



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108236459 A

(43)申请公布日 2018.07.03

(21)申请号 201611219441.6

(22)申请日 2016.12.26

(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

(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 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

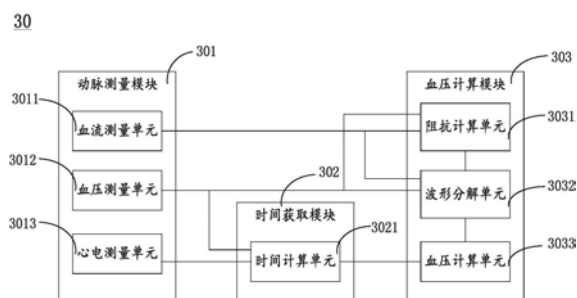
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种中心动脉血压测量方法及系统

(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系统,所述系统包括:动脉测量模块,用于同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;时间获取模块,用于获取血流从中心动脉到所述动脉的血压测量位置的传播时间;血压计算模块,用于利用所述动脉的血压波形和血流波形以及所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。通过上述方式测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性,解决现有产品基于大样本的传递函数测量中心动脉血压波形难以体现个体差异的问题。



1. 一种中心动脉血压测量方法,其特征在于,所述方法包括:
同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;
获取血流从中心动脉到所述动脉的血压测量位置的传播时间;
利用所述动脉的血压波形和血流波形以及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,所述利用所述动脉的血压波形和血流波形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:

利用所述动脉的血压波形和血流波形计算所述动脉的特征阻抗;

利用所述动脉的血压波形和血流波形以及所述动脉的特征阻抗分解出所述动脉的血压测量位置的前进波和反射波;

利用所述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,所述利用所述动脉的血压波形和血流波形以及所述动脉的特征阻抗分解出所述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:

$$p_{Rf}(t) = \frac{P_R(t) + Q_R(t) \times Z_R}{2};$$
$$p_{Rb}(t) = \frac{P_R(t) - Q_R(t) \times Z_R}{2};$$

其中, $p_{Rf}(t)$ 为所述动脉血压测量位置的前进波在t时刻的值, $p_{Rb}(t)$ 为所述动脉血压测量位置的反射波在t时刻的值, $P_R(t)$ 为所述动脉血压测量位置在t时刻的血压, $Q_R(t)$ 为所述中心动脉到所述动脉血压测量位置在t时刻的血流量, Z_R 为所述动脉的特征阻抗。

4. 根据权利要求2的方法,其特征在于,所述利用所述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:

$$P_C(t) = p_{Rf}(t+t_1) + p_{Rb}(t-t_1);$$

其中, $P_C(t)$ 为所述中心动脉在t时刻的血压, $p_{Rf}(t+t_1)$ 和 $p_{Rb}(t-t_1)$ 为所述动脉的血压检测位置的前进波和反射波分别在 $t+t_1$ 和 $t-t_1$ 时刻的值, t_1 为血流从所述中心动脉到所述动脉的血压测量位置的传播时间。

5. 根据权利要求1的方法,其特征在于,所述同步测量随时间变化的动脉的血压波形和血流波形进一步包括:

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。

6. 根据权利要求1的方法,其特征在于,所述动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形分别采用血压测量腕带和超声测量探头同步测量。

7. 一种中心动脉血压测量系统,其特征在于,所述系统包括:

动脉测量模块,用于同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;
时间获取模块,用于获取血流从中心动脉到所述动脉的血压测量位置的传播时间;
血压计算模块,用于利用所述动脉的血压波形和血流波形以及所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。

8. 根据权利要求7中的系统,其特征在于,所述血压计算模块包括:
阻抗计算单元,用于利用所述动脉的血压波形和血流波形计算所述动脉的特征阻抗;
波形分解单元,用于利用所述动脉的血压波形和血流波形以及所述动脉的特征阻抗分解出所述动脉的血压测量位置的前进波和反射波;

血压计算单元,用于利用所述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。

9. 根据权利要求7的系统,其特征在于,
所述动脉测量模块进一步包括:
心电测量单元,用于同步测量随时间变化的心电图信号;
所述时间获取模块包括:
时间计算单元,用于利用所述心电图信号和所述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。

10. 根据权利要求7的系统,其特征在于,所述动脉测量模块进一步包括:
血压测量单元,用于同步测量所述动脉同一位置的随时间变化的血压波形;
血流测量单元,用于同步测量所述动脉同一位置的随时间变化的血流波形。

一种中心动脉血压测量方法及系统

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系统。

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。目前市场上测量中心动脉血压的产品所采用的中心动脉血压测量方法是将外周连续血压波形通过传递函数变换获取的,对于血管病变患者,这种方法难以体现个体差异。

发明内容

[0003] 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系统,能够解决现有测量中心动脉血压的产品难以体现个体差异的问题。

[0004] 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:同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;获取血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间;利用动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0005] 其中,利用动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形的步骤包括:利用动脉的血压波形和血流波形计算动脉的特征阻抗;利用动脉的血压波形和血流波形以及动脉的特征阻抗分解出动脉的血压测量位置的前进波和反射波;利用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。

[0006] 其中,利用动脉的血压波形和血流波形以及动脉的特征阻抗分解出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前进波和反射波:

$$[0007] \quad p_{Rf}(t) = \frac{P_R(t) + Q_R(t) \times Z_R}{2};$$

$$[0008] \quad p_{Rb}(t) = \frac{P_R(t) - Q_R(t) \times Z_R}{2};$$

[0009] 其中, $p_{Rf}(t)$ 为动脉血压测量位置的前进波在 t 时刻的值, $p_{Rb}(t)$ 为动脉血压测量位置的反射波在 t 时刻的值, $P_R(t)$ 为动脉在 t 时刻的血压, $Q_R(t)$ 为中心动脉到动脉血压测量位置在 t 时刻的血流量, Z_R 为动脉的特征阻抗。

[0010] 其中,利用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的步骤包括:通过如下公式计算中心动脉的血压波形:

$$[0011] \quad P_C(t) = p_{Rf}(t+t_1) + p_{Rb}(t-t_1);$$

[0012] 其中, $P_C(t)$ 为中心动脉在 t 时刻的血压, $p_{Rf}(t+t_1)$ 和 $p_{Rb}(t-t_1)$ 为动脉的血压检测

位置的前进波和反射波分别在 $t+t_1$ 和 $t+t_1$ 时刻的值, t_1 为血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间。

[0013] 其中,同步测量随时间变化的动脉的血压波形和血流波形进一步包括:同步测量随时间变化的心电图信号;获取血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间的步骤包括:利用心电图信号和动脉的血压波形之间的相位差计算血流从中心动脉到动脉血压测量位置的传播时间。

[0014] 其中,同一位置随时间变化的血压波形和血流波形分别采用血压测量腕带和超声测量探头同步测量。

[0015] 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系统,包括:动脉测量模块,用于同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;时间获取模块,用于获取血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间;血压计算模块,用于利用动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0016] 其中,血压计算模块包括:阻抗计算单元,用于利用动脉的血压波形和血流波形计算动脉的特征阻抗;波形分解单元,用于利用动脉的血压波形和血流波形以及动脉的特征阻抗分解出动脉的血压测量位置的前进波和反射波;血压计算单元,用于利用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。

[0017] 其中,动脉测量模块进一步包括:心电测量单元,用于同步测量随时间变化的心电图信号;时间获取模块包括:时间计算单元,用于利用心电图信号和动脉的血压波形之间的相位差计算血流从中心动脉到动脉血压测量位置的传播时间。

[0018] 其中,动脉测量模块进一步包括:血压测量单元,用于同步测量动脉同一位置的随时间变化的血压波形;血流测量单元,用于同步测量动脉同一位置的随时间变化的血流波形。

[0019] 本发明实施例的有益效果是:在本发明实施例的方法中,通过同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形,获取血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间,最终利用动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形,由于不同人体实时测量的动脉的血压波形和血流波形以及血流传播时间均存在差异,因此该方法测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性,解决现有产品基于大样本的传递函数测量中心动脉血压波形难以体现个体差异的问题。

附图说明

[0020] 图1是根据本发明第一实施例的一种中心动脉血压测量方法的流程图;

[0021] 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;

[0022] 图3是根据本发明第二实施例的一种中心动脉血压测量系统的结构示意图。

具体实施方式

[0023] 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。

[0024] 请参阅图1,图1是本发明第一实施例的一种中心动脉血压测量方法的流程图。如图1所示,本发明第一实施例的一种中心动脉血压测量方法包括:

[0025] 步骤S11:同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;

[0026] 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。

[0027] 在一个应用例中,基于如图2所示的单一动脉血管模型20,在手腕部位2011设置测量装置,例如血压测量腕带和超声测量探头,同步测量随时间变化的桡动脉的血压波形和血流波形,其中,桡动脉的血压波形测量方法可以采用张力法,血流波形可以采用超声测量探头利用超声波的多普勒效应分析获得。当然,在其他应用例中,桡动脉的血压波形和血流波形也可以采用其他测量方法,此处不做具体限定。

[0028] 其中,步骤S11进一步包括:

[0029] 步骤S111:同步测量随时间变化的心电图信号;

[0030] 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。

[0031] 步骤S12:获取血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间;

[0032] 其中,步骤S12进一步包括:

[0033] 步骤S121:利用心电图信号和动脉的血压波形之间的相位差计算血流从中心动脉到动脉血压测量位置的传播时间。

[0034] 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,基于光电容积测量脉搏波传播时间的原理,在手腕桡动脉部位2011设置一光电传感器,记录光电容积脉搏波(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桡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。

[0035] 步骤S13:利用动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0036] 其中,步骤S13进一步包括:

[0037] 步骤S131:利用动脉的血压波形和血流波形计算动脉的特征阻抗;

[0038] 具体地,如图2所示,基于单一动脉血管模型,首先时域独立的脉搏波信号可以写成傅里叶序列,每个谐波是相互独立的,并且叠加原理适用,这样就可以对脉搏波信号进行傅里叶分解,分别处理每一个谐波;其中脉搏波信号包括血压脉搏波信号和血流脉搏波信

号。其次在主动脉处脉搏波高频反射部分趋于混叠相消的状态,衰减较大,以至于近似可以认为在主要的中心动脉处反射回来的脉搏波为零。此时,在高频区,特征阻抗与输入阻抗相等,特征阻抗可以由检测到的桡动脉的血压波形和血流波形中高频部分的血压和血流分量的比值得到,具体可参考如下公式:

$$[0039] \quad Z_R = \frac{P_k}{Q_k};$$

[0040] 其中, Z_R 为桡动脉的特征阻抗, P_k 为桡动脉的血压波形经过傅里叶分解的第k次谐波系数, Q_k 为桡动脉的血流波形经过傅里叶分解的第k次谐波系数。

[0041] 当然,在其他应用例中,桡动脉的特征阻抗也可以采用其他方法计算,此处不做具体限定。

[0042] 步骤S132:利用动脉的血压波形和血流波形以及动脉的特征阻抗分解出动脉的血压测量位置的前进波和反射波;

[0043] 其中,步骤S132进一步包括:

[0044] 步骤S1321:通过如下公式分解出前进波和反射波:

$$[0045] \quad p_{Rf}(t) = \frac{P_R(t) + Q_R(t) \times Z_R}{2};$$

$$[0046] \quad p_{Rb}(t) = \frac{P_R(t) - Q_R(t) \times Z_R}{2};$$

[0047] 其中, $p_{Rf}(t)$ 为动脉血压测量位置的前进波在t时刻的值, $p_{Rb}(t)$ 为动脉血压测量位置的反射波在t时刻的值, $P_R(t)$ 为动脉在t时刻的血压, $Q_R(t)$ 为中心动脉到动脉血压测量位置在t时刻的血流量, Z_R 为动脉的特征阻抗。

[0048] 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到桡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,通过上述公式,可以利用测量到的桡动脉的血压波形和血流波形以及步骤S13计算出的桡动脉的特征阻抗分解出桡动脉的血压测量位置的前进波和反射波。

[0049] 步骤S133:利用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。

[0050] 其中,步骤S133进一步包括:

[0051] 步骤S1331:通过如下公式计算中心动脉的血压波形:

$$[0052] \quad P_C(t) = p_{Rf}(t+t_1) + p_{Rb}(t-t_1);$$

[0053] 其中, $P_C(t)$ 为中心动脉在t时刻的血压, $p_{Rf}(t+t_1)$ 和 $p_{Rb}(t-t_1)$ 为动脉的血压检测位置的前进波和反射波分别在 $t+t_1$ 和 $t-t_1$ 时刻的值, t_1 为血流从中心动脉到动脉的血压测量位置的传播时间。

[0054] 具体地,基于图2所示的单一动脉血管模型,血管201中桡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 t_1 时间传播得到的,而中心动脉2012的反射波则是由桡动脉的血压测量位置2011测得的反射波经过 t_1 时间传播得到的,由此可以通过桡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桡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。

[0055] 上述实施例中,通过同步测量桡动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形,获取血流从中心动脉到桡动脉的血压测量位置的传播时间,最终利用桡动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形,由于不同人体实时测量的桡动脉的血压波形和血流波形以及血流传播时间均存在差异,因此该方法测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性,解决现有产品基于大样本的传递函数测量中心动脉血压波形难以体现个体差异的问题。当然,在其他实施例中,也可以同步测量指动脉等外周动脉或者其他动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形,此处不做具体限定。

[0056] 请参阅图3,图3是根据本发明第二实施例的一种中心动脉血压测量系统的结构示意图。如图3所示,本发明第二实施例的中心动脉血压测量系统30包括:依次连接的动脉测量模块301、时间获取模块302和血压计算模块303。

[0057] 动脉测量模块301,用于同步测量桡动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形;

[0058] 其中,动脉测量模块301进一步包括:

[0059] 血流测量单元3011,用于同步测量桡动脉同一位置的随时间变化的血流波形;

[0060] 血压测量单元3012,用于同步测量桡动脉同一位置的随时间变化的血压波形;

[0061] 心电测量单元3013,用于同步测量随时间变化的心电图信号;

[0062] 具体地,在一个应用例中,在待测试者手腕部位设置血压测量腕带和超声测量探头,分别利用张力法和超声多普勒效应同步测量出手腕桡动脉同一位置的随时间变化的血压波形和血流波形;同时,在待测试者的心脏部位设置心电测量仪,同步测量随时间变化的心电图信号;然后将测量的桡动脉随时间变化的血压波形、血流波形和心电图信号传输给时间获取模块302和血压计算模块303,以进行后续数据处理。当然,在其他应用例中,血压波形、血流波形也可以通过其它方法同步测量,此处不做具体限定。

[0063] 时间获取模块302,用于获取血流从中心动脉到桡动脉的血压测量位置的传播时间;

[0064] 其中,时间获取模块302包括:

[0065] 时间计算单元3021,用于利用心电图信号和桡动脉的血压波形之间的相位差计算血流从中心动脉到桡动脉血压测量位置的传播时间。

[0066] 具体地,时间计算单元3021接收到血压测量单元3012和心电测量单元3013传输的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,计算心电图信号和桡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桡动脉血压测量位置的传输时间,具体计算方法可以参考本发明第一实施例中步骤S121的方法,此处不再重复。

[0067] 血压计算模块303,用于利用桡动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形。

[0068] 其中,血压计算模块303包括:

[0069] 阻抗计算单元3031,用于利用桡动脉的血压波形和血流波形计算桡动脉的特征阻

抗；

[0070] 具体地，阻抗计算单元3031接收血压测量单元3012和血流测量单元3011传输的桡动脉随时间变化的血压波形和血流波形，由接收到的桡动脉的血压波形和血流波形中高频部分的血压和血流分量的比值计算出桡动脉的特征阻抗，并将该特征阻抗传输给波形分解单元3032以进行后续计算；其中，桡动脉的特征阻抗的具体计算方法可以参考本发明第一实施例中步骤S131的方法，此处不再重复。当然，在其他实施例中，也可以采用其他方法计算桡动脉的特征阻抗，此处不做具体限定。

[0071] 波形分解单元3032，用于利用桡动脉的血压波形和血流波形以及桡动脉的特征阻抗分解出桡动脉的血压测量位置的前进波和反射波；

[0072] 具体地，波形分解单元3032接收到血压测量单元3012和血流测量单元3011传输的桡动脉随时间变化的血压波形和血流波形以及阻抗计算单元3031传输的桡动脉的特征阻抗，通过如本发明第一实施例中步骤S1321的公式即可以分解出桡动脉的血压测量位置的前进波和反射波。

[0073] 血压计算单元3033，用于利用桡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。

[0074] 具体地，在一个应用例中，基于图2所示的单一动脉血管模型，血流从中心动脉2012到桡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，而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，实际的中心动脉血压也是由前进波和反射波的压力叠加而成的；如图2所示，桡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 t_1 时间传播得到的，而中心动脉2012的反射波则是由桡动脉的血压测量位置2011测得的反射波经过 t_1 时间传播得到的，由此可以通过桡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，因此，可以利用血流从中心动脉2011到桡动脉血压测量位置2012的传播时间 t_1 将桡动脉的血压测量位置2011测得的前进波和反射波变换为中心动脉2011的前进波和反射波，然后将中心动脉2011的前进波和反射波相加即可获得中心动脉2011的血压波形；具体计算方法可以参考本发明第一实施例中步骤S1331的方法，此处不再重复。

[0075] 当然，在其他实施例中，中心动脉血压测量系统视具体需求还可以包括显示模块、接口模块等，此处不做具体限定。

[0076] 在上述实施例中，本发明中心动脉血压测量系统通过同步测量桡动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形，获取血流从中心动脉到桡动脉的血压测量位置的传播时间，最终利用桡动脉的血压波形和血流波形以及传播时间计算中心动脉的血压波形，由于不同人体实时测量的桡动脉的血压波形和血流波形以及血流传播时间均存在差异，因此该系统测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性，解决现有产品基于大样本的传递函数测量中心动脉血压波形难以体现个体差异的问题。

[0077] 当然，在其他实施例中，也可以同步测量指动脉等外周动脉或者其他动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形，此处不做具体限定。

[0078] 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。

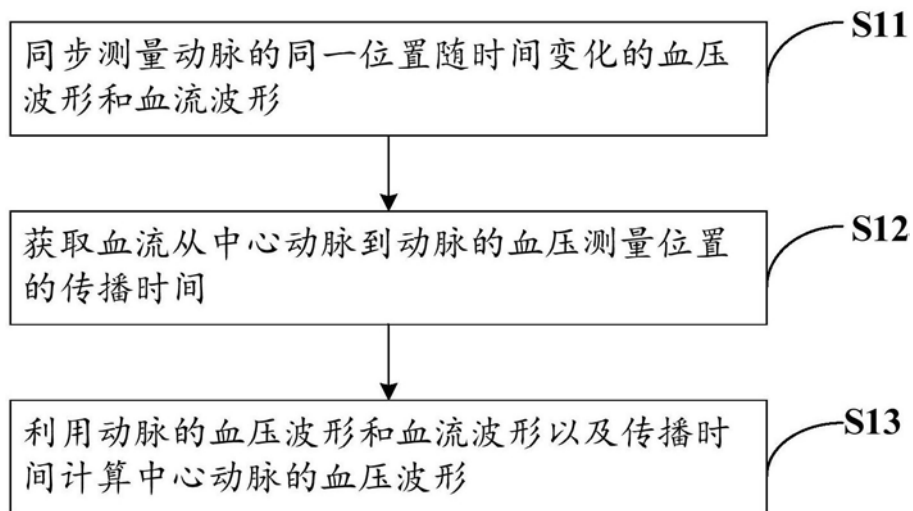


图1

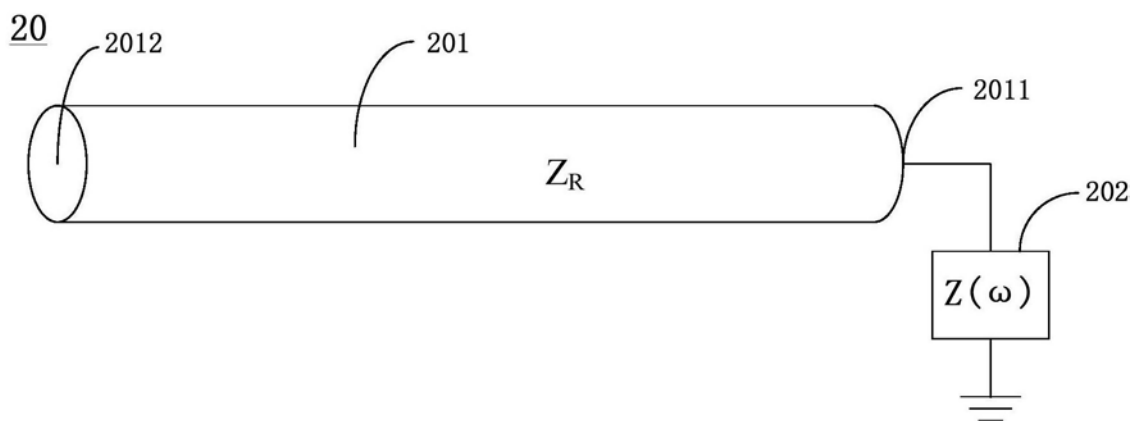


图2

30

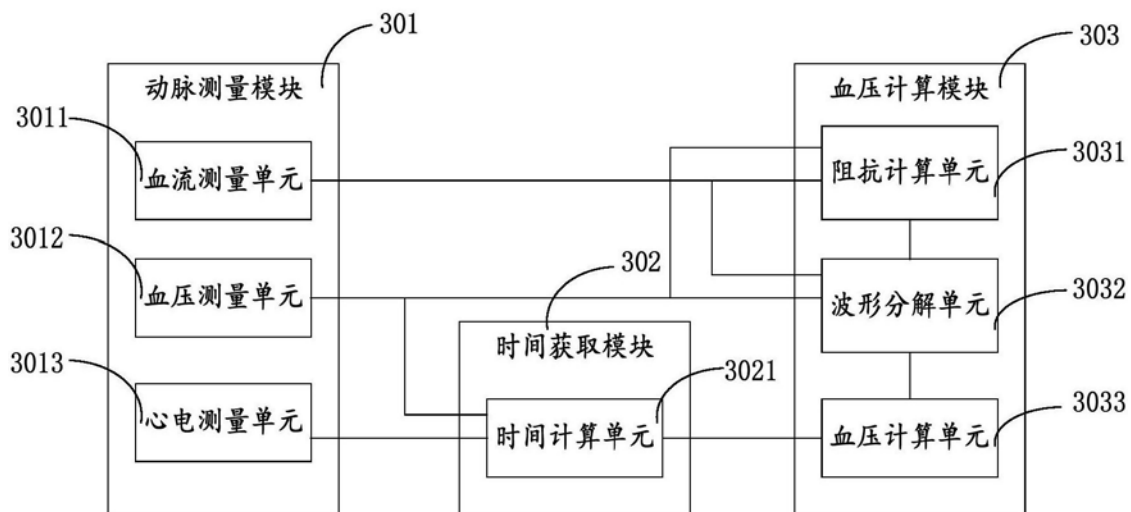


图3

专利名称(译)	一种中心动脉血压测量方法及系统		
公开(公告)号	CN108236459A	公开(公告)日	2018-07-03
申请号	CN201611219441.6	申请日	2016-12-26
[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		
发明人	刘嘉 张攀登 邱全利		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/0402 A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0402 A61B5/7235 A61B8/06		
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系统，所述系统包括：动脉测量模块，用于同步测量动脉的同一位置随时间变化的血压波形和血流波形；时间获取模块，用于获取血流从中心动脉到所述动脉的血压测量位置的传播时间；血压计算模块，用于利用所述动脉的血压波形和血流波形以及所述传播时间计算所述中心动脉的血压波形。通过上述方式测量的中心动脉血压波形能够体现个体差异性，解决现有产品基于大样本的传递函数测量中心动脉血压波形难以体现个体差异的问题。

30

