



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102395311 A

(43) 申请公布日 2012. 03. 28

(21) 申请号 201080016554. 0

A61B 5/024 (2006. 01)

(22) 申请日 2010. 03. 05

A61B 5/053 (2006. 01)

(30) 优先权数据

102009011381. 9 2009. 03. 05 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2010/001374 2010. 03. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02010/099969 DE 2010. 09. 10

(71) 申请人 英戈·弗洛尔

地址 德国多特蒙德

(72) 发明人 金允玉 赵玉京

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 赵科

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

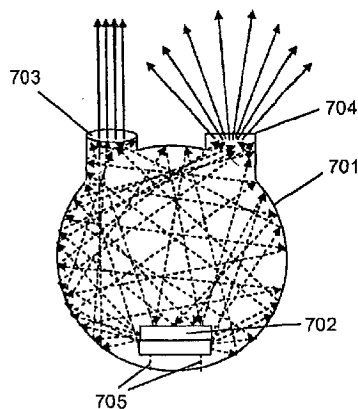
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 5 页

(54) 发明名称

诊断测量设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于非侵入式地采集身体组织的至少一个生物参数的诊断测量设备,具有光学测量单元(100),所述光学测量单元具有用于照射要检查的身体组织的至少一个射线源(4)和用于探测被身体组织散射和/或透射的射线的至少一个射线传感器(5)。本发明建议:所述至少一个射线源(4,702)设置在空心反射器(701)中。



1. 一种用于非侵入式地采集身体组织的至少一个生物参数的诊断测量设备,具有光学测量单元(100),所述光学测量单元具有用于照射要检查的所述身体组织的至少一个射线源(4,702)和用于探测被所述身体组织散射和/或透射的射线的至少一个射线传感器(5),其特征在于,所述至少一个射线源(4,702)设置在空心反射器(701)中。

2. 根据权利要求1所述的诊断测量设备,其特征在于,

所述至少一个射线源(4)和所述至少一个射线传感器(5)设置在一个共同的传感器外壳(400)中,

设置有心电图单元(132),用于经由两个或更多个心电图电极(7)采集心电图信号,所述心电图单元(132)的至少一个心电图电极(7)设置在所述传感器外壳(400)的外壳表面上,

设置有生物电的阻抗测量单元(130),所述阻抗测量单元(130)的至少一个馈电或测量电极(7,7')设置在所述传感器外壳(400)的外壳表面上,使得所述心电图电极(7)和所述馈电或测量电极(7,7')在所述身体组织的被所述光学测量单元(100)采集的区域中接触皮肤表面。

3. 根据权利要求2所述的诊断测量设备,其特征在于,温度或热传感器(6)设置在所述传感器外壳(400)中或上。

4. 根据权利要求1至3之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述至少一个心电图电极(7)和所述至少一个馈电或测量电极(7,7')被构造为由导电材料制成的平面的膜或片。

5. 根据权利要求4所述的诊断测量设备,其特征在于,所述心电图电极(7)或者所述馈电或测量电极(7,7')具有至少一个缺口,用于使所述至少一个射线源(4)所发射的射线穿透到要检查的所述身体组织中或者用于使所述身体组织所散射和/或透射的射线穿透到所述射线传感器(5)中。

6. 根据权利要求4和5所述的诊断测量设备,其特征在于,设置有至少一个其他缺口,用于所述温度或热传感器(6)。

7. 根据权利要求1至6之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述心电图电极(7)中至少一个同时作为所述生物电的阻抗测量单元(130)的馈点或测量电极(7,7')。

8. 根据权利要求1至7之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述生物电的阻抗测量单元(130)被设置用于经由至少一个测量电极对(7')采集皮肤表面的阻抗测量信号,所述测量电极对(7')的电极间距为小于1毫米直到几厘米,从而在测量过程中,所述测量电极对(7')的两个电极同时接触皮肤表面的相同区域以局部采集所述阻抗测量信号。

9. 根据权利要求8所述的诊断测量设备,其特征在于,设置有馈电电极对(7),用于将频率变化的交流电经由所述皮肤表面施加到所述身体组织中,更确切地是施加到所述皮肤表面的接触所述测量电极(7')的区域中。

10. 根据权利要求8和9所述的诊断测量设备,其特征在于,所述测量电极对(7')和所述馈电电极对(7)构造为相互并行延伸的接触条。

11. 根据权利要求1至10之一所述的诊断测量设备,其特征在于,设置有与所述生物电的阻抗测量单元(130)连接的评估单元(140),所述评估单元(140)被设置用于确定局部阻抗测量信号随时间的变化。

12. 根据权利要求 1 至 11 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,设置有固定单元(14),用于将进行检查的患者的一身体部位固定到所述传感器外壳(400)。

13. 根据权利要求 12 所述的诊断测量设备,其特征在于,所述固定单元被构造为手指夹(601)。

14. 根据权利要求 13 所述的诊断测量设备,其特征在于,所述固定单元(14)具有能充气的气囊,所述气囊将所述身体部位相对于所述测量电极(7')和/或馈电电极(7)挤压。

15. 根据权利要求 1 至 14 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述诊断测量设备与维护或通信技术装置连接或者与其他便携式装置或附件连接。

16. 根据权利要求 15 所述的诊断测量设备,其特征在于,所述装置是移动装置,尤其是笔记本电脑、膝上型电脑、移动电话、掌上电脑或手持设备。

17. 根据权利要求 1 至 16 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述光学测量单元(100)具有用于探测所述身体组织所散射和/或透射的射线的至少两个射线传感器(5),所述射线传感器(5)设置为与所述射线源(4)相距不同的距离。

18. 根据权利要求 1 至 17 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述至少一个射线源(4)发射光使得被检查的身体组织的不同体积范围被照射。

19. 根据权利要求 18 所述的诊断测量设备,其特征在于,设置有具有不同空间辐射特性的两个射线源(4,4')。

20. 根据权利要求 1 至 19 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述空心反射器(701)按照乌布利希球的形式被构造。

21. 根据权利要求 1 至 20 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述空心反射器由容纳所述至少一个射线源(4)和/或所述至少一个射线传感器(5)的芯片外壳(800)形成,所述射线源(4)和所述射线传感器(5)各自具有经由在所述芯片外壳(800)的内部中延伸的电气导体线路(803)和/或经由键合连接(809)接触的至少一个半导体基体(801,802),所述芯片外壳(800)在上侧面上具有通孔(805,806,807),用于使所述射线源(4)发射的射线穿透到要检查的身体组织中和/或用于使所述身体组织所散射和/或透射的射线穿透。

22. 根据权利要求 1 至 21 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,实现到所述身体组织中的定向辐射的光学单元(703,813)连接到所述空心反射器(701)。

23. 根据权利要求 21 和 22 所述的诊断测量设备,其特征在于,所述光学单元(813)由填充所述芯片外壳(800)的透明合成材料(811)构成。

24. 根据权利要求 1 至 23 之一所述的诊断测量设备,其特征在于,所述空心反射器(701)具有至少一个出射孔(704,806),通过所述出射孔实现到所述身体组织的漫辐射。

诊断测量设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种诊断测量设备,用于非侵入式地采集身体组织的至少一个生理参数,具有光学测量单元,该光学测量单元具有用于照射要检查的身体组织的至少一个射线源和用于探测被身体组织散射和 / 或透射的射线的至少一个射线传感器。

背景技术

[0002] 众所周知地,为身体组织供氧属于人的最重要的生命机能。由于该原因,测氧的诊断方式如今在医学中有很大的意义。通常使用所谓的脉搏血氧仪。这样的脉搏血氧仪的诊断传感器单元通常包括具有两个光源的光学测量单元,这两个光源将不同波长的红光或红外光照射到身体组织中。光在身体组织中被散射并且部分地被吸收。被散射的光最后借助于适当的光电池(光电二极管)形式的光传感器被探测。借助于光传感器探测的散射光的强度根据被检查的身体组织以多大强度被供血以含氧丰富或含氧低的血液而变换。相应地,借助于脉搏血氧仪能测量血液的氧饱和度。此外,已知的脉搏血氧仪能生成体积描记信号、即体积脉冲信号,该信号描述在心跳期间在由脉搏血氧仪所采集的微血管系统中变换的血量(所谓的光体积描记术)。

发明内容

[0003] 本发明的任务是提供一种结构紧凑并且能经济地生产的用于非侵入式地确定生理参数的诊断测量设备。

[0004] 本发明从开头所提到的类型的测量设备出发通过以下方式实现该任务,即至少一个射线源设置在优选漫射地进行反射的空心反射器中。

[0005] 根据本发明的测量设备的方案使得能够实现特别紧凑且牢固的结构。空心反射器例如可以根据所谓的乌布利希球的方式来构造,其中空心反射器的几何形状在本发明中并不限于球形。乌布利希球是指内部漫反射地涂层的空心体。光源的在内部被反射和散射的射线几乎理想地漫射,即射线源(例如发光二极管)的方向特性尽可能被废除。其中,空心反射器不必必须是空心的,而是也可以由在外表面上被涂层的透明材料制造。其中,本来的射线源(例如 LED 芯片)可以被嵌入到空心反射器的材料中,其中可以经由从空心反射器引出的连接线来实现供电。以该方式可以使光学测量单元小型化。空心反射器可以以很低的成本大量地预先制造为非常紧凑的部件。

[0006] 根据一种可选实施方式,空心反射器由其中容纳射线源和 / 或射线传感器的芯片外壳构成,其中射线源和射线传感器各自具有至少一个半导体基体,该半导体基体经由在芯片外壳的内部延伸的电气导体线路(例如所谓的引线框)和 / 或经由接合连接线接触。其中,芯片外壳在其上表面上具有通孔,用于使射线源所发射的射线穿透到要检查的身体组织中和 / 或用于使被身体组织散射和 / 或透射的射线穿透。芯片外壳好象构成射线源(LED)和 / 或射线传感器(光电二极管)的半导体基体(芯片)的罩壳。此外,接头(导线、管脚或球)设置在芯片外壳上。因此,芯片外壳用于将半导体基体例如固定在测量设备的

电路板上亿将半导体基体与电路板上的电路连接。芯片外壳保护半导体基体。半导体基体的端子例如借助于压焊丝接合（连接）到中间材料。该中间材料可以是冲压板（引线框）或者作为基底的小板条。最后经由芯片外壳的接头来连接到测量设备的电路板上。在中间材料上固定和布线半导体基体之后，半导体基体有利地通过不同材料（合成材料、陶瓷、金属）相对于环境影响被密封地保护。其中，用于光入射和 / 或出射的通孔设置在芯片外壳的上表面上。这些孔可以借助于透明合成材料（例如环氧树脂）或者石英玻璃来封闭，从而半导体基体不直接暴露到环境中。根据本发明，芯片外壳同时作为空心反射器。为此，芯片外壳在其内壁上涂敷有进行漫反射的材料。与在使用上述乌布利希球的情况下类似地，光源的在内部中可能多次反射和散射的射线几乎理想地漫射，即射线源（例如发光二极管）的方向特性尽可能被废除。因此，射线源的射线以非常大的反射角（大于 90° ，优选大于 100° ）离开芯片外壳，这不可能用绑定在（小型）芯片外壳上的传统光学单元来实现。

[0007] 根据测量设备的一种优选实施方式，设置有 EKG（心电图）单元，用于经由两个或更多个 EKG 电极采集 EKG 信号，其中在传感器外壳的外壳表面设置有 EKG 单元的至少一个 EKG 电极。此外还设置有生物电的阻抗测量单元，其中在传感器外壳的外壳表面设置有阻抗测量单元的至少一个馈电或测量电极，使得 EKG 电极和馈电或测量电极在身体组织的被光学测量单元采集的区域中接触皮肤表面。

[0008] 通过根据本发明集成光学测量单元和 EKG 单元，提供了提供多个诊断测量值的紧凑装置。这些测量值可以逐个地或者组合地被分析，以便快速可靠地获得关于进行检查的患者的健康状况的有说服力的信息。紧凑的测量设备可以作为完全能工作的部件以低成本大量地被预先制造并且被集成到不同类型的诊断设备中。实际的测量可以特别容易、舒适地执行。为此，传感器外壳的表面在要检查的身体组织的范围中与皮肤接触，这可以例如通过将患者的手指放到传感器单元的外壳表面上来实现。于是通过接触传感器单元的皮肤部位同时进行光学测量、EKG 推导和阻抗测量。

[0009] 根据本发明的传感器单元的 EKG 单元用于经由两个或更多个 EKG 电极采集 EKG 信号。由此，根据本发明的传感器单元的功能范围有利地相对于传统系统被扩展。根据本发明的传感器单元使得能够组合地采集和分析脉搏血氧信号和 EKG 信号。有利地，为此设置有分析单元，用于分析光学测量的体积脉冲信号和 EKG 信号随时间的变化曲线。该分析单元可以是测量设备的组成部分。也可以规定：分析单元与测量设备是分开的，其中测量信号经由适当的数据连接传输到分析单元。借助于适当的程序控制，分析单元例如能够自动地识别 EKG 信号中的 R 波。由此自动地确定心跳的准确时刻。此外，分析单元基于适当的程序控制还能够识别体积脉冲信号中的最大值。借助于体积脉冲信号中的最大值能确定在心跳时所导致的脉搏波到达传感器单元所采集的周边测量位置处的时刻。由此最后可以 EKG 信号中的 R 波与体积脉冲信号中随后的最大值之间的时间差。该时间差是对于所谓脉搏波速度的度量。基于脉搏波速度可以进行关于血压的判断。也就是说，脉搏波速度的减小伴随着血压的升高，而脉搏波速度的提高可以推断血压降低。但是不可能由脉搏波速度准确地确定血压，而只能说明趋势。此外，脉搏波速度与血液浓度有关，并且尤其与（例如主动脉的）血管壁的弹性有关。由血管的弹性又可以推断可能存在的动脉硬化。还可以将心率绝对值、心率变化性和心脏的相应心率不齐引入到该分析中。因此可以自动地确定心率不齐，如窦性心动过速、窦性心动过缓、窦性心动停止和所谓的逸搏。此外，借助于 EKG 信号还

可以确定关于在心跳时心脏心房收缩的持续时间、心室收缩的持续时间以及心室松弛的持续时间等。此外,对于电激励信号到心脏的传导中所谓阻断(房室传导阻滞、束支性传导阻滞等)以及还有对于血流不畅或梗塞的提前诊断也是可能的。脉搏变化过程中的其他不规则性能借助于体积脉冲信号确定。

[0010] 本发明至少基于以下认识,即通过将不同诊断方式组合到单个测量设备中就提供了确定新陈代谢参数的可能性。

[0011] 因此,根据本发明,在单个测量设备中,传统的(光学)血氧计单元不仅与EKG单元、而且还与生物电阻抗测量单元结合。由借助于生物电阻抗测量单元所获得的测量信号例如可以确定被检查的身体组织的组成成分。然后以此为基础,优选借助于与根据本发明的测量设备的测量单元连接的适当的由程序控制的分析单元,可以由传感器单元的血氧信号确定组织中的毛细血氧饱和度。根据被检查的组织类型,动脉血氧饱和度(SaO₂)和静脉血氧饱和度(SvO₂)确定毛细(动静脉)血氧饱和度(StO₂)。下式成立:

$$[0012] \quad K * SvO_2 + (1-K) * SaO_2 = StO_2,$$

[0013] 其中K是取决于组织的校正因子,它取决于被检查的组织中动脉与静脉的体积比。该值平均略低于0.5。根据本发明,对于相应组织决定性的值可以通过生物电阻抗测量来确定,以便然后由上式确定静脉血氧饱和度。根据本发明的传感器单元可以用于确定被检查的身体组织的供血V,即由供血决定的体积波动。然后,根据公式

$$[0014] \quad VO_2 = V * (SaO_2 - SvO_2)$$

[0015] 可以计算局部氧消耗VO₂,这是对于测量位置处新陈代谢活性的度量。

[0016] 为了生物电阻抗测量,馈电或测量电极设置在传感器外壳的外壳表面上,从而可以与血氧和EKG测量同时进行生物阻抗测量。其中,身体组织的同一区域、即患者接触传感器外壳的表面的位置同时被所有测量方式采集。

[0017] 根据本发明,在传感器外壳的表面上设置有至少一个EKG电极和阻抗测量单元的至少一个馈电或测量电极。另一EKG电极以及可能还有阻抗测量单元的另一馈电或测量电极有利地被设置为使得患者可以以不同的肢体接触所有电极,例如每只手接触一个电极。

[0018] 根据一有利实施方式,测量设备具有集成的温度或热传感器。该传感器可以用于确定局部热产量(**Wärmeproduktion**)。在最简单的情形下,温度传感器(例如NTC元件)被构造用于测量测量位置处皮肤的表面温度。有利地,借助于热传感器可以在测量位置处进行位置、时间和深度分辨的热测量。借助于热交换可以推断局部新陈代谢活性。此外,热传感器适于确定局部供血。对于关于热测量的更详细的背景信息,请参考Nitzan等人的公开文献(Meir Nitzan, Boris Khanokh, "Infrared Radiometry of Thermally Insulated Skin for the Assessment of Skin Blood Flow", Optical Engineering 33, 1994, No. 9, 第2953至2956页)。总之,热传感器提供可以有利地用于确定新陈代谢参数的数据。

[0019] 特别有利的是上述测量方法(即血氧测量、EKG测量、温度或热测量以及生物电阻抗测量)的根据本发明的组合。所有测量信号可以通过适当的算法被分析并组合。通过组合不同测量方式,在识别病理变化时实现了高的效率、冗余和可靠性。所有参数可以有利地被组合为一个全局指标,该全局指标对于使用者而言是能容易解释的并且为使用者提供了关于其一般性健康状态的直接、基本的指示。

[0020] 如上所述在根据本发明的测量设备中被组合起来的不同测量方式的组合还是有利的,因为由此可以非侵入式间接地测量葡萄糖浓度。以下详细介绍借助于根据本发明的设备确定血糖含量:

[0021] 人体的新陈代谢在正常状态(即中和状态)以及在所谓的热中性区中主要通过葡萄糖分配(Glukosehaushalt)来确定,因此,在该正常状态中身体组织的细胞中的葡萄糖浓度可以被描述为热产量和氧消耗的纯函数。下式成立:

$$[0022] \quad [\text{Glu}] = f_1(\Delta T, \text{VO}_2),$$

[0023] 其中[Glu]表示葡萄糖浓度。热产量 ΔT 可以借助于根据本发明的传感器单元的热传感器例如由动脉温度与皮肤表面在完全绝热的情况下所达到的温度之间的差来确定。 $(\Delta T = T_{\infty} - T_{\text{动脉}}) \cdot f_1(\Delta T, \text{VO}_2)$ 给出了葡萄糖浓度与热产量和氧消耗的函数关系。如上所述,氧消耗是由于静脉和动脉的血氧饱和度之间的差别以及供血而产生的。但是,为了在进食期间或在进食后立即确定葡萄糖浓度,必须考虑校正项,该校正项表现能量分配中脂肪代谢的分量。于是下式成立:

$$[0024] \quad [\text{Glu}] = f_1(\Delta T, \text{VO}_2) + X * f_2(\Delta T, \text{VO}_2)$$

[0025] X是在进食后为负的因子。其中,X取决于所进食的食物的组成成分。尤其地,X取决于在新陈代谢中脂肪和碳水化合物的比例。因子X可以如上所述借助于脉搏波速度随时间变化的曲线来确定。如果摄取纯碳水化合物或者直接摄取葡萄糖,则X为0。脂肪在所摄取的食物中的分量越大,X的值就增高。为了由脉搏波速度、血压幅度和/或脉搏的随时间变化的曲线来确定校正因子X,对设备进行检定以适配于相应使用者是必需的。 $f_2(\Delta T, \text{VO}_2)$ 为脂肪新陈代谢给出了葡萄糖浓度与热产量和氧消耗的函数关系。

[0026] 因此,根据本发明的测量设备可以用于由局部氧消耗和局部热产量确定局部葡萄糖浓度。为此,测量设备具有适当的测量方式。如上所述,可以通过将血氧测量与生物电阻抗测量组合来确定氧消耗。为了确定热产量,于是还附加地需要所提到的热传感器。为了然后能够根据上面给出的函数关系式计算葡萄糖浓度,还应当确定校正因子X,例如由脉搏波速度随时间变化的曲线来确定。同样如上所述,这可以通过EKG信号和体积描记信号的组合测量来实现。为了确定葡萄糖浓度,还有利地在根据本发明的测量设备中组合脉搏血氧仪、EKG单元、生物电阻抗测量单元和热传感器。

[0027] 前述方法首先只允许确定细胞内的葡萄糖浓度。对于血糖浓度,简化地存在下面的关系式:

$$[0028] \quad [\text{Glu}]_{\text{细胞}} = a + b * \ln(c * [\text{Glu}]_{\text{血液}})$$

[0029] 常数a、b和c取决于进行检查的患者个人的生理状况。这些参数可以通过相应的检定来确定,例如通过与以传统方式侵入式地确定的血糖值进行比较来确定。

[0030] 根据本发明,光学测量单元、EKG单元、阻抗测量单元以及可能还有温度或热传感器安置在一个公共的传感器外壳中。有意义地,该至少一个EKG电极和阻抗测量单元的该至少一个馈点或测量电极被构造为传感器外壳的上表面上由导电材料制成的平面膜或片。其中,该片或膜可以具有至少一个缺口,用于使由该至少一个射线源发射的射线穿透到要检查的身体组织中或者用于使由身体组织散射和/或透射的射线穿透到射线传感器中。可以为温度或热传感器设置另一缺口。射线源、射线传感器和温度或热传感器可以设置在传感器外壳内的一个公共的板上。因此,所需要的测量方式组合在传感器外壳中,传

传感器外壳构成能容易且灵活地集成到任意诊断装置中的单元。传感器外壳可以具有小于 $1\text{cm} \times 1\text{cm} \times 1\text{cm}$ 的尺寸,以便能够容易且灵活地在本发明的意义上被使用。其中有意义的是至少一个 EKG 电极同时还作为馈点或测量电极用于生物阻抗测量。总之产生包含不同测量方式的极其紧凑的集成的测量设备。要检查的身体组织的同一区域(例如患者的接触传感器外壳表面的指尖)可以被所有测量方式采集,以便如上所述同时检查患者的新陈代谢和心脏/循环系统。这极其简单有效地执行了测量。

[0031] 根据本发明的一有利实施方式,生物电阻抗测量单元设置用于经由至少一个测量电极对从皮肤表面采集阻抗测量信号。其中,测量电极对的电极间距为小于 1 毫米直到几厘米,从而在测量过程中,用于局部采集阻抗测量信号的测量电极对的两个电极同时在相同区域中接触被检查的患者的皮肤表面。通过将电极间距缩短到小于一毫米直至几厘米,不是如传统的生物阻抗测量方法中那样在整个身体上集成地,而是局部地记录生物电阻抗。根据本发明,所有电极接触皮肤表面的一个相同的局部区域,即所有电极与进行检查的患者的同一身体部位(例如手、手指、脚或脚趾)接触。

[0032] 有利地,根据本发明的测量设备为了测量局部电阻和电抗具有用于将可变频率的交流电流经由皮肤表面施加到进行检查的患者的身体组织中(即在皮肤表面的接触测量电极的区域中)的馈电电极对。

[0033] 有利地,对应于测量电极,馈电电极的间距为几毫米至几厘米。特别有利的是以下构造方式:测量和馈电电极构造为相互平行延伸的接触条。这使得能够确定身体组织的局部阻抗,而没有导致失真的影响,例如由电极和皮肤表面之间的接触电阻决定的影响。

[0034] 为了生成可变频率的交流电流,根据本发明的测量设备有利地具有交流电流发生器。阻抗测量信号被模数转换器数字化并且然后经过离散傅立叶变换(DFT)。DFT 算法然后提供阻抗的实数分量和虚数分量,即电阻值和电抗值。这些值可以被数字地进一步处理以进行分析。

[0035] 有利地,电极间距为直至最大 10cm,特别有利地是 50 微米至 5cm,更有利地是 100 微米至 1cm,最有利地是 1mm 至 5mm。

[0036] 通过根据本发明的测量设备的该实施方式,可以确定阻抗的局部的随时间的变化。为此,测量设备有利地具有与阻抗测量单元连接的分析单元。分析单元可以是程序控制的,使得阻抗信号的分析可以由软件灵活地实现。

[0037] 例如,局部生物阻抗由于脉搏跳动内变化的血量而变化,由此可以经由局部的生物电阻抗确定心率。其中,作为重要的生物参数,同时确定脉搏幅度。已经指出,该脉搏幅度与身体温度相关,即可以借助于生物阻抗分析确定被检查的身体部位的温度。此外,局部生物阻抗取决于液体量,即被检查的组织的局部血量,因此可以确定被检查的组织的局部供血(供血决定的局部体积波动,例如以体积脉冲信号的形式)。然后,身体的局部生物电阻抗根据进食而变化,从而利用生物阻抗可以检查新陈代谢,新陈代谢公知地由血糖含量来确定。因此,根据本发明的测量设备还通过阻抗测量单元使得能够实现非侵入式的监测,其中检查葡萄糖的作用或身体内由葡萄糖引起的生理反应的能量需求。通过在分析单元中由软件实现的适当的算法,可以由所记录的阻抗测量信号进行关于血糖含量及其随时间的变化的判断。

[0038] 根据本发明的测量设备的另一有利实施方式,设置有固定装置,用于固定进行检

查的患者的身体部位,例如手指。对于阻抗测量并且还有对于脉搏血氧测量,身体组织(例如手指)对光学传感器或者对阻抗测量单元的测量和馈电电极的压力对于测量信号具有显著的影响。因此有意义的可能是借助于固定装置来实现规定的压力。固定装置例如可以包括能充气的气囊,气囊将相应的身体部位(和缓地)向测量和/或馈电电极或者向光学传感器挤压并固定在那里。通过固定,有利地还阻止了身体部位的运动,而身体部位的运动可能使测量结果扭曲。固定装置也可以是常见类型的手指夹。

[0039] 在根据本发明的测量设备的另一有利实施方式中,多个馈电和/或测量电极设置为矩阵形。这使得能够在交流馈电时以及在电压测量时生成不同的空间配置。由此所获得的附加信息使得能够推断 pH 值、 $p\text{CO}_2$ 值、 $p\text{O}_2$ 值以及电解质分配(Na^+ 浓度、 K^+ 浓度、 Ca^{2+} 浓度、 Mg^{2+} 浓度等)。

[0040] 如上所述,根据本发明的测量设备的光学测量单元包括用于用电磁射线照射被检查的身体组织的射线源以及至少一个用于探测被身体组织散射和/或透射的射线的射线传感器。可以使用常见的发光二极管或者甚至激光二极管作为射线源,其发射光学射线、即相应光谱范围中的光。已经被证明是特别有利的是利用根据本发明的设备在至少两个或者更好地是至少三个不同光波长的情况下在不同身体组织中测量射线吸收,以便由此确定血液的氧气浓度和组织的供血。

[0041] 根据一种有利的实施方式,根据本发明的测量设备的光学测量单元具有至少两个射线传感器用于探测被身体组织散射和/或透射的射线,这些射线传感器被布置为与射线源相距不同的距离。这就提供了推断射线相应地在身体组织中经过的路径的可能性。基于此可以检查不同深度的组织层中组织中以及血液中的氧气浓度。其中可以利用以下知识:来自更深的组织层的测量信号更强烈地受到动脉血的影响,而在更接近表面的区域中,射线吸收更强烈地受到毛细血管系统中血液的影响。有意义地还有使用一个射线传感器来探测透射的射线并且使用另一射线传感器来探测被身体组织(反向)散射的射线。在透射中所采集到的测量信号更强烈地受到动脉血中吸收的影响,而被散射的射线主要源自表面附近的组织并且因此使得能够推断毛细血管系统中的吸收并因此推断氧含量。

[0042] 根据本发明的测量设备的一种实施方式是有利地,其中该至少一个射线源的光的发射以以下方式进行,即被检查的身体组织的不同体积范围被选择性地照射。为此,例如可以设置有照射被检查的身体组织的不同体积范围的两个射线源。由此可以容易地实现光吸收的差分测量。这使得能够检查被检查的身体组织被供血以富含氧气或氧气缺乏的血液的新陈代谢导致的变化。其中利用以下知识:局部氧消耗根据组织的新陈代谢的活性而变化。对变化的氧消耗的确定又使得能够推断与氧消耗直接相关的局部能量消耗。特别有趣的是这又使得能够推断葡萄糖含量。因此,根据本发明的测量设备有利地还使得能够非侵入式地确定血糖含量。这些各自选择性地被照射的体积范围应当对于供血以氧气缺乏或富含氧气的血液而言是被区别地涉及的。这例如可以通过以下方式实现:该至少两个射线源具有不同的空间辐射特性。因此可以使用例如具有类似波长(例如 630nm 和 650nm)的发光二极管和激光器作为射线源。但是,这两个射线源的区别在于辐射的张角。例如发光二极管以大的张角照射到被检查的身体组织中,而激光二极管的光以非常小的张角入射到身体组织中。因此,利用这两个射线源采集身体组织的不同体积范围。由于大的张角,发光二极管采集的未供血表皮的体积范围比激光器更大。未供血的表皮实际上不涉及血红蛋白浓

度的变化。相应地,发光二极管的被身体组织散射和 / 或透射的射线的强度对于血红蛋白浓度的变化的依赖性比激光器的射线的强度更小。前提是:这两个射线源各自所发射的射线的波长被选择为使得射线被氧合血红蛋白或脱氧血红蛋白以不同强度吸收。因此,波长在 600nm 到 700nm 之间,优选在 630nm 到 650nm 之间。

[0043] 根据本发明的测量设备有利地可以构造为根据该至少一个射线源的被身体组织散射和 / 或透射的射线确定新陈代谢参数。如果在被检查的身体组织中氧被消耗,则氧合血红蛋白转换为脱氧血红蛋白。通过比较源自身体组织的选择性照射的不同体积范围的射线,可以确定氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的浓度比。由此由得到局部氧消耗,并由此最后(间接地)得到血糖含量。

[0044] 实现定向辐射到身体组织中的光学单元可以连接到根据本发明的空心反射器。此外,空心反射器可以具有出射孔,通过该出射孔漫射地辐射到身体组织中。以该方式可以在身体组织的不同体积范围进行上述的光学测量。

[0045] 如果空心反射器如上所述是芯片外壳,则有利地,该光学单元可以由填充该芯片外壳的透明合成材料(例如硅树脂或环氧树脂)形成。这使得能够实现非常紧凑的牢固结构。

[0046] 为了实际应用,根据本发明的测量设备可以连接到任意程序控制的设备,例如计算机、移动电话、手提设备等,其中用于分析所采集的测量信号的功能由在程序控制的设备上运行的软件来实现。由于传感器外壳的尺寸很小,所以传感器外壳也可以集成到任意附件(例如眼睛、手表、首饰等)中或者集成到衣服中(所谓的“智能服装”)。在该实施方式中,例如在程序控制的设备中本来就存在的数据处理电子装置用于处理所获得的测量信号。这可以通过提供相应的软件而容易地实现。同时,借助于软件确定的诊断数据可以被存储。这使得能够跟踪并记录疾病的变化以及相应治疗的效果。有意义地,还可以实现借助于测量设备采集并分析的诊断数据的数据远程传输。数据传输例如可以经由数据网络(例如因特网)来进行。可选地,如果根据本发明的测量设备例如集成到移动电话中,则诊断数据可以经由无线移动网络被传输。原始测量信号或分析后的诊断数据例如可以被传送到中央位置(“卫生保健中心”),以进行更深入的分析 and 汇总以及用于监视各个值随时间的变化。在那里,数据例如借助于适当的分析算法可能在考虑所存储的患者数据(包括关于慢性疾病或先期疾病的信息)的情况下被分析。结果又可以经由相应的数据或通信网络例如被传送回移动电话,以便向设备的使用者相应地告知其健康状况。从中央位置出发,还可以在需要的情况下借助于根据本发明的测量设备启动其他有针对性的测量。此外,为了扩充的病历的目的,可以由分析结果导致经由数据或通信网络向患者传送询问。数据和分析结果可以自动地被传送给负责治疗的医生。如果由测量和分析结果得到关于医疗紧急情况的提示,则可以立即启动必要的措施(例如自动地向急救中心报警)。数据远程传输的另一优点是分析测量信号所必需的软件不必在设备本身中实现,而是只需要在接收数据的中央位置处存在和保持。

[0047] 在脉搏血氧测量中,身体组织对光学传感器的压力对于测量信号具有显著的影响。因此有意义的可以是为根据本发明的测量设备配备以用于确定身体组织的压力的装置。可以是传统的压力传感器,例如压阻元件形式的压力传感器。同样可能的是用于确定压力的光学方式。还能想到根据(脉搏血氧)信号本身确定压力,因为压力特征性地对测

量信号产生影响。然后,所确定的压力可以在对测量信号的进一步的分析中被考虑,以便补偿压力例如对供血的影响。

附图说明

- [0048] 以下参考附图更详细地介绍本发明的实施例。在附图中：
- [0049] 图 1 示出了根据本发明的测量设备集成到计算机键盘中的示意图；
- [0050] 图 2 借助于框图示出了根据本发明的测量设备的功能图示；
- [0051] 图 3 示出了根据本发明的测量设备的另一实施例；
- [0052] 图 4 示出了具有射线源的空心反射器；
- [0053] 图 5 示出了根据本发明的测量设备的光学测量单元的配置的一实施例；
- [0054] 图 6 示出了可能的第一配置中具有电极、射线源、射线传感器和热传感器的传感器外壳的外壳表面；
- [0055] 图 7 示出了可能的第二配置中传感器外壳的外壳表面；
- [0056] 图 8 示出了用于 EKG 测量和生物阻抗测量的对电极的配置；
- [0057] 图 9 示出了根据本发明的测量设备的另一实施例；
- [0058] 图 10 以俯视图示出了作为空心反射器的芯片外壳；
- [0059] 图 11 示出了根据图 10 的芯片外壳的剖面图。

具体实施方式

[0060] 图 1 示出了根据本发明的一种测量设备,其整体地以附图标记 1 表示,并且集成到由计算机 2 和键盘 3 构成的计算机系统中。测量设备 1 具有在键盘 3 的操作表面上能使用的不同测量方式。计算机系统的使用者触摸键盘 3 的操作表面以执行利用指尖进行的测量。例如发光二极管光源 4、4' 集成到测量设备 1 中,光源 4、4' 能够以不同的波长发射光。为此,不同的发光半导体元件设置在公共的传感器外壳(图 1 中为键盘的外壳)中。还能想到使用光波导来将不同光源的光引导到键盘 3 的操作表面(见下)。此外,测量设备 1 还具有一个或多个光电传感器 5。光电传感器设置为与光源 4 或 4' 紧邻。传感器 5 接收光源 4 或 4' 的在组织中在使用者的指尖处被散射的光。此外,热传感器 6 紧靠地设置在光源 4 或 4' 旁边。由此保证在与光学测量相同的测量位置借助于热测量来确定供血。此外,在传感器外壳的表面上设置有总共四个电极 7 或 7', 用于测量生物电阻抗。设备的使用者用手同时触摸两个电极 7 或 7'。这两个接触面之一用于将电流施加到测量位置,而另一接触面用于电压测量。以该方式确保测量结构不被测量电极的接触电阻影响。以附图标记 7 表示的两个电极还用作为同样集成到测量设备 1 中的 EKG 单元的 EKG 电极。分别以指尖触摸这两个电极,从而产生两点推导(手臂到手臂的测量)。借助于计算机 2 处理借助于集成到键盘 3 中的测量设备 1 而记录的测量信号。由此获得的生理参数然后在连接到计算机 2 的显示器 9 的显示面 8 上被输出。例如显示动脉的 (SaO_2)、毛细的 (StO_2) 和静脉的 (SvO_2) 血氧饱和度。此外还显示所确定的心率 (HR)、组织脂肪含量 (BF)。最后还显示血糖值 (BG)。使用者可以随时确定其感兴趣的生理参数。为此他只将否则用于操纵键盘 3 的按键的手指放在电极 7、7' 上。然后参数在借助于计算机 2 处理测量信号之后立即借助于显示器 9 被显示。设备 1 的使用者实际上不必中断其在计算机 2 上的工作来确定生物参数。

[0061] 对于测量设备 1 的在图 1 中所示的实施例, 设置有两个射线源 4 和 4', 它们照射被检查的身体组织的不同体积范围。为此, 这两个射线源 4 和 4' 具有不同的空间辐射特性, 即不同的辐射角。射线源 4 可以是发光二极管, 而射线源 4' 可以是激光器, 例如所谓的 VCSEL (垂直腔面发射激光器: vertical cavity surface emitting laser) 激光器。发光二极管 4 和激光器 4' 以非常相似的波长 (例如 630nm 和 650nm)、但是以不同的张角 (25° 和 55°) 发射光。利用图 1 中所示的布置, 如上所述可以差分地测量血液中氧含量的由新陈代谢导致的变化。为此, 这两个射线源 4 和 4' 各自所发射的射线的波长必须位于光被氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白不同强度地吸收的范围中。为了进行血液的氧含量的绝对测量 (血氧饱和度), 必须存在其他射线源 (在图 1 中未示出), 该射线源的光波长位于其中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的光吸收相同 (所谓的同义点) 的光谱范围中。发光二极管或激光器所发射的光可以借助于相应的光导纤维被引导到键盘的操作表面上相应的位置。在该情形下, 在图 1 中以附图标记 4 和 4' 表示相应的纤维端部。可以将发光二极管和激光器耦接到相应的纤维, 使得它们以所希望的不同张角射入到要检查的身体组织中。相应地, 用两个射线源检查身体组织的不同体积。由于较大的张角, 与激光器相比, 借助于发光二极管检查的身体组织处未被供血的表皮的分量更大。射线源 4 以及射线源 4' 的在身体组织中被散射并部分吸收的光借助于传感器 5 来探测。传感器 5 不必直接设置在测量设备 1 的表面上。相反, 光可以经由光导纤维被馈送到设置于测量设备 1 内部中的传感器。为了区分射线源 4 的光与射线源 4' 的光, 这两个光源 4 和 4' 可以不同时间调制地工作, 其中借助于传感器 5 探测到的信号被相应地解调。可选地, 可以借助于不同波长来区分这两个射线源 4 和 4' 的射线。射线源 4 和 4' 所发射的射线的射线强度在穿过身体组织时随着行程长度而衰减, 其中强度衰减与进行吸收的物质 (氧合血红蛋白) 的浓度之间的关系通过已知的朗伯-比尔定律 (Lambert-Beersche Gesetz) 来给出。借助于图 1 中所示的传感器 5 可以确定强度衰减的感兴趣参数, 也就是说对于被检查的身体组织的由射线源 4 和 4' 各自采集的体积范围分开地确定。对应于不同射线源 4 和 4' 的强度衰减参数可以借助于适当的程序控制的分析单元而相互关联, 以便以该方式执行差分测量。在最简单的情形下, 由这两个射线源 4 和 4' 的射线的强度衰减的参数计算商。然后由该商的变化可以推断新陈代谢的变化。如果例如在进食后血糖含量升高, 则相应地更多葡萄糖 (在一定时间延迟之后) 到达身体组织的细胞并且在那里被转换。其中消耗氧。这些细胞经由血液获得这些氧。其中, 通过交出氧, 从氧合血红蛋白变为了脱氧血红蛋白。相应地, 脱氧血红蛋白与氧合血红蛋白之比升高。由于射线源 4 和 4' 的射线的不同张角, 血红蛋白浓度的变化不同地作用于各自的强度衰减。因此, 由强度衰减参数的商可以探测血红蛋白浓度的变化。这使得可以间接地推断氧消耗。因为氧消耗取决于血糖含量, 所以借助于所述的对射线吸收的差分测量还可以确定血糖含量。作为补充, 与光学测量并行地执行生物阻抗分析, 为此设置有图 1 中所示的电极 7 和 7'。为了生物阻抗测量的目的, 首先确定局部供血。这可以作为另一参数在确定氧消耗、并因此也确定血糖含量时被考虑。射线的不同张角也可以利用仅仅一个射线源 4 通过使用相应的光学元件 (例如分束器、透镜等) 来产生。

[0062] 此外有利的是脉搏同步地执行对测量值的分析。这是可能的, 因为根据本发明的测量设备具有用于脉搏采集的适当的传感装置 (例如 EKG)。因此, 例如可以有针对性地在脉搏波最大值和 / 或最小值的时刻分析借助于光学测量或阻抗测量而获得的测量值, 以便

补偿脉搏决定的波动。还可以由被检查的身体组织中取决于脉搏的血量和与脉搏无关的血量之比以及由能利用根据本发明的设备单独采集的取决于脉搏的新陈代谢数据和与脉搏无关的新陈代谢数据获得有价值的诊断信息。

[0063] 图 2 示意性地以框图形式示出了根据本发明的测量设备 1 的构造。测量设备 1 包括光学测量单元 100, 用于光学地测量相应测量位置处身体组织的血管系统中的氧浓度。借助于光学测量单元 100 所采集的血氧和体积描记信号被馈送到分析单元 110。设备 1 的另一主要部件是热测量单元 120, 用于确定局部热产量。热测量单元 120 可以是将被检查的身体部位隔离的专门的热传感器。该部位因此可以仅仅还通过血流接受或发出热。因此可以通过时间分辨地测量温度来确定供血和热产量。在强供血的情况下, 被检查的身体部位在非常短的时间内达到其最高温度。在供血少的情况下, 这持续得更长些。此外, 可以通过对所测得的温度进行外推来推断动脉温度, 因为测量位置处的温度仅仅由动脉温度以及由局部热产量决定。借助于热测量单元 120 采集的测量信号也被馈送到分析单元 110 进行进一步处理。此外, 设备还具有阻抗测量单元 130, 用于借助于生物电阻抗测量来采集局部组织参数。阻抗测量单元 130 的测量信号同样借助于分析单元 110 来处理。此外, 根据本发明还设置有 EKG 单元 132, 用于采集 EKG 信号。EKG 单元 132 也与分析单元 110 相连, 以处理 EKG 信号。为光学测量单元 100 分配图 1 中所示的测量设备 1 的光传感器 5 以及光源 4。热测量单元 120 与热传感器 6 相连。阻抗测量单元 130 经由设备 1 的电极 7 或 7' 采集测量信号。分析单元 110 执行对所有测量信号的预处理。为此, 信号经过带通滤波器, 以便滤除网络频率 50Hz 或 60Hz 范围中的干扰。此外, 对信号降噪。在经过分析单元 110 之后, 光学测量单元 100、热测量单元 120、阻抗测量单元 130 和 EKG 单元 132 的预处理后的信号到达评估单元 140 中。评估单元 140 负责由测量信号计算对于诊断重要的参数。由阻抗测量单元 130 的取决于时间地记录的测量信号, 首先计算被检查的身体组织的组成成分 (含水量、脂肪含量等)。由光学测量单元 100 的信号计算动脉血氧饱和度, 并且以基于阻抗测量所确定的组织参数为基础计算毛细血管氧饱和度。此外, 由热测量单元 120 的测量信号以及由能根据取决于时间的阻抗测量推导的体积描记数据来确定供血和动脉温度。由 EKG 单元 132 的信号和光学测量单元 100 的信号确定脉搏波速度。此外, 借助于评估单元 140 根据所有先前执行的计算的结果计算静脉血氧饱和度, 并由此计算其他新陈代谢参数, 尤其是局部氧消耗和测量位置处的葡萄糖浓度。计算结果借助于诊断单元 150 来解释。同样实现为计算机 2 上的软件的诊断单元 150 用于评价借助于评估单元 140 所计算的局部新陈代谢参数。评估单元 140 和诊断单元 150 为了显示测量结果而与显示单元 160 连接, 显示单元 160 控制显示器 9。所获得的数据能存储在存储单元 170 中, 更确切地说是同时存储相应测量的数据和时间。此外还设置有接口单元 180, 用于将计算机 2 与数据网络连接以传输所计算得到的生理参数。经由接口单元 180 可以将所有数据和参数、尤其还有存储在存储单元 170 中的数据和参数传输到负责治疗的医生的未详细示出的 PC。在那里, 数据可以被详细地分析。尤其地, 可以针对变化对较长的时间范围上用测量设备 1 记录的数据和参数进行研究, 以便能够由此推导出关于所存在的疾病的发展的结论。

[0064] 图 3 示出了根据本发明的测量设备的一可选实施例。该测量设备具有两个手指夹 601 和 602, 通过这两个手指夹分别将左手和右手的一根手指固定到测量设备的传感器处。射线源 4、射线传感器 5、用于 EKG 测量和阻抗测量的电极 7、7' 以及热传感器 6 集成到手指

夹 601 中。其中,图 3 中所示实施例的一个特别之处在于射线源 4 所生成的光借助于射线传感器 5 以双重方式被测量,即一方面在透射方向上借助于与射线源 4 相对地设置在手指夹 601 的上部分中的射线传感器 5,并且另一方面借助于集成到手指夹 601 的下部分中的探测在手指的组织中被散射回的光的射线传感器 5。为了进行透射测量,分别为射线源 4 和对面的射线传感器 5 设置透镜 603、604。透镜 603 负责将光定向辐射到组织中。透镜 604 收集透射的光并将其聚焦到射线传感器 5 上。在手指夹 602 中只设置有两个电极 7、7' 作为相对于集成在手指夹 601 中的电极的对电极。这两个电极用于 EKG 测量(两点推导)以及(全局)生物阻抗测量。手指夹 601 和 602 经由缆线 605、606 与中央单元 607 连接。中央单元 607 包含测量设备的分析单元、评估单元和诊断单元。在显示器 608 上显示所获得的测量值。利用所示的结构能测量不同的光学测量值,例如经由射线传感器采集的光强度形式的测量值。这是透射强度 I_T 和从不同组织区域散射回的强度 I_{RS1} 和 I_{RS2} 。为了校准,可以在(人造的)标准材料上执行测量。这于是得到值 I_{ref} 。这四个测量值构成了进一步评估的基础。

[0065] 图 4 示出了空心反射器 701,其中设置有一个(或多个)LED 702 作为射线源。可以是在所有空间方向上发射光的 SMD-LED。根据本发明,其他类型的光源同样是可能的。LED 702 的光在空心反射器 701 的内表面上被漫反射。空心反射器 701 在该实施例中按照乌布利希球的方式来构造。会聚透镜形式的光学单元 703 连接到空心反射器 701。会聚透镜如图 4 中所示导致 LED 702 所发射的光定向辐射。此外,空心反射器 701 具有出射孔 704,通过该出射孔实现漫辐射到身体组织中。在出射孔 704 的范围中还可以设置适当的光学单元,以便实现所希望的辐射角。不同辐射角例如可以借助于不同焦距的透镜或者其他光学元件(例如准直仪等)来生成。图 4 中所示的结构可以有利地以低成本大量地制造为紧凑的预制造的单元。LED 的电气接头 705 从空心反射器引出。空心反射器例如可以构造为由透明合成材料构成的 LED 702 嵌入其中的实体。空心反射器然后可以在外侧涂敷以漫反射材料(例如氧化铝或硫酸钡)。决定性的是:通过漫反射消除 LED 的方向特性,并且于是通过以适当的方式将光从反射器中耦出,可以规定根据相应要求所希望的辐射特性。将多个 LED 放置在一个空心反射器中以便以不同波长生成射线并且统一地经由连接到空心反射器 701 的光学单元 703 或经由出射孔 704 射入身体组织中是无问题可能的。

[0066] 图 5 示出了紧靠着要检查的身体组织的根据本发明的测量设备的传感器外壳的表面上光学测量单元的传感装置的俯视图。可以看到空心反射器 701 的上侧面,其中光学单元 703 和出射孔 704 位于测量表面的平面中。其中,光学单元 703 和出射孔 704 分别设置在轴线 901 的左边和右边。在轴线 901 上还设置有射线传感器 5。每个射线传感器 5 各自相对于光学单元 703 和出射孔 704 具有相同的距离。同时,这两个射线传感器 5 相对于射线源具有不同的距离。该结构提供了以下可能性:考虑身体组织中被探测到的射线所经过的路径,从而可以检查不同深度的组织层中组织中和血液中的氧浓度。

[0067] 图 6、7 和 8 示出了根据本发明的诊断测量设备的传感装置的不同配置。图 6 和 7 示出了传感器外壳的表面上两个不同俯视图。电极 7 和 7' 分配给测量设备的 EKG 单元和阻抗测量单元。图 8 示出了用于 EKG 和生物电阻抗的手臂到手臂测量的对电极的布置。阻抗单元包括图 6 和 7 中所示的用于馈送交流电的电极 7 和用于身体组织(例如被检查的患者的手指区域中)的阻抗测量的测量电极 7' (参见图 3)。由于四点测量,电极 7、7' 和身

体组织之间的接触电阻不使测量失真。电极 7、7' 之间的距离可以为仅仅几毫米到几厘米。在测量过程中,图 6 和 7 中所示的所有四个电极同时接触皮肤表面的相同区域,例如患者的手指。通过馈以频率变化的交流电可以实现对复阻抗的测量。测量信号经由电极 7' 借助于(未示出的)电压表采集。测量信号借助于(同样未示出的)模数转换器被数字化,并且然后经过离散傅立叶变换。结果然后提供阻抗的实数部分和虚数部分,即电阻值和电抗值。对于图 6 和 7 中所示的实施例,电极 7、7' 构造为相互并行间隔开的条带,这些条带推度位于其间的间隙而相互电气隔离。光源 4、射线传感器 5 以及热传感器 6 设置在间隙中。所有传感器与要检查的身体组织接触。

[0068] 图 9 示意性地示出了根据本发明的测量设备 1 的另一实施例。EKG 电极 7 设置在外壳 400 的外侧面上。该电极被一只手的一手指触摸。另一只手的一手指插入到管状开口 13 中。电极 7、7'、射线源 4、射线传感器 5 以及热传感器 6 位于开口 13 的内部中。此外,能充气的气囊 14 设置在管 13 的内部中,该气囊固定手指并且和缓地以规定的压力将手指相对于传感器挤压。为了清楚地原因,在图 9 中没有示出测量设备 1 的操作键以及用于输出测量结果的显示器。

[0069] 图 4 示出了空心反射器 701,一个(或多个)LED 702 作为射线源设置在空心反射器 701 中。可以是在所有空间方向上发射光的 SMD-LED。根据本发明,其他类型的光源同样是可能的。LED 702 的光在空心反射器 701 的内表面上被漫反射。空心反射器 701 在该实施例中按照乌布利希球的形式被构造。会聚透镜形式的光学单元 703 连接到空心反射器 701。会聚透镜如图 4 中所示的那样实现 LED 702 所发射的光的定向辐射。此外,空心反射器 701 具有出射孔 704,通过该出射孔实现漫辐射到身体组织中。在出射孔 704 的范围中还可以设置适当的光学单元以便实现期望的辐射角。不同的辐射角可以例如借助于不同焦距的透镜或者其他光学元件(例如准直仪等)来生成。图 4 中所示的结构可以有利地以低成本大量生产为紧凑的预制造的单元。LED 的电气接头 705 从空心反射器中引出。空心反射器例如可以被构造为由透明合成材料制成的实体,LED 702 嵌入到该实体中。该实体然后可以在其外侧面上被涂敷以实现漫反射的材料(例如氧化铝或硫酸钡)。决定性的是:通过漫反射消除 LED 的方向特性,并且于是通过以适当的方式将光从反射器耦出,可以按照相应要求规定期望的辐射特性。没有问题而可能的是:多个 LED 放置在一个空心反射器中,以便以不同波长生成射线并且统一地经由连接到空心反射器 701 的光学单元 703 或经由出射孔 704 射入到身体组织中。

[0070] 图 10 和 11 示出了构成本发明意义上的空心反射器的一种芯片外壳 800。芯片外壳 800 容纳射线源和射线传感器。在所示的实施例中设置有两个具有半导体基体 801 和 802 的射线源,这两个半导体基体例如可以是 LED 芯片。电气导体线路 803 在芯片外壳的内部中延伸。经由模片键合或经由连接线 804 产生与半导体基体 801、802 的电气连接。芯片外壳 800 在从图 1 来看的上侧面上具有通孔 805、806 和 807,用于使半导体基体 801、802 所发射的射线出射到要检查的身体组织中或用于使被身体组织散射和/或透射的射线入射到芯片外壳 800 中。在芯片外壳 800 内在通孔 807 后面设置发光二极管(未示出)作为射线传感器。芯片外壳 800 形成半导体基体 801、802 和发光二极管的罩壳。此外,电气接头 808 在芯片外壳 800 的下侧面上,芯片外壳 800 经由该电气接头 808 固定在根据本发明的测量设备的电路板(未示出)上并且与电路板上的电路连接。电气导体线路 803 设置在基

板 809 上,基板 809 构成芯片外壳 800 的下侧面。外壳盖 810 构成上侧面。在基板 809 上固定并接线的半导体基体 801、802 被如从图 11 中可以看到的那样填充外壳内部的透明合成材料 811(例如环氧树脂、硅树脂、石英玻璃或 PMMA)包围。在通孔 805、806、807 的范围中,外壳盖 810 具有相应的缺口。以该方式,半导体基体 801、802 不直接接触外界环境。芯片外壳用作为空心反射器。这意味着,半导体基体 801、802 所发射的射线(多次)在芯片外壳 800 的内表面上被反射。为此,芯片外壳 800 可以在其内壁上涂敷以进行漫反射的材料 812。可选地,芯片外壳 800 例如可以由白色的(即进行反射的)合成材料制造。半导体基体 801、802 的内部被反射和散射的射线是几乎理想漫射的。例如半导体基体 802 的射线因此以大约 110° 的非常大的辐射角通过通孔 806 离开芯片外壳 800 进入进行检查的身体组织。在通孔 805 的范围中,填充芯片外壳 800 的透明合成材料 811 形成会聚透镜 813。会聚透镜 813 如图 11 中所示实现半导体基体 801 所发射的射线以大约 10° 的角度定向辐射到身体组织中。热传感器 6 也可以集成到芯片外壳 800 中。

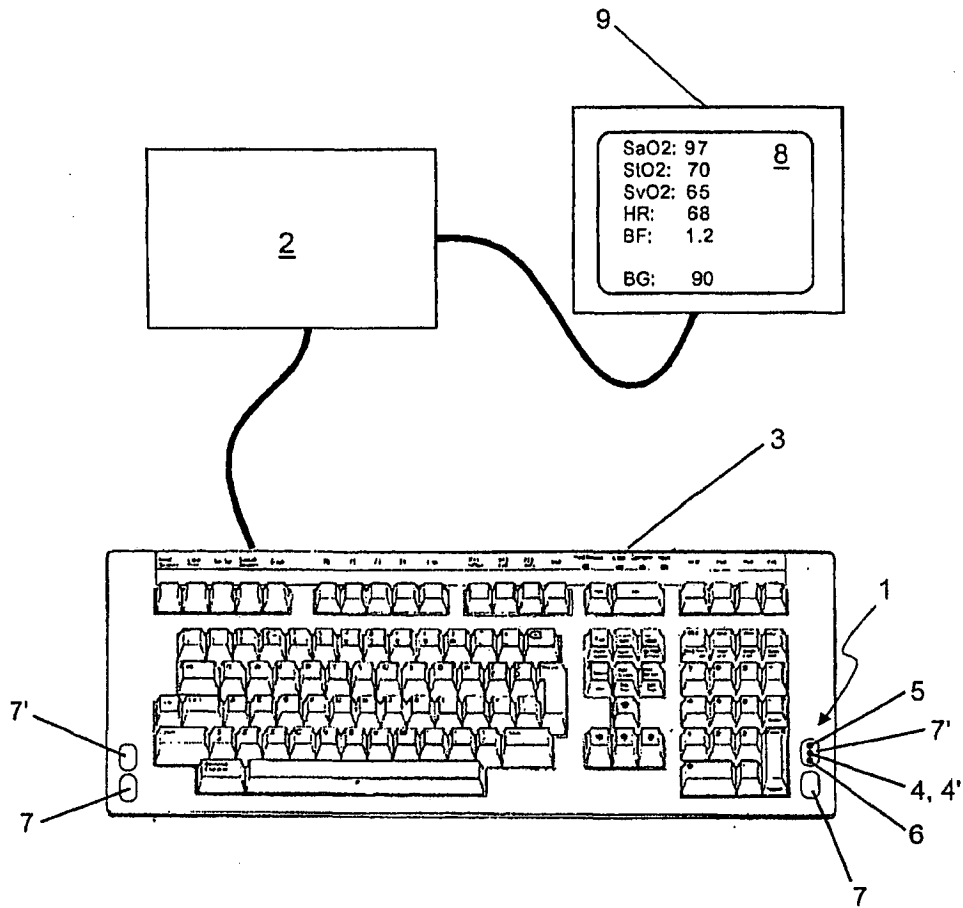


图 1

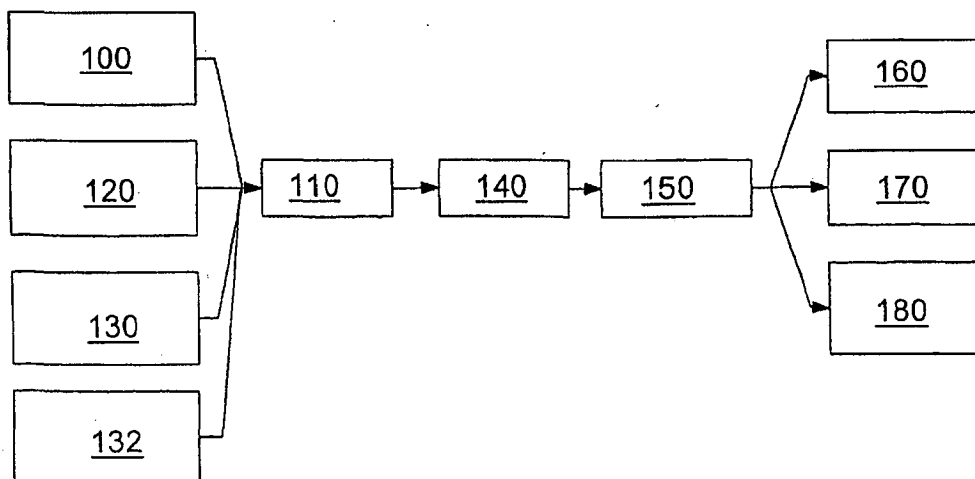


图 2

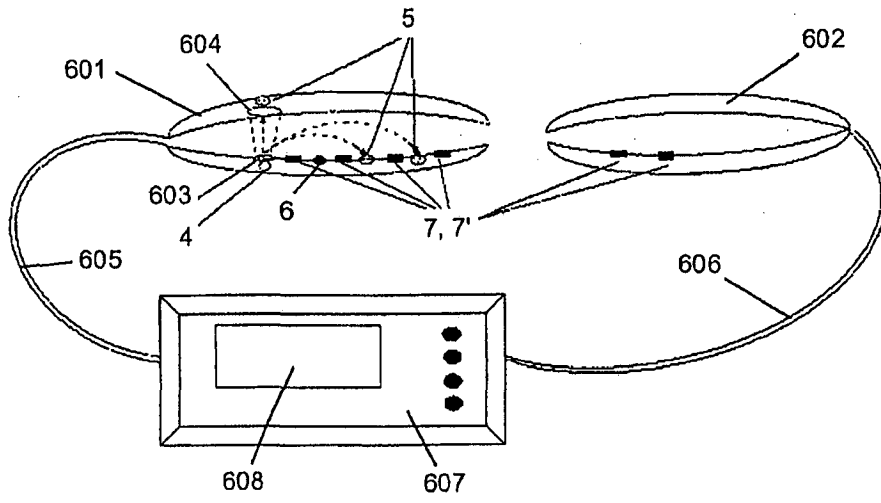


图 3

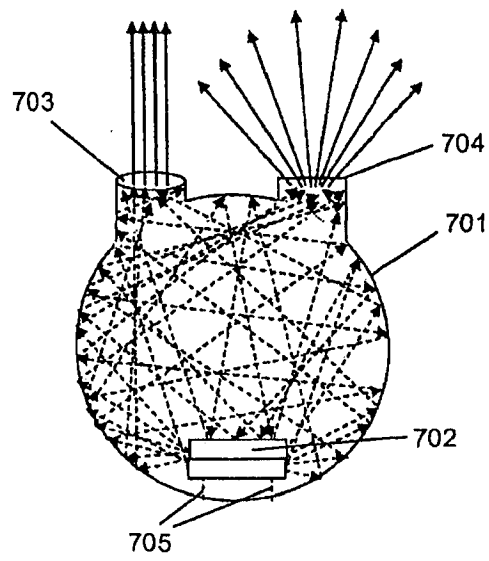


图 4

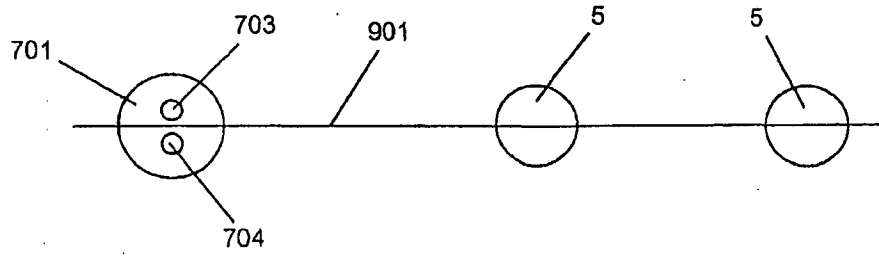


图 5

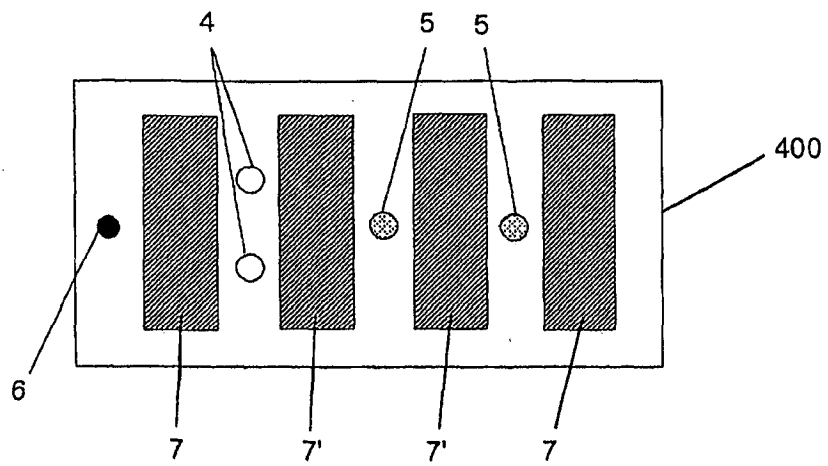


图 6

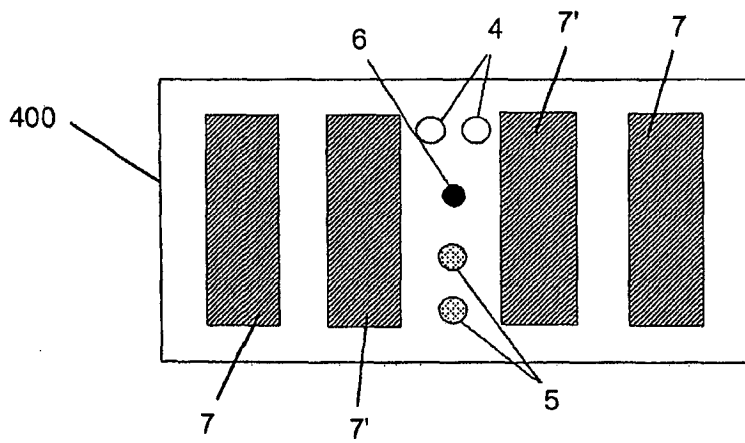


图 7

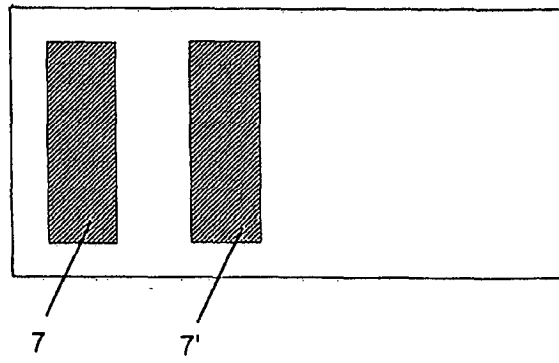


图 8

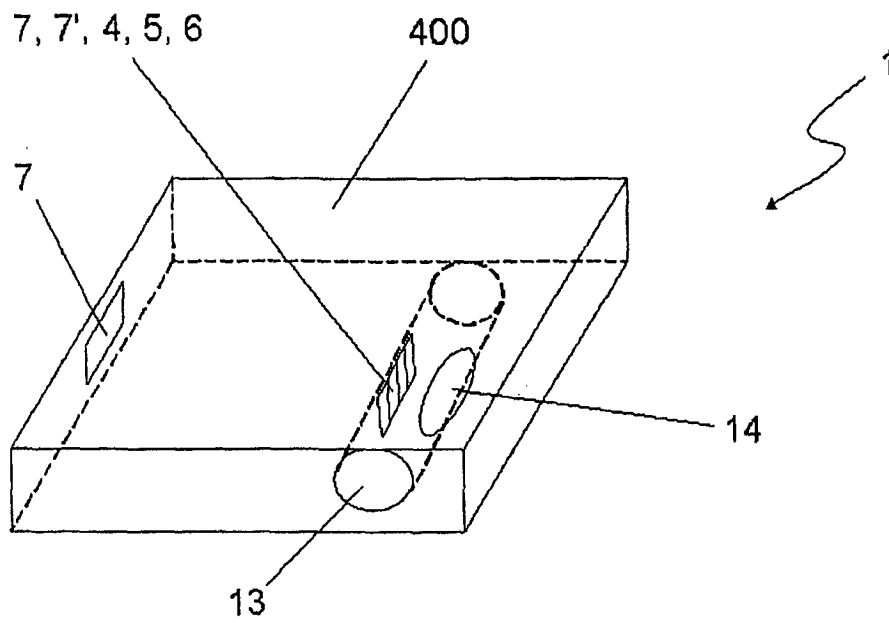


图 9

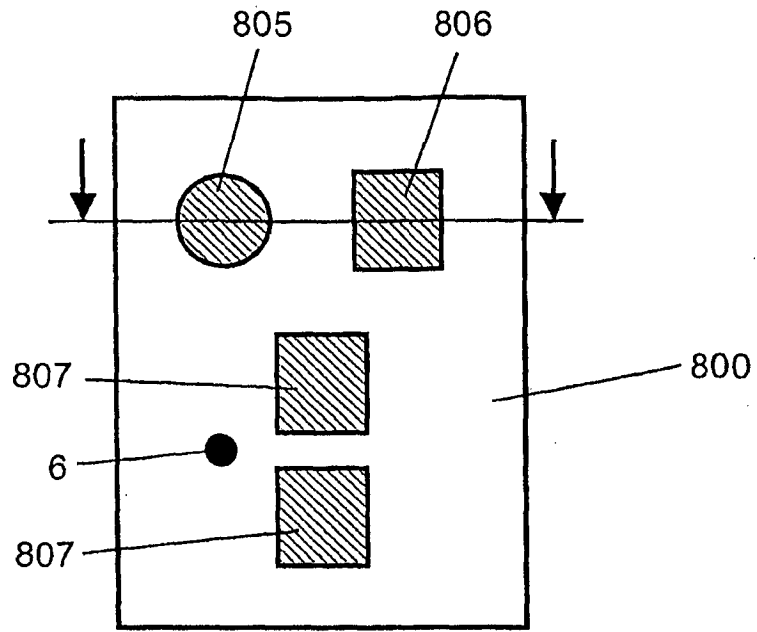


图 10

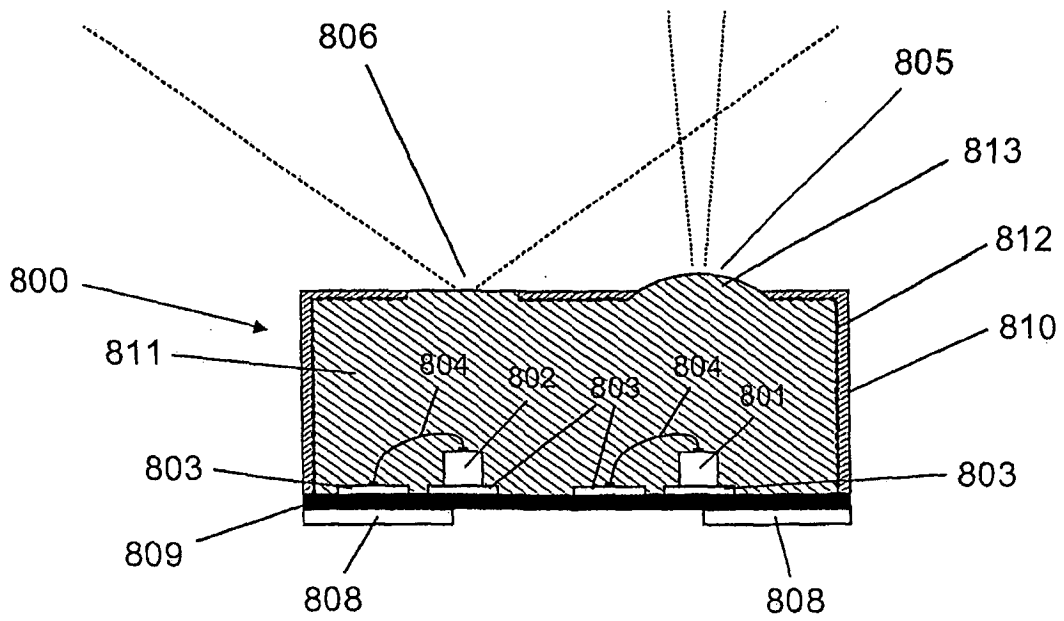


图 11

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 诊断测量设备 | | |
| 公开(公告)号 | CN102395311A | 公开(公告)日 | 2012-03-28 |
| 申请号 | CN201080016554.0 | 申请日 | 2010-03-05 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 英戈·弗洛尔 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 英戈·弗洛尔 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 英戈·弗洛尔 | | |
| [标]发明人 | 金允玉 赵玉京 | | |
| 发明人 | 金允玉 赵玉京 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B5/024 A61B5/053 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0402 A61B5/14552 A61B5/6826 A61B5/02416 A61B5/6838 A61B5/053 A61B5/0008 A61B5/6843 A61B5/0017 A61B5/0006 | | |
| 代理人(译) | 赵科 | | |
| 优先权 | 102009011381 2009-03-05 DE | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及一种用于非侵入式地采集身体组织的至少一个生物参数的诊断测量设备，具有光学测量单元(100)，所述光学测量单元具有用于照射要检查的身体组织的至少一个射线源(4)和用于探测被身体组织散射和/或透射的射线的至少一个射线传感器(5)。本发明建议：所述至少一个射线源(4，702)设置在空心反射器(701)中。

