(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0133576
(43) 공개일자 2011년12월13일

(51) Int. Cl.
A61B 5/053 (2006.01) *A61B 5/1455* (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-7022731
(22) 출원일자(국제출원일자) 2010년03월05일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2011년09월28일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2010/001374
(87) 국제공개번호 WO 2010/099969
국제공개일자 2010년09월10일
(30) 우선권주장
10 2009 011 381.9 2009년03월05일 독일(DE)

(71) 출원인
플로레, 잉고
독일국, 도르트문트 44141, 베스트팔렌담 280
(72) 발명자
김윤옥
독일국, 슈베어테 58239, 임 로젠그룬트 6
조옥경
독일국, 슈베어테 58239, 임 로젠그룬트 6
(74) 대리인
백문구

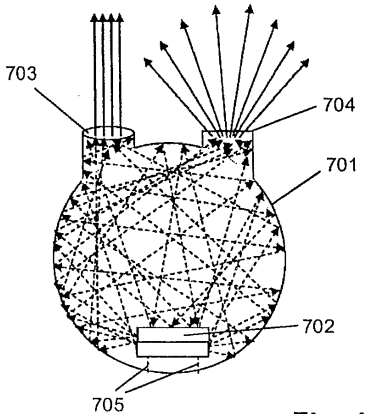
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 진단 측정 기구

(57) 요 약

본 발명은 검사할 신체 조직에 방사하기 위한 방사선 공급원(4) 및 신체 조직에 의하여 산란 및/또는 투과된 방사선을 검출하기 위한 방사선 센서(5)를 포함하는 광학 측정 유닛(100)에 의하여 신체 조직의 생리학적 파라미터를 비관혈적으로 수집하기 위한 진단 측정 기구에 관한 것이다. 본 발명은 공동 반사기(701) 내에 방사선 공급원(4, 702)을 배치하는 것을 제안한다.

대 표 도 - 도4



특허청구의 범위

청구항 1

검사할 신체 조직에 방사하기 위한 방사선 공급원(4, 702) 및 신체 조직에 의하여 산란 및/또는 투과된 방사선을 검출하기 위한 방사선 센서(5)를 포함하는 광학 측정 유닛(100)을 갖는 신체 조직의 생리학적 파라미터를 비관혈적 측정을 위한 진단 기구에 있어서, 하나 또는 그 이상의 방사선 공급원(4, 702)이 공동 반사기(701) 내에 설치되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 2

제 1항에서, 방사선 공급원(4)과 방사선 센서(5)가 센서 하우징(400) 내에 설치되고, 둘 또는 그 이상의 EKG 전극(7)에 의하여 EKG 신호를 검출하기 위한 EKG 유닛(132)과 임피던스 측정 유닛(130)이 구비되었으며, EKG 유닛(132) 중의 한 전극(7)은 센서 하우징(400)의 표면에 설치되고 임피던스 측정 유닛(130)의 공급 또는 측정 전극(7),(7')은 센서 하우징(400)의 하우징 표면에 설치되어 EKG 전극(7)과 공급 또는 측정 전극(7),(7')이 광학 측정 유닛(100)에 의하여 검사할 신체조직 부위의 피부 표면에서 접촉시키게 되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 3

제 2항에서, 센서 하우징(400)에 열 센서(6)가 설치되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 4

제 1항 내지 3항 중의 한 항에서, EKG 전극(7)과 공급 또는 측정 전극(7),(7')이 평평한 전기 전도성 물질로 제조된 포일이나 시트 형태로 되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 5

제 4항에서, EKG 전극(7) 또는 공급 또는 측정 전극(7),(7')이 검사할 신체 조직 속으로 방사선 공급원(4)에 의하여 방사된 방사선의 통로용으로 사용되거나 또는 신체 조직에 의하여 산란되거나 통과된 방사선을 통과시키는 통로로 사용되는 구멍을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 6

제 4항 및 5항에서, 이 측정 기구가 열 센서(6)를 위한 구멍을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 7

제 1항 내지 6항 중의 한 항에서, EKG 전극(7) 중의 하나가 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)의 공급 또는 측정 전극(7),(7') 중의 하나와 동일한 것임을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 8

제 1항 내지 7항 중의 한 항에서, 피부 표면으로부터 임피던스 측정 신호를 검출하기 위하여 설치된 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)이 한 쌍의 측정 전극(7')을 포함하고 이 한 쌍의 측정 전극(7') 사이의 거리가 수 ㎜ 내지 수 ㎝로서 임피던스 측정 신호를 검출하기 위하여 측정할 때 측정 전극(7')의 쌍을 구성하는 두 전극들이 동일한 피부 부위의 표면에 접촉하게 되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 9

제 8항에서, 신체 조직에 가변성 주파수의 교류를 공급하기 위한 공급 전극(7)이 측정 신호를 받아들이는 측정 전극(7')이 접촉하는 피부 표면 부위에 설치되어 동시에 피부와 접촉하게 되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 10

제 8항 및 9항에서, 측정 및 공급 전극(7'),(7)이 서로 평행하게 설치된 스트립 형태로 되었음을 특징으로 하는

진단 측정 기구.

청구항 11

제 1항 내지 10항 중의 한 항에서, 이 기구가 시간 경과에 따른 국부 임피던스 측정 신호의 변화를 검출하도록 된 평가 유닛(140)을 포함하고 이 평가 유닛은 생체전기 임피던스 측정 유닛(130)에 연결되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 12

제 1항 내지 11항 중의 한 항에서, 이 측정 기구가 검사할 환자의 신체 부분을 센서 하우징(400)이 요구하는 장소에 고정시키기 위한 고정 기구(14)를 구비하고 있음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 13

제 12항에서, 고정 기구(14)가 손가락 클램프(601)임을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 14

제 13항에서, 고정 기구(14)가 신체 부위를 측정 또는 공급 전극(7'),(7) 쪽으로 압박하는 에어 쿠션임을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 15

제 1항 내지 14항 중의 한 항에서, 이 기구가 통신에 사용되는 연결 수단을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 16

제 15항에서, 연결 수단이 노트북, 랩탑, 휴대폰, 팜탑 중의 하나임을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 17

제 1항 내지 16항 중의 한 항에서, 광학 측정 유닛(100)이 신체 조직에 의하여 산란되거나 투과된 방사선을 검출하기 위한 방사선 센서(5)를 갖고 있고 이 방사선 센서(5)는 방사선 공급원(4)으로부터 상이한 거리를 두고 배치되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 18

제 1항 내지 17항 중의 한 항에서, 방사선 공급원(4)에서 방사되는 방사선이 검사할 신체 조직의 상이한 부위에 방사됨을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 19

제 18항에서, 두 방사선 공급원(4),(4')이 구비되고 상기 방사선 공급원은 상이한 공간 방사 특성을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 20

제 1항 내지 19항 중의 한 항에서, 공동 반사기(701)가 울브리히트구 형태로 구성된 것임을 특징으로 하는 진단 측정 기구

청구항 21

제 1항 내지 20항 중의 한 항에서, 공동 반사기가 내부에 방사선 공급원(4)과 방사선 센서(5)를 수용하는 칩 하우징(800)으로 형성되고, 방사선 공급원(4)과 방사선 센서(5)는 칩 하우징 내부에 깔려 있는 전도체 트랙(803)과 접촉하는 및/또는 와이어 연결구(809)와 접촉하는 반도체(801),(802)를 포함하고 칩 하우징(800)은 그 상면에 통로(805),(806),(807)를 갖고 있어서, 방사선 공급원(4)에 의하여 방사된 방사선이 상기 통로를 통하여 검사할 신체 조직으로 전달되고 신체 조직에 의하여 산란되거나 통과된 방사선이 방사선 센서로 보내지게 되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 22

제 1항 내지 21항에서, 렌즈(703),(813)가 방사선을 신체 조직 속으로 방사하도록 공동 반사기(701)에 설치되었음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 23

제 21항 및 22항에서, 렌즈(813)가 칩 하우징(800) 내부를 채우는 투명 플라스틱 물질(811)에 의하여 형성됨을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

청구항 24

제 1항 내지 23항 중의 한 항에서, 공동 반사기(701)의 신체 조직 속으로 방사선을 방사하는 배출구(704),(806)를 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 측정 기구.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 신체 조직의 최소한 하나의 생리학적 파라미터의 비관혈적 결정을 위한 진단 측정 기구에 관한 것으로서, 상기 진단 측정 기구는 검사할 신체 조직에 조사하기 위한 최소한 하나의 방사선 공급원과 신체 조직에 의하여 산란 및 통과된 방사선을 검출하기 위한 방사선 센서를 포함하는 광학 측정 유닛을 갖고 있다.

배 경 기 술

[0002] 신체 조직에 산소를 공급하는 것이 인간 생존의 가장 중요한 생체 기능의 하나라는 것은 이미 알려져 있다. 이러한 이유로 인하여 현재까지도 의약 분야에서는 옥시미터에 의한 진단 방법이 대단히 중요한 것으로 알려져 있다. 이 방법에서는 소위 펄스옥시미터가 주로 사용되고 있다. 이러한 펄스옥시미터의 진단 센서 유닛은 전형적으로 상이한 파장의 적색광 또는 적외선을 인체 조직 속으로 조사하는 두 광원을 갖는 광학 측정 유닛을 포함한다. 광선은 신체 조직에서 산란되고 일부는 흡수된다. 산란된 광선은 최종적으로 적당한 포토셀(광 다이오드) 형태의 광센서에 의하여 검출된다. 광센서에 의하여 검출된 광선의 강도는 검사할 신체 조직의 어떻게 산소-풍부 또는 산소-결핍 상태로 관류 되었는지를 나타내는 함수로서 변경된다. 따라서 혈액의 산소 포화도는 펄스옥시미터에 의하여 측정될 수 있다. 이미 알려진 펄스옥시미터는 펄스옥시미터에 의하여 검출되는 미세혈관계에서 심장 박동 중에 변화하는 혈류량을 나타내는 혈류량 측정신호, 즉 혈류량 펄스 신호를 만들 수 있도록 되었다(소위 광 혈량 측정방법).

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 발명의 목적은 콤팩트한 구조를 갖고 있으면서 저렴한 가격으로 생산할 수 있는 생리학적 파라미터의 비관혈적 측정을 위한 진단측정 기구를 제공하는 것이다.

[0004] 전술한 본 발명의 목적은 전술한 형태의 측정 기구에서 최소한 하나의 방사선 공급원이 속이 빈 반사기, 즉 공동 반사기에 배치되고, 이 공동 반사기는 광선을 산광 시키도록 구성된 진단 측정 기구에 의하여 달성된다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명에 의한 진단 측정 기구의 한 예는 특히 콤팩트하면서 견고한 구조로 구성된다. 공동 반사기는 예를 들면 울브리히트구 형으로 형성할 수 있으나 본 발명에서 사용하는 공동 반사기의 구조가 꼭 구형으로 형성되어야 한다는 것은 아니다.

[0006] 울브리히트구는 내면에 확산 반사성을 갖도록 코팅되었다. 방사선 공급원에서 방사된 방사선은 이론적으로 거의 확산된다. 즉, 방사선 공급원, 예를 들면 광-방사 다이오드와 같은 방사선 공급원의 방향 특성이 크게 감소된다. 이와 관련하여 공동 반사기는 필수적이지는 않지만 구형으로 형성되지만 외표면에 코팅층을 갖는 투명 물질로 제조할 수도 있다. 이 경우 방사선 공급원(예를 들면 LED 칩)은 공동 반사기를 구성하는 물질 내부에 매설되며, 전원은 공동 반사기 밖으로 인출된 와이어 연결구를 통하여 전원을 공급할 수 있도록 되었다. 이

와 같이 구성하면 광학 측정 유닛은 소형으로 만들 수 있게 된다. 공동 반사기는 저렴한 가격으로 대량 생산할 수 있으며 대단히 콤팩트하게 염가로 만들 수 있다.

[0007] 본 발명의 다른 예에 의하면 공동 반사기는 방사선 공급원과 방사선 센서를 수용하는 칩 하우징으로 형성되었으며 칩 하우징의 내부에 설치된 전도체 트랙(소위 리드 프레임)과 접촉하는 최소한 하나의 반도체를 포함하도록 되었다. 이러한 구성에서는 칩 하우징이 상면에 방사선 공급원에서 방사된 방사선을 검사할 신체 조직 속으로 통과시키고 신체 조직에서 산란 및/ 투과된 방사선을 배출하는 통로를 갖는다. 칩 하우징은 방사선 공급원(LED)으로 구성된 반도체와 방사선 센서(광 다이오드)의 피복체를 형성하게 된다. 또한 칩 하우징 내에는 연결 부품(리드선, 핀 또는 볼)이 설치된다. 따라서 칩 하우징은 반도체를 측정 기구의 회로판에 고정시키는 역할을 함과 동시에 반도체를 회로판의 회로에 연결하는 역할을 함과 동시에 반도체를 보호하는 역할을 한다. 반도체의 연결은 접착 와이어에 의하여 중간체에 접착 또는 연결된다. 이 중간체는 천공된 금속판(리드 프레임)이거나 또는 기지로 사용되는 소형 회로판일 수 있다. 측정 기구의 회로판에 대한 연결은 칩 하우징의 외부에 있는 외부 연결 접점에 의하여 이루어질 수도 있다. 중간체에 반도체를 연결한 후에는 다른 물질(플라스틱, 세라믹, 금속 등)에 의한 주위의 영향으로부터 보호받도록 밀봉된다. 이 구조에서는 칩 하우징의 상면에 광선의 유입 및 배출을 위한 통로가 형성된다. 이러한 통로들은 투명한 투명 플라스틱(예를 들면 에폭시 수지)나 석영 유리등으로 밀봉시켜 반도체가 주위 물질에 노출되지 않도록 한다. 본 발명에 따르면 칩 하우징은 공동 반사기로서의 역할도 한다. 이러한 목적을 위하여는 칩 하우징의 내벽 내면에 확산성 반사 물질을 코팅한다. 칩 하우징 내부에서 수차례에 걸쳐서 반복하여 반사 또는 산란된 방사선 공급원의 방사선은 전술한 울브리히트구를 사용한 경우와 유사하게 거의 모든 광선이 확산되게 된다. 즉, 예를 들면 광-방사 다이오드와 같은 방사선 공급원의 방향 특성이 크게 소멸된다. 따라서 방사선 공급원의 방사선은 90° 이상, 특히 100° 이상의 대단히 큰 방사 각도로 칩 하우징을 나가는바, 이러한 현상은 소형 칩 하우징에 연결하는 통상의 광학 측정기에서는 불가능한 것이다.

[0008] 본 발명에 의한 측정 기구의 바람직한 예에 따르면 둘 또는 그 이상의 EKG 전극에 의한 EKG 신호를 검출하는 EKG 유닛이 설치되는바, 최소한 하나의 EKG 전극은 센서 하우징의 하우징 표면에서 EKG 유닛과 연결된다. 더구나 생체전기 임피던스 측정 유닛도 설치되는바, 최소한 하나의 공급 또는 측정 전극이 센서 하우징의 표면에 고정되어 EKG 전극과 공급 또는 측정 전극이 광학 측정 유닛에 의하여 검사할 신체 조직 부위의 피부와 접촉하도록 되었다.

[0009] 본 발명에 의하면 광학 측정 유닛과 EKG 유닛의 합체에 의하여 다양한 진단 측정치를 얻을 수 있는 콤팩트한 제품이 만들어진다. 이와 같이 얻어진 측정치들은 검사한 환자의 건강 상태와 관련되는 정보를 얻기 위하여 개별적으로 평가하거나 복합적으로 신속하고 신뢰성 있게 평가할 수 있다. 콤팩트한 측정 기구는 기능적인 부품들을 저렴한 가격으로 미리 만들어서 다양한 종류의 진단 기구들을 서로 합체시킬 수도 있다. 실질적인 측정은 간편하고 통상적인 방법으로 실시될 수 있다. 이러한 목적을 위하여 센서 하우징의 표면을 검사할 조직 부위에 있는 피부와 접촉하도록 한다. 예를 들면 환자의 손가락을 센서 하우징의 표면과 접촉시키는 방법으로 검사할 수도 있다. 광학 측정, EKG 유닛 측정 및 임피던스 측정이 센서 유닛과 접촉하는 피부 부위에서 동시에 이루어질 수 있다.

[0010] 본 발명에 의한 센서 유닛과 EKG 유닛은 둘 또는 그 이상의 EKG 전극에 의하여 EKG 신호를 검출하는 역할을 한다. 이와 같이 하면, 본 발명에 의한 센서 유닛의 기능적인 범위가 통상의 시스템에 비하여 유리하게 확장되게 된다. 본 발명에 의한 센서 유닛은 산소 포화도 신호와 EKG 신호를 합쳐서 검출하고 평가하는 것이 가능하도록 한다. 이러한 목적을 위하여 광학적으로 측정된 용량 펄스 신호와 EKG 신호의 타임 프로그레션을 평가하기 위한 평가 유닛이 구비되었다. 이 평가 유닛은 측정 기구와 일체로 되게 형성할 수도 있다. 또한 평가 유닛은 측정 기구와 분리된 별개의 기구로 형성할 수도 있는바, 이 경우에는 측정 신호들이 적당한 데이터 연결에 의하여 평가 유닛으로 전송되게 된다. 평가 유닛은 예를 들면 EKG 신호 중의 R 피크치를 자동적으로 인식하도록 적당한 프로그램 제어를 할 수도 있다. 이와 같은 방법으로 심장 박동의 정확한 시점이 자동적으로 검출되게 된다. 또한 평가 유닛은 적당한 프로그램 제어를 기초로 하여 용량 펄스 신호의 최대치를 인식하도록 할 수도 있다. 센서 유닛에 의하여 검출된 주변 측정 위치에서의 심장 박동 중에 나타나는 펄스파의 도착시점이 용량 펄스 신호의 최대치를 기초로 하여 결정될 수도 있다. 최종적으로 EKG 신호의 R 피크치와 뒤 이은 용량 펄스 신호 사이의 시간차도 결정될 수 있다. 이러한 시간차는 소위 펄스파 속도의 측정치이다. 펄스파 속도에 기초하여 혈압에 관련된 보고서를 만들 수도 있다. 이는 펄스파 속도가 짧아지는 것은 혈압 상승으로 나타나고, 펄스파 속도가 늘어나는 것은 혈압 강하의 결과로 나타나는데 기인하는 것이다. 그렇지만 펄스파 속도로부터 정확하게 혈압을 결정하는 것은 불가능하고 오직 경향만을 알 수 있을 뿐이다. 더구나 펄스파 속도는 혈 농도에 의존할 뿐만 아니라 혈관, 특히 대동맥의 혈관벽 탄성에도 의존한다. 동맥경화증이 있는 지에 대한 결론은 혈관의 탄성으로

부터 알 수 있다. 이러한 평가에는 심장박동 속도, 심장박동 속도의 가변성 및 상응하는 심장 부정맥의 절대치도 이 평가에 포함될 수 있다. 예를 들면 부정맥, 동빈박, 동서맥, 동정지 및 소위 이탈 박동 등도 자동적으로 결정될 수 있다. 더구나 동맥 수축기간과 심실의 이완 기간 등도 EKG 신호에 기초하여 결정될 수 있다. 또한 심장의 전기적인 전극 선에서 나타나는 소위 블럭(AV블럭, 번들 브랜치 블럭 등)과 관류 문제 및 경색에 관련되는 예비 진단도 가능하다. 기타 펄스 진행 과정의 불규칙성도 용량 펄스 신호를 기초로 하여 결정할 수 있다.

[0011] 본 발명은 대사 파라미터의 결정 가능성을 단일 측정 기구에서 상이한 진단 방법을 결합시키므로서 알 수 있다는데 기초를 둔 것이다.

[0012] 본 발명에 의하면 통상의 광학적인 산소 측정법(옥시미트리) 유닛은 EKG 유닛에 바로 결합되지 않았으나 생체전기 임피던스 측정 유닛은 단일 측정 기구에 바로 결합된다. 예를 들면 검사할 신체 조직의 조성은 생체전기 임피던스 측정 유닛에 의하여 얻어진 신호로부터 결정된다. 이에 기초하여 본 발명에 의한 측정 기구의 측정 유닛에 연결된 적당한 프로그램-제어 평가 유닛에 의하여 센서 유닛의 산소 농도 신호로부터 신체 조직 내의 모세혈관 산소 포화도를 결정하는 것이 가능하게 된다. 동맥 산소 포화도(SaO_2)와 정맥 산소 포화도(SvO_2)는 검사할 신체 조직에 의존하여 동맥과 정맥의 모세혈관 산소 포화도(StO_2)를결정한다. 이는 다음 식으로 표시된다.

[0013] $$K * SvO_2 + (1 - K) * SaO_2 = StO_2$$

[0014] 식 중 K는 검사할 조직에서의 정맥에 대한 동맥의 용량 비율에 의존하는 조직-의존성 보정 인자이다. 평균적으로 이 값은 대략 0.5 이하이다. 의문의 조직에 대한 결정적인 값은 상기 식에 따라서 정맥의 산소 포화도를 결정하기 위한 생체전기 임피던스를 측정하므로서 본 발명에 의하여 결정된다. 본 발명에 의한 센서 유닛은 관류량(V), 예를 들면 검사할 신체 조직의 관류-관련 혈용량 변화를 결정한다. 이러한 사실은 다음 식으로 표시된다.

[0015] $$VO_2 = V * (SaO_2 - SvO_2)$$

[0016] 국부 산소 소모량 VO_2 은 계산될 수 있다. 국부 산소 소모량은 측정 부위에서의 대사 활성도의 측정치를 의미한다.

[0017] 공급 및 측정 전극들은 생체전기 임피던스 측정용 센서 하우징의 하우징 표면에 설치되어 있어서 생체전기 임피던스의 측정은 산소 포화도 측정 및 EKG 측정과 동시에 이루어진다. 이와 관련하여 센서 하우징의 표면에 접촉하는 신체 조직의 동일 부위가 모든 측정 방법에 의하여 동시에 검사된다.

[0018] 본 발명에 의하면 최소한 하나의 EKG 전극과 임피던스 측정 유닛의 공급 또는 측정 전극이 센서 하우징의 표면에 설치되었다. 또 다른 임피던스 측정 유닛의 공급 또는 측정 유닛이 사용되는 경우 상기한 방법으로 설치되고, 환자는 상이한 두 손으로 한 손은 하나의 전극과 접촉하고 다른 손은 다른 전극과 접촉하도록 하는 방법으로 측정할 수도 있다.

[0019] 본 발명의 한 예에서는 본 발명에 의한 측정 기구가 일체화된 온도 또는 열 센서를 포함한다. 이러한 센서는 국부적인 열 생산을 결정하는데 사용될 수 있다. 간단한 경우에는 온도 센서(예를 들면 NTC 기구)가 측정 위치에 있는 피부의 표면 온도를 측정하도록 설계될 수 있다. 바람직하게는 측정 위치에서의 위치 분석형, 시간 분석형 및 깊이 분석형 열 측정도 열 센서에 의하여 가능할수 있다. 열교환에 기초하면 본 발명에 의한 측정 기구는 국부적인 대사 활성에 관련된 정보를 얻는데 사용될 수 있다. 또한, 열 센서는 국부적인 혈 관류를 결정하는데 적당하다. 이에 대한 구체적인 내용은 니찬 등의 저서인 다음의 서적을 참조하기 바란다. Meir Nitzan, Boris Khanokh, "Infrared Radiometry of Thermally Insulated Skin for the Assessment of Skin Blood Flow", Optical Engineering 33, 1994, No. 9, p.2953 to 2956. 전체적으로 열 센서는 대사 파라미터를 결정하는데 유리하게 이용될 수 있는 데이터를 제공한다.

[0020] 본 발명에 의하면 전술한 옥시미트리, 심전도, 열 측정 또는 온도 측정 그리고 생체전기 임피던스 측정을 결합시켜 사용하는 것이 특히 유리하다. 모든 측정 신호들은 평가되고 적당한 알고리즘에 의하여 합쳐진다. 병리학적 변화 인지의 높은 수준의 유효성과 충족성 및 확실성이 상이한 측정 수단을 결합시키므로서 얻어질 수 있다. 모든 파라미터들을 유리하게 전체 목록으로 결합시키면 사용자들이 쉽게 해석하여 그의 건강 상태를 알 수 있게 된다.

[0021] 전술한 바와 같이 본 발명에 의한 상이한 측정 수단의 결합은 이러한 결합이 글루코스 농도의 비관혈적 측정을

가능하게 한다는 또 하나의 이점이 있다. 본 발명의 측정 기구에 의하여 글루코스 농도를 결정하는 방법을 구체적으로 설명한다.

[0022] 인간 신체의 대사는 평상 상태에서, 예를 들면 휴식할 때나 소위 열 중립 대역에서 필수적으로 글루코스에 의하여 결정된다. 이러한 이유 때문에 평상 상태에서 신체 조직의 세포 내에 있는 글루코스의 농도는 열 생산 및 산소 소모의 순수한 함수로서 기록될 수 있다. 따라서 다음의 식이 적용된다.

[0023] $[Glu] = f_1(\triangle T, VO_2)$

[0024] 식 중, [Glu]는 글루코스 농도를 나타낸다. 열 생산 △T는 본 발명에 의한 기구의 열 센서에 의하여, 예를 들면 동맥 온도와 피부 표면이 완전히 단열된 경우 ($\triangle T = T_{\infty} - T_{artery}$)에 도달하는 온도 사이의 온도 차이로부터 결정된다. $f_1(\triangle T, VO_2)$는 열 생산과 산소 소모에 대한 글루코스 농도의 기능 의존성을 나타낸다. 산소 소모량은 이미 설명한 바와 같이 정맥 및 동맥 산소 포화도와 혈류량 사이의 차이로부터 산출된다. 영양분 섭취 중이거나 영양분 섭취 바로 후의 글루코스 농도를 결정하기 위하여는 보상이 고려되어야 하는데, 이러한 보상은 에너지 대사에서의 지방 대사의 비율을 계산한다. 다음의 식이 적용된다.

[0025] $[Glu] = f_1(\triangle T, VO_2) + X * f_2(\triangle T, VO_2)$

[0026] X는 영양분 섭취 후에는 네가티브 인자이다. X는 섭취하는 영양분의 조성에 따라 달라진다. 특히 X는 대사에 참여하는 지방과 탄수화물의 비율에 따라 결정된다. 이미 설명한 바와 같이, 인자 X는 펄스파 속도의 진행 시간을 이용하여 결정할 수 있다. 순수한 탄수화물과 글루코스가 직접적으로 소모된 경우, X는 0이다. X가 증가하는 것은 섭취한 영양분 중의 지방 비율이 높다는 것을 의미한다. 펄스파 속도의 진행시간, 혈압 폭 및/또는 펄스로부터 보상 인자 X를 결정하기 위하여는 센서 유닛 사용자에게 적합한 조정이 필요할 수도 있다. $f_2(\triangle T, VO_2)$는 열 생산에서의 글루코스 농도와 지방 대사에서의 산소 소모의 기능 의존성을 나타낸다.

[0027] 본 발명에 의한 측정 기구는 국부적인 산소 소모와 국부적인 열 생산으로부터 국부적인 글루코스 농도를 결정하는데 이용될 수 있다. 이러한 목적을 위하여 측정 기구는 적당한 측정 수단을 갖고 있어야 한다. 산소 소모량의 결정은 옥시미트리 측정과 생체전기 임피던스 측정을 결합시킴으로써 얻을 수 있다. 열 생산을 결정하기 위하여는 전술한 열 센서가 추가로 요구된다. 최종적으로 전술한 함수 관계에 따라서 글루코스 농도를 결정하기 위하여는 보상 인자 X가 펄스파 속도의 진행 시간으로부터 결정되어야 한다. 이것은 앞에서 설명한 바와 같이 심전도 측정 신호와 혈량 측정 신호의 결합에 의하여 얻을 수 있다. 본 발명에 의한 측정 기구는 펄스옥시미터, 심전도 유닛, 생체전기 임피던스 측정 유닛 및 열 센서와 결합되어야 한다.

[0028] 앞에서 대충 설명한 방법은 세포내 글루코스 농도를 결정하는데 사용될 수있다. 혈당 농도와는 다음의 식으로 표현되는 바와 같은 관계가 있다.

[0029] $[Glu]_{cell} = a + b * \ln (c * [Glu]_{blood})$

[0030] 상기 식에서, 정수 a, b, c는 각각 검사할 환자의 개별적인 생리 기능에 따라 달라진다. 이러한 변수들은 예를 들면 비관혈적으로 결정되는 혈당치와의 비교에 의하여 상응하는 계산에 의하여 결정될 수 있다.

[0031] 본 발명에 의하면 광학 측정 유닛, EKG 유닛, 임피던스 측정 유닛 및 온도 또는 열 센서가 통상의 센서 하우징 내에 수용된다. 최소한 하나의 EKG 전극과 최소한 하나의 임피던스 측정 유닛의 공급 또는 측정 전극은 전도성 물질로 만든 평평한 포일이나 또는 금속 시트 형태로 되었다. 이들은 센서 하우징의 상면에 부착된다. 시트나 포일은 방사선 공급원에 의하여 방사된 방사선이 검사할 신체 조직 속으로 통과하는 통로의 역할을 하거나 또는 신체 조직에서 산란되거나 신체 조직을 투과한 방사선을 방사선 센서 속으로 받아들이기 위한 통로의 역할을 하는 통공을 갖고 있을 수 있다. 또한 온도나 열 센서를 위한 다른 통공도 형성될 수 있다. 방사선 공급원, 방사선 센서 및 열 센서는 통상의 회로 기판에 설치될 수도 있다. 이와 같이 요구하는 측정 수단 들은 단일체로 구성된 센서 하우징 내에 결합되도록 하여 가변성 진단 기구 내에 유연성 있게 합체시킬 수 있다. 센서 하우징은 1cm × 1cm × 1cm 이하의 크기로 형성할 수 있어서 간단하고 유연성 있게 사용할 수 있다. 이러한 사실은 본 발명의 이점 중의 하나이다. 실질적으로 최소한 하나의 EKG 전극은 임피던스 전극과 동시에 이용할 수 있게 되었다. 전체적으로 상이한 측정 수단들을 내부에 함유하는 극단적으로 콤팩트하고 일체화된 측정 기구가 얻어질 수 있다. 검사할 신체 조직(예를 들면 센서 하우징의 표면에 접촉하는 환자의 손가락)의 동일 부위가 환자의 대사와 혈관계를 검사하기 위한 모든 측정 수단에 의하여 동시에 측정될 수 있게 된다. 이러한 사실은 모든 측정

들이 간단하고 효과적으로 이루어질 수 있음을 의미한다.

[0032] 본 발명의 바람직한 예에 의하면 최소한 한 쌍의 측정 전극에 의하여 피부 표면으로부터 임피던스 측정 신호를 검출하기 위한 생체전기 임피던스 측정 유닛이 설치되었다. 측정 전극의 쌍 사이의 거리는 측정할 때 국부적인 임피던스 측정 신호를 위하여 검사할 환자의 피부 표면에 동일한 부위에서 동시에 접촉하도록 수 ㎜ 이하, 특히 많아야 수 ㎝ 이하로 되도록 하는 것이 바람직하다. 전극 사이의 거리를 1 ㎜ 이하, 많아야 수 ㎝ 이하로 짧게 하면 통상의 생체전기 임피던스 측정 방법에서와 같이 전체 기구를 크게 확장하지 않으면서도 생체 전기 임피던스가 기록된다. 본 발명에 의하면 모든 전극들이 하나의 피부 표면의 동일한 부위에서 접촉되도록 되었다. 즉, 모든 전극들이 검사할 환자의 동일한 신체부분(예를 들면 손, 손가락, 발, 발가락)등에 접촉되게 되었다.

[0033] 실제로 본 발명에 의한 측정 기구는 측정 전극들이 접촉하는 피부 표면에서 국부적인 저항과 리액턴스를 측정하기 위하여 검사할 환자의 신체 조직에 가변성 주파수의 교류를 처리하기 위한 한 쌍의 공급 전극을 갖고 있다.

[0034] 공급 전극과 해당하는 측정 전극 사이의 거리는 수 ㎜로 부터 수 ㎝ 사이이다. 측정 전극과 공급 전극이 서로 평행하게 위치하는 가늘고 긴 밴드 형태로 형성된 접촉 스트립으로 구성된 기구가 특히 유리하다는 것이 입증되었다. 이러한 전극은 전극과 피부 사이의 경계 저항에 의하여 야기되는 찌그러짐 영향 없이 신체 조직의 국부적인 임피던스를 측정할 수 있다.

[0035] 실제로 본 발명의 측정 기구는 가변성 주파수의 교류 전류를 생성하기 위한 교류 발생기를 갖고 있다. 임피던스 신호는 아날로그/디지털 변환기에 의하여 디지털화되고 그 후에 불연속 포리어 변환기(DFT)에 보내진다. DFT 알고리즘은 임피던스의 실상과 허상, 예를 들면 저항값과 리액턴스 값을 제공한다. 이러한 값들은 평가를 위하여 디지털로 가공된다.

[0036] 전극들 거리는 10㎝ 이하, 특히 50㎛ 내지 5㎝, 바람직하게는 100㎛ 내지 1㎝, 가장 바람직하게는 1㎜ 내지 5㎜ 범위로 하는 것이 좋다.

[0037] 본 발명에 의한 측정 기구의 구성에 의하면, 국부적인 임피던스의 시간 변화를 변화를 측정할 수 있다. 이러한 목적을 위하여 실제로 본 발명에 의한 측정 기구는 임피던스 측정 유닛과 연결된 평가 유닛을 갖고 있다. 평가 유닛은 프로그램이 제어 되도록 되었으며, 임피던스 측정 신호의 평가는 소프트웨어에 의하여 유연성 있게 이행될 수 있게 되었다.

[0038] 예를 들면, 국부적인 생체전기 임피던스는 펄스 박동중에 혈액 량의 변화에 따라 변화하므로 국부적인 생체전기 임피던스에 의하여 심장 박동 속도를 결정할 수 있다. 이와 함께 펄스 진폭이 중요한 생리적 파라미터로서 동시에 측정된다. 펄스 진폭은 신체 온도와 서로 관계되므로 이러한 바이오 임피던스를 이용하여 검사할 신체 부위의 온도를 측정하는 것도 가능하다. 또한 국부적인 바이오 임피던스는 유체의 양, 즉 검사할 신체 조직의 국부적인 혈액의 양에 의존하므로 검사할 신체 조직의 국부적인 혈관류량(예를 들면, 혈용량 펄스 신호의 형태로 나타나는 관류에 의하여 야기되는 국부적인 용량 변수)을 결정하는 것도 가능할 수 있다. 최종적으로 신체의 국부적인 생체전기 임피던스는 영양분 섭취의 함수로서 변화함으로 생체전기 임피던스는 혈당 농도에 의하여 결정되는 것으로 알려진 대사를 결정하는데 이용될 수도 있다. 본 발명에 의한 측정 기구는 혈당 농도를 비관혈 모니터링 하는데 이용될 수 있는바, 본 발명의 기구에 의하면 신체 중에서 글루코스에 의하여 시작되는 생리적 반응의 글루코스 및/또는 에너지 요구량의 영향도 알 수 있게 된다. 소프트웨어에 의하여 평가 유닛에 인가된 적당한 알고리즘에 의하면 기록된 임피던스에 기초한 혈당 농도에 관련되는 기록을 만들 수도 있다.

[0039] 본 발명에 의한 측정 기구의 또 다른 예에서는 검사할 신체 부위, 예를 들면 검사할 환자의 손가락을 검사할 위치에 고정시키기 위한 고정 기구를 갖고 있을 수 있다. 임피던스 측정의 경우나 펄스옥시미터리 측정의 경우에는 손가락과 같은 신체 조직에 의하여 센서나 임피던스 측정 기구의 측정 및 공급 전극에 가하여지는 압력이 측정 신호에 심각한 영향을 미친다. 따라서 신체 조직은 고정 기구에 의하여 측정 기구에 압박되면서 접촉하도로 하고 있다. 고정 기구는 부풀어지는 에어 쿠션을 포함하는바, 이 에어 쿠션은 해당하는 신체부위를 측정 및 공급 전극 또는 광학 센서에 압박하도록 압력을 가하고 신체 부분이 검사할 위치에 고정되도록 한다. 측정 결과를 왜곡시키는 신체 부위의 이동은 고정기구에 의하여 방지된다. 고정 기구는 통상적으로 사용되는 손가락 클램프일 수도 있다.

[0040] 본 발명에 의한 측정 기구의 또 다른 예에 의하면 다수의 공급 및 측정 전극이 매트릭스 형태로 배치되었다. 이러한 구성은 직류전기 공급과 전압 측정에 상이 한 공간적 형태를 만들 수 있게 한다. 본 발명에 의하여 얻어질 수 있는 부가적인 정보는 pH값, pCO_2 값, pO_2 값, 전해질 대사(Na^+, K^+, Ca^{2+}, Mg^{2++} 농도)에 관련된 것들이다.

[0041] 위에서 설명한 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛은 검사할 신체 부위에 전자기 방사선을 방사하는 방사선 공급원과 신체 부위에 산란 및/또는 투과된 방사선을 검출하기 위한 방사선 센서를 갖고 있다. 해당하는 스펙트럼 범위의 광 방사선, 예를 들면 광선을 방사하는 통상의 광-방사 다이오드 또는 레이저 다이오드가 방사선 공급원으로 사용될 수 있다. 혈액의 산소 농도와 신체 조직의 관류를 결정하기 위하여 본 발명에서는 검사할 신체 조직의 방사선 흡수가 둘 또는 그 이상의 상이한 광파 길이에서 측정되도록 하는 것이 특히 유리하다는 것이 증명되었다.

[0042] 본 발명의 실질적인 예에 의하면, 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛은 신체 조직에 의하여 산란 또는 투과된 방사선을 검출하기 위한 최소한 두 개의 방사선 센서를 갖고 있는바, 두 방사선 센서는 방사선 공급원과 상이한 거리를 두고 배치되었다. 이러한 배치는 방사선이 방사선에 의하여 이동한 거리와 관계되는 것이다. 이를 기초로 하여 혈중 및 조직 중의 산소 농도가 상이한 깊이의 조직 층에서 검사될 수 있다. 이러한 구성에 의하면 깊게 놓여 있는 조직 층으로부터의 측정 신호는 동맥혈에 의하여 강력하게 영향을 받고 표면에 가까운 부위에서는 방사선 흡수가 모세 혈관의 혈액에 의하여 강력하게 영향을 받게 된다는 이점이 있다. 또한 투과된 방사선의 검출을 위하여 하나의 방사선 센서를 사용하고 조직에서 산란되어 돌아오는 방사선을 검출하기 위하여 다른 방사선 센서를 사용하는 것이 관례이다. 투과되어 검출된 측정 신호는 동맥 혈액에 의하여 더 강력하게 영향받는 반면, 산란된 방사선은 주로 표면에 근접한 조직으로부터 유래된 것으로서 모세 혈관 시스템의 산소 함량에 관련되는 것으로 결론 내릴 수 있다.

[0043] 본 발명에 의한 측정 기구의 한 예에서는 검사할 신체 조직의 상이한 혈용량 부위에 선택적으로 방사하는 것이 유리하도록 하는 방법으로, 최소한 하나의 방사선 공급원으로부터 광선이 방사된다. 이러한 목적을 위하여 예를 들면 검사할 신체 조직의 상이한 열 용량 부위에 조사하기 위한 두 개의 방사선 공급원이 설치될 수 있다. 이러한 방법에 의하여 간단한 방법으로 광 흡수의 차등 측정이 달성되게 된다. 이러한 차등 측정은 검사할 신체 조직의 산소-풍부 또는 산소-결핍 부분에서의 혈류량으로 대사-관련 변화를 알 수 있게 한다. 이와 관련하여 국부적인 산소 소모량은 조직의 대사 활성도의 함수로서 변하는 것을 알 수 있다. 변화하는 산소 소모량의 측정은 국부적인 산소 소모량과 직접적으로 관계되는 국부적인 에너지 소모와 관계된다. 특히 흥미 있는 것은 이러한 산소 소모량이 글루코스 농도와 관계된다는 것이다. 따라서, 본 발명에 의한 측정 기구는 광학 측정에 의하여 혈당 농도를 비관혈적으로 결정하는데 유용하게 이용될 수 있다. 선택적으로 조사되는 이러한 혈 용량 부위는 산소-풍부 또는 산소-결핍 릉 갖는 혈 관류와 서로 다르게 영향 받는다. 이러한 현상은 최소한 두 개의 방사선 공급원이 상이한 공간 특성을 갖도록 함으로서 달성된다. 따라서 유사한 파장, 예를 들면 630㎚ 및 650㎚의 파장을 갖는 광-방사 다이오드와 레이저가 방사선 공급원으로 사용될 수 있다. 그렇지만 두 방사선 공급원은 그들의 방사선의 빔 폭에서 차이가 난다. 예를 들면, 광-방사 다이오드는 보다 큰 빔 폭으로 검사할 신체 조직에 방사선을 방사하게 되어 있는 반면, 레이저 다이오드의 광선은 보다 작은 빔 폭으로 신체 조직에 방사된다. 이는 신체 조직이 상이한 혈용량 부위가 두 방사선 공급원으로부터 검출될 수 있음을 나타낸다. 보다 큰 빔 폭 때문에 광-방사 다이오드는 레이저에 비하여 보다 큰 비관류 상피의 보다 많은 혈용량 부위를 검출한다. 비관류 상피는 실제로 헤모글로빈 농도의 변화에 의하여 영향을 받지 않는다. 따라서, 신체 조직에 의하여 주사되거나 투과된 광-방사 다이오드의 방사선 강도는 레이저 방사선의 강도에 비하여 헤모글로빈 농도 변화에 덜 강력하게 의존한다. 두 방사선 공급원으로부터 방사된 방사선의 파장은 각개 방사선이 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈에 의하여 상이한 흡수도로 흡수되도록 각개 방사선의 파장을 선택하여야 하는 것이 필수적이다. 파장은 600㎚과 700㎚ 사이, 바람직하게는 630㎚ 및 650㎚ 범위 안에 들어가도록 하는 것이 좋다.

[0044] 본 발명에 의한 측정 기구는 신체 조직에 투과되고 산란된 최소한 하나의 방사선 공급원으로부터 나온 방사선으로부터 대사 파라미터를 결정할 수 있도록 형성되었다. 검사할 조직에서 산소가 소모되면 옥시헤모글로빈은 디옥시헤모글로빈으로 전환된다. 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 농도 변화는 신체 조직의 선택적으로 방사된 상이한 용량 부위로부터 얻어지는 방사선을 비교하므로서 결정될 수 있다. 이는 국부 산소 소모를 가져오고 이로부터 최종 분석에서 혈당 농도를 간접적으로 알 수 있게 된다.

[0045] 본 발명에 의한 측정 기구에서는 방사선이 신체조직 속으로 향하게 하는 광학 기구인 렌즈가 공동 반사기와 연결되었다. 더구나 공동 반사기에는 신체조직 속으로 방사선을 확산시키는 광선 배출구가 형성되었다. 이러한 구성에 의하면 전술한 광학 측정이 신체 조직의 상이한 용량 부위에서 이루어지게 된다.

[0046] 공동 반사기가 앞에서 설명한 바와 같이 칩 하우징으로 구성되는 경우, 렌즈는 하우징 내부를 채우는 투명 플라스틱 물질(예를 들면 실리콘 수지나 에폭시 수지)로 형성될 수 있다. 공동 반사기는 대단히 콤팩트하고 단단한 구조로 형성된다.

[0047] 실질적인 사용을 위하여 본 발명에 의한 측정 기구는 요구되는 프로그램-제어된 기구, 예를 들면 컴퓨터, 핸드폰 등에 연결할 수 있다. 검출된 측정 신호의 평가 기능은 프로그램-제어된 기구에 깔려있는 소프트웨어에 의하여 수행된다. 본 발명에 의한 측정 기구는 센서 시스템이 소형이므로 이러한 센서 시스템은 안경, 손목시계, 보석 등과 같은 악세사리에 일체로 되게 형성할 수 있을 뿐만 아니라 소위 스마트한 피복에도 일체로 형성할 수 있다. 이 구성에서는, 예를 들면 프로그램-제어된 기구에 전자 기구들이 들어 있는 데이터 가공용 전자 기기가 얻어진 측정 신호를 가공하는데 이용된다. 이러한 가공은 해당 소프트웨어에 의하여 간단하게 수행된다. 동시에 소프트웨어에 의하여 결정된 진단 데이터는 저장될 수 있다. 이 데이터는 병의 경과와 해당 치료의 경과를 서류로 만들 수도 있다. 측정 기구에 의하여 검출 및 평가된 진단 데이터는 원격 전송하는데 이용될 수도 있다. 데이터 전송은 예를 들면 데이터 네트워크(인터넷)에 의하여 이루어질 수도 있다. 또한 진단 데이터는 휴대용 라디오 네트워크에 의하여 전송될 수도 있다. 초기 측정 신호나 평가된 진단 데이터는 보다 구체적인 분석이나 문서화를 위하거나 또는 각 개인의 경시적인 병력 진전을 모니터링하기 위하여 중앙통제소(예를 들면 건강 센터)로 전송될 수도 있다. 중앙 통제소에서는 만성 또는 종전의 병력과 관계되는 환자의 데이터를 적당한 분석 알고리즘에 의하여 평가한다. 평가 결과를 측정 기구 사용자에게 그의 건강 상태에 대한 정보를 알려주기 위하여 휴대폰 및 데이터 네트워크나 통신 네트워크를 통하여 환자에게 전송시킬 수도 있다. 필요에 따라서는 중앙통제소에서 본 발명에 의한 장치에 의하여 다른 표적 측정이 이루어질 수도 있다. 또한, 진전된 병력을 위하여 평가 결과와 관련된 질문을 환자에게 데이터 네트워크나 통신 네트워크로 전송할 수도 있다. 그 데이터 및 평가 결과는 담당 의사에게 자동적으로 전송될 수 있다. 만약 측정 및 평가 결과로부터 환자가 응급하다고 판단되었을 때는 즉시 응급 서비스를 호출하는 경보를 내보낼 수도 있다. 원거리 데이터 전송의 또 다른 이점은 요구하는 소프트웨어가 기구 자체에는 장착되지 않고 기구는 휴대하여 측정하는데만 사용되고 모든 데이터는 중앙통제소에서 관리하도록 한다는데 있다.

[0048] 펄스옥시미트리 측정의 경우에는 광학 센서 측정에 가하여지는 신체 조직(예를 들면 손가락)의 접촉 압력이 측정 신호에 극심한 영향을 미친다.

[0049] 본 발명에 의한 측정 기구는 신체 조직의 접촉 압력을 결정하기 위한 수단과 함께 설치하는 것이 실용적일 수 있다. 상기 수단은 압저항 소재의 형태로 된 통상의 압력 센서일 수 있다. 접촉 저항을 결정하기 위한 광학적인 방법을 사용할 수도 있다. 접촉 압력은 측정 신호에 특이한 효과를 갖고 있으므로 펄스옥시미트리 신호로부터 접촉 압력을 결정하는 것도 가능할 수 있다. 결정된 접촉 압력은 측정 신호의 평가에 고려되어 예를 들면 관류에 미치는 접촉 압력의 영향이 보상되도록 할 수도 있다.

발명의 효과

[0050] 본 발명에 의하면 공동 반사기의 사용에 의하여 진단기구를 콤팩트하면서 저렴한 비용으로 진단 기구를 생산할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0051] 도 1은 본 발명에 의한 측정 기구를 컴퓨터 키보드에 합체시킨 상태를 보여주는 개략도이고,

도 2는 본 발명에 의한 측정 기구의 기능을 설명하는 블럭 다이어그램이며,

도 3은 본 발명에 의한 측정 기구의 다른 예를 보여주는 개략도이고,

도 4는 방사선 공급원을 갖는 공동 반사기의 한 예를 보여주는 개략도이며,

도 5는 본 발명에 의한 측정 기구의 광학 측정 유닛의 구조를 보여주는 개략도이고,

도 6은 전극, 방사선 공급원, 방사선 센서 및 열 센서들이 수용된 센서 하우징의 하우징 표면을 보여주는 본 발명에 의한 측정 기구의 한 예를 보여주는 개략도이며,

도 7은 본 발명의 측정 기구에 사용되는 다른 형태로 된 센서 하우징의 하우징 표면을 보여주는 개략도이고,

도 8은 EKG와 바이오임피던스를 측정하기 위한 전극의 배치 상태를 보여주는 개략도이며,

도 9는 본 발명에 의한 측정 기구의 또 다른 예를 보여주는 개략도이고,

도 10은 공동 반사기의 다른 예로서의 칩 하우징을 보여주는 개략도이고,

도 11은 도 10에 도시된 칩 하우징의 화살표 방향 단면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0052] 이하 본 발명에 의한 진단 측정 기구의 구체적인 예를 도면에 의하여 상세하게 설명하면 다음과 같다.

[0053] 도 1은 본 발명에 의한 진단 측정 기구(1)를 보여주는 개략도로서, 측정 기구(1)는 컴퓨터(2)와 키보드(3)로 구성된 컴퓨터 시스템과 일체로 되었다. 측정 기구(1)는 키보드(3)의 사용자 접촉면에 설치되는 상이한 측정 수단들을 갖고 있다. 컴퓨터 시스템의 사용자는 손을 상기 접촉면에 접촉시키므로서 측정을 실행하게 된다. 예를 들면 광 방사 다이오드 형태로 된 광원(4),(4')은 측정 기구(1)와 일체로 되어 있는바, 이 광원들은 상이한 파장의 광선을 방사한다. 이러한 목적을 위하여 상이한 광-방사 반도체 소재가 통상의 센서 하우징(도 1의 키보드) 내에 수용되었다. 광선을 광원으로부터 키보드(3)의 사용자 접촉면으로 안내하기 위한 광파 안내구가 사용될 수도 있다(구체적인 내용은 다음에 설명함). 더구나 측정 기구(1)는 하나 또는 그 이상의 광 센서(5)를 포함하고 있다. 상기 광 센서들은 각각 광원(4),(4') 인근에 배치되었다. 광 센서(5)는 사용자의 손가락 끝에 있는 조직에 투과된 광원(4),(4')으로부터 나온 광선을 받아들인다. 또한 열 센서(6)가 광원(4),(4')의 바로 옆에 설치되었다. 이와 같이 하면 광학 측정과 동일한 측정 위치에서 사용자의 열 측정이 이루어질 수 있게 된다. 또한 네 개의 전극(7),(7')들이 생체전기 임피던스를 측정하기 위하여 설치되었다. 기구 사용자는 한 손으로 동시에 두 개의 전극(7),(7')들을 접촉할 수 있게 되었다. 두 접촉면 중의 하나는 측정 위치에서 전류를 공급하는 역할을 하고 동시에 다른 접촉면은 전압을 측정하는데 이용된다. 이러한 방법에 의하면 측정 결과가 측정 전극의 접촉 저항에 의한 영향을 받지 않게 된다. 도면 부호 7로 표시된 두 전극들은 측정 기구(1)에 일체로 형성된 EKG 유닛의 EKG 전극으로 사용된다. 두 전극들은 손가락 끝과 접촉하면 두 접점이 동시에 접촉하는 암 투 암 접촉이 이루어지게 된다. 키보드(3)에 일체로 된 측정 기구(1)에 의하여 기록된 측정 신호들은 컴퓨터(2)에 의하여 가공된다. 이와 같이 얻어진 생리학적 파라미터들은 컴퓨터(2)에 연결된 모니터(9)의 표시 화면(8)에 출력된다. 예를 들면 동맥 산소 포화도(SaO_2), 모세관 산소 포화도(StO_2) 및 정맥 산소 포화도(SvO_2)가 화면에 나타난다.

또한 측정할 심박동수(HR)와 근육의 지방 함량(BF)도 화면에 표시된다. 최종적으로 혈당치(BG)도 화면에 표시된다. 사용자는 본인에게 필요한 생리학적 파라미터들을 수시로 측정할 수 있게 된다. 이러한 측정을 위하여 사용자는 본인의 손가락을 키보드(3)의 키 위에 올려놓고 전극(7),(7')과 접촉시켜 접점 키를 활성화하는 간단한 작업으로 측정할 수 있게 된다. 그러면 컴퓨터(2)에 의하여 가공된 후 생리학적 파라미터들은 즉시 모니터(9)에 나타나게 된다. 측정 기구(1)의 사용자는 생리학적 파라미터들을 측정하기 위하여 컴퓨터(2)에서 일하는데 영향을 받지 않고 바로 측정할 수 있게 된다.

[0054] 도 1에 도시된 측정 기구(1)의 구체적인 한 예에서는 검사할 신체 조직의 상이한 부위에 방사할 두 방사선 공급원(4),(4')을 포함한다. 이러한 목적을 위하여 두 방사선 공급원(4),(4')은 상이한 공간적인 방사 특성, 예를 들면 상이한 방사 각도를 갖도록 되었다. 방사선 공급원(4)은 광 다이오드이고, 방사선 공급원(4')은 레이저, 예를 들면 VCSEL 레이저(수직공간 표면 방사 레이저)로 구성되었다. 두 광선-방사 다이오드(4)와 레이저(4')는 대단히 유사한 파장(예를 들면 630nm 와 650nm)을 갖고 있지만 상이한 빔 폭(예를 들면 25° 와 55°)을 갖는 광선을 방사한다. 이미 설명한 바와 같이 도 1에 도시된 구성에서는 혈중 산소 농도의 대사-관련 변화의 상이한 측정을 수행할 수 있다. 이러한 목적을 위하여 두 방사선 공급원(4),(4')에서 방사된 방사선의 파장은 광선이 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈에 의하여 서로 다른 정도로 흡수되도록 배치되어야 한다. 혈중 산소 농도(산소 포화도)의 완전한 측정을 위하여는 도 1에 도시되지 아니한 방사선 공급원이 추가되어야 하는바, 이 방사선 공급원에서 공급되는 광선의 파장은 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 광 흡수가 실질적으로 동일하게 되는 스펙트럼 범위에 놓여 있어야 한다(소위 등흡광점에 노여 있어야 한다). 광-방사 다이오드나 레이저에 의하여 방사된 광선은 각각 광 섬유에 의하여 키보드의 사용자 접촉면의 해당 위치로 안내되도록 할 수도 있다. 이 경우, 도면 부호 4, 4'는 해당하는 광섬유의 단부를 나타낸다. 광-방사 다이오드와 레이저는 각각 상이한 빔 폭으로 검사할 신체 조직 속으로 광선을 방사하도록 결합시키는 것이 가능하다. 따라서 신체조직의 상이한 부위가 두 방사성 공급원에서 검사될 수 있게 된다. 보다 큰 빔 폭 때문에 비확산 상피조직의 비율은 레이저의 경우에 비하여 검사할 신체 조직에서 더 크게 나타난다. 방사선 공급원(4),(4')에서 신체 조직에서 산란되고 부분적으로 흡수된 광선은 센서(5)에 의하여 검출된다. 센서(5)는 측정 기구(1)의 접촉면에 직접 배치하지 않아도 된다. 대신에 광선은 측정 기구(1)의 내부에 설치된 광섬유에 의하여 센서(5)로 보내질 수 있다. 방사선 공급원(4)의 광선을 방사선 공급원(4')의 광선으로부터 구별되게 하기 위하여는 두 방사선 공급원(4),(4')을 상이한 시간차로 작동시키므로서 센서(5)에 의하여 검출되는 신호들을 그에 따라서 재변조시킬 수 있다. 또한 두 방사선 공급원(4),(4')의 방사선을 구별하는 것은 상이한 파장을 기초로 하여 구별할 수도 있다. 방사선 공급원

(4),(4')에 의하여 방사된 방사선의 강도는 신체조직을 통과할 때 경로 길이에 따라서 약화 되는바, 약하여지는 강도와 흡수 물질(산화된 헤모글로빈)의 농축 관계는 이미 비어-람베르트 법칙에 의하여 알려져 있다. 흥미있는 강도 약화의 변수는 도 1에 도시된 센서(5)에 의하여 방사선 공급원(4),(4')에서 검출되는 바와 같이 검사할 신체 조직의 혈 용량 부위에서 별도로 검출할 수 있게 된다. 상이한 방사선 공급원(4),(4')에서 야기되는 강도 약화의 변수는 차등 측정을 실시하기 위하여 적당한 프로그램-제어 평가 유닛을 통과시키므로서 상관 관계가 나타나게 된다. 가장 간단한 경우에는 각각의 경우 두 방사선 공급원(4),(4')의 방사선 강도 약화의 변수로부터 차등 값이 계산된다. 신진대사의 변화에 관계되는 결론은 이러한 값의 변화로부터 얻어진다. 예를 들면 혈당 농도는 음식물 섭취 후에 증가하고 그에 따라서 더 많은 글루코스가 신체 조직의 세포 속으로 들어가서 일정한 시간이 경과 한 후에 세포에서 변환된다. 이와 관련하여 산소가 소모된다. 세포는 이때 혈액을 통하여 산소를 받아들인다. 이때 산소화된 헤모글로빈은 산소를 배출하기 때문에 탈산소화된 헤모글로빈으로 변하게 된다. 따라서 산소화된 헤모글로빈에 대한 탈산소화된 헤모글로빈의 비율이 증가하게 된다. 방사선 공급원(4),(4')에서 나오는 방사선의 상이한 빔 폭 때문에 헤모글로빈 농도의 변화는 강도 약화에 상이한 효과를 가져온다. 따라서 헤모글로빈 농도의 변화는 강도 약화의 변수의 값으로부터 검출될 수 있게 된다. 이러한 사실은 산소 소모와 관계되는 결론을 얻을 수 있도록 한다. 앞에서 설명한 바와 같이 산소 소모는 혈당 농도에 의존하기 때문에 혈당 농도는 방사선 흡수의 차등 측정에 의하여 결정될 수 있다. 보충적으로 광학 측정에 병행하여 바이오임피던스 분석이 실시되는바, 이러한 목적을 위하여 도 1에 도시된 전극(7),(7')이 설치되었다. 바이오임피던스 측정의 목적은 국부 관류를 결정하기 위한 것이다. 이는 산소 소모의 결정과 혈당 농도의 결정에 이은 추가적인 변수이다. 상이한 빔 폭은 해당하는 광학 소재(예를 들면 빔 스플리터나 렌즈 등)를 사용하는 오직 하나의 방사선 공급원(4)을 사용하여 만들어 낼 수 있다.

[0055] 더구나, 본 발명에 의하면 펄스를 동시에 측정함과 동시에 측정치의 평가를 실시할 수 있는 이점이 있다. 이는 본 발명에 의한 측정 기구가 펄스 검출용 센서 시스템(예를 들면 EKG)을 갖고 있기 때문에 가능한 것이다. 예를 들면 광학 측정이나 임피던스 측정에 의하여 얻어진 측정치들은 펄스 관련 변수들을 균형 맞추기 위하여 펄스파의 최대 및/또는 최소 타임 포인트에서 평가될 수 있다. 또한 중요한 진단 데이터가 검사할 신체 조직의 펄스-비의존 혈액 량에 대한 펄스-의존 비율로부터 얻어질 수 있을 뿐만 아니라, 본 발명에 의한 측정 기구를 이용하여 별도로 검출할 수 있는 펄스-의존 대사 데이터와 펄스-비의존 대사 데이터로부터 얻어질 수 있다.

[0056] 도 2는 본 발명에 의한 측정 기구(1)의 구조를 보여주는 블록 다이어그램이다. 측정 기구(1)는 측정 위치에 있는 신체 조직의 혈관계에 있는 산소 농도를 광학적으로 측정하기 위한 광학 측정 유닛(100)을 포함한다. 광학 측정 유닛(100)에 의하여 검출된 산소 포화도 및 혈류량 신호는 분석 유닛(110)으로 보내진다. 본 발명에 의한 측정 기구(1)의 또 다른 중요한 필수 부품은 국부적인 열 생산을 측정하기 위한 열 측정 유닛(120)이다. 열 측정 유닛(12)은 검사할 신체 부위를 단열시키는 특수한 열 센서이다. 검사할 신체 부위는 오직 혈류에 의한 열을 받아들이거나 배출시킨다. 따라서 온도의 시간 분석형 측정에 의하여서만 관류와 열 생산을 결정할 수 있도록 되었다. 강렬한 관류의 경우에는 검사할 신체 위치가 짧은 시간 내에 최대 온도에 도달하게 된다. 관류의 경우에는 이러한 문제가 오래도록 나타난다. 추가로 측정 위치의 온도는 오직 동맥 온도와 국부적인 열 생산에 의하여서만 결정됨으로 동맥 온도에 관련되는 결론은 측정된 온도의 추정에 의하여서 얻어질 수 있다. 열 측정 유닛(120)에 의하여 검출된 측정 신호들은 더 가공하기 위하여 분석 유닛(110)으로 보내진다. 더구나, 측정 기구는 생체전기 임피던스의 측정에 의하여 국부 조직 변수들을 결정하는데 이용되는 임피던스 측정 유닛(130)을 포함하고 있다. 임피던스 측정 유닛(130)의 측정 신호들도 분석 유닛(110)에 의하여 가공된다. 최종적으로 본 발명에 의하면 EKG 신호를 검출하기 위하여 EKG 유닛(132)을 구비하고 있다. EKG 유닛(132)도 EKG 신호를 가공하기 위하여 분석 유닛(110)에 연결되었다. 광학 측정 유닛(100)은 도 1에 도시된 바와 같이 방사선 공급원(4) 뿐만 아니라 측정 기구(1)의 광 센서(5)도 갖고 있다. 열 측정 유닛(120)은 열 센서(6)와 연결되었다. 임피던스 측정 유닛(130)은 각각 측정 기구(1)의 전극(7),(7')에 의하여 측정 신호를 검출한다. 분석 유닛(110)은 모든 측정 신호들을 예비 가공한다. 이러한 목적을 위하여 네트워크 주파수인 50 또는 60Hz 주파수에서의 간섭을 여과하도록 신호들을 밴드 필터로 통과시킨다. 또한 신호들은 잡음 억제 처리를 한다. 분석 유닛(110)을 통과한 후, 광학 측정 유닛(100), 열 측정 유닛(120), 임피던스 측정 유닛(130) 및 EKG 유닛(132)의 가공된 신호들은 평가 유닛(140)으로 보내진다. 평가 유닛(140)은 측정된 신호들로부터 진단에 필수적으로 필요한 변수들을 계산한다. 일차적으로 검사할 신체 조직의 성분(수분 함량, 지방 함량 등)을 시간의 함수로서 기록되는 임피던스 측정 유닛(130)의 신호들로부터 계산하여 이들을 시간의 함수로서 기록한다. 동맥 산소 포화도와 임피던스 측정을 기초로 하여 결정된 신체 조직의 변수들을 기반으로 한 모세혈관 산소 포화도가 광학 측정 유닛(100)의 신호로부터 계산된다. 또한, 관류와 동맥 온도는 열 측정 유닛(120)과 시간-의존성 임피던스 측정으로부터 유도되는 혈류량 데이터로부터 결정된다. 펄스 파속은 EKG 유닛(132)의 신호와 광학 측정 유닛(100)의 신호들로부터 결정된다.

최종적으로 정맥 산소 포화도는 평가 유닛(140)에 의하여 이미 실행된 모든 계산치의 결과로부터 계산되며, 이것으로부터 기타의 대사 파라미터, 특히 측정 부위의 국부 산소 소모와 혈당 농도가 계산된다. 계산 결과는 진단 유닛(150)에 의하여 설명된다. 소프트웨어로서 컴퓨터(2)에 설치된 진단 유닛(150)은 평가 유닛(140)에 의하여 계산된 국부 대사성 파라미터들을 평가하는 역할을 한다. 평가 유닛(140)과 진단 유닛(150)은 측정 결과를 화면으로 표시하도록 하는 그래픽 유닛(160)과 연결되었으며, 이 그래픽 유닛은 모니터(9)를 제어하도록 되었다. 얻어진 데이터는 메모리 유닛(170)에 측정 시간과 함께 동시에 저장될 수 있도록 되었다. 또한 접속 유닛(180)이 구비되어 있는바, 이 유닛은 계산된 생리학적 파라미터들을 전송할 수 있도록 데이터 네트워크와 컴퓨터(2)를 연결하는 역할을 한다. 모든 데이터와 파라미터들, 특히 메모리 유닛(170)에 저장된 데이터와 파라미터들은 접속 유닛(180)에 의하여 도시되지 아니한 치료 의사의 개인용 컴퓨터에 전송될 수 있다. 치료 의사는 데이터와 파라미터들을 더 상세하게 분석할 수 있다. 측정 기구(1)에 기록된 데이터와 파라미터들은 기간이 경과한 후에 환자의 병의 진척에 관련된 결론을 유도하기 위한 변화를 연구하는데 활용할 수도 있다.

[0057] 도 3은 본 발명에 의한 측정 기구의 또 하나의 다른 예를 보여주는 것이다. 이 기구는 두 개의 손가락 클램프(601),(602)를 포함하고 있는바, 이 기구에 의하여 왼손과 오른손의 손가락이 각각 측정 기구에 고정되게 되었다. 방사선 공급원(4),방사선 센서(5), EKG와 임피던스 측정용 전극(7),(7') 및 열 센서(6)가 손가락 클램프(601) 속에 설치되었다. 도 3에 도시된 특수한 형태는 방사선 공급원(4)에서 방사된 광선이 손가락 클램프(601)의 상부에 설치된 방사선 센서(5)에 의하여 측정되고 반대편 방사선 공급원(4)은 손가락 클램프(601)의 하부에 설치된 방사선 센서(5)에 의하여 손가락 조직의 이면에서 주사된 광선을 검출하게 되었다. 렌즈(603),(604)는 방사선 공급원(4)과 방사선 센서(5)로부터의 측정치를 반대편의 방사선 센서로 전달하기 위하여 설치되었다. 렌즈(603)는 광선이 조직 속으로 직접 방사되도록 한다. 렌즈(604)는 통과된 광선을 수집하도록 방사선 센서(5)에 초점이 맞추어져 있다. 손가락 클램프(602)에는 손가락 클램프(601)에 설치된 전극의 대향 전극으로서 오직 두 전극(7),(7') 만이 설치된다. 이들은 두 접점 EKG를 측정함과 동시에 전체적인 바이오임피던스를 측정하는데 이용된다. 손가락 클램프(601),(602)는 케이블(605),(606)에 의하여 중앙 유닛(607)에 연결된다. 중앙 유닛(607)은 측정 기구의 분석 유닛, 평가 유닛 및 진단 유닛을 포함한다. 얻어진 측정치는 디스플레이(608)에 나타난다. 상이한 광학 측정치, 예를 들면 방사선 센서에 의하여 검출된 광 강도의 형태로된 측정치는 도시된 구성에 의하여 측정될 수 있다. 이러한 측정치는 상이한 조직 부위에 전달된 강도(I_T) 및 상이한 조직 부위에서 산란된 강도(I_{RS1} 및 I_{RS2})들이다. 표준 물질을 이용한 측정이 계산용으로 사용된다. 이러한 표준 물질을 이용한 측정으로부터 강도 값(I_{ref})이 얻어진다. 이들 네 개의 측정치는 추후의 평가를 위한 기초를 형성한다.

[0058] 도 4는 공동 반사기(701)를 보여주는바, 그 속에는 방사선 공급원으로서 하나 또는 여러 개의 LED(s)(702)가 배치되었다. 상기 LED 들은 모든 공간적인 방향으로 광선을 방사하도록 되었다. 본 발명에서는 기타 다른 형태의 광선 공급원도 사용할 수 있다. LED(702)의 광선은 공동 반사기(701)의 내부 표면에서 분산되게 반사된다. 공동 반사기(701)는 본 발명의 경우 울브리히트구의 형태로 만들어졌다. 수집 렌즈 형태의 렌즈(703)가 공동 반사기(701)에 연결되었다. 도 4에 도시된 바와 같은 수집 렌즈는 LED(702)에 의하여 방사된 광선의 방사 방향에 설치된다. 또한 공동 반사기(701)는 신체 조직 속으로의 분산 방사가 이루어지도록 하는 배출구(704)를 갖고 있다. 배출구(704)에도 적당한 방사 각도를 달성할 수 있도록 하는 렌즈가 설치되었다. 상이한 방사 각도는 예를 들면 상이한 초점 폭을 갖는 렌즈로 구성될 수도 있고 그 외에도 예를 들면 콜리메이터와 같은 광학 소재로 구성될 수도 있다. 도 4에 도시된 공동 반사기는 저렴한 가격으로 형성할 수 있고 콤팩트한 미리 만들어진 유닛이라는 이점이 있다. LED의 전기 연결선(705)은 공동 반사기 외부에 연결된다. 공동 반사기는 예를 들면 LED(702)가 매설된 투명 플라스틱으로 제조된 고형체와 같은 것일 수도 있다. 이 고형체는 외면에 분산 반사 물질, 예를 들면 산화알미늄이나 황산 바륨으로 피복될 수 있다. 결정적인 요인은 LED의 방향 특성이 분산 반사에 의하여 소멸되고, 이어서 필요한 방사 특성이 요구에 맞도록 반사기의 외부로 방사되도록 하는 것이다. 이러한 요구 조건은 공동 반사기 내부에 다수의 LED를 설치하여 상이한 파장의 방사선을 생성하여 공동 반사기(701)와 연결된 렌즈(703)나 배출구(704)에 의하여 신체 조직 속으로 방사되도록 하는 것이다.

[0059] 도 5는 본 발명에 의한 측정 기구의 센서 하우징 표면에 있는 검사할 신체 부위와 접촉하는 광학 측정 유닛의 센서 시스템을 보여주는 평면도이다. 공동 반사기(701)의 상부가 보이는데, 렌즈(703)와 배출구(704)는 측정 표면의 수평면에 놓여 있다. 상기 렌즈(703)와 배출구(704)는 각각 축(901)의 좌·우에 배치되었다. 또한, 방사선 센서(5)는 축(901)에 배치되었다. 각개 방사선 센서(5)는 렌즈(703) 및 배출구(704)로부터 동일한 거리에 위치하고 있다. 동시에 두 방사선 센서(5)는 방사선 공급원으로부터 상이한 거리에 위치하고 있다. 이러한 배치는 검출된 방사선이 신체 조직으로의 이동 거리를 고려한 것으로서 혈중 산소 농도와 조직 중의 산소 농도가 상이

한 깊이의 조직 층에서 검사되도록 하기 위한 것이다.

[0060] 도 6, 7 및 8은 본 발명에 의한 센서 시스템의 상이한 형태를 보여주는 것이다. 도 6 및 7은 센서 하우징의 상이한 두 상면을 보여준다. 전극(7),(7')는 각각 측정 기구의 EKG 유닛과 임피던스 측정 유닛에 연결되었다. 도 8은 EKG 유닛의 암-투-암 측정과 임피던스 측정에 사용되는 카운터-전극의 위치를 보여주는 것이다. 임피던스 측정 유닛은 도 6에 도시된 전극(7)과 예를 들어 환자의 손가락 부위와 같은 신체 조직의 임피던스 측정을 위한 전극(7')을 포함하고 있다(도 3 참조). 4-포인트 측정 때문에 전극(7),(7')과 신체 조직 사이의 경계 저항이 측정을 왜곡시키지 않는다. 전극(7),(7') 사이의 거리는 수 ㎜ 내지 수 ㎝에 불과하다. 측정 중에는 도 6 및 도 7에 도시된 모든 전극들이 환자의 손가락 같은 피부 표면에 동시에 접촉하게 된다. 가변성 주파수의 교류 전기를 공급하면 복합 임피던스의 측정도 가능하게 되었다. 측정 신호는 전극(7')을 통하여 도시되지 아니한 전압기로 검출된다. 측정 신호는 도시되지 아니한 아날로그/디지털 변환기에 의하여 디지털화되고 후리어 변형을 분리하기 위한 처리를 한다. 그 결과는 임피던스의 실질적인 부분과 이메이지 부분, 예를 들면 저항 치와 작용 치를 얻는다. 도 6 및 7에 도시된 예에서는 전극(7),(7')이 서로 간격을 두고 형성된 평행한 스트립으로 구성되었다. 방사선 공급원(4), 방사선 센서(5) 및 열 센서(6)는 상기 두 전극 사이의 간격 부분에 배치되었다. 모든 센서들은 검사할 신체 조직과 접촉할 수 있도록 되었다.

[0061] 도 9는 본 발명에 의한 진단 기구(1)의 또 하나의 다른 예를 보여주는 개략도이다. EKG 전극(7)은 하우징(400)의 외면에 부착되었다. 이 전극은 한쪽 손의 손가락과 접촉하게 되었다. 다른 손의 손가락은 원통형 튜브(13) 속으로 삽입한다. 전극(7),(7'), 방사선 공급원(4), 방사선 센서(5) 및 열 센서(6)는 원통형 튜브(13) 속에 위치하고 있다. 또한 부풀어지는 에어 쿠션(14)이 튜브(13) 속에 배치되었는바, 이 쿠션(14)은 손가락을 제자리에 고정시키고 부드럽게 센서에 접촉하도록 압박한다. 측정 기구(1)의 작동 키를 누르면 측정 결과가 화면으로 출력되도록 되었다.

[0062] 도 10 및 11은 본 발명에 의한 공동 반사기를 형성하는 칩 하우징(800)을 보여준다. 칩 하우징(800)은 방사선 공급원과 방사선 센서를 내부에 수용하고 있다. 도시된 본 발명의 예에서는, 반도체(801),(802)를 갖고 있는 두 방사선 공급원이 사용되는바, 이 방사선 공급원은 예를 들면 LED 칩이다. 전도체 트랙(803)은 칩 하우징의 내부에 설치되었다. 반도체(801),(802)들은 와이어(804)로 구성된 전기 연결구에 의하여 전도체 트랙(803)에 연결되었다. 도 10에 따르면 칩 하우징(800)은 상면에 검사할 신체 조직 속으로 방사되는 방사선을 배출하거나 신체 조직에 의하여 산란되거나 통과된 방사선을 칩 하우징(800) 속으로 받아들이기 위한 통로 (805),(806),(807)을 갖고 있다. 도시되지 아니한 광 다이오드는 방사선 센서로서 칩 하우징(800) 내의 통로(807) 후방에 배치된다. 칩 하우징(800)은 반도체(801),(802) 및 광 다이오드의 피복체를 형성한다. 또한 하우징의 저면에는 전기 접점(808)이 부착되는바, 이 전기 접점에 의하여 도시되지 아니한 본 발명에 의한 회로판이 칩 하우징(800) 저면에 부착되고 전기적으로 하우징에 연결된다. 전도체 트랙(803)은 칩 하우징(800)의 저면을 형성하는 기판(809)에 부착된다. 기판의 상면에는 하우징 덮개(810)가 덮혀 있다. 기판(809)에 부착되어 와이어로 연결된 반도체(801),(802)는 투명 플라스틱 물질(811)(예를 들면 에폭시 수지, 실리콘 수지, 석영 유리 또는 PMMA)로 둘러싸여 있는바, 이러한 물질들은 도 11에 도시된 바와 같이 칩 하우징 내부를 채우도록 되었다. 통로(805),(806),(807) 부위에 해당하는 하우징 덮개(810)의 표면에는 통공이 형성되었다. 이와 같은 구성에 의하면 반도체(801),(802)들이 주위에 직접적으로 노출되지 않게 된다. 칩 하우징은 공동 반사기로서의 기능을 한다. 이는 반도체(801),(802)에 의하여 방사된 방사선이 칩 하우징(800)의 내면에서 수차례 반복하여 반사됨을 의미한다. 이러한 목적을 위하여 칩 하우징(800)을 구성하는 덮개의 내면을 반사성 물질(812)로 피복한다. 또한 칩 하우징(800)을 백색, 예를 들면 반사성 플라스틱 물질로 만들 수도 있다. 이러한 구성에 의하면 하우징 내부에서 반사되어 산란된 반도체(801),(802)의 방사선이 이론적으로는 거의 분산되게 된다. 반도체(802)의 방사선은 통로(806)를 통하여 거의 110° 의 대단히 큰 방사 각도로 칩 하우징(800)을 떠나서 검사할 신체 조직 속으로 통과하게 된다. 통로(805) 부분은 투명 플라스틱이 칩 하우징(800)을 채우면서 볼록 렌즈(813)를 형성한다. 볼록 렌즈(813)는 도 11에 도시된 바와 같이 반도체(801)에서 방사된 방사선을 검사할 신체 조직 속으로 약 10° 의 각도로 방사한다. 또한 열 센서(6)는 칩 하우징(800) 내에 일체로 형성할 수 있다.

부호의 설명

[0063]

1...측정기구 2...컴퓨터

3...키보드 4,4'...방사선 공급원

5...방사선 센서 6...열 센서

7,7'...전극

8...표시 화면

9...모니터

13...원통형 튜브

14...에어 쿠션

100...광학 측정 유닛

110...분석 유닛

120...열 측정 유닛

130...임피던스 측정 유닛

132...EKG 유닛

140...평가 유닛

150...진단 유닛

160...그래픽 유닛

170...메모리 유닛

180...접속 유닛

400...하우징

601,602...손가락 클램프

603,604...렌즈

605,606...케이블

607...중앙 유닛

608...디스플레이

701...공동 반사기

702...LED

703...렌즈

704...배출구

705...전기 연결선

800...칩 하우징

801,802...반도체

803...전도체 트랙

804...와이어

805,806,807...통로

808...전기 접점

809...기판

810...하우징 덮개

811...투명 플라스틱 물질

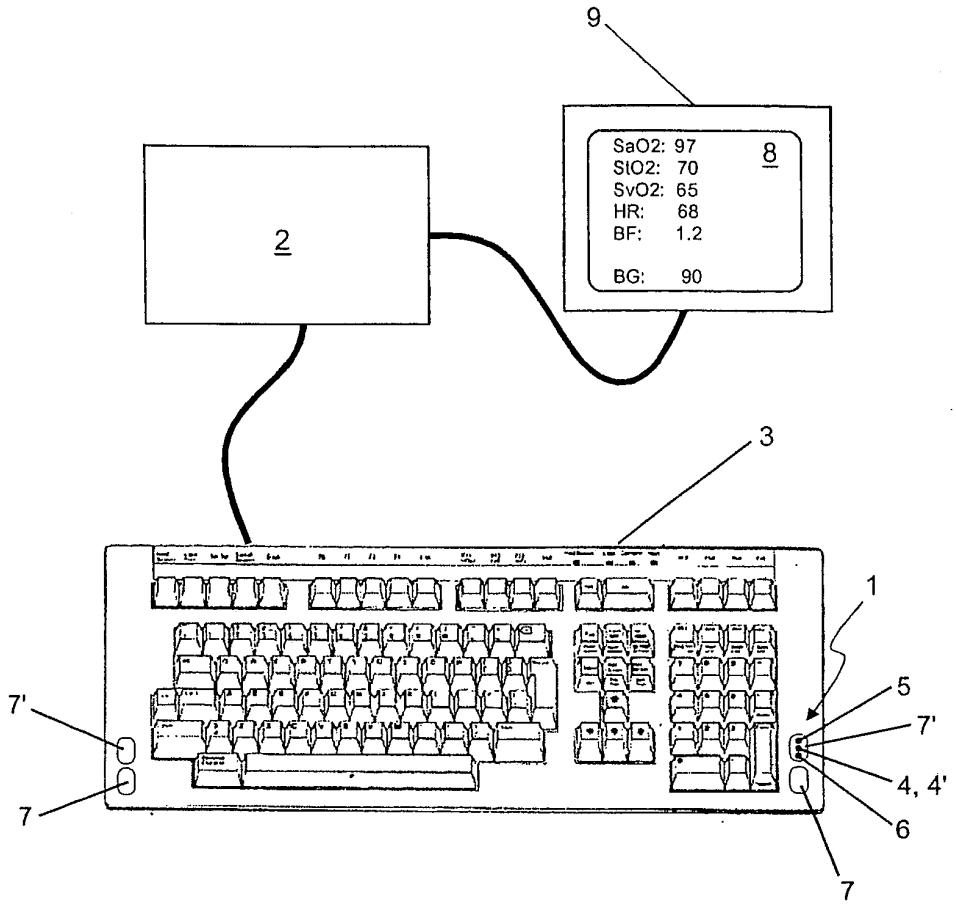
812...반사성 물질

813...볼록 렌즈

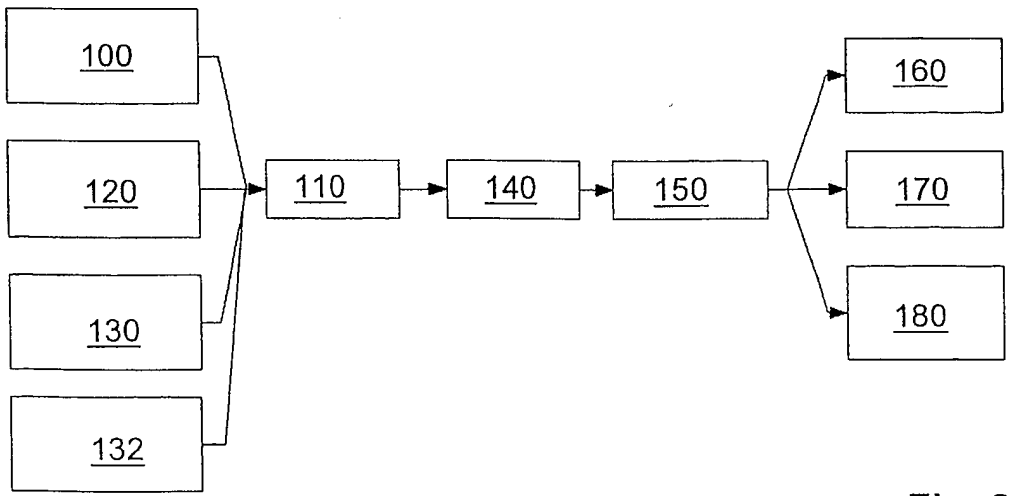
901...축

도면

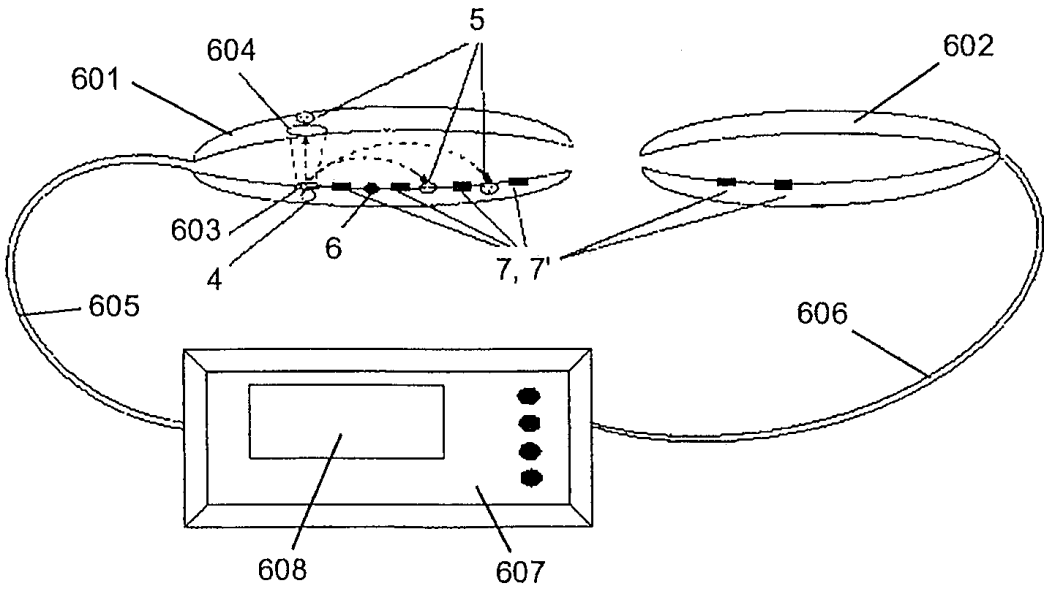
도면1


9
SaO2: 97
StO2: 70
SvO2: 65
HR: 68
BF: 1.2
BG: 90
8
2
3
1
5
7'
4, 4'
6
7
7'
7

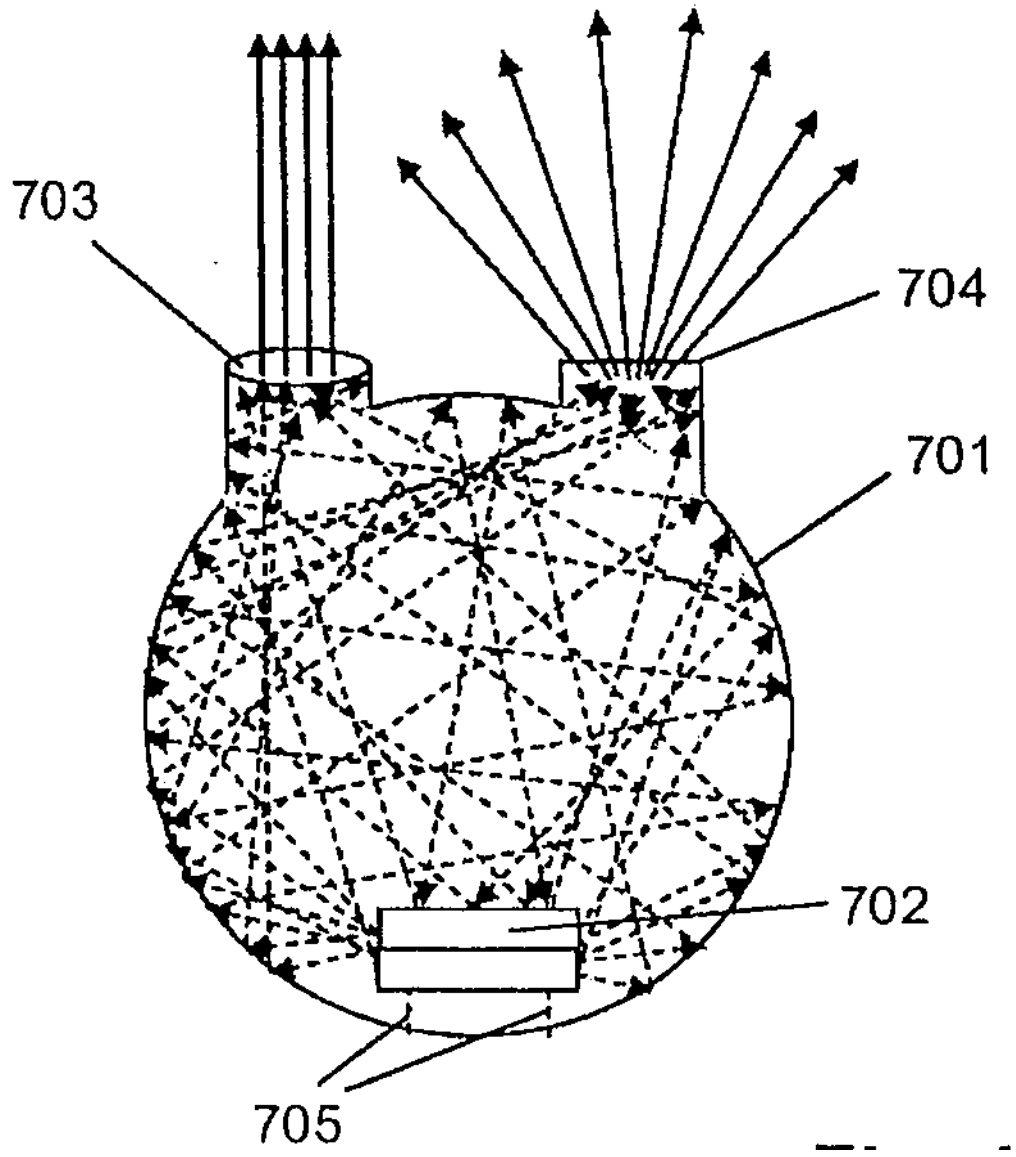
도면2


100
120
130
132
110
140
150
160
170
180

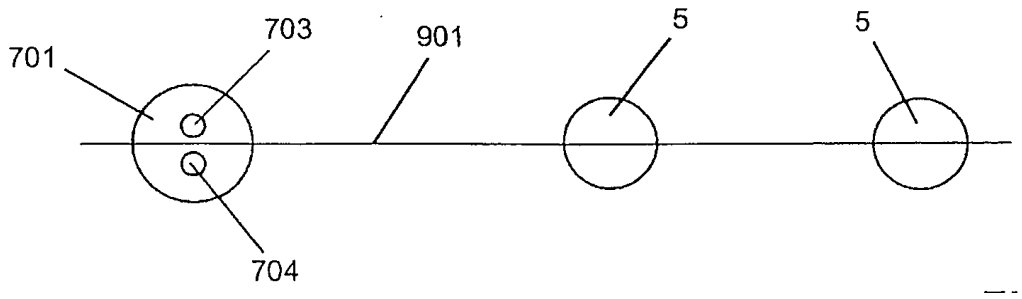
도면3



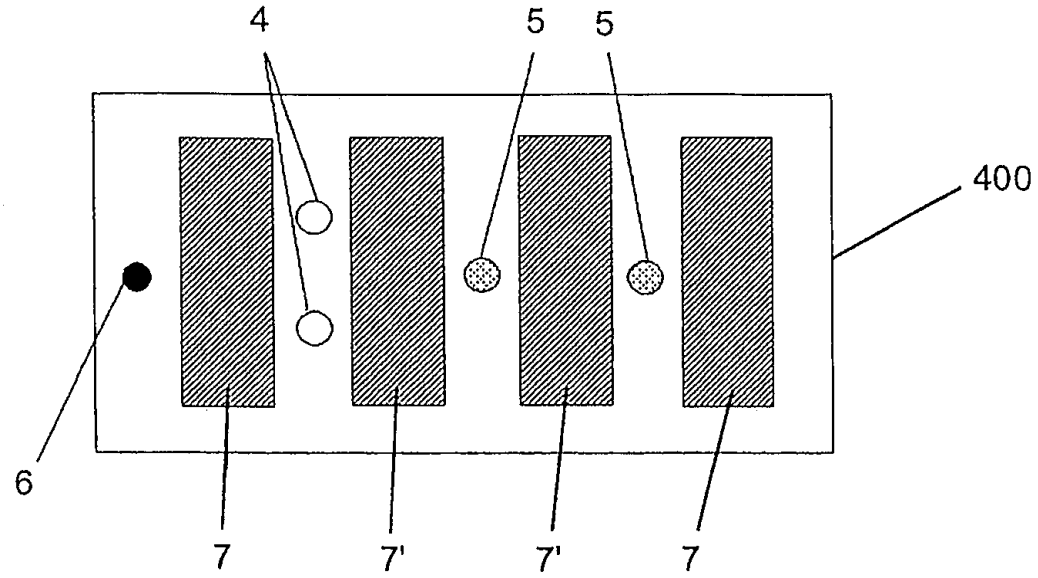
도면4



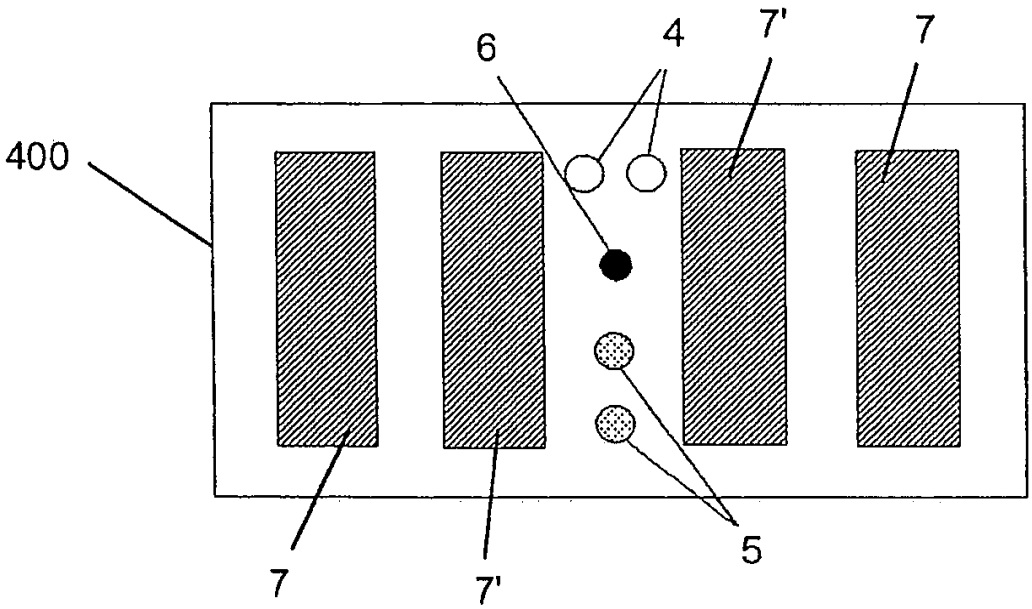
도면5



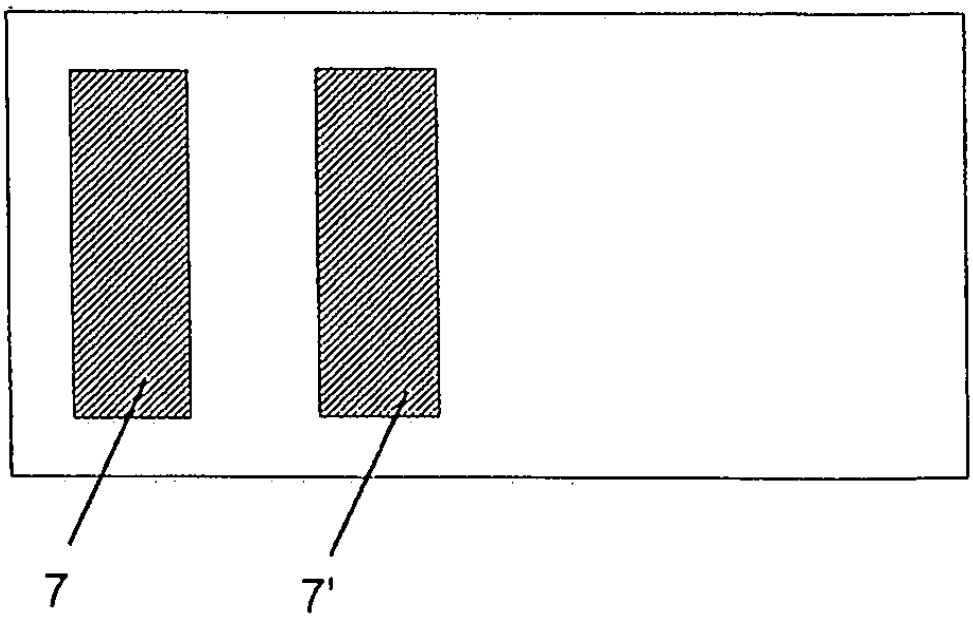
도면6



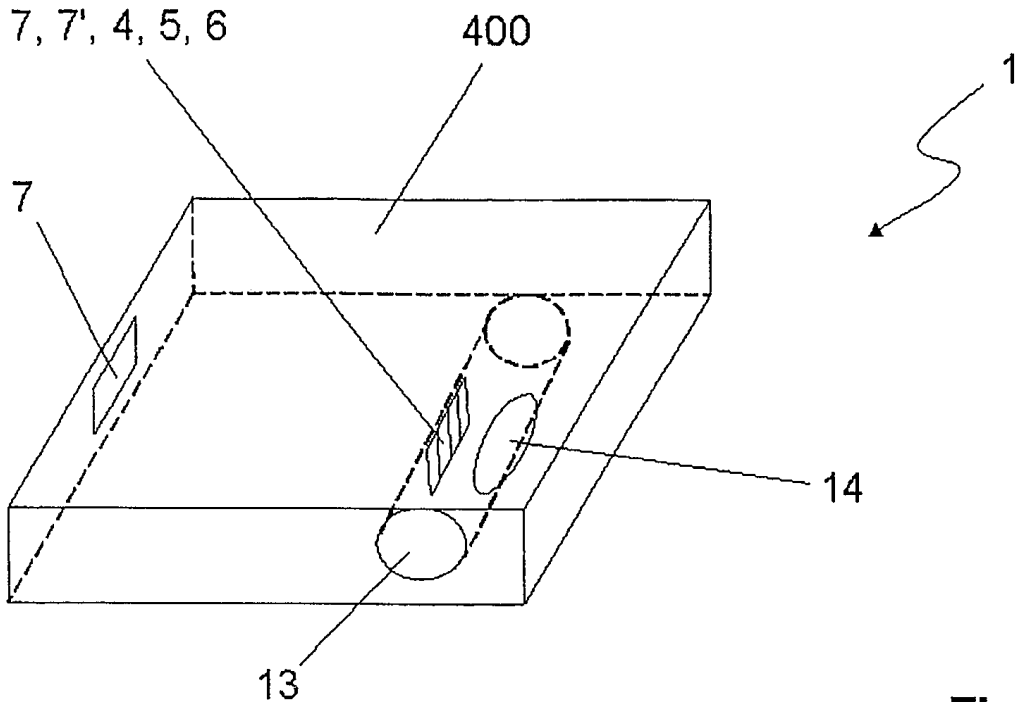
도면7



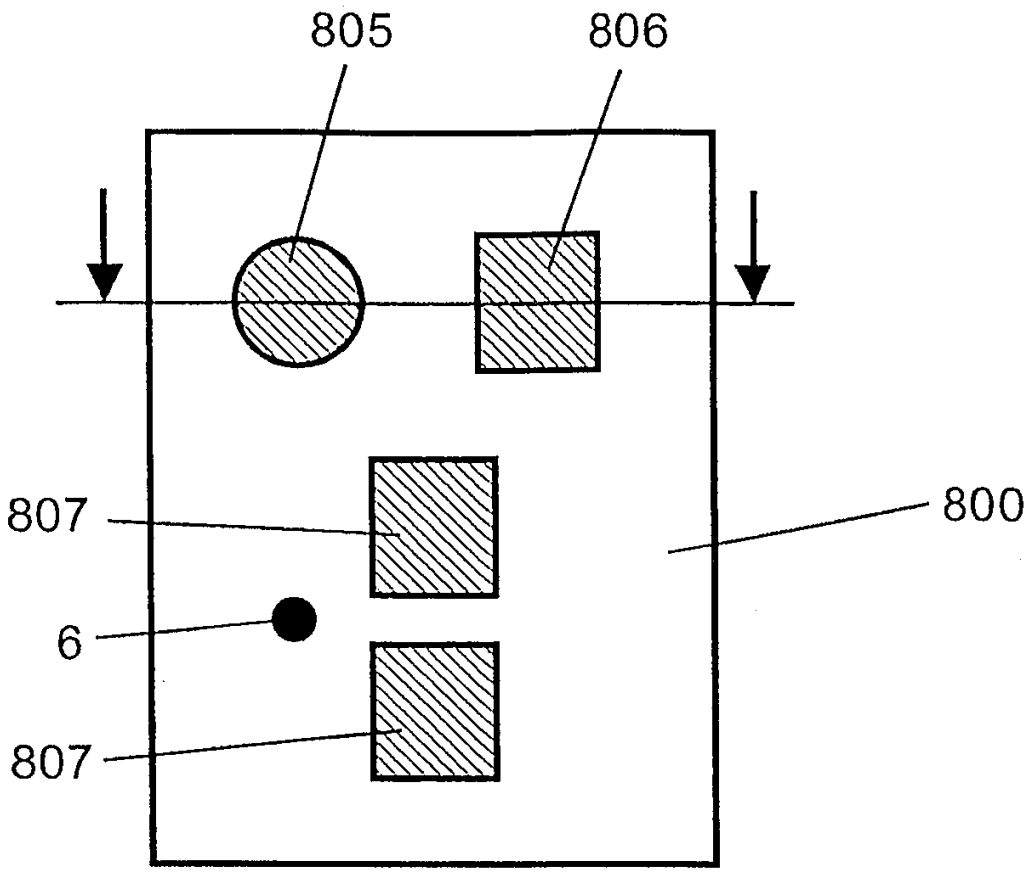
도면8



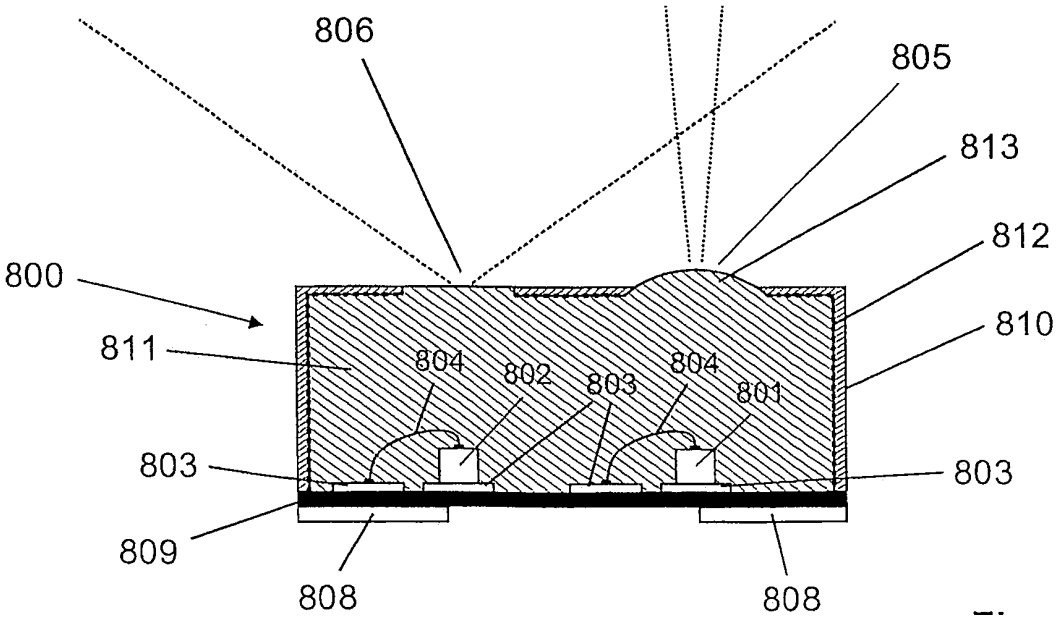
도면9



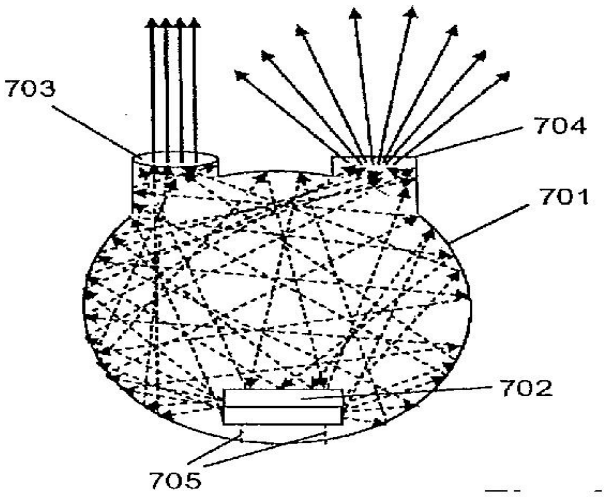
도면10


805
806
807
800
6
807

도면11


806
805
813
812
800
810
811
804
802
803
804
801
803
803
809
808
808

专利名称(译)	诊断测量仪器		
公开(公告)号	KR1020110133576A	公开(公告)日	2011-12-13
申请号	KR1020117022731	申请日	2010-03-05
[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	KIM YOON OK 김윤옥 CHO OK KYUNG 조옥경		
发明人	김윤옥 조옥경		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/1455 A61B5/0402 A61B5/00 A61B6/00 G01V5/00		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/6843 A61B5/0006 A61B5/053 A61B5/02416 A61B5/0017 A61B5/0008 A61B5/6838 A61B5/0402 A61B5/6826 A61B6/482 G01V5/0016		
代理人(译)	金宗 - 华		
优先权	102009011381 2009-03-05 DE		
其他公开文献	KR101954451B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种光学测量单元（100），包括用于向待检查的身体组织发射辐射的辐射源（4）和用于检测由身体组织散射和/或透射的辐射的辐射传感器（5），用于非侵入性地收集受试者的生理参数的诊断仪器。本发明提出将辐射源（4,702）放置在腔反射器（701）中。 专利文献No. 10-2011-0133576