



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2019년02월12일  
 (11) 등록번호 10-1947254  
 (24) 등록일자 2019년02월01일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 5/00** (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
**A61B 5/00** (2013.01)  
**A61B 5/0082** (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7029529(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2012년07월06일  
 심사청구일자 2017년06월27일
- (85) 번역문제출일자 2016년10월21일
- (65) 공개번호 10-2016-0127161
- (43) 공개일자 2016년11월02일
- (62) 원출원 특허 10-2014-7002701  
 원출원일자(국제) 2012년07월06일  
 심사청구일자 2015년04월29일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2012/045657
- (87) 국제공개번호 WO 2013/009589  
 국제공개일자 2013년01월17일
- (30) 우선권주장  
 61/505,877 2011년07월08일 미국(US)  
 61/614,191 2012년03월22일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌  
 JP2010512953 A\*  
 US06517496 B1\*  
 JP2003511143 A\*  
 JP09192118 A\*  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌
- (73) 특허권자  
**라이프큐 글로벌 리미티드**  
 아일랜드 더블린 2 엘스포트 테라스 아서 콕스 빌딩
- (72) 발명자  
**올리비아 로렌스 리차드**  
 미국 30005 조지아주 알파레타 스테그하우스드 코트 145
- (74) 대리인  
**특허법인코리아나**

전체 청구항 수 : 총 36 항

심사관 : 이재균

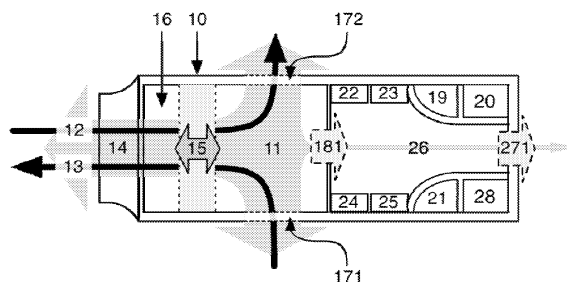
(54) 발명의 명칭 **개인화된 영양 및 웰니스 보조수단**

**(57) 요약**

본 발명은 사용자의 일반 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력에 관련한 개인화된 정보 시스템의 확립, 구현 및 관리에 관한 것이다. 개시된 것은 적어도 하나의 광원, 적어도 하나의 광 검출기, 및 검출된 신호로부터의 VCO<sub>2</sub> 의 적어도 하나의 값 또는 VO<sub>2</sub>의 적어도 하나의 값을 생성 또는 저장하는 적어도 하나의 컴포넌트를 포함하

(뒷면에 계속)

**대표도** - 도2b



는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템이다. 게다가, 개시된 것은 피험체가 디바이스의 몸체를 통해 공기를 들이쉬거나 또는 내쉴 수 있게 하는 적어도 하나의 공기 흐름 도관, 적어도 하나의 샘플링 포털, 산소 센서, 및 적어도 하나의 흐름

센서를 포함하는, 피험체의 호흡된 가스들의 조성을 분석하는 휴대용 디바이스이다. 무정전 전원 공급부가 전자 컴포넌트들을 위해 제공될 수 있게 하는 듀얼-배터리 시스템이 또한 제공된다.

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

피험체의 경피 측정 가능한 시스템으로서,

- (a) 광을 상기 피험체의 피부 상에 또는 상기 피험체의 피부를 통과하게 비추는 적어도 하나의 광원;
  - (b) 상기 피험체의 피부의 조직들로부터 또는 상기 피험체의 피부 아래의 조직들로부터 반사된 광을 수광하고 상기 반사된 광을 검출된 신호로 변환하는 적어도 하나의 광 검출기; 및
  - (c) 상기 검출된 신호로부터 순간 이산화 탄소 생산 속도 ( $VCO_2$ ) 및 순간 산소 소비 속도 ( $VO_2$ ) 의 각각에 대한 적어도 하나의 값을 생성 또는 저장하는 적어도 하나의 컴포넌트를 포함하고,
- 상기 적어도 하나의 컴포넌트는 또한, 산소 소비 속도 ( $VO_2$ ) 및 이산화 탄소 생산 속도 ( $VCO_2$ ) 의 실시간 값들로부터 상기 피험체의 실시간 호흡률 (RQ; respiratory quotient) 을 연속적으로 계산하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 2**

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 광원은 상이한 파장들의 광을 상기 피험체의 피부 상에 또는 상기 피험체의 피부를 통과하게 동시에 또는 순차적으로 향하게 하는 복수의 광원들을 포함하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 3**

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 광 검출기는 적어도 하나의 파장의 광을 각각 수광하는 복수의 광 검출기들을 포함하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 4**

제 1 항에 있어서,

상기 시스템은 적어도 하나의 연산 증폭기 또는 적어도 하나의 마이크로프로세서를 통합하고, 상기 적어도 하나의 연산 증폭기 또는 적어도 하나의 마이크로프로세서에 의해 적어도 하나의 디지털 전위차계가 적어도 하나의 검출된 신호의 증폭을 획득하기 위하여 반복적으로 조정될 수도 있는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 5**

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴포넌트는 추가의 수학적 계산을 목적으로 적어도 하나의 생리기능 파라미터의 적어도 하나의 값을 생성하기 위한 또는 상기 피험체에게 그것의 생리학적 스테이터스를 알려주기 위한 디지털 신호, 적어도 하나의 수학적 함수, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 적어도 하나의 파라미터, 또는 이들의 임의의 조합을 저장, 실행, 송신 또는 수신하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 6**

제 5 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 생리기능 파라미터는, 심장 박동수 (HR), 호흡 속도 (BR), 헤모글로빈 농도 (Hb), 옥시헤모글로빈 농도 ( $HbO_2$ ), 카르바미노헤모글로빈 농도 ( $HbCO_2$ ), 산소 포화도 ( $SpO_2$ ), 산소 소비 속도 ( $VO_2$ ), 이산화 탄소 생산 속도 ( $VCO_2$ ), 호흡 교환 비율 (RER), 호흡률 (RQ), 식품 지수 (FQ), 신진대사 연료 조성 (즉, 주어진

인스턴스에서 신진대사 연료로서 피험체가 활용하고 있는 다량영양소), 총 에너지 소비량 (TEE), 휴식상태 에너지 소비량 (REE), 신체 활동 에너지 소비량 (PAEE), 에너지 섭취율 (EU), 에너지 균형 (EB), 운동후 초과 산소 소비량 (EPOC), 체 지방 백분율 (%BF) 및 현재 신체 조성 (CBC) 으로 이루어진 그룹으로부터 선택될 수도 있는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 7**

제 5 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴포넌트는 피험체의 생리학적 스테이더스가 결정될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는 데이터를 저장 또는 송신 또는 수신하기 위해 추가로 사용되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,

적어도 하나의 제 2 컴포넌트는 추가의 수학적 계산을 목적으로 적어도 하나의 생리기능 파라미터의 적어도 하나의 값을 생성하기 위한 또는 상기 피험체에게 그것의 생리학적 스테이더스를 알려주기 위한 디지털 신호, 적어도 하나의 수학적 함수, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 적어도 하나의 파라미터, 또는 이들의 임의의 조합을 저장, 실행, 송신 또는 수신하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 생리기능 파라미터는, 심장 박동수 (HR), 호흡 속도 (BR), 헤모글로빈 농도 (Hb), 옥시헤모글로빈 농도 (HbO<sub>2</sub>), 카르바미노헤모글로빈 농도 (HbCO<sub>2</sub>), 산소 포화도 (SpO), 산소 소비 속도 (VO<sub>2</sub>), 이산화 탄소 생산 속도 (VCO<sub>2</sub>), 호흡 교환 비율 (RER), 호흡률 (RQ), 식품 지수 (FQ), 신진대사 연료 조성 (즉, 주어진 인스턴스에서 신진대사 연료로서 피험체가 활용하고 있는 다량영양소), 총 에너지 소비량 (TEE), 휴식상태 에너지 소비량 (REE), 신체 활동 에너지 소비량 (PAEE), 에너지 섭취율 (EU), 에너지 균형 (EB), 운동후 초과 산소 소비량 (EPOC), 체 지방 백분율 (%BF) 및 현재 신체 조성 (CBC) 으로 이루어진 그룹으로부터 선택될 수도 있는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 10**

제 7 항에 있어서,

적어도 하나의 제 2 컴포넌트가 피험체의 생리학적 스테이더스가 결정될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는 데이터를 저장 또는 송신 또는 수신하기 위해 사용되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 11**

제 1 항에 있어서,

VC<sub>2</sub>의 상기 적어도 하나의 값 또는 VO<sub>2</sub>의 상기 적어도 하나의 값을 저장, 추가의 수학적 프로세싱, 분석을 위해, 또는 상기 피험체에게 그것의 생리학적 스테이더스를 알리기 위해 적어도 하나의 다른 전자 디바이스에 송신하는 적어도 하나의 송신기를 더 포함하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 12**

제 5 항에 있어서,

적어도 하나의 다른 전자 디바이스로부터 데이터를 수신하는 적어도 하나의 수신기를 더 포함하며, 상기 데이터는 피험체의 생리학적 스테이더스가 결정될 수도 있게 하는 상기 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 13**

제 1 항에 있어서,

상기 시스템에 전력을 공급하는 적어도 하나의 전원을 더 포함하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 14**

제 1 항에 있어서,

상기 시스템의 적어도 하나의 부분은 착용가능 디바이스의 형태로 구현될 수도 있는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 15**

제 14 항에 있어서,

상기 착용가능 디바이스는 상기 착용가능 디바이스를 피험체의 신체 상에 위치시키기 위한 커넥터를 포함하여서, 상기 적어도 하나의 광원 및 상기 적어도 하나의 광 검출기는 상기 적어도 하나의 광 검출기가 상기 피험체의 피부 내부의, 또는 상기 피험체의 피부 아래의 상기 조직들 내의 또는 상기 피험체의 피부 상의 분자들로부터 반사된 광을 수광하는 것을 허용하기 위해 상기 피험체의 피부에 충분히 가까이 근접하게 위치되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 16**

제 14 항에 있어서,

상기 착용가능 디바이스는 상기 피험체의 상기 피부 상에 직접 붙어 있을 수 있는 일회용 또는 재사용가능 패치를 포함하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 17**

제 14 항에 있어서,

상기 착용가능 디바이스는 상기 피험체의 신체에 가까이 근접하게 착용된 옷감 (textiles) 또는 다른 재료에 통합되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 18**

피험체의 경피 측정을 위한 방법으로서,

- (a) 광을 상기 피험체의 피부 상에 또는 상기 피험체의 피부를 통과하게 비추는 단계; 및
- (b) 상기 피험체의 피부의 조직들로부터 또는 상기 피험체의 피부 아래의 조직들로부터 반사된 광을 수광하고 상기 반사된 광을 검출된 신호로 변환하는 단계; 및
- (c) 상기 검출된 신호로부터 순간 이산화 탄소 생산 속도 ( $VCO_2$ ) 및 순간 산소 소비 속도 ( $VO_2$ ) 의 각각에 대한 적어도 하나의 값을 생성하는 단계로서, 산소 소비 속도 ( $VO_2$ ) 및 이산화 탄소 생산 속도 ( $VCO_2$ ) 의 실시간 값들로부터 상기 피험체의 실시간 호흡률 (RQ; respiratory quotient) 이 연속적으로 계산되는, 상기 적어도 하나의 값을 생성하는 단계를 포함하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 19**

제 18 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 값을 생성하는 단계는, 추가의 수학적 계산을 목적으로 적어도 하나의 생리기능 파라미터의 적어도 하나의 값을 생성하기 위한 또는 상기 피험체에게 그것의 생리학적 스테이터스를 알려주기 위한 디지털 신호, 적어도 하나의 수학적 함수, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 적어도 하나의 파라미터, 또는 이들의 임의의 조합을 저장, 실행, 송신 또는 수신하는 단계를 포함하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 20**

제 19 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 값을 생성하는 단계는 피험체의 생리학적 스테이터스가 결정될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는 데이터를 저장 또는 송신 또는 수신하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 21**

제 18 항에 있어서,

추가 수학적 계산을 목적으로 적어도 하나의 생리기능 파라미터의 적어도 하나의 값을 생성하기 위한 또는 상기 피험체에게 그것의 생리학적 스테이터스를 알려주기 위한 디지털 신호, 적어도 하나의 수학적 함수, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 적어도 하나의 파라미터, 또는 이들의 임의의 조합을 저장, 실행, 송신 또는 수신하는 단계를 더 포함하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 22**

제 21 항에 있어서,

적어도 하나의 제 2 값을 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 적어도 하나의 제 2 값을 생성하는 단계는 피험체의 생리학적 스테이터스가 결정될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는 데이터를 저장 또는 송신 또는 수신하기 위해 사용되는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 23**

제 18 항에 있어서,

$VC_{O_2}$ 의 상기 적어도 하나의 값 또는  $VO_2$ 의 상기 적어도 하나의 값을 저장, 추가 수학적 프로세싱, 분석을 위해, 또는 상기 피험체에게 그것의 생리학적 스테이터스를 알리기 위해 적어도 하나의 다른 전자 디바이스에 송신하는 단계를 더 포함하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 24**

제 21 항에 있어서,

적어도 하나의 다른 전자 디바이스로부터 데이터를 수신하는 단계를 더 포함하며, 상기 데이터는 피험체의 생리학적 스테이터스가 결정될 수도 있게 하는 상기 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 25**

제 1 항에 있어서,

상기  $VC_{O_2}$ 는 상기 피험체의 총 유산소의 신진대사 활동에 의한 이산화 탄소 생산의 순간적인 속도에 대응되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 26**

제 25 항에 있어서,

상기  $VC_{O_2}$ 는 상기 검출된 신호로부터 측정된 휴식 상태 및 실시간 심장 박동수, 및 상기 피험체의 전체 신체에 전반적으로 걸쳐 세포의 이산화 탄소 생산 속도를 나타내는 적어도 하나의 수학적 함수에 의해 결정되고, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 파라미터들은 파라미터 추정 접근법을 사용하여 결정되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 27**

제 1 항에 있어서,

상기  $VO_2$ 는 상기 피험체의 총 유산소의 신진대사 활동에 의한 순간 산소 소비 속도에 대응되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 28**

제 27 항에 있어서,

상기  $VO_2$  는 상기 검출된 신호로부터 측정된 휴식 상태 및 실시간 심장 박동수, 및 상기 피험체의 전체 신체에 전반적으로 걸쳐 산소 소비 속도를 나타내는 적어도 하나의 수학적 함수에 의해 결정되고, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 파라미터들은 파라미터 추정 접근법을 사용하여 결정되는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 29**

제 18 항에 있어서,

상기  $VCO_2$  는 상기 피험체의 총 유산소의 신진대사 활동에 의한 이산화 탄소 생산의 순간적인 속도에 대응되는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 30**

제 29 항에 있어서,

상기  $VCO_2$  는 상기 검출된 신호로부터 측정된 휴식 상태 및 실시간 심장 박동수, 및 상기 피험체의 전체 신체에 전반적으로 걸쳐 세포의 이산화 탄소 생산 속도를 나타내는 적어도 하나의 수학적 함수에 의해 결정되고, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 파라미터들은 파라미터 추정 접근법을 사용하여 결정되는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 31**

제 18 항에 있어서,

상기  $VO_2$  는 상기 피험체의 총 유산소의 신진대사 활동에 의한 순간 산소 소비 속도에 대응되는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 32**

제 31 항에 있어서,

상기  $VO_2$  는 상기 검출된 신호로부터 측정된 휴식 상태 및 실시간 심장 박동수, 및 상기 피험체의 전체 신체에 전반적으로 걸쳐 산소 소비 속도를 나타내는 적어도 하나의 수학적 함수에 의해 결정되고, 상기 적어도 하나의 수학적 함수의 파라미터들은 파라미터 추정 접근법을 사용하여 결정되는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 33**

제 7 항 또는 제 12 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는 데이터는 적어도 하나의 디지털 신호, 적어도 하나의 수학적 함수, 적어도 하나의 파라미터, 적어도 하나의 피험체 입력, 또는 이들의 임의의 조합을 만족하는, 피험체의 경피 측정 가능한 시스템.

**청구항 34**

제 24 항에 있어서,

적어도 하나의 수학적 함수를 만족하는 상기 데이터는 적어도 하나의 디지털 신호, 적어도 하나의 수학적 함수, 적어도 하나의 파라미터, 적어도 하나의 피험체 입력, 또는 이들의 임의의 조합을 만족하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**청구항 35**

제 1 항에 있어서,

상기 실시간 호흡률은 상기 피험체의 실시간 에너지 섭취율을 결정하는데 이용되는, 피험체의 경피 측정 가능한

시스템.

**청구항 36**

제 18 항에 있어서,

상기 실시간 호흡률을 이용하여 상기 피험체의 실시간 에너지 섭취율을 결정하는 단계를 더 포함하는, 피험체의 경피 측정을 위한 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

**[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조**

**[0002]** 본 특허 출원은 2011년 7월 8일자로 출원된 미국 특허 가출원 제61/505,877호와 2012년 3월 22일자로 출원된 미국 특허 가출원 제61/614,191호를 우선권 주장하며, 그것들 둘 다는 그것들 전부가 참조에 의해 본원에 통합된다.

**[0003] 발명의 분야**

**[0004]** 본 발명은 연속 실시간 및 장기 신진대사 피드백을 사용자에게 제공하는 휴대용 디바이스들의 사용에 특히 관계가 있는 건강, 웰니스 (wellness), 및 운동 수행능력(sport performance)의 분야에 관한 것이다. 하나의 실시형태에서, 본 발명은 개인 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력 목표 (의 유지) 를 향한 사용자 그의/그녀의 진전을 촉진하기 위하여 실시간 개인화된 영양 및/또는 운동 지도를 사용자에게 제공하기 위한 그런 데이터의 동시 평가를 수행할 수도 있다. 본 발명은 또한 과학적 및/또는 임상적 연구와 일반 소비자 애플리케이션의 목적들을 위한 그러한 신진대사적, 생리학적, 기분 (mood) 및/또는 행동 데이터의 적용을 위해 사용될 수도 있다. 본 발명은 소셜 네트워킹 및/또는 소셜 게이밍 환경들에서 개인화된 사용자 데이터를 사용함으로써 개인 건강, 웰니스, 및/또는 운동 수행능력 목표들을 달성하도록 사용자들에게 동기부여하기 위해 그런 데이터를 구현할 수도 있다. 활용되는 측정 기술들은, 하나의 실시형태에서, 간접 열량측정법 및 경피 분광광도 측정법 (spectrophotometry) 의 분야들에 관련될 수도 있다.

**배경 기술**

**[0005]** 산업화 및 기술 시대의 시작은 우리가 우리의 신체들을 매일 단위로 만드는 인간의 다이어트 및 신체적 요구들에 대해 엄청난 영향을 주었다. 자기 집에서 기르는 저 칼로리 식품 자원들을 재배하기 위해 에너지를 소비하는 것 대신, 선진 및 개발도상 국가들에서 엄청난 수들의 사람들이 이제 다양한 처방전 없이 살 수 있는 (over-the-counter) 고 칼로리 음식들로부터 단지 슈퍼마켓 또는 패스트 푸드 체인만큼 떨어져 있다. 이 외에도, 이들 사람들의 가장 큰 비율은 그들의 깨어있는 시간들의 대부분을 - 사무직 종사, 텔레비전 시청, 컴퓨터 게임 플레이, 독서 또는 사고 중 어느 하나로 - 앉아 있는 자세로 지낸다 (2010 미국 시간 사용 실태조사 및 2007-2009 캐나다인 건강 평가 실태조사).

**[0006]** 유감스럽게도, 인간의 신체는 이러한 "고 칼로리 섭취 - 저 칼로리 소비" 생활방식으로 설계되어 있지 않고, 현재 사회의 많은 심각한 신진대사 장애 특성 (예컨대 비만, 당뇨병, 신진대사 증후군, 심혈관 질환 등) 은 현대인의 생활방식의 손상을 반영한다. 2009년 글로벌 건강 위험 보고서 (WHO, 2009) 에 따르면 사망률에 대한 5 개의 선도적인 글로벌 위험들 중 4 개는 신진대사 이상들에 관련되며, 이 신진대사 이상들은 고 혈압 (사망자수의 13%를 차지함), 고 혈당 (6%), 신체 비활동 (6%) 및 과체중 또는 비만 (5%) 이다. 동시에, 심혈관 사망률의 대부분 (61%) 을 차지하는 8 개의 위험 요인들 중 6 개는 현대의 생활방식 (즉, 고 혈압, 고 체질량 지수, 고 콜레스테롤, 고 혈당, 낮은 과일 및 야채 섭취, 및 신체 비활동) 의 징후를 보인다. 비록 이들 조사들이 인류의 건강 및 기대 수명을 개선하기 위해 다루어야될 필요가 있는 가장 중요한 영역들의 명백하고 복잡하지 않은 그림을 제공하지만, 긍정적인 변경들은 거의 관측되지 않는다.

**[0007]** 대부분의 사람들은 규칙적인 운동의 중요성을 깨닫거나 그들의 일반 건강을 개선하지만, 아직 그들 자신의 행동을 사실적으로 관찰하고 측정하지 못하는 그들의 무능력은 그들의 개인 건강 목표들의 성취를 방해한다. 예를 들면, 50%의 캐나다인들은 그들이 주 당 최소 180 - 210 분의 운동에 규칙적으로 참여한다고 보도했지만, 실제로는 주 당 150 분의 최소 권고사항 조차도 15%만이 달성하였다고 Statscan은 최근에 보고하였다. 더욱

두드러진 것은 자신의 영양 상태 (낮은 혈당 레벨들은, 예를 들면, 단지 현기증, 공복통 (hunger pangs), 갈망 (cravings) 및/또는 감정 변화라는 다소 주관적인 경험들만으로서 자신을 드러내지만, 높은 혈당 레벨들의 지표들은 사실상 존재하지 않는다), 수면의 질 또는 스트레스의 레벨을 사실적으로 관찰하고 측정하지 못하는 무능력이다. 이들 단점들을 염두에 두고, 대부분의 현대인 자신들은 - 좋은 의도로 뛰어 들어도 - 그들의 개인 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력 목표들을 달성하고 유지할 수 없다는 것은 조금도 놀랍지도 않다.

[0008] 현대 사회들은 그들의 일반 건강 및 웰빙을 개선하는 것을 목표로 하는 이들을 지도하고 지원하는 체육관들 및 식이요법 단체들을 가진다. 비록 크게 성공적이지만, 낮은 빈도의 연락 세션들이 그런 기업들의 전형적인 특징이고 회원들은 그들의 계약들이 만기에 도달하는 경우 그들의 이전의 생활방식들로 종종 후퇴한다. 이들 단체들 중 그들의 회원들에게 실시간 동기부여요소들과 회원들이 그들의 개인 식이요법 또는 피트니스 목표들에 관해 만든 진전에 관한 피드백을 제공하는 능력을 가지는 단체들은 만약 있다면 치더라고 거의 없고, 그 단체들은 많이 필요로 하는 실시간 영양 및 운동 지도 및 지원을 회원들에게 제공하는데 더욱 덜 적응되어 있다.

[0009] 아이러니하게도, 우리에게 그런 건강에 좋지 않은 생활방식들을 가져다 준 똑같은 현상 (기술) 은 또한 우리의 문제들의 일부에 대한 해결책들을 제공할 수 있다: 우리의 신진대사 율들에 관한 순간 정보는 매우 다양한 신진대사 측정 디바이스들 (예컨대 ReeVue and MetaCheck (Korr), MedGem<sup>®</sup> & BodyGem<sup>®</sup> (Microlife), Quark RMR and Fitmate (COSMED), Douglas Bag, 신진대사 챔버 등) 의 사용을 통해 획득될 수 있는 반면, 우리의 신체 조성 (즉, 제지방 체중 (lean body mass) 대 체지방 질량 (body fat mass) 의 비율) 에 관한 지식은 현대 기법들 및 기술들의 범위 (예컨대 동위원소 회석, 자기 공진 영상화, 수중 체중계량 (hydrostatic weighing), 컴퓨터 단층촬영법, 중성자 활성화, 이중 에너지 X-선 흡수계측법 (DEXA), BodyMetrix 초음파, BodPod (LMi), Tanita, 피부 주름 측정법, BMI 계산법, 및 캐치-맥아들 (Katch-McArdle) 방정식과 조합하는 해리스-베네딕트 (Harris-Benedict) 방정식과 같은 방정식들의 사용) 를 통해 획득될 수 있다. 비록 일반 건강 개선 그것 자체에 필수적이지는 않지만, 신체 조성은 당뇨병, 고 혈압, 고 콜레스테롤, 심혈관 질환, 호르몬 불균형 등을 키우는 우리의 위험의 중요한 결정인자인 것으로 보여졌고 우리의 개인 신체 조성물들의 지식은 우리의 식이요법 및 운동 루틴들에 관해 우리가 올바른 결정들을 하는 것에 매우 도움이 될 수 있다. 동시에, 우리의 일일 칼로리 소비량에 관한 정보의 제공을 위한 착용가능 에너지 추적 디바이스들 (예컨대 Fitbit, Bodybugg<sup>®</sup> (BodyMedia), Nike+ FuelBand, Basis watch, MotoActv (Motorola), myTREK (Scosche), Forerunner<sup>®</sup> (Garmin) 등) 이 최근에 이례적으로 인기를 끌고 있는 반면, 우리의 근사적인 에너지 소비량 (energy expenditure) 및/또는 소비 에너지 (energy consumption)를 우리가 로그하고 추적하는 것을 허용하는 수많은 모바일 폰 애플리케이션들 (예컨대 Fitocracy, Runkeeper, Endomondo, Cardiotrainer, Adidas MiCoach, intelli-Diet, DailyBurn, NutriTiming 등) 이 존재한다. 다른 자기 정량화 디바이스들 및 애플리케이션들은 수면 패턴들 (예컨대 Zeo), 기분 (예컨대 HealthyPlace, Mood 24/7) 및 스트레스 레벨들 (예컨대 Basis watch, Stress Tracker 등) 을 추적하기를 바란다. 마지막으로, 움직임 감지 컴퓨터 게임들 (예컨대 닌텐도의 Wii) 의 시장에서의 최근의 도입은 많은 사람들에게 주로 게임의 아바타에 순간적으로 중계되는 사용자 움직임들에 의해 제공된 엔터테인먼트 인자의 결과로서 그들의 개인 피트니스 레벨들을 개선하기 위한 중요한 동기를 제공한다.

[0010] 모든 기법들 및 기술들이 고려되었지만, 그러나, 사람의 매일의 에너지 소비량, 에너지 섭취율 (섭취량이 아님) 및 영양 상태 (즉, 사용자가 임의의 주어진 순간에 신진대사 연료로서 활용하는 다량영양소 자원) 의 고도로 정확한 실시간 평가를 가능하게 하는 혁신들의 존재는 시장에서 눈에 띄게 결여된 채로 남아 있다. 현재 착용 가능한 실시간 측정 디바이스들은, 실시간 에너지 소비량 레벨들이 추정될 수 있는, 움직임 감지 (가속도계들), 심장 박동수, 갈바닉 피부 반응 및 피부 온도와 같은 변수들을 이용한다. 유감스럽게도, 이들 디바이스들의 대부분은 적당히 정확한 및 비 사용자 특정 열량측정 출력만을 제공한다.

[0011] 이들 단점들이 특히 중요한 영역 (arena) 은 프로 운동선수들의 훈련 및 몸만들기 (shaping) 이다. 운동선수들의 실시간 생리학적 모니터링 및 몸만들기는 최대 수행능력을 보장하기 위한 그리고 성과들과 세계 기록들의 한계를 늘이는 것을 유지하기 위한 엘리트 운동선수들에게는 필수적이 되고 있다. 엘리트 운동선수들의 매니저들, 코치들 및 트레이너들은 점점 더 운동선수들을 컨디션조절하고 몸만들기하기 위해, 또는 경쟁하는 동안 운동선수들을 지도하기 위해 최첨단 (cutting edge) 기술들에 의존한다. GPS 및 심장 박동수 모니터링이 이 환경에서 흔한 일이 되었지만, 일반적인 컨디션조절, 사전 경쟁 프라이밍 (priming) 을 위해, 그리고 최대 수행능력을 달성하기 위한 경쟁들 동안에 영양 및 운동 체제들의 조합에 증가된 관심이 놓여지고 있다. 이를 위해, 일반적인 컨디션조절 동안에, 경쟁들 전에, 그리고 경쟁들 동안에 영양 및 운동의 조합을 최적화하는

데 사용될 수 있는, 신진대사 데이터의 정확한 실시간 모니터링을 제공할 수 있는 기술들은 존재하지 않는다.

지금까지, GPS 및 심장 박동수 감지 이외에 시각적 모니터링 기술들이 운동선수들의 수행능력을 관리하기 위한 실시간 데이터를 제공하기 위해 가장 일반적으로 적용되지만, 그것들 중 어느 것도 영양 섭취율 및 소비량을 위의 방정식들에 통합하려는 증가하는 요구들을 적절히 충족시키지 못한다.

[0012] 덧붙여서, 위에서 언급된 작용가능 혁신들의 거의 모두가 사용자에게 만족스럽지 못하거나 또는 부정확한 피드백이 된다는 단점들을 경험하지만, 그것들 중 임의의 것도 거의 사용자의 개인 호흡률 (RQ) 의 실시간 추정값을 사용자에게 제공하지 않는다. RQ-값의 중요성은 신체가 그것의 신진대사 활동들을 위해 주어진 순간에 활용하고 있는 주 에너지 원을 명료하게 하는 그것의 능력에 있다 (즉, RQ-값은 호흡률이 측정되는 순간에 사용자가 연소하고 있는 에너지 자원의 유형을 명료하게 한다). 이것은 RQ-값이 연소 프로세스 동안에 소비된 O<sub>2</sub> 의 분자당 생성된 CO<sub>2</sub> 분자들의 비율을 나타내고, 이를테면 연소하는 재료의 분자 구조를 반영하기 때문에 가능하다 (탄수화물들이, 예를 들면, 지방 분자들보다 더 많이 산화되며 - 그래서 탄수화물들의 연소는 지방들의 연소와 비교하여 RQ-값들이 더 높아지게 한다). 실시간 RQ-값들의 정확한 결정은 신진대사 일탈들을 겪고 있는 사용자들에게는 매우 유용할 수 있다 (0.7에 가까운 RQ-값들이 종종 이화적 (catabolic) 신진대사 및 당뇨병을 나타내는 반면, 높은 혈당 지수 (glycemic index) 다이어트들은 1.0에 가까운 RQ-값들로 특징화된다). 동시에, 그 값은 적절한 신진대사 항상성 (homeostasis) 을 간단히 유지하고 싶어하는 자들에게 극히 유용할 수 있다.

[0013] 인간 신진대사는 일반적으로 범위 0.7 (지방만의 연소의 특성) 및 1.0 (고도로 산화되는 탄수화물 연소의 특성) 내의 RQ-값들로 특징화된다. 다른 알려진 RQ-값들은 에탄올 연소 (0.67), 단백질 연소 (0.82), 혼합 기질 연소 (0.85), 및 지질 (lipid) 합성 (1.0 - 1.2) 을 위한 것들을 포함한다. 표 1은 식품의 2 개의 서브 세트들의 비례 조합으로 생성된 에너지, 및 대응하는 RQ-값들 사이의 관계를 보여준다:

[0014] 표 1

식이 조성		에너지 (Kcal/L O <sub>2</sub> )	RQ
탄수화물%	지방%		
0	100	4.69	0.71
16	84	4.74	0.75
33	67	4.80	0.8
51	49	4.86	0.85
68	32	4.92	0.9
84	16	4.99	0.95
100	0	5.05	1

[0015] 실시시간 신진대사 데이터 (이를테면 실시간 에너지 소비량 및 실시간 RQ) 의 정확도는 사용자의 휴식상태 신진대사 파라미터들 (간접 열량측정법을 통해 획득가능함) 로 측정 디바이스들을 교정 (calibration) 함으로써 증가될 수 있다. 그런 데이터는 사용자의 진정한 휴식상태 호흡률 (RQ) 을 그의/그녀의 신진대사 율을 결정하기 위해 이용하는 간접 열량측정 디바이스들로부터 획득될 수 있다. 현재 시판중인 모든 핸드헬드/홈-사용자 열량측정 디바이스들은, 그러나, 이 능력을 제공하지 않는 일반 RQ 값 (보통 0.85) 을 사용한다. 예를 들어, 미국특허 제4,917,108호에서, Mault는 흡기된 및 호기된 공기에서 산소의 양의 직접 측정을 통해 사용자의 산소 소비 속도를 결정할 수 있는 디바이스를 설명한다. 그러나, CO<sub>2</sub> 측정들은 설계에 포함되지 않았고, 그 디바이스는 사용자들의 (결과적으로 치우치고 부정확한) 신진대사 율들을 계산하기 위해 가정된 호흡률 값에 의존한다. 개선된 설계 (미국 특허 제5,179,958호 및 제6,468,222호) 에서, Mault는 흡기된 및 호기된 공기를 통해 비추어지는 경우의 적외선 광의 흡수를 측정함으로써 사용자의 CO<sub>2</sub> 생산 속도를 결정한다. 이 유형의 CO<sub>2</sub> 센서는 신속한 응답 시간을 가지며, 따라서 호흡단위 (breath-by-breath) 가스 조성 분석 동안에 매 숨결 (breath) 의 정확한 특징화를 허용한다 (즉, 그 디바이스는 공기 흐름 통로 바로 내부의 가스 분석을 허용하고, 가스 축적을 위한 샘플링 챔버, 또는 - 아래에서 더 상세히 설명되는, 본 발명의 "정기적 교정 유닛 (Regular Interval Calibration Unit)" (RICU) 에 대해 설명된 바와 같은 - 더욱 적정가격의 느린 가스 분석 센서들의 사용을 포함하지 않는다). 비싼 신속한 응답 유형 센서들의 사용의 결과로서 고가가 되는 것 외에도, 그 디바이스는 불연속적인 사용에만 적합하고, 사용자가 실제로 디바이스 속으로 숨을 불어 넣는 기간 동안

에 사용자의 호흡률 또는 신진대사 율에 관한 실시간 피드백만 제공할 수 있다 (이는 아래의 본 발명에서 설명되는 "연속 실시간 모니터링 디바이스" (CrtMD) 와는 대조적이다).

[0017] 마찬가지로, 신체 조성 분석을 위한 적정가격의 기법들은 일반화되고 부정확한 결과들을 제공하지만, 정확한 신체 조성 결정을 할 수 있는 것들은 변함없이 많은 비용이 들며, 성가시고, 시간 낭비적인 프로시저들 뿐만 아니라 장비를 동작시키고 결과들을 분석하기 위한 고도로 훈련된 기술자들의 기술들을 수반한다. 더구나, 정확한 혁신들은 종종 대형의 움직임이 없는 장비 (주로 임상 또는 실험실 환경에 위치해 있음) 의 사용을 필요로 하며, 이는 매우 적은 수의 사람들이 그들의 개인 신체 조성에 관한 정확한 지식에 대한 정상적인 액세스를 할 수 있다는 것을 의미한다. 사람의 신체 조성 (즉, 신체 지방 백분율) 은 또한 그의/그녀의 체중이 알려져 있다면 그의/그녀의 휴식상태 신진대사 율로부터 계산될 수 있다. 그러나, 사용자가 무정형의 신진대사 프로파일을 가진다면, 이 계산은 잘못될 수 있다. 그러므로 계산된 값이 신체 조성 분석의 다른 방법 (예컨대 생체전기 임피던스) 에 대하여 유효성 검증되는 것이 권고된다. 따라서, 간접 열량계는, 본 발명에 관해 아래에서 설명되는 바와 같이, 다음의 이중 기능을 제공할 수 있다: (i) 사용자의 휴식상태 신진대사 값들 - 실시간 신진대사 측정 디바이스의 교정에 유용함 - 을 추정, 및 (ii) 사용자의 신체 조성을 추정. 현재, Microlife의 MedGem<sup>®</sup> 및 BodyGem<sup>®</sup> 은 시판중인 유일한 핸드헬드 간접 열량계들이라고 여겨지고 - 이것들 중 어느 것도 휴식상태 신진대사 율 데이터로부터 신체 조성 계산들을 증가시키기 위해 생체전기 임피던스를 사용하지 않는다. 이들 디바이스들은, 그러나, 직접 공기 흐름 통로에서 호흡단위 기반으로 흡기된 및 호기된 공기의 O<sub>2</sub> 농도들을 측정한다. 이렇게 하려면 빠른 응답 시간 (100 msec 이하, 예컨대 박막 형광 (fluorescence) 기반 산소 센서들) 을 갖는 산소 센서들의 사용과 마찬가지로 빠른 초음파 유량계들에 의한 공기 흐름 율의 동시 측정을 필요로 한다. 이들 빠른 응답 센서들의 비용은, 그러나, 이들 제품들을 엄청나게 비싸게 하고 사회의 가장 큰 부분에 접근하기 어렵게 한다.

[0018] 실제 세계/가상 세계 통합을 통한 건강 개선에 대한 잠재력은 최근에 도입된 움직임 감지 컴퓨터 게임들의 인기 에 의해 명확히 분명하게 보여졌다. 그럼에도 불구하고, 알려진 건강 개선 및/또는 유지의 생각은 아직 현장에서 실현되지 않았다. 이들 게임들 중 거의 모두는 상세한 피드백 또는 그것들을 플레이하는 단기 및 장기 이점들에 대한 식견을 제공하지 못하고, 그것들 중 어느 것도 사용자의 아바타에 대해 자질들을 제어하거나 또는 제공하기 위해 사용자 특정 실시간 생리학적 또는 신진대사 파라미터들 (예컨대 실시간 호흡률 (rtRQ), 실시간 에너지 소비량 (rtEE), 실시간 에너지 섭취율 (E-uptake) 및 현재 신체 조성 (CBC)) 을 이용하지 않는다. 이들 기법들 및 기술들의 모두의 가용성에도 불구하고, 대다수의 사람들은 그들 자신의 건강의 제어와 에너지 섭취율에 관한 정확한 실시간 피드백을 가능하게 하는 적정가격의 혁신에 대한 요구를 취함에 있어서 여전히 효과가 없으며, 그 사용자의 신진대사 율 및 영양 상태는 과장될 수 없다.

[0019] LED-기술은 현대의 생리기능 모니터링 디바이스들의 비용 및 사이즈를 줄이는데 가장 중요한 것이 되었다. LED-기술의 사용을 통한 생리학적 파라미터들의 측정에 관련한 특허 문서들은 많이 있다 (예컨대 심장 박동수 (미국 특허출원공개 제2006/0253010호, 미국특허 제7,470,234호), 산소 포화도 (미국특허 제2706927호, 미국특허 제4,653,498호), 헤모글로빈 농도 (미국특허 제5,413,100호) 및 조직 pH (미국특허 제5,813,403호)). 그러나, 그것의 인간 신진대사에 대한 적용은 불완전한 채로 남아 있으므로, 현재까지 실시간 에너지 섭취율 및 /또는 실시간 신진대사 연료 사용효율을 추정할 수 있는 LED 기반 실시간 생리학적 측정 디바이스는 존재하지 않는다. LED 기반 실시간 열량측정 디바이스의 정확도가 표준 개방 또는 폐쇄 회로 간접 열량계에 의해 측정된 바와 같은 사용자의 휴식상태 생리학적 파라미터들을 이용한 교정을 통해 증가될 수 있는 애플리케이션 또한 존재하지 않는다. 더 일반적으로는, 그러나, 신진대사 율 (이들테면 아래에서 더 상세히 설명되는 것인 본 발명의 간접 열량계) 의 절대 지표들에 기초한 기술에 의해 착용가능 생리학적 측정 디바이스 (예컨대 Garmin 또는 Polar 심장 박동수 모니터, Fitbit 등) 를 교정하는 전략은 업계에서 알려져 있지 않다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

**과제의 해결 수단**

[0020] 하나의 실시형태에서, 본 발명은 순간 호흡률 (RQ) 을 포함하여, 신진대사 파라미터들의 정확한, 실시간 측정, 분석 및 모니터링을 할 수 있는 2 개의 신규한 적정가격 및 통합가능 열량측정법 기구들의 도입을 통해 현재의

신진대사 측정 기법들 및 기술들에 연관된 문제들 및 불리점들을 극복한다. 더 구체적으로는, 본 발명은 (i) 사용자의 휴식상태 (resting) 신진대사 값들을 추정하고, (ii) 사용자의 신체 조성을 추정하는 능력들을 갖는 적정가격의, 휴대용, 간접 열량계의 생성에 유용한 신규한 기술을 설명한다. 본 발명은 또한 실시간 에너지 소비량, 실시간 신진대사 연료 사용효율 (utilization) (즉, 사용자의 신체가 주어진 순간에 신진대사 연료로서 활용하는 다량영양소의 유형), 실시간 에너지 섭취율, 수면 추적, 스트레스 추적, 기분 추적 등을 추정할 수 있는, 신규한 LED 기반 실시간 생리학 측정 디바이스를 설명한다. 본 발명은 또한 위의 디바이스들로부터 획득된 데이터가 사용자의 휴식상태 신진대사 값들의 사용을 통해 LED 기반 실시간 측정 디바이스를 교정하기 위해 통합되게 하는 신규한 방법론을 포함한다. 또다른 실시형태에서, 본 발명은 또한 식이요법 및 운동 결정들에 관한 실시간 지도의 동시 제공으로 사용자의 영양 상태, 에너지 소비량 레벨들 및 건강/수행능력/웰니스 목표를 향한 그의/그녀의 진전 (예컨대 체중 감소, 증가하는 피트니스 레벨들, 과도훈련(overtraining) 감소, 수면 품질 개선, 스트레스 레벨들 감소 등) 의 실시간 분석을 할 수 있는 실시간 사용자 지원 시스템의 개념을 도입한다. 본 발명은, 실시간 에너지 소비량과 같은 (같지만 그것으로 제한되지 않는) 사용자 정보를 소셜 네트워킹/게이밍 및 다른 사회적 상호작용 환경들과 통합할 수도 있다. 덧붙여서, 본 발명에 의해 생성된 신진대사 및 생리학 데이터는 방대한 다른 과학적 및 임상적 관련성 및 애플리케이션들을 가질 수도 있다. 본 발명은, 다양한 측정들을 근사화하는 대부분의 가용 기술들과는 대조적으로, 최소 사용자 입력을 요구하면서도 최대 정보 출력을 제공하며, 이에 의해 그것의 사용의 복잡도를 최소한으로 감소시키는 사용자 친화적 환경이 제공될 수도 있는 부가적인 이점을 제공할 수도 있다.

[0022] \*본 발명의 제 1 양태는 사용자의 일반 건강, 웰빙 및/또는 운동 수행능력에 관련한 개인화된 정보 시스템을 제공할 수도 있다. 그 정보 네트워크는, 하나의 실시형태에서 사용자 그의/그녀의 신진대사 조건에 관한 실시간 및/또는 장기 피드백, 뿐만 아니라 사용자의 신진대사 조건의 유지 또는 개선에 유리한 행동에 관한 실시간 및/또는 장기 지도(guidance)를 사용자에게 제공하기 위해 다른 현대의 정보 기술들 (예컨대 웹 기반 서버들, 스마트폰 애플리케이션들, 소셜 네트워크들, 게이밍 환경들 등) 에 연계하여 (아래에서 더 설명되는) 본 발명의 제 2 및 제 3 양태들의 사용을 포함하는, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단 (Personalized Nutritional and Wellness Assistant) 으로 실시된다. 1차로 중요한 것은 사용자 그의/그녀의 특정 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력 목표(들)를 달성하고 유지할 시에 그의/그녀의 효율을 높이기 위하여, 실시간 영양 상태, 사용자의 에너지 섭취율 및/또는 에너지 소비량 레벨을 결정하는 네트워크의 능력과, 그것의 사용자에게의 실시간 개인화된 영양 및 운동 지도의 후속하는 제공이다. 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 사용자의 개인 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력 목표(들)에 관한 그의/그녀의 진전에 대한 실시간 및 장기 피드백을 사용자에게 제공하기 위하여, 사용자의 이들 목표(들)에 관련하여 수동 입력, 측정된 및/또는 계산된 데이터를 평가하도록 설계될 수도 있다. 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 또한 일반적인 추세 지표로서 역할을 하는 이동 (moving) 또는 롤링 (rolling) 평균을 통합하고 사용자 그의/그녀의 목표를 향한 그의/그녀의 진전에 관한 정보를 사용자에게 컬러 코딩을 통해 통신할 수도 있다. 덧붙여서, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 사용자 그의/그녀의 개인 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력 목표(들)에 관한 그의/그녀의 진전을 앞당기기 위하여 개인화된 동기부여요소들 및 인센티브들을 사용자에게 제공할 수도 있다. 더욱이, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 모든 시스템 변수들 (즉, 사용자 입력들, 본 발명의 제 2 및 제 3 양태들로부터 획득된 데이터 등) 을 지속적으로 및/또는 단속적으로 고려함으로써 원하지 않는 및/또는 바람직하지 않은 생리학 (또는 행동적) 반응들을 트리거하는 사용자 그의/그녀의 행동 (또는 생리 기능) 에서의 패턴들에 관해 사용자에게서 알아내며 사용자에게 알리며 및/또는 사용자에게 교육할 수 있다. 사용자의 동의가 주어지면, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단의 위에서 언급된 '발견' 능력은 또한 건강 위험 분석, 운동 수행능력 예측들, 개인화된 광고 및 다른 애플리케이션들에 적합한 파라미터들을 발견하기 위해 (그 자체로, 또는 지질 데이터 (예컨대 GPS), 행동 데이터 (즉, 온라인 소셜 상호작용 및 구매 행동), 유전자 데이터와 같은 다른 데이터에 연계하여) 활용될 수 있다. 이처럼, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 임상적 및/또는 비-임상적 연구 및/또는 애플리케이션들에 매우 가치있음을 증명할 수 있는 귀중한 정보를 제공한다. 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 또한 본 발명의 제 2 및 제 3 양태들의 기능성 (아래에서 더 상세히 설명됨) 에 대한 신규한 및 고유한 범위 (dimension) 를 포함할 수도 있다.

[0023] 본 발명의 제 2 양태는 사용자의 순간 신진대사 상태의 연속, 정확한 측정을 가능하게 하면서도 또한 시간 출력, 가속도계, 지리위치 (geolocation) 데이터 로깅 등과 같은 더 일반적인 특징들을 제공하는 비-외과적 착용가능 디바이스를 제공한다. 본 발명은 고도로 정확한 실시간 신진대사 측정들을 획득하기 위해 고유한 광스펙트럼 및 데이터 분석 방법론을 사용할 수도 있다. 본 발명의 이 제 2 양태는 간접 열량계 (즉, 사용자가 숨을 쉬어만 하는 디바이스) 또는 신진대사 캡처의 사용 없이는 이전에 결정되지 않았었던 신진대사 파라미

터들에 관한 24/7 중단없는 (uninterrupted) 피드백을 제공하는 능력을 가진다. 이 점에서의 중요한 파라미터들은, 실시간 호흡률 (rtRQ), 실시간 에너지 섭취율 (rtEU) 및 실시간 에너지 균형 (rtEB) 을 포함할 수도 있지만 그것들로 제한되지 않는다. 덧붙여서, 본 발명의 제 2 양태는 가장 착용가능 열량측정 디바이스들보다 더 정확한 신진대사 윌 데이터 (즉, 에너지 소비량 데이터) 를 제공하며 - 이는 (소정의 평균 RQ-값, 예컨대 0.83을 활용하는 것과는 대조적으로) 그것의 RQ-값의 직접 측정이란 점에서 다른 착용가능 열량측정 디바이스들과는 상이하기 때문이다. RQ-값의 직접 결정은 수학적 모델링 및 컴퓨터이션 시스템 생물학에 연계하여 사용되는 경우에 (신체가 주어진 순간에 신진대사 연료로서 활용하는 다량영양소의 유형, 제지방 체중 (Fat Free Mass; FFM), 현재 신체 조성 (Current Body Composition; CBC), 등을 포함하지만 그것들로 한정되지 않는) 중요한 더 많은 신진대사 파라미터들조차도 실시간으로 지속적으로 결정하는 능력을 본 발명의 제 2 양태에 제공한다.

[0024] 본 발명의 제 3 양태는 피험체의 호흡된 가스들의 조성, 흐름 윌 및/또는 볼륨을 분석하는 능력을 갖는 소형 휴대용, 비-외과적 유닛을 제공한다. 간접 열량측정법이 그 유닛의 하나의 목적일 수도 있지만, 그것은 또한 피험체의 생체전기 임피던스 (그것으로부터 피험체의 신체 조성이 계산될 수도 있음) 및/또는 심장 박동수의 측정을 허용하는 센서들을 포함할 수도 있다. 대부분의 호환가능 기술들과는 달리, 본 발명의 이 제 3 양태의 설계는 콤팩트하고 (즉, 한 손으로 쥌 수 있게 충분히 작음) 패시브 가스 샘플링을 (설계 중심 (design-driven) 유체 역학의 결과로서) 허용한다. 본 발명의 제 3 양태의 다른 특징은 그것의 느린 산소 및/또는 이산화탄소 센서들의 구현 - 이는 그것의 고유한 샘플링 메커니즘의 결과 - 이다. 느린 센서들 및 패시브 샘플링 메커니즘의 조합된 사용은 큰 정확도를 갖지만 비용을 크게 감소시키는 피험체의 산소 소비 속도 (VO<sub>2</sub>) 및 이산화탄소 생산 속도 (VCO<sub>2</sub>) 를 측정하는 능력을 그 유닛에 제공한다. 덧붙여서, 본 발명의 제 3 양태는 본 발명의 제 2 양태의 정기적 교정을 위한 능력을 제 2 양태의 판독값들의 정확도를 지속적으로 개선하기 위하여 제공한다. 덧붙여서, 본 발명의 제 3 양태는 본 발명의 제 2 양태의 정기적 교정을 위한 능력을 제 2 양태의 판독값들의 정확도를 지속적으로 개선하기 위하여 제공한다.

[0025] 본 발명의 제 4 양태는 배터리/전기화학적 셀이 교체되어야 하는 경우에 무정전 전원 공급부를 본 발명의 제 2 양태의 전자 컴포넌트들 (또는 본 특허 명세서에서는 구체적으로 설명되지 않은 임의의 다른 전자 디바이스) 에 제공하는 능력을 갖는 이중 배터리 시스템을 제공한다.

[0026] 본 발명의 제 5 양태는 신호 검출 모듈 (즉, 그리고 자동 이득/레벨 조정들을 위한 알고리즘) 에 의해 검출된 바와 같은 상이한 세기(들) 및/또는 파장(들) 및/또는 배향(들)의 신호들을 비교하는 것을 가능하게 하는 - 따라서 그래픽 인터페이스 상에서 이러한 신호들의 원활하고 최적인 그래픽 표현을 가능하게 하는 - 프로세스에 관련된다.

[0027] 본 발명이 다양한 실시형태들을 참조하여 상세히 설명되지만, 본 발명은 본 명세서에서 설명되는 실시형태들만으로 제한되지 않는다는 것과, 다양한 변형예들이 첨부된 청구항들에서 정의된 발명의 범위로부터 벗어남 없이 만들어질 수도 있다는 것이 이해될 것이다.

**도면의 간단한 설명**

[0028] 이제 본 발명의 바람직한 실시형태가 다음의 첨부 도면들을 참조하여 예로써만 설명될 것이다:

도 1은 피험체의 생리학적 및/또는 신진대사 파라미터 데이터를 실시간으로 측정하고 중계하는데 사용되는 "연속 실시간 모니터링 디바이스" (CrtMD) 의 예시적인 실시형태의 개략적 표현이다.

도 2a는 피험체의 생리학적 및/또는 신진대사 파라미터들을 측정하는데 사용되는, 그리고 또한 CrtMD의 정기적 교정을 위해 사용되는 - 여기서는 측면 스트림 분석 챔버로 묘사된 - "정기적 교정 유닛" (RICU) 의 예시적인 실시형태의 개략적 표현이다.

도 2b는 - 여기서는 패시브 샘플링 분석 챔버로 묘사된 - RICU의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 2c는 - 생체전기 임피던스 및 심장 박동수 모니터링을 위한 센서들을 갖는 것으로 묘사된 - RICU의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 3은 (a) 디바이스 통신과 (b) "연속 실시간 모니터링 디바이스" (CrtMD) 상의 측정된 값들을 유용한 신진대사 파라미터 출력으로 변환하는데 사용되는 계산들에 관한 정보의 흐름의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 4는 (a) 디바이스 통신과 (b) "정기적 교정 유닛" (RICU) 에 의해 측정된 값들을 데이터베이스 상에 저장될

수 있는 유용한 신진대사 파라미터 데이터로 변환하는데 사용되는 계산들에 관한 정보의 흐름의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 5는 서버 및 CrtMD 상의 신진대사 파라미터들을 계산하는데 사용되는 함수들의 교정의 근거가 되는 정보 통합의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 6은 RICU, CrtMD, 스마트폰 및 유사한 디바이스들, 서버 기반 웹사이트, 소셜 네트워크 및 게이밍 환경을 포함하 (지만 그것들로 제한되지 않) 는 본 특허의 다양한 컴포넌트들의 상호작용으로 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단이 자신을 나타내는 방법의 일 예이다.

도 7a는 배터리/전기화학적 셀이 교체되어야 하는 경우에 무정전 전원 공급부를 임의의 전자 디바이스의 전자 컴포넌트들에 제공하는데 사용되는 이중 배터리 시스템의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 7b는 회로 커넥터들이 배터리의 반대편들 상에 그리고 배터리 소켓의 반대편들 상에 위치되어, 배터리 소켓 속으로의 삽입을 위한 완전한 비-방향성을 보장하는 이중 배터리 시스템의 하나의 실시형태의 개략적 표현이다.

도 8은 CrtMD 및 RICU가 동작할 수도 있는, 하나의 실시형태에서의 프로세스를 묘사한다.

도 9는 호기된 공기의 패시브 샘플링에 도움이 되는 유체 역학이 생성되게 하는 RICU의 공기 흐름 도관 및 샘플링 포털의 설계의 하나의 실시형태를 묘사한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0029] 다음의 상세한 설명과 첨부 도면들이 본 발명의 다양한 양태들을 설명하고 예시한다. 상세한 설명과 도면들은 당업자가 본 발명을 만들고 사용할 수 있게 하는데 도움을 주지만, 본 발명의 범위를 임의의 방식으로 제한하려는 의도는 아니다. 개시된 방법들의 견지에서, 제시된 단계들은 사실상 예시적이고 이에 따라, 단계들의 순서는 필요하거나 또는 중요하지 않다.

[0030] 본원의 방법들 및 시스템들이 개시되고 설명되기 전, 그 방법들 및 시스템들은 특정 방법들, 특정 컴포넌트들로, 또는 특정한 구현예들로 제한되지 않는다는 것이 이해된다. 본원에서 사용된 용어들은 특정한 양태들만을 설명하기 위한 것이고, 한정할 의도는 아니라는 것이 또한 이해된다.

[0031] 명세서와 첨부 청구항들에서 사용된 바와 같이, "a", "an", 및 "the"에 해당하는 단수 형태들은 또한 그렇지 않다고 명백히 지시되지 않는 한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. "옵션의" 또는 "옵션으로"는 그 뒤에 설명되는 이벤트 또는 상황이 일어날 수도 있거나 일어나지 않을 수도 있다는 것과, 설명이 상기 이벤트 또는 상황이 일어나는 경우들 및 그렇지 않은 경우들을 포함한다는 것을 의미한다.

[0032] 본 명세서의 상세한 설명 및 청구범위 전반에 걸쳐, 낱말 "포함한다"와 그 낱말의 변형들, 이를테면 "포함하는" 및 "하나가 다른 것을 포함한다 (comprises)"는 "포함하지만 그것들로 제한되지 않는다"는 의미이고, 예를 들어, 다른 컴포넌트들 또는 단계들을 배제하도록 의도된 것은 아니다. "예시적인"은 "~ 중 일 예"를 의미하고 바람직한 또는 이상적인 실시형태의 표시를 전달하는 것으로 의도된 것은 아니다. "이를테면 (such as)"은 제한적인 의미로 사용되지 않고, 설명을 목적으로 사용된다.

[0033] 개시된 것은 개시된 방법들 및 시스템들을 수행하는데 사용될 수 있는 컴포넌트들이다. 이들 및 다른 컴포넌트들은 본원에서 개시되어 있고, 이들 컴포넌트들의 조합들, 서브 세트들, 상호작용들, 그룹들 등이 개시되는 경우, 이것들의 각각의 다양한 개개의 및 집합적인 조합들 및 순열의 특정한 언급이 명시적으로 개시되지 않을 수도 있지만, 각각은 모든 방법들 및 시스템들에 대해, 본원에서 구체적으로 구상되고 설명되어 있다는 것이 이해된다. 이는 개시된 방법들의 단계들을 포함하지만 그것들로 제한되지 않는 본 출원의 모든 양태들에 적용된다. 따라서, 수행될 수 있는 다양한 부가적인 단계들이 있다면, 이들 부가적인 단계들의 각각은 개시된 방법들의 임의의 특정 실시형태 또는 양태들의 조합으로 수행될 수 있다는 것이 이해된다.

[0034] 본원의 방법들 및 시스템들은 바람직한 실시형태들 및 그 속에 포함된 예들의 다음의 상세한 설명과 도면들 및 그것들의 전후의 설명을 참조하여 더 쉽사리 이해될 수도 있다.

[0035] 당업자에 의해 이해될 바와 같이, 그 방법들 및 시스템들은 완전 하드웨어 실시형태, 완전 소프트웨어 실시형태, 또는 소프트웨어 및 하드웨어 양태들을 조합한 실시형태의 형태를 취할 수도 있다. 더욱이, 그 방법들 및 시스템들은 저장 매체에 수록된 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령들 (예컨대, 컴퓨터 소프트웨어) 을 갖는 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 대한 컴퓨터 프로그램 제품의 형태를 취할 수도 있다. 본원의 방법들 및 시스템들은 또한 웹 구현 컴퓨터 소프트웨어의 형태를 취할 수도 있다. 하드 디스크들, CD-ROM들, 광학적

저장 디바이스들 또는 고체상태 메모리 디바이스들, 자기 저장 디바이스들을 포함한 임의의 적합한 컴퓨터 관독 가능 저장 매체가 활용될 수도 있다.

[0036] 그 방법들 및 시스템들의 실시형태들은 방법들, 시스템들, 장치들 및 컴퓨터 프로그램 제품들의 블록도들 및 흐름 예시도들을 참조하여 아래에서 설명된다. 블록도들 및 흐름 예시도들의 각 블록과 그 블록도들 및 흐름 예시도들에서의 블록들의 조합들은 각각 컴퓨터 프로그램 명령들에 의해 구현될 수 있다는 것은 이해될 것이다.

[0037] 컴퓨터 또는 다른 프로그램가능한 데이터 프로세싱 장치를 특정 방식으로 기능을 하도록 명령할 수 있는 이들 컴퓨터 프로그램 명령들은 또한 컴퓨터 관독가능 메모리에 또한 저장될 수도 있어서, 컴퓨터 관독가능 메모리에 저장된 명령들은 흐름도 블록 또는 블록들에서 특정된 기능을 구현하기 위한 컴퓨터 관독가능 명령들을 포함하는 제조 물품을 생성한다. 그 컴퓨터 프로그램 명령들은 또한 컴퓨터 또는 다른 프로그램가능한 장치 상에서 수행될 일련의 동작 단계들로 하여금, 컴퓨터 또는 다른 프로그램가능한 장치 상에서 실행되는 명령들이 흐름도 블록 또는 블록들에서 특정된 기능들을 구현하기 위한 단계들을 제공하도록 하는 컴퓨터 구현된 프로세스를 생성하게 하는 컴퓨터 또는 다른 프로그램가능한 데이터 처리 장치 상에 로딩될 수도 있다.

[0038] 따라서, 블록도들 및 흐름 예시도들의 블록들은 특정된 기능들을 수행하기 위한 수단의 조합들, 특정된 기능들을 수행하기 위한 단계들의 조합들 및 특정된 기능들을 수행하기 위한 프로그램 명령 수단을 지원한다. 블록도들 및 흐름 예시도들의 각 블록과 블록도들 및 흐름 예시도들에서의 블록들의 조합들은 특정된 기능들 또는 단계들을 수행하는 특수 목적 하드웨어 기반 컴퓨터 시스템들 또는 특수 목적 하드웨어 및 컴퓨터 명령들의 조합들에 의해 구현될 수 있다는 것이 또한 이해될 것이다.

[0039] 본 발명의 하나의 실시형태는 이중 배터리 시스템 (도 7a 및 7b) 에 의해 전력공급되는 연속 실시간 측정 디바이스 (CrtMD) (도 1) 를 사용하며, CrtMD (도 1) 는 정기적 교정 유닛 (RICU) (도 2a 및 도 2b 및 도 2c 및 도 9에서 묘사됨) 에 의해 교정된다. CrtMD 및 RICU 양쪽 모두는 사용자에게 관한 생리학적 데이터를 획득하는데 이용될 수도 있고, 도 6의 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단을 업데이트 하기 위하여 도 3, 도 4, 도 5, 도 8 에 도시된 바와 같은 다른 전자 디바이스들 (예컨대 스마트폰들, 테블릿들, PC들, 웹 서버들, 서로 등) 과 무선 및/또는 유선 통신할 수 있다.

[0040] **연속 실시간 측정 디바이스 (CrtMD)**

[0041] 도 1은 CrtMD의 예시적인 실시형태를 도시하며, 거기서 유닛은, 예를 들어, 밴드 (1) 에 의해 사용자의 팔 (미도시) 에 매어질 수 있고, 측정된 및/또는 계산된 신진대사 데이터는 디바이스 자체 상의, 또는 하나 이상의 외부 전자 디바이스들 (예컨대 스마트폰들, 테블릿들, 개인용 컴퓨터들, 랩톱들 및/또는 서버들, 등) 상의 디스플레이 및/또는 프로세싱을 위해 유선 또는 무선 송신기 (4) 에 의해 중계된다. 그 디바이스는 생리학적 파라미터들의 연속적이고 정확한 측정을 허용하도록 광 방출 모듈 (8) 및 광 검출 모듈 (9) 이 사용자의 피부 표면에 충분히 가까이 근접하게 되는 것을 허용하는 (상박, 하박 (lower arm), 다리 및 몸통을 포함하지만 그것들로 한정되지 않으며 하나의 실시형태에서는 하박 상의 바람직하게 위치된) 개개의 신체의 임의의 부분에 매어질 수도 있다. 본 발명의 하나의 실시형태에서, CrtMD는 GPS (3), 가속도계 (미도시), 클록 (미도시) 을 구비하고, 잦은 간격으로 피부에 광을 조사하기 위해 가시 및/또는 근적외선 (NIR) 스펙트럼 (예컨대 제한되지는 않지만 300 nm 내지 1100 nm의 범위의 광 스펙트럼들) 에서 광을 생성하는 LED들 (8) 의 어레이를 활용한다. 방출된 광은 사용자의 피부 및 피하 조직 (미도시) 에 의해 확산될 수도 있고 반사된 광은 단일 포토다이오드, 포토다이오드 어레이 또는 광 검출을 위해 사용되는 다른 센서들로 구성된 광 검출 모듈 (9) 에 의해 검출된다. 포토다이오드 검출 패터너들은 연산 증폭기 (9q) 에 의해 증폭될 수도 있고, 하나 이상의 프로세싱 모듈들 (7) 에 의해 디지털화될 수도 있다. 디지털화된 신호들은 심장 박동수, 호흡 속도, 헤모글로빈 농도, 카르바미노헤모글로빈 농도, 옥시헤모글로빈 농도, 산소 포화도 등 (으로 제한되지는 않음) 과 같은 생리학적 파라미터들을 분석하는데 사용될 수도 있다. 하나의 실시형태에서, 그 방법은 다음을 수반하도록 구상된다:

[0042] 1. 포토다이오드 어레이 (9) 상에 탑재된 개별 포토다이오드들로부터 수신된 스펙트럼 데이터로부터의 소망의 파장 영역 (이들테면 비제한적인 300 - 1100 nm) 에서의 연속 파장 스펙트럼들의 보간.

[0043] 2. 신호 대 잡음 (S/N) 비를 증가시키기 위한 획득된 스펙트럼 데이터의 전처리. 바람직한 방법은 사비츠키-고레이 (Savitsky-Golay) 필터와 같은 저역 통과 필터 방법일 수 있지만, 다수의 스펙트럼들의 평균화 또는 평균 중심화 (mean-centering) 와 같은 다른 방법들이 S/N 비율을 증가시키기 위해 사용될 수 있다.

[0044] 3. 전처리된 데이터로부터 생리학적 파라미터를 예측하기 위해 x-y 데이터 (여기서 x 는 광 파장들 또는 주파수들이고 y 는 이들 파장들 또는 주파수들에 대응하는 반사 또는 흡수 세기들임) 를 사용할 수 있는 수학적 모델

의 구성을 위한 여러 회귀 알고리즘들의 사용. 실용에서, 상이한 생리학적 조건들에서 (예컨대 휴식 (rest) 동안 또는 물리적 진력 (exertion) 의 상이한 레벨들 동안) 측정된 생리학적 파라미터들과 함께 스펙트럼 데이터를 획득하고 다수의 선형 회귀, 주성분 분석 (principal component analysis; PCA), 비선형 반복적 부분 최소 자승 (non-linear iterative partial least squares; NIPALS) 및/또는 부분 최소 자승 (PLS) 회귀와 같은 회귀 알고리즘을 사용하여 생리학적 파라미터를 곧바로 예측하기 위한 수학적 모델을 구성할 수도 있다.

[0045] 4. 유효성검증 데이터 세트 (휴식 동안 및 물리적 진력의 상이한 레벨들 동안과 같은 상이한 생리학적 조건들에서 획득됨) 에 대한 예측 능력을 가지는지의 여부를 알기 위한 각각의 생리학적 파라미터를 위해 구성된 수학적 모델의 유효성 검증. 하나의 실시형태에서, 구성된 수학적 모델은 0.96 보다 큰  $R^2$  값 ( $R^2 > 0.96$ ) 을 산출하는 것이 바람직하다.

[0046] 5. 모든 후속하는 원시 (raw) 포토다이오드 신호들의 생리학적으로 관련된 데이터로의 신속한 전환을 보장하기 위한, 온라인 서버로의 그리고/또는 CrtMD의 로컬 저장 모듈 (101) 상의 수학적 모델들의 저장.

[0047] 하나의 실시형태에서, 이 방법은 단지 한 번만 수행될 수도 있고, 분광분석법에 의한 생리학적 파라미터의 정량화의 기초를 이루는 분자 메커니즘의 사전 지식 없이 사용될 수 있다. 이는 현재 사용중인 스펙트럼 데이터 해상도의 다른 방법들보다 뛰어난 고유한 이점을 제공한다 (옥시헤모글로빈 (HbO<sub>2</sub>) 농도의 근적외선 결정은, 예를 들면, 헤모글로빈 단백질 복합체 내에 함유된 산소화된 헴 (oxygenated heme) -그룹들의 스펙트럼 시그니처에 의존한다. 그러므로 HbO<sub>2</sub> 농도들은 660 nm 및 940 nm 스펙트럼들을 고려함으로써 결정될 수 있다고 알려져 있는데, 상이한 HbO<sub>2</sub> 농도들에 대한 스펙트럼 차이들이 이들 파장들에서 가장 두드러져서이다). 그런 기초가 되는 분자 메커니즘들의 사전 지식에 대한 요건을 극복하는 것에 의해, 본 발명의 방법은 분석되지 않은 스펙트럼 신호로부터 관심있는 생리학적 파라미터들을 '발견하는' 능력을 가지고, 그러한 것은 스펙트럼 데이터로부터 생리학적 파라미터들을 분석하는 그것의 능력에서 현재의 방법론들보다 더 다용도이다.

[0048] CrtMD는 모니터링 심폐 시스템을 모니터링하 (고 어쩌면 사용자에게 의해 수동으로 제공되는 기분/스트레스/수면 정보를 갖는 측정된 데이터로부터 도출된 결론들을 조정하) 는 것에 의해 기분, 사용자의 수면 및 스트레스 상태를 추론할 수 있다. 이것은 인간 존재들의 기분 및 일일주기 리듬 (circadian rhythm) 양쪽 모두 (즉, 수면/각성 사이클) 가 그들의 실시간 신진대사 및 심폐 데이터에 반영되기 때문에 가능하다. 수면은, 예를 들면, 심폐 활동에서의 감소 (즉, 호흡 주파수 및 맥박수에서의 감소) 에 의해 나타내어지는 반면, 기분 및 스트레스 레벨들은 사진체적변동기록 (photoplethysmographic) 데이터에서의 변경들 (예컨대 심장 박동수 변동에서의 변경들) 에 의해 나타내어진다.

[0049] CrtMD의 하나의 특징은 분석된 스펙트럼 데이터로부터 사용자의 순간 산소 소비 속도 (VO<sub>2</sub>) 및 순간 이산화 탄소 생산 속도 (VCO<sub>2</sub>) 를 뽑아내는 그것의 능력이다. 이 능력은 사용자의 실시간 호흡률 (rtRQ) 을 지속적으로 계산하는 능력을 CrtMD에게 제공하며, 그 실시간 호흡률은 더 나아가서 사용자의 실시간 에너지 섭취율을 계산하는데 사용된다.

[0050] 다음은 본 발명의 하나의 실시형태에 따른, 분석된 실시간 스펙트럼 데이터로부터 순간 산소 소비 속도 (VO<sub>2</sub>) 및 순간 이산화 탄소 생산 속도 (VCO<sub>2</sub>) 의 추출을 위해 사용되는 수학적 로직의 상세한 설명이다. 그 프로시저는 수동으로 특정된 파라미터들 (예컨대 나이), 뿐만 아니라 함수들 (36a - 36x) (함수들 (36a - 36x) 은 함수들 (35 및 36) 의 기초를 이루는 수학적 로직을 나타냄) 로 치환하는데 필요한 휴식상태의 생리학적 파라미터들을 획득하기 위한 CrtMD의 초기 교정 (RICU를 사용한 CrtMD의 교정을 말하며, 아래에서 더 설명됨) 을 수반한다:

[0051] 1. 사용자의 VO<sub>2max</sub> 는 Uth 등의 방법을 이용하여 사용자의 최대 심장 박동수 (HR<sub>max</sub>) 및 휴식상태 심장 박동수 (HR<sub>rest</sub>) 의 비율로부터 결정된다. 이는 피크의 원리 (Fick principle) 를 이용한, 심장 박출량 (Q) 및 동정맥 O<sub>2</sub> 차이 (C<sub>a</sub>O<sub>2</sub> - C<sub>v</sub>O<sub>2</sub>) 의 측면에서의 사용자의 VO<sub>2</sub>의 다음의 표현식을 요구하며:

[0052] 
$$\dot{V}O_2 = \dot{Q} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2) \dots [36a]$$

[0053] 여기서 심장 박출량 (Q) = 심장 박동수 (HR) x 1회박출량 (SV) 이며, 그래서:

[0054]  $\dot{V}O_2 = HR \cdot SV \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2) \dots[36b]$

[0055] 이고 그 공식은 다음과 같이 휴식 중의 사용자에 대해 참이거나:

[0056]  $\dot{V}O_{2rest} = HR_{rest} \cdot SV_{rest} \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{rest} \dots[36c]$

[0057] 또는 최대 진력에서 다음과 같다:

[0058]  $\dot{V}O_{2max} = HR_{max} \cdot SV_{max} \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{max} \dots[36d]$

[0059] 위의 수학적식들을 조합하여, 다음을 얻는다:

[0060]  $\dot{V}O_{2max} = \frac{HR_{max} \cdot SV_{max} \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{max}}{HR_{rest} \cdot SV_{rest} \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{rest}} \cdot \dot{V}O_{2rest} \dots[36e]$

[0061] Nottin 등 (2002) 에 따르면  $SV_{max}/SV_{rest}$  에 대한 평균 값은 1.28 이고 독자적인 연구로, Chapman 등 (1960) 은 평균  $SV_{max}/SV_{rest}$  값이 1.29가 된다고 보고했다. 이들 2 개의 값들의 평균 (1.285) 을 최대 산소 소비에서의 및 휴식 중의 동정맥 산소 차이의 평균 비율 (Chapman 등 (1960) 에 의해 결정된 바와 같은 3.4) 과 함께 수학적식에 대입함으로써, 다음의 환산된 수학적식을 얻는다:

[0062]  $\dot{V}O_{2max} = 4.37 \frac{HR_{max}}{HR_{rest}} \cdot \dot{V}O_{2rest} \dots[36f]$

[0063] 2. 환산된 수학적식은  $HR_{max}$  ' 에 비례하는  $HR'$  ( $HR/HR_{max}$ ) 을 ' $\dot{V}O_{2max}$  ' 에 비례하는  $VO_2'$  ( $VO_2/VO_{2max}$ ) 에 관련시키는 함수와 다음과 같이 조합되어:

[0064]  $\frac{\dot{V}O_2}{\dot{V}O_{2max}} = f\left(\frac{HR}{HR_{max}}\right) \dots[36g]$

[0065] 다음의 복소 수학적식을 획득하며:

[0066]  $\dot{V}O_2 = 4.37 \cdot \dot{V}O_{2rest} \cdot \frac{220 - age}{HR_{rest}} \cdot \left(f\left(\frac{HR}{HR_{max}}\right)\right) \dots[36h]$

[0067] 여기서  $HR_{max}$  는 220 - age 로 대체될 수 있다 ( $HR_{max}$  가 공식 220 - age 를 이용함으로써 근사화될 수 있어서이다).

[0068] 3. 그 함수는 어떤 형태 (예컨대 2 차 다항식, 또는 다른 회귀 방정식들) 로 일반화되며 여기서 여러 추가적인 휴식상태 및 실시간 생리학적 파라미터들이 고려될 수 있다. 이러한 함수의 일 예는 다음과 같을 것이며:

[0069]  $\dot{V}O_2 = 4.37 \cdot \dot{V}O_{2rest} \cdot \frac{220 - age}{HR_{rest}} \cdot \left(a \cdot \left(\frac{HR}{220 - age}\right)^2 - b \cdot \frac{HR}{220 - age} + c\right) \dots[36i]$

[0070] 여기서 a, b 및 c 는 조직 수소 이온 농도 (pH), 헤모글로빈 농도 (Hb), 호흡 속도 (BR), 산소 포화도 (SaO<sub>2</sub>), 및 옥시헤모글로빈 농도 (HbO<sub>2</sub>) 와 같 (지만 그것들로 제한되지 않) 은 파라미터들에 대한 휴식상태 및/또는 실시간 값들의 함수들이다. 이들 함수들은 다음과 같이 정식으로 쓰여질 수 있으며:

[0071]  $a = f_1((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{rest}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{RT}) \dots[36j]$

[0072]  $b = f_2((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{rest}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{RT}) \dots[36k]$

[0073]  $c = f_3((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{rest}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{RT}) \dots[36l]$

[0074] 여기서 함수들 ( $f_1$ ,  $f_2$  및  $f_3$ ) 은 파라미터 추정 접근법에 의해 (예컨대 신경 네트워크들을 사용하여) 결정된다.

[0075] 4. 사용자의  $\dot{V}CO_2$  는  $\dot{V}O_2$  에 대해 설명된 바와 유사한 방식으로 획득될 수도 있다. 사용자의 휴식상태  $\dot{V}CO_2$  는 먼저 심장 박출량 (Q) 및 동정맥  $CO_2$  차이 ( $C_aCO_2 - C_vCO_2$ ) 의 측면에서 다음과 같이 표현되며:

[0076] 
$$\dot{V}CO_{2rest} = HR_{rest} \cdot SV_{rest} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{rest} \dots [36m]$$

[0078] \*여기서 심장 박동수 ( $HR_{rest}$ ) x 1회박출량 ( $SV_{rest}$ ) 은 원래의 공식에서의 심장 박출량 (Q) 을 대체한다. 마찬가지로, 최대 진력에서의 사용자의  $\dot{V}CO_2$  는 다음과 같이 표현되며:

[0079] 
$$\dot{V}CO_{2max} = HR_{max} \cdot SV_{max} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{max} \dots [36n]$$

[0080] 그리고 2 개의 공식들은 결합하여 다음을 제공한다:

[0081] 
$$\dot{V}CO_{2max} = \frac{HR_{max} \cdot SV_{max} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{max}}{HR_{rest} \cdot SV_{rest} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{rest}} \cdot \dot{V}CO_{2rest} \dots [36o]$$

[0082] 비록  $SV_{max}/SV_{rest}$  비율이 앞에서와 같이 1.285에 의해 대체될 수 있지만, 최대 진력에서의 그리고 휴식에서의 동정맥 이산화 탄소 차이의 비율은 알려져 있지 않다. 누락 값은 휴식에서의 그리고 최대 진력에서의 동정맥 산소 차이 및 휴식에서의 그리고 최대 진력에서의 호흡률로부터, 다음의 프로시저를 사용하여 계산된다:

[0083] a. 사용자의 휴식상태 호흡률 ( $RQ_{rest}$ ) 은 휴식에서의 그의/그녀의 동정맥 산소 및 동정맥 이산화 탄소 차이들의 측면에서 다음과 같이 쓰며:

[0084] 
$$(C_aCO_2 - C_vCO_2)_{rest} = RQ_{rest} (C_aO_2 - C_vO_2)_{rest} \dots [36p]$$

[0085] 그것은 또한 다음과 같이 쓸 수 있는데:

[0086] 
$$(C_aCO_2 - C_vCO_2)_{rest} = RER_{rest} (C_aO_2 - C_vO_2)_{rest} \dots [36q]$$

[0087] 호흡률 (RQ, 세포 레벨에서의 가스 교환을 나타냄) 이 휴식 중에 특정된 경우에 호흡 교환 비율 (RER, 폐들의 가스 교환을 나타냄) 과 동일하기 때문이다.

[0088] b. 마찬가지로, 최대 진력에서의 사용자의 호흡률 ( $RQ_{max}$ ) 은 최대 진력에서의 그의/그녀의 동정맥 산소 및 동정맥 이산화 탄소 차이들의 측면에서 다음과 같이 쓰며:

[0089] 
$$(C_aCO_2 - C_vCO_2)_{max} = RQ_{max} (C_aO_2 - C_vO_2)_{max} \dots [36r]$$

[0090] 그것은 또한 다음과 같이 쓸 수 있는데:

[0091] 
$$(C_aCO_2 - C_vCO_2)_{max} = (C_aO_2 - C_vO_2)_{max} \dots [36s]$$

[0092] 최대 소비량에서의 세포 호흡률이 1과 같기 (즉,  $RQ_{max} = 1$  이기) 때문이다. 이 경우, 최대 호흡률 ( $RQ_{max}$ ) 의 사용이 최대 호흡 교환 비율 ( $RER_{max}$ ) 로 대체하는 것보다 바람직한데, 후자가 사용자의 신진대사율이 증가하는 경우에 발생하는 신진대사 산성혈증 (acidosis) 및 다른  $CO_2$  해방 프로세스들에 의해 영향을 받기 때문이다. 이들 프로세스들은, RQ-값들이 0.7 내지 1.0의 범위로 유지되는 동안, RER-값들이 0.7부터 1.2를 초과하기까지 변화는 것을 허용한다.

[0093] c. 수정된 수학적식들은 다음의 복소 수학적식을 얻기 위해 수학적식 36o 에 대입되며:

[0094] 
$$\dot{V}CO_{2max} = \frac{HR_{max} \cdot SV_{max} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2)_{max}}{HR_{rest} \cdot SV_{rest} \cdot RER_{rest} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2)_{rest}} \cdot \dot{V}CO_{2rest} \dots [36t]$$

[0095] 그것은  $SV_{max} \times SV_{rest}^{-1}$  에 대한 조사보고 (literature) 값들 (1.285) 및 최대 산소 소비량에서의 그리고 휴식에서의 동정맥 산소 차이의 평균 비율 (3.4) 을 그 수학적식에 대입함으로써 다음과 같이 환산될 수 있다:

$$\dot{V}CO_{2max} = 4.37 \frac{HR_{max}}{HR_{rest} \cdot RER_{rest}} \cdot \dot{V}CO_{2rest} \quad \dots [36u]$$

이 프로시저에 의해 획득된  $VCO_{2max}$  값이 세포 레벨에서의 호흡만으로 표현된다는 것에 주의해야 한다.  $VCO_{2max}$  값을 초과하는  $VCO_2$  값들은 세포 호흡 뿐만 아니라 신진대사 산성혈증 및 다른  $CO_2$  해방 프로세스들의 결과로서의 헤모글로빈 분자들로부터의 비-신진대사  $CO_2$  반복을 나타낸다는 것에 또한 주의해야 한다.

5. 다항식 함수는 그 다음에 Saalasti (2003) 에 의해 설명된 것과 유사한 방법들 사용하여 전개된다. 그 함수는  $pHR$  및  $VCO_{2max}$  '에 비례하는  $VCO_2$ ' ( $pVO_2$ ) 사이의 관계를 다음과 같이 설명하며:

$$\frac{VCO_2}{VCO_{2max}} = \sum_{i=0}^n a_i \cdot \left(\frac{HR}{HR_{max}}\right)^i \quad \dots [36v]$$

여기서  $n$  은 다항식의 차수이다.

6. 수학적들 (36u 및 36v) 을 조합하고,  $HR_{max}$  를  $220 - age$  로 치환하여, 다음을 얻으며:

$$VCO_2 = 4.37 \cdot \frac{220 - age}{HR_{rest} \cdot RER_{rest}} \cdot VCO_{2rest} \cdot \sum_{i=0}^n a_i \cdot \left(\frac{HR}{HR_{max}}\right)^i \quad \dots [36w]$$

\*여기서  $a_i$  는 조직 pH ( $pH$ ), 헤모글로빈 농도 ( $Hb$ ), 호흡 속도 ( $BR$ ), 조직 산화 포화도 ( $SO_2$ ) 및 옥시헤모글로빈 농도 ( $HbO_2$ ) 의 휴식상태 및 실시간 값들의 함수이고, 다음과 같이 쓰며:

$$a_i = f_i((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{rest}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{RT}) \quad \dots [36x]$$

여기서  $1 \leq i \leq n$  이고, 함수  $f_i$  는 파라미터 추정 접근법 (예컨대 신경 네트워크들 또는 유전자 알고리즘들) 에 의해 결정된다.

도 3은 실시간 호흡률 ( $rtRQ$ ) (35), 실시간 에너지 소비량 ( $rtEE$ ) (36), 에너지 섭취율 ( $EU$ ) (37), 누적 에너지 소비량 (누적  $EE$ ) (38), 누적 에너지 섭취율 (누적  $EU$ ) (39) 및 추정된 현재 신체 조성 ( $CBC_s$ ) (40) 과 같은 신진대사 파라미터들이 사용자의 분석된 생리학적 파라미터 데이터 및 추출된  $VO_2$  및  $VCO_2$  값들로부터 계산되는 방법의 예시를 제공한다. 본 발명이 이들 계산들로 제한되지 않는다는 것과, 그러나, 사용자의 신진대사, 건강 및 웰빙에 관련한 다른 계산들은 본 특허 명세서에 포함되는 것이 이해될 것이다. 그런 함수들의 예들은 다음의 계산에 대한 것들을 포함한다:

a. 실시간 호흡률 (실시간  $VO_2$  및  $VCO_2$  값들을 사용함):

$$rtRQ = \frac{VCO_2}{VO_2}$$

b. 총 에너지 소비량 (실시간  $VO_2$  및  $VCO_2$  값들을 단축된 위어(weir) 공식 속에 대입함):

$$TEE = 1.44 \cdot (3.9 \cdot VO_2 + 1.1 \cdot VCO_2)$$

c. 휴식상태 에너지 소비량 ( $VO_{2rest}$  및  $VCO_{2rest}$  를 단축된 위어 공식 속에 대입함):

$$REE = 1.44 \cdot (3.9 \cdot VO_{2rest} + 1.1 \cdot VCO_{2rest})$$

d. 신체 활동 에너지 소비량:

$$PAEE = TEE - REE$$

하나의 실시형태에서, 사용된 함수들의 모두는 서버 상에 저장되지만, 모든 원시 및/또는 해석된 및/또는 국소적으로 계산된 파라미터 데이터는 로컬 저장 모듈 (101) 상에 저장된다. 모든 값들은 타임 스탬프되고, 하

나의 실시형태에서 가장 최근에 계산된 추정된 현재 신체 조성 값 (CBC<sub>s</sub>) 은 항상 저장 모듈 (101) 상의 이전에 저장된 추정된 현재 신체 조성 값 (CBC<sub>s-i</sub>) 을 대체한다. 로컬 저장 모듈 (101) 상의 데이터는 무선 송신기 (4) 또는 비-무선 통신 포트 (미도시) 에 의해, 또는 스마트폰 또는 유사한 중계 디바이스의 사용을 통하는 계단식 방식으로 서버로 직접 송신될 수 있다. 재충전가능 배터리 및/또는 에너지-채취 (harvesting) 디바이스 (6) 는 CrtMD의 에너지 의존성 컴포넌트들의 모두에 대한 전원으로서 역할을 한다.

[0117] 본 발명의 하나의 실시형태에서, 계산된 신진대사 파라미터들은 관심있는 분석된 생리학적 파라미터 데이터 (예컨대 심장 박동수, 호흡 속도, 헤모글로빈 산화 포화도, 전체 혈액 pH) 와 함께, 스마트폰 애플리케이션, 태블릿 애플리케이션, 웹사이트 등 상에 디스플레이될 수도 있다. 본 발명의 다른 실시형태에서, 분석된 생리학적 데이터는 디지털 디스플레이 (미도시) 에 의해 사용자에게 중계될 수 있으며, 그 디지털 디스플레이는 또한 사용자의 소셜 네트워크들 및/또는 웹 기반, 로컬 및/또는 소셜 네트워크 게이밍 환경들에 대한 인터페이스로서 사용될 수 있다. 사용자의 그의/그녀의 개인 목표에 관한 진전 ("영양 및 웰니스 보조수단"의 설명에서 언급됨) 은 또한 컬러 광 어레이 (미도시) 의 점진적인 조명 (progressive illumination) 에 의해 나타내어진다.

[0118] CrtMD의 다른 실시형태들은 다음을 포함한다: CrtMD의 전자기기들의 패치 유사 폼 팩터 (즉, 사용자의 신체 상에 직접 붙일 수 있는 재사용가능 또는 1회용 패치) 또는 직물들 속으로의 또는 신체와 직접 접촉하고 있는 다른 재료들 (예컨대 스웨터, 반바지 또는 신발들과 같은 정상적인 의류) 속으로의 통합; LED들의 세트에 순차적으로 전력을 공급함으로써 직렬로 측정될 상이한 파장들의 허용; 서버로의 및 그로부터의 데이터의 다-단계 송신(예컨대 착용가능 디바이스는 원시 또는 분석된 스펙트럼 데이터를 모바일 폰, 스마트워치(예컨대 Pebble/i'm Watch), 또는 무선/유선 통신 프로토콜(26)을 이용하는 임의의 유사한 디바이스로 송신할 수 있으며, 그런 기기로부터 그 데이터는 GPRS/EDGE/3G/4G 또는 임의의 다른 무선/유선 양태들(modalities)(27)을 사용하여 온라인 서버로 송신될 수 있다); 착용가능 CrtMD 디바이스 상에서 또는 중간 디바이스 (이들테면 모바일 폰) 상에서 또는 서버 상에서 중 어느 하나 상에서 일어날 수 있는 데이터 프로세싱 및/또는 디스플레이; 하드웨어 컴포넌트들 사이의 데이터의 무선/유선 전이, 뿐만 아니라 컴포넌트들 중 임의의 것에 의한 데이터 디스플레이의 허용; 정보의 사용자에게로의 가청 통신의 허용; 사용자로부터의 쿼리들 및 커맨드들의 디바이스로서의 구두 (verbal) 통신 등의 허용.

[0119] **CrtMD 데이터 프로세싱**

[0120] 하나의 실시형태에서, CrtMD 상의 광 검출 모듈 (9) 은 모듈 (9) 에 의해 검출된 광 신호의 세기에 비례하는 전압 또는 전류를 생성한다. 이 신호의 레벨 및 진폭은 PGA (programmable gain amp) 가 마이크로제어기 또는 ADC (아날로그 대 디지털 제어기) 에 의해 샘플링된 전압들의 범위의 최적의 사용을 하기 위하여 검출된 광 신호를 증폭하는데 필요한 특정 레벨 및 이득 조절값을 생성하도록 설정되어야 하는 값들을 계산하는 수학 함수에 파라미터들로서 피드된다. 그 프로시저는 신호가 마이크로제어기 또는 아날로그-디지털 변환기 (ADC) 샘플링 범위에 남아 있는 것을 보장하기 위해 한번, 주기적으로 또는 지속적으로 수행된다. 마이크로제어기에 의해 측정된 신호들은 계산 동작들을 역으로 하고 특정 감산 및 이득 조절을 고려함으로써 광 감지 모듈에 의해 측정된 바와 같은 원래의 전압 또는 전류로 다시 변환될 수 있다. 원래의 전압 또는 전류는 그 다음에 광 검출 모듈 (9) 의 감지 능력, 광 검출 모듈 (9) 로부터의 광원의 거리, 뿐만 아니라 광 검출 모듈 (9) 에 의해 측정되는 광을 생성하는 광원의 발광도 (luminosity) 를 고려함으로써 표준화될 수 있다. 이 표준화는 광의 상이한 세기들, 발광 포지션 및 파장들이 광 검출 모듈 (9) 부근을 비추는 경우에 광 검출 모듈 (9) 에 의해 획득된 신호를 비교하는 것을 가능하게 한다.

[0121] **이중 배터리 시스템**

[0122] 도 7a 및 도 7b는 배터리/전기화학적 셀이 교체되어야 하는 경우에 무정전 전원 공급부를 CrtMD의 전자 컴포넌트들 (또는 본원 특허에 의해 커버되지 않는 임의의 다른 전자 디바이스) 에 제공하는데 사용될 수도 있는 이중 배터리 시스템의 2 개의 실시형태들을 나타낸다. 그 시스템은 바닥난 배터리 (204) 가 전기화학적 회로의 중단 없이 충전된 배터리 (200) 에 의해 교체될 수 있는 그런 방식으로 위치한 양극 접점(들) (203) 및 음극 접점(들) (202) 을 갖는 배터리 소켓 (201) 을 포함할 수도 있다. 본 발명의 하나의 실시형태에서, 충전된 배터리 (200) 는 도 7a (A 및 B) 및 도 7b (C) 에 묘사된 바와 같이 바닥난 배터리 (204) 를 배터리 소켓 (201) 밖으로 밀어내는데 사용된다. 도 7b (C) 의 실시형태에서, 배터리 소켓 (201) 은 벽 소켓들의 대향 측면들 상의 양극 접점들 (203), 및/또는 벽 소켓들의 대향 측면들 상의 음극 접점들 (202) 을 포함한다. 배터리 자체 (c) 는 하나 이상의 양극 단자들 (200b 또는 204b) 및 하나 이상의 음극 단자들 (200a 또는 204a) 을 가질 수 있으며, 다만 그 단자들은 바닥난 배터리를 배터리 소켓 (201) 밖으로 밀어내는 경우에 바닥난 배터리가 회

로를 차단하도록 하기 전에 배터리 소켓 (201) 내부의 적어도 하나의 음극 접점 (202) 및 적어도 하나의 양극 접점 (203) 와의 접촉을 그 단자들이 보장하는 그런 방식으로 위치된다. 본 발명의 다른 실시형태에서, 배터리 소켓은 단지 하나의 양극 접점 (203) 및 하나의 음극 접점 (202) 을 포함하지만, 소켓과 함께 사용하기 위해 설계된 배터리/전기화학적 셀들은 바닥난 배터리를 충전된 대용품 (200) 으로 배터리 소켓 (201) 밖으로 밀어내는 경우에 바닥난 배터리가 회로를 차단하게 하기 전에 배터리 소켓 (201) 내부의 적어도 하나의 음극 접점 (202) 및 적어도 하나의 양극 접점 (203) 과의 접촉을 보장하도록 위치된 적어도 2 개의 양극 단자들 (200b 또는 204b) 및 적어도 2 개의 음극 단자들 (200a 또는 204a) 을 포함한다. 본 발명의 또 다른 실시형태에서, 소켓은 오직 3 개의 접점들 (즉, (i) 2 개의 양극들 (203) 및 하나의 음극 (202), 또는 (ii) 1 개의 양극 (203) 및 2 개의 음극들 (202)) 을 포함할 수도 있는 반면, 배터리/전기화학적 셀 자체는 단말들의 상보적인 세트 (즉, (i) 1 개의 양극 (200b 또는 204b) 및 2 개의 음극들 (200a 또는 204a), 또는 (ii) 2 개의 양극들 (200b 또는 204b) 및 하나의 음극 (200a 또는 204a) 를 포함한다. 마찬가지로, 이들 단자들 및 접점들은 그것들이 바닥난 배터리/전기화학적 셀 (204) 을 충전된 대용품 (200) 으로 교체하는 경우에 무정전 회로를 보장하도록 위치될 수도 있다.

[0123] **정기적 교정 유닛 (RICU)**

[0124] 정기적 교정 유닛 (RICU) 은 피험체 (즉, 인간, 동물, 식물 또는 호흡 또는 연소를 수반하는 임의의 다른 생물체 또는 프로세스) 의 신진대사 파라미터들을 획득하는 능력을 갖는 휴대용 및 핸드헬드 간접 열량측정 디바이스를 포함한다. RICU는 샘플링 챔버 (26) 에서 흡기된 공기 및/또는 호기된 공기 양쪽 모두의 조성을 분석함으로써 사용자의 이산화 탄소 생산 속도 (CO<sub>2</sub>prod) 및 산소 소비 속도 (O<sub>2</sub>cons) 와 같은 중요한 생리학적 파라미터들을 결정할 수 있다. 바람직한 실시형태 (도 2b) 에서, 호기된 공기 샘플들은 공기 흐름 경로 (11) 로부터 샘플링 포털 (181) 을 통해 샘플링 챔버 (26) 속으로 수동적으로 전환된다. 다른 실시형태 (도 2a) 에서, 흡기된 및/또는 호기된 공기 샘플들은 공기 흐름 경로 (11) 로부터 샘플링 밸브 (18) 를 통해 샘플링 챔버 (26) 속으로 주기적으로 전환된다.

[0125] 도 2b는 RICU의 하나의 실시형태의 개략적 표현을 제공하며, 도면에서 그 디바이스는 속이 빈 내부 (16) 를 갖는 휴대용 몸체 (10) 를 구비하며 그 속이 빈 내부를 따라, 공기흐름 경로 (11) 가 입구 (171) (그것은 잠정적으로 동시에 출구로서 역할을 할 수 있음), 출구 (172) (그것은 잠정적으로 동시에 입구로서 역할을 할 수 있거나, 또는 모두 생략될 수 있음), 커넥터 (14), 및 (예컨대 팬 또는 퍼지 (purge) 펌프에 의한 강제 환기를 통해) 퍼지 포털 (271) 을 통하여 공기가 수동적으로 또는 능동적으로 빠져나갈 수 있는, 공기가 샘플링 챔버 (26) 에 들어가는 것을 허용하는 패시브 샘플링 포털 (181) 사이에 뻗어 있다. 커넥터 (14) 는 디바이스에 대한 피험체의 코 및/또는 입 (미도시) 의 접촉을 지원하기 위하여 휴대용 몸체 (10) 에 부착되고, 흡기된 및/또는 호기된 공기의 완전한 볼륨이 누설로 인한 손실 없이 디바이스 속으로 그리고 공기 흐름 경로 (11) 를 따라 전해지는 것을 허용하도록 설계된다. 커넥터 (14) 는 착탈식, 또는 디바이스의 몸체 (10) 의 부분일 수도 있다. 그런 커넥터들은 잘 알려져 있고 그것들의 설계 및 기능은 여기서 추가로 설명되지 않을 것이다. 유량계 (15) 는 공기 흐름 경로 (11) 를 가로지르게 탑재되고, 흡기들 (MV<sub>inh</sub>, 시간단위당 측정된 볼륨) 및/또는 호기들 (MV<sub>exh</sub>, 시간 단위당 측정된 볼륨) 의 지속기간, 호흡 사이클의 지속기간, 뿐만 아니라 흡기된 공기 흐름 (13) 및/또는 호기된 공기 흐름 (12) 의 흐름 율을 지속적으로 측정하도록 설정된다. 하나의 실시형태에서, 각각의 호기는 호기된 공기 (12) 가 샘플링 포털 (181) 을 통해 샘플링 챔버에 수동적으로 들어가게 한다. 패시브 샘플링은 (i) 샘플링 포털 (181) 및/또는 퍼지 포털 (271) 에 위치한 역류 방지 밸브 (미도시); (ii) 샘플링 포털 (181) 및/또는 퍼지 포털 (271) 에서 기계적 수단 (예컨대 Gamboa, Bardell 및 Tesla 밸브들) 보다는 유체 역학을 사용하는 밸브의 사용; 및/또는 (iii) 호기된 공기의 샘플링 챔버 (26) 로의 순수 유입을 순조롭게 하는 디오디시티 (diodicity) 를 생성하는 유체 역학을 생성하는 그런 방식의 공기 흐름 도관의 설계에 의해 달성된다.

[0126] 도 2a는 공기 샘플들이 액티브 샘플링에 의해 메인 공기 흐름 스트림으로부터 전환되는, 정기적 교정 유닛 (RICU) 의 대체 실시형태의 개략적 표현을 제공한다. 그 디바이스는 공기 흐름 도관 (16) 을 갖는 휴대용 몸체 (10) 를 구비하며, 그 공기 흐름 도관을 따라 공기흐름 경로 (11) 가 커넥터 (14) 및 통기 구멍 (17) 사이에 뻗어 있다. 그 디바이스는 또한 흡기된 공기 (13) 및/또는 호기된 공기 (12) 의 가스 조성을 나타내는 공기 샘플들을 획득하기 위하여 샘플링 밸브 (18) 에 의해 공기 샘플들이 향하게 되는 샘플링 챔버 (26) 를 구비한다. 커넥터 (14) 가 피험체의 코 및/또는 입 (미도시) 의 디바이스에의 접촉을 지원하기 위하여 휴대용 몸체 (10) 에 부착된다. 앞서서와 같이, 커넥터 (14) 는 흡기된 및/또는 호기된 공기의 완전한 볼륨이 누설

로 인한 손실 없이 디바이스 속으로 그리고 공기 흐름 경로 (11) 를 따라 전해지는 것을 허용하도록 설계된다. 마찬가지로, 커넥터 (14) 는 착탈식, 또는 디바이스의 몸체 (10) 의 부분일 수도 있다. 도 2b에서처럼, 유량계 (15) 는 공기 흐름 경로 (11) 를 가로지르게 탑재되고, 흡기들 ( $MV_{inh}$ , 시간단위당 측정된 볼륨) 및/또는 호기들 ( $MV_{exh}$ , 시간 단위당 측정된 볼륨) 의 지속기간, 호흡 사이클의 지속기간, 뿐만 아니라 흡기된 공기 흐름 (13) 및/또는 호기된 공기 흐름 (12) 의 흐름 율을 지속적으로 측정하도록 설정된다. 이 실시형태에서, 샘플링 프로시저는 단일 샘플링 이벤트로 수행될 수 있거나, 또는 샘플들이 흡기된 및/또는 호기된 공기를 나타내는 것을 보장하기 위해 흡기 및/또는 호기 동안 여러 번 반복될 수도 있다. 센서들 (22, 23, 24 및/또는 25) 로부터의 신호들은 호흡 사이클이 샘플링 프로시저를 종료하기에 충분히 안정적인 경우를 결정하는데 사용될 수 있다. 공기 샘플은 기계적 또는 전자적 제어 메커니즘 (미도시) 에 의하여 샘플링 챔버로부터 개구부 퍼지 밸브 (27) 에 의해 해방될 수 있다.

[0127] 샘플링 방법에 상관 없이, 샘플링 챔버에는 내부 공기의  $O_2$  함유량 (22), 및/또는  $CO_2$  함유량 (23), 및/또는 온도 (24) 및/또는 압력 (25) 을 측정할 수 있는 센서들이 장비된다.  $O_2$  및/또는  $CO_2$  센서들은 전기화학 (예컨대 전기화학적 셀); 분광광도측정법 (예컨대 비분산 적외선 (nondispersive infrared; NDIR)  $CO_2$  센서); 색측정법 (예컨대  $CO_2$  가 브로모페놀 블루와 반응하는 경우에 발생하는 청색 변색); 또는 정확한 결과들을 제공하기에 충분히 민감한 임의의 다른 방법의 원리들에 기초할 수 있다. 본 발명은 특정 측정된 파라미터들의 임의의 조합을 측정할 수 있는 임의의 조합된 센서들의 사용을 포함한다는 것이 이해될 것이다. 또한 본 발명이 유량계 (15),  $O_2$  센서 (22),  $CO_2$  센서 (23), 온도계 (24) 및 압력 센서 (25) 의 사용을 반드시 필요로 하지 않지만 미지의 값들을 계산하는데 유용한 데이터를 획득하기 위해 이것들 중 몇몇만을 사용할 수 있다. 마찬가지로, 측정된 것 - 예컨대 주변 압력, 온도 및/또는 습도 - 보다는 그 값들의 일부가 생각될 수도 있다. 본 발명의 다른 실시형태에서, 가스 조성 측정들의 정확도는 공기 샘플들에서의 수증기의 양을 감소시킴으로써 향상된다. 이러한 실시형태에서, 디바이스는 공기 흐름 경로 (11), 내부 마우스 피스 (14), 내부 샘플링 밸브 (18) 또는 내부 샘플링 챔버 (26) 와 나란히 또는 그것을 가로지르게 위치한 수증기 스크러버들 (미도시) 을 구비한다. 온도 센서들 (미도시) 이 또한 흐름 측정들의 정확도에 영향을 줄 수 있는 로컬 온도 변동들의 측정을 가능하게 하기 위해 공기흐름 경로 (11) 에 인접하게 또는 그 내부에 위치될 수도 있다.

[0128] 도 9는 호기된 공기 (12) 가 설계에 의해 생성된 유체 역학의 결과로서 샘플 분석 챔버 (26) 속으로 수동적으로 샘플링될 수 있게 하는 그런 RICU의 공기 흐름 도관 및 샘플링 포털의 설계를 묘사한다. 이 실시형태에서, 공기 흐름 도관 (16) 및 샘플링 포털 (181) 의 설계는 호기된 공기 (12) 의 샘플 분석 챔버 (26) 속으로의 순수 유입을 순조롭게 하는 디오디시티 (diodicity) 를 생성하는 반면, 흡기 (13) 의 결과로서 공기 흐름 도관을 통해 흐르는 공기는 샘플링 포털 (181) 에 의해 무시할만한 양만이 통과하여 샘플 분석 챔버 (26) 에 들어갈 것이다. 여기서 묘사된 실시형태에서, 유량계 (15) 및 연관된 흐름 제한기 (900) 의 배치는 그 설계에 의해 생성된 유체 역학을 추가로 향상시키며, 이에 의해 호기된 공기 (12) 의 샘플 분석 챔버 (26) 속으로의 순수 유입을 순조롭게 하기 위한 샘플링 포털 (181) 에서 생성된 디오디시티를 향상시킨다.

[0129] 도 9a는 커넥터 (900), 공기가 공기 흐름 도관 (171) 속으로 또는 밖으로 갈 수 있게 허용하는 제 1 포털, 공기 흐름 도관 (16), 샘플링 포털 (181), 퍼지 포털 (271), 및 공기가 공기 흐름 도관 (172) 속으로 또는 밖으로 갈 수 있게 허용하는 포털을 통과하는 공기의 비교 체적들을 묘사하며, 이 도면에서 화살표의 두께는 호기 (12) 시에 시스템을 통해 흐르는 공기의 비교 체적들을 나타낸다.

[0130] 도 9b는 커넥터 (900), 공기가 공기 흐름 도관 (171) 속으로 또는 밖으로 갈 수 있게 허용하는 제 1 포털, 공기 흐름 도관 (16), 샘플링 포털 (181), 퍼지 포털 (271), 및 공기가 공기 흐름 도관 (172) 속으로 또는 밖으로 갈 수 있게 허용하는 포털을 통과하는 공기의 비교 체적들을 묘사하며, 이 도면에서 화살표의 두께는 흡기 (13) 시에 시스템을 통해 흐르는 공기의 비교 체적들을 나타낸다.

[0131] 비록 호기된 가스들의 패시브 샘플링에 필수적이지 않지만, 이 도면에 묘사된 실시형태는, 핸드헬드 몸체 (10), 샘플 분석 챔버 (901) 를 퍼지하는 팬 또는 펌프, 디바이스의 전자 컴포넌트들 (데이터 (904) 를 생성, 수신, 송신 또는 저장하는데 유용한 그들 컴포넌트들을 포함함) 에 전력을 공급하기 위한 전원 (19), 샘플 분석 챔버 외부의 주변 압력을 측정하기 위한 센서 (903), 및 샘플 분석 챔버 (26) 내부의  $O_2$  함유량 (22),  $CO_2$  함유량 (23), 온도 (24), 습도 (25), 또는 공기의 압력을 측정할 수 있는 센서들 (902) 을 더 포함한다.

[0132] 실시형태에 관계 없이, RICU에서의 모든 기계적 및 전자적 부품들은 내부 및/또는 외부 전원 (19) 에 의해 전력

을 공급받을 수도 있다. 하나의 실시형태에서 (샘플링 방법에 관계 없이), RICU는 유량계 (15), O<sub>2</sub> 센서 (22), CO<sub>2</sub> 센서 (23), 온도계 (24) 및 압력 센서 (25) 로부터 획득된 원시 신호들을 처리하는 프로세싱 모듈 (20) 을 구비한다. 이러한 실시형태에서, 프로세싱 모듈 (20) 은 로컬 저장 유닛 (21) 상에 저장된 함수들의 세트를 이용하여 프로세싱된 정보로부터 관련 신진대사 파라미터들을 계산하게 될 수도 있고, 원시 신호 데이터는 모든 측정된 및 계산된 값들과 함께 로컬 저장 유닛 (21) 상에 저장된다. 그 데이터는 스마트폰 및/또는 서버 및/또는 적합한 능력들을 갖는 유사한 디바이스에 무선 송신기 (28) 또는 비-무선 통신 포트 (미도시) 에 의해 송신될 수 있다. 도 2c에서 예시되어 있는 바와 같이, RICU는 또한 생체전기 임피던스의 측정을 위한 표면 전극들 (400) 및 위상 감응 전자기기 (405) 를 구비할 수 있으며, 그 전극들은 숨결 분석을 위한 디바이스를 사용하기 위하여 사용자가 그의/그녀의 손가락(들)을 그 전극들 상에 위치시켜야만 하는 그런 방식으로 위치된다. 덧붙여서, RICU는 심장 박동수의 측정을 위한 광원들 (402) 및 광 검출 센서들 (401) 를 구비할 수 있으며, 이들 컴포넌트들 (402 및 401) 은 숨결 분석을 위해 그 디바이스를 사용하기 위하여 사용자가 그의/그녀의 손가락(들)을 그 센서들 상에 위치시키도록 유사하게 위치된다. 이 실시형태에서, 심장 박동수 데이터는 가시 및/또는 근적외선 (NIR) 스펙트럼 (예컨대 범위 300 nm 내지 1100 nm로 제한되지 않는 범위의 광 스펙트럼들) 에서의 광원 (402) 생성 광을 피험체의 피부로 향하게 함으로써 획득된다. 방출된 광은 사용자의 피부 및 피하 조직들 (미도시) 에 의해 확산되고 반사된 광은 단일 포토다이오드, 포토다이오드 어레이 또는 광 검출을 위해 사용되는 임의의 다른 센서들일 수 있는 광 검출 모듈 (401) 에 의해 검출된다. 포토다이오드 검출 패턴들은 연산 증폭기에 의해 증폭되고, 하나 이상의 프로세싱 모듈들에 의해 디지털화된다. 디지털화된 신호들은 심장 박동수 및/또는 호흡 속도 (로 제한되지 않지만) 와 같은 생리학적 파라미터들을 분석하는데 사용된다.

[0133] 도 4는 RICU 프로세싱 모듈 (20) 및/또는 서버가 다음의 함수들 (46 - 51) 을 사용하여 이산화 탄소 생산 속도 (CO<sub>2</sub>prod) 및 산소 소비 속도 (O<sub>2</sub>cons) 를 계산하기 위해 RICU 센서들 (15, 22, 23, 24, 25) 로부터의 프로세싱된 신호들 (즉, MV, %O<sub>2</sub>inh, %CO<sub>2</sub>inh, %O<sub>2</sub>exh 및 %CO<sub>2</sub>exh) 을 활용할 수 있는 방법을 예시한다:

[0134]  $O_2cons = MV_{inh} \times \%O_2inh - MV_{exh} \times \%O_2exh \dots [46], [49], [51]$

[0135]  $CO_2prod = MV_{inh} \times \%CO_2exh - MV_{exh} \times \%CO_2inh \dots [47], [48], [50]$

[0136] 본 발명에 의해 측정된 이산화 탄소 생산 속도 (CO<sub>2</sub>prod) 및 산소 소비 속도 (O<sub>2</sub>cons) 는 사용자의 실제 휴식상태 RQ의 매우 양호한 근사값을 제공하는데, 샘플링 챔버의 볼륨이 표준 온도 및 압력에서 측정되는 경우의 샘플링 챔버 내의 분자들의 수를 반영하기 때문이다. 사용자의 휴식상태 호흡률 (RQ) 은 이들 값들로부터 다음과 같이 계산된다:

[0137]  $RQ = CO_2prod / O_2cons \dots [55]$

[0138] 그 후 사용자에게 의해 생산된 에너지의 양 (Q) 은 Blanc, S. 등 (1998) 의 방정식을 이용하여 다음과 같이 계산될 수 있다:

[0139]  $Q = RQ \times 1.331 + 3.692 \dots [60]$

[0140] 휴식상태 신진대사 율 (RMR, 일당 Kcal) 은 그 다음에 피험체의 에너지 생산 용량 (Q, 휴식 중인 사용자에게 의해 소모된 산소의 리터당 생산된 Kcal) 과 일당 소모된 산소의 양 (S, 리터로 측정됨) 을 곱함으로써 다음과 같이 결정될 수 있으며:

[0141]  $RMR = Q \times S \dots [62]$

[0142] 그리고 캐치-맥아들 방정식 및 계산된 휴식상태 신진대사 율 (RMR) 을 사용하며, 그래서 다음과 같이 피험체의 체지방 체중 (FFM) 을 결정하는 것이 가능하다:

[0143]  $FFM = (RMR-370)/21.6 \dots [64]$

[0144] FFM과 사용자의 체중을 조합함으로써, 그의/그녀의/그것의 체 지방 백분율이 다음과 같이 결정될 수 있다:

[0145]  $\% \text{ Body Fat} = 100 \times (WeightTotal - FFM) / WeightTotal \dots [66]$

[0146] 휴식 중에 측정된다면, 그리고 사용자가 부정형의 신진대사 프로파일을 가지지 않는다고 하면, 이 값은 사용자의 현재 신체 조성 (CBC) 과 유사하다. 디바이스를 위한 옵션의 내부 컨트롤로서, 사용자의 파라미터들은 생체전기 임피던스에 의해서도 결정될 수 있고, 그렇게 측정된 값들 (예컨대 체지방% (% BodyFat), FFM 및/또는 CBC) 은 또한 모델에 대한 입력으로서 사용될 수 있다.

[0147] **RICU를 사용한 CrtMD의 교정**

[0148] 도 5 및 도 8은 하나의 실시형태에 따른, CrtMD의 정확도가 RICU를 이용한 정기적 (예컨대 매주 또는 매달의) 교정을 통해 증가될 수도 있게 하는 프로세스를 묘사한다. CrtMD의 교정은 휴식 중의 (즉, 아침의 기상 직후의) 디바이스들 양쪽 모두를 사용함으로써 가능하고, 하나의 실시형태에서는 그것의 데이터베이스를 업데이트 하기 위해 모든 이전에 저장된 및 최근에 측정된 데이터의 서버로의 송신(프로세스들 (28-30 및 43-45))을 필요로 할 수도 있다. 서버는 그러면 함수들 (46-66) 을 사용하여 사용자의 휴식상태 호흡률 (RQ<sub>rest</sub>) 및 실제 현재 신체 조성 (CBC) 을 계산하기 위해, RICU로부터 획득된 가장 최근의 데이터 (예컨대 직접 측정된 휴식상태 VO<sub>2</sub> (VO<sub>2rest</sub>) 및 휴식상태 VCO<sub>2</sub> (VCO<sub>2rest</sub>) 값들) 를 활용할 것이다. 서버는 또한 다음의 단축된 위어 공식 (Weir Formula) 을 사용하여 사용자의 휴식상태 에너지 소비량 (REE) 을 계산할 것이며:

[0149] 
$$REE = 1.44 \cdot (3.9 \cdot VO_{2rest} + 1.1 \cdot VCO_{2rest})$$

[0150] 그것은 또한 다음과 같이 VO<sub>2rest</sub> 및 RQ<sub>rest</sub> 의 항들로서 쓸 수 있으며:

[0151] 
$$REE = 1.44 \cdot (3.9 \cdot VO_{2rest} + 1.1 \cdot (RQ_{rest} \cdot VO_{2rest}))$$

[0152] 여기서 VO<sub>2rest</sub> = 산소 소비량 (ml/min), VCO<sub>2rest</sub> = 이산화 탄소 생산량 (ml/min), RQ<sub>rest</sub> = 호흡률 = VCO<sub>2rest</sub>/VO<sub>2rest</sub> 및 REE = 휴식상태 에너지 소비량 (kcal/day) 이다. 동시에, 서버는 (CrtMD의 로컬 저장 모듈 (101) 상에 저장된 함수들 (35, 36, 37 및 41) 에 대응하는) 함수들 f(x)<sub>n-1</sub>, f(y)<sub>n-1</sub>, f(z)<sub>n-1</sub>, 및 f(w)<sub>n-1</sub> 을 사용하여, 최근의 가정된 현재 신체 조성 (CBC<sub>s</sub>) 을 계산하기 위해 CrtMD로부터 획득된 최근의 데이터셋을 사용할 것이다. 교정 프로시저의 제 1 단계는 (가중치 및 RICU 데이터로부터 계산된) 실제 CBC-값이 가정된 CBC-값 (CrtMD 센서 데이터로부터 계산된 CBC<sub>s</sub>) 과 비교되고 (69) 편차 (discrepancy) 가 CBC<sub>s</sub>의 장래의 계산들을 위해 함수들 f(z)<sub>n-1</sub>, 및 f(w)<sub>n-1</sub> 을 최적화하도록 함수 업데이트 (71) 를 훈련하는데 사용되는 경우에 발생한다. 병렬 프로세스에서, CrtMD 및 RICU 데이터는 CBC<sub>s</sub>의 장래의 계산들을 위해 함수들 f(x)<sub>n-1</sub>, 및 f(y)<sub>n-1</sub> 을 최적화하도록 제 2 함수 업데이트를 훈련하기 위해 조합된다 (72). 프로세스 (74) 는 개량된 함수들 f(x), f(y), f(z) 및 f(w)가 서버 데이터베이스를 업데이트하기 위해 사용되는 방법을 예시하는 한편, 프로세스들 (75 및 77) 은 CrtMD의 스마트폰 애플리케이션 및/또는 저장 모듈 (101) 상의 구식의 함수들 (35, 36, 37 및 41) (서버 상의 함수들 f(x)<sub>n-1</sub>, f(y)<sub>n-1</sub>, f(z)<sub>n-1</sub>, 및 f(w)<sub>n-1</sub> 에 대응함) 이, 사실상, 이들 함수들이 디바이스들 자체들 상에 저장되어 있다면 업데이트될 수 있는 방법을 예시한다. 마찬가지로, 프로세스들 (67, 76 및 77) 은 최근의 실제 CBC-값이 서버 데이터베이스를 업데이트하고 CrtMD 저장 모듈 (101) 상에 마지막 저장된 가정된 CBC<sub>s</sub>-값 (CBC<sub>s-1</sub>) 을 교체하기 위해 사용되는 방법을 예시한다. 업데이트된 함수들 및 값들은 서버로부터 무선 수신기 (5) 또는 비-무선 통신 포트 (미도시) 를 통해 디바이스들로 송신될 수 있다.

[0153] 비록 RICU 및 CrtMD 디바이스 슈트가 우대되도록 설계되어 있지만, RICU에 의해 제공된 것과 유사한 임의의 데이터 (예컨대 VO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub>, CBC, %BF 등) 를 이용한 CrtMD의 교정이 또한 구상된다는 것이 이해될 것이다. 또한, RICU 및/또는 CrtMD로부터 획득된 데이터에 의해 임의의 다른 측정 디바이스 (예컨대 폴라 심박 모니터들, 가민 와치들 (Garmin watches), Fitbit, BodyMedia Fit 등) 의 교정이 또한 수행될 수도 있다.

[0154] RICU는 단일 사용자 또는 다중 사용자 용으로 설계될 수 있다는 것이 또한 이해될 것이다 (이 경우 그 디바이스는 의료급 필터들 및 착탈식 마우스 피스들을 포함할 것이다).

[0155] 도 8은 CrtMD 및 RICU가 피험체의 신체 (미도시) 의 다양한 생리학적 및 신진대사 파라미터들을 확립할 수도 있게 하며; 간접 열량계 (예컨대 RICU) 가 CrtMD를 교정하는데 이용할 수도 있게 하며; 그리고 CrtMD 또는 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단이 사용자에게 중계하는 정보를 제공하는 수학적 모델들을 훈련하는데 다양한 신체 파라미터들의 직접 측정이 사용될 수 있게 하는 그런 프로세스를 묘사한다.

[0156] 이 도면에서, 적어도 하나의 광원이 피험체의 피부 및 하부 조직 (801) 을 조명하는데 사용되는 한편, 적어도 하나의 광 검출기는 피험체의 피부 및 하부 조직 (802) 으로부터 반사된 파장들을 수신한다. 반사된 파장들은 광 검출기에 의해 아날로그 신호들로 변환되고, 그 다음에 아날로그-디지털 컨버터 (ADC) 에 대한 입력 (803) 으로서 역할을 할 수도 있다. ADC는 아날로그 신호들을 디지털 값들로 변환시킬 수도 있으며 (804), 그것들은 그 뒤에 다양한 분자들 (예컨대 헤모글로빈, 카르바미노헤모글로빈, 옥시헤모글로빈 등) 의 농도들이 계산될 수도 있는 (806) 하나 이상의 수학 공식들에 대한 입력 (805) 으로서 사용될 수도 있다. 계산된 분자 농도들은 그러면 심장 박동수 (HR), 호흡 속도 (BR) 및 산소 포화도 (SpO<sub>2</sub>) 과 같은 생리학적 파라미터들이 계산 (808, 809, 829) 될 수도 있게 하는 더욱 더 많은 수학 공식들에 대한 입력 (807) 으로서 역할을 할 수도 있다. 대안으로, 계산된 분자 농도들은 피험체의 산소 소비 속도 (VO<sub>2</sub>) 및 이산화 탄소 생산 속도 (VCO<sub>2</sub>) 가 구해질 수도 (811) 있게 하는 수학적 모델들의 입력 (810) 으로서 역할을 할 수도 있다. 이들 수학적 모델 (들)의 정확도를 유효성검증하기 위하여, CrtMD는 간접 열량계 (예컨대 RICU) 와 동시에 사용될 수도 있다. CrtMD에 의해 측정된 VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들은 그러면 간접 열량계 (예컨대 RICU) 에 의해 측정된 (813) VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들과 비교 (812) 될 수도 있다. 계산된 및 측정된 VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들 사이에서 불일치가 발생할 수도 있는 경우마다, 측정된 VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들은 수학적 모델들을 그것들이 시간 경과에 대해 점점 더 개인화되 (더 정확하게 되) 도록 훈련 (816) 시키는데 사용될 수도 있으며, - 그래서, 위에서 설명된 프로시저는 CrtMD에 대한 교정 프로시저라고 간주된다. 교정된 CrtMD로부터 획득된 (817) 교정된 VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들은 그 뒤에, 다수의 신진대사 파라미터들 (예컨대 휴식상태 신진대사 율 (RMR), 체지방 체중 (FFM) 및 현재 신체 조성 (CBC)) 이 계산 될 수 있게 하는 적어도 하나의 수학 공식에의 입력 (818) 으로서 역할을 할 수도 있다. 이들 파라미터들은 또한 휴식 시에 사용되는 경우의 간접 열량계 (이들테면 RICU) 로부터 획득된 (815) VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들로부터 계산될 수도 있다 (814). 동시에, 교정된 VO<sub>2</sub> 및 VCO<sub>2</sub> 값들은 실시간 호흡률 (RQ) 및/또는 에너지 소비량 (EE, 즉, 태워진 칼로리들) 이 계산 (819) 될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 모델에의 입력으로서 사용될 수도 있는 한편, 이들 값들은 더 나아가서 식품 지수 (food quotient; FQ) 가 계산 (820) 될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 모델에의 입력으로서 역할을 할 수도 있다. 마찬가지로, 에너지 섭취율 (EU, 즉, 장 (gut) 에서 신체 속으로 섭취된 칼로리들) 은 적어도 하나의 수학적 모델 (821) 을 사용하여 FQ로부터 계산될 수도 있다. 계산된 에너지 섭취율 및 에너지 소비량 값들은 그 뒤에 피험체의 에너지 균형 (EB) 을 계산 (822) 하기 위하여 간단한 수학 공식에의 입력으로서 사용될 수도 있다. 계산된 에너지 균형 값(들)은 더 나아가서 피험체의 가중치 손실/이득이 정의된 시간 간격에 대해 예측 (823) 될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 모델에의 입력으로서 사용될 수도 있다. 마찬가지로, 계산된 에너지 균형 값(들)은 피험체의 신체 조성이 정의된 시간 간격에 대해 예측 (826) 될 수도 있게 하는 적어도 하나의 수학적 모델에의 입력으로서 사용될 수도 있다.

[0157] 다른 정확하고 신뢰할 수 있는 측정 디바이스들 (예컨대 다른 유형의 간접 열량계, 신체 임피던스 측정 디바이스들, 체중계 (weighing scale) 등) 로부터 획득된 값들 또는 식품 로깅 (food logging) (소비된 식품의 양 및 소비된 식품의 고분자 조성이 제공되는 경우임) 은 프로세스들 (819, 820, 821, 823 및 826) 을 수행하는데 사용된 수학적 모델들의 적어도 하나의 정확도를 유효성검증하는데 사용될 수도 있다. 이는 계산된 값들 (예컨대 예측된 체중, 또는 예측된 신체 조성) 과 측정된 값들 (예컨대 체중계에 의해 측정된 바와 같은 체중, 또는 생체전기 임피던스 측정 디바이스에 의해 측정된 바와 같은 신체 조성) 을 비교함으로써 행해질 수도 있다. 계산된 및 측정된 값들 사이에서 불일치가 발생할 수도 있을 때마다, 측정된 값들은 적어도 하나의 수학적 모델을 시간 변화에 대해 더 개인화되 (더 정확하게 되) 도록 하기 위하여 훈련 (825, 828) 하는데 사용될 수도 있다. RICU가 휴식 시의 피험체에 대한 신체 조성을 계산하는데 이용될 수 있으므로, 이 값은 휴식 시에 RICU 및 CrtMD를 동시에 사용하는 경우에 교정 프로시저의 제 2 교정 티어 (tier) 로서 사용될 수도 있다는 것에 주의한다. 더구나, 나이, 성별, 인종, 유전적 표지들 등과 같은 정보는 적어도 하나의 새로운 파라미터의 값들을 결정하기, 또는 모델 파라미터화가 더 정확하게 되도록 하기 (즉, 적어도 하나의 수학적 모델을 훈련하기) 위하여 프로세스 동안에 임의의 스테이지에 도입될 수도 있다.

[0158] **개인화된 영양 및 웰니스 보조수단**

[0159] 본 발명의 중요한 양태는 본 발명의 CrtMD 및 RICU의 사용을 보완하는 지원형 (supportive) 정보 시스템 (지금부터 '개인화된 영양 및 웰니스 보조수단'이라 부름) 이다. 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 모든 원시, 측정된 및 계산된 데이터, 뿐만 아니라 데이터 변환 및/또는 정보 디스플레이 가능한 임의의 현재 또는

장래의 전자 디바이스들 (예컨대 CrtMD, RICU, 스마트폰들, 태블릿들, 개인용 컴퓨터들, 랩톱들, 서버들 등) 사이의 그것들의 송신을 나타낸다. 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 또한 사용자의 신진대사 평가에 관련된 수동 입력 (예컨대 사용자의 신장, 체중 및 나이), 뿐만 아니라 사용자의 개인 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력 목표(들)를 포함할 수도 있다.

[0160] 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 컴퓨터 시뮬레이션과 같은 가상 환경에서의 생물학적 시스템들을 설명하도록 설계된 수학적 모델들로의 입력 변수들 및/또는 파라미터들로서 감지 디바이스들 (CrtMD 및 RICU와 같지만 그것들로 제한되지는 않음) 의 출력을 활용함으로써, 컴퓨테이션 시스템 생물학 분야 (다중 반응 생물학적 시스템들 및 수학적 모델링이 통합된 과학 분야) 의 신규하고 고유한 구현예를 제시한다. 하나의 실시형태에서, 수학적 모델(들)은 상미분 또는 편미분 방정식들을 포함할 수도 있지만, 그 모델들은 또한 다른 이산 공식들, 통계 공식들 및 확률론적 공식들로 구축될 수 있다. 사용되는 방법에 무관하게, 이들 수학적 모델들은 변수들 (즉, 일정하게 가만히 있지 않는 모델 엔티티들 - 예컨대 온도; 호흡 속도; 심장 박동수; 효소 속도들 (enzyme rates); 평형 중심 반응들) 및 파라미터들 (즉, 모델의 부분이고 그 모델의 변수들이 시간 경과에 따라 변경하는 것을 허용하는 엔티티들의 속성들을 서술하는 값들) 을 사용할 수도 있다. 전형적인 시나리오에서, 피험체로부터의 센서 데이터는 무선으로 (예를 들면 스마트폰을 통해, 또는 비-무선으로 서버 (또는 컴퓨테이션 가능한 임의의 다른 디바이스) 로 송신될 것이며 그 서버에서 그 데이터는 효소 수준, 조직 수준, 기관 수준, 및/또는 전체 신체 수준에서 그 피험체의 생리학적 및/또는 물리적 특성들을 설명하는 수학적 모델들 및/또는 시스템 모델들의 컴퓨테이션 플랫폼에 대한 입력 변수(들) 및/또는 파라미터(들)로서 역할을 할 것이다. 통합된 센서 데이터로, 이들 모델들은 그러면 서버 상에 저장될 수 있는 그리고/또는 그 서버로부터 상이한 로케이션 (즉, 센서 디바이스, 스마트폰, 태블릿, 다른 서버 등) 으로 송신될 수 있는 출력 변수들 및/또는 파라미터들을 생성할 수도 있다. 대체 실시형태에서, 센서 데이터는 원격 컴퓨터 시스템들로 송신되지 않을 것이지만, 측정 디바이스 자체의 프로세싱 모듈 상에서 국소적으로 분석될 것이다. 이 방법의 하나의 애플리케이션은, 예를 들어, 예상된 체중 감량, 예상된 체지방, 예상된 에너지 섭취율, 에너지 균형, 운동 후 초과 산소 소비량,  $VO_2$ ,  $VCO_2$ , 호흡 교환 비율, 호흡률, 총 에너지 소비량, 휴식상태 에너지 소비량, 신체 활동 에너지 소비량 등과 같지만 그것들로 제한되지 않는 여러 시스템 변수들 및 파라미터들을 예측 및/또는 분석하기 위해, 신진대사의 수학적 모델들에 대한 변수들 및/또는 파라미터들을 위한 입력으로서 RICU 및 CrtMD로부터 획득된 데이터를 사용하는 것이 될 것이다.

[0161] 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단의 가장 기본적인 기능은 사용자에게 그의/그녀의 웰니스 및 생활방식 관련 파라미터들을 다수의 방식들로 그리고 다양한 디바이스들 상에서 예측, 추적, 계산, 분석 및 디스플레이하는 수단을 제공하는 것이다. 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 또한 다수의 웰니스 관련 요인들 (예컨대 체중이 감소하였는지의 여부, 피트니스를 개선하기 위한 방법, 다이어트의 유형의 결정, 개인 건강 목표에 도달하는 것을 도울 운동 및 스포츠 프로그램들을 아는 것 등) 에 관한 프로세스를 작성하는 사용자의 결정 시에 그/그녀를 도울 수 있다. 하나의 실시형태에서, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 사용자의 지속적으로 측정된 및 계산된 생리학적 및 신진대사 파라미터들에 응답하는 동기부여 피드백 루프들의 사용을 통해 개선된 건강, 웰니스 및/또는 운동 수행능력을 향하여 그것의 사용자를 안내하고 동기부여할 수 있다. 이러한 실시형태에서, 동기부여 피드백 루프들의 효율은 사용자에게 제공된 동기부여요소들의 초점, 빈도 및 유형을 변경함으로써 연속적으로 개선될 수도 있다. 그런 개선에 적합한 유전자 알고리즘 접근법의 일반화된 설명은 다음과 같다:

[0162] 1. 사용자 데이터베이스는 서브그룹들로 (랜덤으로, 또는 사용자 유형에 따라) 분할되며, 각각의 서브그룹은 통계적 분석을 수행하기에 충분한 사이즈이다.

[0163] 2. 각각의 서브그룹은 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단으로부터의 동기부여 피드백에 노출되지만, 피드백은 유형, 타이밍, 빈도, 스타일 및 초점에 대해 상이하다.

[0164] 3. 각각의 서브그룹이 그것의 다양한 사용자 특정 목표들에 도달하게 하는 효율은 사용자들에게 전송된 동기부여 메시지들의 효과의 표시를 제공한다 (즉, 최적화 알고리즘, 예컨대 유전자 알고리즘 또는 진화 전략의 피트니스 기능은, 소비자 순응도 (consumer compliance), 소비자 만족도 (consumer satisfaction) 및 소비자 목표 달성도 (consumer goal achievement) 를 변수들로서 사용한다).

[0165] 4. 가장 큰 전체 개선들을 디스플레이하는 서브그룹들은 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단으로부터 가장 효과적인 동기부여 피드백을 수신했던 것들로서 간주된다.

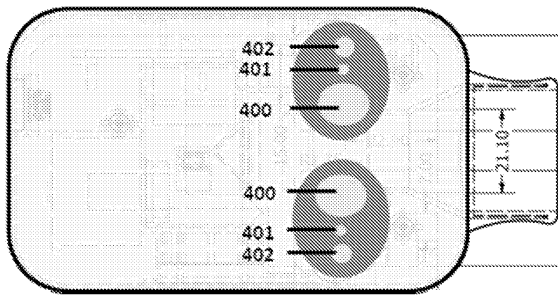
[0166] 5. 탑을 형성하는 서브그룹들에 제공된 동기부여 피드백의 유형, 타이밍, 주파수, 스타일 및 초점은 짝지어지고

자손 특성들 (offspring traits) 이 특정 사용자 유형 (또는 전체 사용자 기반) 의 서브그룹들의 전부에 지정된다. 서브그룹들의 성능들 사이의 모든 식별가능한 차이들이 최소화되기까지 사이클은 반복된다.

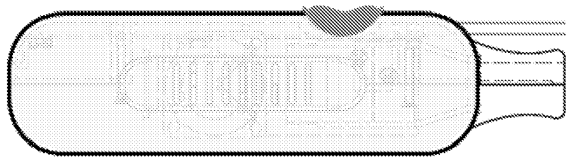
- [0167] 6. 통계적 분석 (예컨대 클러스터 분석) 이 동기부여 프롬프트 및 데이터 파라미터들의 일반 세트에 바람직하게 응답하는 사용자 유형들을 식별하는데 사용될 수 있다.
- [0168] 7. 새로운 사용자들이 그들의 개인 프로파일들에 따라 사용자 유형들에 지정될 수 있고 그러므로 그들에게 유익할 가능성이 가장 높은 동기부여 프롬프트 및 데이터 스타일 (뿐만 아니라 다른 파라미터들) 로부터 즉시 혜택을 볼 수 있다.
- [0169] 8. 특정 사용자의 동기부여 프롬프트 스타일은 위의 최적화 알고리즘들의 추가의 스타일들로 미세 조정 또는 변경될 수 있다.
- [0170] 9. 진부하고 효과없는 동기부여 전략들의 제외는 (예를 들면, 과학 문헌으로부터 발견된) 동기부여의 새로운 수단들을 현재의 동기부여 프레임워크에 지속적으로 도입하고 그 수단들이 기존의 프레임워크와 경쟁하는 것을 허용함으로써 보장된다. 그 사이클은 계속될 수 있고 자동 개선 사이클을 수행하기 위해 개량 인공지능 방법들을 사용할 수 있다).
- [0171] 신체 체중은 유체 균형이 개개의 신체에서 변하기 때문에 변동하는 것이라는 자연적인 경향이 있다. 이는 그/그녀가 그의/그녀의 목표를 향해 나아감에 따라 개개인의 신체 조직 체중에서의 실제적인 변경을 반영하지 않는 갑작스러운 측정가능한 체중 변화들을 초래할 수 있다. 엉뚱한 체중 변동들로 인해 사용자가 동기부여를 잃는 것을 방지하기 위하여, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 가중치 변경의 추세를 나타내는 정규 이동 또는 롤링 평균을 채용할 수 있다. 이동 또는 롤링 평균은 추세 지시자로서 역할을 하고 사용자의 체중이 이동 또는 롤링 평균 추세선 (trend line) 위 또는 아래로 변동하는 경우에, 이동 평균 및 체중 입력 곡선 (체중 곡선은 평균되지 않음) 사이의 영역을, 예를 들어, 컬러 코딩함으로써 그의/그녀의 목표를 향한 그의/그녀의 진전에 관해 사용자에게 알려준다. 본 발명의 하나의 실시형태에서, 그 영역은 사용자가 그의/그녀의 목표에 관해 부정적 진전을 이룰 때마다 적색, 그리고 사용자가 그의/그녀의 목표에 관해 긍정적 진전을 이룰 때마다 녹색 갈라로 된다. 그러나, 본 발명의 범위는 적색 및 녹색의 사용만으로 제한되지 않고, 사용자의 목표에 관해 긍정적 및/또는 부정적 및/또는 중립적 진전을 표시하기에 적합하다고 여겨지는 임의의 색채 배합 (color scheme) 또는 시각적 큐들 (visual cues) 을 활용할 수 있다는 것이 이해될 것이다.
- [0172] 사용자의 실시간 호흡률을 모니터링하는 CrtMD의 고유한 능력의 결과로서, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 그의/그녀의 현재 영양 상태 (즉, 사용자가 임의의 주어진 순간에 신진대사 에너지 생산을 위해 얼마나 많은 자원을 활용하고 있는지), 에너지 섭취율 레벨들 (즉, 주어진 시간 프레임 내에 소비된 칼로리 량), 에너지 소비량 레벨들, 및 에너지 균형에 관해 연속 실시간 피드백으로 사용자에게 제공하는 능력을 가진다. 에너지 균형 지대들은 사용자의 웰니스 목표들에 따라 식별될 수 있고, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 그의/그녀의 개인 에너지 균형 경계들을 넘어 들어갈 때마디의 사용자에게의 경고 신호들, 및/또는 사용자 특정 경계들 내에서 머무르는 것을 돕기 위한 동기부여 피드백을 사용자에게 제공하도록 프로그래밍될 수 있다. 그러므로 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 또한 임의의 주어진 시간에 먹기에 가장 적합한 식품 소스들에 관한 즉각적인 조언을 사용자에게 제공할 수 있다.
- [0173] 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 또한 사용자에게 원치 않는 및/또는 바람직한 생리학적 반응들을 트리거하는 그의/그녀의 행동에서의 패턴들에 관해 발견하고 교육할 수 있다 (예: 사용자는 그/그녀가 탄수화물 농밀한 음식을 전날 밤에 먹었을 경우에 항상 '피곤함'을 느낄 것이다. 이는 사용자에게 항상 명백하지 않을 수도 있지만, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 모든 시스템 변수들 (즉, 사용자 입력들, CrtMD 데이터 및 RICU 데이터) 을 지속적으로 및/또는 간헐적으로 고려함으로써 이들 숨은 패턴들을 '발견'할 수 있을 것이다). 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단의 위에서 언급된 '발견' 능력과 지질 데이터 (예컨대 GPS), 행동 데이터 (즉, 온라인 소셜 상호작용 및 구매 행동), 서트 파티 디바이스들/서비스들 (예컨대 Facebook™ 또는 foursquare) 및 기분 데이터를 통합함으로써, 사용자 피드백은 더욱 개인화되도록 맞춤될 수 있고 다른 목적들 (예컨대 건강 위험 분석, 운동 수행능력 및/또는 타겟형 광고) 을 위한 중요한 파라미터들은 식별될 수 있다.
- [0174] 하나의 실시형태에서, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 웹 기반, 로컬 및/또는 소셜 네트워크 게이밍 환경에서 아바타를 제어하기 위해 사용자의 개인 생리학적 및/또는 신진대사 데이터를 사용할 수 있다. 추가의 바람직한 실시형태에서, 개인화된 영양 및 웰니스 보조수단은 본 발명에서 설명된 기술들 중 임의의 기술의 사용자들 사이에서 사회적 관계들 및 상호작용들을 가능하게 하기 위해, 사용자의 소셜 네트워크들 (예컨대



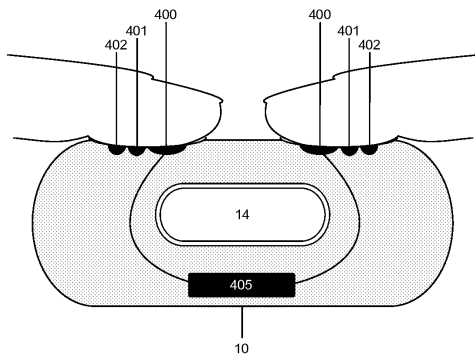
도면2c



평면도



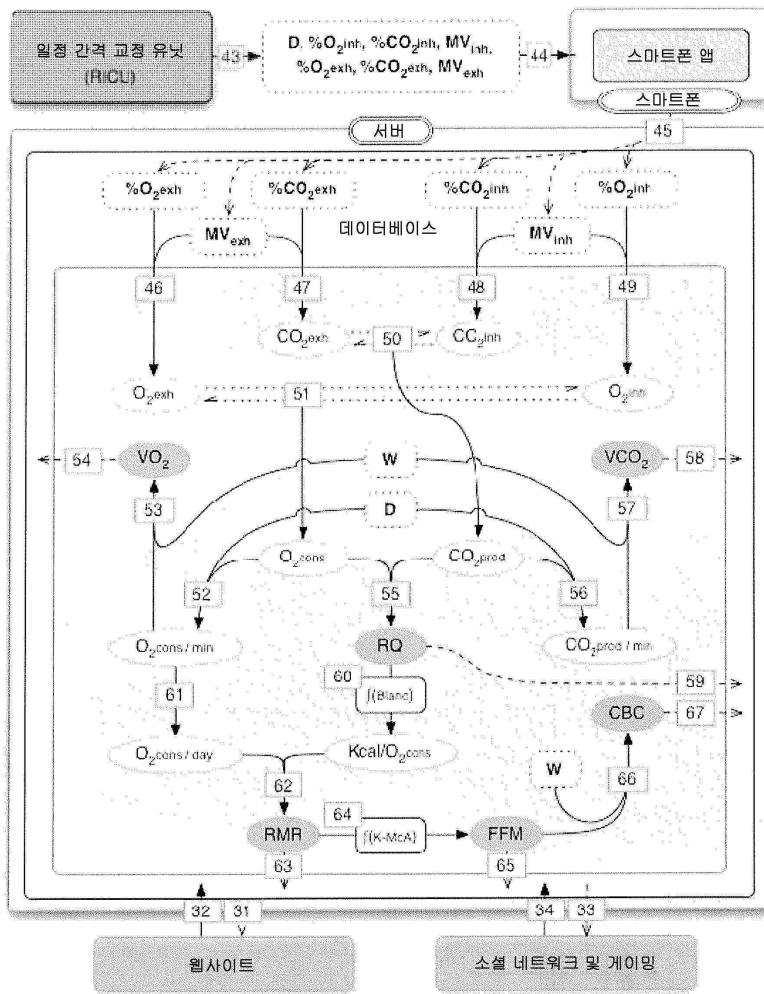
측면도



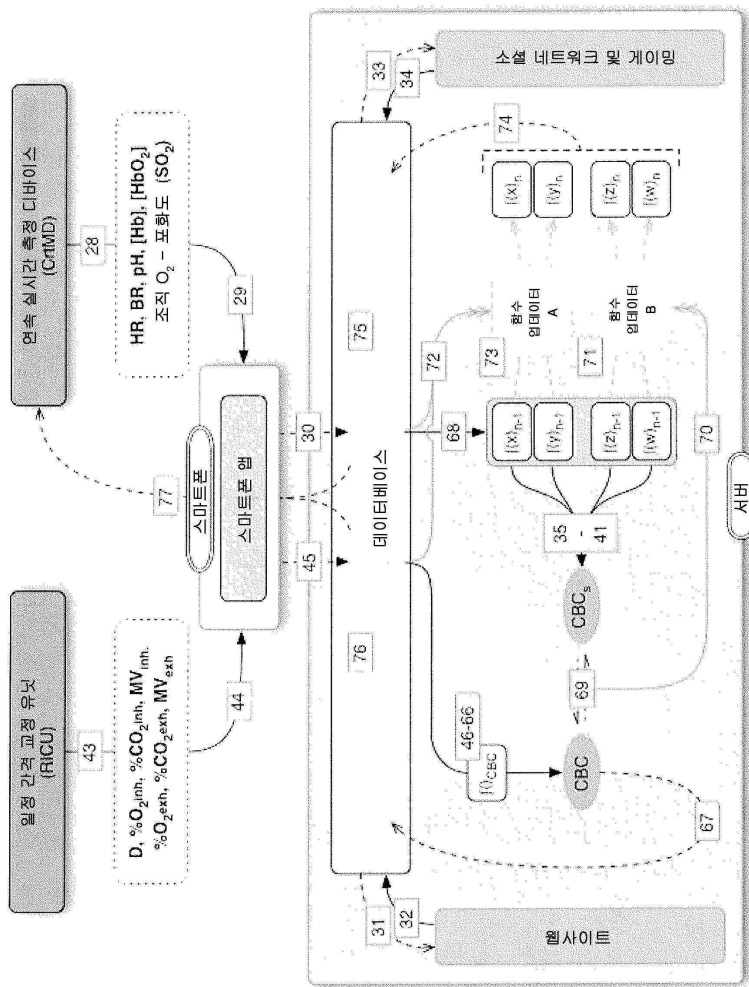
정면에서 본 것



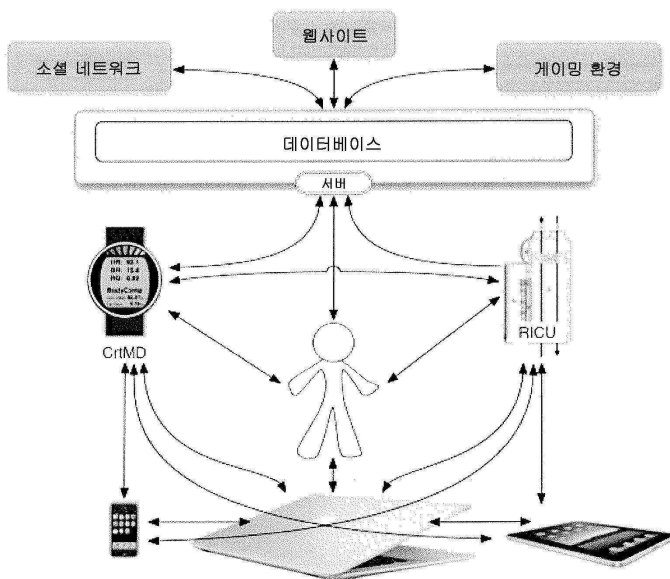
도면4



도면5

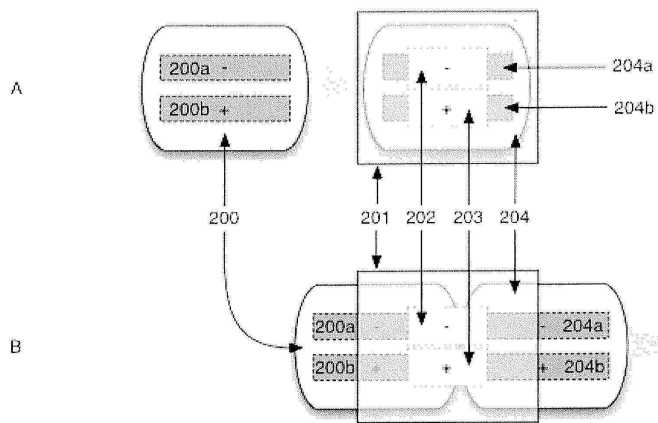


도면6

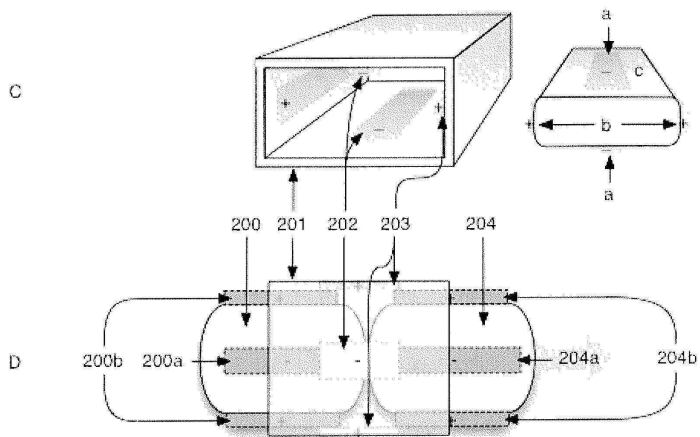


데이터 캡처, 송신, 프로세싱 및 표시 가능한 스마트폰, 랩톱, 태블릿 또는 유사 디바이스들

도면7a

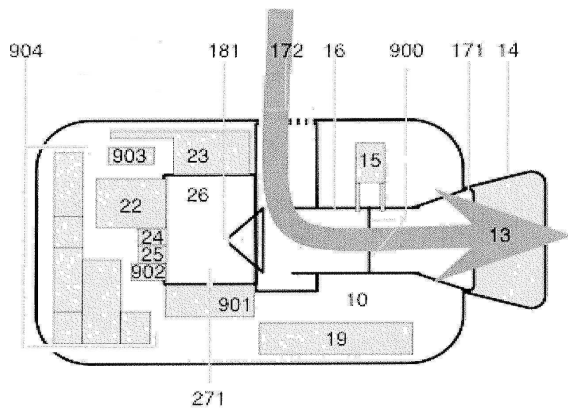


도면7b





도면9b



흡기에 의해 생성된 공기 흐름 역학

专利名称(译)	个性化的营养和健康辅助工具		
公开(公告)号	<a href="#">KR101947254B1</a>	公开(公告)日	2019-02-12
申请号	KR1020167029529	申请日	2012-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	Q生活全球有限公司		
申请(专利权)人(译)	生活队列全球限量		
当前申请(专利权)人(译)	生活队列全球限量		
发明人	올리비아 로렌스 리차드		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0082 A61B5/0205 G01N1/2205 A61B5/0022 A61B5/02438 A61B5/053 A61B5/082 A61B5/0833 A61B5/0836 A61B5/087 A61B5/14551 A61B5/222 G06Q50/22 H02J9/06 G16H20/30 G16H20/60 G16H50/30 Y02A90/22 A61B5/4869 A61B5/7235 A61B2503/10 A61B2560/0214 A61B2560/0223 A61B2560/0431 G06F19/00		
审查员(译)	Yijaegyun		
优先权	61/505877 2011-07-08 US 61/614191 2012-03-22 US		
其他公开文献	KR1020160127161A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及与用户的总体健康，保健和/或运动表现有关的个性化信息系统的建立，实施和管理。一套具有量热，代谢感应，计算和通信功能的新颖便携式设备用于不间断的实时测量和显示，以及长期记录有关用户代谢状态的高精度信息。可以提供关于用户的呼吸商 ( RQ ) 和其他数据的连续实时反馈。还提供了新颖的双电池系统，通过该系统，可以为电子部件提供不间断的电源。个性化信息系统还被设计为考虑与手动指定的，用户特定的目标相关的测量和计算的代谢参数，并在短期和长期内就这些目标提供有关用户进度的反馈。该系统可用于连续确定用户的实时营养状态，能量吸收和能量消耗水平，并可提供后续的个性化营养和运动指导，以提高用户实现和维持其特定健康的效率，健康和/或运动成绩目标。本发明还集成了用户信息，例如但不限于实时能量摄取和具有社交网络/游戏和其他社交交互的实时能量平衡。