



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109328030 A

(43)申请公布日 2019.02.12

(21)申请号 201780037751.2

本乡一博

(22)申请日 2017.06.12

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

(30)优先权数据

2016-120708 2016.06.17 JP

代理人 何冲 黄隶凡

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.17

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/021589 2017.06.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/217353 JA 2017.12.21

(71)申请人 市川有限公司

地址 日本东京

申请人 国立大学法人信州大学

(72)发明人 小池德男 安本智志 中野顺

佐井行雄 降旗建治 后藤哲哉

权利要求书1页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

颅内压推定方法及颅内压推定装置

(57)摘要

本发明提供一种颅内压推定方法,其包括以下工序:获取被实验者的外耳道内压力脉搏波的时间序列数据的获取工序(S10);对将外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据进行解析而计算外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率的解析工序(S12);基于被实验者的个人信息校正计算出的第一共振峰频率而计算出校正值的校正工序(S13);以及基于计算出的校正值计算颅内压的推定值的推定工序(S14)。



1. 一种颅内压推定方法,其根据外耳道内压力脉搏波的时间序列数据推定颅内压,该颅内压推定方法的特征在于,包括以下工序:

获取工序,在该工序中,获取被实验者的外耳道内压力脉搏波的时间序列数据;

解析工序,在该工序中,对将所述外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据进行解析,计算所述外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率;

校正工序,在该工序中,基于被实验者的个人信息校正所述第一共振峰频率,计算出校正值;以及

推定工序,在该工序中,基于所述校正值计算出颅内压的推定值。

2. 根据权利要求1所述的颅内压推定方法,其特征在于,

在所述解析工序中,将对所述外耳道内压力脉搏波数据实施了高通滤波处理而得到的数据进行解析,从而计算出所述第一共振峰频率。

3. 根据权利要求1或2所述的颅内压推定方法,其特征在于,

在所述推定工序中,基于下式计算出颅内压的推定值PICP:

$$\text{PICP} = A \cdot \ln(Xf1) + B$$

其中,A和B为常数,Xf1为所述校正值。

4. 根据权利要求3所述的颅内压推定方法,其特征在于,

在所述校正工序中,基于下式计算出所述校正值Xf1:

$$Xf1 = f1 + \beta1 \cdot \ln(K/\text{Age}) + \beta2 \cdot \text{FM}$$

其中,f1为所述第一共振峰频率, $\beta1$ 、K、以及 $\beta2$ 为常数,Age为被实验者的年龄,FM为被实验者的性别,其中FM在男性的情况下为0,FM在女性的情况下为1。

5. 一种颅内压推定装置,其特征在于,

包括:外耳道内压力脉搏波传感器,其检测被实验者的外耳道内压力脉搏波;以及运算部,其根据所述外耳道内压力脉搏波的时间序列数据推定颅内压,

所述运算部对将所述外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据进行解析,计算所述外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率,基于被实验者的个人信息校正所述第一共振峰频率而计算出校正值,并基于所述校正值计算出颅内压的推定值。

颅内压推定方法及颅内压推定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种颅内压推定方法及颅内压推定装置。

背景技术

[0002] 人的头部以大脑为代表集中了大量器官及神经,从健康管理、疾病预防的角度而言,测定该部位的生物体信息具有非常深刻的意义。特别是,已知颅内压(ICP)由于生物体内平衡而始终保持恒定,如果颅内压增高或者降低,根据情况会导致危及生命的严重疾病。另外,颅内压还被用作治疗和诊断脑损伤、脑中风、颅内出血等时的指标。因此可以看出,确定颅内压测定方法具有特别重要的意义。

[0003] 作为现有的颅内压测定方法,通常有在颅骨的正下方插入压电传感器的方法(专利文献1、非专利文献1、2)、在侧脑中直接插入管而测量从管内升起的液柱压力的方法(专利文献2、非专利文献3)。但是,上述方法都需要在颅骨上穿孔并在内部设置传感器或管,对于被测者的侵入力较高,在测定过程中也需要绝对安静。另外,对于颅内压而言,很难通过单个瞬时值进行测定和评价,通常是持续一定时间测定连续值。由于这样做时存在被测者发生细菌感染的危险性,因此还需要考虑针对这种情况的对策。因此,研究了许多使被测者的负担减少、即侵入力较低的颅内压测定技术。

[0004] 作为迄今为止已经报告的颅内压测定方法,例如存在关于向被测者的颅骨内注入造影剂而利用NMR测定法进行测定的技术的报告(专利文献3)。另外,还存在一份报告,其涉及下述技术,即,向被测者的颅骨内注入造影剂,使该部位产生微泡,然后获取低频响应而解析共振频率(专利文献4)。另外,还存在通过向被测者的眼球照射红外线以进行反射光的FT-IR分析而进行颅内压测定的技术的报告(专利文献5~7)。此外,作为从脑周边部位以非侵入的方式检测生物体信息的技术,存在测定外耳道内脉搏波的技术的报告(专利文献8~15)。另外,还存在通过对动脉血压和大脑中动脉的血流测定音声数据并求取它们的非线性相关而计算颅内压的报告(专利文献16)。另外,在医学动物实验中,通过猫的外耳道压力波、动脉压力波、颅内压力波的同步记录,可知当血压上升时外耳道压力的振幅将增大,当颅内压上升时从动脉压力波向外耳道压力波的传播时间将变短(非专利文献4),通过测定狗的(作为外耳道内压力波的主要成分的)动脉压力波和颅内压力波,可知传递函数上出现缺口,这是由于受到脑内压(脑脊液压)变化的影响(非专利文献5)。

[0005] 为了应对上述技术存在的技术课题,发明人提出了一种测量颈动脉脉搏波和外耳道内压力脉搏波并基于两者的振幅信息和波形信息而推定颅内压的方法(专利文献17)。

[0006] 专利文献1:日本特表2008-539811号公报

专利文献2:日本特开平5-300880号公报

专利文献3:日本特开2001-346767号公报

专利文献4:日本特开2006-230504号公报

专利文献5:日本特表2002-513310号公报

专利文献6:日本特开2007-301215号公报

专利文献7:日本特表2008-543352号公报
专利文献8:日本特开平8-84704号公报
专利文献9:日本特开2000-121467号公报
专利文献10:日本特表2004-528104号公报
专利文献11:日本特开2006-102163号公报
专利文献12:日本特表2006-505300号公报
专利文献13:日本特开2008-237847号公报
专利文献14:日本特开2010-17317号公报
专利文献15:日本特开2010-187928号公报
专利文献16:日本特表2006-526487号公报
专利文献17:日本特开2013-102784号公报

[0007] 非专利文献1:Neurosurgery.2003Mar;52(3):619-23;discussion 623.
非专利文献2:Korean J Cerebrovasc Dis.2002Mar;4(1):52-57.Korean.
非专利文献3:Neurologia medico-chirurgica 29(6),484-489,1989-06-15
非专利文献4:庆应医学,Vol.72(6),pp.497-509,1995.
非专利文献5:J.Neurosurg Pediatrics,Vol.2,pp.83-94,2008.

发明内容

[0008] 特别在对因脑部疾病等引起意识障碍的患者等进行急救医疗及重症患者管理中,以非侵入地构成简单地进行颅内压测定的重要性是毋庸置疑的。在这些医疗过程中进行颅内压测定的情况下,测定中所使用的装置需要能够具备尽可能简单的构成且非侵入地进行测定。

[0009] 本发明就是鉴于上述课题而做出的。根据本发明,能够提供一种颅内压推定方法等,该方法能够利用使用非侵入性且简便的装置实时推定颅内压而不会给被测者带来负担。

[应用例1]

本应用例所涉及的颅内压推定方法是一种根据外耳道内压力脉搏波的时间序列数据推定颅内压的颅内压推定方法,其包括以下工序:获取工序,在该工序中,获取被实验者的外耳道内压力脉搏波的时间序列数据;解析工序,在该工序中,对将所述外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据进行解析,计算所述外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率;校正工序,在该工序中,基于被实验者的个人信息校正所述第一共振峰频率,从而计算出校正值;以及推定工序,在该工序中,基于所述校正值计算出颅内压的推定值。

[0011] 根据本应用例,由于可基于利用非侵入性且简便的装置测定得到的外耳道内压力脉搏波推定颅内压,因此可以实现能够实时推定颅内压而不会给被测者带来负担这一方式的颅内压推定方法。另外,通过基于被实验者的个人信息对外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率进行校正,并利用得到的校正值计算颅内压的推定值,因此,可以实现能够高精度地推定颅内压的颅内压推定方法。

[应用例2]

在上述颅内压推定方法中,也可以是在所述解析工序中,将所述外耳道内压力脉搏波数据实施了高通滤波处理而得到的数据进行解析,从而计算出所述第一共振峰频率。

[0013] 由此,由于能够抑制对被实验者的呼吸、心搏等的影响,从而可以实现能够高精度地推定颅内压的颅内压推定方法。

[0014] [应用例3]

在上述颅内压推定方法中,也可以是在所述推定工序中,基于下式计算出颅内压的推定值PICP。

[0015] $PICP=A \cdot \ln(Xf1)+B$

其中,A和B为常数,Xf1为所述校正值。

[0016] 由此,可以实现能够高精度地推定颅内压的颅内压推定方法。

[0017] [应用例4]

在上述颅内压推定方法中,也可以是在所述校正工序中,基于下式计算出所述校正值Xf1。

[0018] $Xf1=f1+\beta1 \cdot \ln(K/Age)+\beta2 \cdot FM$

其中,f1为所述第一共振峰频率, $\beta1$ 、K、以及 $\beta2$ 为常数,Age为被实验者的年龄,FM为被实验者的性别(男性的情况下为0,女性的情况下为1)。

[0019] 由此,可以实现能够高精度地推定颅内压的颅内压推定方法。

[0020] [应用例5]

本应用例所涉及的颅内压推定装置包括:外耳道内压力脉搏波传感器,其检测被实验者的外耳道内压力脉搏波;以及运算部,其根据所述外耳道内压力脉搏波的时间序列数据推定颅内压,所述运算部对将所述外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据进行解析,计算所述外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率,基于被实验者的个人信息校正所述第一共振峰频率而计算出校正值,并基于所述校正值计算出颅内压的推定值。

[0021] 根据本应用例,由于可基于利用非侵入性且简便的装置测定得到的外耳道内压力脉搏波推定颅内压,因此可以实现能够实时推定颅内压而不会给被测者带来负担这一方式的颅内压推定装置。另外,通过基于被实验者的个人信息对外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率进行校正,并利用得到的校正值计算颅内压的推定值,因此,可以实现能够高精度地推定颅内压的颅内压推定装置。

附图说明

[0022] 图1是示出本实施方式所涉及的颅内压推定装置的构成例的功能框图。

图2是示出外耳道内压力脉搏波传感器的构成例的图。

图3是示出对从颈动脉至外耳道的脉搏波传播进行类推得到的等价电路模型的图。

图4是示意性地示出心脏、颅内、内耳以及外耳道的图。

图5A是示出19名被实验者的颅内压的实际测量值、第一共振峰频率、年龄以及性别的关系的图。

图5B是示出19名被实验者的颅内压的实际测量值的曲线图。

图5C是示出19名被实验者的第一共振峰频率的曲线图。

图5D是示出19名被实验者的年龄的曲线图。

图5E是示出19名被实验者的性别的曲线图。

图6是示出使用未校正的第一共振峰频率计算出的颅内压的推定值、与颅内压的实际测量值之间的关系的曲线图。

图7是示出使用对第一共振峰频率进行校正后的值计算出的颅内压的推定值、与颅内压的实际测量值之间的关系的曲线图。

图8是示出本实施方式所涉及的颅内压推定装置的处理流程的流程图。

[0023] 以下,利用附图对本发明的优选实施方式进行详细说明。所使用的附图仅是为了便于说明的图。此外,以下将要说明的实施方式并非不恰当地对权利要求书中所记载的本发明的内容进行限定的内容。另外,以下将要说明的所有构成并非是本发明的必要构成要件。

[0024] 1. 构成

图1是示出本实施方式所涉及的颅内压推定装置的构成例的功能框图。颅内压推定装置1包含外耳道内压力脉搏波传感器10、放大器20(交流放大器)、AD转换器30、具有运算处理部(处理器)及存储部的运算部40、以及显示部50。

[0025] 外耳道内压力脉搏波传感器10检测外耳道内压力脉搏波。外耳道内压力脉搏波传感器10检测到的外耳道内压力脉搏波(外耳道脉搏波声压)通过放大器20被放大,然后通过AD转换器30转换成数字数据,被输出至运算部40。作为外耳道内压力脉搏波传感器10,可以使用声音传感器或压力传感器。

[0026] 图2是示出外耳道内压力脉搏波传感器10的构成例的图。外耳道内压力脉搏波传感器10构成为包含密封外耳道而形成密封空间的密封部11、以及将密封空间内的声压作为外耳道脉搏波声压进行检测的拾音器12。密封部11构成为大致半球状,其设置有与拾音器12具有的音孔13连通的音孔14。在检测外耳道内压力脉搏波时,音孔14安装为与外耳道连通。另外,以使得拾音器12的音孔13的前端与密封部11的音孔14连通的方式将密封部11和拾音器12结合。作为密封部11,例如可以采用树脂制的耳塞、或采用耳塞中组合有可塑性材料的部件。另外,也可以构成为,在密封部11上设有气孔并在完成插入外耳道内后实现密封。作为拾音器12,例如可以采用驻极体电容拾音器。

[0027] 回到图1,运算部40对将由外耳道内压力脉搏波传感器10检测到的外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据(AD转换器30的输出信号)进行解析,计算出外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率,基于被实验者的年龄及性别(被实验者的个人信息)对计算出的第一共振峰频率进行校正而计算出校正值,并基于计算出的校正值计算出颅内压的推定值。另外,运算部40也可以对将所述外耳道内压力脉搏波数据实施了高通滤波处理而得到的数据进行解析,从而计算出第一共振峰频率。

[0028] 显示部50(显示器)显示外耳道内压力脉搏波数据、运算部40生成的运算结果(颅内压的推定值)等。作为显示部50例如可以采用液晶显示器、CRT显示器等。

[0029] 2. 原理

图3是对从颈动脉至外耳道的脉搏波传播进行类推得到的等价电路模型的图,图4是示意性地示出心脏、颅内、内耳以及外耳道的图。在图3所示的等价电路模型中,将源于血流的脉搏波(动脉)11(t)、源于血流的脉搏波(静脉)12(t)作为电流进行输入,将介质(血液、骨

髓液、空气)的流动作为电流、将压力作为电压进行模拟。另外,分别用电容器表示顺应性、用电阻表示流路阻力、用线圈表示质量。另外,颅内血液与骨髓液之间、以及内耳与外耳道之间(鼓膜)各自通过变压器绝缘。此外,图3中的ECP(t)表示外耳道内压力脉搏波传感器10。

[0030] 从图3所示的等价电路模型可知,如果假定伴随着心搏导致的血液体积变化而在颅内的脑内物质发生轻微振动,则与颅内的顺应性 C_x 和颅内的惯性质量 L_1 相伴而存在固有共振频率 f_0 。

[0031] 其中,如果将固有共振频率 f_0 假定为如图3所示的单一共振系统,则 f_0 能够通过以下的式(1)得到。

$$[0032] \quad 2\pi \cdot f_0 = 1 / (L_1 \cdot C_x)^{1/2} \dots (1)$$

根据式(1),颅内的顺应性 C_x 以下式(2)表示。

$$[0033] \quad C_x = 1 / \{L_1 \cdot (2\pi \cdot f_0)^2\} \dots (2)$$

颅内压ICP能够通过颅内的顺应性 C_x 和已知的关系式通过以下的式(3)得到。

$$[0034] \quad ICP = \alpha_1 \cdot \ln(1/C_x) = \alpha_1 \cdot \ln(4\pi^2 \cdot L_1 \cdot f_0^2) \dots (3)$$

其中, α_1 为比例常数。

[0035] 图5A是示出19名被实验者的颅内压的实际测量值MICP(单位:cmH₂O)、第一共振峰频率 f_1 (单位:Hz)、年龄及性别(男=1,女=2)的关系的图。图5B是示出各被实验者的颅内压的实际测量值MICP的曲线图,图5C是示出各被实验者的第一共振峰频率 f_1 的曲线图,图5D是示出各被实验者的年龄的曲线图,图5E是示出各被实验者的性别的曲线图。其中,颅内压的实际测量值MICP是用颅内压传感器(排泄压力传感器或硬膜下内置传感器)测定出的。另外,对于第一共振峰频率 f_1 ,是通过对外耳道内压力脉搏波数据实施将频率3Hz以下的信号成分截止的高通滤波处理后进行线性预测分析(LPC分析:1024点(5.12秒),20次)而求出的。此外,图5A所示的 f_1 是测定时间内(约10分钟)的平均值。

[0036] 将图5A所示的第一共振峰频率 f_1 作为 f_0 代入式(3),计算颅内压的推定值PICP,并与图5A所示的颅内压的实际测量值MICP进行比较。此外,将式(3)中的 L_1 设为恒定值。比较结果在图6中示出。在将 L_1 设为恒定的情况下,表示推定值PICP相对于实际测量值MICP的相似度的决定系数 R^2 (相关系数的平方)为0.5046,可知相关度较低。认为这是由于年龄和性别不同而 L_1 存在差异所引起的。

[0037] 因此,在本实施方式的颅内压推定方法中,基于被实验者的年龄和性别对第一共振峰频率 f_1 进行校正。具体地,通过以下的式(4)校正第一共振峰频率 f_1 而计算出校正值 Xf_1 。

$$[0038] \quad Xf_1 = f_1 + \beta_1 \cdot \ln(K/Age) + \beta_2 \cdot FM \dots (4)$$

其中, β_1 、 K 、以及 β_2 为常数,Age为年龄。另外,FM为性别,男性的情况下为0,女性的情况下为1。

[0039] 如果使用式(4)的校正值 Xf_1 改写式(3),则颅内压的推定值PICP通过以下的式(5)得到。

$$[0040] \quad PICP = A \cdot \ln(Xf_1) + B \dots (5)$$

其中,A和B为常数。例如,如果将式(4)的常数设为 $\beta_1 = 1.5$, $\beta_2 = -0.4$, $K = 50$,并利用图5A所示的各数据(第一共振峰频率 f_1 、年龄、性别)通过式(4)求出校正值 Xf_1 ,然后利用求出

的校正值 $Xf1$ 和图5A所示的颅内压的实际测量值MICP进行线性回归分析从而求出式(5)的常数的最优值,则 $A=124.24$, $B=-163.83$ 。此外,对Age设置了上限值和下限值,在30岁以下的情况中将Age设为30,在65岁以上的情况中将Age设为65。

[0041] 利用根据图5A所示的各数据得到的常数的最优值和校正值 $Xf1$,通过式(5)计算颅内压的推定值PICP,并与图5A所示的颅内压的实际测量值MICP进行比较。比较结果在图7中示出。通过利用基于年龄及性别对第一共振峰频率进行校正而得到的校正值 $Xf1$ 计算推定值PICP,从而表示推定值PICP相对于实际测量值MICP的相似度的决定系数 R^2 提高至0.7585。这样一来,确认了利用本实施方式的颅内压推定方法能够提高颅内压的推定精度。

[0042] 3. 处理

图8是示出颅内压推定装置1的处理流程的流程图。

[0043] 首先,运算部40获取将利用外耳道内压力脉搏波传感器10检测到的外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳内压力脉搏波数据(步骤S10)。另外,运算部40获取从未图示的输入部输入来的被实验者的年龄Age及性别FM。

[0044] 接着,运算部40对获取到的外耳内压力脉搏波数据执行高通滤波处理(步骤S11)。例如,通过应用将频率3Hz以下进行截止的高通滤波器,能够去除被实验者的呼吸、心搏等外部干扰因素。接着,运算部40对实施了高通滤波处理后得到的外耳内压力脉搏波数据进行解析(LPC分析等)从而计算出第一共振峰频率 $f1$ (步骤S12)。

[0045] 接着,运算部40基于被实验者的年龄Age及性别FM,通过式(4)对计算出的第一共振峰频率 $f1$ 进行校正,计算出校正值 $Xf1$ (步骤S13)。接着,运算部40基于计算出的校正值 $Xf1$,通过式(5)计算颅内压的推定值PICP(步骤S14)。

[0046] 根据本实施方式,由于可以基于能够利用非侵入性且简便的装置测定的外耳道内压力脉搏波推定颅内压,因此能够实时推定颅内压而不会给被测者带来负担。另外,根据本实施方式,通过基于被实验者的年龄及性别对外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率 $f1$ 进行校正,并利用得到的校正值 $Xf1$ 计算颅内压的推定值PICP,因此能够考虑到被实验者的年龄和性别导致的颅内的惯性质量 $L1$ 的差异而高精度地推定颅内压。

[0047] 以上对本实施方式或变形例进行了说明,但本发明并不由这些实施方式或变形例所限定,可以在不脱离其主旨的范围内以各种方式实施。

[0048] 本发明包含与实施方式中所说明的构成在实质上相同的构成(例如功能、方法、以及结果相同的构成,或者是目的及效果相同的构成)。另外,本发明还包含实施方式中所说明的构成的本质部分之外的部分进行替换得到的构成。另外,本发明还包含能够实现与实施方式中所说明的构成具有相同作用效果的构成、或者能够实现相同目的的构成。另外,本发明还包含在实施方式中所说明的构成中添加公知技术而得到的构成。

标号的说明

[0049] 1…颅内压推定装置,10…外耳道内压力脉搏波传感器,11…密封部,12…拾音器,13…音孔,14…音孔,20…放大器,30…AD转换器,40…运算部,50…显示部。

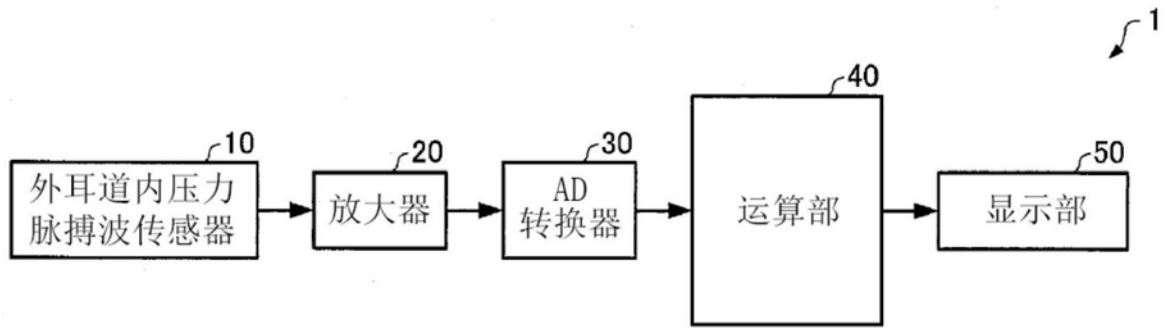


图1

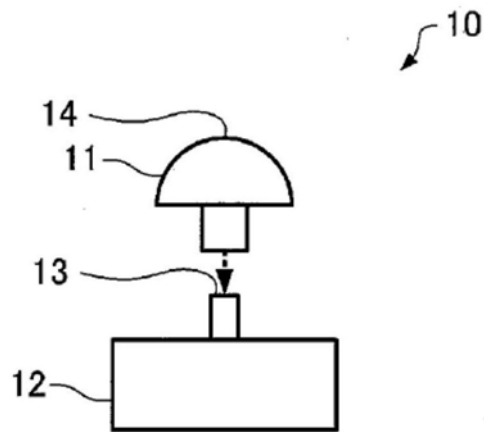


图2

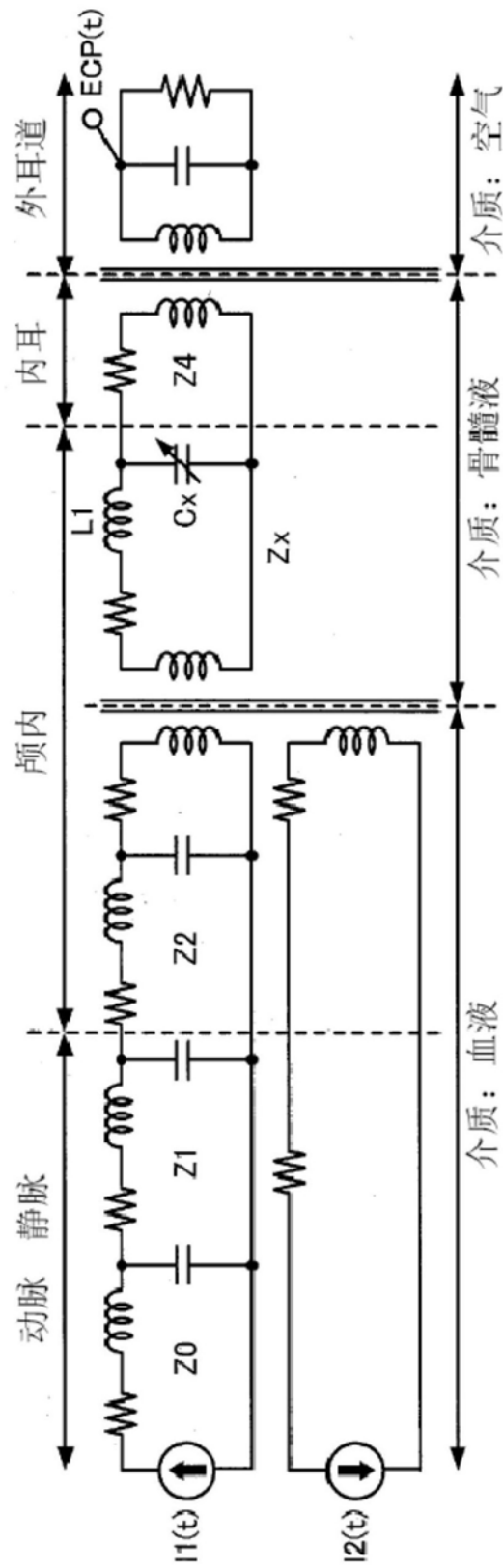


图3

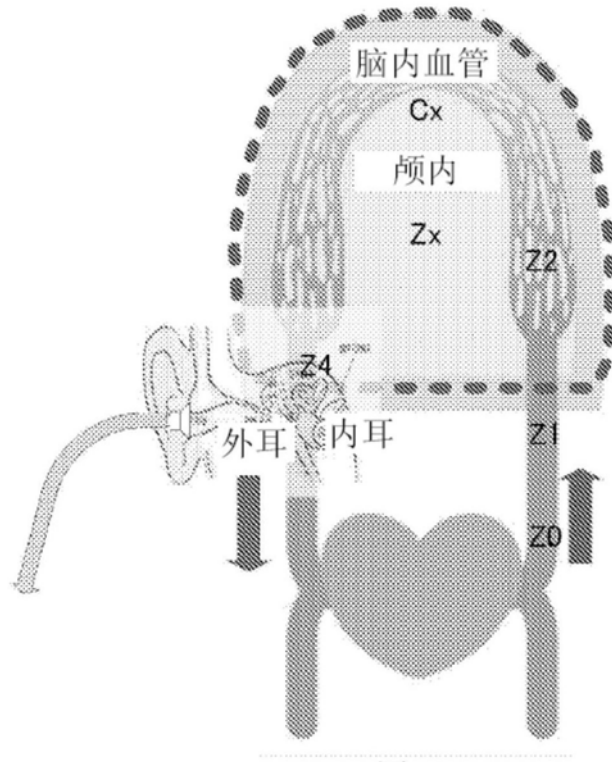


图4

No.	MICP [cmH ₂ O]	f1 [Hz]	年龄	M=1/F=2
1	6.5	4.1	55	1
2	10	4.7	62	2
3	10	4.9	51	2
4	10	4.9	51	2
5	13.8	4.5	42	1
6	15	4.1	49	2
7	16.4	4.3	53	1
8	18	4.9	67	1
9	19.9	5.1	62	2
10	23.3	4.1	14	1
11	30	4.9	42	2
12	30	4.5	23	1
13	36	4.7	47	1
14	37	4.7	54	1
15	40	4.5	29	1
16	45	5.3	54	1
17	46	5.5	23	1
18	64	5.3	47	1
19	70	7.0	73	2

图5A

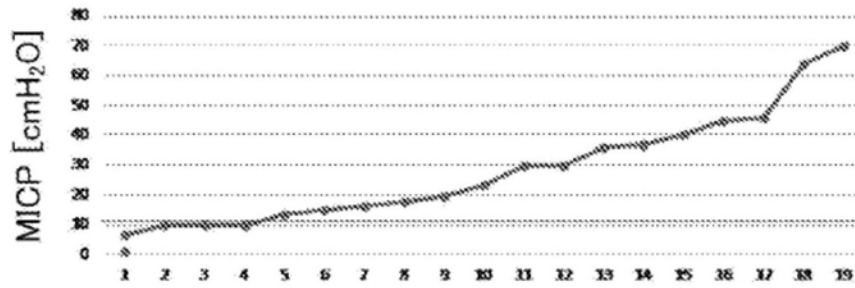


图5B

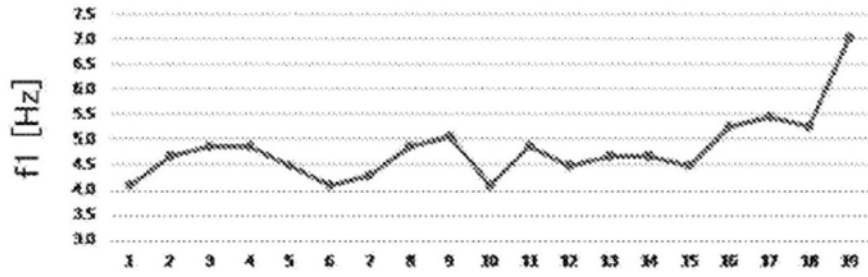


图5C

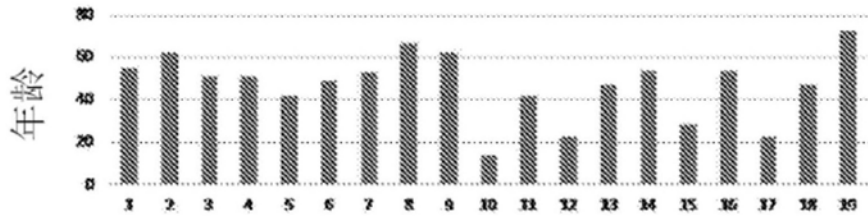


图5D

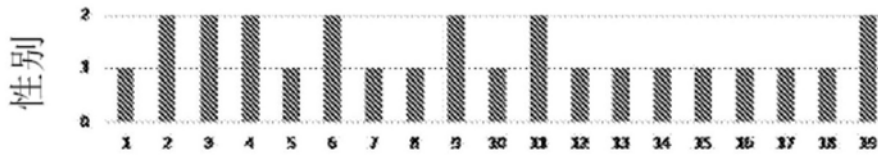


图5E

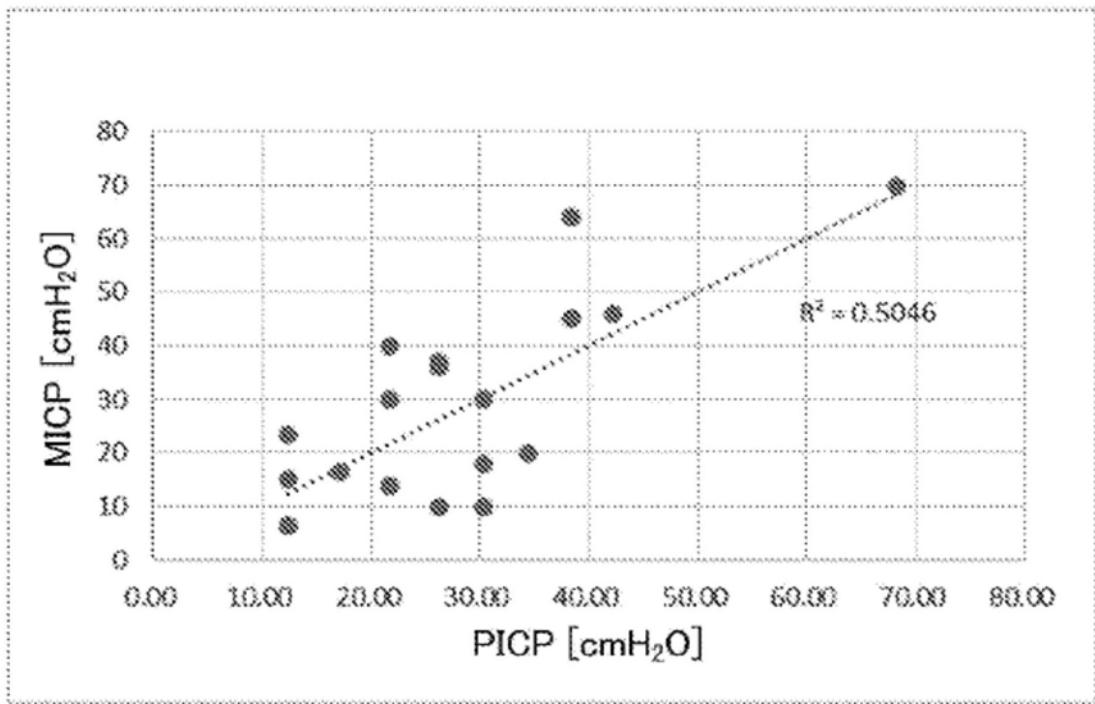


图6

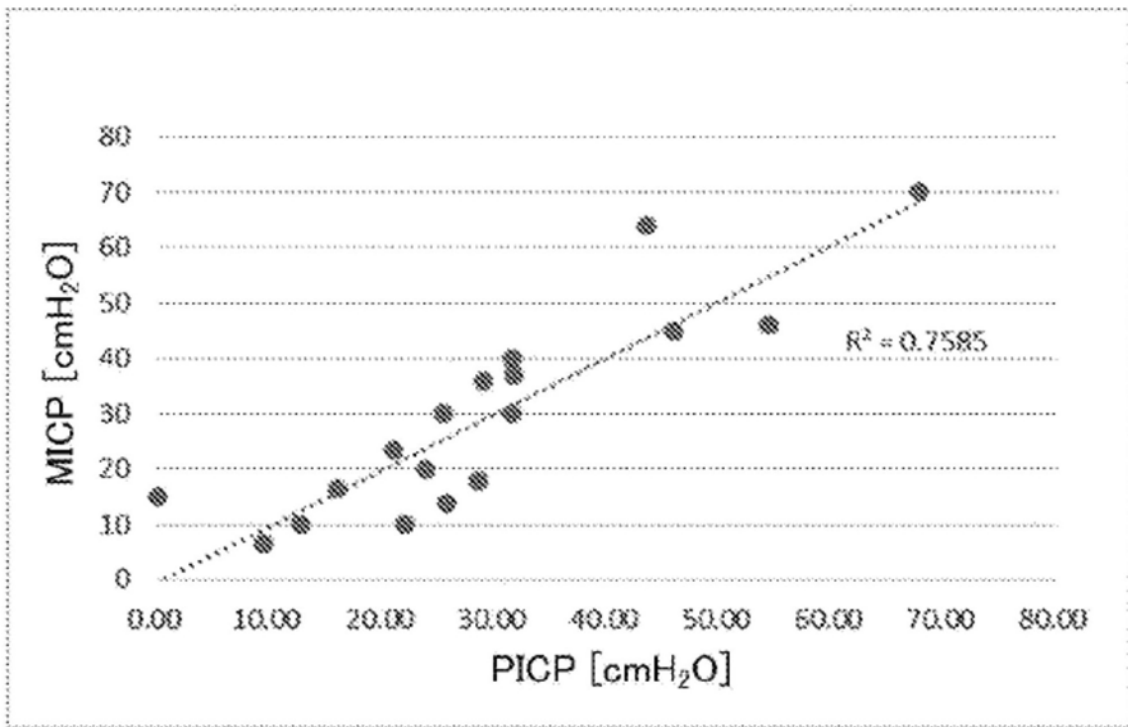


图7

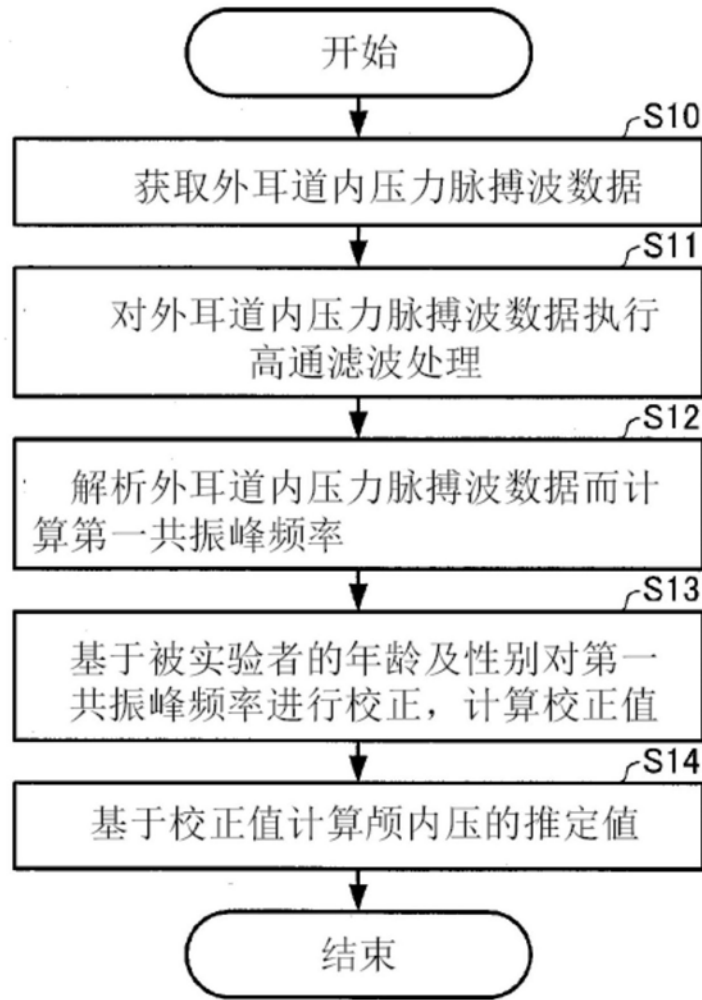


图8

专利名称(译)	颅内压推定方法及颅内压推定装置		
公开(公告)号	CN109328030A	公开(公告)日	2019-02-12
申请号	CN201780037751.2	申请日	2017-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人信州大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人信州大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人信州大学		
[标]发明人	小池德男 安本智志 中野顺 佐井行雄 降旗建治 后藤哲哉 本乡一博		
发明人	小池德男 安本智志 中野顺 佐井行雄 降旗建治 后藤哲哉 本乡一博		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/031 A61B5/036 A61B5/6817 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/024 A61B5/7278		
代理人(译)	何冲		
优先权	2016120708 2016-06-17 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)
 本发明提供一种颅内压推定方法，其包括以下工序：获取被实验者的外耳道内压力脉搏波的时间序列数据的获取工序(S10)；对将外耳道内压力脉搏波的时间序列数据进行数字化而得到的外耳道内压力脉搏波数据进行解析而计算外耳道内压力脉搏波数据的第一共振峰频率的解析工序(S12)；基于被实验者的个人信息校正计算出的第一共振峰频率而计算出校正值的校正工序(S13)；以及基于计算出的校正值计算颅内压的推定值的推定工序(S14)。

