



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456020 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580025923.5

(22)申请日 2015.05.22

(30)优先权数据

102014007519.2 2014.05.22 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/061371 2015.05.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/177336 DE 2015.11.26

(71)申请人 弗雷森纽斯医疗护理德国有限责任公司

地址 德国巴特洪堡

(72)发明人 W.张

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 杨国治 张昱

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

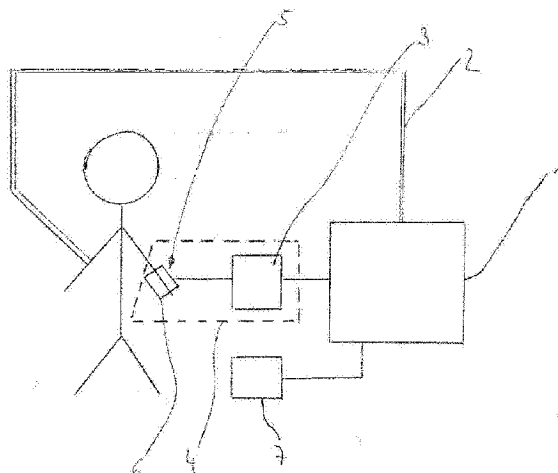
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

用于确定所述中央的收缩的血压力的方法和装置

(57)摘要

本发明涉及用于确定病人的中央的收缩的血压力的方法,其具有如下步骤:- 确定外围的、尤其臂膀的血压力走向,- 将滑动的平均数值过滤施加到所述血压力走向上,- 将全通过滤施加到所述血压力走向上,- 将所述中央的收缩的血压力确定为所述全通过滤的和平均数值过滤的血压力走向的最大值,以及涉及用于实施所述方法的装置。



1. 用于确定病人的中央的收缩的血压力的方法,具有如下步骤

- 确定外围的、尤其臂膀的血压力走向
- 将滑动的平均数值过滤施加到所述血压力走向上
- 将全通过滤施加到所述血压力走向上
- 将所述中央的收缩的血压力确定为全通过滤的和平均数值过滤的血压力走向的最大值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述外围的血压力走向相对地确定,所述病人的收缩的和舒张的压力绝对地确定,并且绝对的外围的血压力走向通过以所述收缩的和舒张的压力校准所述相对的血压力走向来确定。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述病人的相对的外围的血压力走向、收缩的压力、舒张的压力和/或脉搏利用血压计来测量。

4. 根据前述权利要求中至少一项所述的方法,其特征在于,所述滑动的平均数值过滤如下地施加,使得用于测量所述外围的血压力走向的扫描频率(f_s)的数额的分数部分选取为所述外围的血压力走向的测量点的组的时窗的窗宽(N),其中,用于形成所述分数部分的分母(n)处于3和6之间、尤其3.8和4.2之间。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,带有 $N=2m+1$ 宽的窗宽(N)在时间轴线上围绕所述测量的外围的血压力走向的相应的测量点来放置,其中,m为用于确定一定数量的测量点的整数的变量。

6. 根据前述权利要求中至少一项所述的方法,其特征在于,所述全通过滤如下地施加,使得补偿加到所述平均数值过滤的血压力走向上。

7. 根据权利要求5或6所述的方法,其特征在于,所述过滤的血压力走向($y(k)$)根据第一过滤方程式(方程式1)

$$y(k) = A \cdot x(k) + B \cdot \frac{1}{2m+1} \cdot \sum_{i=-m}^m x(k+i)$$

或根据第二过滤方程式(方程式4)

$$y(k) = A \cdot x(k) + B \cdot \frac{1}{2m+1} \cdot \sum_{i=-m}^m x(k+i-\varphi)$$

来确定,其中,A为全通系数和B为平均数值过滤系数,其中, $A+B=1$ 、 $x(k)$ 为所述绝对的外围的血压力走向、k为所述外围的血压力走向的测量点的指数和i为用于确定平均数值的相邻的测量点的指数,以及 φ 为相位角度。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述全通系数(A)、所述平均数值过滤系数(B)、所述窗宽(N)和/或所述分母(n)如下地求得,使得相应于所述过滤方程式(方程式1)的传递函数($H(f)$)近似校准传递函数。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,由病人家族确定的一般化的传递函数用作校准传递函数。

10. 根据权利要求4至9中至少一项所述的方法,其特征在于,所述窗宽(N)利用取决于脉搏的修正因子修正成脉搏修正的窗宽(N_1)。

11. 根据权利要求10所述的方法,其特征在于,所述脉搏修正的窗宽(N_1)通过修正方程

式(方程式3)计算,根据所述修正方程式有:

$$N = \frac{|f_s|}{nk} \cdot \frac{1}{HR_{pat}/HR_{Ref}}$$

其中, f_s 为以赫兹计的扫描频率、 n 为所述分母、 k 为修正因子、 HR_{pat} 为所述病人的当前的心率和 HR_{Ref} 为所述参考心率。

12. 用于确定病人的中央的收缩的血压力的装置,具有血压力测量机构用于确定外围的、尤其臂膀的血压力走向和分析单元,所述分析单元配置用于

- 将滑动的平均数值过滤施加到所述血压力走向上
- 将全通过滤施加到所述血压力走向上
- 将所述中央的收缩的血压力确定为所述过滤的血压力走向的最大值。

13. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述血压力测量机构适用于,相对地确定所述病人的外围的血压力走向并且绝对地确定所述病人的收缩的和舒张的压力,并且所述分析单元配置成,绝对的外围的血压力走向通过以所述绝对的收缩的和舒张的压力校准所述相对的血压力走向来确定。

14. 根据权利要求12或13所述的装置,其特征在于,所述分析单元配置用于实施根据权利要求4至11中至少一项所述的方法。

15. 带有体外的血循环的血处理装置,用于处理病人的血,所述血处理装置具有根据权利要求11至14中至少一项所述的用于确定所述病人的中央的收缩的血压力的装置。

用于确定所述中央的收缩的血压力的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定所述中央的收缩的血压力的装置、血处理装置和用于确定所述中央的收缩的血压力的方法。

背景技术

[0002] 对于透析病人,心血管的疾病为所述主要死因。在此尤其严重的管钙化和与此伴随地所述中央的血管(尤其所述大动脉)的硬化起到大的作用。出于这种原因,对在透析病人方面监视所述中央的管硬度存在大的兴趣。

[0003] 因为脉搏波在较硬的血管中较快速地运动,所以使得所述脉搏波速度(PWV)能够作为用于所述管硬度的指示器进行测量和分析。

[0004] 此外为了识别心血管的疾病,所述中央的血压力的数值为另一重要的特性数。传统例如通过在上臂处的套袖测量的外围的血压力几乎不允许推断出所述中央的血压力的高度的结论,尤其因为所述中央的管的钙化比所述外围的管的钙化明显快地进行。实际上中央的血压力能够明确地如下确定,即将导管引入到所述上升的大动脉中并且借助于所述导管对所述大动脉血压力进行测量。这样的侵入的(invasive)测量虽然为“黄金的标准”(goldener Standard),然而在病人兴趣方面绝不会例行地实施,以便长期观察所述中央的血压力的发展。

[0005] 因此由Karamanoglu等(“An analysis of the relationship between central aortic and peripheral upper limb pressure waves in man.”European Heart Journal 14, 160-167, 1993)提出,将臂膀的压力脉搏曲线、也就是说在所述上臂处测量的血压力的测量曲线通过所谓的一般化的传递函数(GTF = “generalized transfer function”)转换成中央的脉搏曲线。所述一般化的传递函数通过在受试者家族方面的测量来确定,在所述测量中侵入地确定所述实际上的大动脉血压力并且计算上确定如下函数,所述函数将所述臂膀测量的压力脉搏曲线转化成所述测量的中央的压力脉搏曲线。在此不利的是,所述传递需要将所述时间上分辨的测量信号换算成所述频率域、借助于所述传递函数的转换和所述由此获得的信号到所述时间域中的逆转换。这种多次的信号加工是耗费的并且要求相应的计算能力,所述计算能力在透析处理的范围内不能够或仅仅能够在大的耗费的条件下设立。

发明内容

[0006] 本发明的任务是,克服所述现有技术的提及的缺点并且提出如下方法,利用所述方法能够以低的设备相关的和计算上的耗费来对所述中央的收缩的血压力进行估计。此外任务是,说明如下的装置,利用所述装置能够对所述中央的收缩的血压力进行估计,以及含有这样的装置的血处理装置。

[0007] 所述任务利用根据权利要求1的方法来解决。据此,用于确定病人的中央的收缩的血压力的方法具有如下步骤:

- 确定外围的、尤其臂膀的时间上的血压力走向
- 对所述血压力走向施加滑动的平均数值过滤
- 对所述血压力走向施加全通过滤
- 将所述中央的收缩的血压力确定为所述过滤的血压力走向的最大值,也就是说滑动的平均数值过滤和全通过滤施加到所述血压力走向处。

[0008] 滑动的平均数值过滤能够为低通滤波器,在其中过滤的信号数值相应通过取平均成组的在时间上先于和后于所述相应的测量点的信号数值(也就是说在本发明的情况下在所述时间上绘制的、求得的外围的压力数值)来形成。成组的所述外围的血压力走向的信号数值的这种时窗为了计算所述过滤的血压力走向而连续地在所述时间轴线上运动。

[0009] 所述根据本发明的方法具有如下优点,即能够利用非常简单的手段不侵入地确定所述中央的收缩的血压力。对此不必实施耗费的计算方法、如傅里叶变换,从而仅仅需要小的计算能力和时间。同样为了平均数值形成始终仅仅必须对所述相应的平均的信号数值所需的信号数值的组进行临时储存。一旦由此确定所述平均数值,则能够将所述信号数值的组由接下来的组所覆写。这实现例如在商业上普遍的微控制器中来实施所述计算。如何实际上使用所述计算能力,能够由所述本领域技术人员决定,从而提及的覆写的实施仅仅是示例性的并且不应该被视为对本发明的公开起限制作用。

[0010] 根据所述方法的一方面,所述病人的外围的血压力走向能够首先确定为相对走向并且所述病人的收缩的和舒张的压力能够绝对地确定。绝对的外围的血压力走向能够通过以所述收缩的和舒张的压力来校准所述求得的相对的血压力走向来确定。

[0011] 所述病人的相对的外围的血压力走向、收缩的压力、舒张的压力和/或脉搏能够示波地测量。这实现,将所述血压力走向和所述提及的数值利用用于通过安置在所述上臂处确定所述臂膀的血压力的传统的套袖来确定。如果在所述病人方面实行传统的血压力测量,则例如能够进行所述确定。这能够在定期的处理、如例如体外的血处理的范围内进行。这具有如下优点,即实现定期监视所述中央的收缩的血压力,因为所述测量能够以非常小的耗费实现。

[0012] 所述脉搏能够提供为心率HR(以bpm计、也就是说跳/分钟 = “beats per minute”)或提供为心频率 f_{HR} (以Hz计)。

[0013] 所述套袖此外能够通常用以实现在静脉中的郁血。由此能够使得例如为了输液而刺到所述静脉中变得容易。能够设置成,将所述套袖充上到预确定的压力上。所述充上的过程例如能够借助于操纵机构、如例如按键来进行。

[0014] 根据所述方法的一种优选的变型方案,所述滑动的平均数值过滤如下地施加到所述血压力走向上,使得用于测量所述外围的血压力走向的扫描频率(所述信号数值以所述扫描频率来记录)的数额的分数部分选取为成组的所述外围的血压力走向的测量点的时窗的窗宽。用于形成所述分数部分的分母能够处在3和5之间。所述分母尤其能够处在3.8和4.2之间并且例如为大约4或刚好4。在所述数范围中相较于实际上侵入地测量的数值而获得所述中央的收缩的血压力的特别精确的结果。在所述病人的70bpm的脉搏的情况下,在3.8和4.2之间的、如大约4或刚好4的分母的数值提供用于所述中央的收缩的血压力的特别精确的数值。所述扫描频率(其数额通过所述分母 n 来除)以赫兹(Hz)给出。能够有利的是,所述分母 n 为整数,然而这不是在所述方法的这种变型方案中的前提。由扫描频率和分母 n

构成的、所获得的分数有利地四舍五入成整数。

[0015] 根据所述方法的一种变型方案,带有 $2m+1$ 的窗宽的时窗在所述时间轴线上围绕所述外围的血压力走向的相应的测量点来放置,其中, m 为用于确定一定数量的测量点的整数的变量。在此,所述窗有利地对称地放置到所述相应的测量点上,从而所述测量点的左边和右边分别存在 m 个相邻的测量点,所述相邻的测量点连同所述测量点本身形成所述测量点的组,其中形成所述相应的平均数值。

[0016] 所述全通过滤能够如下来施加,使得将补偿(Offset)加到所述平均数值过滤的血压力走向上。

[0017] 有利地,所述过滤的血压力走向 $y(k)$ 根据过滤方程式(1)确定:

$$y(k) = A \cdot x(k) + B \cdot \frac{1}{2m+1} \sum_{i=-m}^m x(k+i) \quad (1)$$

所述补偿能够由全通系数 A 结合所述绝对的外围的血压力走向 $x(k)$ 来表达。 B 为平均数值过滤系数,其中, $A+B=1$ 。 k 为所述外围的血压力走向的测量点的指数并且 i 为用于平均数值确定的相邻的测量点的指数。利用方程式(1)能够非常简单地计算过滤的血压力走向 $y(k)$,所述过滤的血压力走向适用于,将所述中央的收缩的血压力确定为其最大值。

[0018] 特别优选地,所述全通系数 A 、所述平均数值过滤系数 B 和所述窗宽 N 如求得,使得相应于所述过滤方程式的传递函数近似校准传递函数。

[0019] 这实现近似校准传递函数,其用于将外围的血压力走向传递到中央的收缩的血压力走向中,从所述中央的收缩的血压力走向中已知有利的是,其特别精确地描述所述大动脉的实际上的收缩的血压力走向。

[0020] A 和 B 例如能够处在 0.2 和 0.8 之间、尤其在 0.3 和 0.7 之间、尤其在 0.4 和 0.6 之间。所述 A 和 B 例如能够两者都具有 0.5 的数值。

[0021] 方程式(1)的传递函数能够例如用方程式(2)表达:

$$H(f) = A + \frac{B}{N} \frac{\sin(\pi N f / f_s)}{\sin(\pi f / f_s)} \quad (2)$$

在此 f 为所述频率, f_s 为所述扫描频率并且 $N(=2m+1)$ 为所述窗宽。所述传递函数在所述频率域中示出而代替如所述过滤的血压力走向那样在所述时间域中示出。

[0022] 根据第一变型方案,所述校准传递函数能够为一般化的传递函数(GTF)。这种一般化的传递函数能够由对在病人和/或受试者方面的家族进行测量来确定,所述测量不必然地与所述病人本身相协调。由所述病人/受试者家族能够侵入地测量所述中央的收缩的血压力的走向。由所述病人/受试者家族的各个中央的血压力曲线能够产生平均的总曲线作为校准血压力曲线。所述校准血压力曲线能够与相同的病人/受试者家族的外围的收缩的血压力曲线相比较并且借助于待确定的一般化的传递函数彼此转换。这具有如下优点,即在病人方面不必实行侵入的方法。为此所需的心导管的放置能够由此避免。所述一般化的传递函数虽然必须可能以相对高的计算上的耗费来求得,然而而后为所述根据本发明的方法支配为校准传递函数,而不必为了应用根据本发明的方法每次进行重新计算。

[0023] 此外存在如下可行方案,采用一般化的传递函数作为校准传递函数,所述一般化的传递函数已经存在,因为所述一般化的传递函数例如由所述文献已知。这减少用于获取校准传递函数的耗费。

[0024] 根据另一变型方案,所述校准传递函数能够由作为校准血压力曲线的中央的收缩的血压力曲线来确定,所述校准血压力曲线侵入地、尤其在所述病人的提高的大动脉和/或大动脉根部处本身被测量。这保证,所述实际上的中央的收缩的血压力走向和由此还有所述中央的收缩的血压力作为其最大值来已知。所述校准压力曲线本身满足如下性质,即考虑影响、如例如年龄、病征或给药。当在病人方面总归实行导管化验时,则这是尤其有利的,从而不需要附加的手术(Eingriff)。在所述变型方案中,所述单个的病人能够视为病人家族的特别情况。

[0025] 能够优选的是,所述窗宽利用取决于脉搏的(也就是说取决于心率或心频率的)修正因子修正成修正的窗宽。由此能够即使在如下脉搏数值的情况下(其向上或下地偏离在所述通常的范围中的心率)也实现用于所述中央的收缩的血压力的特别好的数值。尤其在如下心率中(其小于50bpm或高于90bpm)利用取决于脉搏的修正因子进行修正是有利的。已经在小于60bpm或多于80bpm的情况下,取决于脉搏的修正也能够是有利的。然而还能够有利的是,在接近70bpm、例如在65或75bpm的脉搏中实行修正。

[0026] 根据一种变型方案,所述脉搏修正的窗宽计算为由扫描频率和脉搏修正的分母的商的数额。在此,所述脉搏修正的分母本身通过源自确定用于具有参考心率 HR_{Ref} 的病人家族的窗宽的分母与由所述病人的当前的心率和所述参考心率 HR_{Ref} 构成的商相乘来计算。所述病人的当前的心率尤其理解成如下心率,所述心率在确定所述外围的、尤其臂膀的、时间上的血压力走向时存在。所述参考心率为与在求得所述校准压力曲线时相同的心率 HR_{Ref} 。在此计算的平均的心率称为病人家族的心率,所述病人家族在测量所述中央的和所述外围的血压力曲线时具有所述计算的平均的心率。这能够通过方程式(3)来表达,其中, f_s 为以赫兹计的扫描频率, HR_{Pat} 为所述当前的心率, HR_{Ref} 为所述参考心率, n 为所述分母并且 k 为修正因子,所述修正因子例如为1,但根据必要的修正能够处在0.5和1.5之间。

$$N = \left\lceil \frac{f_s}{nk \cdot HR_{Pat}/HR_{Ref}} \right\rceil \quad (3)$$

[0027] 根据本发明的另一方面,所述过滤的血压力走向能够含有所述平均数值过滤的相位移位,这能够在方程式(4)中呈现,所述方程式(4)将方程式(2)以相位角度 ϕ 补充。

$$y(k) = A \cdot x(k) + B \cdot \frac{1}{2m+1} \sum_{l=-m}^m x(k+l-\phi) \quad (4)$$

[0028] 由此能够有利地确定所述中央的血压力的准确的曲线形状和由此另外的心血管的特性数值。所述根据本发明确定的中央的收缩的血压力走向作为所述过滤的血压力走向的最大值有利地在考虑并且在没有所述相位角度的情况下是相同的。

[0029] 与方程式(4)相对应的传递函数能够在本发明的一种变型方案中在包括所述相位角度 ϕ 的情况下由方程式(5)表达。由此能够将所述全通系数 A 、所述平均数值过滤系数 B 、所述窗宽 N 和/或所述分母 n 在包括所述相位角度 ϕ 的情况下来求得。

$$H(f) = A + \frac{B}{N} \cdot \frac{\sin(\pi N f / f_s)}{\sin(\pi f / f_s)} \cdot e^{-j\pi \phi f / f_s} \quad (5)$$

[0030] 本发明的任务此外利用根据权利要求12的装置来解决。这种用于确定病人的中央的收缩的血压力的装置具有血压力测量机构用于确定外围的、尤其臂膀的血压力走向以及分析单元,所述分析单元配置用于

- 将滑动的平均数值过滤施加到所述血压力走向上
- 将全通过滤施加到所述血压力走向上
- 将所述中央的收缩的血压力确定为所述过滤的血压力走向的最大值。

[0031] 利用所述根据本发明的装置能够通过简单的技术上的手段来确定病人的中央的收缩的血压力。为了施加滑动的平均数值过滤和全通过滤仅仅需要小的计算功率和小的储存能力。所述血压力测量机构能够为用于测量外围的血压力、尤其臂膀的血压力的传统的血压力测量机构。所述血压力测量机构能够自身记录所述外围的血压力走向,或所述分析单元能够通过以下方法确定所述外围的血压力走向,即所述分析单元将所述血压力测量机构的各个测量数值聚集成一个走向。这对于本发明而言是不相关的。为了简单起见,两个变型方案利用如下表达来总结,即所述血压力测量机构设置用于确定外围的血压力走向。

[0032] 根据一方面,所述血压力测量机构能够适用于,将所述病人的外围的血压力走向相对地确定并且将所述病人的收缩的和舒张的血压力绝对地确定。根据另一方面,所述分析单元能够配置成,将绝对的外围的血压力走向通过以所述绝对的收缩的和舒张的血压力校准所述相对的血压力走向来确定。备选地,所述血压力测量机构自身还能够具有必要的机构,以便将绝对的外围的血压力走向通过以所述绝对的收缩的和舒张的血压力校准所述相对的血压力走向来确定。

[0033] 有利地,所述分析单元配置成,将所述根据本发明的方法在所述根据本发明的方法的上面描述的实施方式或备选方案中的一个中实施、在由所述所描述的实施方式或备选方案中的多个的组合中或在所述所描述的实施方式或备选方案中的所有中来实施。

[0034] 有利地,在所述分析单元中储存有传递函数或校准传递函数、全通系数A、平均数值过滤系数B、窗宽N和/或分母n,从而能够在确定所述中央的收缩的血压力时采用它们。这些储存的数据例如能够存在于所谓的病人卡上,所述病人卡为储存卡,所述储存卡与所述分析单元处于连接或所述分析单元能够接入到所述储存卡上。

[0035] 还能够有利的是,所述分析单元具有计算单元,所述计算单元配置用于实施如下方法步骤,其包括计算传递函数或校准传递函数、确定所述全通系数A、所述平均数值过滤系数B、所述窗宽N和/或所述分母n。

[0036] 所述计算单元能够有利地作为所述分析单元的单独的部件来存在。

[0037] 通过所述计算单元与所述剩余的分析单元的分离能够有利地实现,所述分析单元配备有如下计算能力和储存容量,所述计算能力和储存容量仅仅必须构造成大到足以实施过滤所述外围的血压力走向,但不必适用于较耗费的计算,所述计算几乎不、例如仅一次地在多年的测量系列的进程中必须被实施。

[0038] 本发明的任务此外利用根据权利要求15的血处理装置解决。据此,所述血处理装置具有根据本发明的用于确定病人的中央的收缩的血压力的装置。这实现,对于利用血处理装置进行处理的病人,在这种条件的情况下例如除了传统的臂膀的血压力测量之外同样还确定所述中央的收缩的血压力。在定期的血处理的情况下能够在这种条件的情况下还定期确定所述中央的收缩的血压力。所述血处理装置能够例如为血液透析装置、血液过滤装置或血液透析过滤装置。

[0039] 根据所述血处理装置的一种变型方案,用于确定病人的中央的收缩的血压力的装置与用于测量和/或监视所述病人(在所述病人方面实行血处理)的血压力的装置组合,其

中,用于测量和/或监视所述血压力的装置配属于所述血处理装置。

[0040] 此外,用于确定病人的中央的收缩的血压力的装置能够与用于确定所述血管硬度的装置组合。对于所述用于确定所述血管硬度的装置,所述脉搏波速度能够作为用于所述管硬度的指示器来被测量和分析。连同所述管硬度地,所述中央的收缩的血压力的数值还允许较精确的、关于可能的心血管的疾病结论。有利地,所述分析单元能够配置成,不仅分析用于所述管硬度的特性数、如例如脉搏波速度,而且实施所述根据本发明的方法。

[0041] 根据另一方面,用于确定所述中央的收缩的血压力的装置自身和/或所述血处理装置能够具有储存装置,所述储存装置配置成,其能够储存所述根据本发明确定的中央的收缩的血压力和可选地另外的数据(所述数据结合确定所述中央的收缩的血压力来测量或确定)、如例如所述臂膀的收缩的和舒张的血压力、所述平均的血压力和/或脉搏曲线。所述储存装置能够如下地构造,使得其能够容纳储存介质,在所述储存介质上储存所述相应的数据。在此,优选地每病人各使用一个储存介质。这能够例如为所谓的病人卡。由此保证,病人相关的数据保留在配属于所述相应的病人的储存介质上并且相应被保存(gesichert)。

附图说明

[0042] 本发明的另外的优点和实施方式示例性地按照实施例参考所述图来阐述。

[0043] 在此

图1示意性地示出根据本发明的用于确定所述中央的收缩的血压力的装置结合血处理装置(病人联接到所述血处理装置处)的组件,

图2示出利用根据本发明的方法确定的传递函数相较于作为校准传递函数的GTF (generalized transfer function)的比较,以及

图3示出所述根据本发明的方法的一种实施例的流程图。

具体实施方式

[0044] 根据本发明的血处理装置1例如适用于实施透析、过滤和/或透析过滤,在其中对病人的血进行处理,所述血通过血管路2导引到所述血处理装置1中并且返回地来导引。所述血处理装置1如在图1中示意性地示出的那样具有分析单元3,所述分析单元在所述实施例中适用于,不仅对与所述血处理装置1处于直接的连接的数据而且对根据本发明的用于确定所述病人的中央的收缩的血压力的装置4的数据进行分析和储存。所述根据本发明的装置4利用所述分析单元3将中央的收缩的血压力确定为过滤的血压力曲线的最大值。所述过滤的血压力曲线如下地获得,即所述分析单元3将全通过滤和滑动的平均数值过滤施加到外围的血压力走向上。

[0045] 为此首先获得外围的血压力曲线。为此目的,血压计用作血压力测量装置5,所述血压计具有能够充气的套袖(Manschette)6,所述套袖对所述病人而言施加到所述上臂处。接下来实施传统的示波的(oszillometrisch)血压力测量并且获得舒张的血压力数值、收缩的血压力数值、平均的血压力数值和所述脉搏。所述分析单元3构造并且配置用于,储存这些数值。所述扫描频率 f_s (所述血压力测量数值利用所述扫描频率来记录或储存)在所述实施例中为500Hz。所述分析单元3具有也称为“微控制器”的单元,所述单元需要装备有仅仅较低的储存和计算能力。在这种情况下这涉及带有16/32比特的LPC2368。

[0046] 根据所述传统的血压力测量,所述套袖6被充上到所述舒张的血压力上并且所述套袖压力以约10s保持。在这个时间期间所述压力测量机构5检测也称为“脉搏曲线”的压力振荡。

[0047] 所述脉搏曲线首先去除稳恒份额和高频率干扰(>18Hz)并且为了所述另外的处理而储存在所述分析单元3中。

[0048] 从所述记录的脉搏曲线中事先剔除不适合的脉搏曲线,其中,所述不适合的脉搏曲线包括明显的异常值以及如下的脉搏曲线,其走向例如由于所述病人的运动而有误差。

[0049] 接下来由所述分析单元3形成平均数值脉搏曲线,所述平均数值脉搏曲线代表外围的血压力曲线,利用所述平均数值脉搏曲线来实施所述另外的根据本发明的方法步骤。

[0050] 所述分析单元3以先前测量的收缩的血压力数值和舒张的血压力数值校准所述外围的血压力曲线。由此产生所述病人的绝对的外围的血压力走向,所述血压力走向由所述分析单元3临时储存。

[0051] 所述绝对的外围的血压力曲线 $x(k)$ 利用所述过滤方程式(1)

$$y(k) = A \cdot x(k) + B \cdot \frac{1}{2m+1} \sum_{i=-m}^m x(k+i) \quad (1)$$

来过滤。

[0052] 所述过滤的血压力曲线 $y(k)$ 通过所述全通过滤份额 $A \cdot x(k)$ 和所述平均数值过滤份额来确定,其中, A 为全通系数,并且其中, B 为平均数值系数并且 $2m+1$ 为所述时窗的窗宽 N ,所述时窗为了滑动的平均数值形成而施加到所述外围的血压力曲线上。已经表明的是,如果所述心率为70bpm,则带有 $N=f_s/n$ 的值的窗宽在分母 n 的数值为4的情况下提供用于所述中央的收缩的血压力的最准确的数值。在 $f_s=500\text{Hz}$ 的情况下获得125的窗宽。随着优选地施加对称的时窗对于 m 获得数值62,因为 $N=2m+1$ 。由此在所述当前的实施例中,将125个测量数值(其中分别形成所述平均数值)的时窗在 $x(k)$ 、所述病人的绝对的外围的血压力走向的时间轴线上连续地绘制(durchgeschoben)。所述获得的平均数值与所述滑动的平均数值过滤的系数、也称为“平均数值系数”来相乘并且设有所述全通过滤份额。从该由所述分析单元3算出的过滤的血压力曲线 $y(k)$ 中由所述分析单元确定和临时储存最大值作为中央的收缩的血压力。

[0053] 在分别将所述平均数值在所述窗宽 N 的相应的时窗上确定之后,能够将不再需要的测量数值和中间计算删除或覆写。这使得所述分析单元3的微控制器负担有仅仅小的储存量。

[0054] 在所述实施例中,所述血处理装置可选地具有用于确定所述血管硬度7的装置,所述装置能够与用于确定所述中央的收缩的血压力的装置组合。用于确定所述血管硬度的装置通过所述脉搏曲线分析来测量脉搏波速度作为用于所述管硬度的指示器并且分析所述脉搏波速度。这在所述当前的情况中同样在所述分析单元3中发生。连同所述管硬度地,所述中央的收缩的血压力的数值还允许较准确地对可能的心血管的疾病作出结论。通过组合所述装置来实现容易操作的、高度紧凑的总单元,在所述总单元中以小的耗费在血处理期间求得和检测所述特性数据。

[0055] 通过将过滤传递函数例如根据方程式(2)来近似校准传递函数能够来确定 A 、 B 和 N 。

$$H(f) = A + \frac{B}{N} \frac{\sin(\pi N f / f_s)}{\sin(\pi f / f_s)} \quad (2)$$

[0056] 例如能够用作校准传递函数的是由Y.-T. Shih等(在: Journal of Human Hypertension 3, 204-210 (2013)中的“Comparison of two generalized transfer functions for measuring central systolic blood pressure by an oscillometric blood pressure monitor”)所报告的一般化的传递函数,所述传递函数在病人家族方面来确定。图2示出所述一般化的传递函数的倒置的(invertierten)振幅特性(Amplitudengang)作为利用所述附图标记10表示的曲线。

[0057] 例如在A=B=0.5、 $F_s=500\text{Hz}$ 、 $n=4$ 、 $N=125$ 的数值的情况下获得传递函数20,如其在图2中除了所述校准传递函数GTF之外还所示出的那样。首先在带有 $f \leq 4\text{Hz}$ 的低的频率范围中看出所述非常良好的协调一致。

[0058] 所述描述的近似必须对于所述病人而言仅仅一次地实施。因此所述近似能够在所述分析单元3的没有示出的单独的单元中发生,所述单元具有比所述分析单元3本身大的计算和储存能力。所述近似也能够在完全分开的计算单元、如例如个人计算机处来实施。在下面的治疗(Sitzungen)中用于确定所述中央的收缩的压力的装置4只能够利用储存的数值A、B、N、n运行,所述数值被放入到所述过滤方程式(1)中。所述储存的数值例如能够通过以下方式被调用,即将病人卡引入到所述分析单元3中,所述病人卡实现从所述单独的单元调用病人特定化的数据。

[0059] 在所述当前的实施例中,所述病人家族(所述校准传递函数来源于所述病人家族)在确定所述校准传递函数时具有大约70bpm的平均的脉搏,这相应于1.17Hz的心频率。

[0060] 所述实施例的病人在实施所述外围的血压力曲线的测量时意外地同样具有70bpm的脉搏。因此不需要取决于脉搏地修正所述中央的收缩的压力的所描述的确定的。

[0061] 在所述外围的血压力曲线的第二测量中在用于利用所述根据本发明的血处理装置进行血处理的另一治疗中,所述病人然而具有90bpm的提高了的脉搏并且因此处在预定义的核心范围之外,所述核心范围带有在此50bpm的下限 HR_L 和在此85bpm的上限 HR_H ,从而有利的是,根据方程式(3)来确定脉搏修正的窗宽 N_1 ,所述窗宽源于所述窗宽N:

$$N_1 = \frac{f_s}{nk} \cdot \frac{1}{HR_{Pat}/HR_{Ref}} \quad (3)$$

对此计算商 f_s/n_1 的脉搏修正的窗宽 N_1 ,其中, n_1 为脉搏修正的分母。所述脉搏修正的分母本身通过乘以源自确定用于具有参考心率 HR_{Ref} 连同商 HR_{Pat}/HR_{Ref} 的病人家族的窗宽N的分母n来算出,其中, HR_{Pat} 为在确定所述外围的血压力曲线时所述病人的当前的心率、也就是说在此90bpm。所述参考心率 HR_{Ref} 为与在求得所述校准压力曲线时相同的心率、也就是说在此70bpm。所述参考心率计算为所述病人家族的平均的心率。因此, n_1 算成 $4 \times 90/70 = 5.1$ 。所述修正的窗宽 N_1 又在500Hz的扫描频率的情况下相对于一定数量的、在所述时窗中的98的测量点四舍五入地来获得。

[0062] 根据一种变型方案,所述取决于脉搏的分母 n_1 还与修正因子K相乘,所述修正因子实现进一步匹配所述过滤的血压力曲线,以便考虑另外的因子、如用药、病征等等。在所述当前的情况中K采纳为1,以便不实施相应的修正。

[0063] 在图3中以流程图示例性地示出所述根据本发明的方法的流程,其中,在此,A、B、N

的数值已经储存地存在。在所述示例中选择70bpm的心率为参考心率 H_{Ref} 。所述核心范围的下限 HR_L 为50bpm并且所述上限 HR_H 为85bpm。

[0064] 所有的描述的步骤能够由所述血处理装置1全自动地或半自动地实施。所述步骤也能够没有血处理装置1的情况下利用用于确定所述中央的收缩的压力的装置4全自动地或半自动地实施。此外,所述步骤能够利用所述装置中的一个或两个至少部分地手动操作地实施。针对所述实施例描述的方法然而能够原则上也利用与所述示例性阐述的不同的测量仪器、控制器或调节器和其它机构来实施。

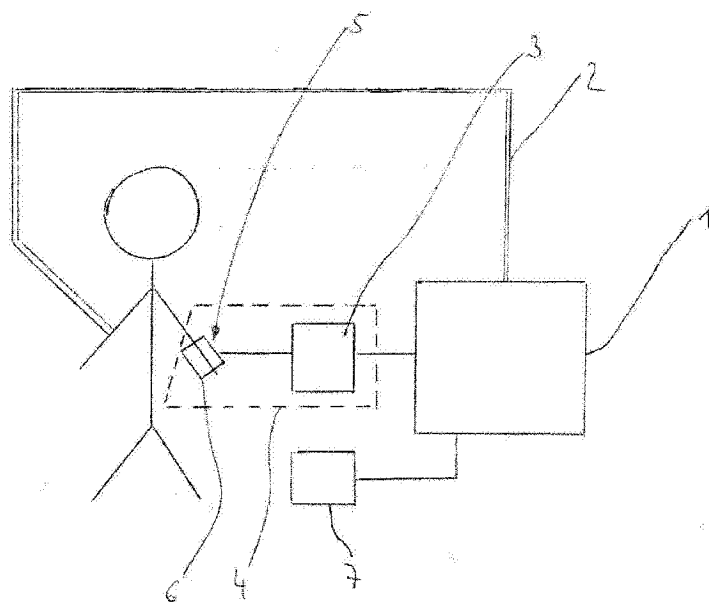


图 1

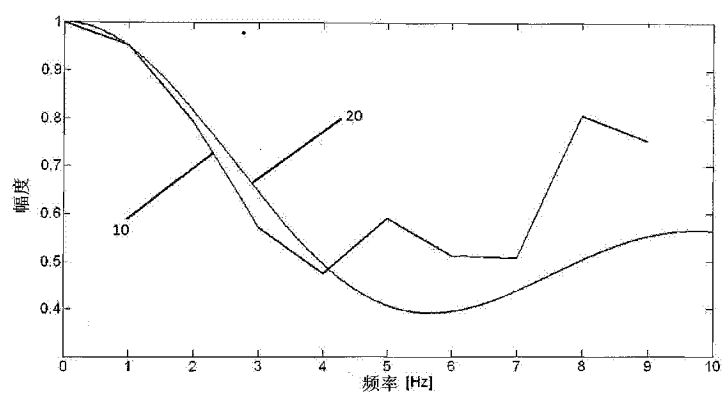


图 2

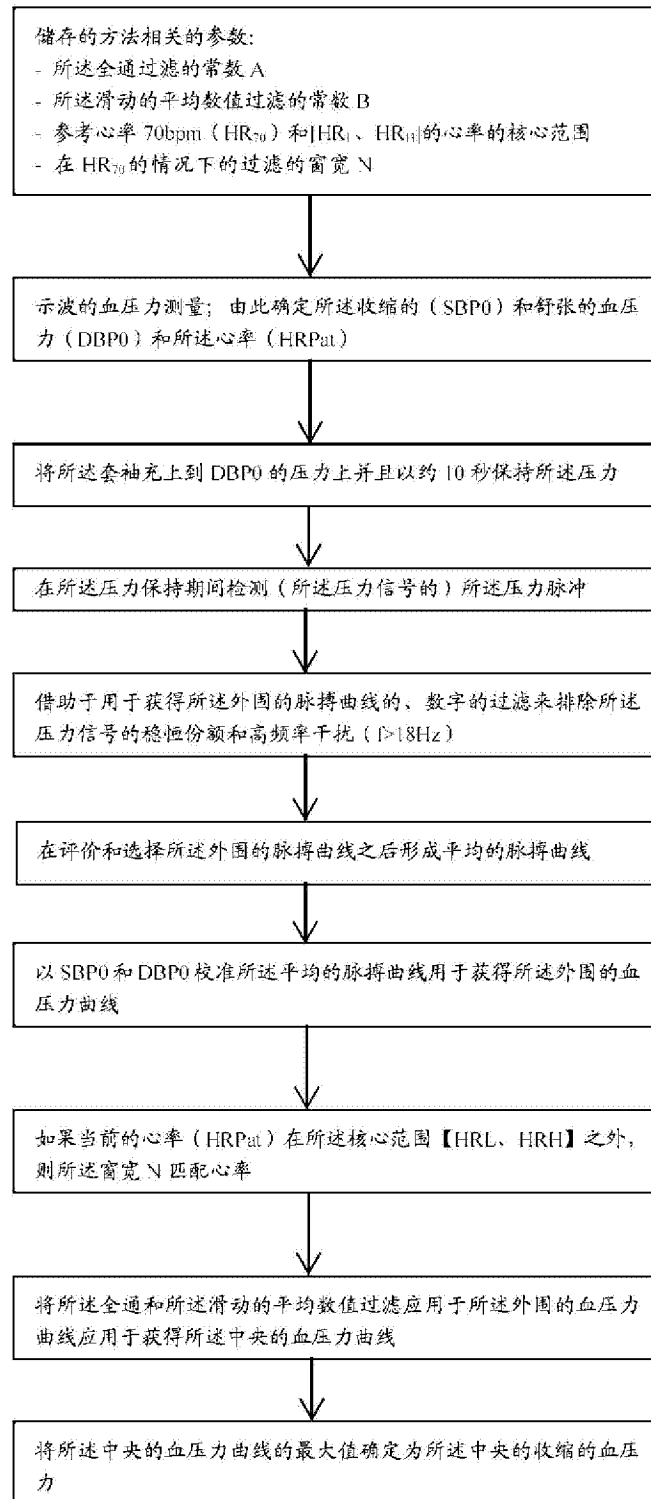


图 3

专利名称(译)	用于确定所述中央的收缩的血压力的方法和装置		
公开(公告)号	CN106456020A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580025923.5	申请日	2015-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	弗雷森纽斯医疗护理德国有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	弗雷森纽斯医疗护理德国有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	弗雷森纽斯医疗护理德国有限责任公司		
[标]发明人	W 张		
发明人	W.张		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/725 A61B5/023		
代理人(译)	张昱		
优先权	102014007519 2014-05-22 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于确定病人的中央的收缩的血压力的方法，其具有如下步骤：- 确定外围的、尤其臂膀的血压力走向，- 将滑动的平均数值过滤施加到所述血压力走向上，- 将全通过滤施加到所述血压力走向上，- 将所述中央的收缩的血压力确定为所述全通过滤的和平均数值过滤的血压力走向的最大值，以及涉及用于实施所述方法的装置。

