



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106793952 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201580054932.7

(22)申请日 2015.10.01

(30)优先权数据

PV2014-696 2014.10.11 CZ

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CZ2015/000114 2015.10.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/055036 EN 2016.04.14

(71)申请人 林内特斯波尔有限公司

地址 捷克斯兰尼

(72)发明人 P·谢巴 F·斯图德尼奇卡

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

代理人 亓云 陈斌

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0215(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/03(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

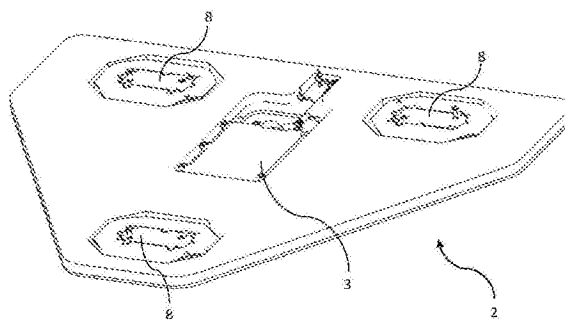
权利要求书2页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

用于颅内压力的测量的设备和方法

(57)摘要

用于颅内压力的非侵入式监视的设备(1)包括测量垫(2)、处理器单元(3)、显示设备(6)和网络连接器(7)。测量垫包括处理器单元(3)和传感器,至少一个传感器(8)监视由血流动力学导致的机械移动。ICP演算方法使用弹性腔模型和第一与第二信号之间的关系,该关系与头部中的脉搏波的反射有关。颅内压力的相对变化的方法基于使用Moens-Kortweg式对血流动力学的分析。



1. 用于患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述设备(1) 包括测量垫(2)、处理器单元(3), 所述处理器单元(3) 用于确定第一信号与第二信号之间的时间延迟以及用于将所述时间延迟转换为所述患者的所述颅内压力。

2. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述测量垫(2) 包括用于测量机械表现的至少一个传感器(8)。

3. 如权利要求2所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 用于测量的所述传感器(8) 是压电元件。

4. 如权利要求2所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 用于测量的所述传感器(8) 是拉力计。

5. 如权利要求2所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 用于测量的所述传感器(8) 是加速计。

6. 如权利要求2所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 用于测量的所述传感器(8) 是容量传感器。

7. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述处理器单元(3) 与所述测量垫(2) 相连以供发送所述第一信号和所述第二信号。

8. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述处理器单元(3) 位于所述测量垫(2) 内。

9. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述处理器单元(3) 位于所述测量垫(2) 外。

10. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所测得的所述头部内的压力是所述颅内压力。

11. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述设备还包括参考设备(4,5), 所述参考设备的输出信号包含关于血压的信息。

12. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述参考设备是来自以下设备(4) 组的至少一个设备: 心电图机、心电向量图仪和投影心搏计。

13. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述参考设备是用于测量动脉血压的设备(5)。

14. 如权利要求13所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 用于测量动脉血压的设备(5) 是侵入式的。

15. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 颅内压力的所演算值是绝对值。

16. 如权利要求1所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述处理器单元(3) 连接至显示设备(14)。

17. 如权利要求16所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征在于以下事实: 所述显示设备(14) 是所述测量设备(1) 的一部分。

18. 如权利要求16所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1), 其特征

在于以下事实:所述显示设备(14)是所述患者监视器(12)的一部分。

19.如权利要求16所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1),其特征在于以下事实:所述显示设备(14)与所述测量设备(1)分开。

20.如权利要求16所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1),其特征在于以下事实:所述显示设备(14)或所述处理器单元(3)经由所述网络连接器(7)连接至用于收集患者数据的医院系统(15)。

21.如权利要求16所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式监视的设备(1),其特征在于以下事实:所述显示设备(14)或所述处理器单元(3)经由无线技术连接至用于收集患者数据的医院系统(15)。

22.用于患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:处理器单元(3)与测量垫(2)通信,所述处理器单元(3)记录并存储接收第一信号的时间和接收第二信号的时间,所述处理器单元(3)演算所述第一信号与所述第二信号之间的时间延迟并将所述延迟转换为所述患者的所述颅内压力。

23.如权利要求22所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述测量垫(2)将所述第一信号和所述第二信号发送给所述处理器单元(3)。

24.如权利要求22所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述第一信号对应于取决于动脉阀门关闭的血流的机械表现。

25.如权利要求22所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述第二信号对应于与所述患者头部中的血流中的脉搏波的反射有关的机械表现。

26.如权利要求22所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所测得的所述头部内的压力是所述颅内压力。

27.如权利要求26所述的所述用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述处理器单元(3)与发送与所述血压有关的信息的所述参考设备通信。

28.如权利要求27所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:其输出信号包含与所述血压有关的信息的所述参考设备是来自以下设备(4)组的至少一个设备:心电图机、心电向量图仪和投影心搏计。

29.如权利要求28所述的所述用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述处理器单元(3)从所述参考设备中导出所述血压。

30.如权利要求27所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述参考设备是用于测量动脉血压的设备(5)。

31.如权利要求30所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:用于测量动脉血压的设备(5)是侵入式的。

32.如权利要求29所述的用于所述患者的颅内压力的非侵入式测量的方法,其特征在于以下事实:所述处理器单元(3)取决于所述动脉血压的值来演算颅内压力的绝对值。

用于颅内压力的测量的设备和方法

[0001] 发明的技术领域

[0002] 本发明涉及用于颅内压力 (ICP) 的非侵入式测量的设备和方法。监视设备包括具有一个或多个压电元件的垫, 任选地还包括用于 ECG 信号中的 R 波检测的设备和用于确定动脉血压 (ABP) 的侵入式测量设备。

[0003] 发明背景

[0004] 颅内压力 (ICP) 的测量对于许多临床和诊断方法非常重要。ICP 监视亦即对于神经内科的患者和对于多发性外伤患者 (例如, 事故以后) 是至关重要的。增加的 ICP 可指示严重的、危及生命的脑损伤并且实际上总是要求立即手术。高的 ICP 可例如指示肿瘤、水肿、急性肝衰竭以及其他危及生命的状况。同时, 低的 ICP 在生理学上也是危险的, 并且伴随呕吐、偏头痛或视觉障碍。

[0005] 目前最常用且唯一精确的 ICP 测量方法是侵入式方法, 在该方法期间向大脑组织引入压力传感器并且医师需要在患者的头骨中打洞。这些方法给患者在健康和之后的恢复方面带来风险, 以及感染的风险。

[0006] 迄今为止已知的非侵入式方法包括以下测量: 眼内压力、耳声反射或鼓室压测量、视觉上受到刺激的诱发电势或血流量的颅多普勒测量。不幸的是, 这些方法不保证测量的足够准确性和可靠性。

[0007] 申请 US2013289422 中描述了一种用于 ICP 测量的非侵入式方法, 包括对基于颈动脉内的压力与颈动脉内的血液流动/流速之间的关系的 ICP 测量设备的描述。使用附连至颈动脉的压电传感器来测量血液流动。ICP 值的推断基于使用压电传感器测得的脉搏波的形状。文档 US6761695 中描述了 ICP 测量的另一种办法, 其描述了一种用于确定 ICP 的包括附连至被测量对象的头部的压力传感器的设备。传感器的输出包括 ICP 分量和血压分量。随后处理器从相同相位的输出信号中减去血压值, 从而产生 ICP。

[0008] US2009012430 中描述了用于 ICP 监视的另一种可能的办法和设备。该设备主要旨在监视大脑中的血流并且它还可被用于确定 ICP。该原理在于向患者血流中注入微气泡以及对由这些微气泡造成的涡流的其后评估。这些振动由附连至患者头部的加速计的字段来记录。

[0009] US2010049082 中描述了用于确定 ICP 的另一种方法, 该方法描述了使用若干生命参数 (pCO_2 、 pO_2 、血压、血流速) 的规程, 在统计学上评估所假设的 ICP 是可能的。该方法包括过程的两个阶段: 学习, 在此期间收集数据, 以及模拟, 在此期间将数据指派给潜在的 ICP 模型。该规程的不利之处在于可能不总是对应于事实的相对不相关的输出值。

[0010] 与上述规程不同, US836627 中描述的规程显著地更为复杂和可靠。它使用针对血压监视的压力传感器 (眼压计或导管) 来演算 ICP 值; 该演算模型包含电阻、提交 (submission)、血压和血流参数。诸如在 US2013085400 中描述的, 还存在包含使用带子附连至患者头部的传感器的解决方案, 其描述了一种传感器, 使用数学操作来处理该传感器的输出信号并将其传递给频谱及其分量。这些操作包括亦即傅里叶变换、快速傅里叶变换或小波变换。

[0011] US2011213254中讨论了测量非直接ICP但是类似参数(即,颞动脉中的血压)的大脑参数的另一种替换办法,其描述了类似于头戴式耳机的测量设备,该设备与耳朵接触但跨颞动脉来放置传感器,其中该设备测量颞动脉中的脉搏并推断血压。

[0012] 发明概述

[0013] 演算颅内(ICP)压力的所述方法和办法的所指出的问题和缺点由用于ICP监视的包含包括至少一个压电传感器的测量垫的设备来解决。该垫被置于患者头部下方。该设备的其他可任选组件包括用于心率测量的设备和用于侵入式测量或动脉血压(ABP)的传感器。

[0014] 测量垫检测由患者血液循环的血流动力学导致的头部微进和机械振动,这归因于在头内部的血流中反射的脉搏波。此外,ECG被用于检测R波。该设备的另一部分是用于ABP的侵入式测量的传感器。随后从使用所反射的脉搏波相对于所检测到的R波的时刻的时间延迟的关系中演算ICP。

[0015] 实验性研究发现并验证了即使在不使用侵入式ABP测量或不检测R波的情况下也可测量ICP的相对变化。该方法基于对脉搏波序列及其反射关于个体脉搏及其相互时间延迟的检测。

附图说明

[0016] 图1a、1b和1c示意性地表示设备及其组件。图2示出了用于ICP测量的传感器垫。图3示意性地描绘了血管系统。图4表示与侵入式ICP测量相比使用本发明的测量。图5示出了具有经同步R波的ECG信号的数据矩阵。图6示出了来自测量垫的信号的数据矩阵。图7示出了ICP峰值与头部移动的峰值之一的匹配。图8表示具有突出显示的机械表现的ECG信号的数据矩阵。

[0017] 优选实施例的描述

[0018] 用于颅内压力(ICP)的非侵入式监视的设备1包括测量垫2、处理单元3、用于记录心脏的电活动的设备4(ECG)、用于动脉血压(ABP)的侵入式测量的设备5、成像设备6和网络连接器7。测量垫2包括至少一个压电传感器8且位于头部支架中患者头部之下的适合设计中,如图1a中所示。使用具有如PV2013-781中所述的第三导电能力电极的压电传感器是适合的,因为它提供关于患者的附加信息。头部支架还可包括被调整为将患者头部保持在一个位置并防止该患者头部自定位至侧面的延伸9。用确保在处置期间更为舒适并具有更好的卫生属性的材料来覆盖测量垫2是适合的。

[0019] 替换地,测量垫2可被放置在医院病床11上患者头部以下的床垫10下,如图1b中所描绘的。在有利布置中,三个传感器8在测量垫2中连接,如图2中所指示的;然而出于监视长期健康趋势的目的,测量垫2中的一个传感器8是完全足够的,因为来自三个传感器8的信号是类似的。可使用例如压电传感器或加速计来检测替换实施例中的血流动力学的机械表现;替换地可光学地或使用不同的适合方法来监视该血流动力学。

[0020] 测量设备1还包括用于监视心脏的电活动(ECG)的设备4、用于动脉血压(ABP)的侵入式测量的传感器5。通过具有数据输出的标准患者监视器12来延伸这些功能是适合的。输出信号较佳地是数字的;然而,也可使用模拟信号。如果使用模拟输出信号,则必须使用A/D转换器13。熟悉模拟信号处理的专家可设计A/D转换器13的若干可能连接以便处理器单元3

能够准确地评估信号并演算ICP。同时,任何熟悉生理信号的专家可使用用于监视心脏的电活动的其他适合装备,诸如心电向量图仪(VCG)。替换地,还可使用投影心搏描述信号。在替换实施例中,使用非侵入式ABP测量是可能的;然而,较佳实施例假设在重症监护病房或在麻醉与复苏科中不间断地监视患者,其中通常侵入式地测量ABP;这就是为何关于用于ABP测量的侵入式传感器5的示例来描述本发明。

[0021] 处理器单元3较佳地位于测量垫2内部,如图2a中所指示的。在替换实施例(图2b)中,处理器单元3可位于测量垫2以外,作为具有其独立显示器6的单独模块,ECG 4和侵入式ABP测量设备5也可以是分开的。所有记录的信号随后被传递给处理器单元3。在替换实施例中,处理器单元3可以是专门患者监视器12的一部分。在该情形中,来自测量垫2的信号直接传导至专门的患者监视器12,其中处理器单元3评估ICP并将其显示在监视器12的屏幕6上。

[0022] 处理器单元3与传感器8、ECG 4和ABP传感器5相连。来自这些传感器8的信号被处理器单元3处理并且经处理数据随后被发送给显示设备6。该显示设备6可被单独放置,如图2b中所示,或者较佳地,显示设备6可以是患者监视器12的一部分。在该情形中,数据被连接至连接器用于外部输出信号。

[0023] 显示设备6可以显示当前值、趋势、均值、ICP、ECG、ABP,在患者监视器12的情形中替换地为患者的其他生命机能。显示设备6可有利地与用于收集患者数据的医院系统15相连。当所显示的参数的值在预定义限值以外时,显示设备6还可显示关键状态。限值可根据患者的个体需要而手动调整,如果当前ICP值偏离长期平均值,则也可检测关键情况。这些情况的通知同样可被发送给用于收集患者数据的系统15,该系统15随后进一步分发该信息,替换地关于所选关键情况的信息可被直接发送给医务人员。ICP演算方法基于颅腔16内的压力与血流动力学17之间的现有关系。例如通过ICP和心脏活动的同步改变(例如如在Wagshul M等人的文章(2011),脉动大脑:颅内脉搏的实验性和临床研究的评论,CNS的流动和障碍,8:5中所述的)来证明这种相互关系。从机械角度看,发生经同步的ICP和ABP振动并且这是由ABP以及大脑动脉和血管中的血量变化所导致。脑容量变化与ABP成比例。如果大脑不位于颅腔16中,则清楚的脉搏将是可见的。实际上,大脑不存储在脑脊液、非压缩性流体中,并且被封闭在硬壳(颅骨)中。增加的ABP导致脑水肿和较高的ICP。当ABP和ICP局部平衡时,大脑不能再增加其容量,因为它由于进入大脑的血液压力不再高于ICP并且反射进入的脉搏波的事实而不能再接收任何更多血液。图3中示意性地表示了这种情况,其中ICP对应于 p_1 而ABP对应于 p_2 。心脏18被表示为泵血的泵活塞。

[0024] 通常使用简单的弹性腔(Windkessel)流体力学模型来描述这种情况。常规地,弹性腔模型被用于确定主动脉弹性。使用微分方程来求解该模型,其中心脏18被表示为脉搏源并且输入参数是动脉和血管阻力的灵活性。该模型实现了脉搏波的演算和描述。例如,在Westerhof N等人(2008)的动脉弹性腔,DOI 10.1007/s11517-008-0359-2中详细描述了弹性腔。

[0025] 这些微分方程的解析解法是不可能的,这是为什么它们需要在数值上解析。该模型被用于头部中的脉搏波反射。在物理学考虑的基础上,可以推出大脑中的血流弹性C与ICP成反比并且因此适用以下式I

$$[0026] \quad ICP \sim \frac{1}{C} \quad (I)$$

[0027] 从牛顿运动定律,特别是从惯性定律中得出脉搏波的反射伴随着头部的机械运动,使用上述测量垫2可测量该头部机械运动。图6中描绘了这些机械头部运动,其中它们在区域19、20和21中被标识。

[0028] 对应于ECG信号中的R波以及脉搏波反射20的 T_1 (机械头部振动) 的机械脉搏的开始确定R波与头部的机械移动20之间的时间延迟 T 。在针对弹性腔模型的式中,R波表示该式的源部分,其描述了对应于心脏的活塞泵18的活动。在等于ABP的压力下,血液被泵入大脑中。等于ICP的脑组织和脑脊液的压力抵抗该压力。ICP与动脉压力之差被称为脑灌注压(CPP)。R波与头部中的脉搏波反射之间的时间延迟 T 随后使用该关系被求解为弹性腔式II

$$[0029] \quad CPP \sim -A \cdot \log(T - T_0) \quad (II)$$

[0030] 其中 A 是经验上确定的常数, T_0 是将对应于无限颅内压力的反射时间的时间。在颈动脉上出现脉搏波时的时间可被用作 T_0 。

[0031] 在以下步骤中,使用已知的ABP和CPP来演算ICP。使用式III来进行该演算

$$[0032] \quad ABP - CPP = ICP \quad (III)$$

[0033] 如从图4中可见,使用所述方法测量结果的趋势类似于使用用颅内传感器的侵入式方法的结果的趋势。使用式II和III来演算头部移动与ICP之间的时间延迟 T 。

[0034] 在若干待测试对象中验证了非侵入式方法。验证装备包括A/D转换器13,其连接至用于ICP测量的侵入式传感器的输出端、来自ECG 4的输出信号和来自患者头部之下的测量垫2的信号。所有信号在2kHz频率被采样。

[0035] 使用标准规程将QRS综合波的R波定位于获得的ECG信号中,且该信号随后被R波分为个体部分从而每个部分覆盖一时间区间($R_n - 400, R_n + 2000$),其中 R_n 是第 n 个R波且在采样点上测量时间,即,每个此类区间包含从R波之前开始400个采样点(0.2s)并且在R波之后结束2000个采样点(1s)的信号的一部分。针对验证实验选择时间范围($R_n - 400, R_n + 2000$)以确保给定区间覆盖两个连贯R波的绝对确定性。当这些区间彼此有序从而第一个R波在时间上同步时,我们得到针对每个所测得信道的数据矩阵,如图5中所示。

[0036] 图6中描绘了对应于有序R波的来自压电传感器8的信号。图6示出了头部中由区域19、20、21表示的脉搏波的个体反射,该个体反射由颅内和动脉压力的变化所导致。出于本方法的目的,区域20是最重要的。

[0037] 可假设在10个连贯R波的时间期间,ABP和ICP保持恒定并且在这10个连贯心搏周期期间,循环系统保持稳定。图7a和7b示出了从两个不同患者获得的不同值。如从图7a和7b中清楚看到的,颅内压力的最大值的时间与头部的机械移动20(移动)相匹配。来自A/D转换器的数据乘以适当常数从而它们可被显示在单个图表中。

[0038] 方法II

[0039] 用于颅内压力(ICP)的非侵入式监视的设备1包括测量垫2、处理器单元3、显示单元6、网络连接器7和用于测量与动脉血压(ABP)有关的参数的设备,该设备可以是用于记录心脏的电活动的设备4或用于动脉血压的侵入式测量的设备5。

[0040] 出于简化起见,在单个心搏(heart)周期上解释了所有演算和关系。在时间方面,这涉及两个R波之间的区域,其中第一个R波被认为是动作的起点 $T(0)$ 。实际上紧接R波,在血流中发生机械动作的完整写照,并且它们以振荡、峰值等形式反映在最终信号中。为了进一步处理,必须仅标识对于进一步处理重要的峰值。

[0041] 这些关键峰值之一是对应于从头部反射出脉搏波的时刻的峰值。该时间被标识为 T_1 , 使用区域24中定位的最大值来确定该时间, 如图8中所示。在等于ABP的压力下, 血液被泵入大脑中。等于ICP的脑组织和脑脊液的压力抵抗该压力。有一个清楚的类比, 例如使用压力 P_2 在具有坚实壁的空心球内部来膨胀气球 (类似于图3)。如果以低压力 P_2 来膨胀气球, 则不久它就不能增加其体积。如果膨胀气球的压力 P_2 较高, 则将花费较长时间来膨胀并且气球中的空气量将较大 (与压力 P_2 成比例)。另一方面, 如果存在抵抗膨胀气球的压力 P_2 的较高压力 P_1 , 则气球将随着压力 P_1 和 P_2 将提前平衡而提前停止膨胀。从该发展和类比模型中得出时间 T_1 与 ICP 成反比。式IV因此适用 $T_1 \sim e^{-ICP}$ (IV)

[0042] 第二个关键参数是关于主动脉瓣的关闭。该现象无疑是机械上重要的并且被称为水锤现象。该时间被称为 T_2 , 在图8中该时刻对应于区域25中的峰值。实验上验证该时间与压力波到达用于ABP的侵入式测量的传感器5的时间相关。

[0043] 根据以下形式的Moens-Korteweg式 (式V)

$$[0044] \quad ABP = \alpha \cdot \ln \left(\frac{b}{\left(\frac{d}{PWV} - c \right)^2} - 1 \right) \quad (V)$$

[0045] 其中ABP指代动脉血压;

[0046] PWV是脉搏波速度; 以及

[0047] a 、 b 、 c 和 d 是某些常数, 认为脉搏波到达ABP的测量位置时的 T_2 与压力成反比, 即压力越高, 压力波的抵达时间越低。

[0048] 用于确定 T_2 的具体式子对应于下式 (VI), 如在下文中所指定的: F.Studnicka: 使用微分几何不变量的生物医学信号的分析, ACTA PHYSICA POLONICA A, 120, A-154, 2011。

[0049] $\ln(T_2) \sim -ABP$ (VI)

[0050] 从Moens-Kortweg式中得出的某些其他结果例如可在以下中找到: E.Pinheiro, O.PostoIache, P.Girao: 具有高级信号处理能力的用于实时血液循环系统评估的非侵入式设备, 测量科学评论, 第10期, No.5, 2010。

[0051] 在弹性腔模型中引入时间 T_0 ; 该时间与从头部反射出脉搏波的时刻有关。从该模型中可以得出ICP与时间 T_1 和 T_0 之差的対数成比例。时间 T_0 可被脉搏波穿过颈动脉的时间代替。该时间与脉搏波到达桡骨动脉的时间 (即使用传感器5进行ABP的标准侵入式测量的位置) 相关。同样, 根据Moens-Kortweg式的 T_0 与ABP成反比。

[0052] 时间 T_0 不可被用实验定义; 然而, 在实验上验证 T_0 和 T_2 之间的相关是可能的。从以上描述中可以得出, 仅在桡骨动脉中出现脉搏波的时间不必测量ABP。可使用用于ABP的侵入式测量的传感器来实施该测量, 因为在重症监护病房中规范地实施这些测量。然而, 为了检测ICP的相对变化, 仅需要来自测量垫2的数据, 如以下所记载的: F.Studnicka: 使用微分几何不变量的生物医学信号的分析, ACTA PHYSICA POLONICA A, 120, A-154, 2011。

[0053] 从上述式 (IV和VI) 以及从先前图表中, 我们获得式VII

[0054] $ICP \sim \ln |(T_2 - T_1)|$ (VII)

[0055] 该式已经在被测试对象上被用实验验证, 即使对于头部位置改变的情况。

[0056] 在以上描述的基础上, 清楚的是, 对于ICP的相对变化的监视, 使用仅包括测量垫

和处理器单元的ICP监视设备是可能的。

[0057] 为了测量绝对ICP值,该设备需要包括测量垫、处理器单元以及或用于测量心脏的电活动的设备4或ABP监视设备5、或替换地两者皆有。

[0058] 附图标记列表

[0059] 1 用于非侵入式ICP测量的设备

[0060] 2 测量垫

[0061] 3 处理器单元

[0062] 4 用于测量心脏的电活动的设备

[0063] 5 用于动脉压力的侵入式测量的设备

[0064] 6 显示单元

[0065] 7 网络连接器

[0066] 8 传感器(在垫中)

[0067] 9 延伸

[0068] 10 垫子

[0069] 11 医院病床

[0070] 12 患者监视器

[0071] 13A/D 转换器

[0072] 14 显示设备

[0073] 15 用于收集患者数据的系统

[0074] 16 颅腔

[0075] 17 血流

[0076] 18 心脏

[0077] 19 区域I

[0078] 20 区域II

[0079] 21 区域III

[0080] 22 最大ICP

[0081] 23 最大机械表现

[0082] 24T1 区域

[0083] 25T2 区域

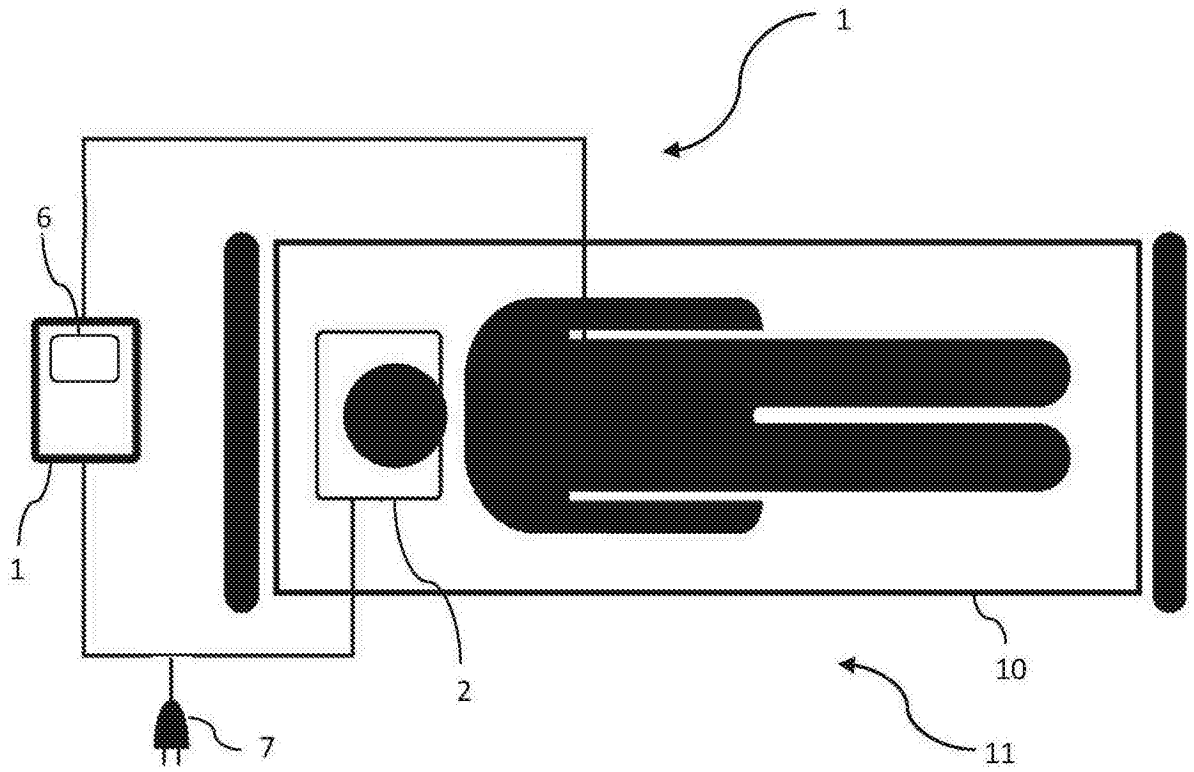


图1a

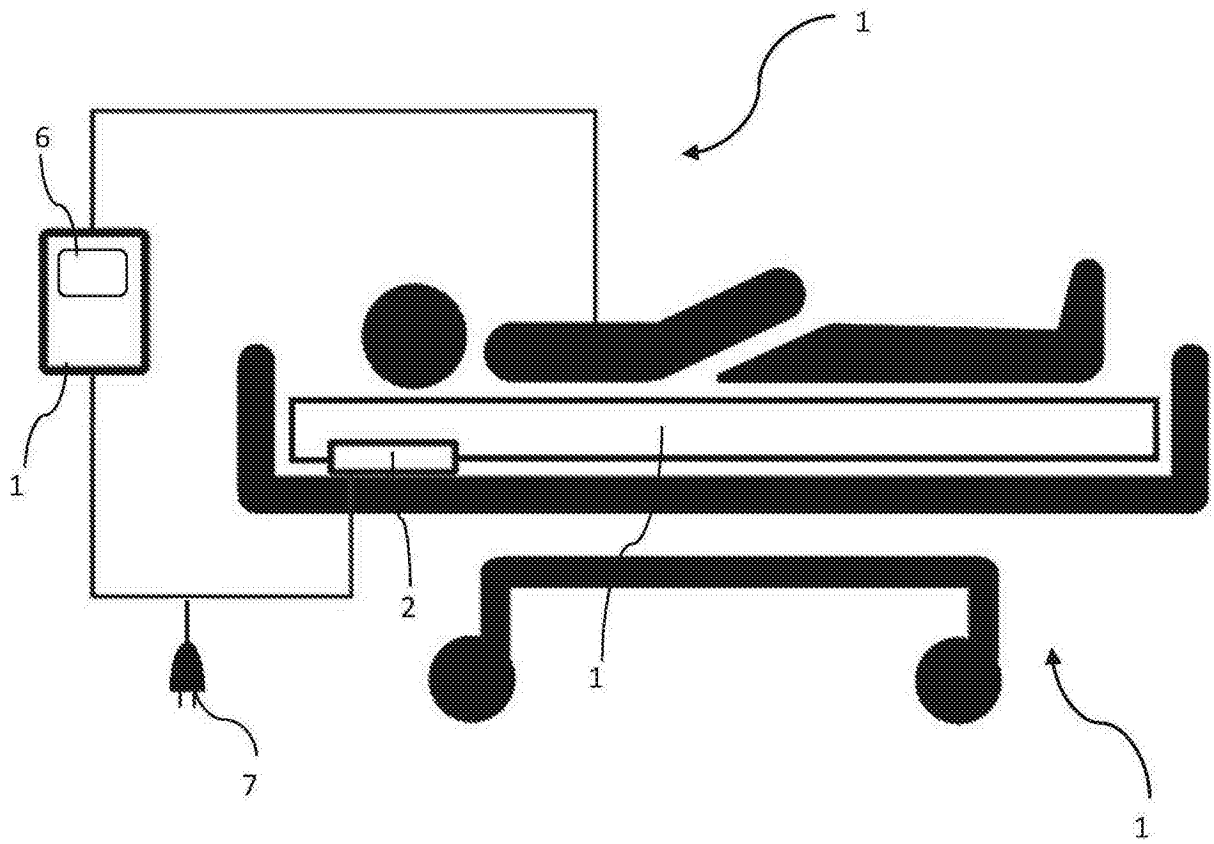


图1b

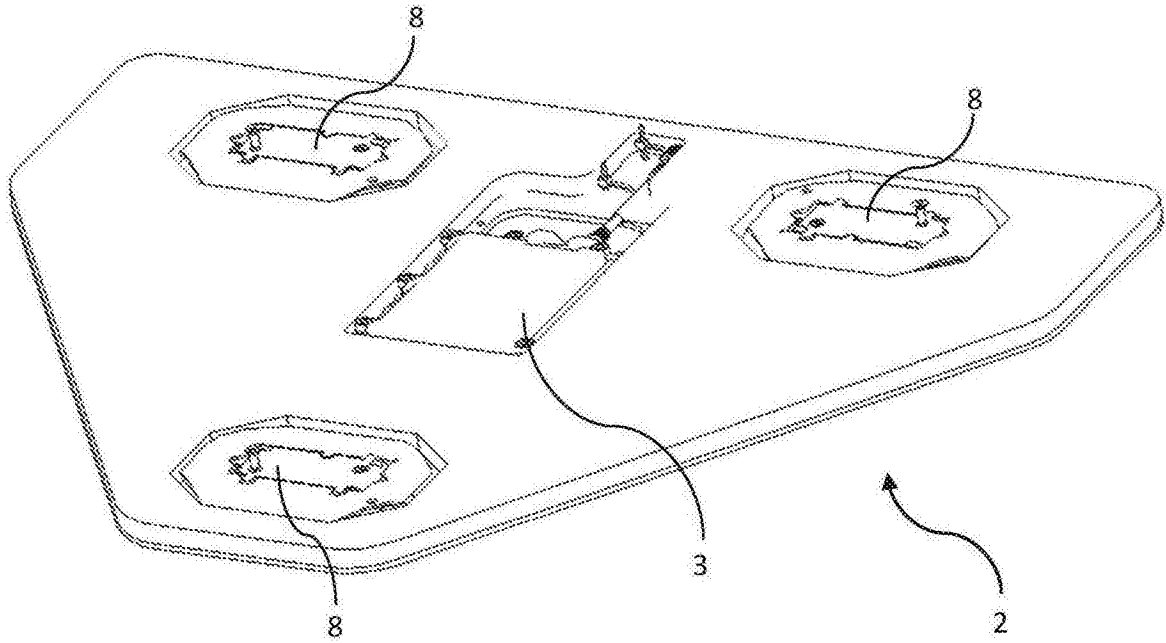


图2a

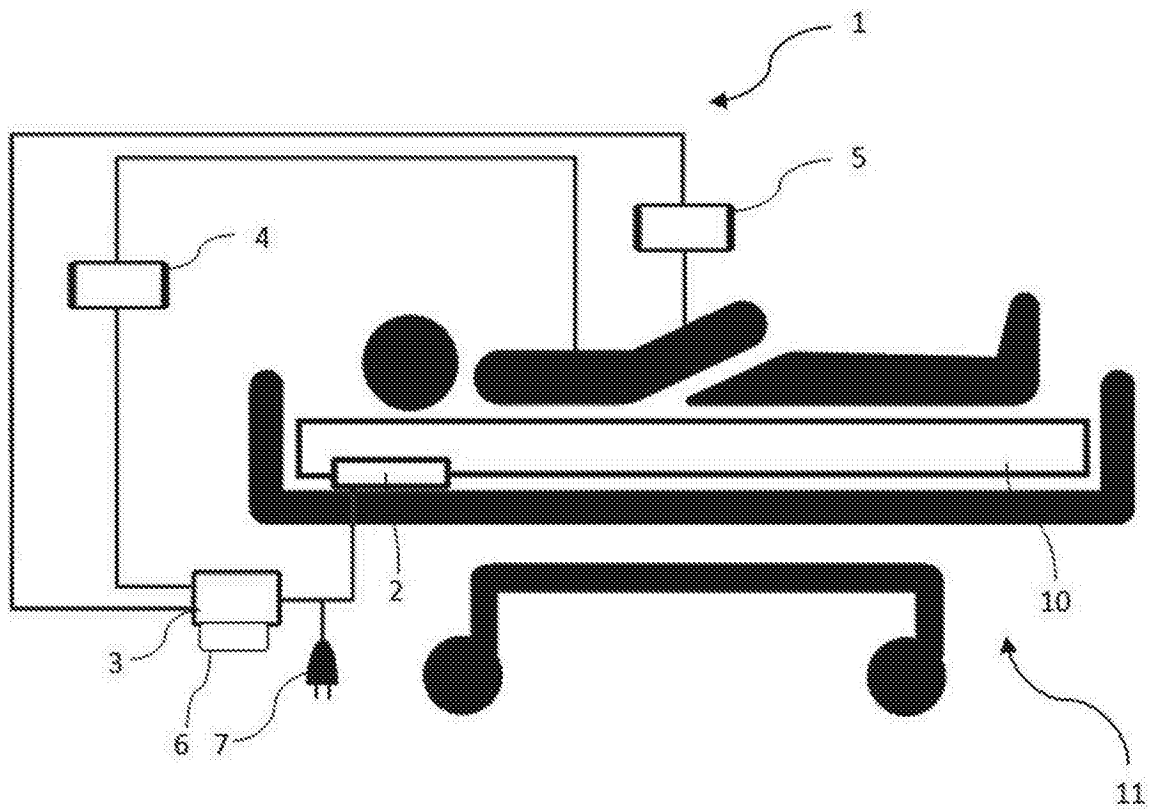


图2b

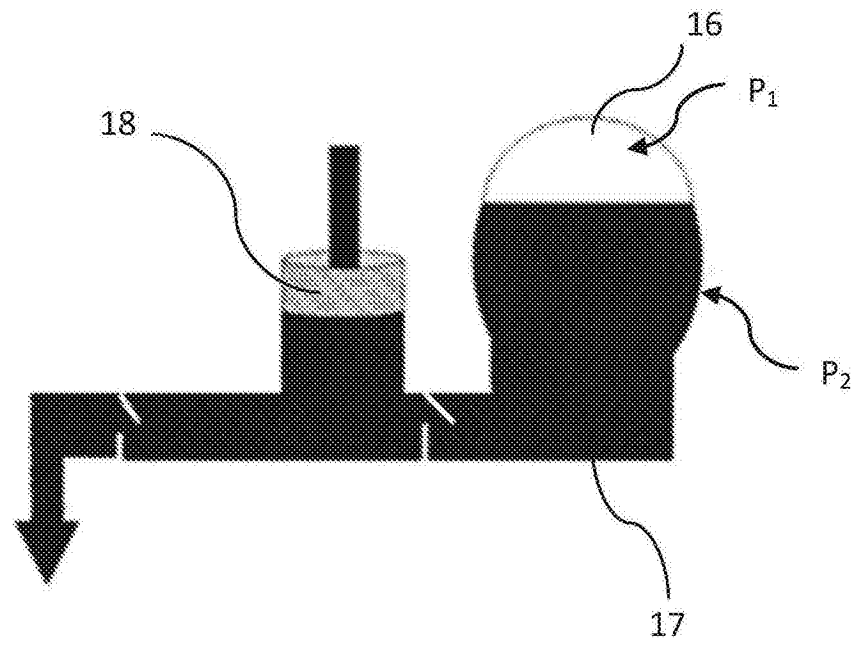


图3

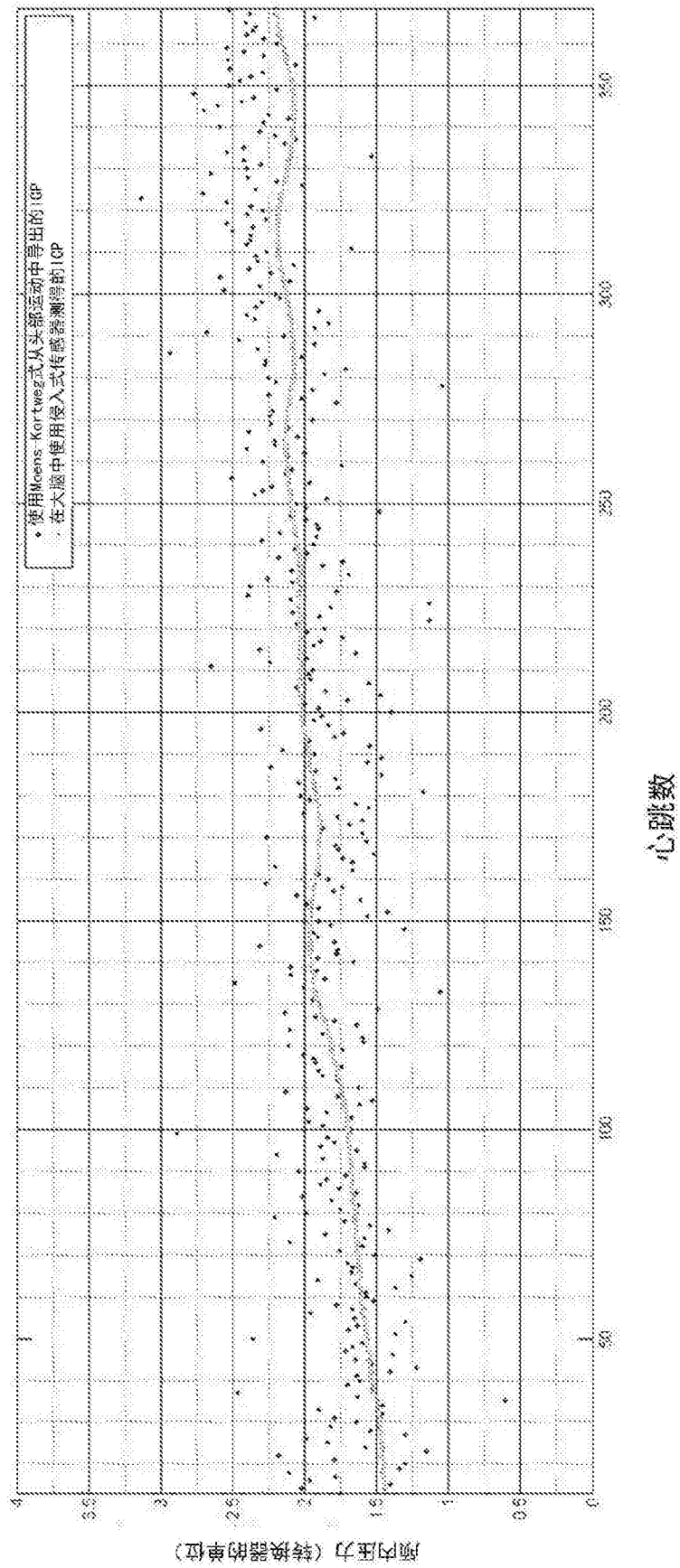


图4

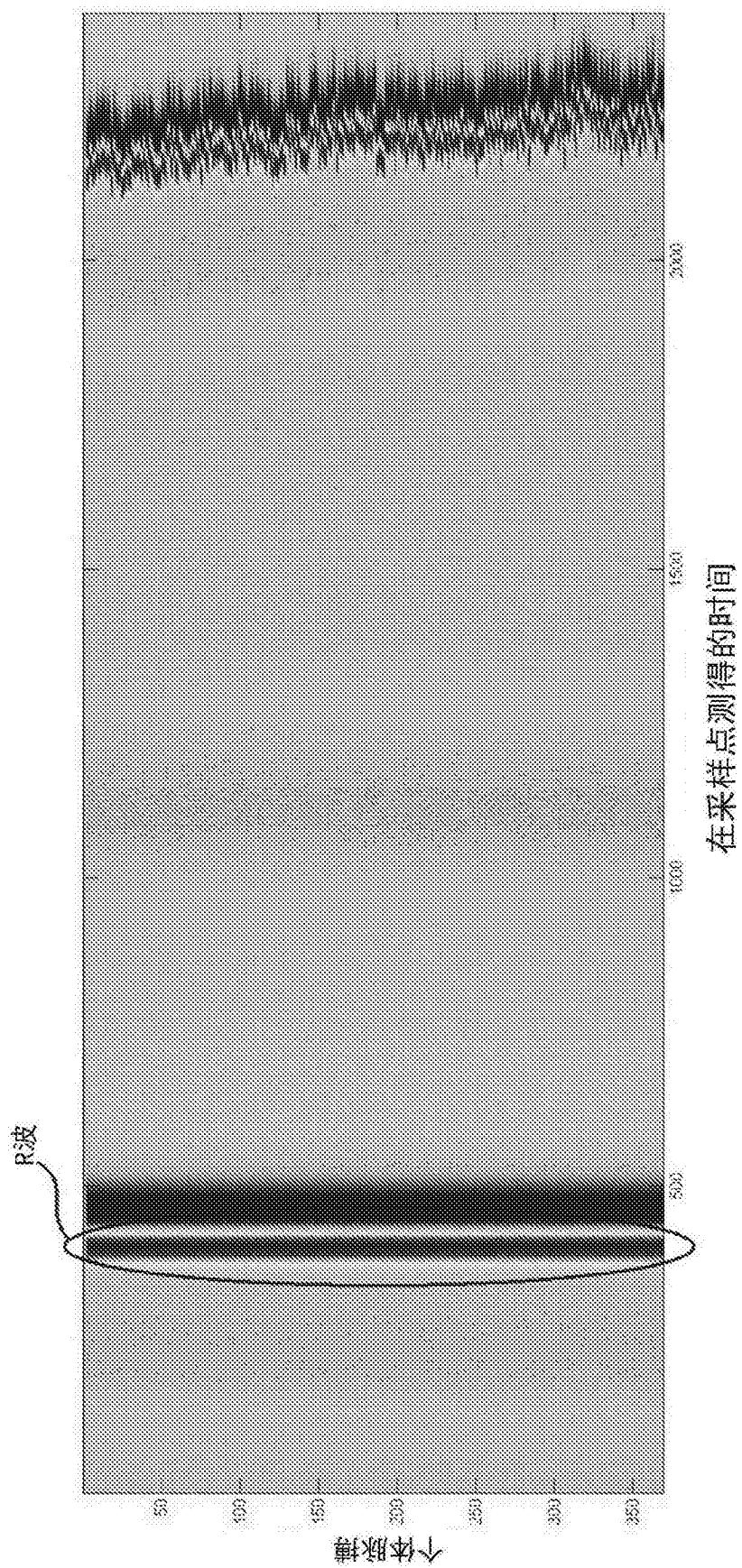


图5

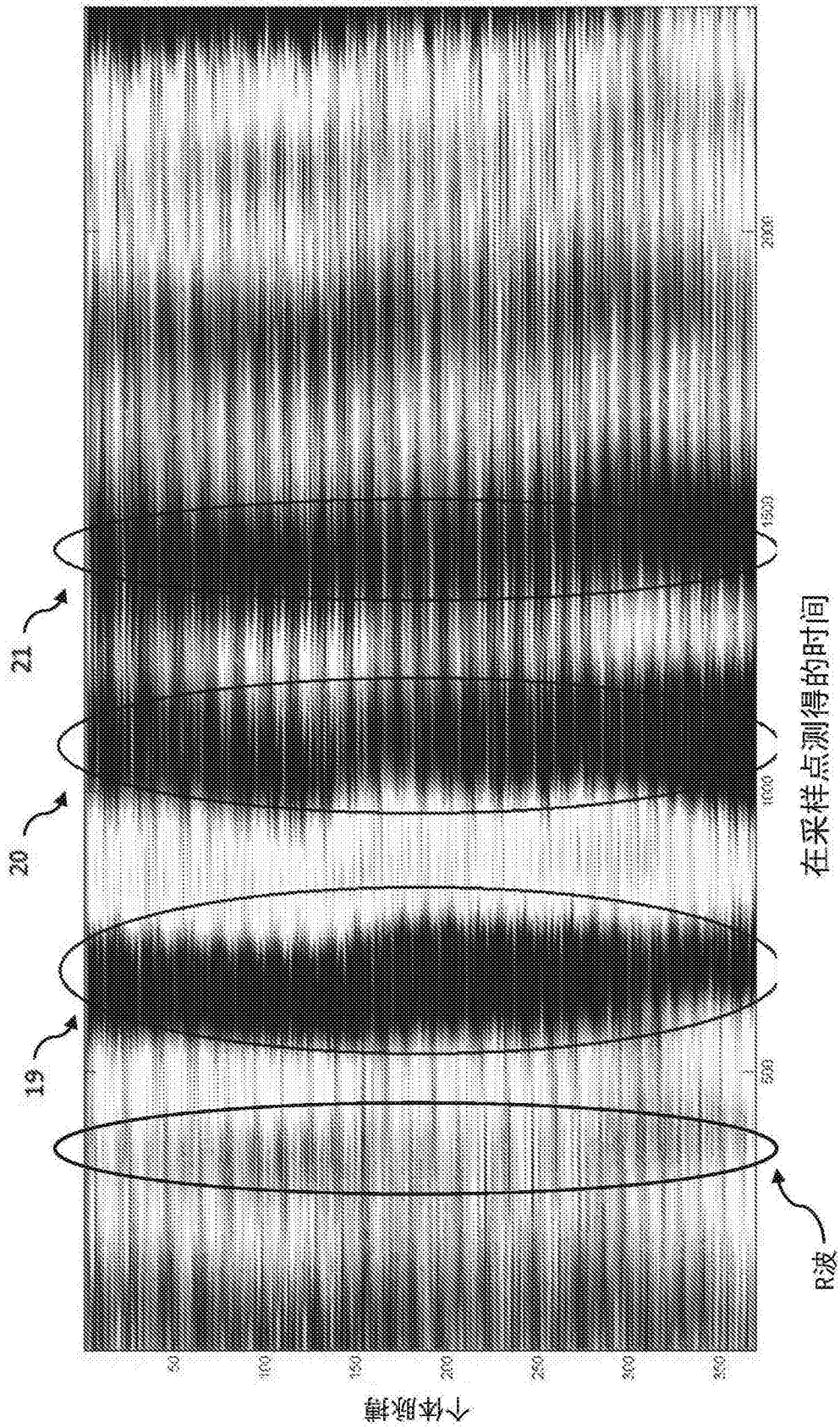


图6

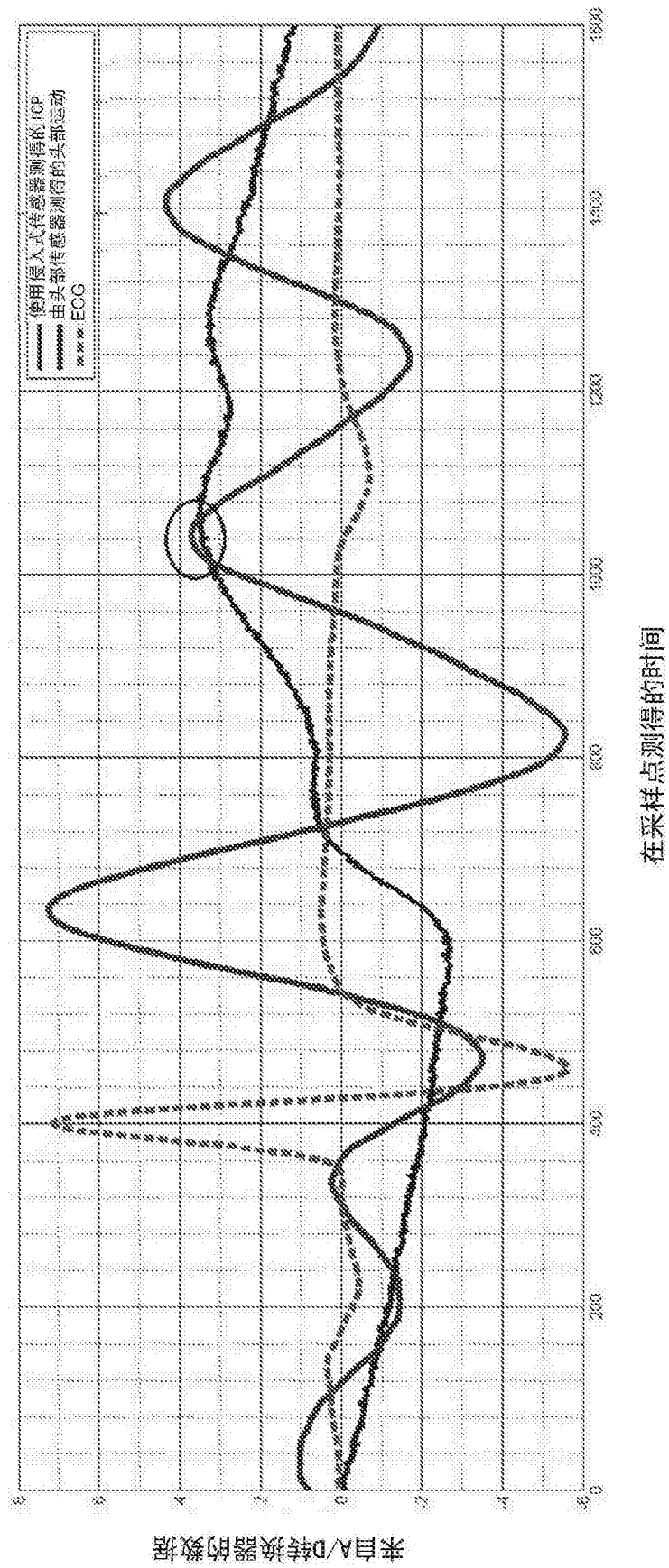


图7

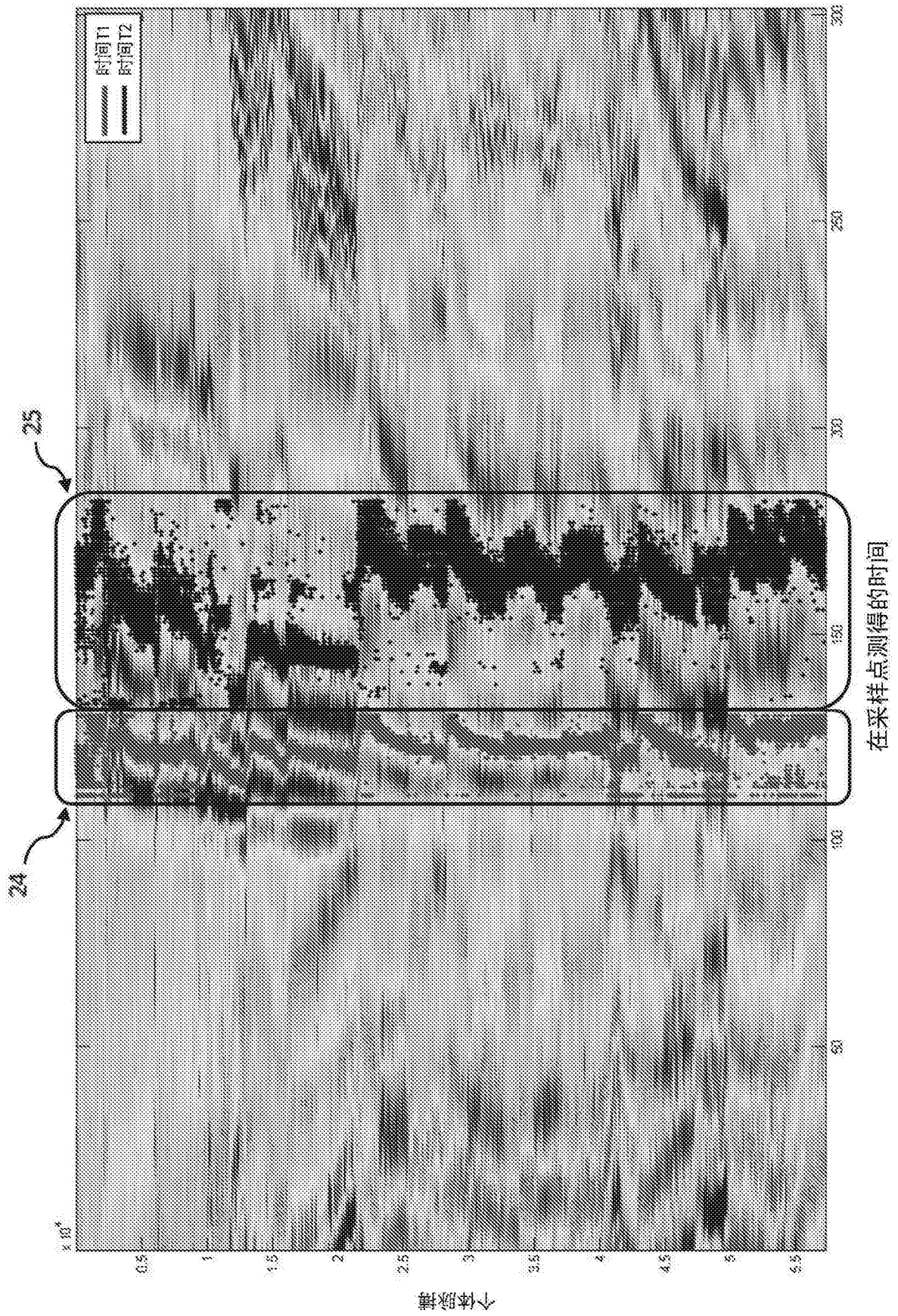


图8

专利名称(译)	用于颅内压力的测量的设备和方法		
公开(公告)号	CN106793952A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201580054932.7	申请日	2015-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	林内特斯波尔有限公司		
申请(专利权)人(译)	林内特斯波尔有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	林内特斯波尔有限公司		
[标]发明人	P 谢巴 F 斯图德尼奇卡		
发明人	P·谢巴 F·斯图德尼奇卡		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0215 A61B5/026 A61B5/03 A61B5/0456 A61B5/11 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/002 A61B5/0215 A61B5/026 A61B5/031 A61B5/04011 A61B5/0456 A61B5/11 A61B5/1102 A61B5/6892 A61B5/746 A61B5/0002 A61B5/7278 A61B5/742 A61B2562/0219		
代理人(译)	陈斌		
优先权	2014696 2014-10-11 CZ		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于颅内压力的非侵入式监视的设备(1)包括测量垫(2)、处理器单元(3)、显示设备(6)和网络连接器(7)。测量垫包括处理器单元(3)和传感器，至少一个传感器(8)监视由血流动力学导致的机械移动。ICP演算方法使用弹性腔模型和第一与第二信号之间的关系，该关系与头部中的脉搏波的反射有关。颅内压力的相对变化的方法基于使用Moens-Kortweg式对血流动力学的分析。

