



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108937896 A

(43)申请公布日 2018.12.07

(21)申请号 201710369140.X

(22)申请日 2017.05.23

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大
学城学苑大道1068号

(72)发明人 刘嘉 张攀登 邱全利 张阿强

(74)专利代理机构 深圳市威世博知识产权代理
事务所(普通合伙) 44280

代理人 李庆波

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

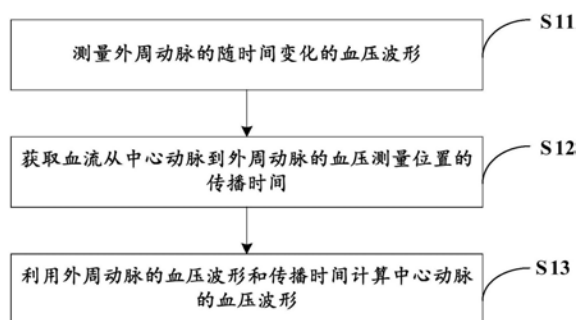
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种中心动脉血压测量方法及设备

(57)摘要

本发明实施例公开了一种中心动脉血压测量方法及设备,该方法包括:测量外周动脉的随时间变化的血压波形;获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间;利用所述外周动脉的血压波形和所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。通过上述方式测量中心动脉血压波形计算量较少,且只需要测量单外周动脉的血压,测量难度低,使用方便,能够降低测量成本,且能够体现个体差异性。



1. 一种中心动脉血压测量方法,其特征在于,所述方法包括:

测量外周动脉的随时间变化的血压波形;

获取血流从中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间;

利用所述外周动脉的血压波形和所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。

2. 根据权利要求1中的方法,其特征在于,所述利用所述外周动脉的血压波形和所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形的步骤包括:

利用所述外周动脉的血压波形分解所述外周动脉的血压测量位置的前进波和反射波;

利用所述外周动脉血压测量位置的前进波和反射波以及所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。

3. 根据权利要求2的方法,其特征在于,所述利用所述外周动脉血压测量位置的前进波和反射波以及所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形的步骤包括:

通过如下公式计算所述中心动脉的血压波形:

$$P_C(t) = p_{Df}(t + \Delta t) + p_{Db}(t - \Delta t);$$

其中, $P_C(t)$ 为所述中心动脉在 t 时刻的血压, $p_{Df}(t + \Delta t)$ 和 $p_{Db}(t - \Delta t)$ 为所述外周动脉的血压检测位置的前进波和反射波分别在 $t + \Delta t$ 和 $t - \Delta t$ 时刻的值, Δt 为血流从所述中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间。

4. 根据权利要求2的方法,其特征在于,所述利用所述外周动脉的血压波形分解所述外周动脉的血压测量位置的前进波和反射波的步骤包括:

通过如下公式分解出所述前进波和反射波:

$$p_{Df}(t) = p_{Db}(t) = \frac{1}{2} P_D(t);$$

其中, $p_{Df}(t)$ 为所述外周动脉血压测量位置的前进波在 t 时刻的值, $p_{Db}(t)$ 为所述外周动脉血压测量位置的反射波在 t 时刻的值, $P_D(t)$ 为所述外周动脉血压测量位置在 t 时刻的血压。

5. 根据权利要求2的方法,其特征在于,

所述测量外周动脉的随时间变化的血压波形的步骤包括:

测量所述外周动脉关闭状态时的随时间变化的血压波形;

测量所述外周动脉非关闭状态时的随时间变化的血压波形;

所述利用所述外周动脉的血压波形分解所述外周动脉的血压测量位置的前进波和反射波的步骤包括:

通过如下公式分解出所述前进波和反射波:

$$p_{Df}(t) = \frac{1}{2} P_{D1}(t);$$

$$p_{Db}(t) = P_{D2}(t) - p_{Df}(t);$$

其中, $p_{Df}(t)$ 为所述外周动脉血压测量位置的前进波在 t 时刻的值, $p_{Db}(t)$ 为所述外周动脉血压测量位置的反射波在 t 时刻的值, $P_{D1}(t)$ 为所述外周动脉关闭状态时血压测量位置在 t 时刻的血压; $P_{D2}(t)$ 为所述外周动脉非关闭状态时血压测量位置在 t 时刻的血压。

6. 根据权利要求1的方法,其特征在于,

所述测量随时间变化的外周动脉的血压波形进一步包括：

同步测量随时间变化的心电图信号；

所述获取血流从中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间的步骤包括：

利用所述心电图信号和所述外周动脉的血压波形之间的相位差计算血流从所述中心动脉到所述外周动脉血压测量位置的传播时间。

7. 根据权利要求1的方法，其特征在于，所述获取血流从中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间的步骤包括：

利用先验知识估计所述血流从中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间。

8. 一种中心动脉血压测量设备，其特征在于，所述设备包括：

外周动脉测量仪，用于测量外周动脉随时间变化的血压波形；

处理器，连接所述外周动脉测量仪，用于获取血流从中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间，利用所述外周动脉的血压波形和所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。

9. 根据权利要求8中的设备，其特征在于，所述处理器进一步用于利用所述外周动脉的血压波形分解出所述外周动脉的血压测量位置的前进波和反射波，利用所述外周动脉血压测量位置的前进波和反射波以及所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。

10. 根据权利要求8的设备，其特征在于，进一步包括：心电测量仪，用于同步测量随时间变化的心电图信号；

所述处理器连接所述心电测量仪，进一步用于利用所述心电图信号和所述外周动脉的血压波形之间的相位差计算血流从所述中心动脉到所述动脉血压测量位置的传播时间。

一种中心动脉血压测量方法及设备

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及生物医学工程领域,特别是涉及一种中心动脉血压测量方法及设备。

背景技术

[0002] 中心动脉血压(CAP)是独立于肱动脉血压的疾病预测因素,它对于高血压导致的动脉功能退化情况起着直接的预测作用,近年研究发现,中心动脉血压评价高血压治疗效果、疾病预后情况、动脉结构功能等方面都比传统手臂肱动脉血压测量更准确,其临床价值更高。

[0003] 本发明的发明人在长期研究中发现,现有技术所采用的双外周中心动脉血压测量方法需要测量双外周动脉血压,计算量较大,使用不便且设备昂贵。

发明内容

[0004] 本发明实施例主要解决的技术问题是提供一种中心动脉血压测量方法及设备,能够解决现有双外周中心动脉血压测量方法计算量大、使用不便的问题。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明实施例采用的一个技术方案是:提供一种中心动脉血压测量方法,包括:测量外周动脉的随时间变化的血压波形;获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间;利用外周动脉的血压波形和传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明实施例采用的另一个技术方案是:提供一种中心动脉血压测量设备,包括:外周动脉测量仪,用于测量外周动脉随时间变化的血压波形;处理器,连接外周动脉测量仪,用于获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间,利用外周动脉的血压波形和传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0007] 本发明实施例的有益效果是:在本发明实施例的方法中,通过测量外周动脉的随时间变化的血压波形,获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间,最终利用外周动脉的血压波形和传播时间可计算得到中心动脉的血压波形,该方法中根据单外周动脉血压波形和血流传播时间即可计算得到中心动脉的血压波形,计算量较少,且只需要测量单外周动脉的血压,测量难度低,使用方便,且能够降低测量成本。

附图说明

[0008] 图1是本发明中心动脉血压测量方法第一实施例的流程图;

[0009] 图2是图1所示的方法所采用的单一动脉血管模型的示意图;

[0010] 图3是手指血管关闭实验示意图;

[0011] 图4是本发明中心动脉血压测量方法第二实施例的流程图;

[0012] 图5是本发明中心动脉血压测量方法第三实施例的流程图;

[0013] 图6是本发明中心动脉血压测量设备第一实施例的结构示意图;

[0014] 图7是本发明中心动脉血压测量设备第二实施例的结构示意图。

具体实施方式

[0015] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0016] 请参阅图1,图1是本发明中心动脉血压测量方法第一实施例的流程图。如图1所示,本发明中心动脉血压测量方法包括:

[0017] 步骤S11:测量外周动脉的随时间变化的血压波形;

[0018] 具体地,基于血液动力学的基本原理,首先建立单一动脉血管模型20,如图2所示,假设中心动脉2012到外周动脉血管具有纯弹性无损的特性,并且时域独立的信号可以写成傅里叶序列,血管201各位置的平稳血流和平均血压相等,其特征阻抗以 Z_R 表示。在血管末端,与之连接的是一个Windkessel模型202,用以描述远端血管子系统特性,该子系统可由一个等效特征阻抗 $Z(\omega)$ 表示。在血管末端,由于阻抗不匹配,动脉系统存在反射现象,从心脏流向外周动脉的血流定义为前进波,而各处外周血管反射部分的叠加,由外周动脉流向心脏的血流定义为反射波。其中,前进波和反射波均为压力波,实际测得的血压波形是由前进波和反射波叠加而成的。

[0019] 此外,人体在静息状态时,典型的手指血流仅为0.05ml/min,如此慢的血流速度表示单位时间血流量很少,暗示着手指动脉的终端阻力很大,则手指动脉血管可以近似看作为处于关闭状态,因此,手指动脉血压的前进波完全反射变成反射波,手指动脉测量的血压波形即为前进波的二倍。

[0020] 为了验证手指动脉血管可以近似看作为处于关闭状态,如图3所示,在手指端设置两个袖带,其中袖带1连接手指动脉血压测量装置,用于测量手指动脉的血压波形(Digital Arterial Pressure,DAP),袖带2连接充气装置,用于在充气时给手指动脉血管施加压力,以使得手指动脉血管处于关闭状态。其中,采用容积补偿法测量该手指动脉的血压波形,当然,在其他实施例中,也可以采用脉搏波传导速度法等其他方法测量手指动脉的血压波形,此处不做具体限定。

[0021] 通过测量30个志愿者手指动脉的血压波形,包括手指动脉血管处于非关闭状态和关闭状态的血压波形后,统计得到如下表1中的数据:

[0022] 表1 实验结果

[0023]	DAP (mmHg)	收缩压		舒张压	
	手指动脉血管处于关闭/非关闭状态	非关闭	关闭	非关闭	关闭
	平均值±标准差 (n=76)	123.2±11.5	122.4±13.2	71.1±8.7	70.8±9.4
p-value		0.079		0.499	

[0024] 其中, n 表示实验测量的血压波形中选取的样本数量, p -value 是假定概率, 表示对原假设的支持程度, 通常采用显著性水平 0.05 与 p -value 比较, 当 p -value 大于 0.05 时, 支持原始假设, 否则, 拒绝原始假设。因此, 有上述实验结果可知, p -value 均大于 0.05, 即手指动脉血管处于非关闭状态和关闭状态时, 手指动脉血压波形无明显变化, 也就是说, 手指动脉血管可以近似看作为处于关闭状态。

[0025] 由此, 在一个应用例中, 基于如图 2 所示的单一动脉血管模型 20, 在手指端 2011 设置测量装置, 例如血压测量袖带, 测量随时间变化的手指动脉的血压波形, 其中, 手指动脉的血压波形测量方法可以采用容积补偿法。当然, 在其他应用例中, 手指动脉的血压波形也可以采用其他测量方法, 若其他外周动脉的血管也可以近似看作处于关闭状态, 也可以测量其他外周动脉的血压波形, 此处不做具体限定。

[0026] 其中, 步骤 S11 进一步包括:

[0027] 步骤 S111: 同步测量随时间变化的心电图信号;

[0028] 具体地, 在上述应用例中, 在心脏部位 2012 设置心电测量仪, 通过心电测量仪可以同步测量随时间变化的心电图信号。

[0029] 步骤 S12: 获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间;

[0030] 其中, 步骤 S12 进一步包括:

[0031] 步骤 S121: 利用心电图信号和外周动脉的血压波形之间的相位差计算血流从中心动脉到外周动脉血压测量位置的传播时间。

[0032] 具体地, 心脏周期性地射血, 血流沿着动脉流动产生周期性的血压脉搏波, 这些波形随着离心脏距离的不同会有时间的延迟, 即血流传播时间 (PTT)。在一个应用例中, 基于光容积测量脉搏波传播时间的原理, 在手指动脉部位 2011 设置一光电传感器, 记录光容积脉搏波 (PPG), 在心脏部位 2012 设置一心电测量仪, 记录心电图信号 (ECG), 通过在一个周期中, 计算 ECG 信号的 R 波波峰位置与同步测量的 PPG 信号之间的相位差, 即可以得到血流从中心动脉到手指动脉血压测量位置的传播时间。当然, 在其他应用例中, 该传播时间也可以采用其他方法计算, 此处不做具体限定。

[0033] 步骤 S13: 利用手指动脉的血压波形和传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0034] 其中, 步骤 S13 进一步包括:

[0035] 步骤 S131: 利用外周动脉的血压波形分解外周动脉的血压测量位置的前进波和反射波;

[0036] 其中, 步骤 S131 进一步包括:

[0037] 步骤 S1311: 通过如下公式分解出前进波和反射波:

$$[0038] \quad p_{Df}(t) = p_{Db}(t) = \frac{1}{2} P_D(t);$$

[0039] 其中, $p_{Df}(t)$ 为外周动脉血压测量位置的前进波在 t 时刻的值, $p_{Db}(t)$ 为外周动脉血压测量位置的反射波在 t 时刻的值, $P_D(t)$ 为外周动脉血压测量位置在 t 时刻的血压。

[0040] 具体地, 基于图 2 所示的单一动脉血管模型, 血流从中心动脉 2012 到手指动脉的血压测量位置 2011 之间的血管 201 中流动到远端血管 202 时, 在血管 201 末端, 由于阻抗不匹配, 血流存在反射现象, 从而出现前进波和反射波, 同时, 由于手指动脉血管可近似看作处于关闭状态, 因此, 在血管 201 末端, 前进波完全反射为反射波, 即如图 2 所示, 在频域上, 在

血管201末端的反射系数

$$[0041] \quad \Gamma(\omega) = \frac{P_f(\omega)}{P_b(\omega)} = 1;$$

[0042] 其中, $\Gamma(\omega)$ 为外周动脉血压测量位置的反射系数在 ω 频点的值, $P_f(\omega)$ 为外周动脉血压测量位置的前进波在 ω 频点的值, $P_b(\omega)$ 为外周动脉血压测量位置的反射波在 ω 频点的值。同样的, 时域上, 该反射系数

$$[0043] \quad \Gamma(t) = \frac{P_f(t)}{P_b(t)} = 1;$$

[0044] 因此, 通过上述公式, 可以利用测量到的手指动脉的血压波形以及步骤S1311计算出的手指动脉的血压测量位置的前进波和反射波。

[0045] 步骤S132: 利用手指动脉血压测量位置的前进波和反射波以及传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0046] 其中, 步骤S132进一步包括:

[0047] 步骤S1321: 通过如下公式计算中心动脉的血压波形:

$$[0048] \quad P_c(t) = p_{Df}(t + \Delta t) + p_{Db}(t - \Delta t);$$

[0049] 其中, $P_c(t)$ 为中心动脉在 t 时刻的血压, $p_{Df}(t + \Delta t)$ 和 $p_{Db}(t - \Delta t)$ 为外周动脉的血压检测位置的前进波和反射波分别在 $t + \Delta t$ 和 $t - \Delta t$ 时刻的值, Δt 为血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间。

[0050] 具体地, 基于图2所示的单一动脉血管模型, 血管201中手指动脉的血压测量位置2011测得的前进波是由中心动脉2012的前进波经过 Δt 时间传播得到的, 而中心动脉2012的反射波则是由手指动脉的血压测量位置2011测得的反射波经过 Δt 时间传播得到的, 由此可以通过手指动脉的血压测量位置2011的前进波和反射波获得中心动脉2012的前进波和反射波, 并且由于实际测得的血压波形是由前进波和反射波的压力叠加而成的, 因此利用上述公式将手指动脉的血压测量位置2011的前进波和反射波变换后得到的中心动脉2012的前进波和反射波相加, 即可得到中心动脉的血压波形。

[0051] 进一步参阅图2, 在频域上, 该单一动脉血管模型中, 手指动脉的血压波形 $P_D(\omega)$ 和中心动脉的血压波形 $P_C(\omega)$ 之间的关系为

$$[0052] \quad H(\omega) = \frac{P_C(\omega)}{P_D(\omega)};$$

[0053] 其中, $H(\omega)$ 为中心动脉2012和手指动脉血压测量位置2011之间的传递函数在 ω 频点的值, $P_C(\omega)$ 为中心动脉血压在 ω 频点的值, $P_D(\omega)$ 为手指动脉血压测量位置的血压在 ω 频点的值。

[0054] 此外, 如图2所示, 中心动脉2012的前进波和反射波与手指动脉的血压测量位置2011的前进波和反射波之间的关系, 以及中心动脉2012的血压波形与中心动脉2012的前进波和反射波之间的关系分别为

$$[0055] \quad P_{Cf}(\omega) = P_f(\omega) e^{j\omega\Delta t};$$

[0056] $P_{Cb}(\omega) = P_b(\omega) e^{-j\omega \Delta t}$;

[0057] $P_c(\omega) = P_{cf}(\omega) + P_{cb}(\omega)$;

[0058] 其中, $P_c(\omega)$ 为中心动脉血压在 ω 频点的值, $P_{cf}(\omega)$ 为中心动脉血压的前进波在 ω 频点的值, $P_{cb}(\omega)$ 为中心动脉血压的发射波在 ω 频点的值, $P_f(\omega)$ 为手指动脉血压测量位置的前进波在 ω 频点的值, $P_b(\omega)$ 为手指动脉血压测量位置的反射波在 ω 频点的值, Δt 为血流从中心动脉到手指动脉的血压测量位置的传播时间。

[0059] 通过上述公式以及反射系数的公式可知, 中心动脉2012和手指动脉血压测量位置2011之间的传递函数可以通过如下公式得到:

$$[0060] \quad H(\omega) = \frac{e^{j\omega \Delta t} + e^{-j\omega \Delta t} \Gamma(\omega)}{1 + \Gamma(\omega)};$$

[0061] 其中, $H(\omega)$ 为中心动脉2012和手指动脉血压测量位置2011之间的传递函数在 ω 频点的值, $\Gamma(\omega)$ 为手指动脉血压测量位置的反射系数在 ω 频点的值。

[0062] 由上述步骤S1311可知, 手指动脉血压测量位置的反射系数 $\Gamma(\omega)$ 的值为1, 因此, 上述公式可简化为

$$[0063] \quad H(\omega) = \frac{1}{2}(e^{j\omega \Delta t} + e^{-j\omega \Delta t}) = \cos(\omega \Delta t);$$

[0064] 由此, 中心动脉血压波形可以通过如下公式得到:

[0065] $P_c(\omega) = P_D(\omega) \cos(\omega \Delta t)$;

[0066] 其中, $P_c(\omega)$ 为中心动脉血压在 ω 频点的值, $P_D(\omega)$ 为手指动脉血压测量位置的血压在 ω 频点的值。

[0067] 由此, 在时域上, 中心动脉血压波形则可以通过如下公式得到:

$$[0068] \quad P_c(t) = \frac{1}{2}[P_D(t + \Delta t) + P_D(t - \Delta t)];$$

[0069] 其中, $P_c(t)$ 为中心动脉在 t 时刻的血压, $P_D(t + \Delta t)$ 和 $P_D(t - \Delta t)$ 为手指动脉血压测量位置的血压分别在 $t + \Delta t$ 和 $t - \Delta t$ 时刻的值, Δt 为血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间。

[0070] 上述实施例中, 通过测量手指动脉随时间变化的血压波形, 获取血流从中心动脉到手指动脉的血压测量位置的传播时间, 最终利用手指动脉的血压波形和血流传播时间计算中心动脉的血压波形, 只需根据单外周动脉血压波形和血流传播时间即可计算得到中心动脉的血压波形, 计算量较少, 且只需要测量单外周动脉的血压, 测量难度低, 使用方便, 能够降低测量成本, 并且由于不同人体实时测量的手指动脉的血压波形和血流传播时间均存在差异, 该方法测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性。

[0071] 当然, 在其他实施例中, 也可以测量其他外周动脉随时间变化的血压波形, 此处不做具体限定。

[0072] 请参阅图4, 图4是本发明中心动脉血压测量方法第二实施例的流程图, 本发明中心动脉血压测量方法第二实施例是在本发明中心动脉血压测量方法第一实施例的基础上, 步骤S11进一步包括:

[0073] 步骤S112:测量外周动脉关闭状态时的随时间变化的血压波形;

[0074] 步骤S113:测量外周动脉非关闭状态时的随时间变化的血压波形;

[0075] 由于外周动脉处于关闭状态时,外周动脉血压的前进波完全反射变成反射波,该外周动脉测量的血压波形即为前进波的二倍,并且利用该外周动脉处于非关闭状态时测量的血压波形和关闭状态时血压的一半,即可以计算得到该外周动脉血压的反射波。

[0076] 具体地,在一个应用例中,基于如图2所示的单一动脉血管模型20,在外周动脉端2011设置测量装置,例如图3所示的两个血压测量袖带,测量外周动脉关闭状态和非关闭状态时的随时间变化的血压波形,其中,外周动脉的血压波形测量方法可以根据实际情况采用张力法、容积补偿法、脉搏波传导速度法等任意一种或其他测量方法,此处不做具体限定。

[0077] 由此,进一步地,步骤S131包括:

[0078] 步骤S1312:通过如下公式分解出外周动脉血压测量位置的前进波和反射波:

[0079]
$$p_{Dr}(t) = \frac{1}{2} P_{D1}(t);$$

[0080]
$$p_{Db}(t) = P_{D2}(t) - p_{Dr}(t);$$

[0081] 其中, $p_{Dr}(t)$ 为外周动脉血压测量位置的前进波在 t 时刻的值, $p_{Db}(t)$ 为外周动脉血压测量位置的反射波在 t 时刻的值, $P_{D1}(t)$ 为外周动脉关闭状态时血压测量位置在 t 时刻的血压; $P_{D2}(t)$ 为外周动脉非关闭状态时血压测量位置在 t 时刻的血压。

[0082] 具体地,当该外周动脉血管不能近似看作处于关闭状态时,可以通过在外周动脉血压测量位置设置的测量装置,测量得到该外周动脉处于关闭状态和非关闭状态的血压波形,从而根据上述公式可以分解出该外周动脉血压测量位置的前进波和反射波,以便后续计算中心动脉的血压波形。当该外周动脉血管可以近似看作处于关闭状态时,可参考步骤S1311,此处不再重复。

[0083] 本实施例可以与本发明中心动脉血压测量方法第一实施例相结合。通过上述方法,可以利用外周动脉血管处于关闭状态和非关闭状态时测量的血压波形,分解出前进波和反射波,以便后续计算中心动脉血压波形,该方法计算简单,测量方便,能够降低测量成本,并且由于不同人体实时测量的手指动脉的血压波形和血流传播时间均存在差异,该方法测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性。

[0084] 请参阅图5,图5是本发明中心动脉血压测量方法第三实施例的流程示意图。如图5所示,本发明中心动脉血压测量方法第三实施例是在本发明中心动脉血压测量方法第一实施例的基础上,步骤S12包括:

[0085] 步骤S122:利用先验知识估计血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间。

[0086] 具体地,在一个应用例中,针对每个测量对象,测量其外周动脉随时间变化的血压波形,提取舒张期的血压值,根据如图2所示的单一动脉血管模型及从心脏到该外周动脉血压测量位置的血管平均长度等先验知识,可以估计得到血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间。根据多个测量对象的平均数据,即可得到最终估计的传播时间。当然,在其他应用例中,也可以提取外周动脉整个周期的血压波形或收缩期的血压值进行估计,此处不做具体限定。

[0087] 本实施例的步骤可以替代步骤S121,本实施例可以与本发明中心动脉血压测量方法第一、第二实施例相结合。

[0088] 请参阅图6,图6是本发明中心动脉血压测量设备第一实施例的结构示意图。如图6所示,本发明中心动脉血压测量设备60第一实施例的包括:外周动脉测量仪601和处理器602。

[0089] 外周动脉测量仪601,用于测量外周动脉随时间变化的血压波形;

[0090] 处理器602,连接外周动脉测量仪601,用于获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间,利用外周动脉的血压波形和传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0091] 具体地,在一个应用例中,在待测试者手指部位设置外周动脉测量仪,例如图3所示的装置,利用容积补偿法测量出手指动脉随时间变化的血压波形,可以参考步骤S11,此处不再重复;然后将测量的手指动脉随时间变化的血压波形传输给处理器602,处理器602根据获得的血压波形,利用先验知识估计血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间,具体可参考步骤S122,此处不再重复;最后利用外周动脉的血压波形和传播时间计算出中心动脉的血压波形,具体可以参考步骤S13,此处不再重复。

[0092] 当然,在其他应用例中,可以测量其他外周动脉的血压波形,血压波形也可以通过其它方法测量,外周动脉测量仪也可以是其他装置,血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间也可以通过其他方式获取,此处不做具体限定。

[0093] 当然,在其他实施例中,中心动脉血压测量设备视具体需求还可以包括显示器、按键等,此处不做具体限定。

[0094] 在上述实施例中,本发明中心动脉血压测量设备利用外周动脉测量仪测量外周动脉随时间变化的血压波形,利用处理器获取血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间,最终利用外周动脉的血压波形和血流传播时间计算出中心动脉的血压波形,计算量较少,只需测量单外周动脉血压波形,测量难度低,使用方便,能够降低测量成本,并且由于不同人体实时测量的外周动脉的血压波形和血流传播时间均存在差异,因此该设备测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性。

[0095] 请参阅图7,图7是本发明中心动脉血压测量设备第二实施例的结构示意图。图7与图6结构类似,此处不再赘述,不同之处在于,本发明中心动脉血压测量设备70进一步包括:心电测量仪703,连接于处理器702,用于同步测量随时间变化的心电图信号。

[0096] 处理器702进一步用于利用心电图信号和外周动脉的血压波形之间的相位差计算血流从中心动脉到外周动脉血压测量位置的传播时间。

[0097] 具体地,在一个应用例中,在待测试者的心脏部位设置心电测量仪703,在待测试者手指部位设置外周动脉测量仪701,同步测量随时间变化的心电图信号和外周动脉的血压波形,处理器703接收上述随时间变化的血压波形和心电图信号,基于光电容积测量脉搏波传播时间的原理,计算心电图信号和手指动脉的血压波形之间的相位差,从而获得血流从中心动脉到手指动脉血压测量位置的传输时间,具体计算方法可以参考步骤S121的方法,此处不再重复。当然,在其他应用例中,也可以测量其他外周动脉的血压波形,此处不做具体限定。

[0098] 在上述实施例中,本发明中心动脉血压测量设备进一步利用测量的心电图信号和血压波形计算血流从中心动脉到外周动脉的血压测量位置的传播时间,最终利用外周动脉

的血压波形和血流传播时间计算出中心动脉的血压波形,由于不同人体实时测量的外周动脉的血压波形和血流传播时间均存在差异,因此该设备测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性,并且计算量较少,只需测量单外周动脉血压波形,测量难度低,使用方便,能够降低测量成本。

[0099] 以上所述仅为本发明的实施方式,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

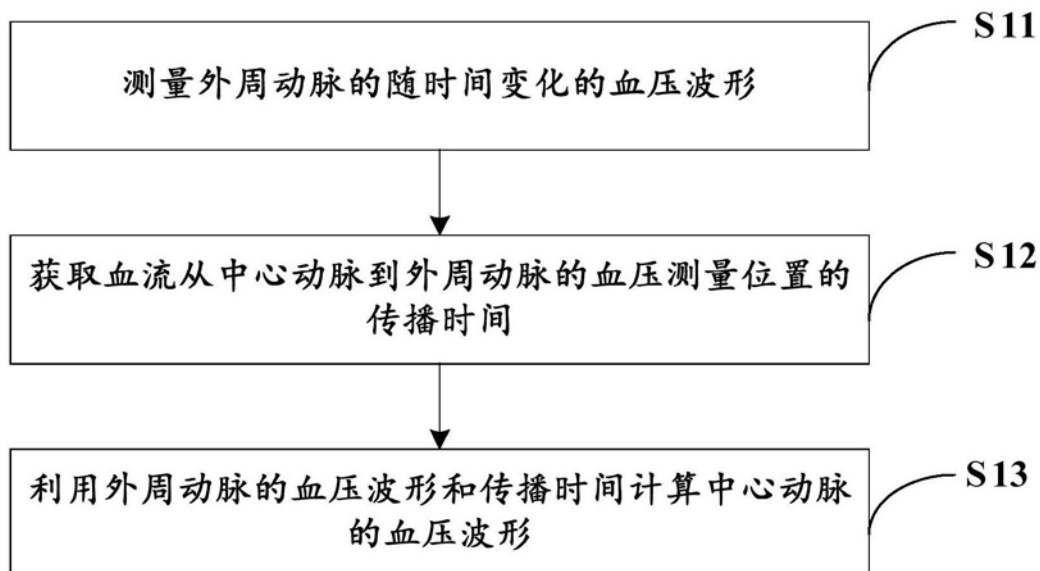


图1

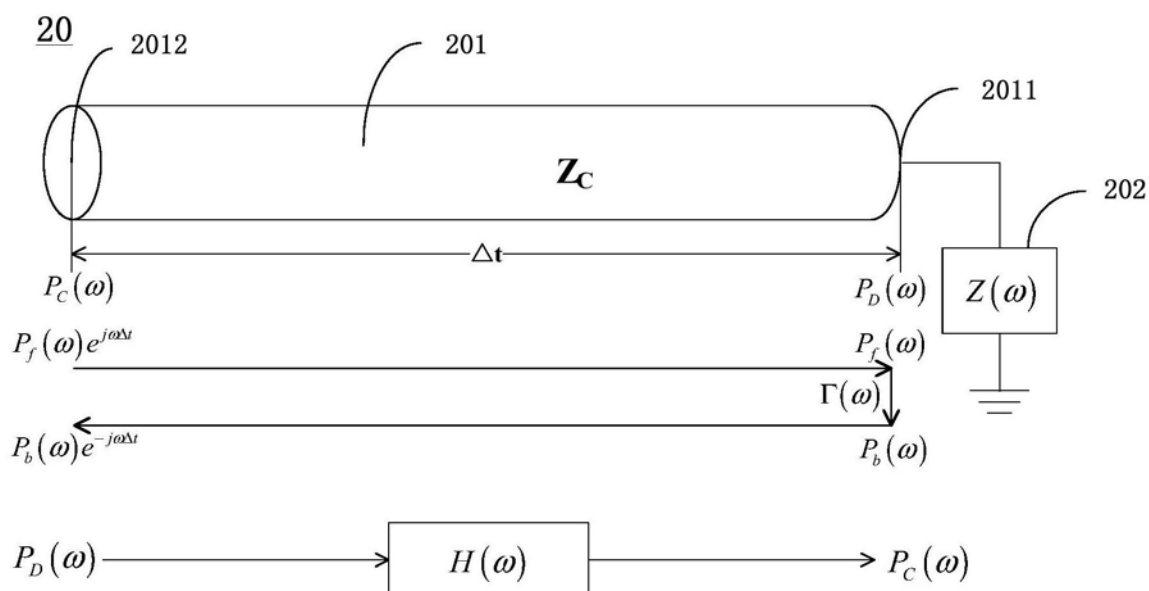


图2

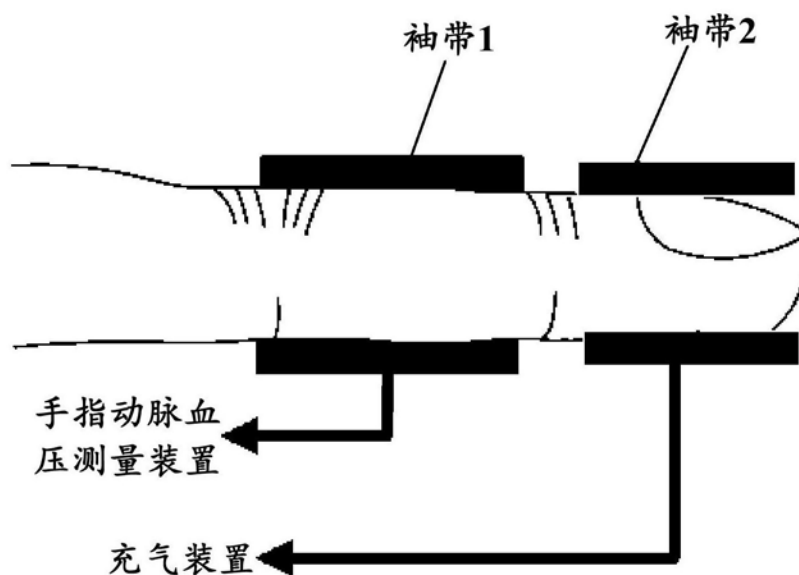


图3

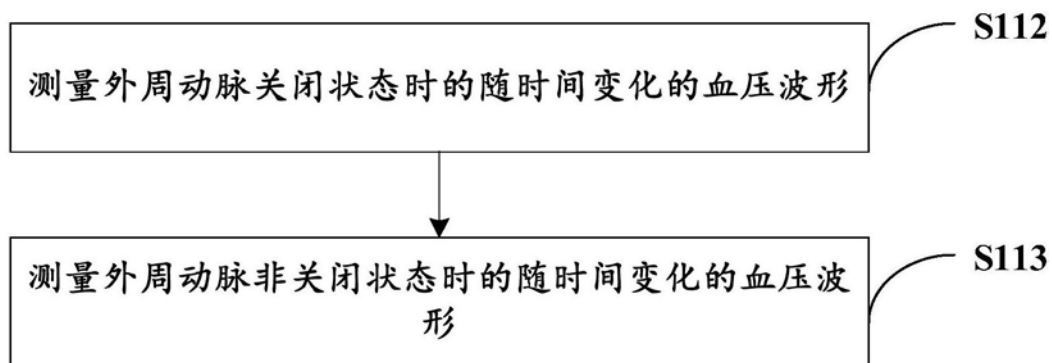


图4

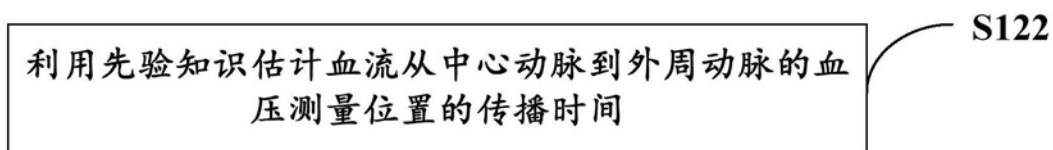


图5

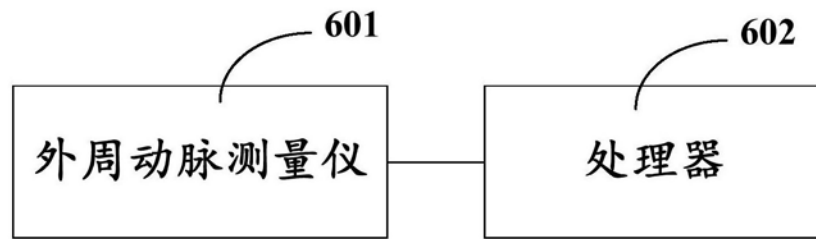
60

图6

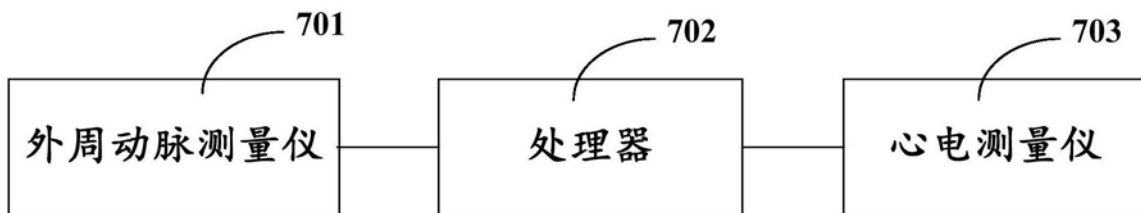
70

图7

专利名称(译)	一种中心动脉血压测量方法及设备		
公开(公告)号	CN108937896A	公开(公告)日	2018-12-07
申请号	CN2017110369140.X	申请日	2017-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	刘嘉 张攀登 邱全利 张阿强		
发明人	刘嘉 张攀登 邱全利 张阿强		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0225 A61B5/02108 A61B5/02125 A61B5/0402 A61B5/7235		
代理人(译)	李庆波		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种中心动脉血压测量方法及设备，该方法包括：测量外周动脉的随时间变化的血压波形；获取血流从中心动脉到所述外周动脉的血压测量位置的传播时间；利用所述外周动脉的血压波形和所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。通过上述方式测量中心动脉血压波形计算量较少，且只需要测量单外周动脉的血压，测量难度低，使用方便，能够降低测量成本，且能够体现个体差异性。

