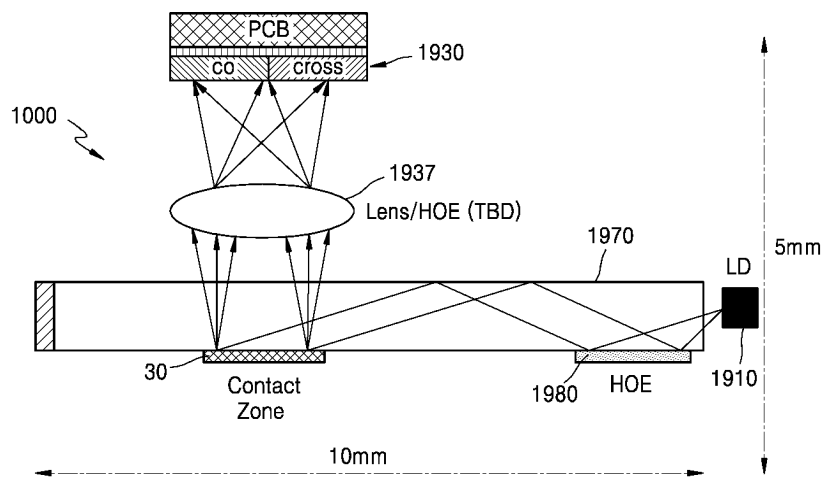
도면4



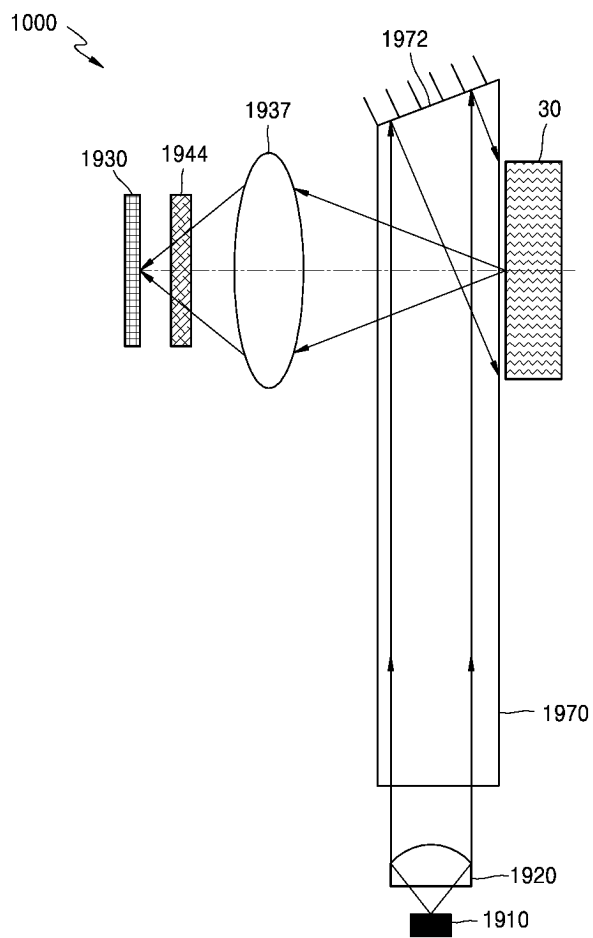
도면5



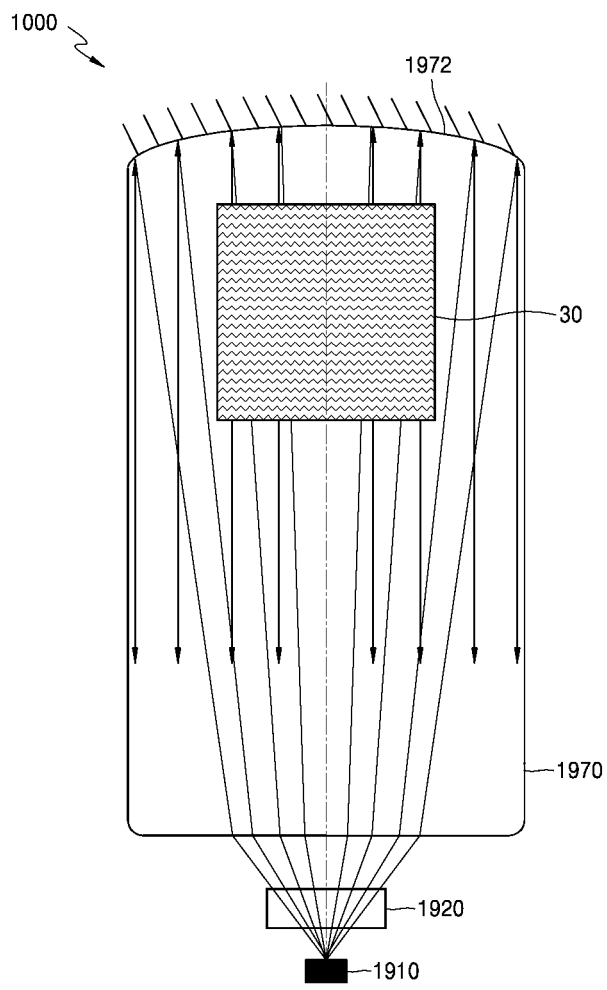
도면6a



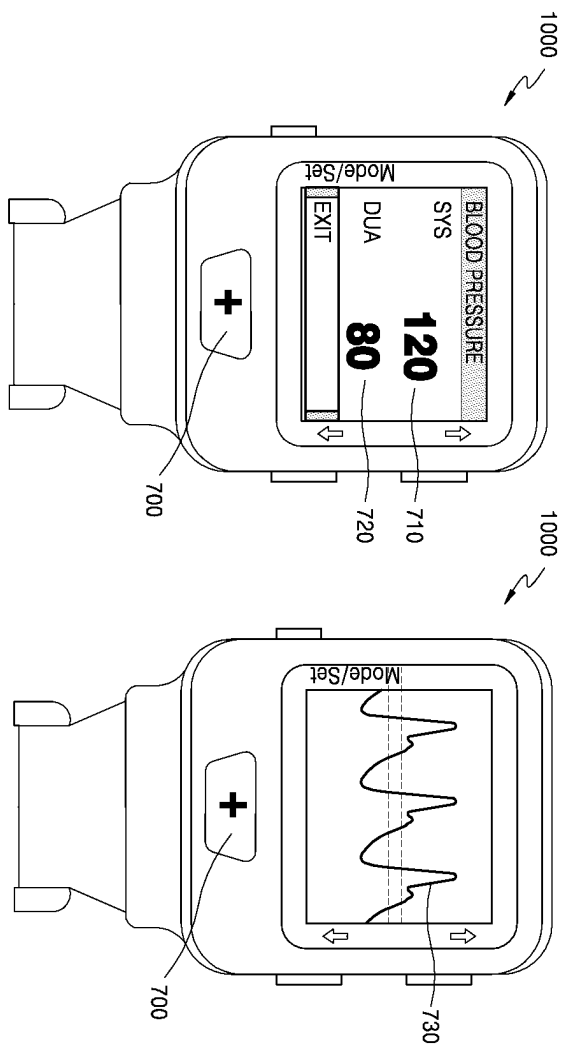
도면6b



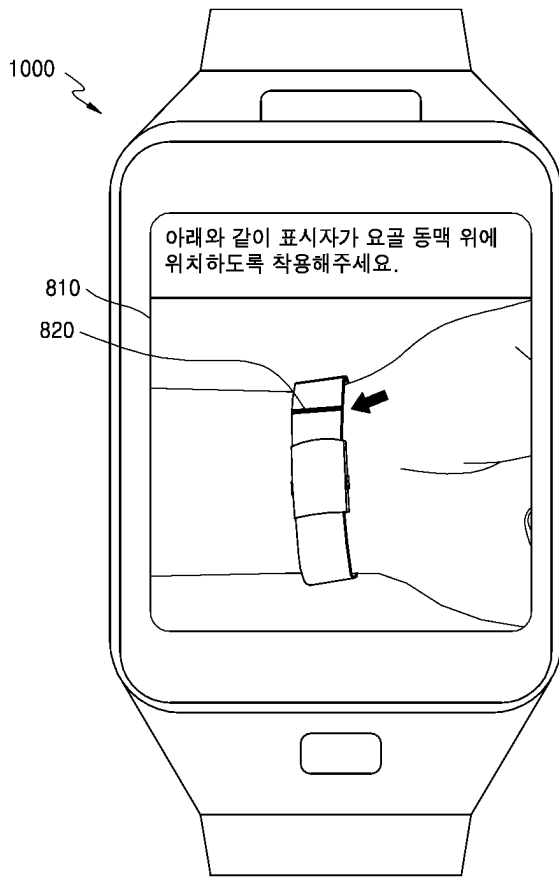
도면6c



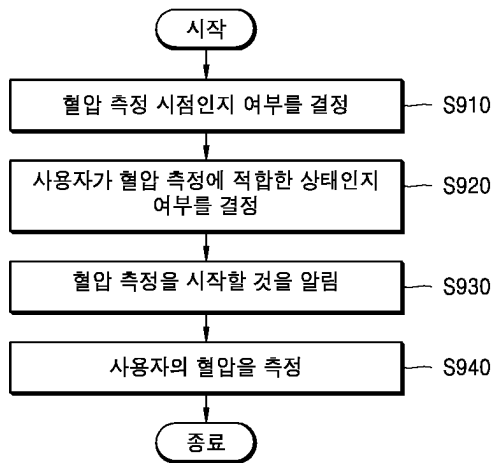
도면7



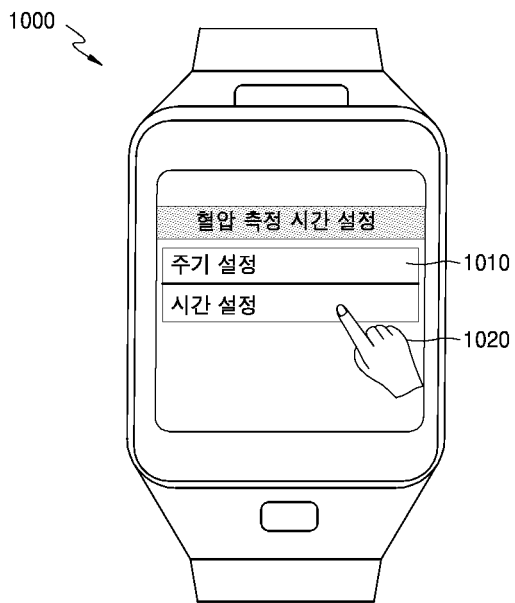
도면8



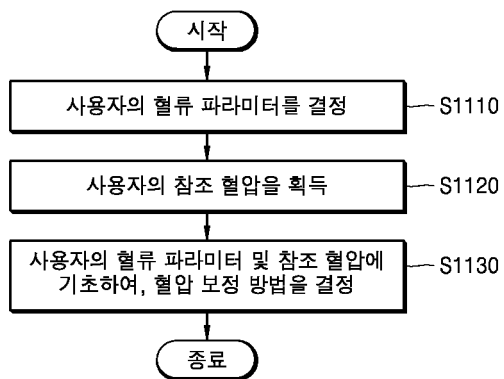
도면9



도면10



도면11



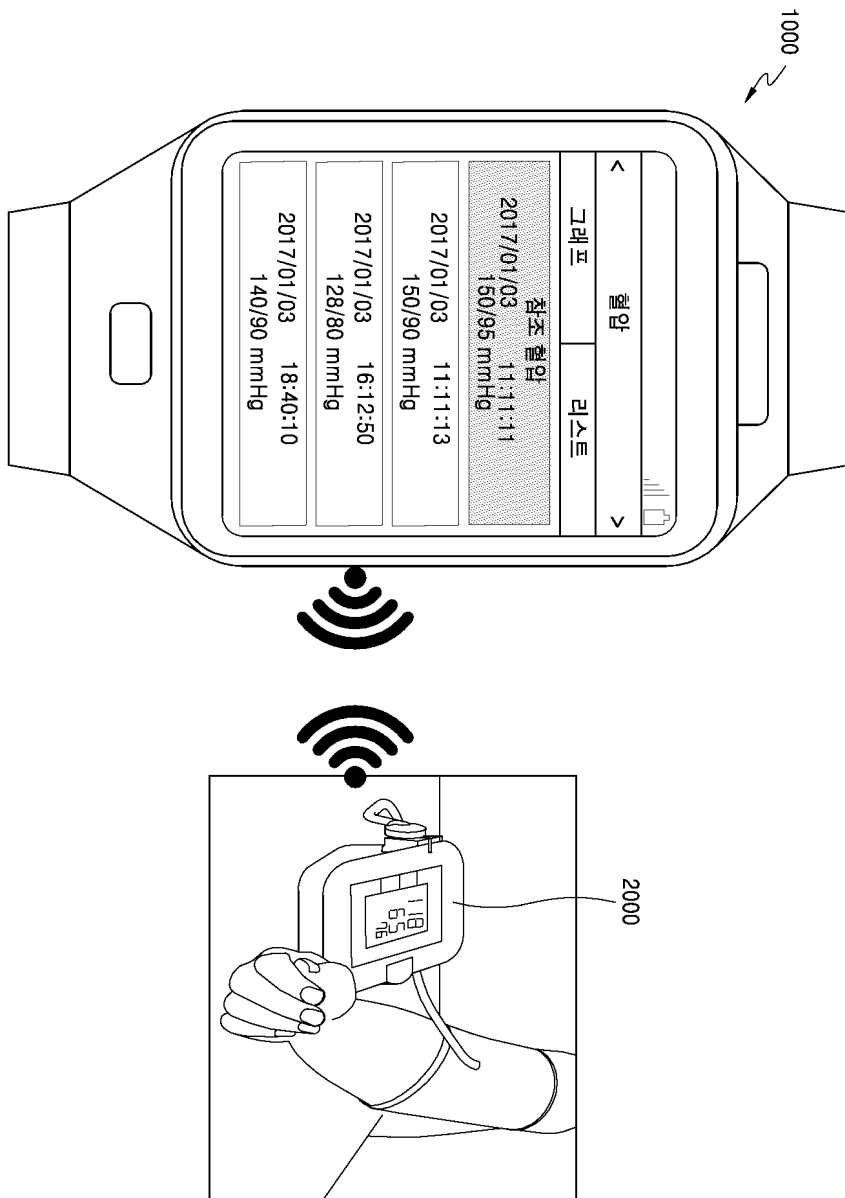
도면12a



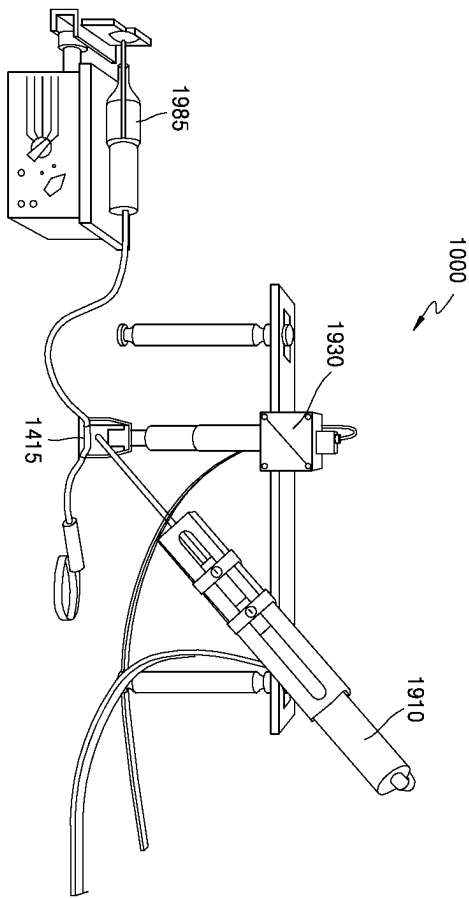
도면12b



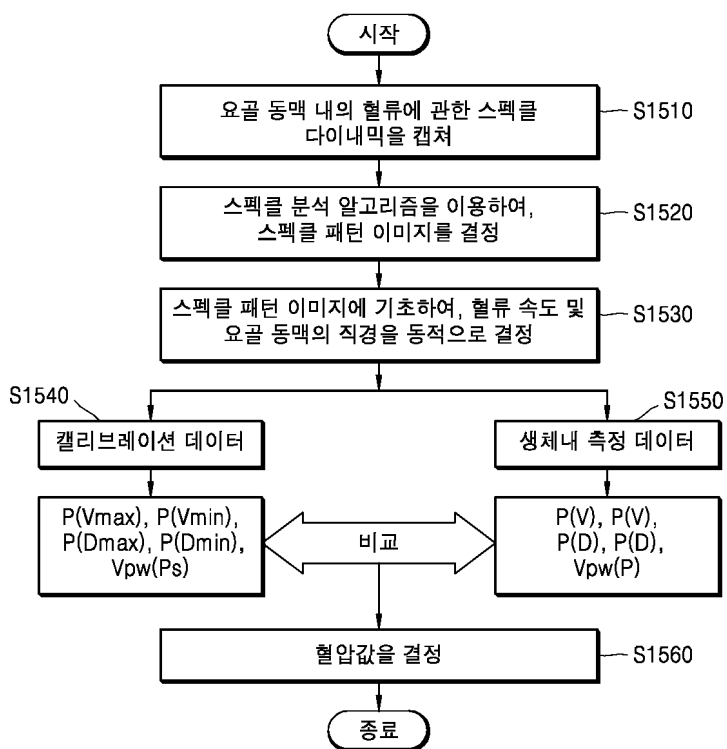
도면13



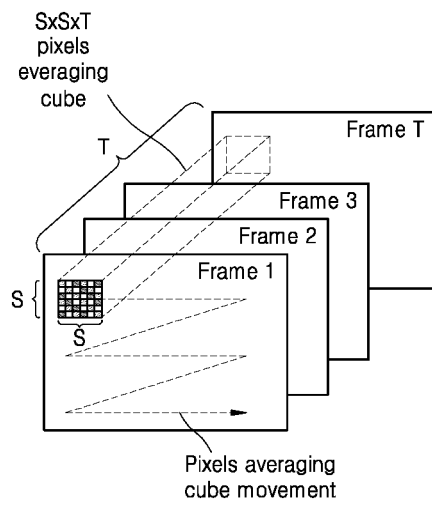
도면14



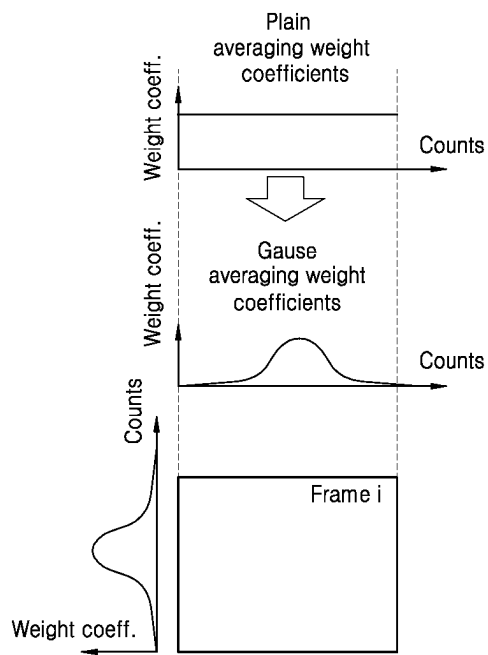
도면15



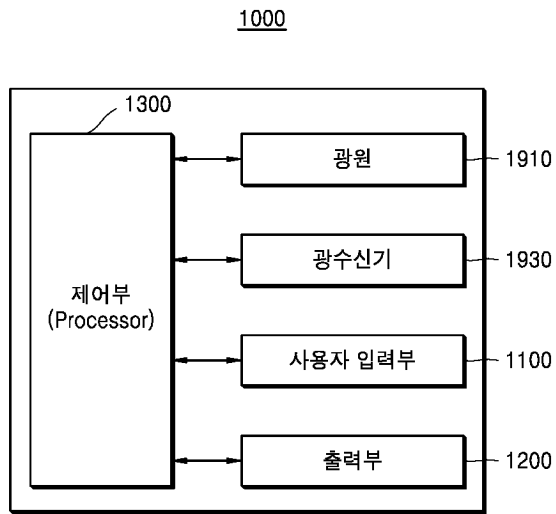
도면16a



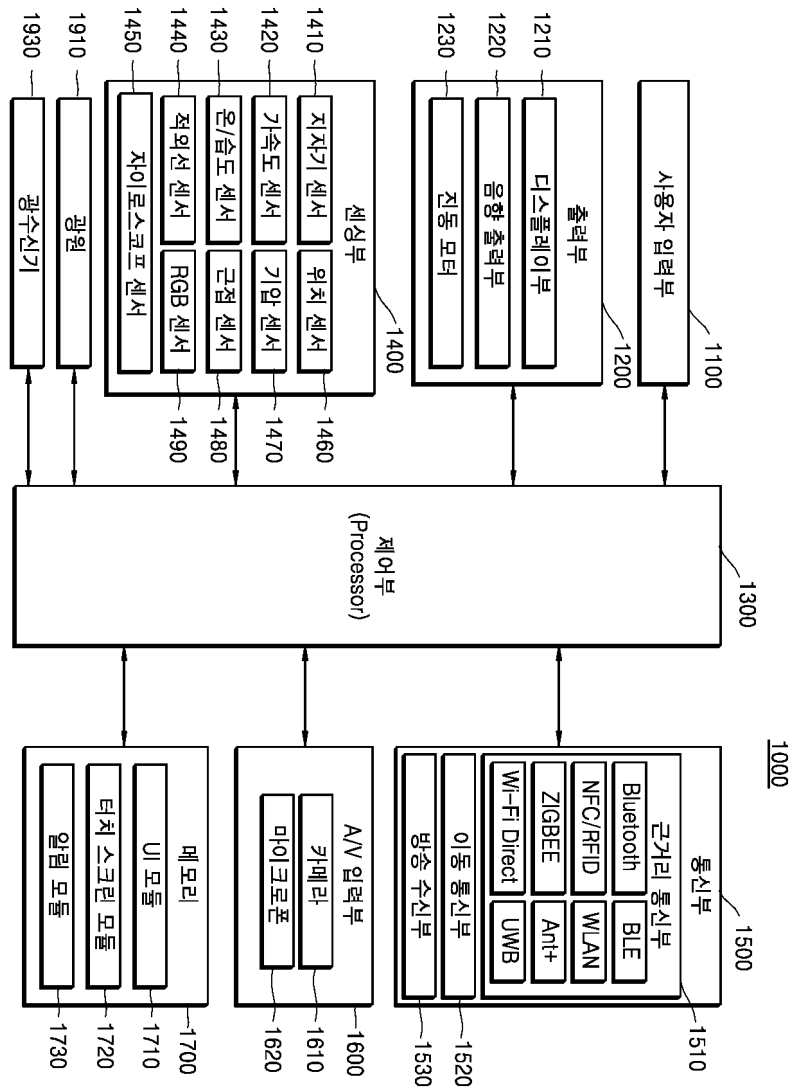
도면16b



도면17



도면18



专利名称(译)	测量血压的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020180018318A	公开(公告)日	2018-02-21
申请号	KR1020170091047	申请日	2017-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KLETSOV ANDREY VLADIMIROVICH 클레소브안드레이블라디미로비치 VILENSKII MAKSIM ALEXEEVICH 빌렌스키막심알렉스비치 ZIMNYKOV DMITRY ALEXANDROVICH 짐코브드미트리알렉산도르비치 CHO JAE GEOL 조재걸 POPOV MIKHAIL VYACHESLAVOVICH 포포브미하일바체슬라보비치 YUVCHENKO SERGEY ALEXEEVICH 유브첸코세르게이알렉스비치		
发明人	클레소브안드레이블라디미로비치 빌렌스키막심알렉스비치 짐코브드미트리알렉산도르비치 조재걸 포포브미하일바체슬라보비치 유브첸코세르게이알렉스비치		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/026 F21V8/00 G02B27/28		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0261 A61B5/0075 A61B5/725 A61B5/681 G02B27/288 G02B6/0011 A61B5/0059 A61B5/0077 A61B5/02125 A61B5/1075 A61B5/1079 A61B2560/0228 G02B27/28		
优先权	2016133020 2016-08-10 RU		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于将光发射到用户的目标区域的光接收器，用于接收在目标区域下方的血流中散射的散射光的光接收器，用于基于所接收的散射光的强度来确定用户的血压值的控制器，公开了一种根据一个实施例的可穿戴设备，包括显示部分。

