



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년10월23일
 (11) 등록번호 10-1451448
 (24) 등록일자 2014년10월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0205 (2006.01)
 A61B 5/0402 (2006.01) A61B 5/053 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2009-7010601
 (22) 출원일자(국제) 2007년11월23일
 심사청구일자 2012년11월21일
 (85) 번역문제출일자 2009년05월25일
 (65) 공개번호 10-2009-0098800
 (43) 공개일자 2009년09월17일
 (86) 국제출원번호 PCT/EP2007/010207
 (87) 국제공개번호 WO 2008/061788
 국제공개일자 2008년05월29일
 (30) 우선권주장
 10 2006 055 691.7 2006년11월23일 독일(DE)
 (뒷면에 계속)
 (56) 선행기술조사문헌
 US20050020936 A1
 WO2006099988 A1
 전체 청구항 수 : 총 53 항

(73) 특허권자
 플로레, 잉고
 독일국, 도르트문트 44141, 베스트팔렌담 280
 (72) 발명자
 조옥경
 독일국, 슈베어테 58239, 임 로젠그룬트 6
 김윤욱
 독일국, 슈베어테 58239, 임 로젠그룬트 6
 (74) 대리인
 김종화

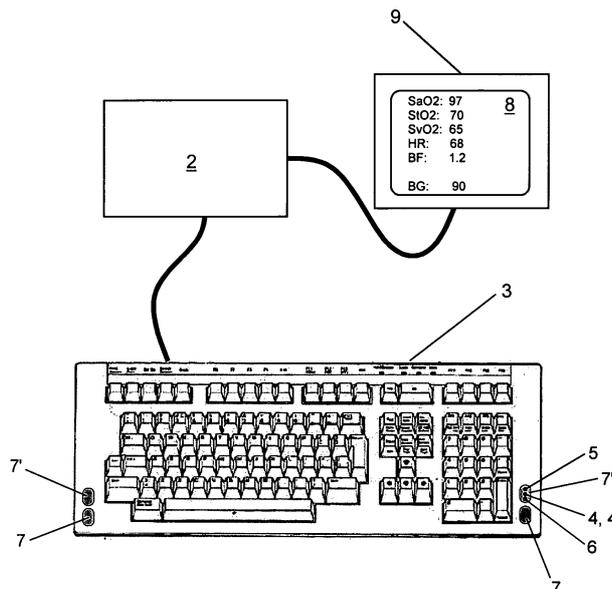
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **의료 측정 기구**

(57) 요약

이 발명은 측정 신호를 생성하는 최소한 하나의 진단 센서를 포함하고 측정된 신호를 가공하기 위한 평가 유닛(140)을 포함하는 최소한 하나의 생리 인자의 비채혈 측정을 위한 측정 기구에 관한 것이다. 본 발명의 목적은 종래 기술에 비교하여 그 기능성이 확장된 생리 인자의 비채혈 측정을 위한 측정 기구를 제공하는 것이다. 특히,
 (뒷면에 계속)

대표도 - 도1



본 발명의 목적은 질병을 현실적으로 조속히 인지하도록 하고 기존 질병의 연속적인 모니터링을 안전할 수 있고 빈번하게 검사할 수 있는 측정 기구를 제공하는 것이다. 전술한 발명의 목적은 진단 유닛을 컴퓨터(2)의 키보드(3)나 오락 또는 통신용 휴대용 기구(10) 내에 일체로 수용시키거나 또는 이러한 기구에 연결될 수 있도록 한 측정 기구에서, 진단 센서 유닛이;

- 검사할 신체조직(240)에 방사하기 위한 최소한 하나의 광원(4)과 신체 조직으로부터 산란되거나 투과 전달된 광을 검출하기 위한 최소한 하나의 광센서(5)를 포함하는 광학 측정 유닛(100), 및/또는
 - 둘 또는 그 이상의 전극(7)을 통하여 ECG 신호를 수집하기 위한 ECG 유닛(132), 및/또는
 - 온도 또는 열 센서(6), 및/또는
- 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)을 포함함을 특징으로 하는 비채혈 측정 기구에 의하여 달성된다.

(30) 우선권주장

10 2007 042 550.5 2007년09월07일 독일(DE)

10 2007 042 551.3 2007년09월07일 독일(DE)

특허청구의 범위

청구항 1

측정신호를 발생하기 위한 진단센서 유닛과 측정신호를 처리하기 위한 평가 유닛(140)을 구비하고, 하나 이상의 생리학적 파라미터를 비채혈적으로 측정하기 위한 측정 기구로서,

상기 진단센서 유닛은, 컴퓨터(2)의 키보드(3) 또는 오락용이나 통신용의 휴대용 기구(10) 내에 포함되어 있거나, 상기 키보드(3) 또는 휴대용 기구(10)에 접속 가능하고,

상기 진단센서 유닛은, 검사 대상의 신체조직(240)에 조사하기 위한 하나 이상의 광원(4)과 신체조직(240)으로부터 산란되거나 투과전달된 광을 검출하기 위한 하나 이상의 광센서(5)를 포함하는 광학측정 유닛(100)을 구비하고,

상기 진단센서 유닛은, 둘 이상의 ECG 전극(7)을 통하여 ECG 신호를 수집하기 위한 ECG 유닛(132)을 구비하고,

상기 평가 유닛(140)은, 상기 진단센서 유닛의 측정신호로부터 국소(local) 글루코스 농도 또는 국소(local) 산소 소비량을 측정하도록 되어 있는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 광학 측정 유닛(100)은 검사할 신체조직(240)에 조사하기 위한 하나의 이상의 광원(4)과 신체 조직(240)으로부터 산란되거나 투과전달된 광을 검출하기 위한 두 개 이상의 광 센서(5)들을 포함하고, 상기 광 센서(5)들은 광원에 대하여 상이한 거리에 배치된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 4

제1항에 있어서, 두 개 이상의 광원(4, 4')이 설치되어 검사대상의 신체조직(240)의 상이한 체적범위에 조사하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 두 개 이상의 광원(4,4')이 각각 상이한 공간적 방사특성을 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 평가유닛(140)은, 신체 조직(240)에 산란되거나 투과전달된 상기 두 개 이상의 광원(4,4')으로부터의 광의 강도에 의거하여 국소 산소 소비량 또는 혈당 레벨을 측정하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 평가유닛(140)은, 상기 국소(local) 글루코스 농도로부터 혈당 레벨을 측정하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 10

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)는 상기 평가 유닛(140)을 구성하고, 상기 평가 유닛(140)의 기능은, 상기 컴퓨

터(2)에서 실행되는 소프트웨어에 의하여 실현되는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 11

제1항에 있어서, 상기 오락 또는 통신 기술의 휴대용 기구(10)에 내장된 마이크로프로세서 또는 마이크로컨트롤러는 상기 평가 유닛(140)을 구성하고, 상기 평가 유닛(140)의 기능은 상기 마이크로프로세서 또는 마이크로컨트롤러에서 실행되는 소프트웨어에 의하여 실현되는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 평가 유닛(140)에 의하여 결정된 생리학적 파라메타들을 평가하기 위한 진단 유닛(150)을 구비하고, 상기 진단 유닛(150)의 기능은 소프트웨어에 의하여 실현되는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 13

제1항에 있어서, 측정된 생리학적 파라메터를 디스플레이하기 위하여 상기 컴퓨터(2)에 접속된 디스플레이 유닛(9)을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 14

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)가, 데이터 및 통신 네트워크를 통하여 측정 신호 또는 하나 이상의 생리학적 파라메터를 전송하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 오락용 또는 통신용의 휴대용 기구(10)가 데이터 및 통신 네트워크를 통하여 측정 신호 또는 하나 이상의 생리학적 파라메터를 전송하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 16

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)가 휴대용 기구인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 17

제1항에 있어서, 상기 측정 기구의 환경의 주변온도를 측정하기 위한 또 다른 온도 센서를 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 18

제1항에 있어서, 신체의 내부 온도를 측정하기 위한 또 다른 온도 센서를 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 19

제1항에 있어서, 상기 평가 유닛(140)이, 상기 진단 측정 유닛의 측정신호로부터 호흡 수를 측정하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 20

제1항에 있어서, 상기 진단 센서 유닛이, 상기 오락용 또는 통신용의 휴대용 기구(10)로부터 분리된 유닛을 구성하고, 상기 분리된 유닛은 무선 또는 유선으로 상기 휴대용 기구(10)에 접속된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 21

제1항에 있어서, 상기 진단센서 유닛이, 샘플의 분석을 위한 유닛을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 22

제1항에 있어서, 상기 광학 측정 유닛(100) 및 온도센서 또는 열센서(6)가 단일 센서 케이싱(400) 내에 같이 배치되고, 상기 센서 케이싱(400)의 상측에는 평면 ECG 전극(7)이 구성되고, 상기 ECG 전극(7)은, 하나 이상의 광

원(4)으로부터 조사된 광의 통로 역할을 하는 하나 이상의 구멍(410)을 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 23

제22항에 있어서, 상기 ECG 전극(7)이 온도센서 또는 열센서(6)를 위한 또 하나의 구멍(440)을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 24

제22항에 있어서, 상기 광원(4), 상기 광 센서(5) 및 상기 온도센서 또는 열센서(6)가 상기 센서 케이싱(400) 내의 프린트회로기판 상에 같이 배치된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 25

제22항에 있어서, 상기 센서 케이싱(400)이 1cm × 1cm × 1cm 미만의 크기인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 26

제22항에 있어서, 하나 이상의 또 다른 평면 전극이 상기 센서 케이싱(400)의 상측에 구성되고, 상기 전극은 임피던스 측정 유닛(130)의 피더 또는 측정 전극으로 기능하는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 27

제1항에 있어서, 수축기 혈압 또는 확장기 혈압을 측정하기 위한 혈압측정 유닛을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 28

제1항에 있어서, 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 29

제28항에 있어서, 상기 광학 측정 유닛(100)은 검사할 신체조직(240)에 조사하기 위한 하나의 이상의 광원(4)과 신체 조직(240)으로부터 산란되거나 투과전달된 광을 검출하기 위한 두 개 이상의 광 센서(5)들을 포함하고, 상기 광 센서(5)들은 광원에 대하여 상이한 거리에 배치된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 30

제28항에 있어서, 두 개 이상의 광원(4, 4')이 설치되어 검사대상의 신체조직(240)의 상이한 체적범위에 조사하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 31

제30항에 있어서, 상기 두 개 이상의 광원(4,4')이 각각 상이한 공간적 방사특성을 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 32

제31항에 있어서, 상기 평가유닛(140)은, 신체 조직(240)에 산란되거나 투과전달된 상기 두 개 이상의 광원(4,4')으로부터의 광의 강도에 의거하여 국소 산소 소비량 또는 혈당 레벨을 측정하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 33

제28항에 있어서, 상기 평가유닛(140)은, 상기 국소 글루코스 농도로부터 혈당 레벨을 측정하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 34

제28항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)는 상기 평가 유닛(140)을 구성하고, 평가 유닛(140)의 기능은, 상기 컴퓨터(2)에서 실행되는 소프트웨어에 의하여 실현되는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 35

제28항에 있어서, 상기 오락 또는 통신 기술의 휴대용 기구(10)에 내장된 마이크로프로세서 또는 마이크로컨트롤러는 상기 평가 유닛(140)을 구성하고, 상기 평가 유닛(140)의 기능은 상기 마이크로프로세서 또는 마이크로컨트롤러에서 실행되는 소프트웨어에 의하여 실현되는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 36

제28항에 있어서, 상기 평가 유닛(140)에 의하여 결정된 생리학적 파라메타들을 평가하기 위한 진단 유닛(150)을 구비하고, 상기 진단 유닛(150)의 기능은 소프트웨어에 의하여 실현되는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 37

제28항에 있어서, 측정된 생리학적 파라메타를 디스플레이하기 위하여 상기 컴퓨터(2)에 접속된 디스플레이 유닛(9)을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 38

제28항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)가, 데이터 및 통신 네트를 통하여 측정 신호 또는 하나 이상의 생리학적 파라메타를 전송하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 39

제28항에 있어서, 상기 오락용 또는 통신용의 휴대용 기구(10)가 데이터 및 통신 네트를 통하여 측정 신호 또는 하나 이상의 생리학적 파라메타를 전송하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 40

제28항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)가 휴대용 기구인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 41

제28항에 있어서, 상기 측정 기구의 환경의 주변온도를 측정하기 위한 또 다른 온도 센서를 구비한 것으로 하는 측정 기구.

청구항 42

제28항에 있어서, 신체의 내부 온도를 측정하기 위한 또 다른 온도 센서를 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 43

제28항에 있어서, 상기 평가 유닛(140)이, 상기 진단 측정 유닛의 측정신호로부터 호흡수를 측정하도록 된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 44

제28항에 있어서, 상기 진단 센서 유닛이, 상기 오락용 또는 통신용의 휴대용 기구(10)로부터 분리된 유닛을 구성하고, 상기 분리된 유닛은 무선 또는 유선으로 휴대용 기구(10)에 접속된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 45

제28항에 있어서, 상기 진단센서 유닛이, 샘플의 분석을 위한 유닛을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 46

제28항에 있어서, 상기 광학 측정 유닛(100) 및 온도센서 또는 열센서(6)가 단일 센서 케이싱(400) 내에 같이 배치되고, 상기 센서 케이싱(400)의 상측에는 평면 ECG 전극(7)이 구성되고, 상기 ECG 전극(7)은, 하나 이상의 광원(4)으로부터 조사된 광의 통로 역할을 하는 하나 이상의 구멍(410)을 구비한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 47

제46항에 있어서, 상기 ECG 전극(7)이 온도센서 또는 열센서(6)를 위한 또 하나의 구멍(440)을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 48

제46항에 있어서, 상기 광원(4), 상기 광 센서(5) 및 상기 온도센서 또는 열센서(6)가 상기 센서 케이싱(400) 내의 프린트회로기판 상에 같이 배치된 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 49

제46항에 있어서, 상기 센서 케이싱(400)이 1cm × 1cm × 1cm 미만의 크기인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 50

제46항에 있어서, 하나 이상의 또 다른 평면 전극이 상기 센서 케이싱(400)의 상측에 구성되고, 상기 전극은 상기 임피던스 측정 유닛(130)의 피더 또는 측정 전극으로 기능하는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 51

제28항에 있어서, 수축기 혈압 또는 확장기 혈압을 측정하기 위한 혈압측정 유닛을 포함한 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 52

제28항에 있어서, 상기 생체전기 임피던스 측정유닛(130)은, 교류전류를 공급하기 위한 한 쌍의 피더전극과, 임피던스 측정을 위한 한 쌍의 측정전극을 포함하고, 상기 한 쌍의 피더전극과 상기 한 쌍의 측정전극 사이의 거리는 10cm 미만인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 53

제52항에 있어서, 상기 한 쌍의 피더전극과 상기 한 쌍의 측정전극 사이의 거리는 1cm 미만인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 54

제16항 또는 제40항에 있어서, 상기 컴퓨터(2)가 노트북 또는 핸드헬드컴퓨터인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 55

제21항 또는 제45항에 있어서, 상기 샘플은, 혈액, 뇨, 분, 공기, 땀, 타액, 모발, 호르몬 샘플인 것을 특징으로 하는 측정 기구.

청구항 56

제1항 또는 제28항에 있어서, 상기 측정 기구는 상기 광학 측정 유닛 상에 놓인 손가락의 접촉 압력을 측정하기 위한 압력 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 기구.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 측정 신호를 발생하는 최소한 하나의 진단 센서 유닛과 측정 신호를 가공하기 위한 평가 유닛을 포함하는 비침혈적 측정을 위한 측정 기구에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 신체 조직에 대한 산소의 공급은 가장 중요한 인간의 생체 기능에 속하는 것으로 이미 알려져 있다. 이러한 이유 때문에 현재 산소포화도 진단 종류는 의학 분야에서 대단히 중요한 위치에 있다. 소위 펄속시미터가 정기적인 진료에 이용되고 있다. 이러한 펄속시미터의 진단 유닛은 전형적으로 신체 조직에 상이한 파장의 적색광선과

적외선광선을 조사하는 두 개의 광원을 포함하고 있다. 광선은 신체 부위에 조사되어 일부가 신체 조직 내에 흡수되도록 되었다. 조사된 광선은 궁극적으로 적당한 광전지(광 다이오드)의 형태로 된 광센서에 의하여 검출된다. 통상적인 펄속시미터들은 일반적으로 660nm의 파장 범위를 이용하고 있다. 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 흡수는 이러한 범위 내에서 실질적으로 다르게 나타난다, 광 센서에 의하여 검출되고 산란된 광선의 강도는 검사한 신체 조직의 산소를 충분히 공급받는지 또는 빈약하게 공급받는지를 결정하는 강도의 기능으로서 변하게 된다. 반면에 810nm, 이상의 파장 범위를 갖는 광선도 공급된다. 이러한 광 파장은 소위 근적외선 스펙트럼 범위에 속하는 것이다. 이러한 범위 내에 속하는 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 흡수는 거의 일치한다. 더구나 종래의 펄속시미터는 혈량 측정신호를 발생하는데, 이러한 신호는 예를 들면 펄속시미터로 커버된 미세혈관 시스템 내의 심박동 중에 변하는 혈액 용량을 반영하는 용량 펄스 신호(소위 혈량 측정신호)이다. 만약 상이한 광 파장이 전술한 스펙트럼 범위 내에서 부여된다면 혈중 산소 농도(산소 포화도)에 대하여 상이한 광 흡수가 나타날 것이라는 결론을 얻을 수 있다. 통상적인 펄속시미터는 손가락 끝에 처리되거나 또는 환자의 귓볼에 처리되고 있다. 이러한 용량 펄스 신호는 신체 조직의 이러한 부위에 있는 미세혈관 시스템의 혈액 관류로부터 발생한다.

[0003] WO 00/69328 A1에는 특수한 유연성을 갖고 이용할 수 있는 산소포화도 측정기구가 공개되었다. 이러한 종래 기구는 인체에 있는 임의의 측정점에 적용할 수 있도록 수동으로 조작하게 되었다. 종래의 기구는 신체의 모든 부분을 조사하도록 되었다. 진단 기구의 고정은 통상적인 펄속시미터에서 하는 것과 같이 전술한 문헌에 공개된 기구에서도 생략하게 되었다.

[0004] 더구나 전술한 WO 00/69328 A1은 피부 근처에 있는 환자 신체 조직의 염증, 종양, 동맥경화증의 부위별 분해 인 식용 산소포화도 진단 기구로 이용할 수 있는 가능성을 제시하고 있다. 이러한 형태의 질병은 신체 조직의 혈액 순환에 변화를 가져온다. 전술한 신체 조직의 부위별 분해 산소포화 스캐닝에 의하여 해당 질병을 예측할 수 있는 혈액 순환의 변화가 검출되고 전술한 기구를 해당 부위에 한정시켜 측정할 수 있도록 할 수 있다.

[0005] 전자 심장상(ECG)은 심혈관 질병의 진단에 사용하는 측정 방법으로 자주 이용되고 있다. ECG 기구의 진단 센서 유닛에 의하면, 전자 신호는 측정할 환자의 신체로부터 나오는 둘 또는 그 이상의 ECG 전극으로부터 나온다. 이와 같이 얻어진 ECG는 심실 자극 전도와 재분극 중에 심장에서 나타나는 생체전기 장력을 반영한다. ECG는 진단 학적으로 평가될 수 있는 다양한 인자들을 포함한다. 심장 박동 중에 심근이 수축되는 순간에 ECG는 R파로 지적 되는 분명한 피크를 보여준다, 더구나 ECG는 R파로 진행되는 소위 P파를 포함한다. R파 직전과 바로 뒤에는 Q와 S가 나타난다. 심장 진단에 흥미있는 인자들은 P파의 진폭 뿐만 아니라 P의 지속시간, PQ 간격의 지속시간, QRS 복합체의 지속시간, T파의 진폭 뿐만 아니라 QT 지속시간이다. 심장혈관계의 건강 상태에 대한 결론은 전술한 인자들의 절대치와 이러한 인자들의 비율로부터 얻어진다. ECG 측정을 위한 기구와 측정 방법은 이미 공개된 미국특허 US 6,331,162 또는 US 4,960,126호에 알려져 있다.

[0006] 예를 들면 체지방함량과 같은 기타의 생리적 인자들을 측정하기 위하여는 생체전기 임피던스 측정의 원리가 이용될 수 있는데, 이러한 내용은 미국특허 US 6,714,814에 알려져 있다. 또한 신체 조직의 조성은 광학적으로 측정될 수 있다. 적외광선에 의한 체지방 함량의 측정에 대한 원리는 미국특허 US 4,928,014호에 공개되었다.

발명의 상세한 설명

[0007] 본 발명의 목적은 종래 기술에 비하여 기능이 확장된 생리적 인자(파라미터, parameter)들의 비채혈적 측정 기구를 제공하는 것이다. 특히, 본 발명의 목적은 질병을 현실적으로 조속히 인지하고 기존 질병을 연속적으로 모니터링하기 위하여 사용자가 안심하고 빈번하게 이용할 수 있는 진단 기구를 제공하는 것이다.

[0008] 전술한 본 발명의 목적은 최초에 지적된 종류의 측정 기구에 기초한 본 발명의 진단 기구에 의하여 달성되는데, 본 발명의 진단 기구는 진단 센서 유닛이 컴퓨터의 키보드에 탑재되어 있거나 또는 이동성 오락 또는 통신 장비에 탑재되거나 전술한 장비에 연결할 수 있도록 되었으며, 진단 센서 유닛이 측정할 신체 조직에 조사할 최소한 하나의 광원과 신체 조직에 방사되거나 신체 조직을 통과한 광을 검출하기 위한 최소한 하나의 광센서 및/또는 둘 또는 그 이상의 ECG 전극을 거쳐 ECG 신호를 기록하기 위한 ECG 유닛을 포함하거나 또는 온도 또는 열 감지 센서를 포함한다.

[0009] 측정 기구의 진단 센서를 컴퓨터의 키보드나 휴대용 오락 또는 통신기구에 일체화시킴으로서 컴퓨터 및/또는 휴대용 기구의 사용자들은 흥미 있는 생리적 인자들을 측정하기 위하여 수시로 측정 기구를 이용할 수 있게 된다. 최근 사람들은 사무실이나 집에서 컴퓨터를 이용하고 있다. 더구나 많은 사람들이 휴대용 전화 또는 소위 스마트 폰과 같은 통신기구를 이용하고 있다. 또한 MP3 플레이어나 워크맨 같은 오락 기구를 이용하는 것도 일

반화되었다. 진단 기구를 컴퓨터의 키보드나 또는 오락 또는 통신용 휴대용 기구에 일체화시키면 측정기구를 이용자가 빈번하게 이용할 수 있게 된다. 사용자는 컴퓨터로 작업하는 중이나 해당하는 기구를 이용하는 중에 생리 인자를 검사하기 위한 측정을 할 수 있게 된다. 본 발명에 의하면 이러한 목적을 위하여 별도의 기구를 사용할 필요가 없게 된다. 특히 본 발명에 의하면 컴퓨터나 휴대용 기구를 통상적으로 사용하는 것과 다를 바 없으므로 제3자가 진단 검사를 하는 것을 모르게 되어 생리적 인자의 검사가 비밀리에 이루어질 수 있는 이점이 있다. 특히 당뇨병에 대하여 본 발명의 측정 기구는 혈당 레벨을 측정하는데 유용하게 이용될 수 있다. 더구나 본 발명의 측정 기구는 기존 질환의 치료 과정을 모니터링 하는데 유용하게 이용될 수 있다. 사용자는 치료의 조절을 위하여 흥미있는 인자들을 기록하기 위하여 검사기구를 이용할 수도 있다. 이러한 인자들은 적당한 데이터 전달 네트워크를 거쳐 기억되고 전송되도록 되었으며, 검사 시간과 날짜등도 기록되게 되었다.

[0010] 본 발명에 의하면 진단 센서 유닛은 산소 포화도 및/또는 혈량 측정 신호를 발생하는 광학 측정 유닛을 포함한다. 이러한 센서는 사용자의 신체 조직에 산소의 공급을 모니터링 하거나 또는 용량 펄스 신호를 발생할 수 있도록 설계된다.

[0011] 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 광학 측정 유닛의 신호로부터 나오는 최소한 하나의 국부적인 대사 인자, 국부적인 산소 소비량을 검사하기 위하여 간단하게 설치될 수 있다. 평가 유닛은 주어진 부위, 예를 들면 키보드나 휴대용 기구를 사용하는 자의 손가락 끝에서 광학 측정 유닛에 의하여 얻어진 산소 포화도 또는 혈류량 측정 신호를 이용하지만 특수한 경우에는 국부적인 대사 작용을 위한 중요한 지표로서 산소 요구량을 측정할 수 있는 신호를 이용할 수도 있다. 본 발명의 측정 기구에 의하면 질병들이 대사 중의 병리적 변화에 기초한 검사를 할 수도 있다.

[0012] 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛은 전자기적 광을 검사할 신체 조직에 조사하기 위한 광원 및 신체 조직으로부터 나오는 조사 및/또는 전송된 광을 검출하기 위한 최소한 하나의 광센서를 포함한다. 간편하게 사용될 수 있는 광원으로는 통상적인 발광 다이오드나 광학 광을 방출하는 레이저 다이오드가 있다. 이러한 광원은 해당하는 스펙트럼 범위의 빛을 발생한다. 특히 혈중 산소 농도와 조직의 혈액을 검사하기 위하여는 둘 또는 세 개 이상의 상이한 광 파장을 갖는 광원으로 조사하여 측정할 신체 조직 내의 광 흡수를 측정하는 것이 유리할 수도 있다.

[0013] 본 발명의 바람직한 형태에서는 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛이 최소한 두 개의 광센서를 포함하고 이러한 광센서는 광원으로부터 상이한 거리에 위치하도록 하고 신체 조직으로부터 조사 및/또는 통과된 광을 검출하도록 하는 것이다. 이는 신체 조직이 광에 의하여 일정한 거리를 두고 노출되도록 하는 것이다. 이와 같은 구성에 의하면 사람들은 혈중 산소 농도와 보다 깊은 조직 내부의 혈중 산소 농도를 측정할 수 있게 된다. 또한 이러한 구성에 의하면 동맥혈에 강력하게 영향받는 깊은 부위의 신체 조직으로부터 나오는 측정 신호를 검사할 수 있을 뿐만 아니라 모세혈관 시스템의 혈액에 의하여 강력하게 영향받는 피부에 근접한 부분에서의 광 흡수에 의한 신호도 측정할 수 있는 효과가 있다.

[0014] 본 발명에 의한 측정 기구의 한 형태에서는 최소한 두 개의 광원에서 상이한 용량 범위의 광이 신체 조직으로 조사되도록 되었다. 이와 같이 하면 광 흡수의 차등 측정이 간단하게 실현된다. 이와 같은 구성에 의하면 신체 조직의 혈액 순환이 산소 농도가 풍부한 혈액과 산소 농도가 빈약한 혈액이 순환되는지에 대한 혈액 순환의 대사성 변화를 검사하는 것이 가능하게 된다. 이러한 구성이 중요한 점은 국부적인 산소 소모량이 조직의 대사활동의 기능으로서 변한다는 것이다. 환원하면 가변성 산소 소모량의 측정은 산소 소모량과 직접적인 관계가 있는 국부적인 에너지 소모량과 관계가 있다는 결론에 도달한다. 특히 흥미있는 것은 이러한 사실이 글루코스 농도와 관계가 있다는 것이다. 따라서 본 발명의 측정 기구는 글루코스 농도의 비체혈적 측정 기구로서도 유용하게 이용될 수 있다.

[0015] 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛을 구성하는 두 개의 광원은 그들에 의하여 방사되는 용량 범위가 산소-풍부 및/또는 산소 빈약 혈액의 혈액과 관련하여 다르게 영향받게 된다는 것이다. 예를 들면 이러한 사실은 최소한 두 개의 광원이 상이한 공간적 방사특성을 갖고 있으므로 인하여 달성될 수 있다. 예를 들면 광원으로는 발광 다이오드와 동일한 파장(예를들면 630nm 및 650nm)을 갖는 레이저가 이용될 수 있다. 두 광원은 광 구멍의 각도가 서로 다르다. 예를 들면 발광 다이오드는 큰 각도의 구멍에서 신체 조직으로 방사하지만, 레이저 다이오드로부터 나오는 광선은 대단히 적은 구멍으로부터 신체 조직으로 들어간다. 결론적으로, 신체 조직의 상이한 용량 범위는 두 개의 광원으로부터 광선을 받아들인다. 구멍의 대형 각도에서 보면 혈액이 공급되지 않는 상피는 헤모글로빈 농도에 영향을 받지 않는다. 따라서 신체 조직으로 조사 및/또는 전달되는 발광 다이오드 광의 강도는 레이저의 광 강도 보다 헤모글로빈 농도의 변화에 의하여 영향 받지 않게 된다. 필요 조건은

각개 광원으로부터 방사되는 광의 파장은 광이 옥시헤모글로빈 및/또는 디옥시헤모글로빈에 의하여 상이한 강도로 흡수되도록 선택되어야 한다는 것이다. 그러므로 파장은 600 과 700nm 사이의 범위, 특히 630 과 650nm 사이의 범위여야 한다.

- [0016] 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 신체 조직으로부터 조사 및/또는 전달되는 두 개의 광원으로부터 공급되는 광으로부터 국부적인 대사 인자들을 측정할 수 있도록 설계될 수 있다. 만약 검사할 신체 조직에서 산소의 소비가 일어난다면 옥시헤모글로빈은 디옥시헤모글로빈으로 전환된다. 신체 조직의 상이한 용량 범위로부터 유래하는 두 광원으로부터 나오는 광을 비교하여 보면, 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 비율의 변화를 측정하는 것이 가능하게 된다. 이러한 사실은 국부적인 산소 소비와 결과적인 (간접적으로) 혈중 글루코스 농도에 관계된다. 이와 같이 본 발명의 측정 기구의 평가 유닛은 신체 조직으로부터 조사되거나 전달되는 두 광원으로부터 나오는 광의 강도에 기초하여 국부적인 산소 소비 및/또는 혈중 글루코스 농도를 측정할 수 있도록 설계되어야 한다.
- [0017] 본 발명의 측정 기구에 따르면, 광원과 광센서는 키보드의 사용자 영역, 예를 들면 키보드의 작동 키 측면에 간단하게 설치될 수 있다. 이러한 형태에 의하면, 측정 기구의 측정 유닛은 컴퓨터에서 작업하는 중에 언제든지 광원과 광센서가 배치된 사용자 영역 내의 측정 부위에 손가락을 올려놓고 측정할 수 있다. 그렇지 않으면 광원과 광센서를 측정 기구를 언제든지 이용할 수 있도록 하기 위하여 휴대용 오락 기구나 휴대용 통신 기구의 케이스 표면에 배치할 수도 있다. 그러나 광원과 광센서는 표면에 직접 배치할 필요는 없다. 광원은 키보드나 휴대용 기구의 내측에 배치하고 광섬유를 통하여 키보드나 케이스의 전면으로 광이 전달되도록 할 수도 있다.
- [0018] 본 발명의 바람직한 예에 따르면, 본 발명의 측정 기구는 지방 함량, 수분 함량 및/또는 혈액 순환과 같은 국부적인 조직 인자들을 기록하기 위하여 키보드나 휴대용 오락 기구 또는 전자 기구에 측정 기구를 일체로 되도록 설치할 수 있다. 이 경우 평가 유닛은 광학 측정 유닛과 조직 인자로부터 나오는 최소한 하나의 대사 인자를 측정하기 위하여 설치된다.
- [0019] 예를 들면 본 발명의 관점에서 보면 중요한 국부적인 조직 인자는 혈액 순환이다. 중요한 것은 혈액 순환에 의하여 야기되는 측정할 신체 조직의 용량 변동이다. 혈액 순환을 기록하기 위하여는 본 발명의 측정 기구에 이미 설명한 바와 같은 혈량 측정 유닛(예를 들면, 광 혈량 측정계)을 설치할 수 있다. 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛은 동시에 국부적인 조직 인자들을 기록하기 위하여 이용될 수 있다.
- [0020] 본 발명은 산소 포화도와 혈량 측정 신호가 국부적인 대사 인자에 관계가 있다는 발견에서 기초하여 발명하게 된 것이다.
- [0021] 국부적인 산소 소비를 측정하기 위하여는 산소포화도 측정법에 따라 측정된 동맥 산소 농도에 더하여 조직 내의 모세혈관 산소 농도를 측정하는 본 발명에 의한 측정 기구의 수단에 의하여 가능하다. 그러나 이 과정은 검사할 조직의 조성을 아는 것이 요구된다. 결정적인 인자는 신체 조직의 국부 지방 함량 및/또는 수분 함량이다. 예를 들면 이러한 인자들은 생체전기 임피던스 측정 수단에 의하여 기록될 수 있다. 본 발명의 바람직한 예에 따르면, 통상적인 산소포화도 측정기 유닛(광학)이 생체전기 임피던스 측정 유닛과 함께 단일 기구 내에 결합 된다. 예를 들면 생체전기 임피던스 측정 유닛에 의하여 얻어진 측정 신호로부터 검사할 신체 조직의 조성이 결정된다. 이를 기초로 하여 측정 기구의 평가 유닛에 의하여 산소포화도 신호로부터 조직 내의 모세혈관 산소 포화도를 결정하는 것은 쉬운 일이다. 생체전기 임피던스 측정을 위하여는 전극들을 컴퓨터의 키보드나 오락 또는 전기 기구의 케이스에 일체로 되도록 설치한다. 전류를 공급하는 하나의 전극과 측정 전극을 각각 케이스, 예를 들면 휴대폰의 케이스 외부에 설치하되 사용자가 한 손으로 일측 전극을 조작하고 다른 손으로는 다른 측 전극을 조작할 수 있도록 설치한다. 본 발명에 의한 측정 기구에서는 설치할 필요가 있는 제2의 다른 센서를 측정 전극 근방에 설치하여 사용자가 두 손으로 기구를 잡고 요구하는 측정을 동시에 할 수 있도록 할 수도 있다. 이어서 측정 결과는 측정 기구의 일체로 된 디스플레이에 표시되게 할 수도 있다.
- [0022] 생체전기 임피던스를 측정하는 통상적인 방법은 측정이 검사할 사람의 한 손과 한쪽 발에서 이루어지고 그 결과는 측정할 신체의 각 측면에 대한 글로벌 인덱스로 나타나도록 되었다. 본 발명에 의한 측정 기구의 진단 센서 유닛은 생체전기 임피던스 측정 유닛을 포함할수 있는바, 이 유닛은 교류전기를 공급하는 한 쌍의 피더 전극과 임피던스를 측정하기 위한 한 쌍의 측정 전극을 포함한다. 피더 전극 쌍과 측정 전극 쌍 사이의 거리는 10cm 이하, 바람직하게는 1cm 이하로 하는 것이 바람직하다. 전극 간의 거리는 수 mm로부터 수 cm까지 할 수 있지만 설치할 기구가 측정할 신체의 전부를 커버할 수 없게 되었다. 생체전기 임피던스는 국부적으로 기록되게 된다. 그에 따라서 임피던스의 국부적인 변화를 측정하는 것이 가능하게 된다. 예를 들면 국부적인 바이오-임피던스는 맥동 중에 변화하는 혈 용량에 따라서 변하는 것이다. 그러므로 국부적인 생체전기 임피던스를 통하여 심장 진

동 수를 측정하는 것이 가능하게 된다. 펄스 진폭은 중요한 생리 인자로서 동시에 측정되게 된다. 이러한 펄스 진폭은 신체 온도와 상호관계가 있다는 것이 분명하다. 이러한 사실은 생체전기 임피던스 분석의 도움으로 검사할 신체 부위의 온도를 결정하는 것이 가능함을 의미한다. 더구나, 국부적인 바이오-임피던스는 혈액의 용량에 의존한다. 즉 바이오-임피던스는 검사할 신체 조직의 국부적인 혈액 용량에 의존하므로 검사할 조직 내의 국부적인 혈액 순환을 측정하는 것이 가능하게 된다. 최종적으로, 신체의 생체전기 임피던스는 음식물 섭취의 기능으로서 변하므로 혈당 레벨에 결정적인 영향을 미치는 신진대사가 바이오-임피던스에 의하여 검사할 수 있게 된다. 따라서, 본 발명의 측정기구는 혈당의 비채혈 모니터링을 가능하게 하므로 글루코스에서 시작되는 신체의 대사작용에 대한 글루코스의 영향 및/또는 에너지 요구의 영향을 검사할 수도 있게 된다. 이러한 영향에 따라서 각종의 대사성 인자, 예를 들면 심장 작동 및/또는, 혈액 순환 및/또는 신체 온도 및/또는 바이오-임피던스를 신진대사를 기술하는데 이용할 수 있게 된다. 적당한 알고리즘을 적용하면, 기록된 생체전기 임피던스 분석의 측정 신호와 본 발명에 의한 기타의 측정 양식에 따른 측정 신호를 종합하면 혈당 레벨을 측정하는 것이 가능하게 된다.

[0023] 본 발명에 의한 측정 기구의 개발 목적은 글로벌 체지방 함량 및/또는 수분 함량과 같은 글로벌 조직 인자들을 기록하기 위한 생체전기 임피던스 측정 유닛을 제공하는 것이다. 본 발명에 의한 측정 기구의 기능성은 광범위하게 넓다. 본 발명의 생체전기 임피던스 측정 유닛은 국부적 조직 인자는 물론이고 글로벌 조직 인자들을 측정할 수 있도록 설계될 수 있다.

[0024] 신체조직의 조성도 본 발명의 측정 가구에 의하여 광학적으로 측정될 수 있다. 적외선에 의한 체지방 함량의 광학 측정 원리는 이미 알려져 있다. 본 발명의 광학 측정 유닛은 이러한 이미 알려진 효과를 이용하는 것이다.

[0025] 본 발명의 바람직한 형태에 따르면, 본 발명의 측정 기구는 일체화된 온도 및 체온 센서를 포함한다. 이러한 기구는 국부적인 열 생산을 결정하는데 이용될 수 있다. 간단한 경우에는 온도 센서가 측정점의 피부 표면온도를 측정할 수 있도록 설계될 수도 있다. 바람직하게는 체온 센서에 의하여 측정점의 장소, 시간 및 깊이가 분석되는 체온 측정이 가능하게 된다. 열교환에 기초하여서 보면 국부적인 신진대사작용에 대한 결과도 얻을 수 있게 된다. 더구나 체온 센서는 국부적인 혈액 순환을 측정하는데도 적당하다. 체온 측정에 대한 구체적인 내용은 니찬 등에 의하여 공개되었다. ("피부 혈류의 평가를 위한 단열된 피부의 적외선방사학" 옵티칼 엔지니어링 33, 1994, No. 9, 2953 내지 2956 페이지)

[0026] 검사할 신체 조직의 형태에 따라서는 동맥 산소 포화도(SaO₂)와 정맥 산소 포화도(SvO₂)가 모세혈관(동정맥 연결) 산소 포화도(StO₂)를 결정한다.

[0027] 공식은 다음과 같다.

[0028]
$$K \cdot SvO_2 + (1-K) \cdot SaO_2 = StO_2$$

[0029] 상기 식에서, K 는 검사할 조직의 동맥과 정맥 사이의 용량 비율에 따른 조직-의존 보정 인자이다. 평균하여 이 보정 인자의 값은 0.5 약간 밑이다. 본 발명에 따르면, 관련 조직에 대한 명확한 값은 상기 방정식에 기초한 정맥 산소 포화도를 결정하기 위한 생체전기 임피던스 측정에 의하여 결정될 수 있다. 온도 및/또는 체온 측정 및/또는 생체전기 임피던스 측정(임피던스 혈량측정법)에 의하여 혈액 순환 V를 결정하는 것이 가능하다. 예를 들면 검사할 조직의 용량 변동은 혈액 순환에 의하여 조절할 수 있다. 이러한 관계는 다음의 방정식으로 표시된다.

[0030]
$$VO_2 = V \cdot (SaO_2 - SvO_2)$$

[0031] 사람들은 상기 식에 따라서 측정점에서의 대사작용을 측정하는 국부적인 산소 소비량(VO₂)을 계산할 수 있게 된다.

[0032] 둘 또는 그 이상의 전극을 거쳐 ECG 신호를 기록하기 위한 ECG 유닛에 의하면 본 발명에 의한 측정 기구의 기능성 범위가 유리하게 확장된다. 본 발명의 개발에 따라서 혈량 측정 신호와 ECG 신호가 함께 기록되고 측정 기구에 의하여 평가된다. 측정 기구의 평가 유닛은 용량 펄스 신호와 ECG 신호의 연역 코스를 평가한다. 적당한 프로그램 제어에 의하여 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 자동적으로 ECG 신호 중의 R 파를 인식할 수 있게 된다. 이와 같이 심장 박동의 정확한 시간 점도 자동적으로 결정된다. 이러한 프로그램 제어에 따라 평가 유닛은 용량 펄스 신호에서 최대 레벨을 인식할 수 있게 된다. 용량 펄스 신호의 최대 레벨에 기초하여 심장 박동 중에 목표로 하는 펄스 파의 도착시간 점이 검출되고 측정 기구에 의하여 수집된 외주 측정 부위에서 현실로 나

타나게 된다. 최종적으로 ECG 신호의 R파와 용량 펄스 신호의 뒤이은 최대치 사이의 연역 중간치를 결정하는 것이 가능하게 된다. 이러한 연역 중간치는 소위 펄스와 속도를 위한 측정치이다. 반면에 펄스와 속도에 기초하여 사람들은 혈압에 대한 명령문을 만들 수 있다. 펄스와 속도가 짧아지면 혈압의 상승을 동반하고 펄스파의 속도가 길어지면 혈압 강하를 추측할 수 있다. 그렇지만 펄스파의 속도로부터 혈압을 정확하게 결정하는 것은 가능하지 않으며 오직 경향만을 지시하여 주는 것이다. 또한 펄스와 속도는 혈액의 농도와 혈관벽(예를 들면 대동맥)의 탄성에 좌우될 수 있다. 환원하면 혈관벽의 탄성으로부터 동맥경화의 가능성이 있다는 결론을 얻을 수 있다. 심장 진동수, 심장 진동 변이성 및 해당하는 심장 부정맥의 절대치가 평가에 고려될 수도 있다. 예를 들면 동빈맥, 동서맥, 동역압 및 소위 보충 수축과 같은 부정맥은 이러한 평가에서 고려될 수 있다. ECG 신호에 기초하여 한 심장박동의 심방 수축의 지속시간과 심실 수축의 지속시간 및 심실 이완의 지속시간 등에 대한 보고서가 만들어질 가능성이 있다. 더구나 심장에서 나타나는 전기적인 여자의 판로 폐쇄(AV폐쇄, 번들 블럭 폐쇄 등)와 혈액 순환 장애 및 경색과 관련된 기능 등에 대한 조기 진단이 만들어질 가능성도 있다. 기타 펄스 코스의 불규칙성이 용량펄스 신호에 의하여 검출될 수도 있다.

[0033] ECG 신호의 평가를 용량 펄스 신호의 평가와 합쳐서 자동 평가하면 본 발명의 측정 기구는 환자의 혈관 시스템의 기능적 평가도 유도하여 낼 수 있다. 자동평가된 신호에 기초하여 본 발명의 기구는 사용자의 글로벌 심혈관 상태나 건강을 대충 예측하고, 만약 동맥경화의 증거나 기타 심장 시스템에 문제가 발생하였을 때는 기구를 통하여 경고 신호음을 발생시키거나 또는 키보드가 연결된 컴퓨터의 모니터나 또는 전자기구를 통하여 환자에게 화면으로 경고할 수 있다. 따라서 본 발명의 측정기구는 심장 질환의 자동 진단에 유용하게 이용될 수 있다.

[0034] 본 발명에 의한 진단 기구의 특이한 장점은 전술한 측정 방법들, 예를 들면 산소포화도 측정, ECG 측정, 시간 및/또는 체온 측정 및 생체 전기 임피던스 측정을 결합시킬 수 있다는 것이다. 본 발명의 평가 유닛에 의하면 모든 측정 신호들이 적당한 알고리즘에 의하여 평가될 수 있고 신진대사를 검사하기 위하여 결합시킬 수 있다는 것이다. 본 발명의 측정 기구는 다양한 측정 양식의 결합에 의하면 병리학적 변화를 아는데 효과가 높고 현실성이 있다는 것이다. 모든 인자들은 사용자가 알기 쉽도록 글로벌 인덱스로 압축될 수 있으며 환자에게 직접 건강 상태에 대한 힌트를 줄 수 있게 된다.

[0035] 전술한 바와 같이 본 발명의 측정 기구에서 요약된 다양한 측정 양식의 결합은 혈당의 비채혈적 측정에 의하여 가능하게 된다는 또 다른 이점이 있다. 본 발명의 측정 기구에 의한 혈당 수치의 결정에 대한 가능한 접근 방법을 이하 구체적으로 설명한다.

[0036] 본 발명의 측정 기구는 신진대사에 의하여 영향을 받는 데이터의 측정과 평가를 위하여 사용된다. 측정 기구를 사용하는 사람이 흡수한 에너지 분배와 조성은 중요한 역할을 한다. 대사에 포함되는 영양분은 주로 탄수화물, 지방 및 단백질이라는 것은 이미 알려진 사실이다. 추가의 가공 공정에서 탄수화물은 글루코스로 전환되고, 단백질은 아미노산으로 전환되며, 지방은 지방산으로 전환된다. 에너지 캐리어는 인체 조직의 세포에서 산소와 함께 에너지 분열에 의하여 ATP(아데노신트립호스포릭 산)으로 전환된다. ATP는 실질적인 내인성 에너지 캐리어이다. ATP를 생산하기 위하여는 글루코스가 사용되어야 하는 것이 필수적이다. 그러나 글루코스로부터의 ATP 생산이 예를 들어 인슐린 등의 결핍으로 방해받으면 대신에 강렬한 지방산의 산화가 일어나게 된다. 그렇지만 이 과정에서의 산소 소비는 다르게 나타난다.

[0037] 음식을 섭취하는 인간 신체의 대사 작용은 위에서 대략 설명한 바와 같이 음식물의 조성에 의존한다. 예를 들면 신체의 혈관 시스템은 섭취한 음식을 소화시키기 위하여 얼마나 많은 에너지가 필요한가에 따라서 반응한다. 본 발명의 측정 기구에 의하여 측정될 수 있는 펄스파와 혈압 진폭 및 펄스에 기초하여 판단하여 보면, 섭취한 음식물에 대한 신체의 작용이 결정될 수 있다. 이러한 효과에 대하여 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 펄스파의 시간차 코스를 평가하고 섭취한 음식물의 모멘트로부터 펄스파 속도의 시간차 코스에 기초한 사용자가 섭취한 음식물의 조성을 결정하기 위하여 적절히 설치되었다. 혈압 진폭뿐만 아니라 펄스파 속도 및 펄스는 음식을 섭취하자마자 시작된다. 최대 레벨과 이러한 최대 레벨의 시간의 관계 점은 음식물의 조성에 관계가 있다. 펄스파의 코스와 절대 레벨, 혈압 진폭 및 펄스는 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛에 의하여 섭취한 음식물의 조성을 결정하기 위하여 서로 협조할 수 있다.

[0038] 정상적인 상황에서는, 예를 들면 휴면 중이나 소위 온열 중성대에서는 인간 신체의 대사가 주로 글루코스 발렌스에 의하여 결정된다. 그러므로 이러한 정상 상태에서는 신체 조직의 세포 내에 글루코스 농도가 열 생산 및 산소 소비의 기능으로서 기록된다. 이러한 사실을 방정식으로 표시하면 다음과 같다.

[0039] $[Glu]=f_1(\Delta T, VO_2)$

[0040] 상기 일반식에서 [Glu]는 글루코스 농도를 나타낸다. 열생산 ΔT 는 본 발명에 의한 열 센서에 의하여 동맥 온도와 완전한 열 단열이 이루어지는 피부 표면의 온도 사이의 차에서 결정될 수 있다($\Delta T = T_{so} - T_{artery}$). 부호 f_1 ($\Delta T, VO_2$)은 열 생산 및 산소 소비 사이의 기능적인 의존도를 나타낸다. 앞에서 설명한 바와 같이 산소 소비는 정맥과 동맥의 산소 포화도 차이와 혈액 순환으로부터 얻어진다. 음식 섭취 중이나 직후에 글루코스 농도를 결정하기 위하여는 에너지 밸런스에서 리포메타볼리즘 부분을 반영하는 보정이 이루어져야 한다. 이러한 보정은 다음과 같이 표현된다.

[0041] $[Glu]=f_1(\Delta T, VO_2) + X \cdot f_2(\Delta T, VO_2)$

[0042] 상기 식에서, X는 음식물 섭취 후의 부수적인 인자이다. 따라서 X는 섭취한 음식물의 조성에 의존한다. 특히, X는 대사에서 분담하는 지방과 탄수화물의 비율에 의존한다. 앞에서 대략 설명한 바와 같이 인자 X는 펄스파 속도의 시간차 코스에 기초하여 결정된다. 글루코스를 직접 섭취하거나 단지 탄수화물만을 섭취한 경우에는 X가 영(0)으로 된다. 섭취한 음식물 중에 지방의 비율이 높으면 높을수록 X 값도 커진다. 펄스파의 시간차 코스, 혈압 진폭 및/또는 펄스로부터 보정 인자 X를 결정하기 위하여는 기구 사용자가 용이하게 이용할 수 있는 본 발명에 의한 측정 기구에 계산기를 설치할 필요가 있다. 지방 신진대사에서, $f_2(\Delta T, VO_2)$ 은 열 생산과 산소 소비량에 대한 글루코스 농도의 기능적 의존도를 나타낸다.

[0043] 이와 같이 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 국부적인 산소 소비량과 국부적인 열 생산량으로부터 국부적인 글루코스 농도를 결정하는데 이용될 수 있다. 측정 기구는 이를 위하여 적당한 측정 유닛을 포함할 수 있다. 앞에서 설명한

[0044] 바와 같이 산소 소비량의 결정은 생체 전기 임피던스 측정치와 결합시킬 수 있다. 열 생산량을 측정하기 위하여는 적당한 부가적인 열 센서를 필요로 한다. 최종적으로 전술한 기능 관계에 따라서 글루코스 함량을 계산하기 위하여는 펄스파 속도의 시간차 코스로부터 보정 인자 X가 결정되어야 한다. 앞에서 설명한 바와 같이 이러한 작업은 ECG 신호와 혈량 측정 신호를 결합시키므로써 달성된다. 따라서 글루코스 농도를 결정하기 위하여는 펄스속도미터, ECG 유닛, 생체전기 임피던스 측정 수단은 물론이고 열 센서가 본 발명의 기구에 결합 되어야 한다.

[0045] 전술한 방법은 최초로 세포내 글루코스 농도를 측정하는데 이용될 수 있다. 간단한 접근 방법에서는 글루코스 농도는 다음과 같이 계산된다.

[0046] $[Glu]_{cell} = a + b \cdot \ln(c \cdot [Glu]_{blood})$

[0047] 정수 a, b 및 c는 측정기구를 사용하는 사용자의 개별적인 생리에 의존한다. 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 측정 기구를 사용하는 사용자의 생리에 의존하는 인자를 고려하여 국부적인 글루코스 농도로부터 혈당 레벨을 결정할 수 있도록 설계될 수 있다. 이러한 인자들은 적절한 계산, 예를 들면 통상적인 방법에 의하여 관혈적으로 측정되는 혈당치와 비교하는 방법으로 결정될 수 있다.

[0048] 실질적으로 본 발명의 측정기구를 실현시키기 위하여는 키보드가 연결된 컴퓨터가 평가 유닛을 형성하여야 한다. 전술한 바와 같이 평가 유닛의 기능은 컴퓨터에 설치되는 소프트웨어에 의하여 실현될 수 있으며, 소프트웨어의 수단에 의하여 결정된 생리적 인자들은 컴퓨터에 기억되고 저장된다. 이러한 형태에 의하면 어떠한 방법으로도 컴퓨터 내에 존재하는 데이터 가공 전자 부품들은 진단 측정 유닛에 의하여 얻어진 측정 신호를 프로세싱하는데 이용된다. 이러한 과정은 적당한 소프트웨어를 준비하므로써 달성될 수 있다. 동시에 소프트웨어의 수단에 의하여 결정된 생리 인자들은 컴퓨터에 기억되고 저장된다. 이러한 과정에 의하면 질병의 진행과 해당하는 치료방법을 알 수 있게 된다.

[0049] 또한 오락 또는 통신 기구를 이용하는 경우에는 마이크로프로세서 또는 마이크로컨트롤러가 평가 유닛으로 이용될 수 있는바, 평가 유닛의 기능은 마이크로프로세서 또는 마이크로컨트롤러에 의하여 실현된다.

[0050] 본 발명의 기구는 또 다른 목적을 달성하기 위하여 평가 유닛에 의하여 결정된 생리 인자들을 평가하기 위한 진단 유닛을 포함할 수 있다. 진단 유닛의 기능은 소프트웨어에 의하여 실현될 수도 있다. 평가 유닛은 앞에서 설명한 바와 같이 진단에 필요한 인자들을 결정하기 위하여 기록된 신호들을 평가하는 역할을 한다. 이러한 인자들은 질병에 관계되는 결론을 도출하기 위하여 진단 유닛에서 가공된다. 측정 기구가 사용자에 의하여 자동-진단용으로 사용되는 경우 진단 유닛은 질병의 존재를 자동적으로 인식하는 역할을 하여 사용자에게 적절한 경고 신호를 발생하도록 할 수도 있다.

[0051] 이와 같이 본 발명에 의한 측정 기구의 진단 유닛은 평가 유닛에 의하여 결정된 인자들로부터 심혈관 시스템의 상태를 결정할 수 있도록 편리한 위치에 설치된다. 본 발명의 바람직한 형태에서는 진단 유닛이 심혈관 시스템의 상태 및 생체전기 임피던스 측정에 의하여 기록된 글로벌 조직 인자를 기초로 하여 글로벌 체력 인덱스를 계산할 수 있도록 적절히 설치할 수 있다. 이와 같은 글로벌 조직 인자들은 사용자의 순간 건강 상태에 대한 안내를 하는 글로벌 체력 인덱스를 얻는데 이용될 수도 있다. 글로벌 체력 인덱스를 결정하기 위하여는 사용자의 모든 측정치를 고려할 수도 있다. 필요에 따라서는 일정 시간 동안 측정하여 평균치를 얻을 수도 있다. 심혈관 측정치와 글로벌 조직 인자들(글로벌 체지방 함량, 글로벌 수분 함량) 외에도 국부적인 조직 인자들뿐만 아니라 국부적인 대사 인자들, 예를 들면, 국부적인 산소 소비량도 고려될 수 있다. 글로벌 체력 인덱스의 결과는 측정기구 사용자가 쉽게 이해할 수 있도록 단일 값으로 되도록 한다.

[0052] 디스플레이 유닛은 측정된 생리 인자들을 보여주고 진단 기구에 의하여 발생한 측정 결과를 보여주기 위하여 본 발명에 의한 측정 기구의 컴퓨터에 연결된 통상적인 모니터를 이용할 수 있다. 그렇지 않으면, 오락 기구나 통신 기구의 표시창도 디스플레이용으로 이용할 수 있다.

[0053] 본 발명의 측정 기구는 원거리 데이터 전송 수단을 구비할 수도 있다. 이러한 전송 수단들은 의료 측정 신호나 측정된 생리 인자들에 대한 데이터를 통신 네트를 통하여 전송하는 수단을 포함할 수도 있다. 예를 들면 데이터 전송은 측정 유닛을 포함하는 키보드가 연결된 컴퓨터에 의하여 데이터 네트워크(예를 들면)를 거쳐 이루어질 수 있다. 본 발명의 측정 기구가 예를 들어 휴대용 전화에 연결된 경우에는 생리 인자들이 모바일 라디오 네트워크를 통하여 전송될 수도 있다. 예를 들면 측정 신호나 생리적 데이터들은 중앙 스테이션(예를 들면, 헬스센터)에 전송되고 분석 및 문서화되거나 또는 각개 인자들의 연역적 개발을 모니터링할 수도 있다. 데이터들은 만성 질병이나 기존 질병에 대한 정보를 포함하는 파일화된 적당한 환자 데이터를 고려하여 적당한 알고리즘에 의하여 평가된다. 결과는 관련 데이터 또는 네트워크를 거쳐 기구 사용자에게 건강 정보를 제공하기 위한 측정 기구로 되돌아가게 할 수도 있다. 필요에 따라서는 추가의 선택적 측정치들이 중앙 스테이션에서 처리될 수도 있다. 더구나 평가 결과에 의하여 야기된 기타의 병력을 위하여 질의문이 데이터나 통신네트워크를 통하여 반대로 전달될 수도 있다. 데이터와 평가 결과는 담당 의사에게 자동적으로 전달되게 할 수도 있다. 만약 측정 및 평가 결과로부터 응급을 요하는 암시가 있는 경우에는 요구하는 처치, 예를 들면 응급 서비스를 부르는 경고 음과 같은 처치를 할 수도 있다. 원거리 데이터 전송의 또 하나의 이점은 측정된 신호의 평가에 필요한 소프트웨어가 기구 자체에 없고 중앙 스테이션에만 있어도 되므로 소프트웨어가 적절한 상태로 유지될 수 있다는 것이다.

[0054] 본 발명의 측정 기구는 컴퓨터가 노트북, 무릎 컴퓨터, 손바닥 컴퓨터 또는 휴대용 컴퓨터인 경우에 특히 유리한 이점이 있다. 이 경우, 컴퓨터를 사용하는 중에도 언제든지 컴퓨터의 사용에 의하여 진단 측정이 이루어진다는 것이다.

[0055] 광 혈량 측정을 위하여는 광센서에 대한 손가락의 접촉 압력이 측정 신호에 중대한 영향을 갖는다. 따라서, 본 발명에 의한 측정 기구는 측정 유닛에 올려놓는 손가락의 접촉 압력을 측정하는 수단을 구비하는 것이 바람직하다. 이러한 수단으로는 통상적인 압력 센서, 예를 들면 압저항 소자 형태의 압력 센서가 있을 수 있다. 손가락 접촉 압력을 결정하기 위하여 광학 프로세스를 이용할 수도 있다. 손가락 접촉 압력은 측정 신호에 중대한 영향을 미치므로 혈량 측정 신호 자체로부터 손가락 접촉 압력을 측정하는 것도 가능할 수 있다. 측정된 손가락 압력은 측정 신호의 평가 단계에서 혈액 순환에 대한 접촉 압력을 보상하도록 고려될 수 있다.

[0056] 본 발명에 의한 측정 기구의 중대한 개발은 측정 기구 주위의 주변 온도를 측정하는 온도 센서가 측정 기구와 일체로 되도록 설치되어야 한다. 예를 들면 주위 공기의 소리 확산 속도의 측정에 바탕을 둔 기능을 갖는 온도 센서의 사용이 바람직하다. 주위 온도는 인간 신체의 신진대사에 영향을 미친다. 이러한 범위에서 측정 기구에 의하여 얻어진 측정 신호의 평가에 주위 온도를 고려하여야 한다.

[0057] 본 발명의 유익한 형태에서는 측정 기구가 신체의 내부 온도를 결정하기 위한 하나 또는 그 이상 다수의 온도 센서를 포함한다. 온도 센서들은 검사할 신체 부분에 직접 접촉할 수 있는 위치에 배치되도록 하는 것이 바람직하다. 그렇지 않으면 신체의 내부 온도를 결정하기 위한 온도 센서는 컴퓨터 키보드나 휴대용 기구에서 분리되도록 하고 무선으로 키보드나 휴대용 기구에 연결되는 유닛으로 구성될 수도 있다. 이러한 종류의 온도 센서로는 블루투스기가 있다. 이러한 구성에 의하면 신체의 내부 온도를 측정하는 유닛은 온도를 측정하기 위하여 조작할 때 어떠한 문제점도 나타나지 않게 조작할 수 있게 된다. 이미 알려진 통상적인 센서 시스템도 신체의 내부 온도를 측정하기 위하여 사용할 수 있다. 신체의 내부 온도는 발명의 측정 기구를 이용하여 생리 인자와 대사 인자를 측정할 때 고려될 수 있는 중요한 참조 변수를 나타낸다.

[0058] 이와 같이 본 발명에 의한 측정 기구의 평가 유닛은 측정 기구의 측정 신호로부터 호흡 빈도를 측정할 수 있도록 적절히 설치되어야 한다. 예를 들면 호흡 빈도는 광 혈량 측정법에 의하여 측정되는 펄스 진폭에 의하여 예측할 수 있다. 펄스 진폭은 심장 진폭에 의하여 결정된다.

[0059] 본 발명의 바람직한 형태에 따르면 최소한 하나의 진단 센서 유닛이 오락 및 통신용 휴대용 기구로부터 분리된 유닛으로 형성하고 무선 또는 코드-바운드 신호 라인을 거쳐 휴대용 기구에 연결되도록 된 유닛으로 형성하는 것이다. 이는 측정 기구의 기능이 휴대용 기구에 일체로 되는 것을 의미한다. 그러나 센서 기기들은 휴대용 기구로부터 분리되었다. 이러한 형태는 측정 유닛이 휴대용 기구로부터 독립된 사용자 신체의 적당한 부위에 영구적으로 배치될 수 있기 때문에 혈당치나 기타의 생리 인자의 연속적인 모니터링에 특히 적합하다. 평가 유닛은 측정 유닛이나 측정 유닛이 연결된 휴대용 기구에 위치할 수도 있다.

[0060] 기능성에서 보면, 본 발명에 의한 측정 기구는 진단 센서 유닛은 혈액, 뇨, 변, 호흡하는 공기, 땀, 타액, 모발, 호르몬과 같은 시료의 분석을 위한 유닛을 포함하도록 확대할 수 있다. 이와 같이 본 발명에 의한 기구는 기구 사용자에게 의하여 쉽게 사용할 수 있는 개인적인 의학 검사실의 기능을 실현한다. 이러한 기능은 긴급할 때 연속적인 모니터링과 이용이 가능하도록 한다.

[0061] 본 발명의 유익한 개발에 따르면, 광학 측정 유닛과 온도 또는 체온 센서는 상면에 광원으로로부터 방출되는 광의 통로 역할을 하는 최소한 하나의 구멍을 갖는 평면 ECG 전극이 설치된 통상적인 센서 케이싱 내부에 배치된다. 평면 ECG 전극은 온도 또는 체온 센서를 위한 또 하나의 다른 구멍을 갖고 있다. 광원, 광센서 및 온도 또는 체온 센서는 센서 케이싱 내부에 있는 통상적인 프린트 회로 기판에 배치될 수 있다. 이와 같이 요구하는 측정 수단들이 센서 케이싱 내부에 압축되었으므로 센서 케이싱을 키보드나 휴대용 기구에 설치하는데 어려움이 없다. 또한 센서 케이싱은 키보드나 휴대용 기구에 착탈시킬 수 있도록 형성하여 상기와 같은 측정 부품들을 필요로 할 때 적당한 플러그 연결 수단으로 연결되도록 할 수도 있다. 더구나 이러한 형태는 본 발명의 측정 기능을 갖는 키보드나 휴대용 기구를 바꾸거나 개조할 수 있게 되는 효과가 있다. 센서 케이싱은 간편하게 이용할 수 있도록 하기 위하여 1cm × 1cm × 1cm 이하의 크기를 갖도록 형성하는 것이 바람직하다. 센서 케이싱의 상면에는 생체전기 임피던스 측정을 위한 임피던스 측정 유닛의 피드 전극 및 측정 전극과 같은 추가의 평면 전극을 설치할 수도 있다.

[0062] 본 발명에 따르면 측정 기구는 수축기 혈압 및/또는 확장기 혈압을 측정하기 위한 혈압 측정 유닛을 추가로 포함할 수도 있다. 혈압은 본 발명에 의한 생리 및 대사 인자의 결정에 중요한 변수들이다. 혈압 측정 유닛은 혈압측정기로 사용되는 것과 같은 통상적으로 사용되는 혈압계일 수 있다. 이러한 혈압계로는 예를 들면 팔에서 혈압을 재는 혈압계가 있다. 혈압계는 키보드나 휴대용 전자 기구에 무선으로 연결할 수도 있다.

[0063] 이하 본 발명을 도면에 의하여 상세히 설명한다.

도면의 간단한 설명

- [0064] 도 1은 본 발명에 의한 측정 기구의 한 예를 보여주는 개략도;
- [0065] 도 2는 본 발명에 의한 측정 기구를 보여주는 블록 다이어그램;
- [0066] 도 3은 본 발명에 의한 측정 기구의 산소 포화도 측정 유닛을 보여주는 블록 다이어그램;
- [0067] 도 4는 열 측정 유닛을 보여주는 블록 다이어그램;
- [0068] 도 5는 본 발명에 의한 측정 기구의 임피던스 측정 유닛을 보여주는 블록 다이어그램;
- [0069] 도 6은 본 발명에 의한 측정 기구의 ECG 유닛을 보여주는 블록 다이어그램;
- [0070] 도 7은 본 발명에 의한 측정 기구의 다른 형태를 보여주는 개략도;
- [0071] 도 8은 본 발명에 의한 측정 기구의 국소적인 생체전기 임피던스를 나타낸 도면;
- [0072] 도 9는 본 발명에 의한 측정 기구의 진단 센서 유닛을 나타낸 도면.

[0073] 도 1은 본 발명에 의한 측정 기구의 한 예를 보여주는 개략도이다. 측정 기구는 키보드(3)가 결합된 컴퓨터(2)를 포함한다. 각종 의료 측정 양식들이 키보드(3)의 사용 영역에 일체화 되어 있다. 측정을 실행하기 위하여는 사용자의 손가락으로 전술한 키보드를 누르면 된다. 키보드(3)에는 다양한 파장의 광을 발사할 수 있는 발광 다이오드 형태의 광원(4),(4')이 일체로 형성되었다. 이러한 목적을 위하여는 예를 들어서 다양한 발광 반도체가 공통 케이싱 내에 수용된다. 다양한 광원으로부터 나오는 빛을 키보드(3)의 사용자 영역으로 안내하기

위한 광학 안내구를 사용할 수도 있다. 더구나 키보드(3)는 하나 또는 다수의 광 센서(5)를 포함하고 있다. 이러한 광 센서들은 각각 광원(4),(4')의 바로 옆에 배치되었다. 더구나 키보드(3)는 다수의 광 센서(5)를 포함하고 있다. 광 센서(5)는 사용자의 손가락의 조작에 의하여 조직 내부로 조사된 광원(4),(4')으로부터 나온 빛을 받아들일도록 되었다. 더구나 열 센서(6)가 광원(4),(4')의 바로 옆에 설치되었다. 따라서 열 측정에 기초한 혈액 공급의 측정은 광학 측정과 동일한 장소에서 이루어지게 된다. 반면에 네 개의 전극(7),(7')도 국소적인 생체전기 임피던스를 측정하기 위하여 키보드(3)의 사용자 영역에 구비되어 있어서, 사용자는 한 손으로 두 개의 전극(7),(7')을 동시에 접촉할 수 있게 되었다. 두 접촉 표면 중의 하나는 측정 장소에 전류를 인가하는데 이용되고 다른 접촉 표면은 전압 측정용으로 이용된다. 이와 같이하면 측정 결과가 측정 전극의 접촉 저항에 의하여 영향받지 않게 된다. 두 개의 전극(7)은 키보드(3)에 일체로 결합된 본 발명에 의한 측정 기구의 ECG 전극으로 이용될 수도 있다. 두 개의 전극들을 손으로 누르면 투-포인트 도출(암-투-암 측정)이 얻어질 수 있다. 키보드(3)에 일체화된 센서에 의하여 얻어진 측정 신호들은 컴퓨터(2)에 의하여 가공된다. 이어서 얻어진 생리 인자들은 컴퓨터(2)에 연결된 모니터(9)의 디스플레이 스크린(8)에 화면으로 표시된다. 예를 들면 화면에는 동맥(SaO₂), 모세혈관(StO₂) 및 정맥(SvO₂) 산소 포화도가 표시된다. 더구나 측정된 열 주파수(HR)와 조직의 체지방(BF)도 화면에 표시된다. 최종적으로 혈당 레벨(BG)도 표시된다. 사용자는 언제든지 흥미를 끄는 생리 인자들을 측정할 수 있다. 이러한 목적을 위하여는 사용자가 단지 손가락을 전극(7),(7')에 해당하는 키보드(3)의 키 위에 올려놓고 키를 작동시키면 된다. 인자들은 측정 신호들이 컴퓨터(2)에서 가공된 후에 모니터(9)에 의하여 바로 화면으로 표시된다. 따라서 기구(1)의 사용자는 생리 인자들을 측정하기 위하여 컴퓨터(2)에서 하는 작업에 관계 없이 측정할 수 있게 된다.

[0074]

도 1에 도시된 실질적인 예에서는 검사할 조직에 상이한 용량의 광을 조사하기 위하여 두 개의 광원(4),(4')을 갖고 있다. 두 개의 광원(4),(4')은 상이한 공간적 방사 특성을 갖도록 되었다. 즉, 두 전극은 상이한 방사 각도를 갖고 있다. 광원(4)은 발광 다이오드이고, 광원(4')은 레이저, 예를 들면 소위 VCSEL-레이저(수직공간 표면 방사레이저)이다. 발광 다이오드(4)와 레이저(4')는 매우 유사한 파장(630nm과 650nm)을 갖는 광선을 발생하지만 구멍의 각도는 예를 들면 (25° 와 55°)로서 서로 다르게 되었다. 도 1에 도시된 내용에 따르면, 전술한 바와 같이 혈중 산소 농도의 변화에 따라 유도되는 신진대사의 차등 측정을 할 수 있다. 이 경우 두 광원(4),(4')으로부터 방사되는 광의 파장은 광선이 상이한 강도로 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈에 의하여 흡수되도록 한다. 혈중산소농도(산소 포화도)를 측정할 수 있도록 하기 위하여는 도 1에 도시되지 아니한 광원이 있어야 한다. 이러한 광원은 광의 광학 파장이 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈에 의하여 흡수되는 흡수 광선이 동일하여 동일 흡광점을 갖도록 하는 스펙트럼 범위에 놓이도록 광선을 발생한다. 발광다이오드 및/또는 레이저로부터 방사되는 광선은 키보드의 사용영역에 있는 적절한 지점까지 광섬유에 의하여 유도되게 할 수도 있다. 이 경우, 광 섬유는 단부는 광원(4),(4')에 지정되어야 한다. 이러한 구성에 의하면 전술한 광 섬유들이 빛을 상이한 각도의 구멍을 통하여 검사할 신체 조직 속으로 전달하므로 발광 다이오드와 레이저 광선을 전술한 바와 같이 광 섬유를 통하여 연결하는 것이 유리하다. 따라서 상이한 신체 조직이 두 광원으로부터 검사되게 된다. 큰 각도의 구멍에서는 혈액이 통하지 않는 상피 조직에 발광 다이오드에서 나오는 광선을 레이저에서 나오는 광선 보다 더 많이 조사하게 된다. 광원(4),(4')으로부터 나오는 광선은 신체 조직에 산란되고 부분적으로 흡수된 다음 센서(5)에 의하여 검출된다. 센서(5)는 키보드(3)의 사용 영역에 직접 배치할 필요가 없다. 대신 광선은 키보드(3) 내부에 설치된 센서에 광-전달 섬유를 통하여 공급될 수 있다. 광원(4)의 광선과 광원(4')의 광선을 차등화하기 위하여는 센서(5)에 의하여 검출되는 신호로 상이한 시간에서 작동하도록 하면 된다. 그렇지 않으면, 광원(4),(4')에서 나오는 광선을 상이한 파장으로 차등화시킬 수도 있다. 광원(4),(4')에서 발산되는 광의 강도는 공지의 램버트비어법칙에 의하여 알려진 흡수 물질(산소화된 헤모글로빈)의 농도와 강도 감쇄의 관계에 따라서 신체 조직을 통과하는 경로에 따라서 감쇄한다. 도 1에 도시된 센서(5)에 의하면 강도 감쇄의 관련 인자들이 측정되는데, 이는 광원(4),(4')에 의하여 포착된 검사할 신체 조직의 용량 범위에 대하여 개별적으로 중대한 의미를 갖는다. 상이한 광원(4),(4')에 배정된 강도 감쇄의 인자들은 이러한 차등 측정을 선택하기 위하여 평가 유닛에서 서로 관계한다. 간단한 경우에는 각개 광원(4),(4')에 대한 몫이 각개 광원(4),(4')으로부터 나오는 광의 강도 감쇄의 인자로부터 계산된다. 이러한 몫의 변화로부터 신진대사의 변화에 대한 결론이 유도될 수 있다. 예를 들면 음식을 섭취한 후 혈당 레벨이 상승하면 많은 글루코스가 일정한 시간이 지난 후에 신체 조직의 세포 속으로 들어가서 세포 속에서 변환된다. 이 과정에 산소가 소비된다. 이 산소는 혈액을 통하여 세포에서 받아들인다. 따라서 산소의 소비에 의하여 산소화 헤모글로빈은 탈산소화 헤모글로빈으로 되게 된다. 따라서 탈산소화 헤모글로빈에 대한 산소화 헤모글로빈의 비율이 증가하게 된다. 광원(4),(4')의 광 구멍의 각도 차이 때문에 헤모글로빈 농도의 변화는 강도 감쇄에 상이한 영향을 가져온다. 이와같이 헤모글로빈 농도의 변화는 강도 감쇄의 인자의 몫으로부터 검출된다. 이러한 사실은 산소 소비의 결과로 결론 내릴 수 있다. 산소 소비

는 혈당 레벨에 의존하므로 전술한 광 흡수의 차등 측정에 의하여 혈당 레벨을 측정하는 것이 가능하게 된다. 이 공정을 보충하기 위하여, 도 1에 설치한 전극(7), (7')을 이용한 광학 측정이 동시에 수행될 수 있다. 생체전기 임피던스 측정은 국소적인 혈액 공급을 측정하기 위한 것이다. 이것은 산소 소비와 혈당 레벨을 측정하기 위한 또 하나의 인자로서의 역할을 한다. 광원의 차등 구멍 각도는 적당한 광학 소자(예를 들면 빔 분할기, 렌즈 등)를 이용하면 하나의 광원(4)에서만 광이 발생되도록 할 수 있게 된다.

[0075] 도 2는 본 발명에 의한 측정 기구의 조립을 보여주는 블록 다이어그램이다. 본 발명에 의한 측정 기구(1)는 주어진 측정점에서의 신체 조직의 혈관 시스템 내의 산소 농도를 광학 측정하기 위한 광학 측정 유닛(100)을 포함한다. 광학 측정 유닛(100)에서 기록된 산소 포화도 및 혈량측정 신호는 분석 유닛(110)으로 통과한다. 기구(1)의 또 하나의 성분은 국소적인 열 생산을 측정하기 위한 열 측정 유닛(120)이다. 열 측정 유닛(120)은 검사할 신체 점을 분리하는 특수한 열 센서이다. 이 신체 점은 오직 혈액의 흐름을 통하여서만 열을 흡수하거나 배출한다. 따라서 온도의 시간차 측정에 의하여 혈액 공급과 열 생산을 측정하는 것이 가능하게 된다. 강력한 혈액 공급이 있을 때는 측정할 신체 점의 대단히 짧은 시간 동안 최대 온도에 도달한다.

[0076] 혈액이 덜 공급될 때는 그 시간이 길어진다. 측정 위치의 온도는 오직 동맥 온도에 의하여 결정되고 국소적인 열 생산에 의하여 결정되므로 측정된 온도의 추정에 의하여 사람들은 동맥 온도에 대한 결론을 내릴 수 있다. 열 측정 유닛(120)에 의하여 기록된 측정 신호는 추가의 가공을 위하여 분석 유닛(110)으로 보내진다. 반면에, 기구는 생체전기 임피던스 측정에 의하여 국소적인 조직 인자를 기록하기 위한 임피던스 측정 유닛(130)을 포함하고 있다. 임피던스 측정 유닛(130)의 측정 신호는 분석 유닛(110)에 의하여 가공된다. 최종적으로, 본 발명에 의하면 ECG 신호를 기록하기 위한 ECG 유닛(132)을 포함한다. ECG 유닛(132)도 ECG 신호를 가공하기 위하여 분석 유닛(110)에 연결되었다. 광학 측정 유닛(100)에는 도 1에서 설명한 키보드(3)의 광 공급원(4)과 광 센서(5)가 모두 포함되었다. 열 측정 유닛(120)은 열 센서(6)에 연결되었다. 임피던스 측정 유닛(130)은 키보드(3)의 전극(7 및/또는 7')들을 통하여 측정 신호를 기록하게 되었다. 분석 유닛(110)은 모든 신호들의 예비 가공을 실현한다. 그 결과 신호들은 각각 50 및 60 네트워크의 영역 내에 있는 간섭을 걸러내기 위하여 대역 필터를 통과시킨다. 더구나 신호들은 잡음을 억제하여야 한다. 분석 유닛(110)을 통과한 광학 측정 유닛(100), 열 측정 유닛(120), 임피던스 측정 유닛(130) 및 ECG 측정 유닛(132)으로부터 나온 처리된 신호들은 평가 유닛(140)으로 들어간다. 평가 유닛(140)은 측정된 신호로부터 필수적인 진단 인자들을 평가하는 역할을 한다. 평가 유닛(14)의 기능은 주로 컴퓨터(2)에 내장된 소프트웨어에 의하여 달성된다. 시간에 의존하여 기록된 임피던스 측정 유닛(130)에서 측정된 신호들로부터 검사한 신체 조직의 조성(수분 함량, 체지방 함량 등)이 일차로 평가된다. 광학 측정 유닛(100)에서 나온 신호로부터는 임피던스 측정에서 얻어진 조직 인자들을 기초로 하여 동맥 산소 포화도와 모세혈관 산소 포화도가 평가된다. 열 측정 유닛(120)으로부터 나온 신호들과 시간

[0077] 의존성 임피던스 측정으로부터 유도될 수 있는 혈량측정으로부터 나온 신호들로부터 혈액 공급과 동맥 온도가 평가된다. 펄스파 속도는 ECG 유닛(132)의 신호와 광학 측정 유닛(100)으로부터 나온 신호로부터 결정된다.

[0078] 최종적으로, 정맥 산소 포화도와 기타의 대사 인자, 특히 측정점의 국소적인 산소 소비와 글루코스 농도는 앞에서 평가된 결과들을 기초로 하여 평가 유닛(140)에서 평가된다. 평가결과는 진단 유닛(150)에 의하여 해석된다. 컴퓨터(2)에 소프트웨어로 들어있는 진단 유닛(150)은 평가 유닛(140)에서 계산된 국소적인 대사인자들을 평가한다. 측정 결과를 화면으로 표시하기 위하여 평가 유닛(140)과 진단 유닛(150)은 모니터(9)를 활성화시키는 그래픽 유닛(160)에 연결되었다. 이와 같이 얻어진 데이터는 메모리 유닛(170)에 기억되는바, 이때 측정 일자와 시간도 동시에 기억된다. 인터페이스 유닛(180)은 계산된 생리 인자들의 전송을 위하여 컴퓨터(2)를 데이터 네트워크에 연결하기 위하여 설치되었다. 인터페이스 유닛(180)을 통하여 모든 데이터와 인자들, 특히 메모리 유닛(170)에 기억된 데이터와 인자들이 치료할 의사의 도시되지 아니한 개인 컴퓨터(PC)에 전송될 수 있다. 데이터는 더 구체적으로 분석될 수도 있다. 특히, 기구(1)에서 측정된 오래된 데이터와 인자들은 기존 질병의 진단에 관한 정보를 얻기 위하여 변경되도록 조사할 수도 있다.

[0079] 도 3은 본 발명에 의한 기구의 광학 유닛(100)의 조립상태를 설명하는 것이다. 광학 유닛(100)은 마이크로콘트롤러(190)를 포함한다. 마이크로콘트롤러(190)은 타이밍 제너레이터(200)와 일체로 되었다. 발광 다이오드(4)로부터의 광선 발사의 시간 변조는 제어된다. 발광 다이오드(4)는 콘트롤 유닛(220)을 거쳐 모듈레이션 유닛(21)에 연결된다. 발광 다이오드(4)로부터 발산된 광선의 강도는 실행속도 조절 유닛(230)을 거치면서 적용할 수 있게 된다. 발광 다이오드(4)는 최소한 세 개의 상이한 파장으로 광선을 발사할 수 있다. 이러한 목적을 위하여는 다양한 발광 반도체 소자가 발광 다이오드(4)의 단일 케이싱 내부에 들어있어야 한다. 타이밍 제너레이터(200)에 의하여 광선 발사의 시간적 순서가 다양한 파장의 광선이 발사되도록 조절된다. 기구(1)의 측정 헤드(3)에 일체로 설치된 광센서(5) 뿐만 아니라 발광 다이오드(4)도 도3에 간략하게 표시된 신체조직(240)과 접

측한다. 신체조직(240)에는 발광 다이오드(4)로부터 광선이 조사되고 신체조직(240)을 통하여 흐르는 혈액의 산소 농도에 따라서 조직지 내에 흡수된다. 산란 광은 광센서(5)에 의하여 기록된다. 각개 광센서(5)의 광 전류는 컨버터(250)에 의하여 전압으로 전환되고 증폭기(260)에 의하여 증폭된 다음 디지털/아날로그 변환기(270)에 의하여 디지털 측정 신호로 변환된다. 디지털 신호는 마이크로컨트롤러(190)와 일체로 된 디모듈레이터(280)로 통과한다. 디모듈레이터(280)는 해당하는 광 파장에 의하여 측정 신호들을 분리한다. 최종적으로 신호들은 분석 유닛(110)으로 보내진다.

[0080]

도 4는 본 발명에 의한 측정 기구의 열 측정 유닛(120)의 조립 상태를 보여주는 블록 다이어그램이다. 신체조직(240)과 접촉하는 열 센서(6)는 도시되지 아니한 다수의 온도 측정 소자와 열 유도 소자를 포함하고 있다. 센서(6)가 신체조직(240)과 접촉하자마자 열 교환이 시작된다. 온도 측정 소자들에 의하여 센서(6)의 열 전달 소자에서 다양한 지점으로부터 온도가 측정된다. 장소, 시간 및 깊이를 분석하여 신체조직(240)에서 국소적으로 생성되는 열을 측정하는 것도 가능하다. 열 측정 소자들에 의하여 기록된 신호들은 임피던스 변환기(290) 뿐만 아니라 증폭기(292)에도 보내지고 아날로그/디지털 변환기(300)에 의하여 디지털 신호로 변환된다. 이어서, 디지털 신호들은 추가의 가공을 위하여 분석 유닛(110)으로 보내진다. 적당한 열 센서(6)들은 조속경 등에 의하여 공지되었다(조속경, 김윤옥, 히로시 미수마키, 가스히코 구와, "대사성 열 확인 방법에 의한 비체열 글루코스 측정" 클리니컬 케미스트리 50, 2004, No.10, 1894 내지 1898 페이지).

[0081]

도 5는 본 발명에 의한 측정 기구의 임피던스 유닛(130)의 조립 상태를 보여준다. 임피던스 측정 유닛(130)은 전극(7), (7')을 포함한다. 접촉 표면(7)을 거쳐 전원(310)에서 발생한 교류 전류가 검사할 신체조직(240)으로 인가된다. 전원(310)은 사이너스 제네레이터(320)에 의하여 발생된다. 교류전류의 주파수는 20kHz와 100kHz 사이에서 변한다. 접촉 표면(7)을 거쳐 전압이 신체조직(240)의 측정 신호로서 나타난다. 측정된 전압대 인가된 전류의 비율로부터 신체조직(240)의 임피던스로서의 결과를 도출하여 낼 수 있다. 이러한 목적을 위하여는 전압이 증폭기(330)에서 증폭되고 간섭 신호를 제거하기 위하여 필터(340)로 여과하여야 한다. 또한 아날로그/디지털 변환기(350)에서 디지털화하고 추가의 가공을 위하여 디지털로 변환된 신호들은 분석 유닛(110)으로 보낸다.

[0082]

도 6은 본 발명에 의한 측정 기구의 ECG 유닛(132)의 조립상태를 간단하게 보여준다. ECG 유닛(132)은 임피던스 측정 유닛(130)의 전극인 ECG 전극(7)을 통하여 나오는 ECG 신호를 붙잡는다. 전극(7)들은 여기에 설명된 예에서 한 쌍으로서 기능을 수행한다. 각각 한 손으로 두 전극을 접촉하도록 되어 있어서 ECG 신호는 이용할 수 있는 두 지점으로부터 나온다. 두 전극(3)은 모두 키보드(7) 내에 일체로 형성되었다. ECG 신호의 단순한 두-지점 유래를 위한 전극과 같이 케이블을 통하여 연결되는 별도의 전극들은 필요 없다. 유도된 ECG 신호들은 가공되고 증폭기(360)에서 처리된 다음 필터(370)에서 처리된다. 이러한 신호들은 또 하나의 아날로그/디지털 변환기(380)를 거친 다음 분석 유닛(110)으로 이송된다.

[0083]

도 7은 본 발명에 의한 측정 기구의 다른 예를 보여준다. 본 발명에 의한 측정 기구는 휴대용 기구(10), 예를 들면 휴대용 전화기를 포함한다. 기구(10)의 전면에 도시된 바와 같이 이 기구는 통상적인 작동 키(11)를 갖고 있다. 기구(10)의 케이싱 측면에는 다양한 진단 측정 센서들이 장착되었다. 측정하기 위하여는 기구 사용자의 손가락으로 전술한 측정 센서를 눌러야 한다. 케이싱 내에는 다양한 파장으로 광선을 발생시킬 수 있는 광원(4), (4')이 내장되었다. 또한 기구(10)는 하나 또는 다수의 광 센서(5)를 갖고 있다. 이러한 두 개의 광 센서들은 각각 광원(4), (4')에 근접한 위치에 배치되었다. 센서(5)는 기구 사용자의 손가락 끝에 의하여 조직 내부로 방사된 광원(4 및/또는 4')으로부터 나오는 광선을 받아들인다. 또한 광원(4 및/또는 4')의 바로 옆에는 열 센서(6)가 배치되었다. 이러한 구성에 의하면 열 측정을 기초로 하는 혈액 공급의 측정이 광 측정을 하는 장소에서 이루어질 수 있다. 또한 전체 네 개의 전극(7 및/또는 7')들이 국소적인 생체전기 임피던스를 측정하기 위하여 휴대전화기(10)의 측면에 배치될 수 있다. 휴대전화기(10)의 사용자는 한 손으로 두 개의 전극(7)을 동시에 작동시킬 수 있다. 두 접촉 표면 중의 하나는 측정 부위에 전류를 인가하는데 이용되고, 다른 하나의 접촉 표면은 전압 측정에 이용된다. 이와 같이 하면 전압 측정이 측정 전극의 접촉 저항에 의하여 영향받지 않게 된다. 두 개의 전극(7)들은 휴대전화 내부에 일체로 되도록 장치된 본 발명에 의한 측정 기구의 ECG 측정 유닛의 ECG 전극으로 이용될 수 있다. 두 전극들은 각각 손가락으로 누르면 두 지점 유도(arm-to-arm measurement)가 얻어질 수 있다. 휴대용 전화기(10) 내부에 장치된 다양한 센서들에 의하여 얻어진 측정 신호들은 도시되지 아니한 휴대용 전화기(10)의 마이크로프로세서에 의하여 가공된다. 이와 같이 얻어진 생리 인자들은 휴대용 전화기(10)의 디스플레이(12)에 표시된다. 예를 들면 디스플레이는 동맥, 모세혈관 및 정맥 산소 포화도를 보여주게 된다. 또한 디스플레이에는 심장박동 뿐만 아니라 조직의 체지방 함량도 보여주게 된다. 최종적으로 혈당치도 보여준다. 사용자는 언제든지 흥미있는 생리 인자들을 측정할 수 있게 된다. 이러한 효과를 얻

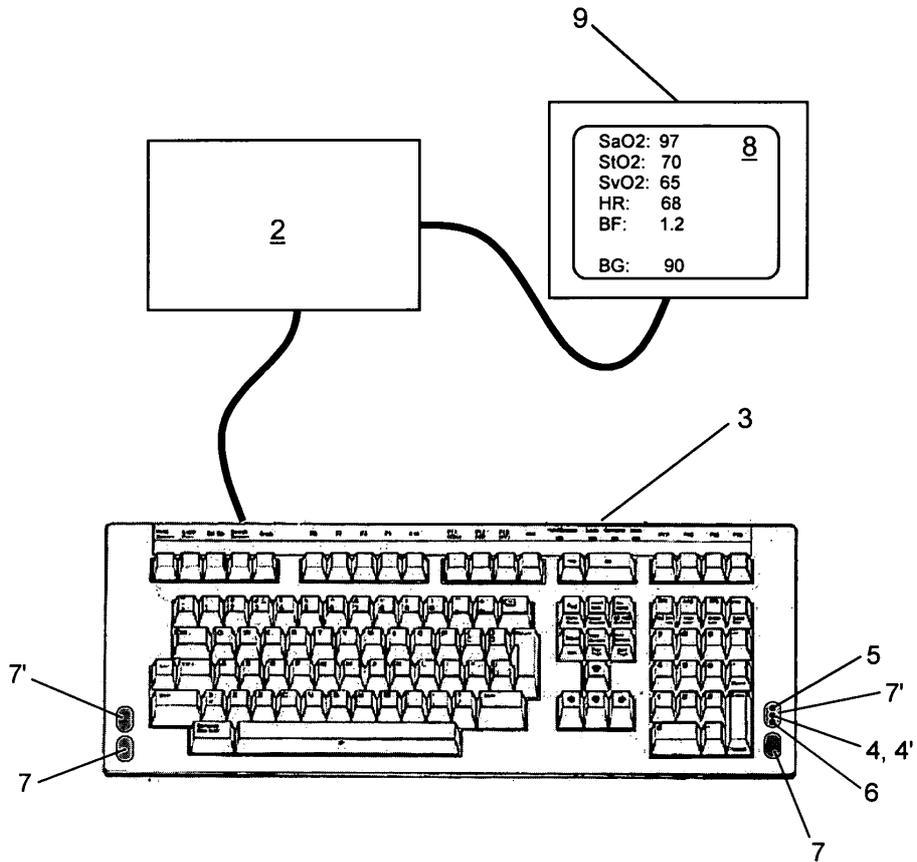
기 위하여 사용자는 단지 손가락을 전극(7), (7') 위에 올려놓고 키(11)를 작동만 시키면 된다. 이어서 생리 인자들은 측정 인자들이 휴대용 전화기(10)의 마이크로프로세서에 의하여 가공된 후 바로 디스플레이에 표시되게 된다. 휴대용 전화기(10)의 기능은 글루코스의 영향 및/또는 글루코스에 의하여 시작되는 신체 생리작용의 에너지 반전이 측정되도록 전술한 바와 같은 혈당치의 비체혈적 측정을 위한 간접 공정에 기초하여 측정 기구를 설계하면 된다. 도 1에 기초하여 설명하면 다음과 같다. 휴대폰 전화기(10)에서는 키보드(3)에서와 같이 광원(4), (4')과 센서(5)들이 케이싱의 표면에 직접 형성될 필요는 없다. 반면에 광선은 케이싱 내부에 설치된 다수의 광원 및/또는 센서로부터 나온 빛이 광섬유를 통하여 케이싱 표면으로 유도되도록 되었다. 다수의 광원 및/또는 센서는 단일 광-유도 섬유를 통하여 서로 연결되었다.

[0084] 도 8에는 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)이 도시되었다. 이 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)은 국소적인 저항과 국소적인 반응성을 측정하기 위한 가변성 주파수를 갖는 교류전기가 전원(310)으로부터 공급되도록 하기 위한 두 개의 전극(7)과 신체 조직의 임피던스 측정을 위한 두 개 이상의 측정 전극(7')을 사용자 손가락의 미치는 범위에 갖고 있다. 네 지점 측정에 따르면, 전극(7), (7')과 신체조직(240) 사이의 트랜지스터 저항이 측정을 왜곡시키지 않는다. 전극(7), (7')사이의 거리는 수 mm 내지 수 cm 사이로 조절할 수 있다. 전원(310)에 의하여 가변성 주파수의 교류 전기를 발생시키는 것이 유리하다. 이러한 방법에 의하면 복합 임피던스를 측정하는 것이 가능하게 된다. 측정 신호는 전압계(390)에 의하여 수집한다. 측정 신호는 도 8에 도시되지 아니한 아날로그/디지털 변환기에 의하여 디지털로 전환되고, 이어서 불연속 포리에 변환(DFT)에 부여된다. DFT 알고리즘은 임피던스의 이미지 부분으로 공급된다. 전극 사이의 거리가 짧아도 될 때는 임피던스 측정 유닛(130)이 대단히 컴팩트하게 조립할 수 있으며 휴대용 기구 내에 설치할 수 있다. 예를 들면 이러한 경우에는 팔목 시계, 휴대폰, MP3 및 디지털 카메라에도 내장시킬 수 있다.

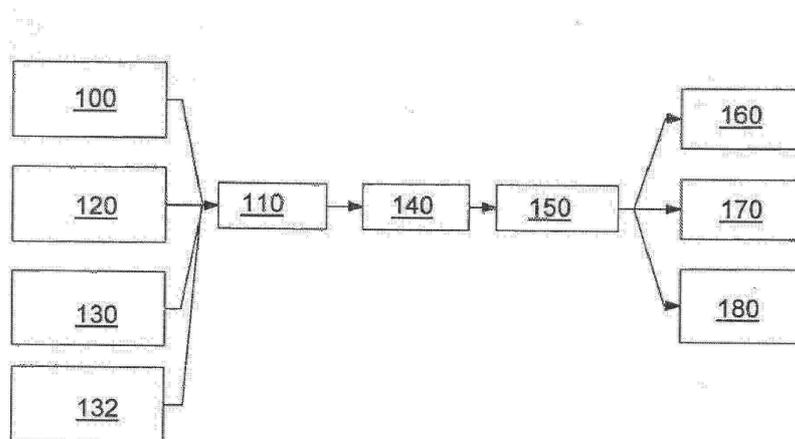
[0085] 도 9는 본 발명에 의한 측정 기구의 진단 센서 유닛의 설계 및 조립을 보여준다. 센서 유닛의 다양한 측정 유닛들이 대단히 작은 센서 케이싱(400) 내부에 설치된다. 케이싱(400)의 상단에는 얇은 전기 전도성 포일로 구성된 평면 ECG 전극이 배치되었다. 컴퓨터 키보드나 휴대용 기구 내에 센서 유닛을 내장시키기 위하여는 센서 케이싱(400)이 사용자가 ECG 전극(7)과 ECG 유도 위한 다양한 다리를 갖는 기타의 전극들(도 9에는 도시되지 않았음)을 누를 수 있도록 배치된다. 5mm(W)×8mm(L)×1.8mm(H)(실제 크기)의 크기로 형성된 마이크로 케이싱의 소형 모델이 사용될 수 있다. 이러한 케이싱은 시장에서 구입할 수 있는 다양한 용도의 케이싱 내에 센서 유닛을 저렴한 비용으로 간단하게 수납시킬 수 있어야 한다. 동맥 혈액의 산소포화도를 동시에 측정할 수 있도록 하기 위하여는 광학 측정 유닛, 예를 들면 펄속시미터가 센서 케이싱(400) 내부에 설치된다. 이 케이싱(400)은 둘 또는 수 개의 광 광원을 갖고 있으며, 전술한 광원에서 발생된 광은 ECG 전극(7)의 구멍(410)을 통과할 수 있도록 되었다. 또한 펄속시미터는 예를 들면 광 다이오드 형태로 구성된 두 개의 광 방사 센서를 포함한다. 손가락으로 전극(7)을 눌렀을 때 방사된 광선은 전극(7)에 형성된 두 개의 구멍(420), (430)을 통하여 광센서 위로 들어간다. 구멍(420), (430)은 구멍(410)으로부터 서로 다른 거리만큼 떨어진 위치에 배치되었다. 센서 유닛에서 케이싱(400) 내의 다수의 광 광원(예를 들면 발광 다이오드)으로부터 방사된 광선이 센서 유닛에서 광-전달 섬유에 결합되거나 또는 적당한 광 전도체에 결합되도록 하면 광원과 센서 유닛의 광을 위하여 하나의 구멍(410)만으로도 신체의 검사점에 광이 조사되도록 할 수도 있다. 광 다이오드들은 각각 별도의 광섬유나 적절하게 형성된 광-전도체에 결합된다. 광 측정 유닛은 검사할 신체 내에서 순환하는 혈액의 산소 포화도와 용량 펄스를 동시에 측정할 수 있다. 또한 이러한 목적에는 발광 다이오드는 물론이고 기타의 광원, 예를 들면 수직공간 표면 방사 레이저(VCSEL)가 이용될 수 있다. 온도 센서, 특히 서미스터는 검사할 조직의 열 특성을 동시에 측정할 수 있도록 센서 케이싱 내에 설치할 수 있다. 또 하나의 다른 구멍(440)도 ECG 전극(7)에 형성될 수 있다. 센서 케이싱(400) 내의 서미스터는 검사할 신체와의 접촉이 잘 되도록 배치된다. 바람직한 예에서는 서미스터가 광 광원의 광-전도 섬유를 위한 구멍(410)과 제1 광 다이오드의 광-전도 섬유를 위한 구멍(420) 사이에 배치된다. 센서 유닛에는 어려움 없이 임피던스 측정 유닛을 추가하여 보충할 수 있다. 또한 도면에는 도시되지 않았지만 임피던스 측정 유닛의 피더 또는 측정 전극으로서 이용하기 위하여 센서 케이싱(400)의 상면에 또 하나의 다른 평면 전극을 형성할 수 있다. 바람직한 방법에서는 동일한 측정 전극이 생체전기 임피던스 신호와 ECG 신호를 받아들이도록 이용할 수도 있다. 센서 유닛이 예를 들어 휴대폰의 전자부품과 전기적인 접촉을 하도록 하기 위하여는 일체화된 측정 유닛을 갖는 센서 케이싱(400)을 적당한 전도체로 된 리본 케이블(450) 위에 장착시키므로서 리본 케이블(450)의 도움으로 센서 유닛들이 전기적인 접촉이 일어나도록 할 수도 있다. 리본 케이블(450)은 안전성을 위하여 적당한 위치에 보강판(460)으로 보강할 수도 있다.

도면

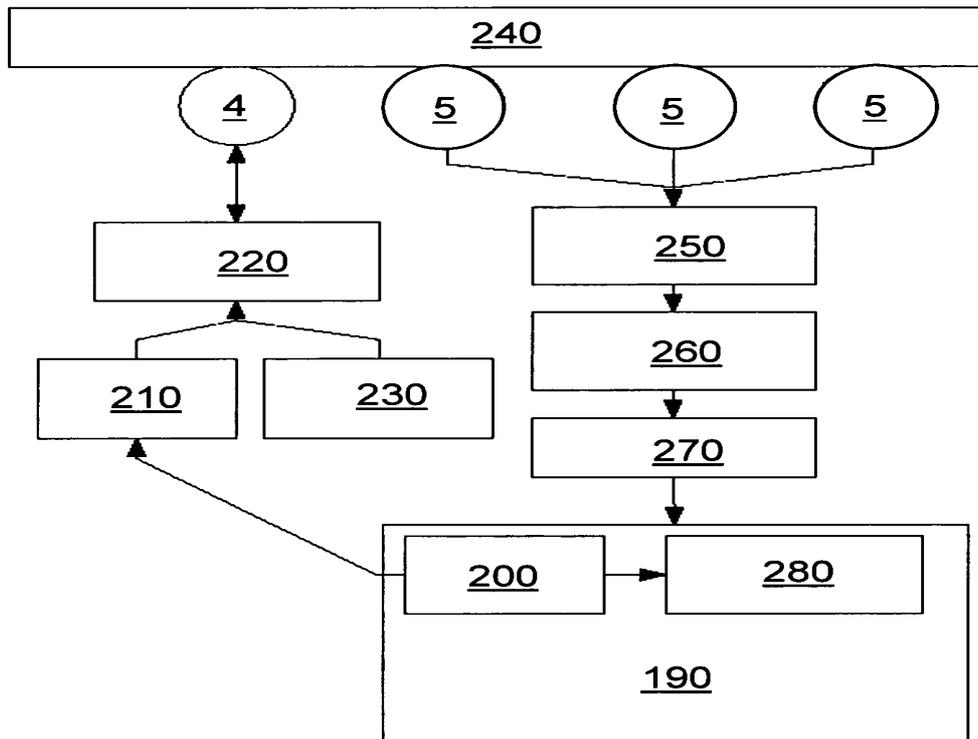
도면1



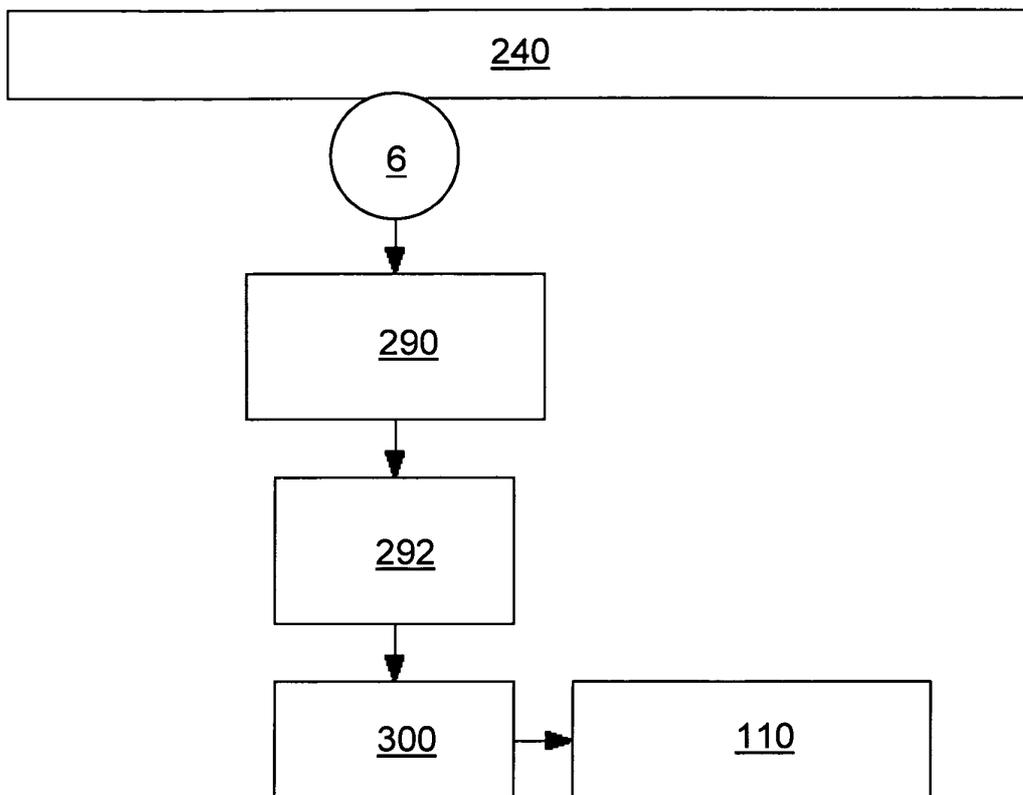
도면2



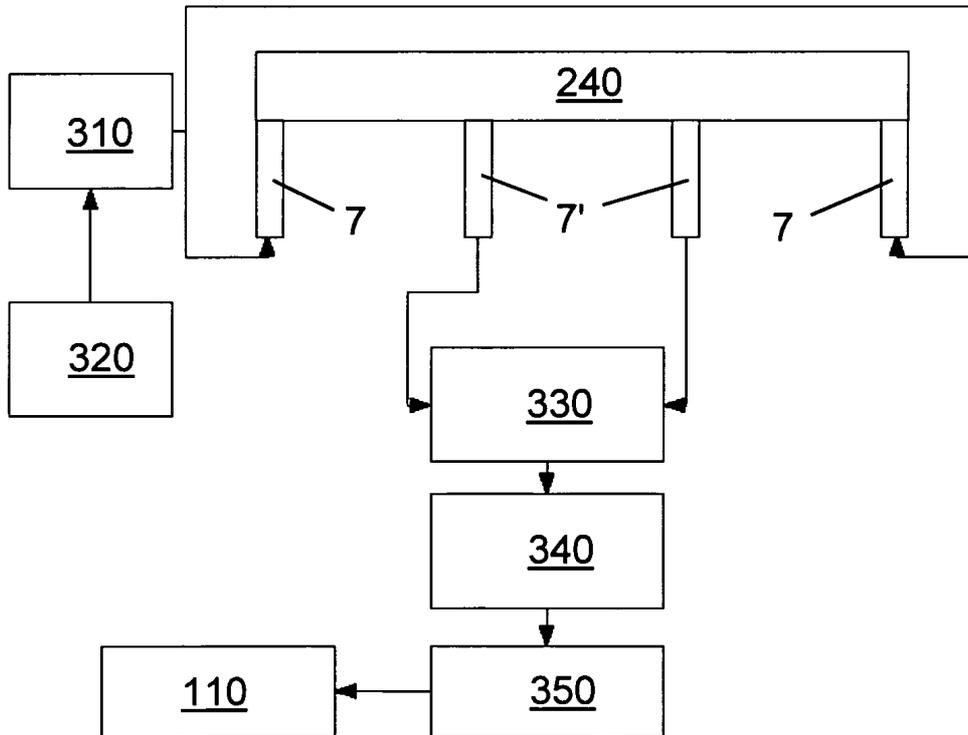
도면3



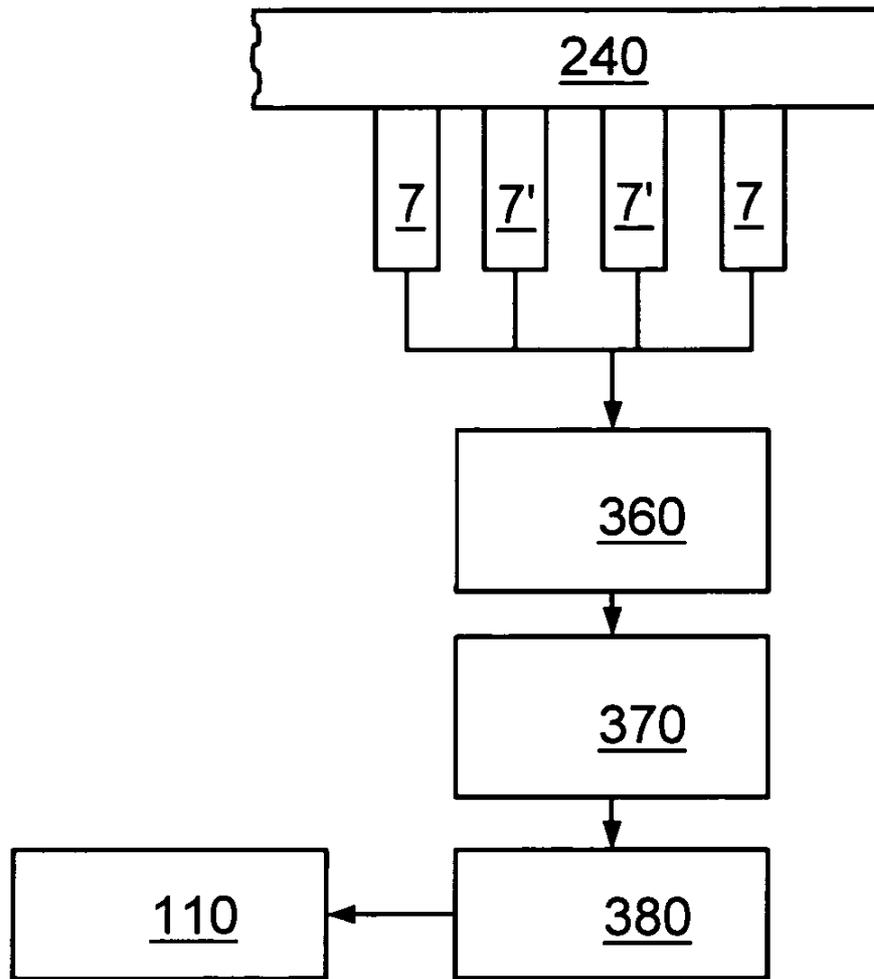
도면4



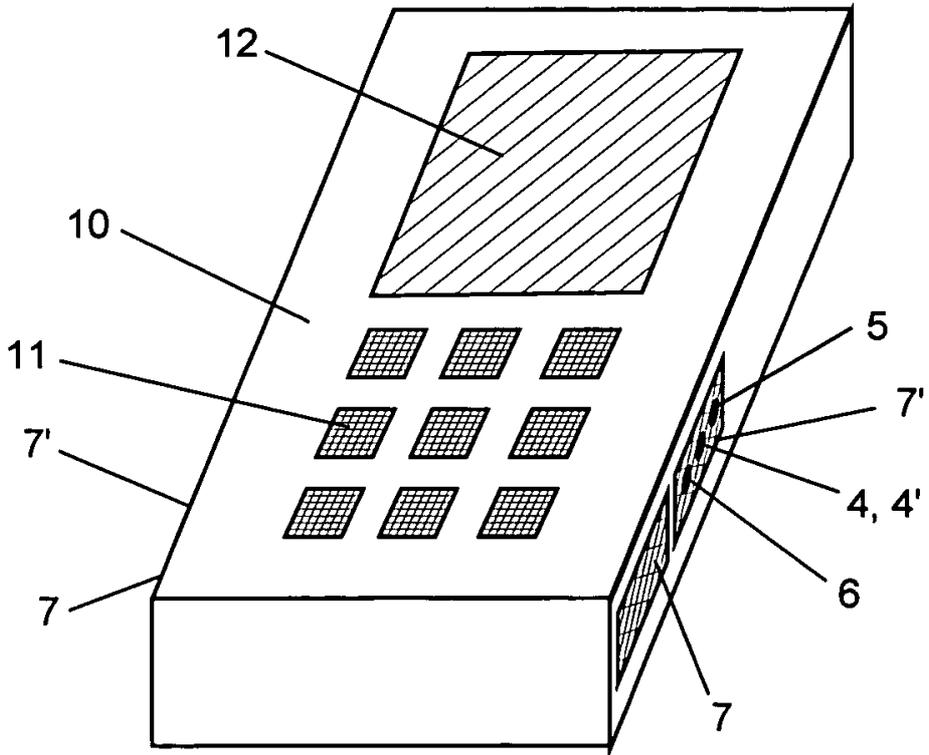
도면5



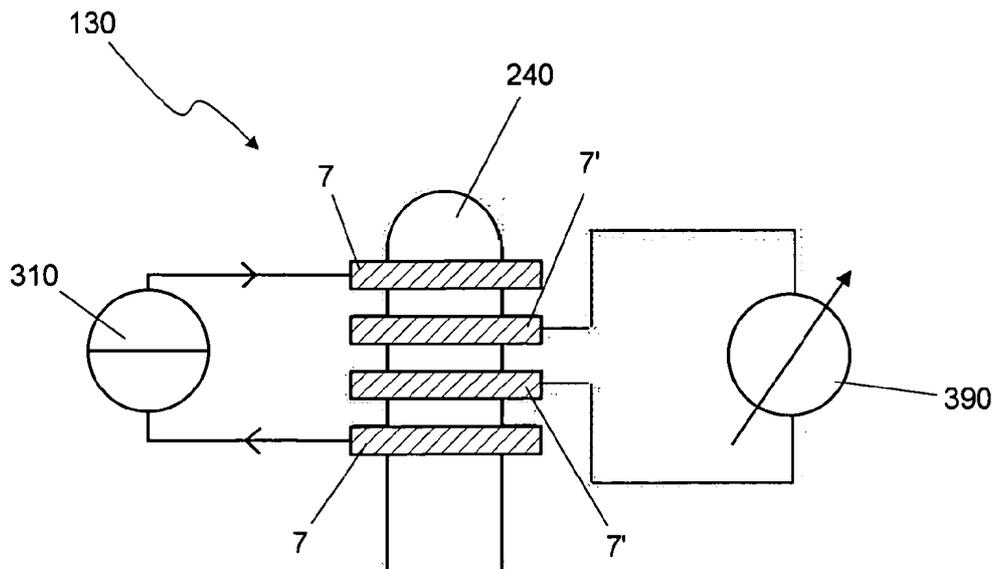
도면6



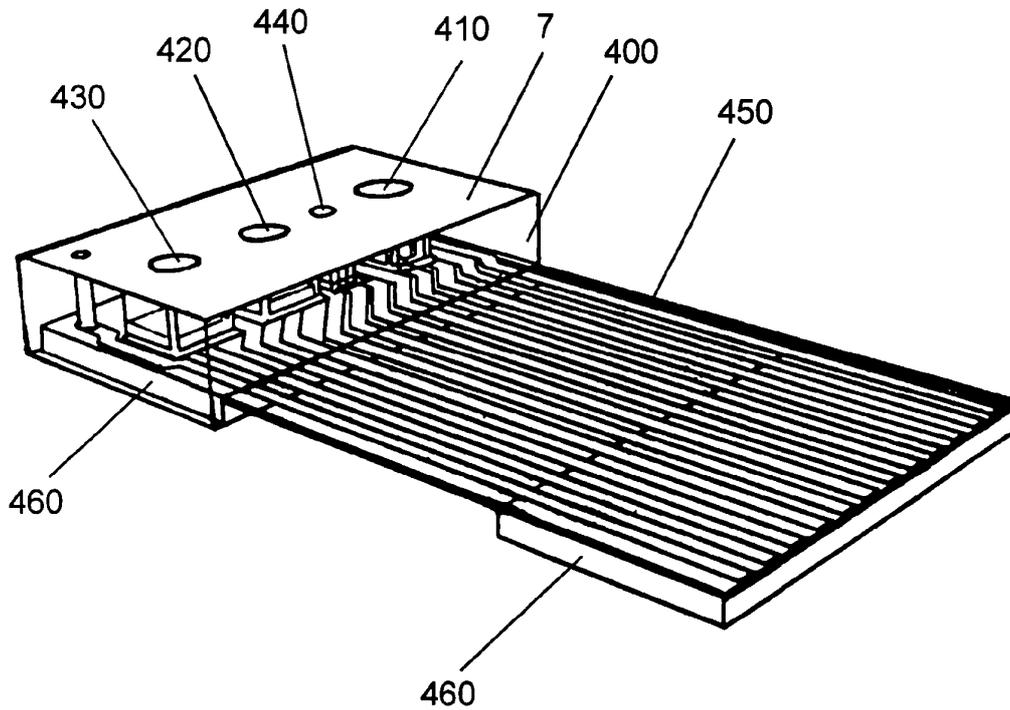
도면7



도면8



도면9



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 33

【변경전】

상기 혈당 레벨

【변경후】

혈당 레벨

【직권보정 2】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 9

【변경전】

상기 혈당 레벨

【변경후】

혈당 레벨

专利名称(译)	医疗测量仪器		
公开(公告)号	KR101451448B1	公开(公告)日	2014-10-23
申请号	KR1020097010601	申请日	2007-11-23
[标]申请(专利权)人(译)	英戈·弗洛尔 流动地购买.		
申请(专利权)人(译)	弗洛雷斯塔, 英戈		
当前申请(专利权)人(译)	弗洛雷斯塔, 英戈		
[标]发明人	CHO OK KYUNG 조옥경 KIM YOON OK 김윤옥		
发明人	조옥경 김윤옥		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/053 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/01 A61B5/02 A61B5/022 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B5/0404 A61B5/0537 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/6887		
代理人(译)	金宗 - 华		
优先权	102006055691 2006-11-23 DE 102007042550 2007-09-07 DE 102007042551 2007-09-07 DE		
其他公开文献	KR1020090098800A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于无创确定至少一个生理参数的测量装置，所述装置包括用于产生测量信号的诊断传感器单元，以及用于处理测量信号的评估单元(140)。发明内容本发明的目的是提供一种用于无创确定生理参数的装置，与现有技术相比具有改进的可操作性，并且特别地创造了一种可以由使用者舒适和频繁使用的器具，以便能够实现可靠和早期发现疾病，并持续监测现有疾病。为此，诊断传感器单元内置于计算机(2)的键盘(3)中或者娱乐或通信领域中的移动设备(10)中，或者可以连接到其上。诊断传感器单元包括：光学测量单元(100)，其具有至少一个用于照射待检查的身体组织(240)的辐射源(4)和至少一个用于检测散射和/或透射的辐射的辐射传感器(5)。通过身体组织(240)和/或ECG单元(132)，用于通过至少两个ECG电极(7)和/或温度或热传感器(6)检测ECG信号，和/或生物电阻抗测量单元(130)。

