



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0032877
(43) 공개일자 2017년03월23일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/026 (2006.01) A61B 5/021 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/1455 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/0261 (2013.01)
A61B 5/021 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-0119556
- (22) 출원일자 2016년09월19일
심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장
62/218,915 2015년09월15일 미국(US)
14/988,619 2016년01월05일 미국(US)

- (71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
- (72) 발명자
바갓 유수프 에이.
미국 캘리포니아주 94043 마운틴뷰 665 클라이드
에비뉴
김인수
미국 캘리포니아주 94043 마운틴뷰 665 클라이드
에비뉴
라이 신 디.
미국 캘리포니아주 94043 마운틴뷰 665 클라이드
에비뉴
- (74) 대리인
리엔목특허법인

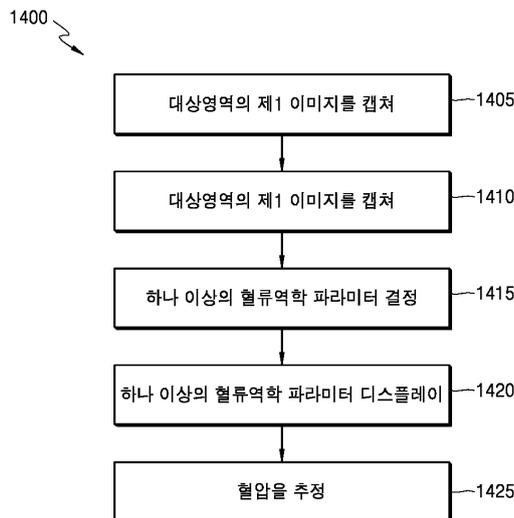
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **미세혈관 혈류역학을 모니터링 하기 위한 모바일 광학 디바이스 및 방법**

(57) 요약

혈류역학 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스를 이용하여 구현되는 방법이 제공된다. 상기 방법은, 클라이언트(client) 디바이스에 의해, 서버에게 메시지를 전송하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 두 개의 발광 다이오드(LED) 센서들이 시준렌즈를 통하여 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 이용하여, 대상영역의 복수의 이미지들 중 제1 이미지를 캡처하는 단계를 포함한다. 또한, 상기 방법은, 두 개의 발광 다이오드 센서들이 시준렌즈를 통하여 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 이용하여, 대상영역의 복수의 이미지들 중 제2 이미지를 캡처하는 단계를 포함한다. 제2 이미지는 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처된다. 상기 방법은, 캡처된 제1 이미지 및 캡처된 제2 이미지 사이의 차이(difference)에 기초하여 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정하는 단계를 더 포함한다.

대표도 - 도14



(52) CPC특허분류

A61B 5/02411 (2013.01)

A61B 5/02416 (2013.01)

A61B 5/1455 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

혈류역학(hemodynamic) 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스에 있어서,

제1 파장(λ_1)의 광을 방출하도록 구성된 제1 발광 다이오드(LED) 센서;

제2 파장(λ_2)의 광을 방출하도록 구성된 제2 발광 다이오드(LED) 센서;

카메라; 및

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서가 대상영역에 광을 방출하는 동안 상기 대상영역의 복수의 이미지들 중 제1 이미지를 캡처하도록 상기 카메라를 제어하고,

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서가 상기 대상영역에 광을 방출하는 동안 상기 대상영역의 상기 복수의 이미지들 중 제2 이미지를 상기 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처 하도록 상기 카메라를 제어하며,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 차이(difference)에 기초하여, 하나 이상의 혈류역학 파라미터를 결정하는 적어도 하나의 프로세서를 포함하며,

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서는 시준 렌즈(collimated lens)로 커버된 디바이스.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서는 얇은 펄스 광선을 방출하는 발광 다이오드 센서들이고, 상기 카메라는 상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서와 측방 산란(side-scatter) 구성으로 통합되는, 디바이스.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 디바이스는,

디스플레이된 상기 대상영역의 이미지 위에 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 디스플레이 하는 디스플레이를 더 포함하는, 디바이스.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들은 혈류의 크기 및 방향, 심박수(heartrate), 및 산소 포화도 레벨(oxygen saturation level) 중 적어도 하나를 포함하는, 디바이스.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 디바이스는 스마트폰(smartphone) 및 태블릿(tablet) 중 적어도 하나를 포함하는, 디바이스.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들에 기초하여 혈압을 추정하는, 디바이스.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지 및 상기 제2 이미지 각각을 복수의 이미지 영역들에 스플라이싱하고(splicing);

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각을 상호 비교하고;

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각에 대한 상기 상호 비교에 기초하여, 피크들을 식별하고;

입자 영상 유속계(particle image velocity, PIV) 이미지를 위한, 상기 대상영역 내의 하나 이상의 속도 벡터를 식별하여,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 상기 차이(difference)에 기초하여, 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터를 결정하는, 디바이스.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지 및 상기 제2 이미지 각각을 복수의 이미지 영역들에 스플라이싱하고(splicing);

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각에 대한 공간 분석(spatial analysis)을 수행하고;

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각에 대해, 혈압 필터링(blood pressure filtering) 및 심장 박동 인식(heartbeat recognition) 중 적어도 하나를 포함하는 시간적 분석(temporal analysis)을 수행하고;

광 용적 맥파(photoplethysmography, PPG) 이미지를 위한 컬러 맵(color map) 데이터를 생성하여,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 상기 차이(difference)에 기초하여, 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터를 결정하는, 디바이스.

청구항 9

혈류역학(hemodynamic) 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스에 있어서,

제1 파장(λ_1)의 광을 방출하도록 구성된 제1 발광 다이오드(LED) 센서;

제2 파장(λ_2)의 광을 방출하도록 구성된 제2 발광 다이오드(LED) 센서;

카메라; 및

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서가 대상영역에 광을 방출하는 동안 상기 대상영역의 복수의 이미지들 중 제1 이미지를 캡처 하도록 상기 카메라를 제어하고,

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서가 상기 대상영역에 광을 방출하는 동안 상기 대상영역의 상기 복수의 이미지들 중 제2 이미지를 상기 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처 하도록 상기 카메라를 제어하고,

입자 영상 유속계(particle image velocimetry, PIV) 및 광 용적 맥파(photoplethysmography, PPG) 중 적어도 하나의 이미징을 수행하기 위한 선택을 수신하며,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 차이(difference) 및 상기 수신된 선택에 기초하여 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정하는 적어도 하나의 프로세서를 포함하며,

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서는 시준 렌즈(collimated lens)로 커버된 디바이스.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서는 얇은 펄스 광선을 방출하는 발광 다이오드 센서들이고, 상기 카메라는 상기 제1 발광 다이오드 센서 및 상기 제2 발광 다이오드 센서와 측방 산란(side-scatter) 구성으로 통합되는, 디바이스.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 디바이스는,

디스플레이된 상기 대상영역의 이미지 위에 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 디스플레이하는 디스플레이를 더 포함하는, 디바이스.

청구항 12

제9항에 있어서,

상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들은 혈류의 크기 및 방향, 심박수(heartrate), 및 산소 포화도 레벨(oxygen saturation level) 중 적어도 하나를 포함하는, 디바이스.

청구항 13

제9항에 있어서,

상기 디바이스는 스마트폰(smartphone) 및 태블릿(tablet) 중 적어도 하나를 포함하는, 디바이스.

청구항 14

제9항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들에 기초하여 혈압을 추정하는, 디바이스.

청구항 15

제9항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지 및 상기 제2 이미지 각각을 복수의 이미지 영역들에 스플라이싱하고(splicing);

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각을 상호 비교하고;

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각에 대한 상기 상호 비교에 기초하여, 피크들을 식별하고;

입자 영상 유속계(particle image velocity, PIV) 이미지를 위한, 상기 대상영역 내의 하나 이상의 속도 벡터를 식별하여,

입자 영상 유속계(PIV) 이미징을 수행하기 위한 선택을 수신한 후에, 상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 차이에 기초하여 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정하는, 디바이스.

청구항 16

제9항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지 및 상기 제2 이미지 각각을 복수의 이미지 영역들에 스플라이싱하고(splicing);

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 제1 이미지 및 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각에 대한 공간 분석(spatial analysis)을 수행하고;

상기 복수의 이미지들 중 상기 제1 이미지와 상기 제2 이미지의 상기 복수의 이미지 영역들 각각에 대해, 혈압 필터링(blood pressure filtering) 및 심장 박동 인식(heartbeat recognition) 중 적어도 하나를 포함하는 시간적 분석(temporal analysis)을 수행하고;

광 용적 맥파(photoplethysmography, PPG) 이미지를 위한 컬러 맵(color map) 데이터를 생성하여,

광 용적 맥파(PPG) 이미징을 수행하기 위한 선택을 수신한 후에, 상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 차이에 기초하여 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정하는, 디바이스.

청구항 17

혈류역학(hemodynamic) 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스에 의해 구현되는 방법에 있어서,

과장이 상이한 두 개의 발광 다이오드(LED) 센서들이 시준 렌즈(collimated lens)를 통하여 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 이용하여, 상기 대상영역의 복수의 이미지들 중 제1 이미지를 캡처하는 단계;

상기 두 개의 발광 다이오드 센서들이 상기 시준 렌즈를 통하여 상기 대상영역에 광을 방출하는 동안, 상기 카메라를 이용하여, 상기 대상영역의 상기 복수의 이미지들 중 제2 이미지를 상기 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처하는 단계;

상기 복수의 이미지들 중 적어도 상기 캡처된 제1 이미지와 상기 캡처된 제2 이미지 사이의 차이(difference)에

기초하여, 하나 이상의 혈류역학 파라미터를 결정하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

디스플레이된 상기 대상영역의 이미지 위에 상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 디스플레이 하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들은 혈류의 크기 및 방향, 심박수(heartrate), 및 산소 포화도 레벨 (oxygen saturation level) 중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

청구항 20

제17항에 있어서,

상기 하나 이상의 혈류역학 파라미터들에 기초하여 혈압을 추정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 일반적으로 신체 파라미터들을 모니터링 하는 것에 관한 것이며, 보다 구체적으로는, 모바일 전자 디바이스를 이용하여 신체 파라미터들을 모니터링 하는 것에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 스마트폰들 및 이와 동반되는 웨어러블 디바이스들은 생리학적인 파라미터들을 획득하기 위한 자가 모니터링 (self-monitoring) 및 정량화 기능(quantification feature)들을 포함한다. 이러한 디바이스들은 심박수(HR), 심박수 변화(HRV), 및 혈액 내의 산소 포화도(SpO₂)를 측정하기 위해 비침습적인(noninvasive) 측정 수단을 사용한다. 이러한 스마트폰들 및 이와 동반되는 웨어러블 디바이스들의 개선들은 추가적인 신체 파라미터들을 측정하도록 구현될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 개시의 일 실시 예는, 한 쌍의 발광 다이오드(LED)가 대상영역에 광을 방출하는 동안, 대상영역에 대한 복수의 이미지들을 캡처하고, 캡처된 복수의 이미지들 사이의 차이(difference)에 기초하여, 혈류역학 파라미터를 결정할 수 있는, 디바이스 및 디바이스를 이용한 혈류역학 파라미터를 측정하는 방법을 제공할 수 있다.

[0004] 본 개시의 일 실시 예는, 대상영역에 대한 이미지 위에, 혈류역학 파라미터를 디스플레이 할 수 있는 디바이스 및 디바이스를 이용한 혈류역학 파라미터를 추정하는 방법을 제공할 수 있다.

[0005] 본 개시의 일 실시 예는, 혈류역학 파라미터에 기초하여 혈압을 추정할 수 있는 디바이스 및 디바이스를 이용한 혈류역학 파라미터를 추정하는 방법을 제공할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 혈류역학 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스가 제공된다. 상기 디바이스는 광을 방출하는 한 쌍의 발광 다이오드(LED) 센서들을 포함한다. 두 개의 발광 다이오드 센서들은 시준 렌즈로 커버된다. 상기 디바이스는 카메라

를 더 포함한다. 상기 디바이스는 적어도 하나의 프로세서를 더 포함한다. 적어도 하나의 프로세서는 발광 다이오드 센서들이 대상영역에 광을 방출하는 동안 대상영역의 제1 이미지를 캡처하기 위해 카메라를 제어한다. 또한, 적어도 하나의 프로세서는 두 개의 발광 다이오드 센서들이 대상영역에 광을 방출하는 동안 대상영역의 제2 이미지를 캡처하기 위해 카메라를 제어한다. 제2 이미지는 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처된다. 또한, 프로세서는 캡처된 제1 이미지 및 캡처된 제2 이미지 사이의 차이(difference)에 기초하여 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정한다.

[0007] 혈류역학 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스가 제공된다. 상기 디바이스는 광을 방출하는 한 쌍의 발광 다이오드(LED) 센서들을 포함한다. 두 개의 발광 다이오드 센서들은 시준 렌즈로 커버된다. 상기 디바이스는 카메라를 더 포함한다. 상기 디바이스는 적어도 하나의 프로세서를 더 포함한다. 프로세서는 발광 다이오드 센서들이 대상영역에 광을 방출하는 동안 대상영역의 제1 이미지를 캡처하기 위해 카메라를 제어한다. 또한, 적어도 하나의 프로세서는 두 개의 발광 다이오드 센서들이 대상영역에 광을 방출하는 동안 대상영역의 제2 이미지를 캡처하기 위해 카메라를 제어한다. 제2 이미지는 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처된다. 또한, 적어도 하나의 프로세서는 입자 영상 유속계(particle image velocimetry, PIV) 이미징 및 광 용적 맥파(photoplethysmography, PPG) 이미징 중 적어도 하나를 수행하기 위한 선택을 수신한다. 또한, 적어도 하나의 프로세서는 (1) 캡처한 제1 이미지와 제2 이미지 사이의 차이 및 (2) 수신된 선택에 기초하여, 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정한다.

[0008] 혈류역학 파라미터들을 측정하기 위한 디바이스를 사용하여 구현된 방법이 제공된다. 상기 방법은 클라이언트(client) 디바이스로 서버에게 메시지를 전송하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 한 쌍의 발광 다이오드(LED) 센서들이 시준렌즈를 통하여 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 이용하여, 대상영역의 제1 이미지를 캡처하는 단계를 포함한다. 카메라는 고해상도 카메라일 수 있다. 또한, 상기 방법은, 두 개의 발광 다이오드 센서들이 시준렌즈를 통하여 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 이용하여, 대상영역의 복수의 이미지들 중 제2 이미지를 캡처하는 단계를 포함한다. 제2 이미지는 제1 이미지가 캡처되고 소정 시간 이후에 캡처된다. 상기 방법은, 캡처된 제1 이미지와 제2 이미지 사이의 차이(difference)에 기초하여 하나 이상의 혈류역학 파라미터들을 결정하는 단계를 더 포함한다.

도면의 간단한 설명

[0009] 본 개시 및 본 개시의 이점들에 대한 보다 완전한 이해를 위해, 첨부된 도면들과 함께 이하의 상세한 설명에, 동일한 참조 번호들은 동일한 부분들을 나타내는 참조가 제시된다.

도 1은 본 개시에 따른, 예시적인 통신 시스템을 도시한다.

도 2 및 3은 본 개시에 따른, 통신 시스템에 있는 예시적인 디바이스들을 도시한다.

도 4는 본 개시에 따른, 예시적인 사람의 표피 층 해부학 단면도를 도시한다.

도 5(a) 및 5(b)는 본 개시에 따른, 결합된 입자 영상 유속계(PIV) 및 광 용적 맥파(PPG) 이미징 시스템을 포함하는 예시적인 전자 디바이스를 도시한다.

도 6은 본 개시에 따른, 예시적인 전자 디바이스의 시스템 블록도의 일 예를 도시한다.

도 7은 본 개시에 따른, 예시적인 미세 PIV 시스템을 도시한다.

도 8은 본 개시에 따른, 미세 PIV 시스템을 사용하여 구현되는 예시적인 방법을 도시한다.

도 9는 본 개시에 따른, 미세 PIV 시스템을 사용한 이미지 센싱의 예시적인 방법을 도시한다.

도 10은 본 개시에 따른, 예시적인 PPG 이미징 시스템을 도시한다.

도 11은 본 개시에 따른, 픽셀 단위로 PPG 신호의 교류(AC) 진폭을 디스플레이 하기 위한 최종 PPG 이미징 컬러 맵(color map)을 계산하는 예시적인 방법을 도시한다.

도 12는 본 개시에 따른, 전자 디바이스를 사용하여 PIV 및 PPG 이미징 시스템들을 조합했을 때의 이미지 센서들의 동작을 설명하기 위한 예시적인 방법을 도시한다.

도 13(a) 내지 도 13(c)는 본 개시에 따른, 전자 디바이스 상의 사용자 인터페이스를 묘사하는 예시적인 시각화(visualization)에 대해 도시한다.

도 14는 본 개시에 따른 미세혈관 혈류역학 파라미터들을 측정하기 위한 예시적인 방법을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 상세한 설명에 들어가기에 앞서서, 본 특허 문헌에서 사용되는 특정 단어들 및 어구들의 정의를 기재하는 것이 유리할 것이다. “포함한다” 및 “구성된다”는 용어는 이들의 파생어들도 제한 없이 포함하는 것을 의미한다. “또는”의 용어는 “및/또는”을 의미하는 것도 포함한다. “~와 관련된” 및 “~들과 관련된”의 어구들뿐만 아니라, 포함하다(include), ~에 포함되다(be included within), ~와 연결되다, 포함하다(contain), ~안에 포함되다(be contained within), ~와 또는 ~에 연결되다, ~와 또는 ~에 결합하다, ~와 통신하다, ~와 협력하다, 끼우다, 병치하다, ~에 인접하다, ~에 또는 ~와 결속되다, 가지다, ~의 속성을 가지다, 등의 파생어들을 포함하는 것을 의미할 수 있다. 또한 “컨트롤러”의 용어는 임의의 디바이스, 시스템 또는 적어도 하나의 동작을 제어하는 이들의 부분을 의미하며, 이러한 디바이스는 하드웨어, 펌웨어 또는 소프트웨어, 또는 이들 중 적어도 2개의 조합으로 구현될 수 있다. 임의의 특정 컨트롤러와 관련된 기능은 로컬(local)로든지 또는 원격으로든지 집중되거나 분산될 수 있음을 유의해야 한다. “~ 중 적어도 하나”의 어구가 항목들의 리스트와 함께 사용될 때는, 나열된 항목들 중 하나 이상의 상이한 조합들이 사용될 수도 있고, 리스트에서 하나의 항목만이 필요할 수도 있다. 예를 들어, “A, B, 및 C 중 적어도 하나”는 다음의 조합 중 어느 하나를 포함한다: ‘A’, ‘B’, ‘C’, ‘A와 B’, ‘A와 C’, ‘B와 C’, 및 ‘A, B, 및 C.’
- [0011] 또한, 후술하는 각종 기능들은, 컴퓨터로 관독 가능한 프로그램 코드로부터 형성되고, 컴퓨터로 관독 가능한 매체로 구현된, 하나 이상의 컴퓨터 프로그램에 의해 구현되거나 지원될 수 있다. “어플리케이션” 및 “프로그램”의 용어들은 하나 이상의 컴퓨터 프로그램들, 소프트웨어 컴포넌트들, 명령들, 프로시저들, 함수들, 객체들, 클래스들, 인스턴스들(instances), 관련 데이터, 또는 적합한 컴퓨터로 관독 가능한 프로그램 코드로 구현하도록 조정된 이들의 일부를 나타낸다. “컴퓨터로 관독 가능한 프로그램 코드”는 소스 코드, 객체 코드, 및 실행 가능한 코드의 임의의 유형의 컴퓨터 코드를 포함한다. “컴퓨터로 관독 가능한 매체”는 관독 전용 메모리(ROM), 랜덤 액세스 메모리(RAM), 하드 디스크 드라이브, 콤팩트 디스크(CD), 또는 임의의 다른 유형의 메모리와 같이 컴퓨터에 의해 액세스 될 수 있는 임의의 유형의 매체를 포함한다. “비 일시적인(non-transitory)” 컴퓨터로 관독 가능한 매체는 일시적으로 전기 또는 다른 신호들을 전송하는, 유선, 무선, 광학, 또는 다른 통신 링크들을 제외한다. 비 일시적인 컴퓨터로 관독 가능한 매체는, 예를 들어, 재기록 가능한 광학 디스크 또는 소거할 수 있는 메모리 디바이스와 같은, 데이터가 영구적으로 저장될 수 있는 미디어, 데이터가 저장되거나 나중에 덮어 쓰여질 수 있는 미디어를 포함한다.
- [0012] 특정 단어 및 어구들에 대한 정의들은 본 특허 문헌의 전반에 걸쳐 제공되며, 당업자들은, 대부분의 실시 예들에서는 아니지만, 많은 경우에, 이러한 정의들이 정의된 단어들과 어구들의 미래 사용뿐 아니라 이전의 사용에도 적용될 수 있음을 이해할 수 있어야 한다.
- [0013] 도 1에서 도 14, 및 후술할 다양한 실시예들은 본 특허 문헌에서 본 발명의 원리들을 설명하기 위한 예시적인 것들에 해당하며, 본 개시의 범위를 제한하는 방식으로 해석되어서는 안 된다. 당업자는 본 개시의 원리들이 임의로 적절하게 마련된 디바이스 또는 시스템에서 구현될 수 있음을 이해할 것이다.
- [0014] 스마트폰들과 이와 동반되는 웨어러블 디바이스들의 확산은 자가 모니터링(self-monitoring) 및 생리학적 파라미터들의 정량화를 더 접근 용이하고, 합리적인 가격으로 이용할 수 있게 하고 있다. 본원에서 논의된 바와 같이, 이러한 디바이스들은 피부에 광을 조사하는 데 발광 다이오드(LED)들을 이용하고, 포토 다이오드(photodiode)를 통해 광 흡수의 변화를 측정하는 광 용적 맥파(PPG) 센서들에 기초하여 비침습적(noninvasively)으로 개인의 심박수(heart rate)를 측정할 수 있다. 또한, PPG 센서들은 심박수 변화(heart rate variability, HRV)를 측정하기 위해 사용될 수 있으며, 산소포화도 레벨(SpO₂)을 산출할 수 있는 펄스 산소 측정법(pulse oximetry)을 제공할 수 있다. PPG 센서들에 기초한 개인의 순환 컨디션을 반영하는 파라미터들의 범위는 상당히 좁으며, 전술한 세가지 측정 항목 심박수(HR), 심박수 변화(HRV), 및 산소포화도(SpO₂)로 제한된다. 혈류 속도, 흐름, 심 박출량(cardiac output), 난류(turbulence), 혈관 벽의 장력(wall tension), 혈관 용량(vessel capacitance), 및 궁극적으로 혈압과 같은 개인의 혈액순환 컨디션을 반영하는 혈류역학 파라미터들은 개인의 심혈관 건강 또는 결핍에 대한 더 많은 식견들(insights)을 제공한다.
- [0015] 여기서 논의된 (스마트폰과 같은) 전자 디바이스들은 심박수(HR), 심박수 변화(HRV), 및 산소 포화도(SpO₂)에 더하여, 혈액의 속도, 혈액의 흐름, 및 혈압을 포함하는 심혈관 파라미터들을 측정할 수 있다. 스마트폰 뒷면의 카메라와 병치된 펄스 발광 다이오드들(pulsed LEDs)은 카메라에 의해 기록될 수 있는, 혈류의 변화를 포착하기

위해, (손이나 손가락과 같은) 해부학적 구조의 작은 시야(field of view) 위로 시준된 광선이 포커싱 되도록 하는데 사용될 수 있다. 필터링, 재구성(reconstruction), 및 상호 비교 기법들은, 시야(field of view, FOV) 내의 벡터 필드 맵(vector field map)을 나타내며 관심 영역의 혈액의 속도를 출력하기 위해 사용될 수 있는 벡토그램들(vectograms)을 제공할 수 있다. 또한, 동일한 전자 디바이스는 심박수 및 산소포화도의 PPG 이미지 맵을 제공하기 위해서, 동일한 FOV 내의 교류 진폭 및 맥박수를 산출하여 심박수 변화를 측정하는 데 사용될 수 있다. 그러면, 전체 파라미터들은 개인의 혈압 추정치들을 모으는 데에 사용될 수 있다.

[0016] 또한, 논의된 바와 같이, 전자 디바이스는 전자 디바이스 뒷면에, 고해상도(1080p, 초당 60 프레임) 카메라 옆에, 이미징, 및 심박수, 심박수 변화, 산소 포화도, 혈류 속도, 및 이와 같은 것들을 포함하는 다중 혈류역학 파라미터들을 측정을 위해, 임의의 해부학적 표면 영역에 포커싱될 수 있는 시준된 광을 제공할 수 있는 펄스 특성의 발광 다이오드들(LEDs)을 포함할 수 있다. 이러한 파라미터들은 별개의 심혈관 시스템 측정들에 대한 이해들을 제공할 수 있을 뿐만 아니라, 거주장스러운 커프 기반(cuff-based) 디바이스들 없이도 총체적으로 혈압을 추정하기 위해 사용될 수도 있다. 여기서 논의된 바와 같은 전자 디바이스를 사용하여, 해부학적 영역 내의 혈류의 벡토그램들 또는 벡터 오버레이(vector overlay)가 출력될 수 있을 뿐 아니라, 동일한 해부학적 영역에서의 심박수 변화 및 산소 포화도를 이미징한 것을 출력할 수도 있다.

[0017] 생체 조직과 광의 상호작용은 복잡하며, 산란, 흡수, 반사, 전달(transmission), 및 형광(fluorescence)과 같은 광학 프로세스들을 포함한다. 광 용적 맥파(PPG)는 조직의 미세혈관 층에서의 혈액량 변화를 검출하기 위해, 적외선 또는 근적외선 파장에서 동작하는 비침습적인 광학 측정 방법이다. PPG는 조직(피부)에 광을 조사하기 위한 광원의 형태로 몇몇의 광-전자(opto-electronic) 구성요소들과, 측정된 부피의 관류(perfusion) 변화로 인한 빛(광) 세기의 작은 변화들을 측정하기 위한 광 검출기(photodetector)를 필요로 한다. PPG 파형에서 볼 수 있듯이, 주변의 펄스는 각각의 심장 박동과 동기화 된다. PPG 파형의 박동 성분들은 ~1 Hz 주파수의 교류(AC) 성분으로 불리며, 조직들 및 평균 혈액량과 관련된 큰 유사(quasi) 직류(DC) 성분과 겹쳐진다(super-imposed). 직류 성분에 영향을 주는 요인들은 호흡, 혈관 운동, 및, 체온이다. 적절한 필터링과 증폭기술은 펄스 파형 분석을 위한 교류 및 직류 성분들의 추출을 위해 사용된다. PPG 센서들을 통해 기록된 펄스들은 더 많은 혈액량일수록, 더 큰 범위로 광원이 감쇠하는 점에서 관류와 선형적으로 관련된다.

[0018] PPG센서들의 광원을 포함하는 발광 다이오드(LED)는 좁은 대역폭(~50nm)을 가지며, 전자적 에너지를 빛 에너지로 전환한다. 발광 다이오드들의 장점은 소형화가 가능하고, 광범위한 온도 범위에서 긴 수명(105 시간)을 가지며, 안정성, 및 신뢰성이 있다는 것이다. 발광 다이오드들의 평균 세기(intensity)는 로컬 조직을 뜨겁게 하는 것이나 비 이온화 방사선의 위험을 방지할 수 있을 만큼 충분히 작다. 발광 다이오드들과 함께 사용되는 광 검출기들(photodetectors)은 비슷한 스펙트럼 특성들을 갖는 것들로 선택되며, 빛 에너지를 전류로 전환한다. 광 검출기들은 매우 작고, 저렴하고, 민감하며, 빠른 응답시간을 갖는다. PPG 센서들은 측정된 혈류량 신호의 변화를 유발할 수 있는 프로브와 조직간의 모션 아티팩트(motion artifacts)를 최소화하기 위해, 피부 가까이(against) 단단히 고정될 수 있다. 프로브와 조직 사이를 과도하게 타이트하게 결합하는 것은 혈액 순환을 방해하고, 펄스 과 응답을 약화시킬 수 있다. 발광 다이오드들과 박동 간(beat-to-beat)의 압력 거리를 이미징하기 위해 카메라를 결합한, PPG 시스템은 강건한 디바이스를 제공할 수 있다.

[0019] 입자 영상 유속계(PIV)는 유한한(finite) 시간 간격에 걸쳐 유체의 변위(displacement)를 측정하는 유체 역학 기반의 기술이다. 유체의 위치는 레이저 단면광(laser light sheet) (예를 들어, Nd:YAG)으로, 조사된 액체 또는 고체 입자들에 의해 분산된 광을 통해 영상화된다. 일부 PIV 어플리케이션의 경우, 이러한 입자들은 관심 흐름(flow of interest) 상에 자연적으로 존재하지 않기 때문에 로컬(local) 유속으로 이동하는 위치 추적 입자(tracer particles)를 뿌려줄 필요가 있다. 펄스 Nd:YAG 레이저 빔들(λ : 532 nm, 지속시간: 5-10 nanoseconds, 에너지: ~400 mJ/pulse)은 중첩되기 때문에 두 개의 레이저 단면들이 동일한 영역 또는 시야로 조사될 수 있다. 전하 결합 소자(CCD) 카메라 센서는 광전효과에 기초하여 광자들(photons)이 전하(electric charge)로 변환되는 디지털 이미지 기록을 위해 사용된다. 입자들에 의해 산란된 광은 CCD 카메라의 두 개의 분리된 프레임들에 기록된다. 고속 푸리에 변환(FFT) 알고리즘들에 기초한 상호 상관 함수(cross-correlation function)는 디지털 PIV 기록의 각각의 영역 또는 “미소 조사 구간(interrogation window)” 을 위한 두 개의 조명들(illuminations) 사이의 입자 이미지들의 로컬 변위 벡터를 측정하기 위해 사용된다. 두 개의 레이저 펄스들 사이의 시간 간격 및 카메라 교정(camera calibration)에 의한 이미지 배율에 기초하여, 광 시트(light sheet) 평면으로의 로컬 유속 벡터의 투영(projection)이 추론될 수 있다.

[0020] 산업용 유체 어플리케이션들에 사용되는 PIV 시스템들은, 각각의 연속적인 미소 조사 구간을 위한 매우 얇은 광 시트를 만들기 위해 충분한 전력과 높은 기하학적인 빔 품질을 제공하는 레이저 다이오드(diode) 모듈들을 포함

할 수 있다. 또한, 몇몇 카메라들은 다중 차원(multiple dimensions)에서 흐르는 액체의 벡터 필드 투영들(vector field projections)을 생성하기 위해 사용될 수 있을 뿐 아니라, 흐르는 매체의 단층(tomographic) PIV 스캐닝을 수행하기 위해서도 사용될 수 있다. 레이저 기반의 PIV 시스템들은 발광 다이오드들에 비교하여 더 많은 비용이 들 수 있고, 불안정한 펄스 간의 광 출력(예를 들어, 세기 및 공간 분포)을 가질 수 있으며, 시준되지 않은 광의 방출 및 반점 아티팩트(speckle artifacts)를 가질 수 있다. 평면의 부피 조사(illumination)를 위한 발광 다이오드들은 사운드 입자 영상 유속계 시스템들(sound PIV systems)을 대신하여 사용될 수 있다.

[0021] 도 1은 본 개시에 따른, 예시적인 통신 시스템(100)을 도시한다. 도 1에 도시된 통신 시스템(100)의 실시 예는 단지 설명을 위한 것이다. 본 발명의 범위를 벗어나지 않고, 통신 시스템(100)의 다른 실시 예가 사용될 수 있다.

[0022] 도 1에 도시된 바와 같이, 시스템 (100)은 시스템(100)의 다양한 구성 요소들 사이의 통신을 용이하게 하는 네트워크(102)를 포함한다. 예를 들어, 네트워크(102)는 인터넷 프로토콜 패킷들(IP packets), 프레임 중계 프레임들(frame relay frames), 비동기 전송 모드(Asynchronous transfer mode, ATM) 셀들, 또는 다른 네트워크 주소들 사이의 다른 정보를 전달할 수 있다. 네트워크(102)는 하나 이상의 로컬 영역 네트워크(LANs), 대도시 네트워크(Metropolitan area networks, MANs), 광역 네트워크(wide area networks, WANs), 예를 들어 인터넷과 같은 전체 또는 부분의 글로벌 네트워크, 또는 하나 이상의 위치에서의 임의의 다른 통신 시스템이나 시스템들을 포함할 수 있다.

[0023] 네트워크(102)는 적어도 하나의 서버(104)와 다양한 클라이언트 디바이스들(106, 108, 110, 112, 또는 114) 사이의 통신을 용이하게 한다. 각 서버(104)는 하나 이상의 클라이언트 디바이스들을 위해 컴퓨팅 서비스들을 제공할 수 있는 임의의 적절한 컴퓨팅 또는 프로세싱 디바이스를 포함한다. 각 서버(104)는, 예를 들어, 하나 이상의 프로세싱 디바이스들, 명령들과 데이터를 저장하는 하나 이상의 메모리들, 및 네트워크(102)를 통하여 통신을 용이하게 하는 하나 이상의 네트워크 인터페이스(network interface)를 포함한다.

[0024] 각 클라이언트 디바이스(106, 108, 110, 112, 또는 114)는 네트워크(102)를 통해 적어도 하나의 서버 또는 다른 컴퓨팅 디바이스(들)과 상호작용 할 수 있는 임의의 적절한 컴퓨팅 또는 프로세싱 디바이스를 나타낸다. 예를 들어, 클라이언트 디바이스(106, 108, 110, 112, 또는 114)는 데스크 탑 컴퓨터(106), 모바일 전화기 또는 스마트폰(108), 개인 휴대 정보 단말기(PDA)(110), 노트북(112), 및 태블릿 컴퓨터(114)를 포함할 수 있다. 그러나, 다른 또는 추가적인 클라이언트 디바이스들이 통신 시스템(100)에서 사용될 수 있다.

[0025] 본 실시 예에서, 몇몇의 클라이언트 디바이스들(106, 108, 110, 112, 또는 114)은 네트워크(102)와 간접적으로 통신한다. 예를 들어, 클라이언트 디바이스들(108 내지 110)은 무선 기지국들 또는 eNodeBs와 같은 하나 이상의 기지국들(116)을 통해서 통신한다. 또한, 클라이언트 디바이스들(112, 114)은 IEEE 802.11 무선 액세스 포인트들(wireless access points)과 같은 하나 이상의 무선 액세스 포인트들(118)을 통해서 통신한다. 본 도면은 각각의 클라이언트 디바이스가 임의의 적절한 중간 디바이스(들) 또는 네트워크(들)을 통해서, 직/간접적으로 네트워크(102)와 통신할 수 있다는 것을 설명하기 위한 것이다.

[0026] 본 실시 예에서, 몇몇의 클라이언트 디바이스들(106, 108, 110, 112, 또는 114)은 네트워크(102)와 간접적으로 통신한다. 예를 들어, 클라이언트 디바이스들(108 내지 110)은 무선 기지국들 또는 eNodeBs와 같은 하나 이상의 기지국들(116)을 통해서 통신한다. 또한, 클라이언트 디바이스들(112, 114)은 IEEE 802.11 무선 액세스 포인트들(wireless access points)과 같은 하나 이상의 무선 액세스 포인트들(118)을 통해서 통신한다. 본 도면은 각각의 클라이언트 디바이스가 임의의 적절한 중간 디바이스(들) 또는 네트워크(들)을 통해서, 직/간접적으로 네트워크(102)와 통신할 수 있다는 것을 설명하기 위한 것이다.

[0027] 비록 도 1은 통신 시스템(100)의 일 예를 도시하나, 도 1에 다양한 변경이 이루어질 수 있다. 예를 들어, 시스템(100)은 적절한 배열로, 임의의 수의 각 구성요소를 포함할 수 있다. 일반적으로, 컴퓨팅 및 통신 시스템들은 구성요소들의 매우 다양한 구성으로 제공되며, 도 1은 임의의 특정 구성으로 본 개시의 범위를 제한하지 않는다. 비록 도 1은 본 특허 문헌에 개시된 다양한 특징들이 사용될 수 있는 하나의 운영 환경을 도시하나, 이러한 특징들은 다른 임의의 적절한 시스템에서도 사용될 수 있다.

[0028] 도 2 및 도 3은 본 개시에 따른, 통신 시스템에 있는 예시적인 디바이스들을 도시한다. 특히, 도 2는 예시적인 서버(200)를 도시하며, 도 3은 예시적인 클라이언트 디바이스(300)를 도시한다. 서버(200)는 도 1에 도시된 서버(104)를 나타낼 수 있으며, 클라이언트 디바이스(300)은 도 1에 도시된 하나 이상의 클라이언트 디바이스들

(106, 108, 110, 112, 또는 114)을 나타낼 수 있다.

- [0029] 도 2에 도시된 바와 같이, 서버(200)은 적어도 하나의 프로세서(210), 적어도 하나의 저장 디바이스(storage device)(215), 적어도 하나의 통신부(220), 및 적어도 하나의 입/출력부(I/O) (225) 사이의 통신을 지원하는 버스 시스템(bus system) (205)을 포함한다.
- [0030] 프로세서(210)는 메모리(230)에 로드(load)될 수 있는 명령들을 실행한다. 프로세서(210)는 임의의 적절한 배열로, 적어도 하나의 프로세서들 또는 다른 디바이스들의 임의의 적절한 수(들) 및 유형(들)을 포함할 수 있다. 프로세서(210)의 예시적인 유형은 마이크로프로세서들(microprocessors), 마이크로 컨트롤러들(microcontrollers), 디지털 신호 프로세서들, 필드 프로그래머블 게이트 어레이들(field programmable gate arrays), 응용 주문형 집적 회로들(application specific integrated circuits), 및 이산 회로(discreet circuitry)를 포함한다.
- [0031] 메모리(230)와 영구 저장소(persistent storage)(235)는, 저장 및 정보(예를 들어, 데이터, 프로그램 코드, 및 /또는 일시적 또는 영구적 기반의 다른 적절한 정보)의 복구를 용이하게 할 수 있는 임의의 구조(들)을 나타내는, 저장 디바이스들(215)의 예시들이다. 메모리(230)는 랜덤 액세스 메모리(random access memory), 또는 다른 적절한 휘발성 또는 비휘발성 저장 디바이스(들)을 나타낼 수 있다. 영구 저장 장치(235)는 데이터의 장기 저장을 지원하는, 읽기 전용 메모리(ready only memory), 하드 드라이브, 플래시 메모리(Flash memory), 또는 광 디스크(optical disc)와 같은, 하나 이상의 구성요소들을 포함할 수 있다.
- [0032] 통신부(220)는 다른 시스템들 또는 디바이스들 간의 통신을 지원할 수 있다. 예를 들어, 통신부(220)는 네트워크 인터페이스 카드(network interface card) 또는 네트워크(102)를 통한 통신을 용이하게 하는 무선 송수신기를 포함할 수 있다. 통신부는 임의의 적절한 물리적 또는 무선 통신 연결(들)을 통해서 통신을 지원할 수 있다.
- [0033] 입/출력부(225)는 데이터의 입력 및 출력을 허용한다. 예를 들어, 입/출력부(225)는 키보드, 마우스, 키패드, 터치 스크린, 또는 다른 적절한 입력 디바이스를 통해서 사용자 입력에 대한 연결을 제공할 수 있다. 입/출력부(225)는 또한 디스플레이, 프린터, 또는 다른 적절한 출력 디바이스에게 출력을 보낼 수 있다.
- [0034] 도 2가 도 1의 서버(104)를 나타내는 것으로 설명되었으나, 동일하거나 유사한 구조가 하나 이상의 클라이언트 디바이스들(106 내지 114)에 사용될 수 있다. 예를 들어, 노트북 또는 데스크 탑 컴퓨터가 도 2에 도시된 바와 동일하거나 유사한 구조를 가질 수 있다.
- [0035] 이하에서 보다 상세히 설명할 바와 같이, 클라이언트 디바이스(300) 및 서버(200)는 다중 데이터 패킷(multipath data packet) 전송에 사용될 수 있다. 예를 들어, 클라이언트 디바이스(300)는 서버(200)에게 요청을 전송한다. 상기 요청은 다중 경로(multipath) 전송 세션에 특유하고, 다중 경로 전송 세션 동안에 서버(200)으로부터 하나 이상의 데이터 패킷을 수신하기 위해서 클라이언트 디바이스(300)의 두 개 이상의 네트워크 액세스 인터페이스들(network access interfaces)을 식별하는 식별자를 포함한다. 또한, 클라이언트 디바이스(300)는 다중 경로 전송 세션 동안에 클라이언트 디바이스(300)의 두 개 이상의 네트워크 액세스 인터페이스들 각각을 통해서 서버(200)로부터 하나 이상의 데이터 패킷을 수신할 수 있다.
- [0036] 도 3에 도시된 바와 같이, 클라이언트 디바이스(300)는 안테나(305), 무선 주파수(RF) 송수신기(310), 송신(TX) 프로세싱 회로(315), 마이크로폰(320), 및 수신(RX) 프로세싱 회로(325)를 포함한다. 또한, 클라이언트 디바이스(300)는 스피커(330), 프로세서(340), 입/출력(I/O) 인터페이스(IF)(345), 키패드(350), 디스플레이(355), 제1 발광 다이오드(LED1)(주어진 파장 길이, $\lambda 1$)(357), 제2 발광 다이오드(LED2)(주어진 파장 길이, $\lambda 2$)(358), 카메라(359), 및 메모리(360)를 포함한다. 메모리(360)는 오퍼레이팅 시스템(OS) 프로그램(361) 및 하나 이상의 어플리케이션(362)을 포함한다.
- [0037] RF 송수신기(310)는, 안테나(305)로부터 시스템의 다른 구성요소에 의해 전송된 수신(incoming) RF 신호를 수신한다. RF 송수신기는 중간 주파수(intermediate frequency) 또는 기저 대역신호(baseband signal)를 생성하기 위해 수신 RF 신호를 하향 변환(down-convert)한다. 중간 주파수 또는 기저 대역 신호는 기저대역 또는 중간 주파수 신호를 필터링, 디코딩(decoding), 및/또는 디지털화 처리하여 프로세싱된 기저대역 신호를 생성하는 RX 프로세싱 회로(325)에게 보내진다. RX 프로세싱 회로(325)는 프로세싱된 기저 대역 신호를 스피커(330)(예를 들어 음성 데이터)에게 전송하거나, 추가 처리를 위해 프로세서(340)(예를 들어 웹 브라우징 데이터)에게 전송한다.
- [0038] TX 프로세싱 회로(315)는 마이크로폰(320)으로부터 아날로그 또는 디지털 음성 데이터를 수신하거나, 프로세서(340)로부터 다른 송신(outgoing) 기저 대역 데이터(예를 들어, 웹 데이터, 이메일, 또는 쌍방향(interactive)

비디오 게임 데이터)를 수신한다. TX 프로세싱 회로(315)는 프로세싱된 기저 대역 또는 IF 신호를 생성하기 위해, 송신 기저 대역 데이터를 인코딩(encoding), 다중화(multiplex), 및/또는 디지털화 한다. RF 송수신기(310)는 TX 프로세싱 회로(315)로부터 프로세싱된 송신 기저 대역 또는 중간 주파수 신호를 수신하고, 기저 대역 또는 중간 주파수 신호를 안테나(305)를 통해서 전송되는 RF 신호로 상향 변환(up-convert)한다. 일 실시 예에서, 둘 이상의 네트워크 액세스 인터페이스들은 하나 이상의 입/출력 인터페이스(I/O IF)(345), 하나 이상의 RF 송수신기(310), 또는 이와 유사한 구성을 포함할 수 있다. I/O IF(345)는 이더넷(Ethernet) 연결을 위한 네트워크 인터페이스 카드 또는 셋 톱 박스(set top box)를 위한 케이블 인터페이스(cable interface)와 같은 유선 연결을 통해서 통신할 수 있다. RF 송수신기들(310)은 무선 액세스 포인트(예를 들어, 무선 액세스 포인트(118)), 기지국(base station)(예를 들어, 기지국(116)), 또는 이와 유사한 구성과 통신할 수 있다.

[0039] 프로세서(340)는 하나 이상의 프로세서 또는 다른 프로세싱 디바이스들을 포함할 수 있으며, 클라이언트 디바이스(300)의 전반적인 동작을 제어하기 위해 메모리(360)에 저장된 OS 프로그램(361)을 실행할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(340)는 잘 알려진 원리에 따라, RF 송수신기(310)에 의한 순방향(forward) 채널 신호들의 수신 및 역방향(reverse) 채널 신호들의 전송을 제어하고, RX 프로세싱 회로(325), 및 TX 프로세싱 회로(315)를 제어할 수 있다. 일부 실시 예에서, 프로세서(340)는 적어도 하나의 마이크로 프로세서 또는 마이크로 컨트롤러를 포함한다.

[0040] 또한, 프로세서(340)는 메모리(360)에 상주(resident)하는 다른 프로세스들 및 프로그램들을 실행할 수 있다. 프로세서(340)는 프로그램을 실행하는 과정에서 필요에 따라 데이터를 메모리(360)의 안으로 또는 밖으로 이동할 수 있다. 일부 실시 예에서, 프로세서(340)는 OS 프로그램(361)에 기초하여, 또는 외부 디바이스나 오퍼레이터로부터 수신된 신호에 대한 응답으로 어플리케이션들(362)을 실행하도록 구성된다. 또한, 프로세서(340)는 클라이언트 디바이스(300)에게 노트북 컴퓨터들(laptop computers), 휴대용 컴퓨터들(hand held computers)과 같은 다른 디바이스들과 연결할 수 있는 기능을 갖게 하는, 입/출력(I/O) 인터페이스(345)와 연결된다. 입/출력(I/O) 인터페이스(345)는 이러한 부품들(accessories)과 프로세서(340) 사이의 통신 경로가 된다.

[0041] 또한, 프로세서(340)는 키 패드(350) 및 디스플레이(355)와 연결된다. 클라이언트 디바이스(300)의 오퍼레이터는 클라이언트 디바이스(300)에게 데이터를 입력하기 위해 키 패드(350)을 이용할 수 있다. 디스플레이(355)는 액정 디스플레이거나, 텍스트 및/또는 웹 사이트들과 같은, 적어도 제한된 그래픽들을 렌더링 할 수 있는 다른 디스플레이일 수 있다.

[0042] 제1 발광 다이오드(주어진 파장 길이, λ_1) (357) 및 제2 발광 다이오드(주어진 파장 길이, λ_2) (358)는 생체의 대상 영역에 광을 방출한다. 카메라(359)는 제1 발광 다이오드(주어진 파장 길이, λ_1) (357) 및 제2 발광 다이오드(주어진 파장 길이, λ_2) (358)가 대상 영역에 광을 방출하는 동안, 대상 영역의 이미지를 캡처한다. 카메라(359)는 얇은 펄스 광선을 방출하는 발광 다이오드 센서들과 측방 산란(side-scatter) 구성으로 통합되는 고해상도 카메라일 수 있다. 클라이언트 디바이스(300)는 혈류 속도, 펄스 산소 측정법(pulse oximetry), 및 심박수 변화에 기초하여 혈압을 추정하기 위해서, 대상 영역의 미세혈관 혈류역학 이미지들을 생성하는 입자 영상 유속계(PIV) 및 광 용적 맥파(PPG) 이미징 시스템을 구현할 수 있다.

[0043] 메모리(360)는 프로세서(340)와 연결된다. 메모리(360)의 일부는 랜덤 액세스 메모리(RAM)를 포함할 수 있고, 메모리(360)의 다른 부분은 플래시 메모리(Flash memory) 또는 다른 읽기 전용 메모리(ROM)를 포함할 수 있다.

[0044] 도 2 및 도 3은 통신 시스템에 있는 예시적인 디바이스들을 도시했으나, 도 2 및 도 3에 다양한 변화가 만들어질 수 있다. 예를 들어, 도 2 및 도 3의 다양한 구성요소들은 특정 필요에 따라 결합 되거나, 더 세분화되거나, 또는 생략되거나, 추가적인 구성요소들이 부가될 수도 있다. 특정 예로서, 프로세서(340)는 하나 이상의 중앙 처리 장치(CPU) 및 하나 이상의 그래픽 처리 장치들(GPUs)로 나누어질 수 있다. 또한, 비록, 도 3은 모바일 전화기 또는 스마트폰과 같이 구성된 클라이언트 디바이스(300)를 도시하였으나, 클라이언트 디바이스들은 모바일 또는 고정된 디바이스들의 다른 유형들로 동작하도록 구성될 수 있다. 또한, 컴퓨팅 및 커뮤니케이션 네트워크들과, 클라이언트 디바이스들 및 서버들은 다양한 구성들이 될 수 있으며, 도 2 및 도 3이 임의의 특정 클라이언트 디바이스 또는 서버로 본 개시를 제한하지 않는다.

[0045] 전자 디바이스는 혈류 속도, 펄스 산소 측정법, 및 심박수 변화를 측정하기 위한, 신체 말단(extremities)의 좁은 심도((Depth of field, DOF); ~1-2mm) 영역 이미징을 위해서, 공통 구성요소들을 공유하는 결합된 초소형의 PIV 및 PPG 이미징 시스템을 구현할 수 있다. 도 4는 본 개시에 따른, 예시적인 사람의 표피 층 해부학 단면도를 도시한다. 도 4는 얇게 위치한 모세혈관들, 깊이 위치한 소동맥들, 및 더 깊이 위치한 대동맥들을 포함하는 혈관들의 위치를 도시한다. 이상적인 심도들(DOFs)은 모세혈관들과 손에 있는 손바닥 쪽 손가락 동맥들과 같은

작은 혈관들을 포함할 수 있다. 표 1은 사람의 손 및 손목에 있는 일반적인 동맥들에 대한 물리적 특성들을 제시한다.

표 1

손과 손목에 있는 동맥 혈관들의 물리적 특성들

| 동맥 | 평균 직경 (cm) | 반지름 (cm) | 단면적 (cm ²) | 길이 (cm) |
|-------------------|---------------|-------------|---------------------------|------------|
| 손바닥 쪽 손가락 동맥 | 길이 (cm) | 0.0425 | 0.006 | 10 |
| 요골 동맥 (Radial) | 0.254 | 0.127 | 0.051 | 18.1 |
| 척골 동맥 (Ulnar) | 0.212 | 0.106 | 0.035 | 18.5 |

[0046]

[0047]

표 1에 제시된 물리적인 파라미터들에 기초하고, 수학식 1에 주어진 푸아죄유-하겐 공식(Poiseuille-Hagen formula)을 사용하여, 평균적인 동맥 혈류 속도는 수학식 2에 기초하여 계산되고, 표 2에 제공된다.

수학식 1

$$Flow = \Delta_p \frac{\pi}{8} \cdot \frac{1}{\eta} \cdot \frac{r^4}{L}$$

[0048]

[0049]

여기서, Δp 는 압력 차 또는 평균 압력(파스칼, Pa), η 는 낮은 전단 속도(shear rate) 점도(viscosity) (푸아즈, P), r 은 반지름, 그리고 L 은 혈관의 길이이다.

수학식 2

$$V_{avg} = \frac{Flow}{A}$$

[0050]

[0051]

여기서, V_{avg} 는 평균 속도이며, A 는 단면적(cm²)이다.

표 2

손과 손목에 있는 동맥 혈류의 평균 속도

| 동맥 | 점도(P) | 압력 차 (mm Hg) | 압력 차 (Pa) | 흐름 (mL 또는 cc/s) | 평균 속도(cm/s) |
|-------------------|--------|-----------------|--------------|--------------------|----------------|
| 손바닥 쪽 손가락 동맥 | 0.0524 | 20 | 2666 | 0.0065 | 1.1477 |
| 요골 동맥 (Radial) | 0.0524 | 80 | 10664 | 1.1481 | 22.6482 |
| 척골 동맥 (Ulnar) | 0.0524 | 80 | 10664 | 0.5451 | 15.4363 |

[0053]

도 5(a) 및 도 5(b)는 본 개시에 따른, 결합된 입자 영상 유속계(PIV) 및 광 용적 맥파(PPG) 이미징 시스템을 포함하는 예시적인 전자 디바이스를 도시한다. 도 5(a)는 예시적인 전자 디바이스(500)의 정면도를 도시하고, 도 5(b)는 예시적인 전자 디바이스(500)의 배면도를 도시한다. 도 5(a) 및 도 5(b)에 도시된 바와 같이, 전자

디바이스(500)는 디스플레이(525) 상에 혈류, 심박수, 및 산소 포화도(SpO₂)와 같은 혈류역학 파라미터들의 오버레이를 포함하는 이미지들(515, 520)과 함께, 전자 디바이스(500)의 후면 케이스(510)에 통합된, PIV 및 PPG가 결합된 이미징 시스템들(505)을 포함한다. 도 5(b)는 이미징 카메라(540)과 함께 두 개의 발광 다이오드들(제1 발광 다이오드(530) 및 제2 발광 다이오드(535))을 도시한다. 전자 디바이스(500)는 또한, 전원 버튼(power button)(545)과 홈 버튼(home button)(550)을 포함할 수 있다.

[0054] 도 6은 본 개시에 따른, 예시적인 전자 디바이스(600)의 시스템 블록도의 일 예를 도시한다. 도 6에 도시된 바와 같이, 고해상도의 카메라(605)는, 복잡성 및 오버헤드 장비(후방 산란 및 전방 산란을 위한 디자인)를 최소화하고, 시스템을 최대한 두드러지지 않게 보이게 하기 위해, 측방 산란 구성으로 얇은 펄스 광선을 방출하는 발광 다이오드 센서들(610)과 통합된다. 두 번째로, 모든 이미지의 전처리 및 후처리들이 오프라인 상으로 수행되고, 데스크 탑 또는 노트북 컴퓨터를 필요로 했던 종래의 PIV 및 PPG 이미징 시스템들과 비교하여, 모든 이미지의 전처리 및 후처리 기능들이 중앙 처리 장치(CPU)(615)에서 이뤄진다. 전자 디바이스(600)는 또한, 드라이버(620), 컨트롤러(625), 이미지 프로세서(630), 및 디스플레이(635)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 전자 디바이스(600)는 스마트폰이나 태블릿일 수 있다.

[0055] 도 7은 본 개시에 따른, 예시적인 미세 PIV 시스템(700)을 도시한다. 미세 PIV 시스템(700)은 손바닥과 같은 해부학적 영역들에서의 혈류 벡터 필드 맵(vector field map)을 생성하기 위해 측방 산란(side-scatter) 구성을 포함한다. 측방 산란 구성은 예를 들어 스마트폰이나 휴대용 디바이스에서 미세 PIV 방법을 구현하기 위해 사용된다.

[0056] 시스템(700)은 제1 발광 다이오드(705)가 제2 발광 다이오드(710)에 비해 더 높은 전력 출력을 갖는, 적어도 2개의 서로 다른 고전력 발광 다이오드들(제1 발광 다이오드(705) 및 제2 발광 다이오드(710))을 포함한다. 발광 다이오드들(705 및 710)은 단위 영역 당 광 분포가 거의 일정한 표면 이미터들(surface emitters)이다. 발광 다이오드들(705 및 710)은 ~ 30A의 최대 전류로 펄스 모드에서 작동된다. 발광 다이오드들(705 및 710)은 매체(medium) 또는 샘플 영역(720)으로 광선들을 시준하는 렌즈(715)를 통해 광을 방출한다.

[0057] 도 8은 본 개시에 따른, 미세 PIV 시스템을 사용하여 구현되는 예시적인 방법을 도시한다.

[0058] 단계805에서, 동일한 매체(720)에 대한 두 개 이상의 이미지들(725)이 연속적으로 획득되고, 구별된 시간 간격(Δt)으로 분리된다. 일 실시 예에서, 동일한 매체(720)에 대한 하나의 이미지는 다른 이미지가 캡처되고, 소정 시간 이후에 캡처될 수 있다.

[0059] 단계 (810)에서, 이 이미지들(725)은 미소 조사 구간들(interrogation windows)(730)로 지칭되는 작은 영역들에 스플라이싱된다(spliced).

[0060] 단계 (815)에서, 두 연속적인 이미지들(725) 간의 상호 비교가 수행된다. 일 실시 예에서, 두 연속적인 이미지들(725) 간의 상호 상관 관계(cross correlation)가 각각의 작은 영역들에 대해 계산될 수 있다.

[0061] 단계 (820)에서, 두 연속적인 이미지들(725) 간의 상호 비교가 수행된 이미지(735) 상의 피크 식별(peak identification) 및 특성 표시(characterization)가 수행된다. 일 실시 예에서, 두 연속적인 이미지들(725) 각각의 작은 영역들에 대한 상호 상관 관계(cross correlation)가 계산된 이미지 상의 피크 식별 및 특성 표시가 수행될 수 있다. 단계 (820)에서, 피크 위치는 예를 들어, 제2 이미지가 제1 이미지(임의의 흐름이 발생하기 이전)처럼 보이게 하기 위해 이동해야 하는 거리와 같이, 두 개의 이미지들이 가장 유사해지기 위한 변위를 산출한다. 속도 벡터는 피크의 위치로서 정의된다. 이것은 두 연속하는 시간 간격들 사이의 이미지는, 콘텐츠에 있어서는 크게 변경되지 않지만 이동하거나 변형될 수 있다는 개념에 따른다.

[0062] 도 9는 본 개시에 따른, 미세 PIV 시스템(900)을 사용한 이미지 센싱의 예시적인 방법을 도시한다.

[0063] 단계 (905)에서, PIV 분석은 이미지 전처리(pre-processing), 이미지 평가(image evaluation), 후처리, 데이터 추정 및 출력으로 압축될 수 있다. 작업의 흐름은, 왼쪽의 이미지 입력으로부터 시작되며, 단계 (905)의 전처리, 단계 (910)의 평가, 단계 (915)의 후처리, 단계 (920)의 데이터 추정, 및 단계 (925)의 출력으로 오른쪽 방향으로 계속된다.

[0064] 전처리 작업의 핵심 기능은 이미지를 상호 비교하기 전에 데이터 측정 품질을 개선하기 위해서 이미지 강조(image enhancement)를 하는 것이다. 일 실시 예에서, 이미지들의 상호 상관 관계(cross-correlation)를 계산하기 전에 데이터 측정 품질을 개선하기 위해서 이미지 강조를 수행할 수 있다. 낮은 노출(low exposure)과 높은 노출(high exposure)이 있는 이미지 영역들을 독립적으로 최적화 하기 위해, 이미지 히스토그램의 가장 빈번

한 강도를 데이터의 전체 범위(8비트 이미지들에 있어서 0-255)로 흠뿌리는 방식으로 히스토그램 균등화(histogram equalization)가 수행된다. 고역 통과 필터(high-pass filter)는 이미지에서 입자 정보는 유지하고, 낮은 주파수 정보는 억제함으로써, 불균일한 조명(inhomogeneous lighting)으로 인한 영향을 처리하기 위해 적용된다. 전처리는 이미지들에서, 상호 비교 신호를 혼동할 수 있게 하는, 영역 안의 밝은 입자들의 존재로 인한 통계적인 바이어스들(biases)을 처리하기 위해, 이미지 경계화(image thresholding)를 수행한다. 이러한 이유로, 그레이스케일(grayscale) 강도의 상한 값이 선택되며, 임계 값을 초과하는 픽셀들은 상한 값으로 대체된다. 이미지 전처리 단계의 이러한 세가지 서브 프로세스들은 유효 벡터들의 검출 확률을 높인다.

[0065] 다음 작업은 상호 상관 알고리즘(cross-correlation algorithm)에서 가장 중요한 부분인 이미지 평가를 포함한다. 작은 서브 이미지들 또는 이미지 쌍의 미소 조사 영역들은 이 영역들에서의 가장 존재할 법한 입자의 변위를 획득하기 위해 상호 비교된다. 일 실시 예에서, 작은 서브 이미지들 또는 이미지 쌍의 미소 조사 영역들은 이 영역들에서 가장 존재할 법한 입자의 변위를 획득하기 위해 상호 상관(cross-correlation) 될 수 있다. 상관 행렬(correlation matrix)은 고속 푸리에 변환(FFT)을 이용하여 계산된 이산 푸리에 변환(DFT)에 의해, 주파수 도메인에서 계산될 수 있다. 미소 조사 격자(grid)는, 높은 동적 속도 범위와 신호 대 잡음 비(signal-to-noise ratio)와 함께, 최종 벡터 맵에서 높은 공간 해상도를 제공하는 각 단계(pass)로 개선(refine)될 수 있다.

[0066] 첫 번째 단계는 미소 조사 영역 중심의 변위 정보를 제공한다. 영역들이 서로 50% 정도 겹쳐질 때, 각 미소 조사 영역의 경계 및 모서리에 추가적인 변위 정보가 존재한다. 이중 선형 보간(bilinear interpolation)은 미소 조사 영역들의 모든 픽셀에서 변위 정보 계산을 가능하게 한다. 다음 미소 조사 영역은 이 변위 정보에 따라 변형된다.

[0067] 그 다음의 미소 조사 단계들은 원본의 미소 조사 영역과 새롭게 변형된 영역을 상호 비교한다. 일 실시 예에서, 미소 조사 단계들은 원본의 미소 조사 영역과 새롭게 변형된 영역을 상호 상관할 수 있다. 단계들 사이에, 속도 정보는 평탄화되고, 입증된다. 피크를 찾기 위해서, 두 개의 미소 조사 영역들의 정수(integer) 변위는 상관 행렬의 강도 피크의 위치로부터 직접적으로 결정될 수 있다. 프로세스는 가우스 함수(Gaussian function)를 정수 강도 분포(integer intensity distribution)에 피팅(fitting)하는 것을 포함한다. 피팅된 함수의 피크는 서브 픽셀(sub-pixel) 정확도로 입자 변위의 결정을 가능하게 한다.

[0068] 다음 작업은, 이상치들(outliers)을 속도 임계 값들에 기초하여 필터링하는 후처리를 포함한다. 이러한 임계 값들은 임의로 설정될 수 있거나, 속도 변동들(velocity fluctuations)이 중심 벡터의 3x3 주변에서 더 고전적인 중앙값 검증법(median test)을 위한 정규화로 사용되는 이러한 변동들에 의해 평가되는, 로컬 중앙 필터 구현(local median filter)에 기초할 수도 있다. 이 단계 후, 예를 들어 3x3 주변 보간 법에 의해, 손실된 벡터들은 보간된 데이터(interpolated data)로 대체될 수 있다. 측정 노이즈의 감소를 수행하기 위해, 데이터 평탄화가 중앙 필터링을 통해서 적용될 수 있다. 최종 출력은 경로들 또는 영역들로부터의 벡토그램(vectograms), 또는 복잡한 흐름 패턴들이나 소용돌이도(vorticity) 및 발산(divergence)과 같은 도함수들(derivatives)을 묘사하는 정량화된 이미지들을 나타내는, 벡터 필드 맵들과 같은 형태를 취할 수 있다.

[0069] 미세 PIV 시스템 파라미터들이 표 3에 주어진다. 미소 조사 구간의 크기는 입자 이미지들의 밀도에 의존한다. 일 실시 예에 따른, 한 쌍의 두 단일 노출 촬영의 상호 상관 관계(cross-correlation)에서, X_i 는 첫 번째 노출에서의 위치 벡터로 간주될 수 있으며, x_i 는 첫 번째 노출에서의 입자 i (예를 들어, 적혈구)의 이미지 위치 벡터로 간주될 수 있다. 이들은 수학식 3으로 서로 관련된다:

수학식 3

$$X_i = \frac{x_i}{M}$$

[0070]

[0071] 여기서, M 은 배열 요소이다. 첫 번째 노출의 이미지 강도 필드(image intensity field)는 수학식 4로 표현될 수 있다.

수학식 4

$$I(x) = \sum_{i=1}^N V_0(X_i) \tau(x - x_i)$$

[0072]

$$V_0(X_i)$$

[0073]

여기서, $V_0(X_i)$ 는 미소 조사 볼륨과 미소 조사 볼륨의 전기적 신호로의 변환 안에 있는 개개의 입자 I 이미지의 광 에너지를 산출하는 전달 함수이며, $\tau(x)$ 는 평면의 양 방향 가우스인 것으로 가정되는 이미징 렌즈의 점상 강도 분포 함수(point spread function)이다.

[0074]

두 미세 조사 구간들 사이에, 모든 입자들이 동일한 변위 벡터 ΔX 로 이동한다는 것을 가정하는 경우, 두 번째 노출의 이미지 강도 필드는 수학식 5와 같이 표현될 수 있다.

수학식 5

$$I'(x) = \sum_{j=1}^N V'_0(X_j + \Delta X) \tau(x - x_j - \delta x)$$

[0075]

$$\delta x$$

[0076]

여기서, δx 는 수학식 6에 의해 근사화 될 수 있는 입자의 이미지 변위이다.

수학식 6

$$\Delta X = \frac{\delta x}{M}$$

[0077]

[0078]

일 실시 예에서, 두 미소 조사 구간들의 상호 상관 관계는 수학식 7과 같이 정의될 수 있다.

수학식 7

$$R(s) = \langle I(x) \rangle I(x + s)$$

[0079]

[0080]

여기서 s 는 상관 관계 평면(correlation plane)에서의 분리 벡터(separation vector)이고, $\langle \rangle$ 는 미소 조사 구간에 대한 공간 평균 연산자(spatial averaging operator) 이다. R 은 다음과 같이 3가지 구성 요소로 분해될 수 있다:

수학식 8

$$R(s) = R_c(s) + R_F(s) + R_D(s)$$

[0081]

[0082]

여기서, R_c 는 평균 이미지 강도들의 상관 관계(correlation)이고, R_F 는 (변동에 의한) 잡음 성분이며, 모두 $i \neq j$ 조건에 의한다. 변위 상호 상관 관계 피크(displacement cross-correlation peak)인 R_D 는 두 번째 노출($i = j$ 조건)에 나타난 동일한 입자들의 이미지와 첫 번째 노출의 입자들 이미지들의 상관 관계(correlation)에 대응하는 상호 상관 함수(cross-correlation function)의 구성요소를 나타낸다. $s = \delta x$ 일 때, 피크는 최대치에 도달한다. 이 최대 위치를 결정하는 것으로 δx 값을 산출하며, 이에 따라, ΔX 도 산출한다. 이 위치는

일반적으로, 상호 상관 관계들을 위한 FFT 알고리즘들에 기초한, 미소 조사 구간에 대한 체계적인 탐색을 통해 획득된다.

표 3

미세 PIV 시스템 파라미터들의 리스트

| 흐름 | 펄스 고전력 발광 다이오드 | 카메라 | 이미지 특성 |
|------------------------|---|--|---|
| 메쉬 크기(Mesh size), 10mm | 펄스 폭, 150 μs 최대 펄스 전류, 30A 펄스 에너지, 2.0-5.0mJ 펄스 세퍼레이션(pulse separation), 5ms | 해상도, 5312 x2988 pixels 비디오, 1080p@60fps 2.0 Megapixels(1920x1080) 획득 속도, 1Hz | 렌즈 초점 거리, 28mm 시야각, 30° ±45° 조리개, 12 회절 한계, 4 μm 이미지 배율, 15x 입자 이미지 직경, 8 μm 시야, 25x25mm ² 최대 입자 변위, 20pixels |

[0083]

[0084]

미세 PIV 시스템으로부터 획득한 혈류 속도는 혈압 펄스의 전파 속도로 정의되는 펄스 웨이브 속도(pulse wave velocity, PWV)를 추정하는데 사용될 수 있다. 동맥의 강성(arterial stiffness)에 비례하는 PWV는, 일반적으로 심전도 R파(R-wave)와 혈압계 커프(blood pressure cuff) 의 조합 또는 발광 다이오드와 광 검출기 형태인 PPG 센서에 의해 결정된다. 그러나, 워터 해머 방정식(Water Hammer equation) 또한, PWV의 대체적인 표현을 산출할 수 있다. 이 방정식은 펄스 반사가 없을 때의 압력 비율(Δp)과 선형 속도(v)를 통해서 PWV와 관련된다.

수학식 9

$$PWV = \frac{\Delta p}{v_p}$$

[0085]

[0086]

여기서 ρ는 혈액의 밀도이다. PWV의 전통적인 형태는 수학식 10의 모엔스-코르테베흐 방정식(Moens-Kortewegg equation)에 기초하여 주어진다.

수학식 10

$$PWV = \sqrt{\frac{g \cdot t \cdot E}{\rho \cdot d}}$$

[0087]

[0088]

여기서, E는 압력 0에서의 탄성 계수로 여겨질 수 있는 혈관 벽의 탄성이고, t는 동맥의 두께, d는 동맥의 직경, g는 중력 상수이다. 펄스 웨이브가 두 동맥 위치 사이를 이동하는데 걸리는 시간을 의미하는 펄스 전송 시간(pulse transit time, PPT)은 PWV와 수학식 11의 형태로 관련된다.

수학식 11

$$PWV = \frac{K}{PPT}$$

[0089]

[0090]

여기서 K는 펄스가 두 동맥 위치 사이에서 이동해야 하는 거리를 나타내는 비례 계수이다. PWV를 특징짓기 위한 또 다른 실시 예는, 미세 PIV를 이용하는 것 없이, 두 개의 PPG 센서들(발광 다이오드들 및 관련된 포토다이오

드들)을 이용하는 것에 기초할 수 있다. 이러한 측정이 효과적이기 위해서, 두 센서들 모두 손가락 동맥과 같은 피상 동맥(superficial artery)에 평행하게 접할 필요가 있다. 두 센서들 사이의 펄스 전송 거리인 K는 두 포토다이오드들의 업 스트림 에지(up-stream edges) 사이의 거리로 측정될 수 있다. 현재 하드웨어 구성의 경우, K는, K에 반비례하는 샘플링 레이트와 함께, 5-10cm 사이에서 변할 것이다. 그 다음, 수학적 식 11에 의해 주어진, 압력 펄스의 PPT는 말단(원위) 센서(예를 들어, 신체의 말단부에 가까운 센서)에서 관측되는 펄스 웨이브의 시작 시간과 중심부(근위) 센서(예를 들어, 손목에 가까운 센서)에서 관측되는 펄스 웨이브의 시작 시간 사이의 시간 차이로서 측정된다. 종점 혈압(Pe)은 수학적 식 12에 의해 PPT와 직접적으로 관련될 수 있다.

수학적 식 12

$$P_e = P_b - \frac{2}{\gamma PPT_b} \Delta PPT$$

- [0091]
- [0092] 여기서, P_b 는 베이스 혈압 레벨(base blood pressure level)이고, PPT_b는 베이스 혈압 레벨(P_b)에 대응되는 PPT 값이며, ΔPPT는 PPT의 변화량이다.
- [0093] 결합된 PPG 이미징 시스템은 (도 7에 도시된 바와 같이) 동일한 전자 디바이스를 마이크로PIV 시스템으로 활용하는데 사용될 수 있다. 도 10은 본 개시에 따른, 예시적인 PPG 이미징 시스템(1000)을 도시한다. 펄스 발광 다이오드들(1005)은 (손바닥과 같이) 원하는 해부학적 영역(1015)을 조사하는 시준된 얇은 광선을 생성하기 위해서, 렌즈(1010)과 함께 사용된다. 그 다음, 높은 프레임 레이트의 카메라(1020)는 샘플링 깊이(~1mm)로, 작은 시야(25x25mm²)에 걸친 해부학적 영역 (1015)으로부터 특정 거리(~10cm)에 있는 피상 혈관들(superficial blood vessels)에서의 혈류의 부피 변화를 캡처한다. 이는 심장의 박동과 박동으로부터 맥박들 강도를 측정할 수 있게 하는, 전송되거나 반사된 빛의 변화를 기록하게 한다. 또한, 논의된 바와 같이, 서브-영역의 분석들을 포괄하는 이미지 프로세싱 작업들은, 픽셀 단위로 PPG 신호 진폭의 변화들의 추정을 허용한다. 더욱이, 산소 포화도는 혈액에 의해 흡수된 발광 다이오드의 11 및 12 광들의 비를 계산하는 것에 기초하여 픽셀 단위로 계산 될 수 있다.
- [0094] 도 11은 본 개시에 따른, 픽셀 단위로 PPG 신호의 교류(AC) 진폭을 디스플레이 하기 위한 최종 PPG 이미징 컬러 맵(color map)을 계산하는 예시적인 방법(1100)을 도시한다.
- [0095] 단계 (1105)에서, 카메라로 기록된 데이터는 필터링 및 전처리 된다.
- [0096] 단계 (1110)에서, 관심 해부학적 부위 상의 관심 영역(ROI)이 선택되고, 픽셀 어레이(array of pixels)로 세분화 된다.
- [0097] 단계 (1115)에서, ROI에 객체 인식, 분할, 및 블러링을 포괄하는 공간 분석이 수행된다.
- [0098] 단계 (1120)에서는, 혈압 필터링 및 박동 간 요소들을 식별하기 위한 심장박동 인식을 포함하는 시간적 분석이 수행된다.
- [0099] 단계 (1125)에서는, 가장 가까운 근접 특성들에 기초하여, 연속적인 세부 영역들(sub-regions)의 식별 (identification)이 수행된다.
- [0100] 단계 (1130)에서는, 모든 심장 박동에서의 AC 진폭 및 펄스 레이트 계산이 수행된다.
- [0101] 단계 (1135)에서, 최종 출력은 ROI의 각각의 픽셀에서의 PPG 신호의 진폭을 산출하는 컬러 맵으로 구성된다.
- [0102] 도 12는 본 개시에 따른, 전자 디바이스를 사용하여 PIV 및 PPG 이미징 시스템들을 조합했을 때의 이미지 센서들의 동작을 설명하기 위한 예시적인 방법(1200)을 도시한다.
- [0103] 단계 (1202)에서, 사용자 입력이 전자 디바이스에 제공된다.
- [0104] 단계 (1204)에서, 혈류역학 세트(hemodynamic suit)가 전자 디바이스 어플리케이션 상에 열린다.
- [0105] 단계 (1206)에서, 어플리케이션은 사용자가 혈류 측정을 원하는 지 아닌지에 대해 묻는 요청을 출력한다.
- [0106] 단계 (1210)에서, 만일 혈류 측정을 요청하지 않는 입력이 제공되면, 사용자가 심박수 및 혈액 산소 농도 측정

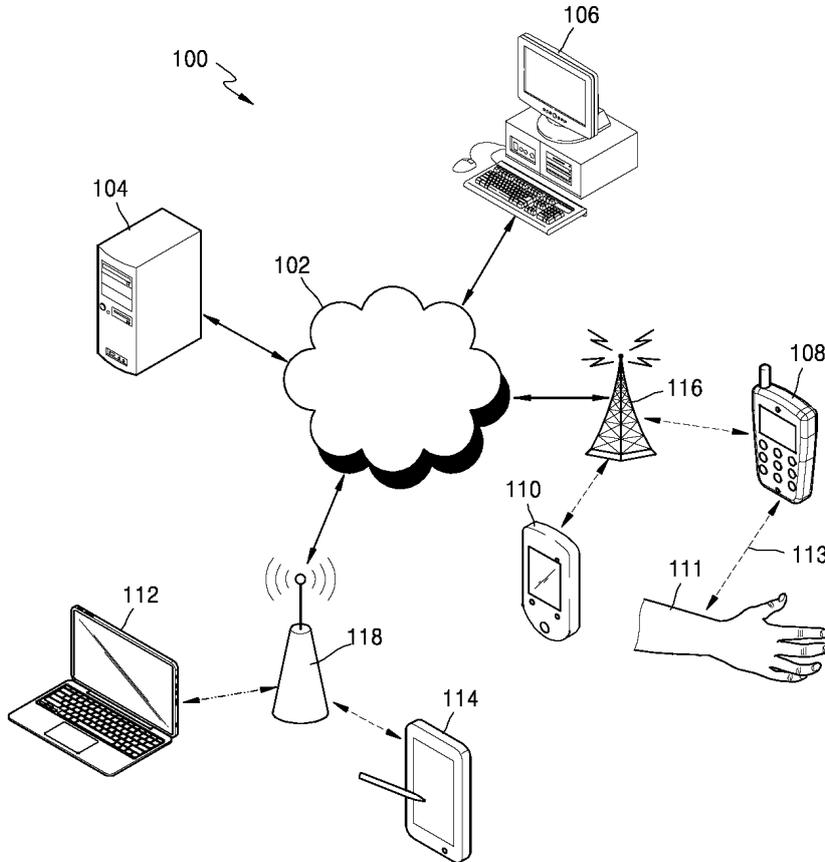
을 원하는지 아닌 지에 대해 묻는 출력이 제공된다.

- [0107] 단계 (1212)에서, 만일 심박수 및 혈액 산소 농도 측정을 요청하지 않는 입력이 제공되면, 혈류 역학 측정들은 종료된다.
- [0108] 단계 (1208)에서, 혈류 측정 또는 심박수 및 혈액 산소 농도 측정을 요청하는 입력이 제공되는 경우, 전자 디바이스는 사용자에게 신체 대상 영역으로부터 45도 각도로 4인치 떨어지게 전자 디바이스를 잡을 것을 지시하는 출력을 생성한다.
- [0109] 단계 (1214)에서, 전자 디바이스의 발광 다이오드의 전원이 켜진다.
- [0110] 단계 (1218)에서, 만일 심박수 및 혈액 산소 농도가 측정되면, 전자 디바이스는 (예를 들어 25mm²의) 좁은 시야에 펄스 광이 시준 되도록 하는 지시를 출력한다.
- [0111] 단계 (1232)에서, 이미지가 획득된다.
- [0112] 단계 (1234)에서, 관심 영역이 선택되고, 예를 들어 16x16 픽셀의 세부 영역들로 나뉘어진다.
- [0113] 단계 (1236)에서, 전자 디바이스에 의해, 공간적 분석 및 시간적 분석이 수행된다.
- [0114] 단계 (1238)에서, 전자 디바이스는 AC 진폭, 펄스 레이트, 및 산소 포화도 또는 농도를 계산한다.
- [0115] 단계 (1240)에서, 전자 디바이스는 AC 진폭의 PPG 이미지 맵을 출력하고, 펄스 산소 측정법(pulse oximetry quantitative) 정량적 측정들은 심박수 및 산소 농도 또는 포화도를 포함한다.
- [0116] 단계 (1242)에서, 혈류가 측정되고 있는 경우, 전자 디바이스는 시준된 광선들이 좁은 시야(예를 들어 22mm²)에 포커스 되도록 하는 지시를 제공한다.
- [0117] 단계 (1222)에서, 전자 디바이스는 이미지들을 획득한다.
- [0118] 단계 (1224)에서, 전자 디바이스는 전처리, 평가, 및 후처리를 수행한다.
- [0119] 단계 (1226)에서, 전자 디바이스는 데이터 탐색을 수행한다.
- [0120] 단계 (1228)에서, 전자 디바이스는 벡토그램들(vectograms)을 출력하고, 혈류 정량적 측정들은 혈류 속도 및 혈압을 포함한다.
- [0121] 단계 (1230)에서, 전자 디바이스는 또 다른 혈류역학 파라미터 측정을 진행할 수 있다.
- [0122] 이 양상들은 현존하는 헬스 어플리케이션 세트들에 통합될 수 있으며, 다양한 생리학적 파라미터들을 모니터링할 수 있는 센서 앙상블(sensor of ensemble)의 일부분으로서 활용될 수 있다. 이 결합된 설정(setup)에서의 각 양상을 위한 이미지 획득 및 프로세싱 요소들은, PIV에 대한 도 7, 8, 9에 도시된 작업 흐름 및 PPG 이미징에 대한 도 10, 11에 도시된 작업 흐름을 활용할 수 있다.
- [0123] 도 13(a), 13(b), 및 13(c)는 본 개시에 따른, 전자 디바이스 상의 사용자 인터페이스를 묘사하는 예시적인 시각화(visualization)에 대해 도시한다. 도 13(a)는 (예를 들어, 미세 PIV에 의해) 혈류, (예를 들어, PPG 이미징에 의해) 심박수 및 산소 포화도 측정을 위한, 그리고 궁극적으로는 혈압을 계산하기 위한 사용자 인터페이스를 도시한다. 도 13(b)는 센서들을 위치시키기 위해, 주어진 지시들을 나타내는 예시적인 패널을 도시한다. 도 13(c)는 심박수 측정이 수행되고 있는 표시를 나타내는 예시적인 패널을 도시한다.
- [0124] 모바일 디바이스에서의 이러한 두 시스템들, PIV 및 PPG 이미징의 조합은 혈액 관류 상태(blood perfusion status), 혈류 속도, (속도, 펄스 웨이브 속도, 및 펄스 전달 시간으로부터 추정된) 혈압, 심박수, 산소 포화도 등과 같은 몇몇의 혈류역학 파라미터들을 제공할 수 있으며, 이제 이 디바이스는 건강한 개인, 심장 마비, 울혈성 심부전(congestive heart failure), 관상 동맥 질환과 같은 심혈관 질환으로 고통 받는 개인들, 및/또는 심장 박동기(peacemaker)를 단 개인들이나 심장 수술 이후에 퇴원하고, 모니터링이 필요한 개인들에게 커프(cuff)가 없는 혈압 측정 모니터링 시스템으로서 이용될 수 있다. 자가 모니터링과 생체 정보 정량화에 관심이 있는 건강한 개인들은 자신들의 건강을 기록하거나 그들의 의료 공급자들과 공유하기 위한 목적으로, 종적으로(longitudinal) 혈류역학 파라미터들을 기록할 수 있다. 또한, 이 디바이스는 의료 전문가들에게, 외래 환자 진료소(clinic)나 병원에서 퇴원한 이후 몇 일 또는 몇 주간 모니터링이 필요한 응급 환자들의 중요한 혈류역학 파라미터들을 원격으로 모니터링 할 수 있는 방안이 될 수 있다.

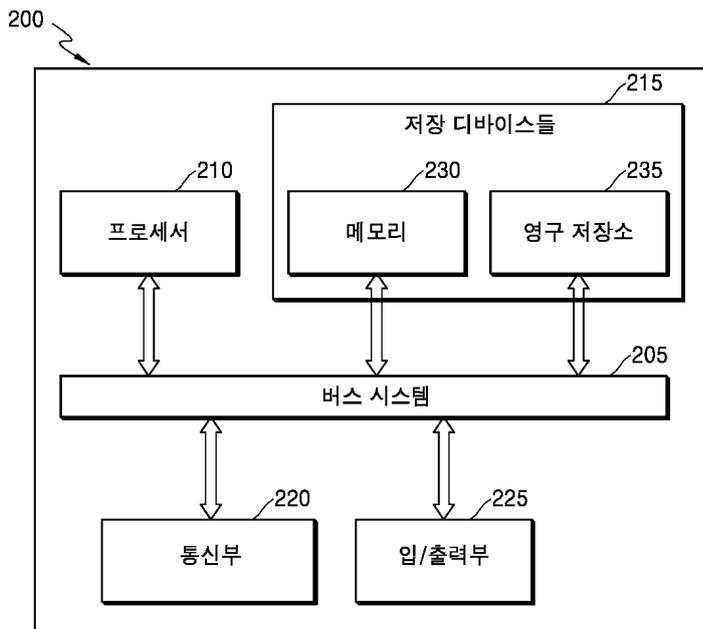
- [0125] 더욱이, 개시된 전자 디바이스는 이따금씩 건강한 개인들에게 영향을 주는 스트레스, 피로, 및 불면증과 밀접하게 관련된 HRV 상태를 모니터링 할 필요가 있는 개인들에게 계속적으로 HRV 모니터로서의 역할을 수행할 수 있다. 또한, 전자 디바이스는 PIV 및 PPG 시스템들에 의해 생성된 풍부한 혈류역학 파라미터들 덕분에, 뇌를 이동하면서 심장 마비나 심장 발작을 일으킬 수 있는 혈전이 형성되는 것을 면밀히 모니터링 해야 하는 개인들에게 혈액 순환 모니터로서의 역할을 할 수 있다. 여기서 혈류 속도, 혈압, 혈관벽 장력 및 용량과 같은 파라미터들은 이러한 환자 집단의 성공적인 모니터링 요소가 될 것이다. 마지막으로, PIV와 PPG를 결합한 시스템들은 추운 온도 또는 감정적인 스트레스로 인해 손, 손가락, 발가락 및 다른 영역들에 지나치게 약한 혈류로 고통 받는 레이노 증후군(Raynaud's syndrome)과 같은 질환을 모니터링 하는 잠재적인 기능을 수행할 수도 있다. 여기서, 혈류 속도, 혈압, PPG 이미징 맵들 및 산소 포화도 맵들과 같은 파라미터들은, 사용자들에게 시각적이고 정량적인 피드백을 제공할 수 있으며, 사용자들의 건강 관리 서비스 공급자들에게 이러한 정보를 전달하게 할 수 있다.
- [0126] 도 14는 본 개시에 따른 미세혈관(microvascular) 혈류역학 파라미터들을 측정하기 위한 예시적인 방법 (1400)을 도시한다.
- [0127] 단계 1405에서, 디바이스는 한 쌍의 발광 다이오드들(LEDs)이 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 사용하여, 대상영역의 제1 이미지를 캡처한다. 상기 카메라는 고해상도 카메라일 수 있다.
- [0128] 단계 1410에서, 디바이스는 발광 다이오드들이 대상영역에 광을 방출하는 동안, 카메라를 사용하여 대상영역의 제2 이미지를 캡처한다. 제2 이미지는 제1 이미지가 캡처 되고, 소정 시간 이후에 캡처된다.
- [0129] 단계 1415에서, 디바이스는 캡처된 제1 이미지 및 캡처된 제2 이미지 사이의 차이(difference)에 기초하여 하나 이상의 혈류역학 파라미터를 결정한다.
- [0130] 단계 1420에서, 디바이스는 디스플레이 장치로, 디스플레이된 대상영역의 이미지 위에 하나 이상의 혈류역학 파라미터를 디스플레이한다.
- [0131] 단계 1425에서, 디바이스는 하나 이상의 혈류역학 파라미터에 기초하여 혈압을 추정한다.
- [0132] 본 개시는 예시적인 실시 예에 의해 기술되었지만, 다양한 변경들 및 수정들이 당업자에게 제안될 수 있다. 본 개시가 이러한 다양한 변경들과 수정들을 첨부된 청구항들의 범위 내에 있는 것으로서 포함하는 것이 의도된다.

도면

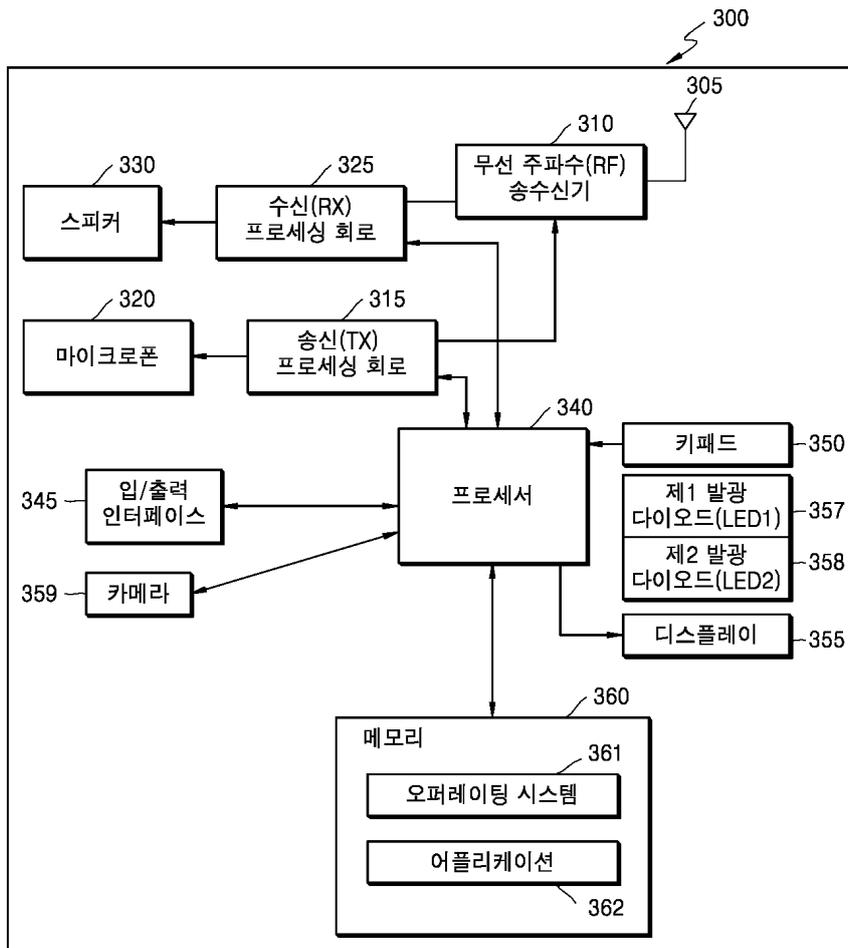
도면1



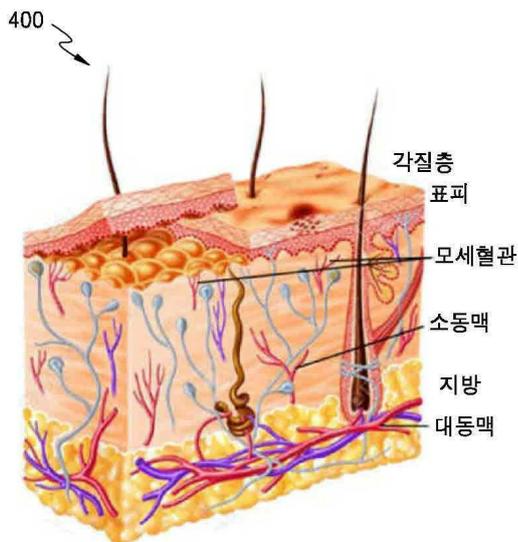
도면2



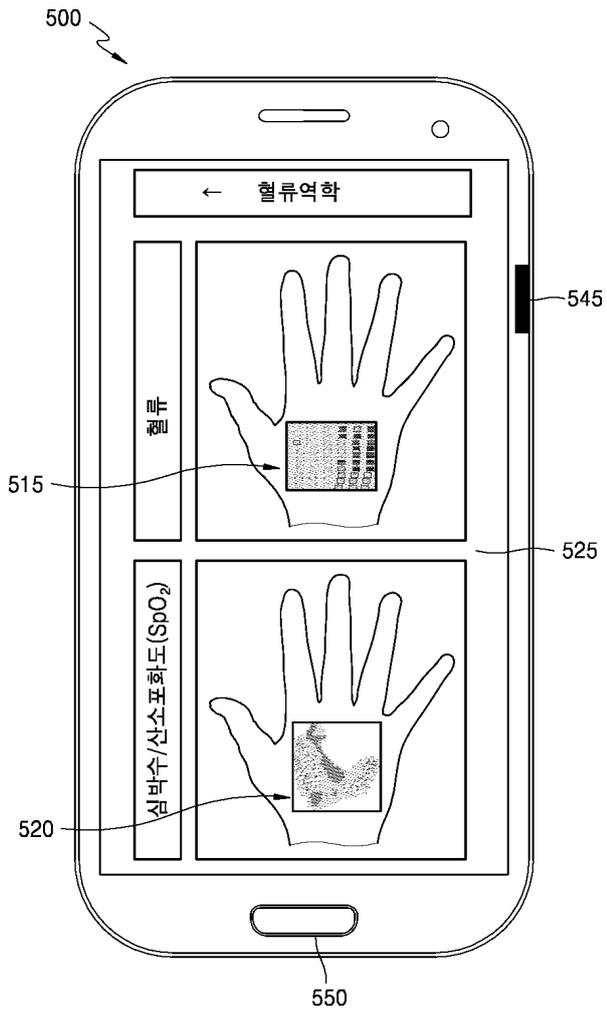
도면3



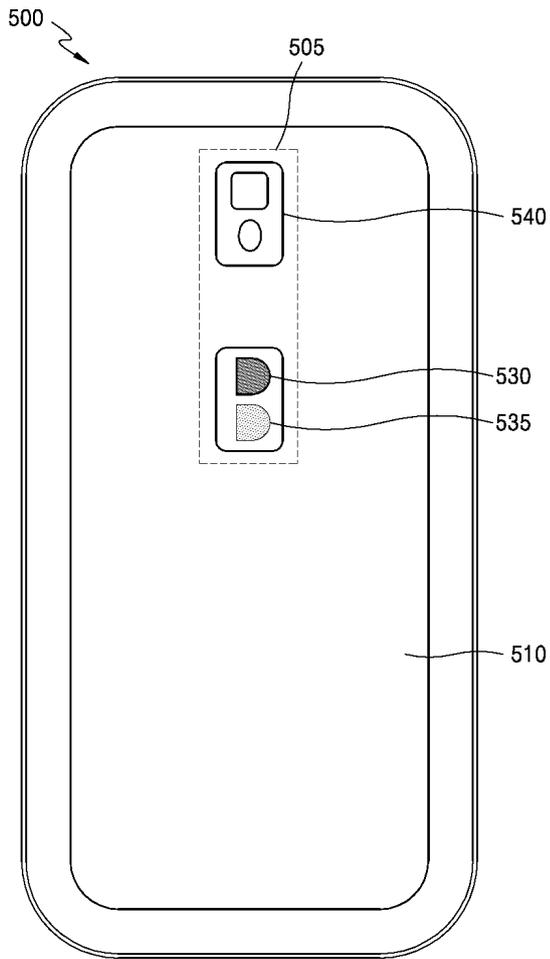
도면4



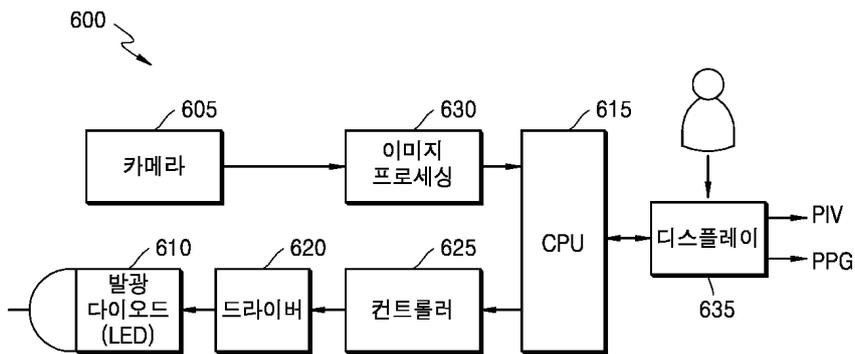
도면5a



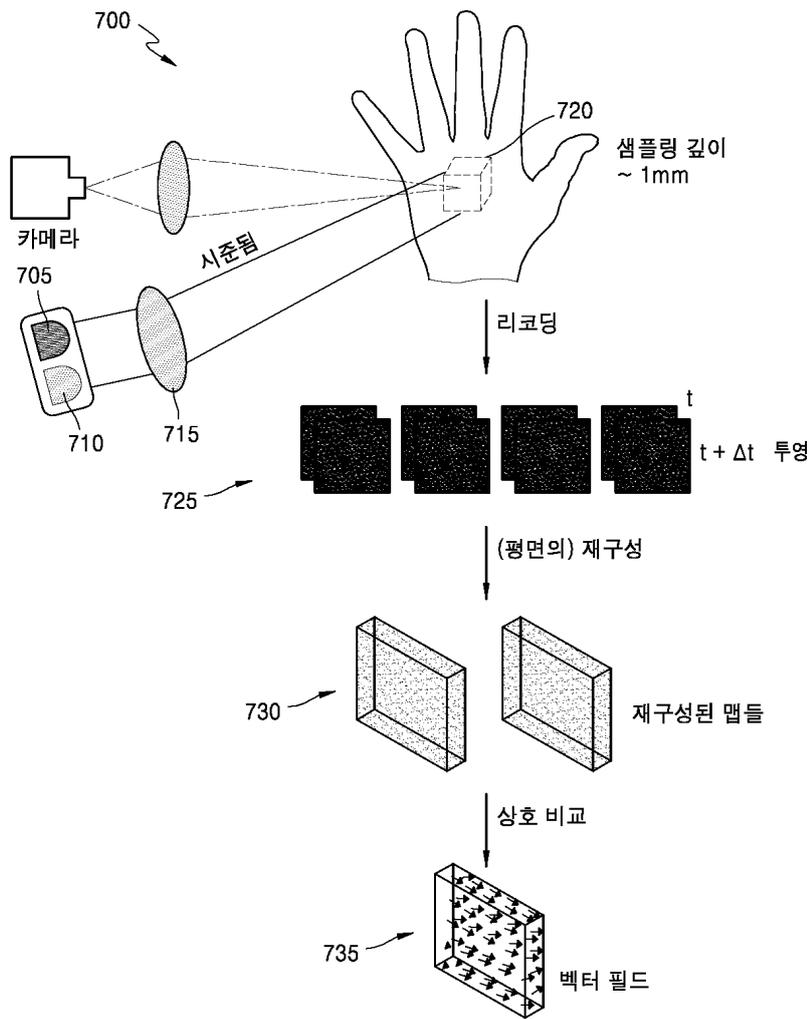
도면5b



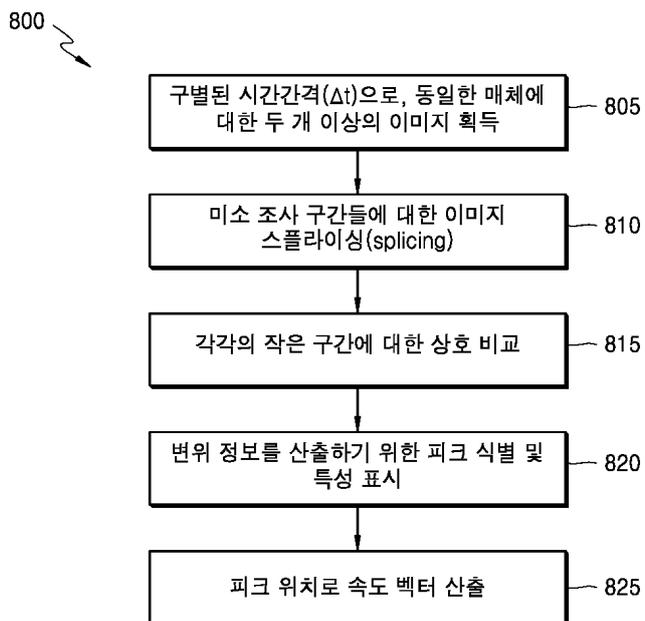
도면6



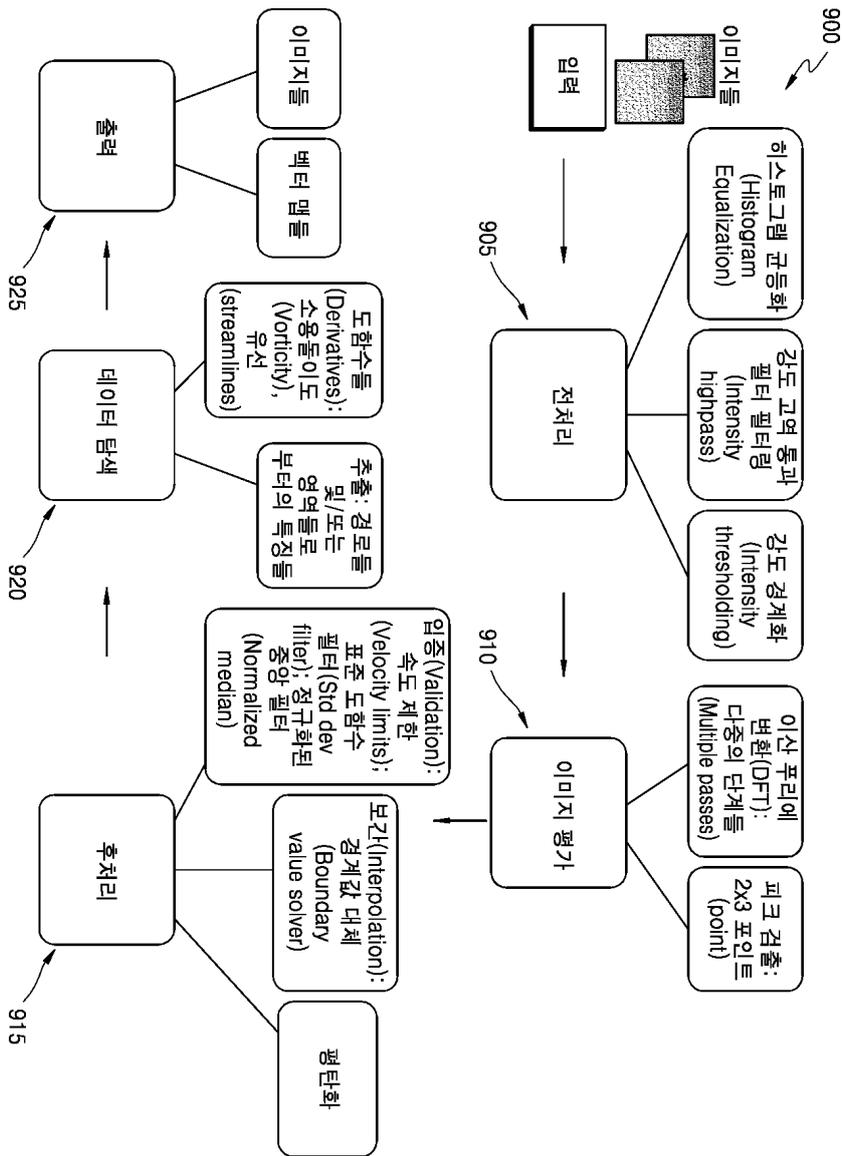
도면7



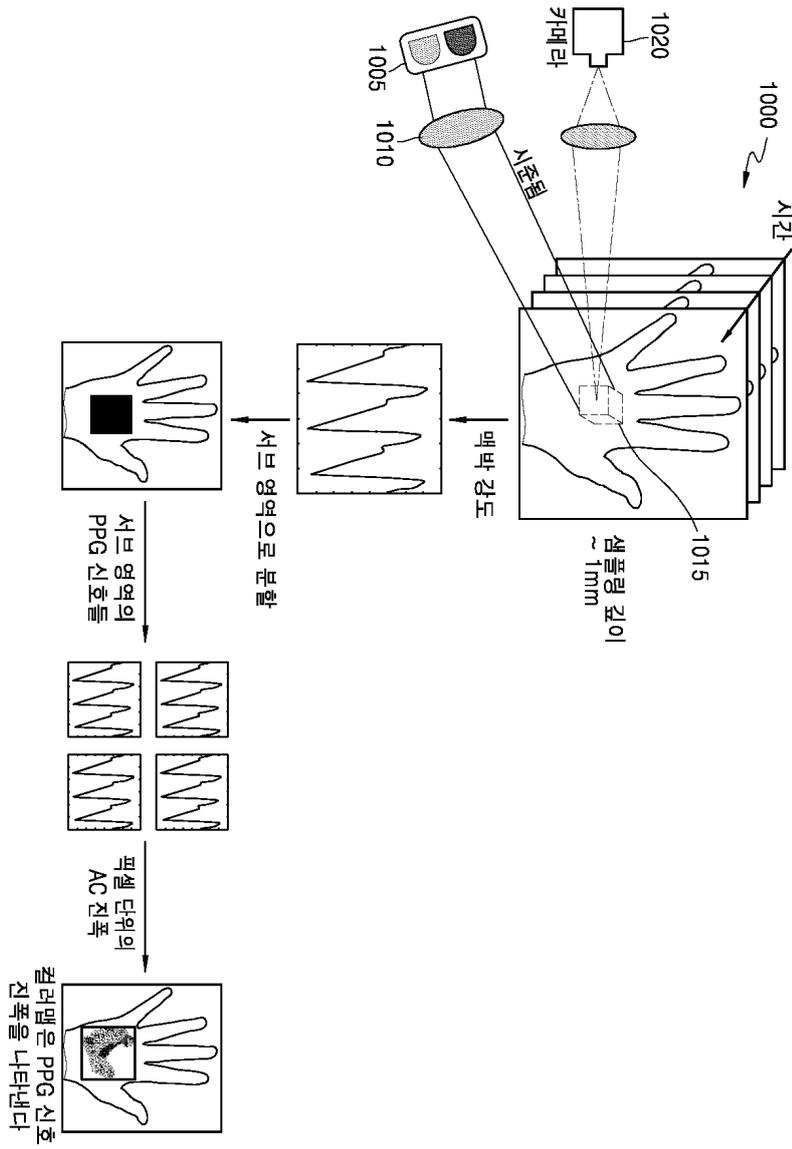
도면8



도면9

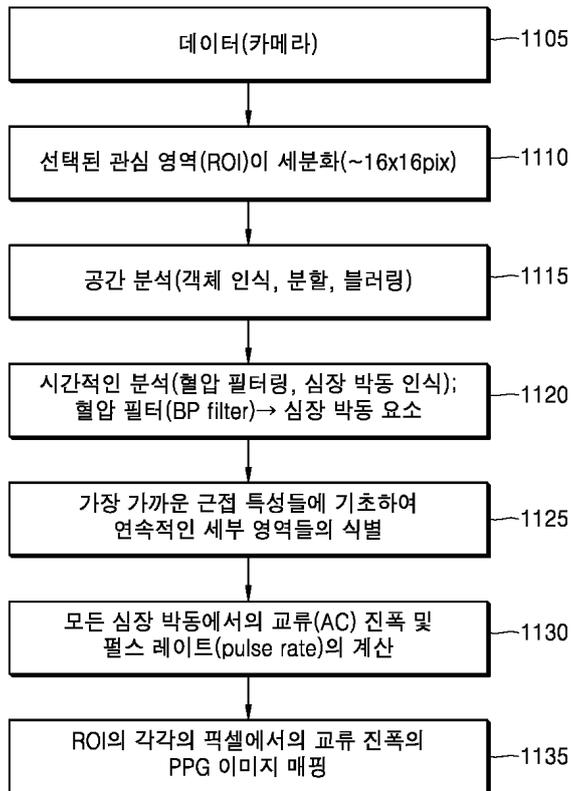


도면10

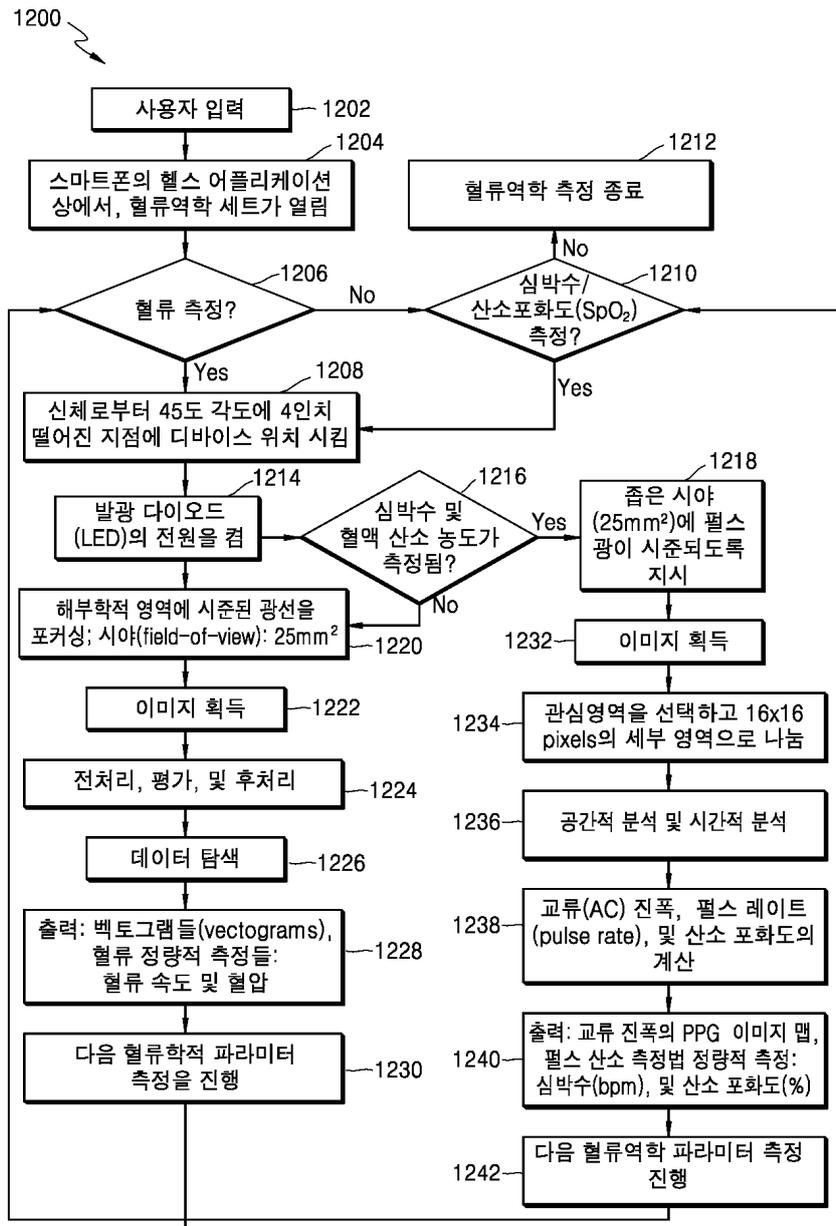


도면11

1100 ↘



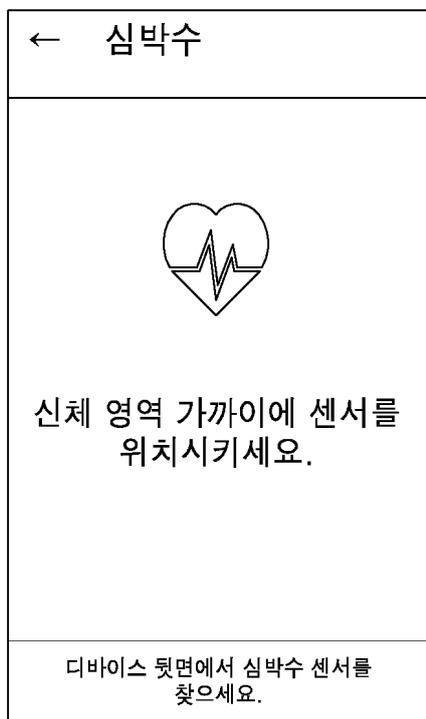
도면12



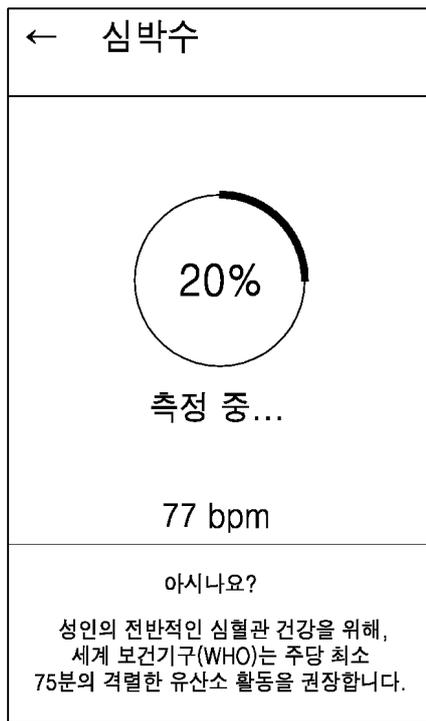
도면13a



도면13b



도면13c



도면14

