



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108464815 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201810209138.0

(22)申请日 2014.03.14

(30)优先权数据

13/829,061 2013.03.14 US

(62)分案原申请数据

201480014469.9 2014.03.14

(71)申请人 浙江善时生物药械(商丘)有限公司

地址 476000 河南省商丘市睢阳区产业集聚区105国道西侧纬二路北侧

(72)发明人 奥利弗·高杰 马蒂亚斯·博恩

帕特里克·洪齐克

奥莱克西·莫罗佐夫

费利克斯·弗里德里希

(74)专利代理机构 杭州天昊专利代理事务所

(特殊普通合伙) 33283

代理人 向庆宁

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 3/16(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/028(2006.01)

A61B 5/029(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 8/02(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

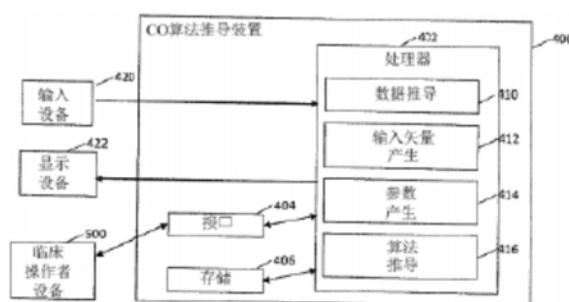
权利要求书1页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

用于通过压平张力测定法计算活体受试者的心输出量的装置和方法

(57)摘要

用于使用压平张力测定法测量结果计算活体受试者的心输出量(CO)的装置和方法。在一个实施方案中,所述装置和方法建立用于将生理源数据矢量与目标CO值关联的非线性数学模型。源数据矢量包括一个或多个可测量或可推导的参数,如:心缩压和舒张压、脉搏压、心跳至心跳间隔、平均动脉压、在心缩期间的压力升高的最大斜率、脉搏压波的心缩部分下方面积、性别(男性或女性)、年龄、高度和体重。跨越多个个体使用各种方法来获取目标CO值。多维非线性优化随后用于找出数学模型,所述数学模型将所述源数据变换成所述目标CO数据。所述模型随后通过获取个体的生理数据并且将所述模型应用于所收集的数据而应用于所述个体。



1. 一种用于从张力测定法数据计算心输出量的方法,所述方法包括:
使用张力测定传感器的压平法获得活体受试者的一个或多个血液动力学参数值;
使用预先确定的数学模型处理所述一个或多个血液动力学参数值;以及
至少部分地基于所述处理动作的结果来引起心输出值的显示。
2. 一种心输出设备,所述心输出设备包括:
至少一个接口;
至少一个存储装置;
外部部件,所述外部部件被配置来通过压平张力测定法测量血液动力学参数数据;以及
处理器,所述处理器被配置来执行至少一个计算机程序,所述计算机程序包括多个执行,所述指令被配置来在执行时:
预处理所述所测量的血液动力学参数数据;
至少部分地基于所述预处理的所测量的血液动力学参数数据来计算心输出量参数;
以及显示所述心输出量参数。
3. 一种非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质被配置来在所述介质上存储用于心输出量的计算的计算机程序,所述计算机可读介质包括多个指令,所述指令被配置来在由处理器执行时:
测量多个血液动力学参数;
使用先前提供的数学模型处理所述所测量的血液动力学参数数据;以及
引起与所述计算机可读介质相关联的显示设备显示所计算的心输出值。
4. 如权利要求1所述的方法,其中所述血液动力学参数值包括以下一个或多个:压力参数、心跳至心跳间隔和/或动脉顺应性。
5. 如权利要求1所述的方法,其中所述预先确定的数学模型由以下产生:
从多个活体受试者测量生理参数值;
产生输入矢量,所述输入矢量表示所述多个活体受试者中的每一个的所述所测量的生理参数值;
从所述多个活体受试者中的每一个收集心输出测量结果;
至少基于所述所收集的心输出测量结果来计算心输出量的目标值;以及
将所述输入矢量与所述所计算的目标值相联系。
6. 如权利要求5所述的方法,其中所述心输出测量结果通过以下一个或多个获得:基于心动描记术的机制和/或基于MRI的机制。
7. 如权利要求5所述的方法,其中所述预先确定的数学模型被配置来将所述活体受试者的所述所获得的一个或多个血液动力学参数值与心输出量的所述目标值相联系。
8. 如权利要求5所述的方法,所述方法进一步包括:将所述活体受试者的所述所获得的一个或多个血液动力学参数值表示为所述输入矢量,并且将所述输入矢量与所述所计算的目标值关联。
9. 如权利要求5所述的方法,其中所述联系动作包括使用非线性优化。
10. 如权利要求5所述的方法,其中所述输入矢量包括以下一个或多个:所述所测量的生理参数值、所输入的生理参数值和/或所推导的生理参数值。

用于通过压平张力测定法计算活体受试者的心输出量的装置 和方法

[0001] 相关的申请案

[0002] 本申请是中国专利申请CN201480014469.9的分案申请，201480014469.9的中国申请日为2014年3月14日。

[0003] 本申请要求名称相同并且2013年3月14日提交的共同拥有、共同待决的美国专利申请序列号13/829,061的优先权。本申请与2013年3月14日提交的名称为“APPARATUS AND METHODS FOR COMPUTING CARDIAC OUTPUT OF A LIVING SUBJECT”的共同拥有、共同待决的美国专利申请序列号13/827,063有关。

技术领域

[0004] 本公开总体上涉及用于测量活体受试者的心输出量的方法和装置，并且确切来说，在一个方面中涉及使用大致上非侵入性技术来准确地估计活体受试者的心输出量。

背景技术

[0005] 心输出量(CO)指的是通过心脏(通过左心室或右心室)在一段时间内(如在一分钟内)泵送的血液体积。CO可进一步指在心脏的心缩阶段期间，来自右心室的输出量和来自左心室的输出量的组合总和，并且在数学上表示为：

[0006] $CO = \text{心搏量} \times \text{心率}$

[0007] 心率(HR)指的是每单位时间的心跳数量，通常被测量为每分钟心跳(bpm)。心搏量(SV)指的是每一次心跳从心脏的一个心室泵送的血液体积。

[0008] 心脏功能运行和CO大体由身体细胞对氧的需要来控制。当需氧量增加时，CO增加。因此，HR的增加、姿势的改变、增加的交感神经系统活动和减小的副交感神经系统活动、体表面积等都可影响患者的CO。其他生理参数和量度可进一步影响SV和/或HR，并且因此也影响CO。例如，射血分数(EF)可影响SV，并且可随与心室扩张相关联的心室疾病而变化，所述射血分数是在心动周期或心缩的收缩或射血阶段期间通过左心室(LV)射出的血液的分数。心血管系统的其他疾病对CO造成改变，所述其他疾病如高血压和心力衰竭。另外，在感染和败血症期间，CO会增加，并且由于心肌病和心力衰竭，CO会减小。CO也可受呼吸阶段的显著影响(即，胸内压力变化影响舒张性填充，并且因此影响CO)。CO改变是尤其重要的，并且因此也需要在机械通气期间用于监控CO和的高效技术。

[0009] 因此，准确地测量CO的能力对提供异常性的改良诊断和所述异常性的管理来说是重要的，所述异常性包括高血压、心力衰竭等。

[0010] 存在用于测量CO的多种临床方法，范围从直接心内导管术到动脉脉搏的非侵入性测量。然而，这些方法中的每一种具有明显的限制，包括不准确、无效性和侵入性。确切来说，病理生理学研究指示：左心室心缩和舒张功能以及中心血管功能是非线性过程。因此，使用现有技术线性近似策略的心输出量的计算是不精确和欠佳的。因此，不存在用于CO的真实准确测量的广泛接受的标准。

[0011] 因此,需要的是用于计算CO的准确、有效和非侵入性装置和方法。

发明内容

[0012] 本公开通过尤其公开用于通过张力测定设备计算活体受试者的心输出量的装置和方法而满足前述需要。

[0013] 在第一方面中,公开用于从压平张力测定法数据计算心输出量的方法。在一个实施方案中,方法包括由压平张力测定法获得实际血液动力学参数值,应用数学模型,并且引起心输出值的显示。

[0014] 在第二方面中,公开心输出设备。在一个实施方案中,设备包括至少一个接口、至少一个存储装置、处理器和由压平张力测定法测量血液动力学参数的外部部件。在一个变体中,处理器被配置来运行至少一个计算机程序,以用于预处理所测量的血液动力学参数数据。在另一变体中,处理器被配置来运行至少一个计算机程序,以用于计算心输出量。

[0015] 在第三方面中,公开非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质被配置来将计算机程序存储在所述介质上。在一个实施方案中,计算机程序包括被配置来计算心输出量的多个指令。在一个变体中,多个指令被配置来当由处理器执行时:测量多个血液动力学参数,处理所测量的血液动力学参数数据,并且引起所计算的心输出值的显示。

[0016] 在第四方面中,公开用于计算心输出量的方法。在一个实施方案中,方法包括:在给定输入血液动力学参数矢量的情况下获得心输出量的目标值,建立数学模型,获得实际血液动力学参数值,应用数学模型,并且引起心输出值的显示。

[0017] 在第五方面中,公开产生适用于计算心输出量的数学模型的方法。在一个实施方案中,方法包括测量多个生理参数值,至少部分地基于生理参数值产生多个输入矢量,收集多个心输出测量结果,使用所收集的心输出测量结果和生理参数值来计算目标心输出值,并且使用非线性优化算法来产生适用于计算心输出量的数学模型。

[0018] 在第六方面中,公开计算心输出量的方法。在一个实施方案中,方法包括测量多个血液动力学参数,处理所测量的血液动力学参数数据,至少部分地基于所测量的多个血液动力学参数选择输入矢量,应用用于计算心输出量的数学模型,并且引起所计算的心输出值的显示。

[0019] 在第七方面中,公开心输出设备。在一个实施方案中,设备包括至少一个接口、至少一个存储装置和处理器。在一个变体中,处理器被配置来运行至少一个计算机程序,以用于产生适用于计算心输出量的数学模型。在另一变体中,处理器被配置来运行至少一个计算机程序,以用于预处理所测量的血液动力学参数数据。在另一变体中,处理器被配置来运行至少一个计算机程序,以用于产生多个血液动力学参数矢量。在另一变体中,处理器被配置来运行至少一个计算机程序,以用于计算心输出量。

[0020] 在第八方面中,公开非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质被配置来将计算机程序存储在所述介质上。在一个实施方案中,计算机程序包括被配置来计算心输出量的多个指令。在一个变体中,多个指令被配置来当由处理器执行时:在给定输入血液动力学参数矢量的情况下获得心输出量的目标值,建立数学模型,获得实际血液动力学参数值,应用数学模型,并且引起心输出值的显示。

[0021] 在第九方面中,公开非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质被配置

来将计算机程序存储在所述介质上。在一个实施方案中,计算机程序包括被配置来产生适用于计算心输出量的数学模型的多个指令。在一个变体中,多个指令被配置来当由处理器执行时:测量多个生理参数值,至少部分地基于生理参数值产生多个输入矢量,收集多个心输出测量结果,使用所收集的心输出测量结果和生理参数值来计算目标心输出值,并且使用非线性优化算法来产生适用于计算心输出量的数学模型。

[0022] 在第十方面中,公开非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质被配置来将计算机程序存储在所述介质上。在一个实施方案中,计算机程序包括被配置来计算心输出量的多个指令。在一个变体中,多个指令被配置来当由处理器执行时:测量多个血液动力学参数,处理所测量的血液动力学参数数据,至少部分地基于所测量的多个血液动力学参数选择输入矢量,应用用于计算心输出量的数学模型,并且引起所计算的心输出值的显示。

[0023] 本公开的这些和其他特征将根据结合附图的以下描述而变得明显。

附图说明

[0024] 图1是流程图,示出了根据本公开的用于计算心输出量的一般化方法的一个实施方案。

[0025] 图2是流程图,示出了根据本公开的用于产生计算心输出量的数学模型的一般化方法的一个实施方案。

[0026] 图3是流程图,示出了用于在给定图2的优化数学模型的情况下计算心输出量的一般化方法的一个实施方案。

[0027] 图4是框图,示出了根据本公开的用于产生计算心输出量的算法的装置的一个示例性实施方案。

[0028] 图5是框图,示出了根据本公开的用于计算心输出量的装置的一个示例性实施方案。

具体实施方式

[0029] 现在参考附图,其中相同标号始终指代相同部件。

[0030] 应指出,虽然本公开在本文中主要就利用以侵入性或非侵入性方式获得的血液动力学参数的测量结果(如使用压平张力测定法、通过人受试者的桡动脉(即,腕部)获得的血压)来计算活体受试者心输出量的装置和方法而言进行描述,但是本公开也可被容易地体现来或适于利用人体的其他血管和位置处的这类参数以及利用其他温血物种的这些参数。类似地,可相对于其他参数测量结果来利用本公开的技术,以及用于其他类似的流体系统中,所述流体系统具有与生物的循环系统的那些性质类似的性质。所有这类调适形式和替代实施方案都容易由相关领域的普通技术人员实现,并且被认为是落在随附权利要求书的范围内。

[0031] 如本文所使用,术语“连续”意图包括而不限于连续、分段连续和/或大致上连续过程(例如,本质上是大体上连续的但本身不是连续的那些过程)。

[0032] 如本文所使用,术语“血液动力学参数”意图包括与受试者的循环系统相关联的参数,包括例如压力(例如,舒张压、心缩压、脉搏压或平均压力)、压力的导数或压力的组合、

动脉流量、动脉壁直径(和动脉壁直径的导数)、动脉的横截面积和动脉顺从性。

[0033] 另外,应指出,如本文所使用的术语“张力测定的”、“张力测定计”和“张力测定法”意图广泛地指一个或多个血液动力学参数的非侵入性表面测量,如通过将传感器放置成与皮肤的表面通信来进行,尽管与皮肤的接触不必是直接的,并且可为间接的(例如,如通过耦接介质或其他接口接触)。

[0034] 如本文所使用,术语“应用程序”(在软件应用程序的情形中)大体指的是实现某些功能性或主题的可执行软件单元。应用程序的主题跨越任何数量的原理和功能(如,按需内容管理、电子商业交易、佣金交易、家庭娱乐、计算器等)而广泛地变化,并且一个应用程序可具有一个以上的主题。可执行软件的单元大体在预先确定的环境中运行;例如,单元可包括在JavaTV™环境内运行的可下载Java Xlet™。

[0035] 如本文所使用,术语“计算机程序”或“软件”意图包括执行功能的任何序列或人或机器可辨识的步骤。这类程序可事实上在任何编程语言或环境中呈现,所述编程语言或环境包括例如C/C++、Fortran、COBOL、PASCAL、汇编语言、标记语言(例如,HTML、SGML、XML、VoXML)等,以及在面向对象的环境中呈现,所述面向对象的环境如公共对象请求代理体系结构(CORBA)、Java™(包括J2ME、Java Beans等)等。

[0036] 如本文所使用,术语处理器、“微处理器”和“数字处理器”大体意图包括所有类型的数字处理设备,包括而不限于数字信号处理器(DSP)、精简指令集计算机(RISC)、通用(CISC)处理器、微处理器、门阵列(例如,FPGA)、PLD、可重构计算构造(RCF)、阵列处理器和专用集成电路(ASIC)。这类数字处理器可包含在单个一体式IC晶粒上,或在多个部件上分配。

[0037] 综述

[0038] 在一个基本方面中,本公开包括用于计算心输出量的装置和方法。在一个实施方案中,人工智能和机器学习的概念被用于执行多维非线性优化,目标是建立用于心输出量的非线性数学模型,所述非线性数学模型克服常规线性方法的限制。数学模型以在数学上优化的方式将生理输入源数据矢量与目标心输出值相联系,所述目标心输出值是逐心跳进行测量,或被测量为对应于在预先指定的时间内的移动平均值的短期平均值。

[0039] 生理输入数据是通过由血液动力学传感器或其他仪器产生的测量结果收集,或可从传感器产生的数据推导。所测量的参数包括例如a)心缩压、b)舒张压、c)脉搏压、d)心跳至心跳间隔、e)平均动脉压、f)在心缩期间压力升高的最大斜率、g)脉搏压波的心缩部分下方面积。将这些测量结果与作为另一组输入参数传递到所选非线性模型的性别(男性或女性)、年龄、身高和体重组合。

[0040] 使用对平均值的回归的数学概念来获得目标心输出值,这暗示多个测量模态的应用产生与单独方法相关联的系统偏移分量的最小化,并且过采样产生统计噪声的最小化。因此,在跨越多个个体使用许多方法的一个实现方式中获取心输出值,所述方法包括已确立的基于波形的的方法、基于多普勒回波心动描记术的方法和基于热稀释的方法。

[0041] 随后使用多维非线性优化找出数学模型,所述数学模型以最小二乘优化方式将生理输入数据变换成目标心输出数据。

[0042] 随后将模型应用于单独患者。

[0043] 示例性操作

[0044] 如以上所讨论,心输出量(CO)指的是在心脏的心缩阶段期间,来自右心室的输出和来自左心室的输出的组合总和,并且在数学上表示为:

[0045] $CO = \text{心搏量} \times \text{心率}$

[0046] 其中心率(HR)指的是每单位时间的心跳数量(以bpm计),并且心搏量(SV)指的是每一次心跳从心脏的一个心室泵送的血液体积(以 mL计)。

[0047] 如先前所指出的,病理生理学研究指示:左心室心缩和舒张功能以及中心血管功能是非线性过程。因此,使用现有技术线性近似策略的心输出量的计算是不精确和欠佳的。因此,本公开通过尤其提供用于计算CO的基于非线性的机制而改进当前技术。

[0048] 现参考图1,例示了根据本公开的用于计算心输出量的一般化方法100。如图所示,方法大体上包括获得心输出量的多个目标值(步骤 102)。如将在以下关于图2更详细讨论的,在示例性实施方案中,通过多普勒、热稀释等并且使用对平均值的回归来从CO测量结果获得目标值。非线性优化算法被用于建立数学模型,所述数学模型能够基于活体受试者的一个或多个所测量的生理参数而估计CO。

[0049] 在步骤104处,建立数学模型。数学模型(如附录I和II所例示) 被配置来将一个或多个所测量的血液动力学参数与目标CO值相联系。因此,根据步骤106,测量受试者的一个或多个血液动力学参数。可几乎使用适于血液动力学参数测量的任何类型的装置测量血液动力学参数。血液动力学参数是使用压平张力测定法,包括例如通过2009 年3月17日签发的名称为“METHOD AND APPARATUS FOR THE NONINVASIVE ASSESSMENT OF HEMODYNAMIC PARAMETERS INCLUDING BLOOD VESSEL LOCATION”的共同拥有的美国专利号7,503,896,和2006年5月23日签发的名称为“METHOD AND APPARATUS FOR ASSESSING HEMODYNAMIC PARAMETERS WITHIN THE CIRCULATORY SYSTEM OF A LIVING SUBJECT”的美国专利号7,048,691中(两项专利都转让给本发明的受让人)所述的设备来测量。在同时使用或不使用所引用的共同拥有的专利和专利申请中所述的装置和方法的情况下,可使用用于本文公开的血液动力学参数测量中的每一种的其他装置。

[0050] 根据方法100的步骤108,将数学模型(在步骤104处建立)应用于在步骤106所获得的血液动力学参数值。如以上所指出的,数学模型将所测量的血液动力学参数与目标CO值相联系。因此,当在步骤 108处应用时,模型能够在给定所测量的血液动力学参数的情况下近似出CO值。随后向用户显示这个CO值(步骤110)或将所述值用作另一个设备或过程的输入。

[0051] 产生用于计算心输出量的优化数学模型

[0052] 现参考图2,例示用于产生数学模型的一般方法200的示例性实施方案,所述数学模型用于计算CO。

[0053] 方法200通过利用从活体受试者(即,试验受试者)的样本收集的数据来产生数学模型,样本群体的规模理想地为大范围的。根据步骤 202,测量受试者中的每一个的多个生理参数值。所测量的生理参数可包括例如受试者的高度(如以cm计)和体重(如以kg计),所述生理参数是使用用于进行这样测量的传统工具来测量。

[0054] 另外,所测量的生理参数包括心缩血压(PSys;以mmHg计)和舒张血压(PDia;以mmHg计),所述生理参数可例如通过使用无水银血压计和听诊器的听诊方法来测量。或者或另外,心缩血压和舒张血压可使用例如美国专利号7,503,896和7,048,691的先前引用方法

和装置来测量。也可使用所谓的“A线”；然而，这是次优选的，因为它涉及侵入程序。

[0055] 另外，心跳至心跳间隔 (BTBI) 可在所测量的生理参数中。BTBI 是通过监听每一受试者的心跳以检测出第一心跳并且测量 (以秒计) 到下一心跳的时间来测量。或者，BTBI 可从使用先前描述的参数测量设备获得的数据推导。

[0056] 接着，根据方法的步骤204，针对受试者中的每一个产生输入矢量 x 。输入矢量表示所有所测量的参数 (例如，高度、体重、心缩压 (PSys)、舒张压 (PDia) 和心跳至心跳间隔 (BTBI)) 的矩阵；针对所测量的每一受试者产生矢量。

[0057] 另外，矢量可含有手动输入的或从其他可测量信息推导的信息。例如，输入矢量可进一步包括手动输入的受试者的年龄和性别。另外，输入矢量可包括脉搏压 (PP，以mmHg测量)、平均动脉压 (MAP，以 mmHg/s)、心缩内的最大斜率 (dPdtMax，以mmHg/s测量) 和心缩面积 (SysA，以mmHg*s测量) 的值。表示输入矢量的示例性矩阵例示如下：

[0058] $x = [\text{性别}, \text{年龄}, \text{身高}, \text{体重}, \text{PSys}, \text{PDia}, \text{PP}, \text{BTBI}, \text{MAP}, \text{dPdtMax}, \text{SysA}]^T$

[0059] PP、MAP、dPdtMax和SysA的值的推导可通过第一过程来执行，所述第一过程可在与用于产生输入矢量的过程相同的处理器上运行，或在不同处理实体上运行。例如，CO算法推导设备 (以下关于图4所讨论) 可用于执行输入矢量产生。CO算法推导设备也可执行推导PP、MAP、dPdtMax和SysA的值所必需的数学运算。本公开的普通技术人员将认识到各种其他实现方式。

[0060] 脉搏压可从心缩血压测量结果与舒张血压测量结果之间的差异推导。先前引用的美国专利号7,503,896和7,048,691中公开的方法和装置可进一步用于基于心缩血压测量结果和舒张血压测量结果来独立地计算并显示PP。

[0061] 平均动脉压 (MAP) 是个体的平均血压，并且被定义为在单个心动周期期间的平均动脉压。可如下基于心缩血压 (PSys) 和舒张血压 (PDia) 的测量值来计算MAP：

$$[0062] \quad MAP \cong \frac{(2 \times PDia) + PSys}{3}$$

[0063] 心缩内的最大斜率 (dPdtMax) 被定义为对应于心缩的时间间隔内的血压 (BP) 信号的一阶导数的最大值。它如下计算：

$$[0064] \quad dPdtMax = \max_{t \in T_{sys}} \left(\frac{dP(t)}{dt} \right)$$

[0065] 其中 $P(t)$ 表示BP信号并且 T_{sys} 表示当前心跳的心缩间隔。在均匀离散化BP信号的情况下，导数可通过一阶有限差分来近似：

$$[0066] \quad \frac{dP(t)}{dt} \approx \frac{P(t+dt) - P(t)}{dt}$$

[0067] 其中 t 是以秒计的BP信号的采样周期。

[0068] 使用这种估计法，通过以下来计算dPdtMax：(i) 确定当前BP心跳的开始 ($t_{\text{开始}}$)，(ii) 确定当前BP心跳的心缩峰值的位置 (t_{sys})，(iii) 根据以上给出的估计法计算间隔 $[t_{\text{开始}}, t_{\text{sys}}]$ 内的BP信号的一阶有限差分，并且 (iv) 将dPdtMax确定为间隔 $[t_{\text{开始}}, t_{\text{sys}}]$ 内的所计算有限差分的最大值。

[0069] 在一个实施方案中，噪声对导数的估计的影响通过使用低通预调滤波器预处理BP信号来减少。例如，可使用具有30Hz的截止频率的二阶Buterworth低通滤波器。

[0070] 心缩面积 (SysA) 根据以下方程来计算:

$$[0071] \quad SysA = \int_{onset}^{onset+LVET} (bp - bp_{onset}) dt$$

[0072] 其中对左心室射血时间 (LVET) 的估计计算如下:

$$[0073] \quad LVET = 0.3\sqrt{BTBI}$$

[0074] 一旦推导出前述值,也可将所述值放入相应输入矢量内(步骤 204)。因此针对活体受试者的(大)样本中的每一成员产生输入矢量。

[0075] 根据步骤206,通过两种或更多种方法收集样本中每一受试者的心输出测量结果。换句话说,对于单个受试者来说,获得多个心输出值,每个心输出值来自测量心输出量的不同方法。以下方法中的一种或多种可用于获得CO值。

[0076] 可通过使用例如费克原理来确定CO值。费克原理基于以下理念:消耗氧的速率随血流量的速率和由红血细胞拾取氧的速率而变化。为使用费克原理计算CO,利用来自静脉血和动脉血的氧浓度测量的一段给定时间内对消耗的氧的测量。为计算CO, (i) 使用例如肺活量计和二氧化碳吸收器测量每分钟消耗的氧的体积(V_{O2}), (ii) 测量从肺动脉取出的血液的氧含量(即,静脉血; C_v), 并且 (iii) 测量从周边动脉的套管取出的血液的氧含量(即,动脉血; C_A)。随后如下将测量结果用于确定CO:

$$[0077] \quad CO = V_{O2} / (C_A - C_v) * 100$$

[0078] CO也可使用稀释方法来确定。为使用稀释测量CO,将注射到患者的血流中的指示剂的量除以在通过心脏的单一循环之后所述指示剂在动脉血中的平均浓度。指示剂可包含染料,并且在循环中的不同点处测量染料的浓度,如通过静脉内注射并且随后在下游采样位点

[0079] 处,通常在体循环动脉中进行测量。CO可如下测量:

$$[0080] \quad CO = \frac{\text{Quantity of Indicator}}{\int_0^{\infty} \text{Concentration of indicator} \cdot dt} \quad \begin{array}{l} \text{指示剂质量} \\ \text{指示剂浓度} \end{array}$$

[0081] 计算CO的另一方法利用肺动脉热稀释(或经右心热稀释(trans right heart thermodilution)),所述方法类似于以上讨论的稀释方法,但是用冷却流体或加热流体替换指示剂染料。以这种方式,可在循环中的不同位点处测量温度改变(与以上讨论的染料浓度相对)。

[0082] “多普勒超声”也可用于测量CO,多普勒超声利用超声和多普勒效应。由心脏内的血液速度引起的超声波频率的多普勒频移被用于计算流动速度和体积,并且因此如下计算CO:

$$[0083] \quad CO = vti \times CSA \times \text{心率}$$

[0084] 其中CSA指的是瓣膜口横截面积(使用 πr^2 来计算,其中r指的是瓣膜半径),并且vti指的是多普勒流量剖面图的迹线的速度时间积分。

[0085] 用于计算CO的另一机制利用回波心动描记术。根据这种方法,二维(2D)成像被用于测量主动脉环的直径(d),并且因此允许计算所述主动脉环的横截面积。随后,使用以上所列的方程,通过将横截面积乘以跨越主动脉瓣的多普勒流量剖面图的速度时间积分(vti)再乘以心率来计算CO。

[0086] 用于CO计算的其他方法包括例如经皮多普勒机制。用于进行经皮多普勒测量的一种示例性设备是由澳大利亚悉尼市的Uscom Ltd 生产的所谓的超声心输出监视器(USCOM)。经皮多普勒机制使用连续波(CW)多普勒来测量多普勒流量剖面(vti),并且使用人体测量术来计算主动脉瓣膜和肺动脉瓣膜直径,以及瓣膜口横截面积。人体测量术的使用允许右侧和左侧CO测量。

[0087] 另外,经食管多普勒(TOD)可用于计算CO。TOD机制利用探针末端上的CW传感器,所述探针被引入患者中(如通过口部或鼻部引入)并且定位在食管中。多普勒射束以已知角度与下降胸主动脉(DTA)对准,并且因为换能器接近于血流,所以信号很清晰。然而,应指出,TOD仅测量DTA流量而不是真实的CO,并且需要患者镇静作用。此外,DTA流量和因此TOD测量结果可受上身与下身之间血流量的不成比例改变的影响或作用。

[0088] 脉搏压方法也可被用于推导动脉中的压力随时间推移的波形,波形可随后被用于计算心脏性能。然而,这类测量包括与动脉功能(顺从性、阻抗等)改变相关联的压力改变,并且可能是不可靠的。换句话说,脉搏压方法测量心脏和血管的组合性能,但特别对测量CO来说是不精确的。通过波形与另一CO测量的心跳至心跳校准来进行适当补偿。脉搏压可以侵入性方式(如通过将压力传感器或“A线”插入动脉中)和以非侵入性方式(如通过血压测定法和张力测定法)来测量。

[0089] 关于用于测量CO的非侵入性PP方法,袖带血压设备(血压测定计)被用于非侵入性地测量血压,并且提供心缩压和舒张压的共同PP 波形值。波形值随后被用于计算PP。PP是心脏功能和/或CO的指标,然而,为全面地了解CO值,必须另外考虑动脉床的弹性。换句话说,主动脉伸展越多,脉搏压越大。大体上,每额外2ml的血液产生压力的1mmHg升高。因此,CO可如下计算:

[0090] $CO = 2mL \times PP \times HR$

[0091] 本发明受让人的先前确认的张力测定装置中的一种或多种可用于根据这个实施方案的连续、非侵入性压力传感。

[0092] 心输出量也可使用阻抗心动描记术来测量。阻抗心动描记术(ICG)以侵入性或非侵入性方式测量心动周期内跨越胸区的阻抗改变。较低阻抗指示较大胸内液量和血流量。当液量与心跳同步改变时,阻抗改变可被用于计算例如心搏量、心输出量和体循环血管阻力。用于使用非侵入性ICG方法测量CO的示例性装置包括由美国华盛顿州巴索的Sonosite Inc生产的所谓的Bio-Z Dx设备,和由德国伊尔梅瑙的 medis GmbH生产的所谓的niccomo设备。

[0093] 另外,超声稀释(UD)可用于测量心输出量。UD使用生理盐水作为被引入体外环的指示剂来产生AV循环。血液超声速度(1560-1585 m/s)随总血液蛋白浓度(血浆和红色血细胞中蛋白总量)、温度和其他因素而变化。因此,盐水(具有1533m/sec的超声速度)向AV环中的注射降低总血液超声速度,并产生稀释曲线。盐水指示剂在被注射时通过AV环上的静脉钳式传感器来检测,指示剂之后输入患者的右心房中。当指示剂横越心脏和肺时,记录动脉管线的浓度曲线并将其用于众所周知的斯图尔特-汉密尔顿方程来计算CO。

[0094] 测量CO的方法可进一步包括电心动描记术,所述电心动描记术在测量胸电生物阻抗(TEB)方面类似于ICG以上讨论)。然而,电心力测量法将心跳至心跳的TEB的陡增归结于红血细胞的定向改变。

[0095] 另外,磁共振成像(MRI)可用于计算心输出量。具体来说,速度编码的相差MRI测量血管内的流量,并且可用于检测质子旋进的相位改变。所述改变与那些质子通过具有已知梯度的磁场的移动速度成比例。对心动周期中的每一时间点来说,MRI扫描产生解剖学图像和每一个像素的信号强度与穿平面速度成正比的图像。可通过测量血管的横截面中像素的平均信号强度来确定血管中的平均速度,并且然后将所述平均速度乘以已知常数。随后通过将平均速度乘以血管的横截面积来计算流量,并且相对时间进行绘图。一个心动周期的流量相对时间曲线下方面积是心搏量,并且心动周期的长度确定为心率。因此,将CO计算为心搏量和心率的乘积。

[0096] 再次参考图2,前述方法中的一种或多种用于在方法的步骤206处测量心输出值,如先前所指出的。接着,根据步骤208,基于针对每一受试者取得的多个CO测量结果来产生目标值,在一个实施方案中,使用例如对平均值的回归来检查针对每一受试者取得的众多CO测量样本以确认平均值。如先前所指出的,多个测量模态(以上所列)的应用引起与单独方法相关联的系统偏移分量的最小化,并且上述过采样引起统计噪声的最小化。因此,确定出心输出量的准确值,并且将其设定为目标心输出值。

[0097] 根据步骤210,随后确定非线性数学模型来将输入矢量与所计算的目标值相联系。在一个实施方案中,多维非线性优化用于确定出数学模型,所述数学模型以最小二乘优化方式将生理输入数据变换成目标心输出数据。在一个实施方案中,可利用如由HighDim GmbH制造的那些工具的优化工具来执行优化。

[0098] 数学模型的确定通过最小化以下成本函数来进行

$$[0099] \quad J(F) = \sum_{k=1}^K \|F(\mathbf{x}_k) - t_k\|^2$$

[0100] 其中 $F: \mathbb{R}^M \rightarrow \mathbb{R}$ 是表示所选模型的M维非线性函数, $\mathbf{x}_k \in \mathbb{R}^M$ 是一组K输入矢量, $t_k \in \mathbb{R}$ 是一组K目标CO值。

[0101] 在所选最小化准则解决方案意义上的优化被定义为

$$[0102] \quad \hat{F} = \arg \min_F (J(F))$$

[0103] 所述解决方案可使用例如高斯-牛顿方法的非线性优化方法来确定。

[0104] 通过图2的方法产生的数学模型可存储为由可一种或多种设备执行的计算机程序,所述计算机程序分配或存储于所述设备上。模型的示例性实现方式例示在随附的附录I和II(以下更详细地讨论)中。

[0105] 使用数学模型计算心输出量

[0106] 现参考图3,例示在给定以上讨论(并且通过图2的方法产生)的数学模型的情况下计算单独受试者的心输出量的示例性方法300。如先前所讨论,在一个实施方案中,用于计算心输出量的数学模型作为软件应用程序分配至设备,所述设备用于向单独患者应用所述方法。设备的操作者随后执行以下讨论的步骤。

[0107] 如图所示,根据步骤302,以非侵入性方式使用压平张力测定法来测量单独受试者的多个血液动力学参数。所测量的血液动力学参数是在产生输入矢量的时间被选定的相同血液动力学参数。换句话说,以上在步骤202处针对多个受试者测量的血液动力学参数是在步骤302处针对单独的受试者测量的相同血液动力学参数。在一个情况下,所测量的参数

包括高度、体重、心缩血压 (PSys)、舒张血压 (PDia) 和心跳至心跳间隔 (BTBI)。如以上所指出的, 血压测量可通过传统测量工具或通过更先进的张力测定或甚至侵入性方法 (例如, 其中已针对其他目的安装A线或类似物) 来获得。

[0108] 接着, 根据步骤304, 将所测量的血液动力学参数数据输入运行心输出量计算算法的设备中 (如以下关于图5讨论的设备), 并且进行预处理。在一个实施方案中, 血液动力学参数数据的预处理包括使用所测量的数据来推导额外参数。例如, PSys和PDia测量可用于计算脉搏压 (PP)、平均动脉压 (MAP) 和心缩内的最大斜率 (dPdtMax)。另外, BTBI的测量值用于计算心缩面积 (SysA)。所测量的数据的预处理可由操作者手动地执行、由用于计算C0的设备 (如以下讨论的图5的设备) 执行, 或由独立于C0计算设备的设备 (可与所述C0计算设备通信) 执行。

[0109] 类似于以上关于步骤204产生的矢量, 可将所测量、推导并输入的血液动力学参数表示为矢量。如先前所指出的, 关于单独受试者收集的血液动力学参数和其他参数在示例性实施方案中与在模型产生 (图2) 期间收集的那些参数相同, 或至少最低限度上含有以下讨论的计算所需的相同要素。因此, 这些参数可类似于以上针对多个受试者产生的那些参数以矢量来表示。具体来说, 矢量可表示为:

[0110] $x = [\text{性别}, \text{年龄}, \text{身高}, \text{体}$

[0111] $\text{重}, \text{PSys}, \text{PDia}, \text{PP}, \text{BTBI}, \text{MAP}, \text{dPdtMax}, \text{SysA}]^T$

[0112] 可在 (连续) 生物信号内检测特定数据点的各种参数, 并且所述参数用于允许选择多个输入矢量 (在步骤204处产生) 中的一个, 所述输入矢量对应于针对单独受试者输入 (步骤306) 的血液动力学参数。或者, 可省略这个步骤, 并且可将模型直接地应用于所产生的矢量 (对应于单独受试者的实际数据); 参见以下讨论的步骤308。

[0113] 接着, 根据步骤308, 非线性数学模型随后用于将单独受试者的输入矢量与所计算的目标值关联。附录I和II例示示例性Matlab兼容性代码, 所述代码用于应用获得心输出量的参数以实现根据本公开来计算心输出量的算法。如图所示, 算法的应用涉及首先调用多个参数 (在附录I和II中标记为“params”) 以供输入到算法中。大体上, 参数内的值是常数, 所述常数是从标准信息推导。将参数存储于与执行心输出量算法的处理器通信的存储设备上。在一个实施方案中, 存储设备和处理器共同位于心输出量计算装置上, 如以下关于图5所讨论的。调用“params”内的数据以用于算法内, 如附录II所示。尽管例示为Matlab兼容性代码, 但是应指出, 本公开决不限于任何特定计算语言或软件包, 所例示的实施方案仅仅是心输出量计算算法的功能的示例。

[0114] 以下伪码总体上描述由C0计算算法执行的步骤:

[0115] 给定以下参数:

[0116] x -输入矢量 [11], 其构成为:

[0117] x

[0118] A -矩阵 [13, 11]; 图3给出的矩阵的系数

[0119] $b, w, x1, x2$ -矢量 [13]; 图3给出的矢量的系数

[0120] $\alpha, \beta, \gamma 1, \gamma 2, \gamma 3$ -具有图3中给出的值的标量

[0121] z -辅助矢量 [13]

[0122] v -辅助标量

[0123] 使用矩阵和矢量代数的抽象,根据非线性数学模型将心输出量计算如下:

[0124] $z = (x - x_1) - *x_2 + \beta$; %按元素矢量乘法

[0125] $t = A * z + b$; %矩阵矢量乘法

[0126] $t = 2. / (1 + \exp(-2 * t)) - 1$; %非线性函数的按元素评估

[0127] $v = w^T * t + a$; %内积

[0128] $SV = (v - \gamma_1) * \gamma_2 + \gamma_3$; %心搏量 (mL)

[0129] $CO = (60 / 1000) * SV / BTBI$; %心输出量 (L/min)

[0130] 因此,在输入单独受试者的矢量数据之后,将数据与先前通过一系列数学步骤获得的数据比较,以得出心搏量,所述心搏量用于结合 BTBI来得出心输出量的准确量度。应进一步认识到,仅需要测量单独活体受试者的某些血液动力学参数,并且理想地以非侵入性方式来测量所测量的参数。因此,本文讨论的装置和方法提供用于计算活体受试者的心输出量的有效、准确和非侵入性机制。

[0131] 随后向用户显示或以其他方式提供心输出值(根据步骤310)。在一个实施方案中,这在用于计算CO的装置将CO值传送至显示设备时发生。或者,CO计算设备可被配置来包括显示器,所述显示器直接显示由算法推导的值,所确定的CO(或与此相关联的任何组成数据)也可被提供至另一设备或过程的输入端,如在受试者的进一步评估(例如,多参数分析)中利用CO的设备或过程。参见例如,2004年 3月16日签发的名称为“METHOD AND APPARATUS FOR MONITORING PHYSIOLOGIC PARAMETERS OF A LIVING SUBJECT”的美国专利6,705,990。

[0132] 心输出量计算算法推导设备

[0133] 如以上所指出的,用于计算心输出量的算法由被配置来从多个试验受试者接收多个数据的设备产生。设备400的示例性实施方案(参见图4)使用所接收的信息、通过非线性优化方法将血液动力学数据与心输出量关联。

[0134] 如图所示,设备400大体包括接口404、存储实体406和处理器 402。处理器402被配置来至少运行数据推导应用程序410、输入矢量产生应用程序412、参数产生应用程序414和算法推导应用程序416。应了解,虽然前述应用程序在本文中描述为基本上独立的应用程序或模块,但是也可取决于特定实现方式将所述应用程序彼此(和/或还与其他例行程序或模块)部分地或整体地组合。也可将所述应用程序跨越两个或更多个物理和/或软件环境进行分配,所述物理和/或软件环境包括设置在独立位置处的独立设备(所述设备可包括例如基于“云”的过程)。

[0135] 数据推导应用程序410包括多个指令,所述指令被配置来利用通过用户输入端420或数据接口404输入的信息来推导其他数据。例如,心缩血压测量结果和舒张血压测量结果可用于推导脉搏压(PP,以 mmHg测量)、平均动脉压(MAP,以mmHg/s)、心缩内的最大斜率(dPdtMax,以mmHg/s测量)和心缩面积(SysA,以mmHg*s测量)的值。以上讨论了推导这些值中的每一个所需的数学过程,并且根据本发明的实施方案,所述数学过程是由数据推导应用程序410来执行。因此,在通过输入设备420(或通过另一数据来源,如通过数据接口 404或无线接口接收,未示出)输入所测量的血液动力学参数数据之后,设备的操作者仅仅需要运行数据推导应用410来获得前述值,所述值可在与设备400通信的显示设备422处显示。

[0136] 输入矢量产生应用412包括多个指令,所述指令被配置来至少部分地基于所测量

的血液动力学参数、所输入的数据(如年龄和性别)以及从所测量的血液动力学参数推导(如通过以上讨论的数据推导应用程序410推导)的数据而产生多个矢量。每一矢量对应于多个试验受试者中的单独一个。在一个实施方案中,矢量包括矩阵或“元组”,如以下所例示:

[0137] $x = [\text{性别}, \text{年龄}, \text{身高}, \text{体重}, \text{PSys}, \text{PDia}, \text{PP}, \text{BTBI}, \text{MAP}, \text{dPdtMax}, \text{SysA}]^T$

[0138] 参数产生应用程序414包括多个指令,所述指令被配置来产生多个矩阵(或如附录I和II提及的“params”),所述矩阵具有以用于根据本公开计算心输出量的算法实现的系数。参数内的值是从标准信息推导的恒定值。参数被存储于装置的存储实体上,所述装置将执行心输出量计算算法(如,以下讨论的图5的装置)。

[0139] 算法推导应用程序416包括多个指令,所述指令被配置来至少部分地基于输入矢量和参数而产生心输出量计算算法。在一个实施方案中,心输出量计算算法包括如以上讨论的附录I和II所例示的多个步骤。

[0140] 一旦产生算法,就将所述算法转移到由临床医生操作的设备,所述设备将用于计算单独受试者(即,患者)的心输出量。设备可例如是关于以下图5描述的那种设备。

[0141] 应了解,虽然输入设备420和显示设备422被例示为独立部件,但前述设备可被整合到单个设备中(如通过例如电容性的或具有本领域中众所周知的类型的其他触摸屏设备来整合)。此外,图4的设备400可几乎采取任何外形尺寸,如固定或台式设备、移动无线设备(例如,平板计算机)、适用于较大主机设备的卡或“片”等。

[0142] 心输出量计算设备

[0143] 如以上所指出的,用于计算心输出量的算法在示例性实施方案中由临床医生操作的设备来实现。所述设备被配置来接收单个患者所特定的多个数据(即,血液动力学数据和其他输入数据),以计算受试者的心输出量。在一个实施方案中,图5的设备500用于这些功能。

[0144] 如图所示,示例性设备500大体包括数据接口504、存储实体506 和处理器502。处理器502被配置来至少运行数据预处理应用程序510、矢量选择应用程序412和C0计算算法514。

[0145] 数据预处理应用程序510包括多个指令,所述指令被配置来利用通过输入设备或通过数据接口504输入的信息以推导计算C0所需的数据。在一个实例中,患者的心缩血压和舒张血压的测量结果通过临床医生、通过输入设备520来输入。预处理应用程序510使用这个输入来计算例如如先前所述的脉搏压、平均动脉压、心缩内的最大斜率和心缩。

[0146] 在一个变体中,矢量选择应用程序412包括多个指令,所述指令被配置来从关于试验受试者所产生的多个矢量中选择矢量。然而,应了解,这个应用程序412可在一个实施方案中省略。

[0147] C0计算算法514包括多个指令,所述指令被配置来将C0计算算法应用于关于单个受试者的数据。在一个实施方案中,算法大体包括以随附的附录I和II中表示的示例性代码所指示的步骤。一旦计算出C0,就通过与设备500通信的显示设备522向设备500的用户显示或所述C0,或以其他方式输出所述C0(例如,通过数据接口504,或通过另一接口,如未示出的Wi-Fi或类似无线接口)。

[0148] 与图4的设备一样,应了解,虽然前述应用程序在本文中描述为基本上独立的应用

程序或模块,但是也可取决于特定实现方式将所述应用程序彼此(和/或还与其他例行程序或模块)部分地或整体地组合。也可将所述应用程序跨越两个或更多个物理和/或软件环境进行分配,所述物理和/或软件环境包括设置在独立位置处的独立设备(所述设备可包括例如基于“云”的过程)。

[0149] 此外,虽然输入设备520和显示设备522被例示为独立部件,但前述设备可被整合到单个设备中(如通过例如电容性的或具有本领域中众所周知的类型的其他触摸屏设备来整合)。

[0150] 另外,图5的设备500可几乎采取任何外形尺寸,如固定或台式设备、移动无线设备(例如,平板计算机)、适用于较大主机设备的卡或“片”等。

[0151] 还将认识到,图4和5的设备400、500可分别地彼此组合以便构成大致上一体式外形尺寸。

[0152] 其他应用

[0153] 本文讨论的算法可被进一步被配置来计算其他血液动力学参数。例如,可基于心搏值(SV)样本来计算脉搏压变化(PPV)和心搏量变化(SVV),可使用CO计算算法来针对每一BP心跳计算所述心搏值样本。如以上所指出的,基于心缩压和舒张压的已知值计算脉搏压(PP)。如附录I和II给出的示例性代码中所指示,心搏量(SV)也使用本文公开的设备和方法来计算。

[0154] 因此,PPV和SW可如下计算:

[0155] $PPV = 100 (PP_{\max} - PP_{\min}) / PP_{\text{med}}$

[0156] $SVV = 100 (SV_{\max} - SV_{\min}) / SV_{\text{med}}$

[0157] 其中PP_{max}是在最后30秒内收集的四个最大PP样本的中值,PP_{min}是在最后30秒内收集的四个最小PP样本的中值,PP_{med}是在最后30秒内收集的PP样本的中值。以相同方式,SV_{max}是在最后30秒内收集的四个最大SV样本的中值,SV_{min}是在最后30秒内收集的四个最小SV样本的中值,SV_{med}是在最后30秒内收集的SV样本的中值。这种类型的计算允许对在30秒内的数次呼吸循环期间的PP和SV的平均变化的估计。这种和其他血液动力学参数计算可使用本文讨论的方法和装置来准确地进行。

[0158] 应指出,可与本公开一致地利用以上所述的方法的许多变化。确切来说,某些步骤是任选的,并且可在需要时执行或删除。类似地,可将其他步骤(例如像额外数据采样、处理、滤波、校准或数学分析)添加至前述实施方案。另外,某些步骤的执行顺序可被置换,或在需要时并行地(或连续地)执行。因此,前述实施方案仅仅是本文公开的公开内容的较广方法的说明。

[0159] 虽然以上详述已示出、描述并且指出本公开在应用于各种实施方案时的新颖特征,但是应理解,本领域的技术人员可在不脱离本公开的精神的情况下,在所例示的设备或过程的形式和细节方面做出各种省略、替换和改变。前述描述具有预期实施本公开的当前最佳模式。这种描述决不意图限制本公开的一般原理,而是应视为本公开的一般原理的说明。本公开的范围应参考权利要求书来确定。

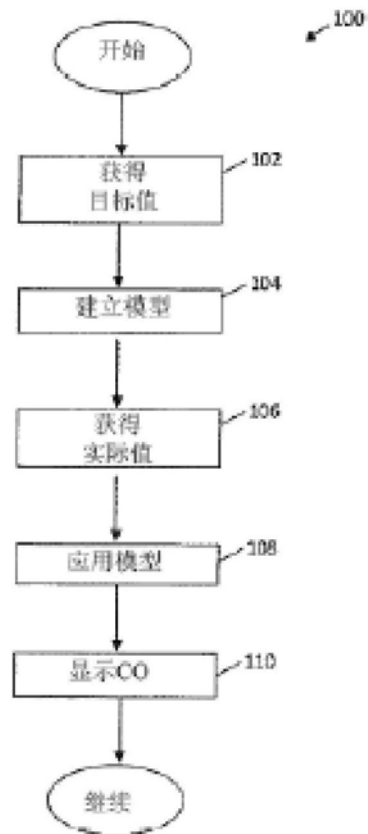


图1

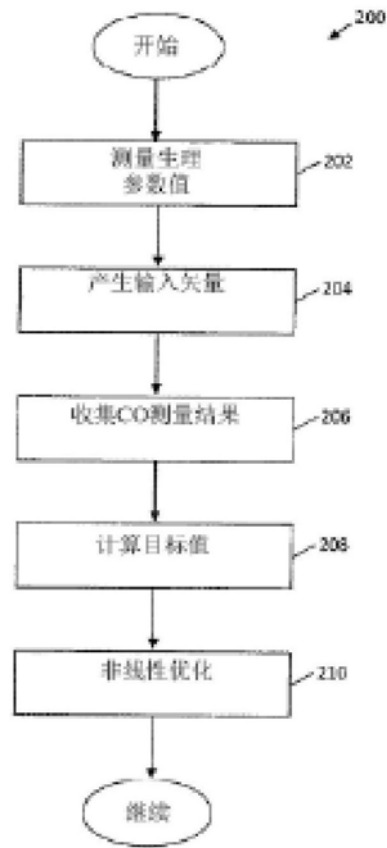


图2

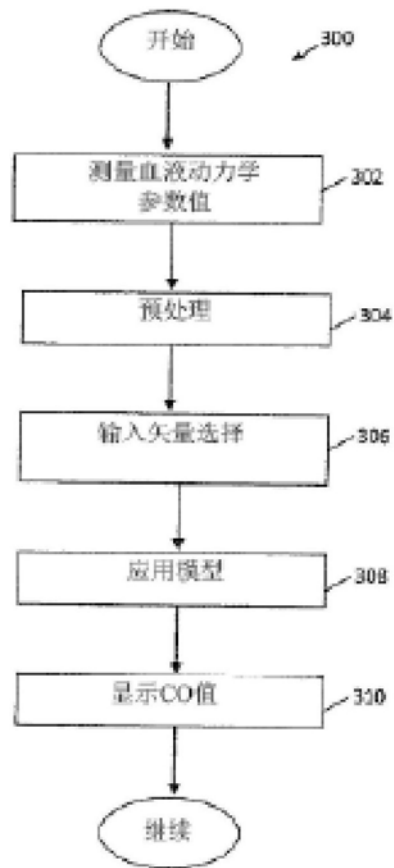


图3

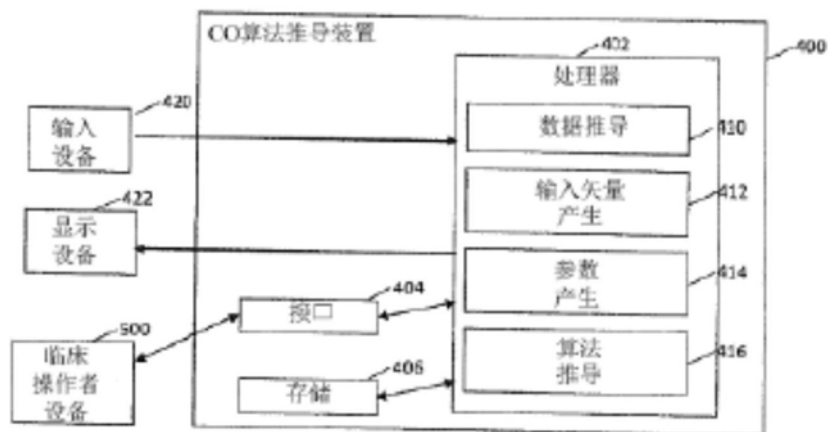


图4

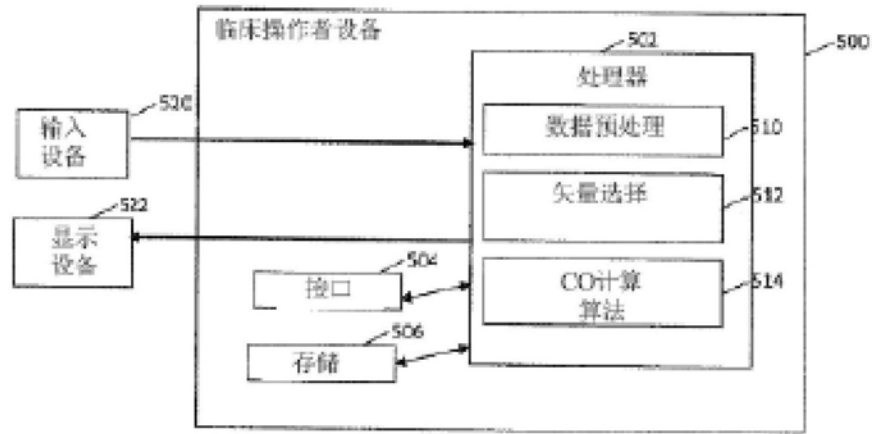


图5

专利名称(译)	用于通过压平张力测定法计算活体受试者的心输出量的装置和方法		
公开(公告)号	CN108464815A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201810209138.0	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	浙江善时生物药械(商丘)有限公司		
申请(专利权)人(译)	浙江善时生物药械(商丘)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	浙江善时生物药械(商丘)有限公司		
[标]发明人	奥利弗·高杰 马蒂亚斯·博恩 帕特里克·洪齐克 奥莱克西·莫罗佐夫 费利克斯·弗里德里希		
发明人	奥利弗·高杰 马蒂亚斯·博恩 帕特里克·洪齐克 奥莱克西·莫罗佐夫 费利克斯·弗里德里希		
IPC分类号	A61B5/00 A61B3/16 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/028 A61B5/029 A61B5/0452 A61B8/02 A61B8/12 A61B8/08 A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/028 A61B5/029 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/481 A61B8/488 A61B3/165 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0452 A61B5/7278 A61B5/742 A61B8/02		
代理人(译)	向庆宁		
优先权	13/829061 2013-03-14 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于使用压平张力测定法测量结果计算活体受试者的心输出量(CO)的装置和方法。在一个实施方案中,所述装置和方法建立用于将生理源数据矢量与目标CO值关联的非线性数学模型。源数据矢量包括一个或多个可测量或可推导的参数,如:心缩压和舒张压、脉搏压、心跳至心跳间隔、平均动脉压、在心缩期间的压力升高的最大斜率、脉搏压波的心缩部分下方面积、性别(男性或女性)、年龄、高度和体重。跨越多个个体使用各种方法来获取目标CO值。多维非线性优化随后用于找出数学模型,所述数学模型将所述源数据变换成所述目标CO数据。所述模型随后通过获取个体的生理数据并且将所述模型应用于所收集的数据而应用于所述个体。

