



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110913756 A

(43)申请公布日 2020.03.24

(21)申请号 201880047602.9

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.05.16

代理人 郭毅

(30)优先权数据

102017110770.3 2017.05.17 DE

(51)Int.Cl.

A61B 5/022(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.16

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/062736 2018.05.16

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/210931 DE 2018.11.22

(71)申请人 飞利浦医药系统伯布林根有限公司

地址 德国斯图亚特

(72)发明人 U·法伊弗 S·雷格

B·施托尔策 J·布里格勒

权利要求书5页 说明书21页 附图24页

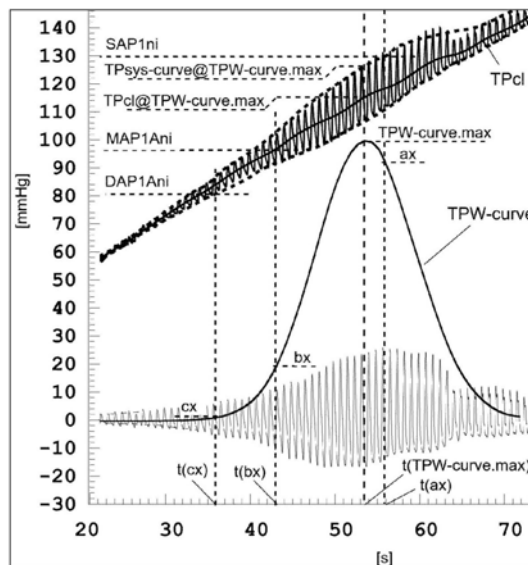
(54)发明名称

用于非侵入式地确定至少一个血压值的方法、用于非侵入式地确定血压的测量设备和系统

(57)摘要

说明一种用于借助施加在个体上的压力袖带(10)由组织压力信号(TP)非侵入式地确定至少一个血压值(SAP1ni,MAP1ni,DAP1ni)的方法,其中,所述组织压力信号(TP)具有一系列的组织压力脉动曲线(PKi),所述方法包括:辨识(S120)所述组织压力信号(TP)中的至少两个个体组织压力脉动曲线(PKi);针对每个所辨识的组织压力脉动曲线(PKi)确定(S150)至少一个振幅参数(TPP)和面积参数(TPA),其中所述振幅参数(TPP)指示所述识别的组织压力脉动曲线(PKi)的振幅,并且所述面积参数(TPA)至少指示被所述组织压力脉动曲线(PKi)包围的一个部分面积(TPA.top);对于每个识别的组织压力脉动曲线(PKi),在至少所述振幅参数(TPP)和所述面积参数(TPA)的基础上确定(S160)脉动功率参数(TPWP),所述脉动功率参数(TPWP)描述所述组织压力脉动曲线(PKi)的形状;生成(S170)参数函

数(TPW-曲线),所述参数函数描述所确定的所述组织压力脉动曲线(PKi)的脉动功率参数(TPWP)与所分配的压力袖带(10)处的夹紧压力(TPc1)或测量时间(t)之间的函数关系;基于所述参数函数(TPW-曲线)确定(S180-S195)至少一个血压值(SAP1ni,MAP1ni,DAP1ni)。



1. 一种用于借助施加在个体上的压力袖带(10)由组织压力信号(TP)非侵入式地确定至少一个血压值(SAP1ni,MAP1ni,DAP1ni)的方法,其中,所述组织压力信号(TP)具有一系列的组织压力脉动曲线(PKi),所述方法包括:

- 辨识(S140)所述组织压力信号(TP)中的至少两个单个组织压力脉动曲线(PK1,PK2,...);

- 针对每个所辨识的组织压力脉动曲线(PKi)确定(S150)至少一个振幅参数(TPP)和面积参数(TPA),其中,所述振幅参数(TPP)指示所辨识的组织压力脉动曲线(PKi)的振幅,而所述面积参数(TPA)至少指示被所述组织压力脉动曲线(PKi)包围的部分面积(TPA.top);

- 对于每个所辨识的组织压力脉动曲线(PKi),至少基于所述振幅参数(TPP)和所述面积参数(TPA)确定(S160)脉动功率参数(TPWP),所述脉动功率参数(TPWP)描述所述组织压力脉动曲线(PKi)的形状;

- 生成(S170)参数函数(TPW-曲线),所述参数函数(TPW-曲线)描述所述组织压力脉动曲线(PKi)的所确定的脉动功率参数(TPWP)与在所述压力袖带(10)处所分配的夹紧压力(TPc1)或测量时间(t)之间的函数关系;

- 基于所述参数函数(TPW-曲线)确定(S180-S195)至少一个血压值(SAP1ni,MAP1ni,DAP1ni)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述血压值(SAP1ni,MAP1ni,DAP1ni)是收缩血压值(SAP)、平均血压值(MAP)和/或舒张血压值(DAP)。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,在所述压力袖带(10)从低夹紧压力开始到高夹紧压力的压力范围上和/或在所述压力袖带(10)从高夹紧压力开始到低夹紧压力的压力范围上或在其中的区段上确定所述组织压力信号(TP)。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述低夹紧压力低于所述舒张血压值(DAP),并且所述高夹紧压力高于所述收缩血压值(SAP)。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,将所述面积参数(TPA)和所述振幅参数(TPP)优选地通过所述振幅参数(TPP)与所述面积参数(TPA)的相乘来相关联。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,对于每个组织压力脉动曲线(PKi),通过幂运算的面积参数(TPA)的关联或/和通过优选三次幂的振幅参数(TPP)的关联来形成所述脉动功率参数(TPWP)。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,针对每个组织压力脉动曲线(PKi)确定的面积参数(TPA)描述如下的部分面积(TPA.top,TPA+.top):所述部分面积被所述组织压力脉动曲线(PKi)和所述组织压力脉动曲线(PKi)在预给定的百分比振幅值(x%TPP)中延伸的直线包围,所述直线优选水平延伸并且所述直线与所述组织压力脉动曲线(PKi)相交。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,针对每个组织压力脉动曲线(PKi)确定的振幅参数(TPP,TPP+)描述组织压力舒张最小值(TPdia)与组织压力收缩最大值(TPsys)之间的差或所述夹紧压力为TPc1=0的压力值与所述组织压力收缩最大值TPsys之间的差。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述参数函数(TPW-曲线)通过如下方式来生成:给针对所分配的组织压力脉动曲线(PKi)的每个脉动功率参数(TPWP)分配测

量时间($t(PK_i)$)或夹紧压力($TP_{c1}(PK_i)$)。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,将平滑方法或曲线拟合应用于所确定的参数函数(TPW曲线)。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,基于所述参数函数(TPW曲线)来确定第一收缩血压值(SAP_{1ni}),其方式是:

-确定所述参数函数(TPW-曲线)的最大参数函数值(TPW-曲线.max);

-在从低夹紧压力到高夹紧压力(TP_{c1})的压力变化过程的情况下,确定如下的第一参数函数值(ax)和所属的第一测量时间($t(ax)$)或所属的第一夹紧压力($TP_{c1}(ax)$):所述第一参数函数值在所述最大参数函数值(TPW-曲线.max)之后并且相对于所述最大参数函数值具有被减小预定比例的参数函数值;

-在从高夹紧压力到低夹紧压力(TP_{c1})的压力变化过程的情况下,确定如下的第一参数函数值(ax)和所属的第一测量时间($t(ax)$)或所属的第一夹紧压力($TP_{c1}(ax)$):所述第一参数函数值在所述最大参数函数值(TPW-曲线.max)之前并且相对于所述最大参数函数值具有被减小预定比例的参数函数值;

-由所述组织压力信号(TP)或与所述组织压力信号相关的信号、优选所述组织压力信号(TP)的上包络(TP_{sys} -曲线)来确定第一收缩血压值(SAP_{1ni}),所述第一收缩血压值相应于所述第一测量时间($t(ax)$)或所述第一夹紧压力 $TP_{c1}(ax)$ 。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,基于所述参数函数(TPW-曲线)确定替代的第一收缩血压值(SAP_{1ni}^* , SAP_{1ni}^{**} , SAP_{4ni}^* , SAP_{4ni}^{**}),其方式是:

-确定所述参数函数(TPW-曲线)的最大参数函数值(TPW-曲线.max);

-相应于所述最大参数函数值(TPW-曲线.max)的时刻 $t(TPW-曲线.max)$ 处的夹紧压力(TP_{c1})确定压力值($TP_{c1}@TPW-曲线.max$)或相应于所述最大参数函数值(TPW-曲线.max)的时刻 $t(TPW-曲线.max)$ 处的组织压力信号(TP)的上包络(TP_{sys} -曲线)确定压力值;

-将因子($TP_{c1}\%$, $TP_{c1}+\%$)应用于相应于所述夹紧压力(TP_{c1})的压力值($TP_{c1}@TPW-曲线.max$),或将因子(TP_{sys} -曲线%, TP_{sys} -曲线+%)应用于相应于所述上包络的压力值(TP_{sys} -曲线@TPW-曲线.max),以便确定替代的第一收缩血压值(SAP_{1ni}^* , SAP_{1ni}^{**} , SAP_{4ni}^* , SAP_{4ni}^{**})。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,借助所生成的参数函数(TPW-曲线)来确定第一平均血压值(MAP_{1Ani}),其方式是:

-确定所述参数函数(TPW-曲线)的最大参数函数值(TPW-曲线.max);

-在从低夹紧压力到高夹紧压力(TP_{c1})的压力变化过程的情况下,确定如下的第二参数函数值(bx)和所属的第二测量时间($t(bx)$)或所属的第二夹紧压力($TP_{c1}(bx)$):所述第二参数函数值在所述最大参数函数值(TPW-曲线.max)之前并且相对于所述最大参数函数值具有被减小预定比例的参数函数值;

-在从高夹紧压力到低夹紧压力(TP_{c1})的压力变化过程的情况下,确定如下的第二参数函数值(bx)和所属的第二测量时间($t(bx)$)或所属的第二夹紧压力($TP_{c1}(bx)$):所述第二参数函数值(bx)在所述最大参数函数值(TPW-曲线.max)之后并且相对于所述最大参数函数值具有被减小预定比例的参数函数值;

-由所述组织压力信号(TP)或与所述组织压力信号相关的信号、优选所述夹紧压力

(TPc1) 来确定第一平均血压值 (MAP1Ani), 所述第一平均血压值对应于所确定的第二测量时间 (t (bx)) 或所述第二夹紧压力 (TPc1 (bx))。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 借助所生成的参数函数 (TPW曲线) 确定第一舒张血压值 (DAP1Ani), 其方式是:

- 确定所述参数函数 (TPW-曲线) 的最大参数函数值 (TPW-曲线.max);

- 在从低夹紧压力到高夹紧压力 (TPc1) 的压力变化过程的情况下, 确定如下的第三参数函数值 (cx) 和所属的第三测量时间 (t (cx)) 或所属的第三夹紧压力 (TPc1 (cx)): 所述第三参数函数值在所述最大参数函数值 (TPW-曲线.max) 之前并且相对于所述最大参数函数值具有被减小预定比例的参数函数值;

- 在从高夹紧压力到低夹紧压力 (TPc1) 的压力变化过程的情况下, 确定如下的第三参数函数值 (cx) 和所属的第三测量时间 (t (cx)) 或所属的第三夹紧压力 (TPc1 (cx)): 所述第三参数函数值 (cx) 在所述最大参数函数值 (TPW-曲线.max) 之后并且相对于所述最大参数函数值具有被减小预定比例的参数函数值;

- 由所述组织压力信号 (TP) 或与所述组织压力信号相关的信号、优选所述组织压力信号 (TP) 的下包络 (TPdia-曲线) 来确定第一舒张血压值 (DAP1Ani), 所述第一舒张血压值对应于所确定的第三测量时间 (t (cx)) 或所述第三夹紧压力 (TPc1 (cx))。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 由所述第一收缩血压值 (SAP1ni) 和所述第一平均血压值 (MAP1Ani) 根据以下估算公式来确定第二舒张血压值 (DAP1Bni):

$$DAP1Bni = k1 \cdot MAP1Ani - k2 \cdot (SAP1ni - MAP1Ani) - k3 \text{mmHg},$$

其中, $k1 = (0.6 \dots 1.1)$, $k2 = (0.15 \dots 0.4)$ 并且 $k3 = (-5 \dots 5)$ 。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 将借助所述参数函数 (TPW曲线) 生成的第一舒张血压值 (DAP1Ani) 和由所述估算公式确定的第二舒张血压值 (DAP1Bni) 分别进行加权, 以获得经平均的第三平均舒张血压值 (DAP1ni)。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 由所述第一收缩血压值 (SAP1ni) 和所述第一舒张血压值 (DAP1Ani) 根据以下估算公式来确定第二平均血压值 (MAP1Bni):

$$MAP1Bni = k4 \cdot DAP1Ani + k5 \cdot (SAP1ni - DAP1Ani) - k6 \text{mmHg},$$

其中, $k4 = (0.8 \dots 1.3)$, $k5 = (0.25 \dots 0.5)$, $k6 = (-5 \dots 5)$ 。

18. 根据权利要求17所述的方法, 其中, 将借助所述参数函数 (TPW曲线) 确定的第一平均血压值 (MAP1Ani) 和由所述估算公式确定的第二平均血压值 (MAP1Bni) 分别进行加权, 以获得经平均的第三平均血压值 (MAP1ni)。

19. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 还基于在一系列的相继的组织压力脉动曲线 (PKi) 中的收缩过程期间所述组织压力脉动曲线 (PKi) 的收缩形状变化的识别来确定第二收缩血压值 (SAP2ni, SAP2ni*)。

20. 一种用于借助施加在个体上的压力袖带由组织压力信号 (TP) 非侵入式地确定收缩血压值 (SAP2ni) 的方法, 其中, 所述组织压力信号 (TP) 具有一系列的组织压力脉动曲线 (PKi), 所述方法包括:

- 辨识 (S240) 所述组织压力信号 (TP) 中的至少两个组织压力脉动曲线 (PKi);

- 基于分别被组织压力脉动曲线 (PKi) 包围的两个部分面积 (TPA1.top, TPA2.top) 确定 (S250) 至少一个面积比 (TPA1.top/TPA2.top);

- 确定 (S260, S270, S280) 所述面积比 (TPA1.top/TPA2.top) 的最大变化;
- 确定 (S290) 所述面积比 (TPA1.top/TPA2.top) 具有所述最大变化的测量时间 (t) 或夹紧压力 (TPc1);
- 其中, 由所述组织压力信号 (TP) 或与所述组织压力信号相关的信号来确定 (S290) 与所确定的测量时间 (t) 或所述夹紧压力 (TPc1) 相对应的压力值, 所述压力值表示第二收缩血压值 (SAP2ni)。

21. 根据权利要求20所述的方法, 还包括:

- 在数量n个组织压力脉动曲线 (PKi) 上确定 (S260) 所述面积比 (TPA1.top/TPA2.top) 的移动平均值 ((TPA1.top/TPA2.top).mean);
- 确定 (S270) 所述面积比的移动平均值 ((TPA1.top/TPA2.top).mean) 与针对所述n个组织压力脉动曲线 (PKi) 中的每个的单个面积比 ((TPA1.top/TPA2.top).t) 之间的差 ((TPA1.top/TPA2.top).diff);
- 由针对所述n个组织压力脉动曲线 (PKi) 的差 (TPA1.top/TPA2.top.diff) 生成 (S280) 标准偏差函数 ((TPA1.top/TPA2.top).sd), 并且确定所述标准偏差函数 ((TPA1.top/TPA2.top).sd) 的形成的钟形曲线形状的半值宽度的中心;
- 根据所述半值宽度的中心处的所述组织压力信号 (TP) 或与所述组织压力信号相关的信号来确定 (S290) 所述第二收缩血压值 (SAP2ni)。

22. 根据权利要求19所述的方法, 其中, 将借助所述参数函数 (TPW-曲线) 生成的第一收缩血压值 (SAP1ni) 和由在所述收缩过程期间的所述组织压力脉动曲线 (PKi) 的收缩形状变化确定的第二收缩血压值 (SAP2ni, SAP2ni*) 进行加权和平均, 以获得第三平均收缩血压值 (SAPni)。

23. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 确定第四平均血压值 (MAP2ni), 其方式是:

- 对于相继的组织压力脉动曲线 (PKi, PKi+1), 分别计算 (S450) 从组织压力脉动曲线 (PKi) 到随后的组织压力脉动曲线 (PKi+1) 的面积 (Areg);
- 将所计算的面积 (Areg) 划分成两个部分面积 (Areg.sys, Areg.dia), 并且形成 (S460, S470) 面积比 (Areg.sys/Areg.dia);
- 由所述相继的组织压力脉动曲线 (PKi, PKi+1) 的面积比 (d(Areg.sys/Areg.dia)/dt 或 d(Areg.sys/Areg.dia)/dTPc1) 的变化, 由对应的组织压力信号 (TP) 或与所述组织压力信号相关的信号、优选所述夹紧压力 (TPc1) 来确定 (S480, S490) 第四平均血压值 (MAP2ni)。

24. 一种用于借助施加在个体上的压力袖带 (10) 由组织压力信号 (TP) 非侵入式地确定平均血压值 (MAP2ni) 的方法, 其中, 所述组织压力信号 (TP) 具有一系列的组织压力脉动曲线 (PK1-PKn), 所述方法包括:

- 辨识 (S440) 所述组织压力信号 (TP) 中的各个组织压力脉动曲线 (PKi);
- 对于相继的组织压力脉动曲线 (PKi) 分别计算 (S450) 从组织压力脉动曲线 (PKi) 到随后的组织压力脉动曲线 (PKi+1) 的面积 (Areg);
- 通过所计算的面积 (Areg) 的划分来形成 (S460) 两个部分面积 (Areg.sys, Areg.dia);
- 由所述两个部分面积 (Areg.sys, Areg.dia) 确定 (S470) 面积比 (Areg.sys/Areg.dia);

-确定(S480)相继的组织压力脉动曲线(PK_i, PK_{i+1})中的面积比的最大变化($d(Areg.sys/Areg.dia)/dt$ 或 $d(Areg.sys/Areg.dia)/dTPc1$);

-根据在所述面积比的最大变化($d(Areg.sys/Areg.dia)/dt$)的时刻处的所述组织压力信号(TP)或与所述组织压力信号相关的信号、优选所述夹紧压力(TPc1)来确定(S490)第四平均血压值(MAP2ni)。

25.根据权利要求23所述的方法,其中,经加权且经平均的第五平均血压值(MAPni)由所述第三平均血压值(MAP1ni)和所述第四平均血压值(MAP2ni)通过加权和平均来确定。

26.根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,辨识所述组织压力脉动曲线(PK_i)的步骤(S140,S240,S340,S440)还包括:通过从所述组织压力信号(TP)减去或滤除(S130,S230,S330,S430)至少一个夹紧压力部分(TPc1)来提取所述组织压力脉动曲线(PK_i),和/或辨识(S100)至少两个相继的组织压力脉动曲线(PK_1, PK_2, \dots)。

27.根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,在所述测量期间,以至少一个预给定的或自适应的时间上的压力变化率经过在所述测量期间确定的压力范围。

28.一种测量设备(90),所述测量设备(90)用于由借助压力袖带(10)在个体上检测的组织压力信号(TP)非侵入式地确定血压值,其中,所述测量设备(90)包括至少一个控制单元(92),所述至少一个控制单元设计用于执行根据前述权利要求1-27中的任一项所述的方法。

29.根据权利要求28所述的测量设备(90),其还包括压力传输器(94),所述压力传输器设置用于在预给定的压力范围或在所述测量期间确定的压力范围上建立和/或降低所述压力袖带(10)中的压力。

30.一种用于非侵入式血压确定的系统,所述系统包括:

-压力袖带(10),所述压力袖带具有至少一个压力传感器,用以检测个体上的组织压力信号(TP);

-根据权利要求27和/或28所述的测量设备(90),其用于由所检测的组织压力信号(TP)或由所述组织压力信号推导出的信号确定至少一个血压值。

31.根据权利要求30所述的用于非侵入式血压确定的系统,其中,所述压力袖带(10)构造为包括内部的抗扭曲的壳体(30)的壳式缠绕袖带。

用于非侵入式地确定至少一个血压值的方法、用于非侵入式地确定血压的测量设备和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于非侵入式地确定至少一个血压值的方法。本发明还涉及用于确定至少一个血压值的测量设备和系统。

背景技术

[0002] 为了测量血压,能够使用侵入式或非侵入式的测量方法。在非侵入式血压测量方法中,动脉压力借助一个肢体上(通常臂上)的血压监测器来测量。为此目的,充气式压力袖带(Druckmanschette)被应用于例如个体(优选地患者)的上臂。然后,为压力袖带提供夹紧压力(Klemmdruck),该夹紧压力作用在组织上,使得个体的脉管中的压力变化能够被检测到。为压力袖带提供的夹紧压力通常从高夹紧压力变到低夹紧压力或从低夹紧压力变到高夹紧压力。在这种类型的测量中,能够检测到由组织压力信号引起的振荡压力信号,其示出压力振荡的序列。根据压力曲线,能够分别基于增大的或降低的夹紧压力来识别振荡压力信号的增大或降低。

[0003] 压力袖带被填充有空气并被放置在患者的肢体周围,并且被提供有增大的或降低的压力以检测组织处的血压或血压中的脉动波动,其中,分析各个振荡压力信号的振幅以确定收缩和/或舒张血压值。压力袖带也可以称为血压袖带。

[0004] 非侵入式血压值的检测需要精确工作的测量装置,该测量装置在不同的测量环境下如此检测振荡压力信号,使得能够实现振幅值的可靠检测,以便精确地分类所需的血压值。由于压力袖带与动脉之间的组织强度和成分、动脉直径、动脉硬度和血压因患者而异,可测量振幅值也是不同的。此外,压力袖带必须在测量期间被保持在心脏高度。也就是说,根据测量情况和患者的血压,检测到的振荡压力信号可能看起来不同。对于可使用的非侵入式血压测量,检测到的振荡压力信号也必要具有足够的信号强度。借助常规使用的压力袖带,仅测量具有实际液压经皮可检测的组织压力脉动曲线的90-96%损失的压力振荡。这些压力振荡或振荡压力信号不再具有任何脉动轮廓。例如,主动脉瓣闭合(重搏切迹)不再是可识别的,因为脉动曲线轮廓被用来传输组织压力信号的空气阻尼并且因此不再能够被传感器检测到。

[0005] 另一方面,血压值的非侵入式测量以简单的、快速的、安全的且成本有利的实施方式为特征并且属于日常的医学例程,因为在此尤其与直接的侵入式血压测量相比,对于患者来说不存在风险。

[0006] 在侵入式血压测量中,刺穿动脉并且引入导管。导管被连接到压力传感器,使得测量的动脉血压曲线能够被直接记录并且被显示在监测器上。侵入式血压测量与非侵入式血压测量相比是准确的,并且特别适合于重病患者和/或高风险手术的连续监测。然而,直接测量特别地表现出出血、血栓栓塞、假动脉瘤、感染和神经损伤的风险,是昂贵的且耗时,并且因此主要在外科手术期间和在重症监护中用来监测并控制血压。

[0007] 一般地,非侵入式的、无风险的血压测量方法优于有风险的、耗时的且昂贵的侵入

式血压测量方法被选择,假设非侵入式方法满足对于准确性、测量频率、可靠性和实用性的情况给定的要求。此外,为了借助侵入式血压测量方法可靠地检测血压值,必须连续地冲洗用于侵入式血压测量的导管以便在导管顶端处连续地移除最小的血栓,并且使用自由连通管原理来检测不受影响的血压曲线。在临床实践中,通常由于缺少可用的医学时间并且甚至由于缺少医学专业知识而很少注意所记录的压力曲线,使得甚至在侵入式测量方法中,对于同一个原始血压曲线确定彼此显著偏差的血压值。当被适当地使用时,侵入式血压测量方法一般能够提供比非侵入式血压测量方法更准确的测量结果。然而,非侵入式血压测量对于快速的或门诊的血压监测是优选的。

[0008] 在使用充气式袖带的非侵入式血压测量方法中,除了肢体的组织厚度和成分、患者的动脉硬化和血压测量设备到组织的耦合的质量之外,血压的脉动的相对强度也是重要的。因此,在非常低的血压结合硬的动脉和厚的组织厚度的情况下,使用非侵入式血压测量方法获得正确结果是困难的。一般地,非常低的血压值结果测量得假高,而非常高的血压值结果测量得假低,这导致医师的误解并且能够危及患者。

[0009] 由于已知的非侵入式血压测量方法中的相当大的不可靠性或缺少精度和可比性,因此需要在针对非侵入式血压测量方法的血压值的确定方面提供改进,以便保持非侵入式血压测量尤其在成本、所需的时间和无风险性的方面优于侵入式血压测量的优点。理想地,非侵入式血压测量方法应当是如此准确的且可快速重复的或甚至连续的,使得其能够在最小妥协的情况下代替侵入式测量。

[0010] 由US 8,926,521 B2例如已知的是,使用常规压力袖带来执行振荡压力测量,并且计算上和下包络以便由其估算收缩血压值。在此,正振荡包络曲线的最大值处在平均血压。因此,在使用空气填充的袖带的常规示波法血压测量中,需要首先确定平均血压,并且然后从其推导出进一步的值。

[0011] 由US 5,606,977 A已知一种自动化血压监测,其使用充气袖带用于对患者执行血压测量。在此确定平均和收缩血压。

发明内容

[0012] 本发明的任务是提供一种用于非侵入式地确定至少一个血压值的改善的方法。

[0013] 该任务通过独立权利要求的特征来解决。在从属权利要求中能够提取有利的构型方式。

[0014] 本发明提出了借助压力袖带来检测组织压力信号,其中,所述组织压力信号具有一系列的组织压力脉动曲线。根据本发明设置如下:由组织压力信号辨识至少两个组织压力脉动曲线,并且基于特性参数对这些组织压力脉动曲线进行分类。

[0015] 在此,在时间上或在夹紧压力上进行组织压力信号的检测。为此,由压力袖带中的压力传感器供应的组织压力值与所属的测量时间和/或夹紧压力一起被记录或存储。借助以此方式所存储的值对来对组织压力信号进行进一步处理。

[0016] 所存储的组织压力和测量时间或夹紧压力的值对能够在进一步处理之前被预先处理,例如通过忽视处在趋势之外的值对。应用于原始数据的各种滤波器功能能够用来创建用于根据本发明地非侵入式地确定血压值的数据基础。

[0017] 除了在时间或夹紧压力上检测压力值之外,辨识还可以包括借助各个组织压力脉

动曲线的组织压力信号的图形表示。为了由组织压力信号辨识一个或多个组织压力脉动曲线,在组织压力信号中或在值对中分别识别重复出现的模式。例如,通过分别连接相邻的组织压力收缩最大值或组织压力舒张最小值来确定组织压力信号中的下组织压力包络和上组织压力包络。例如可以识别从组织压力舒张最小值到随后的组织压力舒张最小值的组织压力脉动曲线。在此,组织压力信号中的相继的组织压力舒张最小值分别表示相应的舒张结束点(时间和压力)。以下,组织压力信号中的如下区段分别视为组织压力脉动曲线:所述区段从一个舒张结束点延伸到随后的舒张结束点或所述区段的所属的值对位于这些点之间。如果将从一个舒张结束点到下一个舒张结束点的区段视为组织压力脉动曲线,那么收缩处在其之间,即组织压力脉动曲线从第一舒张结束点向收缩增加,其中组织压力信号值分别到达局部最大值并且下降至下一个舒张结束点。组织压力脉动曲线的增加和下降直至主动脉瓣闭合(其特征在于凹口,即重搏切迹)的部分被称为收缩区段,并且在重搏切迹之后进一步降低的部分被称为舒张区段。

[0018] 如随后详细地描述的,滤波器被应用于所检测到的组织压力信号,其在压力区域中单调地或逐级地增加或降低,或在某一时间内被保持恒定,以确定夹紧压力。该夹紧压力从组织压力信号中减去,以便从组织压力信号滤除高频分量用于进一步处理,使得仅以所检测到的组织压力信号的交流分量为依据用于根据本发明的血压值的确定。因此获得在压力零点附近波动的信号。已经以此方式被处理的信号实现了归一化或非归一化的进一步处理。尤其能够针对不同的组织压力脉动曲线由此确定可比较的参数,这能够实现可靠地确定血压值。

[0019] 基于所辨识的个体组织压力脉动曲线,现在针对每个辨识的组织压力脉动曲线确定至少一个振幅参数。振幅参数表示组织压力脉动曲线的组织压力舒张最小值与组织压力收缩最大值之间的关联。在此,振幅参数可以仅包括在组织压力脉动曲线的组织压力舒张最小值与组织压力收缩最大值之间的部分。

[0020] 进一步地,针对每个辨识的组织压力脉动曲线确定如下:该面积参数指示被组织压力脉动曲线包围的面积。这个可以要么是组织压力脉动曲线包围的面积的部分面积要么是组织压力脉动曲线包围的整个面积。

[0021] 基于所确定的振幅参数和面积参数来确定脉动功率参数。脉动功率参数表示组织压力脉动曲线的特征值。

[0022] 为了获得脉动功率参数,振幅参数和面积参数彼此相关联或建立联系。基于由振幅参数和面积参数的关联得出的脉动功率参数来确定如下参数函数,该参数函数指示相应的辨识的组织压力脉动曲线的所确定的或所求取的脉动功率参数与压力袖带处的所分配的夹紧压力或测量时间之间的关系。

[0023] 基于参数函数的变化过程能够确定参数函数的特征值,其根据本发明用于直接地或间接地确定血压值。

[0024] 借助根据本发明的方法能够确定至少一个收缩血压值、平均血压值和/或舒张血压值。

[0025] 为了检测组织压力信号,给压力袖带施加在从低夹紧压力到高夹紧压力或从高夹紧压力到低夹紧压力的确定的压力范围上的夹紧压力。

[0026] 也能够实现仅针对从低夹紧压力到高夹紧压力或从高夹紧压力到低夹紧压力的

所确定的压力范围的某一范围或区段确定组织压力信号。

[0027] 优选地,低夹紧压力低于舒张血压值,并且高夹紧压力高于收缩血压值。由于舒张和收缩血压值在不同的患者的情况下是不同的,所以在此使用对于用作初始压力的低夹紧压力和用作结束压力的高夹紧压力的经验值。在一种优选实施例中,借助第一测量方法快速地遍历压力范围。由此快速地获得初步的收缩和/或舒张血压值。所属的舒张或收缩血压值能够基于(一个或多个)所确定的初步血压值来确定,使得借助所属的夹紧压力的开始值和结束值能够快速确定要经过的压力范围。在随后的第二测量中,然后能够缓慢地经过针对患者限定的压力范围,以便基于检测到的组织压力信号执行准确测量。当经过从高夹紧压力到低夹紧压力的压力范围时,结束值和开始值交换。

[0028] 在一种优选的构型中,组织压力脉动曲线的所确定的振幅参数乘以所属的面积参数,以便获得相应的脉动功率参数。

[0029] 在另一有利的构型中,能够针对每个组织压力脉动曲线来确定脉动功率参数,其方式是:给面积参数或振幅参数或两者分配优选的幂(Potenz)。在此特别有利的是,将振幅参数乘以三次幂。然而,也能够选择在-5...5的范围内的幂。

[0030] 在本发明的另一优选的构型中,提出仅使用被组织压力脉动曲线包围的部分面积作为面积参数。组织压力脉动曲线的形状变化示出,在经过收缩压力时相应的组织压力脉动曲线的振幅和绝对面积减小,并且脉动曲线的上面的1/2至1/10部分的形状尤其从圆的变化为尖的,并且组织压力收缩最大值能够从晚期收缩向早期收缩移位。这些变化涉及组织压力脉动曲线的上收缩部分。因此,限定了对收缩压力的经过特别敏感的收缩部分面积。

[0031] 在一种优选的构型中,收缩上部分面积基于预先确定的百分比振幅值来确定,其优选是水平延伸的直线,所述水平延伸的直线与组织压力脉动曲线相交(变直,通过修正的夹紧压力梯度)并且形成要确定的部分面积的下边界,其中,表征收缩的部分面积然后位于直线与组织压力脉动波形之间。

[0032] 在另一有利的构型中,然后给每个脉动功率参数分配测量时间或夹紧压力,所述测量时间或夹紧压力被分配给相应的组织压力脉动曲线。这种分配在下文中也被称为参数函数。也就是说,参数函数在测量时间或夹紧压力上描绘脉动功率参数。

[0033] 还有利的是,使所确定的参数函数经受平滑方法或将曲线拟合应用于所确定的脉动功率参数,以便获得可处理的曲线变化过程。例如能够使用Cauchy-Lorentz钟形曲线。

[0034] 在另一有利的构型中,借助所确定的参数函数能够确定第一收缩血压值。为此,一方面确定参数函数的最大值。此外,确定第一参数函数值,所述第一参数函数值在从低夹紧压力到高夹紧压力的压力变化过程的情况下在参数函数的最大值之后并且具有相对于最大值被降低预定比例的参数函数值。对于最大参数函数值或第一参数函数值,分别确定所属的第一测量时间或所属的第一夹紧压力。

[0035] 当压力变化过程从高夹紧压力通到低夹紧压力时,在最大值之前的参数函数值被确定为第一参数函数值,所述第一参数函数值也相对于最大值被降低预定比例。此处,确定所属的第一测量时间或第一夹紧压力。

[0036] 借助如此检测的第一测量时间或第一夹紧压力由组织压力信号来确定对应的第一血压值。在此,组织压力信号的上包络优选地用来由组织压力信号确定在第一测量时间或第一夹紧压力处的第一收缩血压值。

[0037] 借助根据本发明的方法能够实现通过使用生成的参数函数来确定第一平均血压值。在此,再次确定参数函数的最大值。在从低夹紧压力到高夹紧压力的压力变化过程的情况下,确定在最大值之前的第二参数函数值,其具有相对于最大值被降低预定比例的第二参数函数值。此外,确定所属的第二测量时间或所属的第二夹紧压力。如果压力从高夹紧压力通到低夹紧压力,则确定在最大值之后的第二参数函数值,其具有相对于最大值被降低预定比例的第二参数函数值,并且确定所属的第二测量时间和/或所属的第二夹紧压力。

[0038] 在第二测量时间或第二夹紧压力的基础上由组织压力信号来确定或读取对应的第二压力值。在此,夹紧压力优选地在组织压力信号中用于确定对应的第一平均血压值。

[0039] 借助根据本发明的方法也能够实现使用所生成的参数函数来确定第一舒张血压值。在此确定参数函数的最大值。在从低夹紧压力到高夹紧压力的压力变化过程的情况下,确定在最大值之前的第三参数函数值,所述第三参数函数值具有相对于最大值被降低预定比例的参数函数值,并且确定所属的第三测量时间或所属的第三夹紧压力。

[0040] 如果压力变化过程从高夹紧压力延伸到低夹紧压力,由参数函数确定在最大值之后的第三参数函数值,所述第三参数函数值具有相对于最大值被降低预定比例的参数函数值,并且确定所属的第三测量时间或所属的第三夹紧压力。

[0041] 基于如此确定的第三测量时间或如此确定的第三夹紧压力,由组织压力信号或与该组织压力信号相关的信号来确定对应的压力值。如此确定的压力值相应于第一舒张血压值。优选地,第一舒张血压值由组织压力信号的下包络来确定。

[0042] 基于借助参数函数确定的第一收缩血压值和第一平均血压值能够实现使用估算公式来确定第二舒张血压值。为此,将第一平均血压值以及由第一平均血压值与第一收缩血压值构成的差乘以由侵入式血压测量推导出的系数,形成其差并且减去由侵入式血压测量推导出的修正常数。

[0043] 根据由侵入式血压测量获得的另一估算公式,能够由第一收缩血压值和第一舒张血压值确定第二平均血压值。为此,将第一舒张血压值和由第一收缩血压值与第一舒张血压值构成的差乘以由侵入式血压测量推导出的系数。由侵入式血压测量推导出的第二修正常数用来以此获得相应的第二平均血压值。

[0044] 因此,在一种优选的实施方式中,能够将通过参数函数确定的第一平均血压值与通过估算公式确定的第二平均血压值彼此相关联,优选地对它们进行加权和平均,以便以此获得经平均的第三平均血压值。以这种类型和方式不仅确定直接测量的第一平均血压值,而且确定由第一舒张血压值或第一收缩血压值推导出的第二平均血压值,然后将其如此彼此相关联,使得能够获得更弹性的第三平均血压值。

[0045] 类似地,根据参数函数确定的第一舒张血压值和借助估算公式由第一平均血压值或第一收缩血压值确定的第二舒张血压值能够被加权,以获得经平均的第三舒张血压值。

[0046] 根据本发明的另一方面,借助组织压力信号中所辨识的组织压力脉动曲线能够由组织压力信号获得第二收缩血压值,其方式是:针对一系列的组组织压力脉动曲线分别确定关于组织压力脉动曲线的宽度参数。宽度参数表征组织压力脉动曲线在收缩过程期间、尤其关于组织压力脉动曲线的收缩中的最大值或峰值的收缩形状变化。收缩血压值能够基于收缩形状的变化来确定。为此,基于先前的组织压力脉动曲线的舒张结束点和当前组织压力脉动曲线的最大值来确定宽度参数。替代地,基于当前组织压力脉动曲线的最大增加和

当前组织压力脉动曲线的最大值能够确定宽度参数。该宽度参数针对多个优选相继的组织压力脉动曲线来确定,其中,检测所属的测量时间或夹紧压力。进一步确定在哪个测量时间处或在哪个夹紧压力处宽度参数示出了最大变化。宽度参数在多个组织压力脉动曲线上具有最大变化的时刻是由组织压力信号或与其相关的信号、优选夹紧压力来确定第二收缩血压值的时刻。也就是说,在该宽度参数变化最强烈的测量时间或夹紧压力处,第二收缩血压值能够在组织压力信号处、优选地在组织压力信号的夹紧压力处推导出。

[0047] 在用于由组织压力信号确定第二收缩血压值的一种优选的变型方案中,上部分面积被分成在夹紧压力增加时在时间上位于当前组织压力脉动曲线的组织压力收缩最大值之前的上部分面积和在时间上位于当前组织压力脉动曲线的组织压力收缩最大值之后的上部分面积。为此,部分面积构造为三角形。为了形成这两个三角形,组织压力脉动曲线通过与组织压力脉动曲线相交的优选水平延伸的下直线来限界,其中,组织压力脉动曲线通过滤除夹紧压力斜度而变直。此外,共同的直线被放置为穿过当前组织压力脉动曲线的组织压力收缩最大值的垂线,并且相应的连接直线被放置在水平下直线与组织压力脉动曲线的交点与当前组织压力-脉动曲线的组织压力收缩最大值之间。因此,获得两个三角形用以确定部分面积。

[0048] 该方法能够独立于在上面描述的方法以参数函数来执行。然而,该方法也能够与上面描述的方法进行组合,其方式是:基于一系列的相继的组织压力脉动曲线中的组织压力脉动曲线的收缩内的组织压力收缩最大值的时间移位来确定第二收缩血压值。由两个不同的所确定的第一和第二收缩血压值能够再次推导出经加权平均的第三收缩血压值。

[0049] 为了基于组织压力脉动曲线的收缩内的组织压力收缩最大值的时间移位来确定第二收缩血压值,在预定数量的组织压力脉动曲线上确定宽度参数的移动平均值。然后,确定由宽度参数的移动平均值和针对每个组织压力脉动曲线的单个宽度参数构成的差。基于这些差针对各个组织压力脉动曲线生成标准偏差函数(Standardabweichungsfunktion),并且在该标准偏差函数内确定标准偏差函数的所形成的钟形形式的半值宽度的中心,由此能够在该半值宽度的中心处读取第二收缩血压值。

[0050] 在使用两个部分面积的面积比时,在预定数量的组织压力脉动曲线上确定两个部分面积的面积比的移动平均值。然后,确定由两个部分面积的面积比的移动平均值和针对每个组织压力脉动曲线的两个部分面积的单个面积比构成的差。基于这些差,针对个体组织压力脉动曲线生成标准偏差函数,并且在该标准偏差函数内确定标准偏差函数的所形成的钟形形式的半值宽度的中心,在其处能够在该半值宽度的中心处读取第二收缩血压值。

[0051] 在本发明的另一方面,提供一种用于由组织压力信号非侵入式地确定第四平均血压值的方法。在此,在组织压力信号中辨识多个单个组织压力脉动曲线。组织压力脉动曲线与进行限制的函数一起分别包围一个面。对于相继的组织压力脉动曲线,计算各个面积直到下一个组织压力脉动曲线。所计算的面积被分成两个部分面积,尤其被分成包含收缩面积的部分面积和舒张部分面积,其中,包含收缩面积的部分面积位于组织压力脉动曲线以下,并且舒张部分面积位于组织压力脉动曲线的组织压力舒张最小值以上。基于相继的组织压力脉动曲线的收缩部分面积和舒张部分面积的面积比的变化,第四平均血压值能够由对应的组织压力信号、优选夹紧压力来确定。

[0052] 在此优选地,能够将用于基于面积比确定第四平均血压值的方法与第三平均血压

值相关联。因此能够将第三平均血压值与第四平均血压值进行加权和平均,并且因此能够确定经加权的第五平均血压值。

[0053] 在先前描述的用于辨识组织压力脉动曲线的方法中,有利的是从组织压力信号减去或滤除夹紧压力分量,以便从组织压力信号获得交流分量,并且因此将组织压力信号转换成水平延伸的信号曲线。由此能够实现组织压力脉动曲线的更好可比性并且更好地分析各个参数。

[0054] 在辨识组织压力脉动曲线的步骤中,辨识至少两个相继的组织压力脉动曲线。为了提高关于血压值的可靠性,能够增加所辨识和分析的组织压力脉动曲线的数量。

[0055] 优选地,在测量期间以预给定的压力变化速率经过压力范围。在此,能够优选地在测量期间确定压力范围。然而,压力变化速率也能够的时间上进行匹配,从而例如最初以快速的压力变化速率并且随后以缓慢的压力变化速率进行测量。

[0056] 该任务还通过一种用于非侵入式地确定血压值的测量设备来解决,其中借助个体上的压力袖带来检测组织压力信号,其中,该测量设备包括至少一个控制单元,其适合于执行上面描述的用于确定收缩血压值、平均血压值和/或舒张血压值的方法。

[0057] 优选地,压力袖带来接收组织压力信号,其中压力传感器布置在压力袖带中并且被液压地耦合到组织。

[0058] 进一步地,该任务通过用于非侵入式血压确定的系统来解决,所述系统包括具有至少一个压力传感器的压力袖带,所述至少一个压力传感器设置用于检测个体上的组织压力信号,其中,所述系统具有如上面描述的测量设备,用于由所检测到的组织压力信号确定至少一个血压值。优选地,所述系统可以具有显示单元,用于显示所检测到的组织压力信号和所辨识的组织压力脉动曲线。

[0059] 在另一构型中,所述测量设备能够包括控制单元,其设置用于如此控制压力传输器(Druckgeber),使得在压力袖带处在测量期间确定的压力范围上动态地建立(aufbauen)和/或降低(abbauen)压力。

[0060] 如果壳式缠绕袖带(Schalenwickelcuff)用作压力袖带,其具有在测量期间气密地包围肢体并且被液压地耦合到组织的内部的抗扭曲的壳体,那么能够获得特别有利的测量结果。在壳式缠绕袖带中,液压地耦合的经皮(transkutan)的组织压力脉动曲线借助位于压力袖带中/上的压力传感器来检测。在常规的压力袖带的情况下,没有压力传感器布置在充气式袖带中。压力经由空气管路被传输到测量设备并且在那里进行测量。由于基于空气的传输,组织压力信号的大部分信息被衰减掉并且因此不再能够用于分析处理。也就是说,对于高质量测量,值得推荐的是尽可能高分辨率地检测组织压力信号。

[0061] 有利的是将压力传感器布置在皮肤上的压力袖带中,而它们之间没有衰减元件(例如气垫)(液压耦合)。保护膜或——出于兼容性原因——皮肤与传感器之间的特殊物质是可能的,因为它们仅使组织压力脉动曲线的传输最低程度地衰减。替代地或附加地,如果传感器被结实的和/或硬的元件按压到皮肤上,则对于信号接收是有利的。如果尽可能直接液压地进行记录组织压力脉动曲线或检测或组织压力信号,而不使用衰减介质用于传输,则也是有利的。

[0062] 借助根据本发明的方法或不同方法的组合,能够在强烈低渗和高渗的循环状况的情况下、在间歇性心律失常的情况下、还针对具有强烈地衰减信号传输的高组织部分(例如

身体脂肪)的身体部分、并且在包含的或包围的具有高硬度的动脉的情况下确定非侵入式血压值。

附图说明

[0063] 在下文中,本发明使用附图来更详细地进行解释。附图示出:

[0064] 图1示出了组织压力信号、由其导出的信号和致动器压力的图形表示;

[0065] 图2A、2B、2C分别示出根据本发明的第一实施例的组织压力脉动曲线和参数;

[0066] 图3A示出根据图2A-2C的随着时间的由振幅参数和面积参数建立的参数曲线和从其导出的血压值;

[0067] 图3B示出根据图2A-2C的随着夹紧压力的由振幅参数和面积参数建立的参数曲线和从其导出的血压值;

[0068] 图3C示出用于执行根据第一实施例的方法的流程图;

[0069] 图4A、4B分别示出通过估算公式确定的血压值与侵入式地确定的血压值之间的关联性;

[0070] 图5A、5B和5C均示出非侵入式地确定的血压值与侵入式地确定的血压值之间的关联性;

[0071] 图6A示出了根据第二实施例的用于确定在收缩过程期间组织压力脉动曲线的收缩形状变化的组织压力脉动曲线;

[0072] 图6B示出了根据第二实施例的用于基于三角形面积比的变化来确定收缩血压值的图形表示;

[0073] 图6C示出了用于执行根据第二实施例的方法的流程图;

[0074] 图6D示出了根据第三实施例的用于确定在收缩过程期间组织压力脉动曲线的收缩形状变化的组织压力脉动曲线;

[0075] 图6E示出了针对第三实施例用于确定参数的组织压力脉动曲线的放大区段;

[0076] 图6F示出了根据第三实施例的用于基于宽度参数的变化来确定收缩血压值的图形表示;

[0077] 图6G示出了用于执行根据第三实施例的方法的流程图;

[0078] 图7A、7B和7C示出了根据第四实施例的具有不同部分面积的组织压力脉动曲线;

[0079] 图7D示出了根据第四实施例的用于基于部分面积比的变化来确定平均血压值的图形表示;

[0080] 图7E示出了用于执行根据第四实施例的方法的流程图;

[0081] 图8A分别示出了根据本发明的替代实施例的基于第一实施例的组织压力脉动曲线和参数;

[0082] 图8B示出了由根据图8A的振幅参数和面积参数建立的随着时间的参数曲线和由其导出的血压值;

[0083] 图8C、8D、8E均示出了非侵入式地确定的血压值与同时侵入式地确定的血压值之间的回归分析;

[0084] 图9A和9B示出了壳式压力袖带的剖视图;

[0085] 图10示出了用于非侵入式血压确定的系统的结构;

[0086] 图11示出关于不同确定的血压值的组合的概览。

具体实施方式

[0087] 在下文中,根据图1、2A-2C和3A-3C用来描述非侵入式地确定血压值的第一实施例。

[0088] 图1示出在时间 t 上的组织压力信号 TP 。在图1中示出施加到压力袖带上的致动器压力 P_{act} ,并且示出由测量设备递送的致动器压力 P_{act} 。该致动器压力从 0mmHg 处的低值增加到 210mmHg (S_{110})。

[0089] 组织压力范围通常覆盖从低夹紧压力 $TP_{c1}=0-20\text{mmHg}$ 直至高夹紧压力 TP_{c1} 的足够大的范围上,其中,高夹紧压力 TP_{c1} 可靠地在经验值或在线计算的收缩血压值 SAP_{1ni} 、 SAP_{2ni} 或 SAP_{2ni}^* 和/或 SAP_{ni} 以上。

[0090] 非侵入式地测量的组织压力信号 TP 包含一系列的高分辨率组织压力脉动曲线 PK_i 。位于组织压力信号 TP 的曲线内的夹紧压力 TP_{c1} 通过组织压力信号 TP 的低通滤波来确定。

[0091] 压力范围能够经过从低夹紧压力到高夹紧压力 TP_{c1} 的范围,反之亦然 (S_{110})。在图1中示出所得出的组织压力信号 TP (其通过压力传感器来测量 (S_{120})),并且示出了具有变化振幅的组织压力脉动曲线 PK_i 。除了组织压力信号 TP 之外,还示出夹紧压力 TP_{c1} ,其与组织压力信号 TP 类似地增大。图1还示出了由组织压力信号 TP 确定的两倍交流分量 TP_{ac} 。根据该交流分量 TP_{ac} (其通过滤波来获得 (S_{130})),能够更好地分析组织压力脉动曲线 PK_i ,并且能够实现由组织压力脉动曲线 PK_i 确定的参数的更好可比性。优选地,通过从组织压力信号 TP 减去夹紧压力 TP_{c1} 来生成交流分量 TP_{ac} 。

[0092] 如在图1中示出的那样,在夹紧压力 TP_{c1} 增大时,从大约 30mmHg 起获得可使用的组织压力信号 TP ,其直至远远超过收缩血压值都能够被测量到。在该范围内辨识组织压力脉动曲线 PK_i (S_{140})。此外,图1示出了组织压力信号 TP 的由组织压力收缩最大值 TP_{sys} 形成的上包络 TP_{sys} -曲线。同样示出了组织压力信号 TP 的由组织压力舒张最小值 TP_{dia} 获得的下包络 TP_{dia} -曲线。

[0093] 图2A详细地示出了辨识的组织压力脉动曲线 PK_i 。组织压力脉动曲线 PK_i 在舒张结束点处、优选地在组织压力脉动曲线 PK_i 的局部最小值、组织压力舒张最小值 TP_{dia} 处开始,并且在组织压力收缩最大值 TP_{sys} 处陡峭地上升到最大值。组织压力脉动曲线 PK_i 包括从舒张结束点开始到组织压力收缩最大值 TP_{sys} 的上升沿和从组织压力收缩最大值 TP_{sys} 到下一个舒张结束点的组织压力信号 TP 的下降沿。也就是说,组织压力脉动曲线 PK_i 从开始时间 $t.start$ 延伸直至停止时间 $t.stop$ 。在此所经过的压力范围位于组织压力舒张最小值 TP_{dia} 与组织压力收缩最大值 TP_{sys} 之间。组织压力脉动曲线 PK_i 以下的面积被称为面积参数 TPA ,并且通过直线被限界在组织压力脉动曲线以下,该直线从开始时间 $t.start$ 的舒张结束点延伸直至停止时间 $t.stop$ 。优选地,直线水平地延伸。在组织压力信号 TP 或其交流分量 TP_{ac} 的情况下,用于限界组织压力脉动曲线 PK_i 以下的面积的直线也能够倾斜地延伸。

[0094] 图2B——类似于图2A——示出了组织压力脉动曲线 PK_i 。示出了百分比振幅值 $x\%$ (TPP),其在从组织压力舒张最小值 TP_{dia} 延伸到组织压力收缩最大值 TP_{sys} 的百分比值。以 TPP 指示从组织压力舒张最小值 TP_{dia} 到组织压力收缩最大值 TP_{sys} 的整个振幅。在本发明

的第一实施例中,该百分比振幅值 $x\%$ (TPP) 以上的部分面积 $TPA.top$ 能够用作面积参数 TPA 。百分比振幅值 $x\%$ (TPP) 和面积参数 TPA 根据所辨识的组织压力脉动曲线 PK_i 和所属的值对来确定 (S150)。

[0095] 图2C示出了组织压力脉动曲线 PK_i 以下的部分面积 $TPA.top$ 的计算的替代方案。作为根据图2A或2B的用于确定振幅参数 TPP 和面积参数 TPA 的方法的替代方案,在这种情况下确定组织压力脉动曲线 PK_i 内的组织压力信号 TP 中的最大增加 dTP/dt_{max} 或最大增加的时刻 t (dTP/dt_{max})。该点用来确定部分面积 $TPA.top$ 的下边界。也就是说,由最大增加 dTP/dt_{max} 的点处的直线和组织压力脉动曲线 PK_i 包围的区域用作面积参数 TPA 或用作部分面积 $TPA.top$ 来计算第一收缩血压值 $SAP1ni$ 、第一平均血压值 $MAP1Ani$ 和第一舒张血压值 $DAP1Ani$ 。

[0096] 基于根据图2A、图2B或图2C的方法确定的血压值的比较示出了根据图2B或2C的部分面积 $TPA.top$ 的使用一般得出更准确的血压值,其中,根据图2B的用于确定振幅参数 TPP 和部分面积 $TPA.top$ 的方法的使用一般得出最可靠的血压值。

[0097] 为了在时间上达到以 $mmHg$ 为单位的组织压力信号 TP 的压力值,组织压力信号 TP 由压力传感器来记录,并且在测量设备中高分辨率地被存储和处理,其中,在每个测量时间 t 或夹紧压力 TP_{cl} 下相应于所设置的分辨率来检测组织压力信号值,其中,这些值作为值对共同被存储在测量设备的存储器中。

[0098] 为了进一步描述根据第一实施例的方法,参见图3A。图3A示出了由振幅参数 TPP 与面积参数 TPA 的乘积或针对每个组织压力脉动曲线 PK_i 的百分比振幅值 $x\%$ (TPP) 以上的部分面积 $TPA.top$ 确定 (S170) 参数函数 TPW -曲线。

[0099] TPP 的50-90%、优选地 TPP 的75%的范围已经证明是对第一实施例的百分比振幅值 $x\%$ (TPP) 特别有利的。

[0100] 现在基于针对每个辨识的组织压力脉动曲线 PK_i 所确定的振幅参数 TPP 和面积参数 TPA 或部分面积 $TPA.top$ 来计算 (S160) 脉动功率参数 $TPWP$,其方式是:将振幅参数 TPP 或其比例 $x\%$ (TPP) 与面积参数 TPA 或部分面积 $TPA.top$ 相关联。

[0101] 为此,针对每个辨识的组织压力脉动曲线 PK_i 振幅参数 TPP 或其比例 $x\%$ (TPP) 和面积参数 TPA 或部分面积 $TPA.top$ 作为如下因子:所述因子分别借助一个指数来进行加权以形成脉动功率参数 $TPWP$ 。脉动功率参数 $TPWP$ 以最简单的方式形成为振幅参数 TPP 和面积参数 TPA 的乘积,优选地基于以下公式:

$$[0102] \quad TPWP = TPA^{exp1} \cdot TPP^{exp2}$$

[0103] 其中, $exp1 \neq 0, exp2 \neq 0$ 。

[0104] 替代地,脉动功率参数 $TPWP$ 也能够根据以下公式来计算:

$$[0105] \quad TPWP = TPA.top^{exp1} \cdot TPP^{exp2} \cdot (dTP/dt_{max})^{exp3}$$

[0106] 其中, $exp1 \neq 0, exp2 \neq 0, exp3 \neq 0$

[0107] 在图3A和3B中示出的参数函数 TPW -曲线由针对脉动功率参数 $TPWP$ 所确定的值形成 (S170)。为此,将每个所确定的脉动功率参数 $TPWP$ 分配给对应的测量时间 t 或由属于所辨识的组织压力脉动曲线 PK_i 的组织压力信号 TP 推导出的对应值。也就是说,给脉动功率参数 $TPWP$ 的每个值分配所属的组织压力脉动曲线 PK_i 的时间或组织压力信号值,优选地组织压力收缩最大值 T (TP_{sys}) 的时刻被分配作为时间,替代地分配夹紧压力 TP_{cl} 、组织压力收缩

最大值TP_{sys}或组织压力舒张最小值TP_{dia}。如在图3A和3B中示出的平滑的参数函数TPW-曲线通过如此形成的参数函数的低通滤波来生成,例如借助在夹紧压力TP_{c1}上的多级且连续的平均或分别借助在例如6至10秒上的多级且连续的平均。

[0108] 能够分析如此生成的参数函数或其值对,并且能够确定参数函数的某些用于根据本发明地确定血压值的函数值。

[0109] 参数函数TPW-曲线具有(S180)所辨识的最大参数函数值TPW-曲线.max。基于凭经验的经验值,确定属于第一参数函数值ax的第一测量时间t(ax),所述第一参数函数值具有最大参数函数值TPW-曲线.max的预定部分(S190)。基于第一测量时间t(ax),现在根据组织压力信号TP的上包络TP_{sys}-曲线来确定(S191)第一收缩血压值SAP_{1ni},其中确定或读取属于组织压力信号TP中的第一测量时间t(ax)的压力值。在图3A中,第一测量时间t(ax)是56s,并且是在处于53.5s的最大值后面的增加压力曲线上。第一测量时间t(ax)是56s,并且随着增加压力曲线,在为53.5s的最大值后面。基于56s的第一测量时间t(ax)确定所属的组织压力信号TP用以确定第一收缩血压值SAP_{1ni},其在当前情况下处于TP_{sys}-曲线=130mmHg。

[0110] 替代地,参见图3A,在最大参数函数值t(TPW-曲线.max)出现的时刻,在图3A中在时刻t(TPW-曲线.max)处的坐标处从分配的组织压力信号TP的夹紧压力TP_{c1}读取压力值TP_{c1}@TPW-曲线.max。基于凭经验的经验值,特定因子TP_{c1}%被应用于TP_{c1}@TPW-曲线.max,以确定替代的第一收缩血压值SAP_{1ni}*。

[0111] 在另一替代方案中,参见图3A,在最大参数函数值t(TPW-曲线.max)出现的时刻,在图3A中的坐标处相应于组织压力信号TP的上包络读取压力值TP_{sys}-曲线@TPW-曲线.max(TP_{sys}-曲线在图1中进行定义)。基于凭经验的经验值,特定因子TP_{sys}-曲线%被应用于TP_{sys}-曲线@TPW-曲线.max以确定另一替代的第一收缩血压值SAP_{1ni}**。

[0112] 参数函数也能够用来确定第一平均血压值MAP_{1Ani},其中,在上升的压力曲线的情况下确定(S192)参数函数TPW-曲线的第二参数函数值bx和所属的第二测量时间t(bx)。所属的第二测量时间t(bx)在图3A中为43s。所属的第一平均血压值MAP_{1Ani}基于夹紧压力TP_{c1}来确定(S193),并且在这种情况下为大约96mmHg。

[0113] 类似于第一收缩血压值SAP_{1ni}和第一平均血压值MAP_{1Ani},舒张血压值DAP_{1Ani}能够基于参数函数TPW-曲线通过如下方式来确定(S194):确定减小预定比例的第三参数函数值cx和所属的第三测量时间t(cx)(其在此为36s)。基于第三测量时间t(cx),组织压力信号TP和在此尤其在下组织压力包络TP_{dia}-曲线的情况下确定或读取(S195)大约80mmHg的对应压力值。

[0114] 在图3B中示出关于夹紧压力TP_{c1}的组织压力信号TP,并且在图3B的下区域中示出了由其确定的两倍交流分量TP_{ac}。类似于根据图3A的方法,基于所辨识的组织压力脉动曲线PK_i以及由其确定的振幅参数TPP和面积参数TPA,首先针对每个组织压力脉动曲线PK_i确定脉动功率参数TPWP,并且由脉动功率参数TPWP确定在夹紧压力TP_{c1}上的参数曲线TPW-曲线,如在图3B中示出的那样。

[0115] 与图3A不同,表示由面积参数TPA和振幅参数TPP的关联的脉动功率参数TPWP的参数函数TPW-曲线在图3B中不在时间上表示,而是被表示为夹紧压力TP_{c1}的函数。夹紧压力TP_{c1}更不易受例如由运动伪影、在清醒患者或个体中的肌肉震颤或紧张引起的下包络或基

线(TPdia-曲线)中的漂移或干扰的影响。

[0116] 类似于根据图3A的参数函数,图3B中的参数函数TPW-曲线具有最大值和尤其所属的夹紧压力TPc1 (TPW-曲线.max),该最大值被辨识(S180)用于确定血压值。根据该最大值分别确定(S190、S192、S194)第一、第二和/或第三参数函数值ax、bx、cx,其根据夹紧压力TPc1的压力变化过程的情况位于参数曲线的最大值之前或之后。针对这些参数函数值ax、bx、cx中每一个来确定所属的夹紧压力TPc1(ax)、TPc1(bx)和TPc1(cx),这些参数函数值ax、bx、cx分别具有最大参数函数值TPW-曲线.max的预定部分,其中,所述预定部分凭经验地或通过实验地确定。借助针对三个参数函数值的这些夹紧压力值,在组织压力信号TP或与其相关的信号(TPdia-曲线、TPsys-曲线、TPc1)中确定(S191、S193、S195)对应的血压值。

[0117] 因此,第一收缩血压值SAP1ni能够通过使用第一夹紧压力TPc1(ax)来确定,以借助组织压力信号TP的上包络TPsys-曲线来确定对应的血压值。在根据图3B的示例中,在118mmHg的TPc1(ax)夹紧压力下,132mmHg的收缩血压值根据上包络TPsys曲线被确定为第一收缩血压值SAP1ni。

[0118] 类似于根据图3A的方法,第一平均血压值MAP1Ani能够针对92mmHg的第二夹紧压力TPc1(bx)在组织压力信号TP的夹紧压力TPc1下来确定并且在该示例中为92mmHg。

[0119] 舒张血压值DAP1Ani借助第三参数函数值cx来确定,该第三参数函数值的所属的第三夹紧压力TPc1(cx)为76mmHg,其中,对应的舒张血压值DAP1Ani通过使用组织压力信号TP的下包络TPdia-曲线来确定,从而得出大约73mmHg的舒张血压值DAP1Ani。

[0120] 为了获得针对第一至第三参数函数值ax、bx和cx的值,由处于不同心脏/循环系统状态的足够数量的个体上的相同数量的同时的侵入式和非侵入式的血压测量来创建校准数据集。

[0121] 在图3C中示出根据第一实施例的方法的概览。

[0122] 图4A和4B示出了估算的舒张血压值DAPest和平均血压值MAPest,其基于侵入式地确定的血压值借助估算公式来确定。在图4A中,相对于侵入式地确定的舒张血压DAPi,如下估算值被示为在针对所估算的舒张血压值DAPest的回归直线附近的点群(Punkteschar):所述估算值分别借助由侵入式地确定的平均血压MAPi和侵入式地确定的收缩血压SAPi的估算公式来确定。

[0123] 因此,图4A示出了基于侵入式地检测的收缩血压值SAPi和平均血压值MAPi的舒张血压值的估算值DAPest与基于80个患者上的480个测量的数据集的与此匹配的侵入式地检测的舒张血压值DAPi之间的关联。为了确定所估算的舒张血压值DAPest,应用通过侵入式地检测的血压值的回归分析确定的以下方程:

[0124]
$$DAP_{est} = 0.87 \cdot MAP_i - 0.26 \cdot (SAP_i - MAP_i) - 0.68 \text{mmHg}.$$

[0125] 系数(0.87和0.26)和修正常数(0.68mmHg)通过如下方式凭经验地确定:在一系列的患者们的情况下,通过统计学地分析处理尽可能大的、宽散布的侵入式临床血压测量的数据集来确定收缩血压值SAPi和平均血压值MAPi。

[0126] 因此,发现了舒张血压值DAPest能够由收缩血压值和平均血压值可靠地推导出或估算。根据图4A的表示因此示出了针对舒张血压值DAPest的估算值轻微地偏离侵入式地确定的针对舒张血压值DAPi的比较值,其中,差DAPest-DAPi的标准偏差SD是2.2mmHg,并且相关系数r是0.97。

[0127] 类似于图4A,图4B示出了基于侵入式地确定的舒张血压值DAP_i和收缩血压值SAP_i地确定针对平均血压值MAP_{est}的估算值。在此所依据的等式是:

$$[0128] \quad \text{MAP}_{\text{est}} = 1.052 \cdot \text{DAP}_i + 0.347 \cdot (\text{SAP}_i - \text{DAP}_i) - 1.8 \text{mmHg}.$$

[0129] 如能够在图4B中看出的,估算比在图4A中示出的更准确,因为相关系数r是0.99。针对平均血压值MAP_{est}的估算值的点群甚至比在图4A中更接近回归直线。差MAP_{est}-MAP_i的标准偏差SD是1.45mmHg。

[0130] 图5A、5B和5C示出同时的侵入式的动脉测量和非侵入式的组织压力测量的比较分别作为针对参数收缩血压值、平均血压值和舒张血压值的结构回归图。

[0131] 图5A示出了借助图3C中的第一方法基于参数函数确定的血压值SAP_{1ni}相对于分别同时的侵入式地确定的血压值SAP_i。可以清楚地看到,针对收缩的非侵入式确定的值的各个测量点轻微不同于侵入式确定的值。

[0132] 图5B还示出了使用图3C中的第一方法基于参数函数确定的第一平均血压值MAP_{1ni}相对于分别同时确定的侵入式平均血压值MAP_i。在此,还清楚的是平均非侵入式确定值的各个测量点轻微地偏离侵入式确定值。

[0133] 图5C示出了针对估算的舒张血压值DAP_{1ni}的值相对于分别同时侵入式地确定的舒张血压值DAP_i。估算的舒张血压值DAP_{1ni}基于参数函数由根据图3C确定的第一收缩血压值SAP_{1ni}和第一平均血压值MAP_{1ni}来确定。

[0134] 在此使用以下估算公式:

$$[0135] \quad \text{DAP}_{1ni} = k_1 \cdot \text{MAP}_{1ni} - k_2 \cdot (\text{SAP}_{1ni} - \text{MAP}_{1ni}) - k_3 \text{mmHg},$$

[0136] 其中, $k_1 = (0.6 \dots 1, 1)$, $k_2 = (0.15 \dots 0.4)$ 并且 $k_3 = (-5 \dots 5)$ 。

[0137] 图5C清楚地示出了用于估算的舒张血压值DAP_{1ni}的各个测量点轻微偏离侵入式地确定的舒张值。

[0138] 类似于估算的舒张血压值DAP_{1ni}的确定,能够确定估算的第二平均血压值MAP_{1ni}。以下估算公式用于该目的:

$$[0139] \quad \text{MAP}_{1ni} = k_4 \cdot \text{DAP}_{1ni} + k_5 \cdot (\text{SAP}_{1ni} - \text{DAP}_{1ni}) - k_6 \text{mmHg},$$

[0140] 其中, $k_4 = (0.8 \dots 1.3)$, $k_5 = (0.25 \dots 0.5)$, $k_6 = (-5 \dots 5)$ 。

SAP _{1ni} 、MAP _{1ni} 、DAP _{1ni} 的统计学评估的结果								
		结构回归&相关				Bland-Altman		
		n/患者	增加	截距	r	平均值	SD	
[0141]	SAP _{1ni} 对比 SAP _i	ax=92.4%	380/76	0.99	0.7	0.96	-0.31	5.0
	MAP _{1ni} 对比 MAP _i	bx=19.4%	380/76	1.01	-0.9	0.92	-0.30	4.8
	DAP _{1ni} 对比 DAP _i		380/76	1.02	-1.6	0.87	-0.27	4.9

[0142] ni = 非侵入式; i = 侵入式; n = 高风险外科手术中的5次ni/i测量/患者;

[0143] 截距 = y-轴区段; r = 相关系数;

[0144] ax = 在TPW_{max}之后的%TPW_{max} (在增加的夹紧压力的情况下);

[0145] bx = 在TPW_{max}之前的%TPW_{max} (在增加的夹紧压力的情况下);

[0146] 平均值 = 非侵入式与侵入式之间的差的均值;

[0147] SD = 非侵入式和侵入式的差的标准偏差。

[0148] 图6A、6B和6C示出了第二收缩血压值SAP_{2ni}的确定的优选方法,其实质上是基于

收缩过程期间的组织压力脉动曲线PKi的收缩的形状变化。在增加的夹紧压力TPc1的情况下,收缩过程指示被袖带包围的动脉的闭合,并且在降低的夹紧压力TPc1的情况下,收缩过程指示被袖带包围的动脉的打开。

[0149] 图6A的上区域示出了侵入式地检测的动脉血压信号AP和非侵入式地检测的组织压力信号TP。在图6A的下区域中,非侵入式地测量的组织压力脉动曲线PKi已经被滤波,即增加的夹紧压力TPc1已经被移除,使得仅示出组织压力信号TP的交流分量TPac。可以清楚地看出,组织压力收缩最大值TPsys的峰值随着时间从右(晚期收缩)向左(早期收缩)移位。因此,64s处的组织压力脉动曲线PKi的组织压力收缩最大值TPsys几乎居中或向右倾斜。在图6A的右区域中,组织压力脉动曲线PKi的组织压力收缩最大值TPsys强烈地向左倾斜。

[0150] 图6A中的组织压力脉动曲线PKi的形状变化的观察示出了,在经过收缩压力(被袖带包围的动脉封闭)的情况下振幅和绝对面积减小,并且脉动曲线的上脉动压力分量的形状尤其从基本上圆的改变为尖的,并且在一些情况下改变为双峰/总是具有主峰的双峰。还能够看出的是,在大多数所研究的情况下,由于在经过收缩压力时的增大,组织压力收缩最大值TPsys从中期收缩至晚期收缩向早期收缩移位。在所检查的患者的第二最常见的情况下,示出了组织压力收缩最大值TPsys在动脉闭合期间从中期至晚期收缩向远晚期收缩移位,并且在超收缩夹紧压力范围内保持在那里。在少数情况下,组织压力收缩最大值TPsys在动脉闭合期间从中期收缩至晚期收缩移位,并且在早期收缩与晚期收缩之间来回跳动,以便然后在超收缩夹紧压力范围内近似地保持在组织压力脉动曲线的中间。

[0151] 在所有这些情况下,根据基于在图6A至6C的第二实施例中描述的方法能够可靠地确定第二收缩血压值SAP2ni。

[0152] 为此形成面积比TPA1.top/TPA2.top,其由部分面积TPA1.top和TPA2.top形成(S250)。首先,为此形成组织压力脉动曲线PKi以下的部分面积TPA.top,其中组织压力脉动曲线PKi在最小振幅测量TPP的大约50%处借助优选水平的直线来截取。然后,垂线被放置穿过当前组织压力脉动曲线PKi的组织压力收缩最大值TPsys。此外,连接直线分别向左和向右放置,其分别从组织压力收缩最大值TPsys延伸至当前组织压力脉动曲线PKi与下直线的交点。以这种类型和方式,形成具有三角形部分面积TPA1.top和TPA2.top的两个三角形。能够计算两个部分面积TPA1.top和TPA2.top,从而由此能够计算出面积比TPA1.top/TPA2.top。面积比TPA1.top/TPA2.top的变化用来确定第二收缩血压值SAP2ni。

[0153] 基于针对由多个组织压力脉动曲线PKi构成的序列如此检测到的面积比TPA1.top/TPA2.top,确定(S260)面积比TPA1.top/TPA2.top.mean的移动平均值,其在图6B中示出。优选地,在五个组织压力脉动曲线PKi上确定面积比TPA1.top/TPA2.top.mean的该移动平均值。随后,对于每个组织压力脉动曲线PKi,确定(S270)面积比TPA1.top/TPA2.top.mean的移动平均值与对于每个脉动曲线的面积比TPA1.top/TPA2.top的单个值之间的差TPA1.top/TPA2.top.diff。由于差TPA1.top/TPA2.top.diff在收缩过程时比立即在其之后和之前更强烈地分散,该分散能够用来准确地确定收缩血压值。为了检测分散的变化,通常在三至七个差TPA1.top/TPA2.top.diff上、优选地在五个差TPA1.top/TPA2.top.diff上确定(S280)差TPA1.top/TPA2.top.diff的移动标准偏差TPA1.top/TPA2.top.sd,如在图6B中示出的。移动标准偏差TPA1.top/TPA2.top.sd在时间上或在所属的组织压力脉动曲线PKi的夹紧压力TPc1上、优选地在时间t上被绘制。替代地,也能够使用

夹紧压力TPc1或组织压力信号TP的上包络TPsys-曲线或下包络TPdia-曲线。如在图6B中示出的那样,根据移动标准偏差TPA1.top/TPA2.top.sd可以看出,在收缩过程期间发生钟形升高。此外,移动标准偏差TPA1.top/TPA2.top.sd的特征在于,其在钟形升高之前和之后实质上是平的。因此,为了根据第二实施例的方法可靠地确定第二收缩血压值SAP2ni,能够确定钟形升高的开始和结束。优选地确定半值宽度的开始点和结束点,其中,在开始点与结束点之间的中间的位置处或在移动标准偏差TPA1.top/TPA2.top.sd的最大值中能够确定对于第二收缩血压值SAP2ni的时刻或夹紧压力,以此然后基于组织压力信号TP的上组织压力包络TPsys-曲线来确定(S290)第二收缩血压值SAP2ni。

[0154] 图6D至6G图示了用于基于本发明的第三实施例确定不同的或替代的第二收缩血压值SAP2ni*的方法。类似于根据第一实施例的方法,组织压力信号TP在增加的或降低的夹紧压力TPc1下被记录(S310),其中,记录各个组织压力脉动曲线PKi。从该组织压力信号TP,交流分量TPac借助滤波被滤出或提取(S330),并且其用于进一步的处理。基于交流分量TPac来辨识(S340)各个组织压力脉动曲线PKi。在这方面,根据第三实施例的方法与根据实施例1的方法相一致。

[0155] 在根据第三实施例的方法中,确定第二收缩血压值SAP2ni*,其中确定组织压力收缩最大值TPsys的时间移位。

[0156] 图6D在时间上示出非侵入式地检测的组织压力信号TP相比于动脉地检测的压力信号AP。能够清楚地看出的是,相比于在动脉地测量的压力信号AP的情况下,在非侵入式地检测的组织压力信号TP的情况下的信号行程(Signalhub)更小。在图6D的上部分中,组织压力信号TP的信号变化过程指示在经过收缩血压时组织压力脉动曲线PKi内的组织压力收缩最大值TPsys从时间上晚期收缩移动到时间上早期收缩。

[0157] 图6D的下区域示出了非侵入式组织压力信号TP的放大,其中仅交流分量TPac被考虑。示出了多个组织压力脉动曲线1至7。此处,也可以清楚地看出,组织压力信号TP中的组织压力收缩最大值TPsys从晚期收缩向早期收缩移位。基于该认识,能够确定第二收缩血压值SAP2ni*,其中探测收缩或组织压力收缩最大值TPsys从晚期收缩改变为早期收缩的时刻。

[0158] 为了通过组织压力收缩最大值TPsys的变化来识别收缩血压值的经过,根据图6D分别确定(S350)多个组织压力脉动曲线PKi的宽度参数TPsysPeak.t。宽度参数TPsysPeak.t在一系列的组织压力脉动曲线PKi的过程中发生变化,如在图6D中示出的。例如,在组织压力脉动曲线3中宽度参数TPsysPeak.t比在组织压力脉动曲线5中大得多,在组织压力脉动曲线5中组织压力收缩最大值TPsys已经从晚期收缩改变为早期收缩。

[0159] 为了准确地确定宽度参数TPsysPeak.t,根据图6E,在组织压力脉动曲线PKi的辨识之后,根据组织压力舒张最小值TPdia来确定组织压力脉动曲线的收缩边沿中的最大增加 $t(dPT/dtmax)$ 的时刻,所述组织压力舒张最小值TPdia分别表示组织压力脉动曲线的最小值。组织压力脉动曲线 $t(dPT/dtmax)$ 的最大增加 $t(dPT/dtmax)$ 的时刻表征用于计算宽度参数TPsysPeak.t的开始参数。宽度参数TPsysPeak.t的结束点通过组织压力收缩最大值TPsys来限定。

[0160] 基于针对由多个组织压力脉动曲线PKi构成的序列所检测的宽度参数TPsysPeak.t来确定(S360)移动平均值TPsysPeak.mean,其在图6F中示出。优选地,在五个

组织压力脉动曲线PKi上确定移动平均值TPsysPeak.mean。随后,对于每个组织压力脉动曲线PKi确定(S370)移动平均值TPsysPeak.mean与针对每个脉动曲线的单个值TPsysPeak.t之间的差TPsysPeak.diff。由于差TPsysPeak.diff在收缩过程时比理解在其之后和之前更强烈地分散,分散性能够用来准确地确定收缩血压值。

[0161] 为了检测分散性的变化,通常在三至七个差TPsysPeak.diff上、优选地在五个差TPsysPeak.diff上确定(S380)差TPsysPeak.diff的移动标准偏差TPsysPeak.sd,如在图6F中示出的。在时间上或在相关联的组织压力脉动曲线PKi的夹紧压力TPcl上绘制移动标准偏差TPsysPeak.sd,优选地使用组织压力收缩最大值的时刻t(TPsys)作为时间。替代地,能够使用夹紧压力TPcl或组织压力信号TP的上包络TPsys-曲线或下包络TPdia-曲线。

[0162] 如在图6F中示出的,移动标准偏差TPsysPeak.sd示出了在收缩过程期间出现钟形增加。此外,对于移动标准偏差TPsysPeak.sd,其特征在于,其在钟形升高之前和之后基本上是平的。因此,为了根据在第三实施例中描述的方法可靠地确定第二收缩血压值SAP2ni*,能够确定钟形升高的开始和结束。优选地,确定半值宽度的开始点和结束点,其中,在开始点和结束点之间的中间的位置处或在移动标准偏差TPsysPeak.sd的最大值中能够确定针对第二收缩血压值SAP2ni*的时刻,以此然后能够基于组织压力信号TP的上包络TPsys-曲线来确定(S390)第二收缩血压值SAP2ni*。

[0163] 作为组织压力信号TP的上包络TPsys-曲线的替代方案,夹紧压力TPcl或组织压力信号TP的下包络TPdia-曲线能够用来基于开始点和结束点之间的中间中的或移动标准偏差TPsysPeak.sd的值中的钟形增加的最大值中的时刻或夹紧压力来确定第二收缩血压值SAP2ni*。

[0164] 在图6G中,根据第三实施例的方法的顺序再次被示为流程图。

[0165] 根据本发明的第四实施例,用于确定第四平均血压值MAP2ni的方法在图7A至7D的基础上被确定,并且其基于多个组织压力脉动曲线PKi的面积比的变化,其中,在此尤其确定组织压力脉动曲线的收缩面积Areg.sys与组织压力脉动曲线的舒张面积Areg.dia的相对面积比。

[0166] 如在图7A中示出的,组织压力脉动曲线PKi具有收缩部分面积Areg.sys和舒张部分面积Areg.dia。收缩部分面积Areg.sys一般是在两个舒张结束点之间位于组织压力脉动曲线PKi以下的面积。舒张部分面积Areg.dia是在其组织压力收缩最大值TPsys之间组织压力脉动曲线PKi和PKi+1以上的面积。

[0167] 在根据本发明的方法中,面积Areg.sys和Areg.dia分别通过确定上直线go和下直线gu来确定,其中,上直线go处在预定的百分比振幅值处并且优选地水平地延伸。优选地,振幅参数TPP的75%的百分比振幅值用来向上限界组织压力脉动曲线的收缩和舒张面积Areg.sys和Areg.dia。为此所需的是,用于为所有组织压力脉动曲线PKi限界收缩和舒张面积Areg.sys和Areg.dia的上直线处在相同的百分比振幅值处,针对所有组织压力脉动曲线PKi分别确定面积比Areg.sys/Areg.dia。

[0168] 下直线gu分别处在随后组织压力脉动曲线PKi+1的舒张结束点上。

[0169] 优选地,上直线go处在相应组织压力脉动曲线PKi的组织压力舒张最小值TPdia与组织压力收缩最大值TPsys之间,并且在此优选地在组织压力舒张最小值TPdia+75%TPP的高度处。

[0170] 对于下直线 g_u 所需的是,在所考虑的所有组织压力脉动曲线 PK_i 的情况下,该直线处在相应的后续的组织压力脉动曲线 PK_{i+1} 的相同组织压力舒张最小值 TP_{dia} 处。

[0171] 在此,上直线 g_o 和下直线 g_u 限界总面积 A_{reg} 。在随后的步骤中,由收缩部分面积 $A_{reg.sys}$ 和舒张部分面积 $A_{reg.dia}$ 组成的面积 A_{reg} 被回归直线 $Reg.dia1$ 分开,所述回归直线 $Reg.dia1$ 近似于组织压力脉动曲线 PK_i 的下降边沿。

[0172] 此外,第一回归直线 $Reg.sys1$ 基于所考虑的组织压力脉动曲线 PK_i 来确定,其限界组织压力脉动曲线 PK_i 的增加部分。优选地,第一回归直线 $Reg.sys1$ 由振幅参数 TPP 的20至80%的范围内的值来形成。此外,确定第二回归直线 $Reg.sys2$,其模拟后续的组织压力脉动曲线 PK_{i+1} 的增加部分,其中,该第二回归直线也由振幅参数 TPP 的20至80%的范围内的值来形成。通过使用第一和第二回归直线 $Reg.sys1$ 和 $Reg.sys2$ 的上和下直线 g_o 、 g_u 以及将组织压力脉动曲线 PK_i 和 PK_{i+1} 的面积 A_{reg} 分成收缩部分面积 $A_{reg.sys}$ 和舒张部分面积 $A_{reg.dia}$ 的下降直线 $Reg.dia1$,能够实现计算收缩部分面积 $A_{reg.sys}$ 和舒张部分面积 $A_{reg.dia}$ 的面积并且比较这些部分面积。因此,能够针对每个组织压力脉动曲线 PK_i 来确定面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 。面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 在夹紧压力 TP_{c1} 经过平均血压 MAP 的点处变化最强烈。

[0173] 图7A、7B和7C示出了舒张部分面积 $A_{reg.dia}$ 在压力袖带的充气期间从图7A到图7C相对于总面积增加。也就是说,面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 在压力袖带的充气期间随着舒张部分面积 $A_{reg.dia}$ 的面积增加而减小。已发现,在夹紧压力 TP_{c1} 经过图7A中的平均血压之前出现面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$,其大于1。在夹紧压力经过平均血压附近(图7B),收缩部分面积 $A_{reg.sys}$ 与舒张部分面积 $A_{reg.dia}$ 之间的面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 几乎为1。在夹紧压力经过平均血压 MAP 之后(图7C),面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 小于1。

[0174] 当从高夹紧压力到低夹紧压力 TP_{c1} 经过压力范围时,即在压力袖带被放气时,面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 相应地增加。

[0175] 如在图7D中示出的,面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 能够用来确定面积比 $A_{reg.sys}/A_{reg.dia}$ 接近1或具有其最大变化的时刻。在该时刻 t_1 处,第四平均血压值 MAP_{2ni} 能够使用组织压力信号 TP 或与其相关的信号(TP_{sys} -曲线、 TP_{dia} -曲线、 TP_{c1})来确定。优选地,在组织压力信号 TP 的夹紧压力 TP_{c1} 下确定或读取第四平均血压值 MAP_{2ni} 。

[0176] 在图7E中,根据第四实施例的方法的顺序再次被示为流程图。

[0177] 根据图8A-8E描述了收缩、平均和/或舒张血压值 AP_{ni} 、 MAP_{ni} 、 DAP_{ni} 基于其他脉动功率参数 $TPWP$ 被非侵入式地确定的第五实施例。类似于第一实施例,基于振幅参数和面积参数来确定脉动功率参数 $TPWP$ 。

[0178] 如在图8A中示出的,组织压力脉动曲线 PK_i 用来确定振幅参数,其在下面被称为正振幅参数 TPP_+ 。相比于图2A和使用振幅参数 TPP 的第一实施例,在该实施例中仅使用在舒张血压与收缩血压之间的振幅 TPP 的正部分 TPP_+ 。因此该正部分是处在夹紧压力 $TP_{c1}=0$ 与组织压力收缩最大值 TP_{sys} 之间的部分。正振幅参数 TPP_+ 是在组织压力脉动曲线 PK_i 中、在关于 TP_{c1} 变直并且经斜率修正的组织压力信号 TP_{ac} 中的 TPP 的正部分。 TPP 是从组织压力舒张最小值 TP_{dia} 到组织压力收缩最大值 TP_{sys} (在图2B中示出)的整个振幅。

[0179] 此外,类似于第一实施例,由组织压力曲线 PK_i 来确定面积参数。然而与在第一实施例中不同,在第五实施例中正面积参数 $TPA_{+.top}$ 由组织压力曲线 PK_i 来确定。

[0180] 正面积参数 $TPA+.top$ 指示组织压力脉动曲线 PKi 的面积,其在上部分中通过 $TPsys$ 并且在下部分中通过优选水平延伸的直线(其位于 $TPac \geq 0$ 的范围内)、例如通过在 $TPP+$ 的 $x\%$ 处的水平线来限界。值 $x\%$ ($TPP+$)能够处在0到90% $TPP+$ 的范围内。

[0181] 根据第五实施例的替代脉动功率参数基于面积参数 $TPA+.top$ 和振幅参数 $TPP+$ 来获得,即

$$[0182] \quad TPWP = TPA+.top^{exp1} \cdot TPP+^{exp2},$$

[0183] 其中, $exp1 \neq 0, exp2 \neq 0$,其通过实验确定。

[0184] 脉动功率参数 $TPWP$ 针对多个组织压力脉动曲线 PKi 来确定,然后尤其得出在图8B中示出的参数函数 TPW -曲线。针对每个组织压力脉动曲线 PKi 确定面积参数 $TPA+.top$ 和振幅参数 $TPP+$ 以及所属的时间,由此得出参数函数 TPW -曲线的钟形的变化过程。

[0185] 然后,基于之前确定的参数函数值 ax, bx 和 cx ,读取所属的第六收缩、平均和/或舒张血压值 $SAP4ni, MAP4Ani$ 和 $DAP4Ani$ 作为用于第一实施例的 $SAP1ni, MAP1Ani$ 和 $DAP1Ani$ 的替代方案。

[0186] 替代地, $SAP4ni*$ 和 $SAP4ni**$ 与 $SAP1ni*$ 和 $SPA1ni**$ 类似地通过将对其特定的因子 $TPc1+\%$ 应用于 $TPc1@TPW$ -曲线. max 或将其特定的因子 $TPsys-$ 曲线 $+\%$ 应用于 $TPsys-$ 曲线 $@TPW$ -曲线. max 来确定。

[0187] 参数函数值 ax 处在 TPW -曲线的最大值附近。在时间 $t(ax)$ 处,根据 $TPsys-$ 曲线来确定第六收缩血压值 $SAP4ni$,其对应于 $t(ax)$ 与 $TPsys-$ 曲线的交点处的压力值。

[0188] 参数函数 TPW -曲线也能够用来确定第四平均血压值 $MAP4Ani$,其中,在增加压力曲线处确定参数函数 TPW -曲线的第二参数函数值 bx 和所属的第二测量时间 $t(bx)$ 。所属的第二测量时间 $t(bx)$ 是图8B中的42.5s。所属的第六血压值 $MAP4Ani$ 在夹紧压力 $TPc1$ 的基础上被确定,并且在本实例中为大约96mmHg。

[0189] 类似于第六收缩血压值 $SAP4ni$ 和第六平均血压值 $MAP4Ani$,第六舒张血压值 $DAP4Ani$ 也能够参数函数 TPW 曲线的基础上通过确定被预定比例的减小的第三参数函数值 cx 和所属的第三测量时间 $t(cx)$ 来确定,第三测量时间 $t(cx)$ 在此处为32s。基于第三测量时间 $t(cx)$,由下组织压力包络 $TPdia-$ 曲线来确定或读取大约75mmHg的对应压力值。

[0190] 类似于第一实施例和在其中确定的第二舒张血压值 $DAP1Bni$,在第五实施例中基于第六平均血压值 $MAP4Ani$ 和第六收缩血压值 $SAP4ni$ 来如下地计算第七舒张血压值 $DAP4Bni$,其在下文中也被称为估算的或导出的第七舒张血压值:

$$[0191] \quad DAP4Bni = k1 \cdot MAP4Ani - k2 \cdot (SAP4ni - MAP4Ani) - k3 \text{mmHg},$$

[0192] 其中, $k1 = (0.6 \dots 1.1), k2 = (0.15 \dots 0.4)$ 并且 $k3 = (-5 \dots 5)$ 。

[0193] 此外,类似于第一实施例和在其中确定的第二平均血压值 $MAP1Bni$,在第五实施例中基于第六舒张血压值 $DAP4Ani$ 和第六收缩血压值 $SAP4ni$ 如下地计算第七平均血压值 $MAP4Bni$:

$$[0194] \quad MAP1Bni = k4 \cdot DAP4Ani + k5 \cdot (SAP4ni - DAP4Ani) - k6 \text{mmHg},$$

[0195] 其中, $k4 = (0.8 \dots 1.3), k5 = (0.25 \dots 0.5), k6 = (-5 \dots 5)$ 。

[0196] 图8B示出了基于以下的参数函数 TPW -曲线的示例性的变化过程:

$$[0197] \quad TPWP = TPA+.top^{0.5} \cdot TPP+^{1.0}$$

[0198] 在此,面积参数 $TPA+.top$ 通过 $TPP+$ 的50%处的水平线来限界,其中,所属的第六血

压值SAP4ni、MAP4Ani和DAP4Ani为如下：

[0199] ax=在TPWmax之后的TPWmax的99.8%，

[0200] bx=在TPWmax之前的TPW的36.5%，

[0201] cx=在TPWmax之前的TPW的9.5%。

[0202] 图8C、8D、8E示出了根据第五实施例确定的111个患者上的539个测量的第六血压值SAP4ni、MAP4Ani或由此推导出的第七舒张血压值DAP4Bni对比其所属的同时确定的侵入式参考值SAPi、MAPi和DAPi的回归分析的结果。

[0203] 可以看出的是，图8C中的SAP4ni、图8D中的MAP4Ani和推导出的第七舒张血压值DAP4Bni能够实现与根据第一实施例的SAP1ni、MAP1Ani和DAP1Bni相同的血压值的高准确性。

[0204] 具体地，图8C示出了基于根据第五实施例的方法示出基于图8B的参数函数确定的第六收缩血压值SAP4ni对比同时侵入式地确定的收缩血压值SAPi的回归分析。

[0205] 图8D示出了基于根据第五实施例的方法基于图8B的参数函数确定的第六平均血压值MAP4Ani对比分别同时侵入式地确定的收缩血压值SAPi的回归分析。

[0206] 在图8E中，示出了使用从第六平均血压值MAP4Ani和第六收缩血压值SAP4ni导出或估算的第七舒张血压值DAP4Bni对比分别同时被侵入式地确定的舒张血压值DAPi的回归分析，其中SAP4ni和MAP4Ani基于根据图8B的参数函数来确定。

[0207] 图9A和9B示出了特别适合于在上面描述的用于检测组织压力脉动曲线PKi的方法的壳式压力袖带10。在图9A中示出处于更少压力状态的壳式压力袖带10(其也被称为壳式缠绕袖带)，其中，在图9B中示出在压力下的壳式压力袖带。

[0208] 所示出的壳式压力袖带10具有布置在壳式压力袖带10内的抗扭曲或耐扭曲的壳体30。壳体30被布置在压力产生装置和主体部分E下方或之间。压力产生装置由液体密封的包覆物14形成。当空气压力被供应到压力产生装置时，抗扭曲的壳体30压在主体部分E上。织物层也能够被布置在主体部分E与抗扭曲的壳体30之间。用于接收组织压力信号TP的压力传感器(未示出)被布置在织物层23下方在壳体30的内圆周上，使得织物层将传感器与主体部分E隔离。由此实现压力传感器直接支承在主体部分上，液压地耦合到该主体部分并且其之间中不存在其他阻尼材料。

[0209] 压力传感器(未示出)借助流体管路被连接到电压力接收器，其能够接收经由流体管路(未示出)内的流体传输的压力变化并且将它转换成电信号、组织压力信号TP。

[0210] 图10示出了与壳式压力袖带10连接的根据本发明的测量设备90。测量设备90包括控制单元92、存储器95、显示器93和压力传输器94。此外，提供了显示和操作设备91，其被配置用于控制测量设备并且包括设置调节器、开闭按钮和显示元件。

[0211] 在显示器93上示出由测量设备90检测到的组织压力信号TP。此外，所辨识的组织压力脉动曲线PKi的放大视图能够被显示在显示器93上。控制单元92随着时间或随着夹紧压力TPc1记录组织压力信号TP，并且将所属的值对存储在存储器95中。

[0212] 基于要检测的血压值，根据本发明描述的方法中的一种通过如下方式执行：基于所检测到的组织压力信号TP和所属的时间或夹紧压力TPc1来检测对应的组织压力脉动曲线PKi和对应的基于其的参数。

[0213] 控制单元92还控制压力传输器94，该压力传输器94将致动器压力Pact施加于压力

袖带、优选壳式血压袖带10。如上面描述的,组织压力信号TP由压力袖带10借助压力传感器(未示出)来检测,其中,压力信号经由流体被传输到电压力接收器(未示出)并且电压力信号被输送给测量设备90,以便在那里显示和评估组织压力信号TP。

[0214] 图11示出了利用各种方法确定的血压值如何彼此相关联,以便获得稳定的或弹性的血压值。如上面描述的,第一收缩血压值SAP1ni和第一平均血压值MAP1Ani以及第一舒张血压值DAP1Ani能够借助根据第一实施方式的参数函数来检测。

[0215] 这些经检测的值能够借助如上面描述的相应地凭经验确定的估算公式彼此相关联,由此第二平均血压值MAP1Bni和第二舒张血压值DAP1Bni两者能够被确定。也就是说,第二平均血压值MAP1Bni借助估算公式由根据参数函数的第一收缩血压值SAP1ni和根据参数函数的第一舒张血压值DAP1Ani来确定。第二舒张血压值DAP1Bni借助估算公式由第一收缩血压值SAP1ni和第一平均血压值MAP1Ani来确定。

[0216] 由通过估算公式确定的第二平均血压值MAP1Bni和基于参数函数的第一平均血压值MAP1Ani,能够通过加权和平均来确定第三平均血压值MAP1Ani。

[0217] 类似地,借助对通过估算公式确定的第二舒张血压值DAP1Bni和通过参数函数确定的第一舒张血压值DAP1Ani进行加权和平均来获得第三舒张血压值DAP1ni。

[0218] 在考虑第二平均血压值MAP1Bni和/或第二舒张血压值DAP1Bni的情况下,第三平均血压值MAP1ni和/或第三舒张血压值DAP1ni能够借助加权并且根据某些质量准则关于准确性进行改善。加权能够优选地以如下方式被完成:相对于第一平均血压值MAP1Ani和第二平均血压值MAP1Bni的差的量值的百分比大小,第一平均血压值MAP1Ani的部分被加权更高。DAP1Ani和DAP1Bni的部分的加权能够被相应地完成。

[0219] 通过参数函数获得的第一收缩血压值SAP1ni与根据第二或第三实施例通过收缩移位确定的第二收缩血压值SAP2ni或SAP2ni*相关联。此处,加权和平均被执行以获得弹性的第三收缩血压值SAPni。

[0220] 类似地,上面描述的经加权且经平均的第三平均血压值MAP1ni通过加权和平均与第四平均血压值MAP2ni相关联,第四平均血压值MAP2ni使用根据第三实施例的部分面积计算来计算。由此,然后获得第五平均血压值MAPni。

[0221] 在考虑第二收缩血压值SAP2ni或SAP2ni*和/或第四平均血压值MAP2ni的情况下,第三收缩血压值SAPni和/或第五平均血压值MAPni能够借助加权根据某些质量准则关于准确性进行改善。在此,加权能够优选地以如下方式被完成:相对于第一收缩血压值SAP1ni和第二收缩血压值SAP2ni或SAP2ni*的差的量值的百分比大小,第一收缩血压值SAP1ni的部分被加权更高。MAP1ni和MAP2ni的部分的加权能够被相应地完成。

[0222] 为了补偿压力袖带(其也能够专门地称为血压袖带)的尺寸和物理特性上的差异,能够优选地执行特定的修正或校准。尤其在不同于壳体式缠绕袖带设计(例如关于壳体的尺寸、强度或厚度)的液压匹配的情况下,能够进行借助特定系数的修正。

[0223] 例如SAP1ni和MAP1Ani的组合用来根据以下相关性来证明这一点:

[0224] $SAP1ni.corr = coeff1 \cdot SAP1ni + const1$

[0225] $MAP1Ani.corr = coeff2 \cdot MAP1Ani + const2$

[0226] 修正系数和常数coeff1、const1、coeff2、const2能够通过参考值、尤其侵入式参考值相比较的校准来获得,优选地其中coeff1,2:0.7...1.5,并且const1,2:-20...20。

[0227] 图5A和5B示出了示出来自选定的广泛的一组临床的测量数据的根据上面描述的方法确定的值SAP1ni.corr、MAP1Ani.corr(在该示意图中被称为SAP1ni和MAP1Ani)与同时侵入式地测量的值SAPi和MAPi的回归示意图,所述测量数据分别具有相同数量的同时的侵入式和非侵入式的测量。数据分别基于76个患者上的380个测量。该示意图中的公式表示回归直线的方程。在此,“r”表示相应回归的相关系数,并且“SD”分别表示差SAP1ni-SAPi或MAP1Ani-MAPi的标准偏差。

[0228] 在下文中,描述血压袖带处的夹紧压力增加和/或夹紧压力降低的控制。

[0229] 在一种构型中,血压袖带上的夹紧压力TPc1能够被快速地建立。如已经在上面描述的,夹紧压力TPc1能够选择性地增大或在快速充气之后减小。

[0230] 因此,在增加的和/或降低的夹紧压力TPc1的情况下能够进行信号(组织压力信号TP)的检测。

[0231] 优选地,夹紧压力TPc1是快速增加的夹紧压力,其中血压值的快速检测多达SAP2ni+5...SAP2ni+40mmHg、优选地多达SAP2ni+20mmHg。在此,借助根据本发明的方法能够由第三平均血压值MAP1ni和第四平均血压值MAP2ni获得第五平均血压值MAPni的定向在线确定,对此由第一收缩血压值SAP1ni和第二收缩血压值SAP2ni或SAP2ni*获得第三收缩血压值SAPni的定向在线确定。使用以下增加速率:

[0232] a) 在第一个1-2s期间增加到0-30mmHg,从那以后

[0233] b) 直至第四平均血压值MAP2ni的时刻,为了确定该第四平均血压值,需要某一后续运行时间,其具有5-10mmHg/脉动、优选地具有8mmHg/脉动,从那以后

[0234] c) 直至夹紧压力上限的时刻,优选SAP2ni+20mmHg,具有3-8mmHg/脉动,优选具有6mmHg/脉动。

[0235] 然后,第三收缩血压值SAPni(优选由SAP1ni和SAP2ni的加权平均)、第五平均血压值MAPni(优选由MAP1ni和MAP2ni加权平均)和第三舒张血压值DAP1ni的立即粗略计算被执行,紧接着夹紧压力降低。

[0236] 以下速度用于夹紧压力降低:

[0237] d) 从夹紧压力上限(优选SAPni+20mmHg)到90%DAP1ni设置恒定的降低速率,使得在收缩SAPni和舒张血压值DAP1ni的90%之间的范围(=包含SAPni和DAP1ni之间的脉动血压范围)内检测到10与50个之间的组织压力脉动曲线PKi、优选地25个组织压力脉动曲线PKi。

[0238] e) 紧接着夹紧压力的突然降低,优选地在借助SAPni、MAPni和DAP1ni的同时精调到达90%DAP1ni之后。

[0239] 通过所描述的方法能够实现借助非侵入式测量获得各种血压值,所述各种血压值单独或结合其他非侵入式地确定的血压值导致关于患者的血压值的可靠陈述。

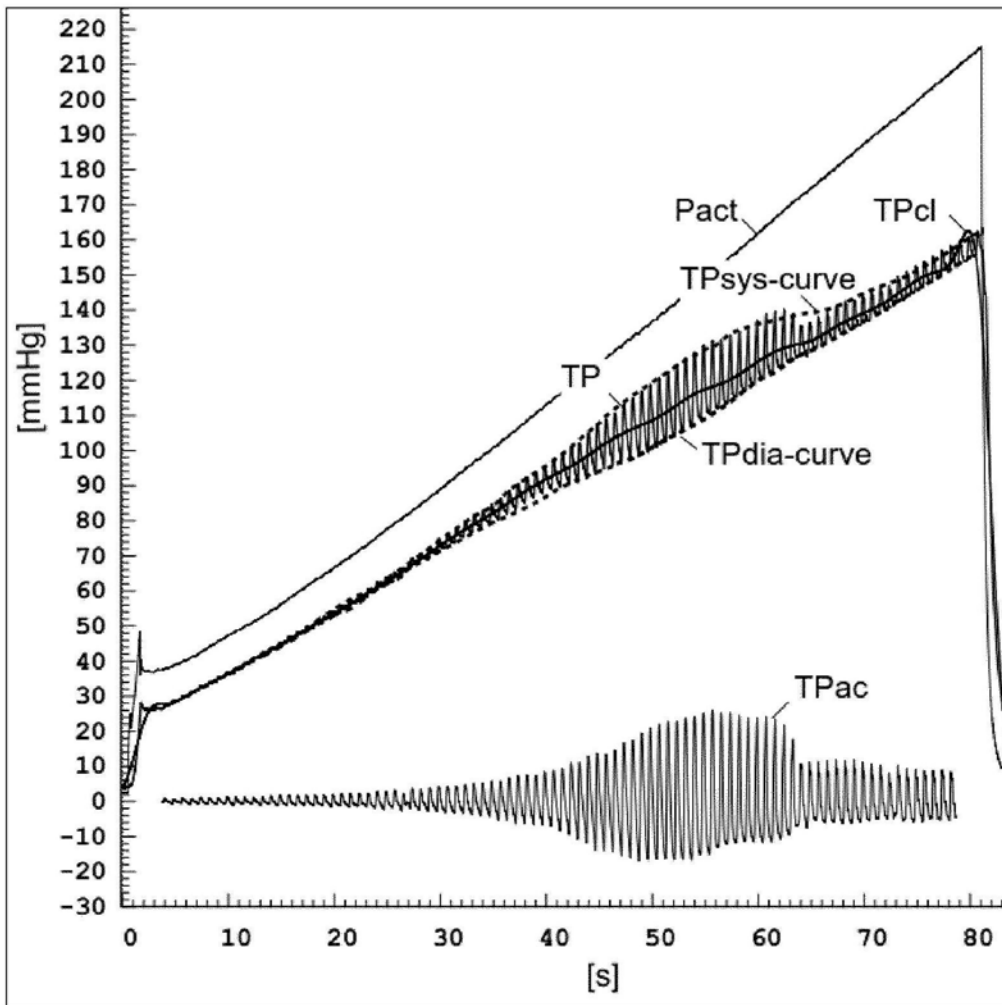


图1

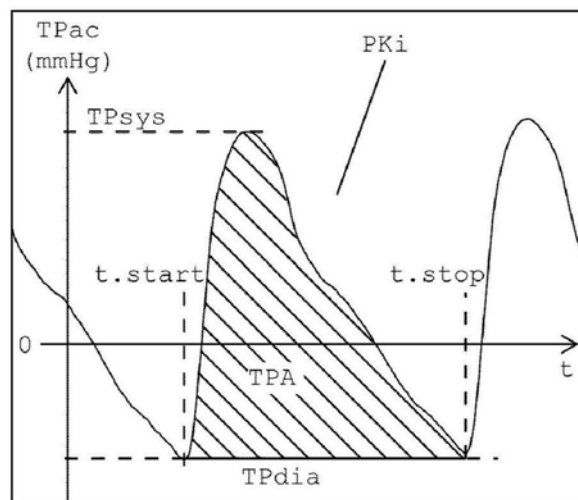


图2A

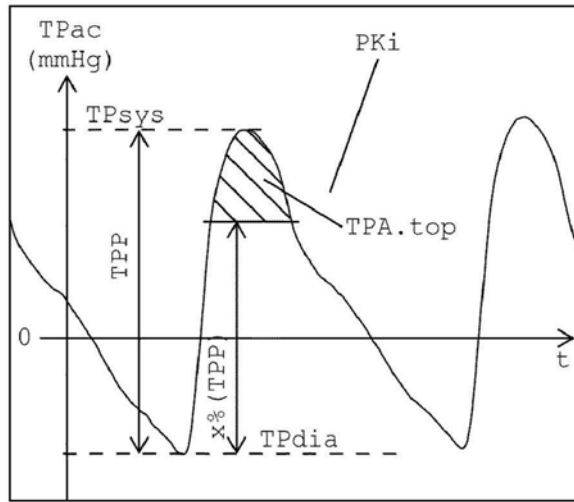


图2B

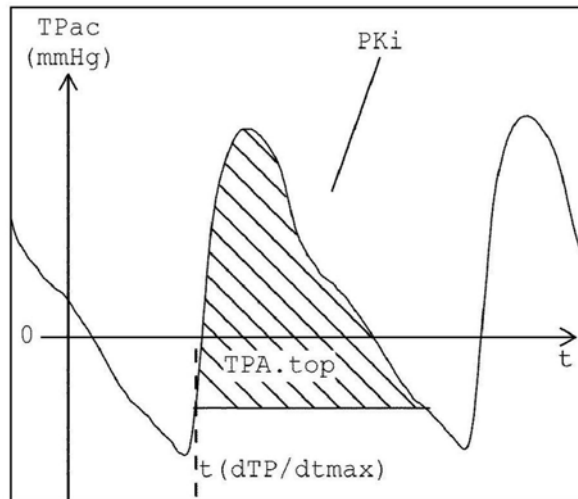


图2C

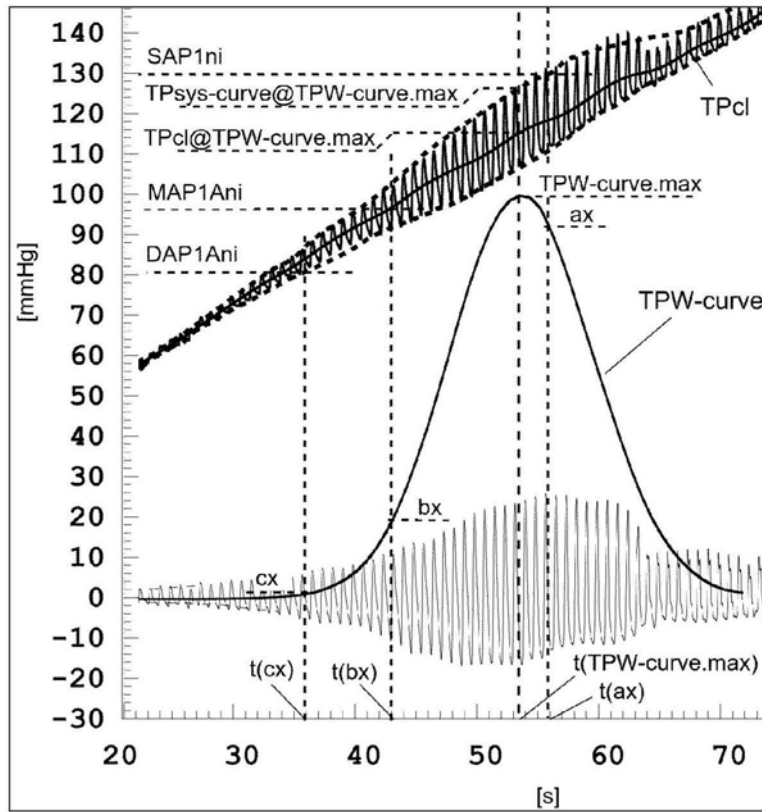


图3A

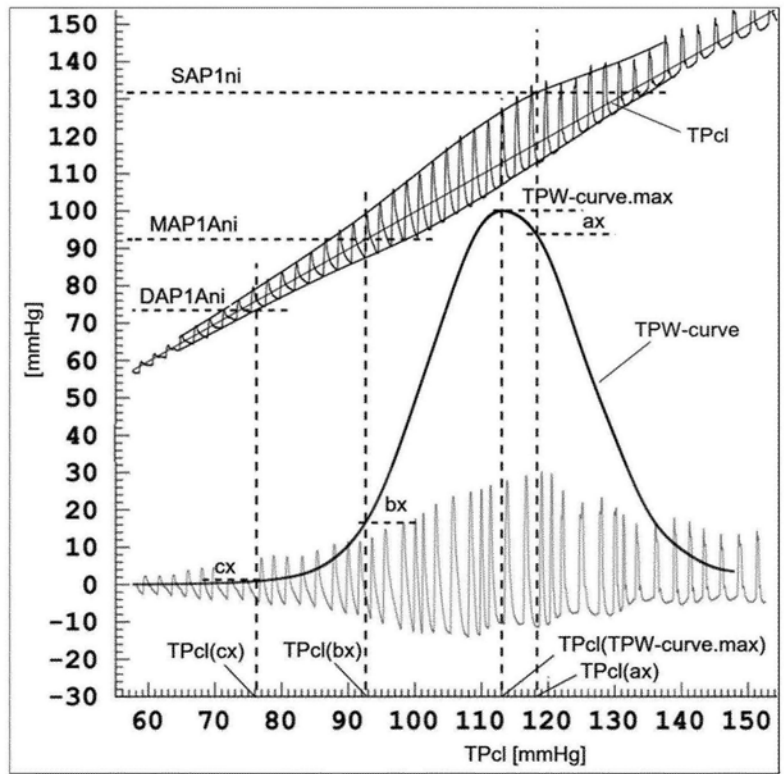


图3B

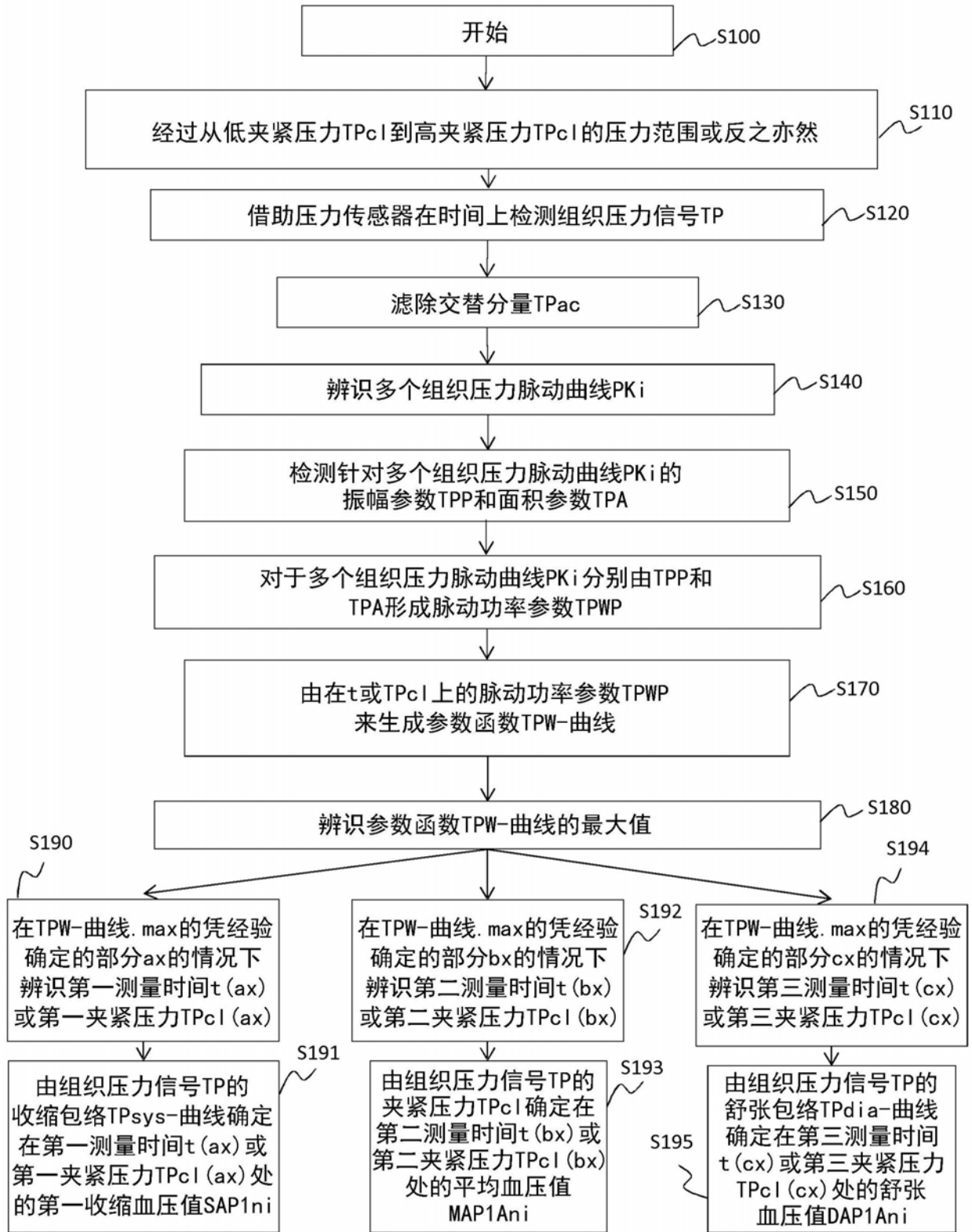


图3C

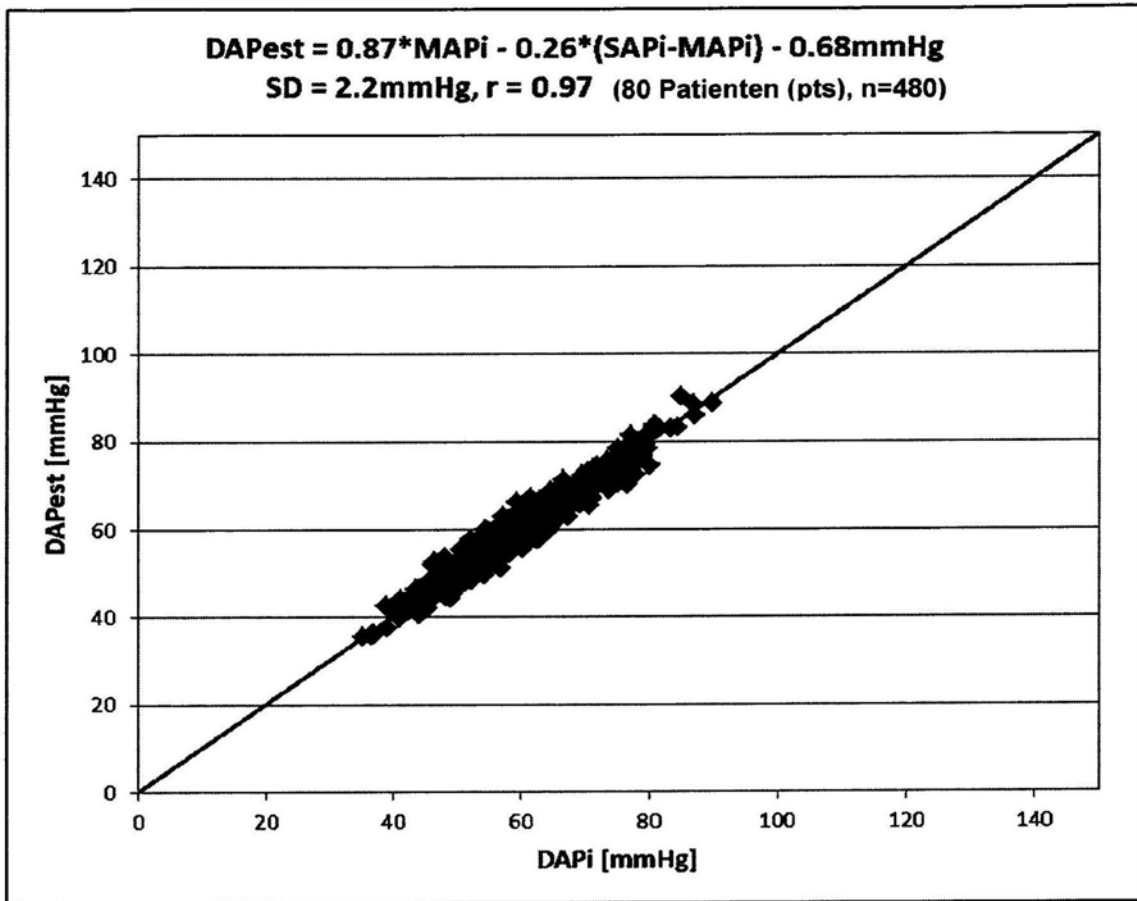


图4A

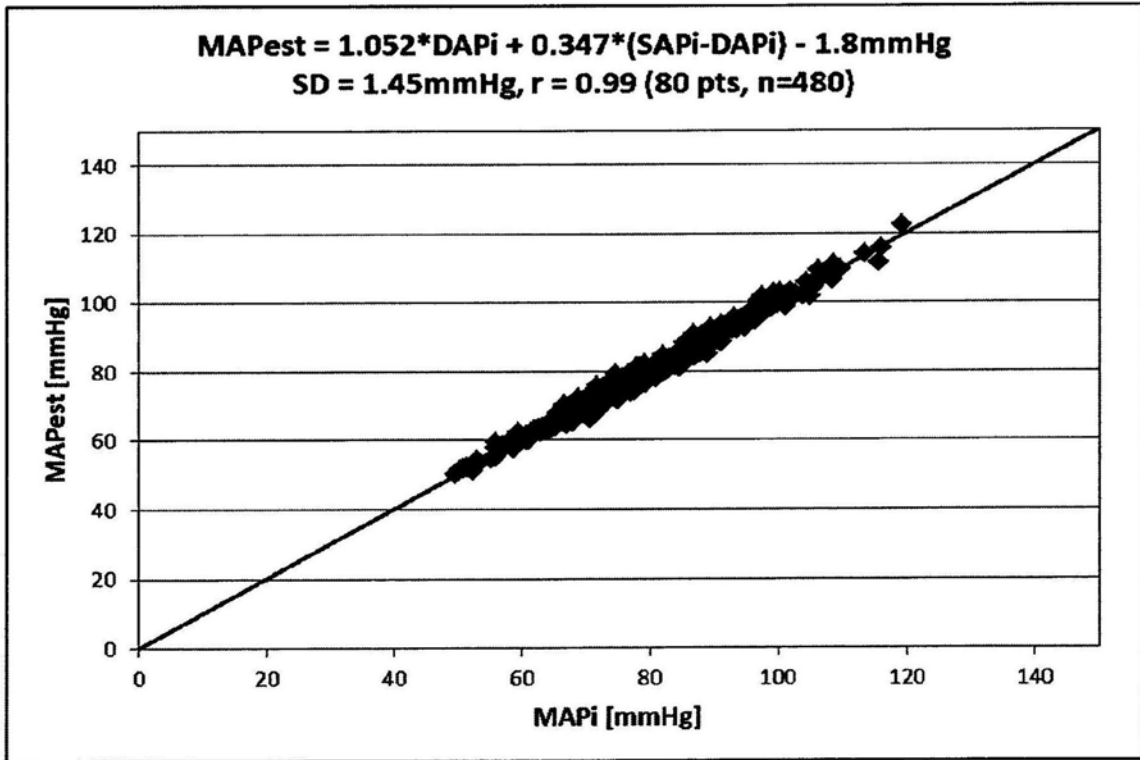


图4B

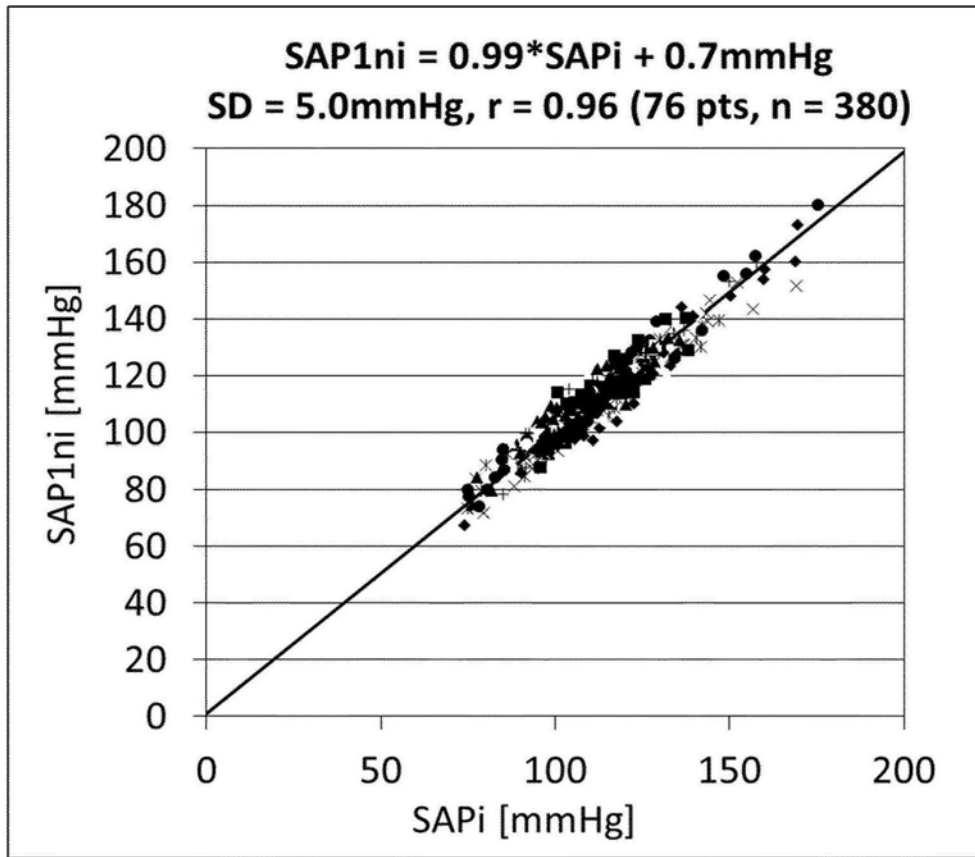


图5A

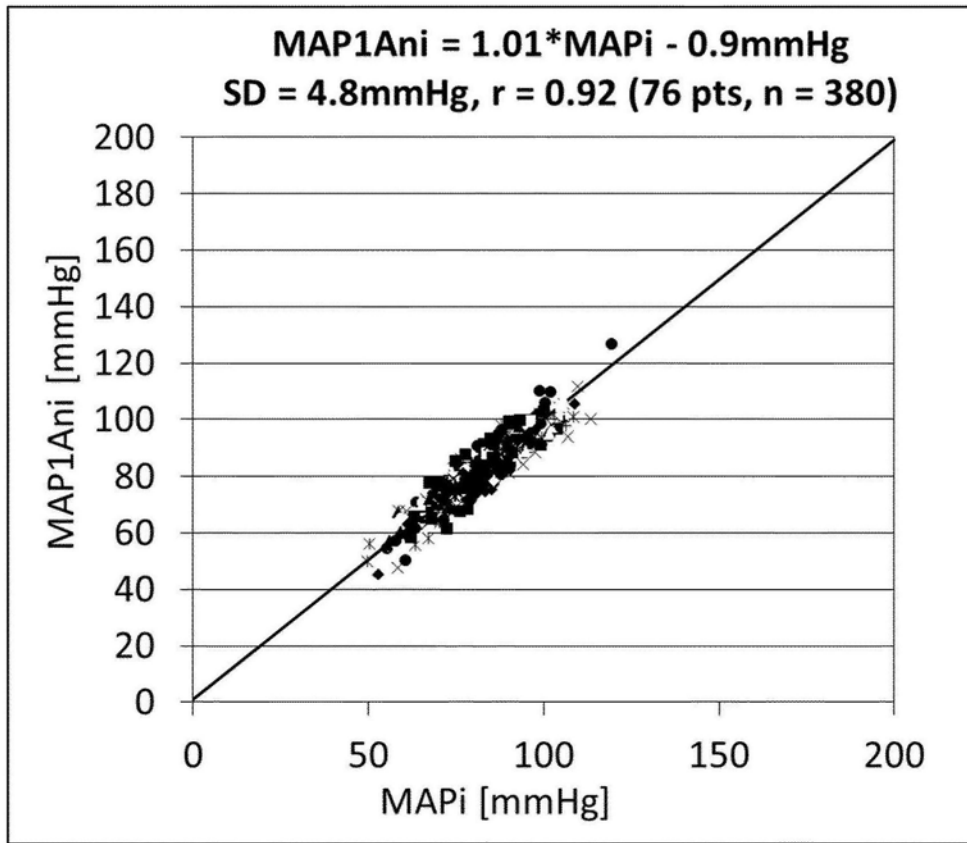


图5B

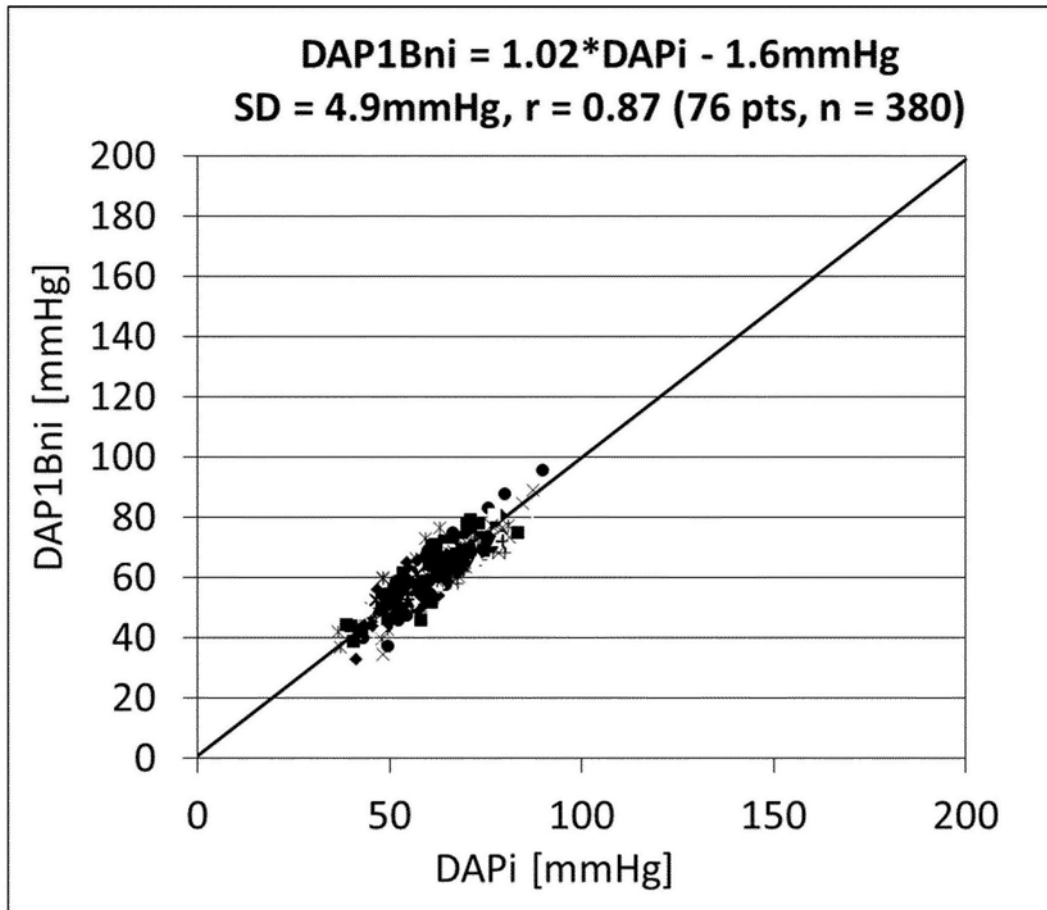


图5C

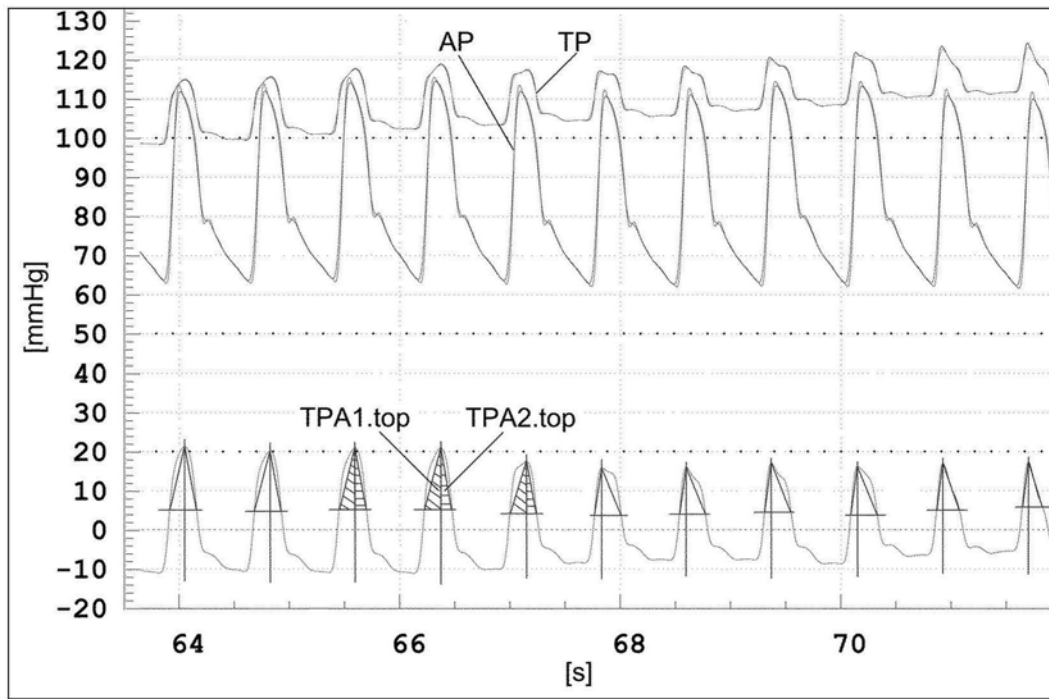


图6A

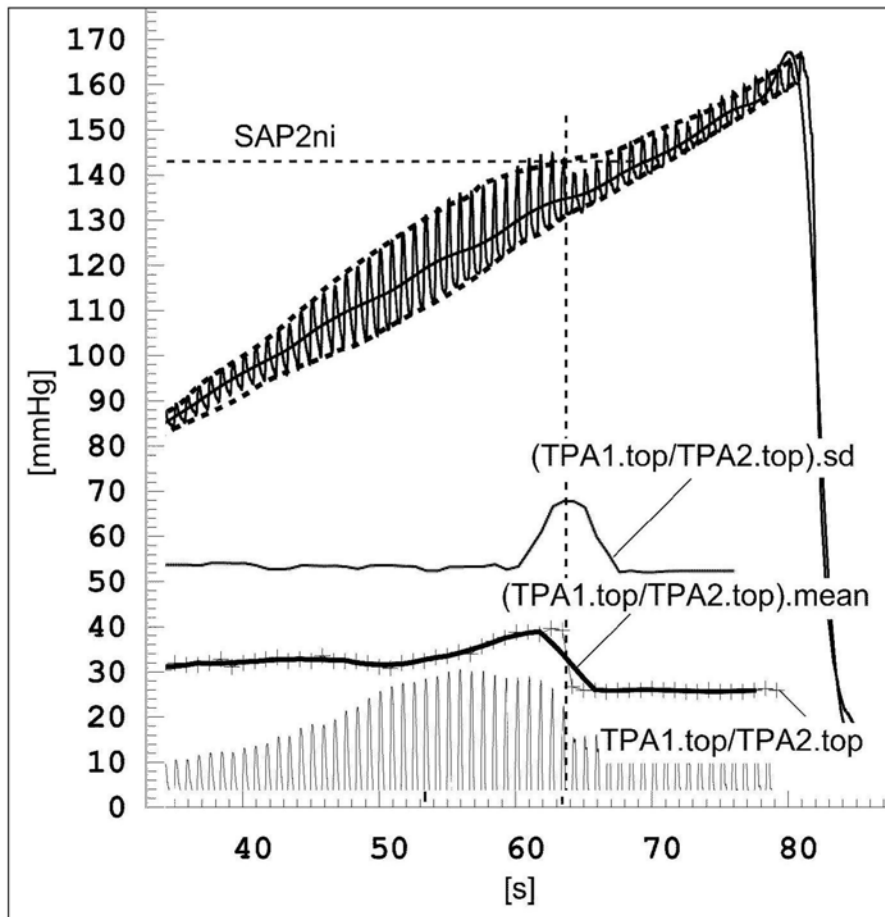


图6B

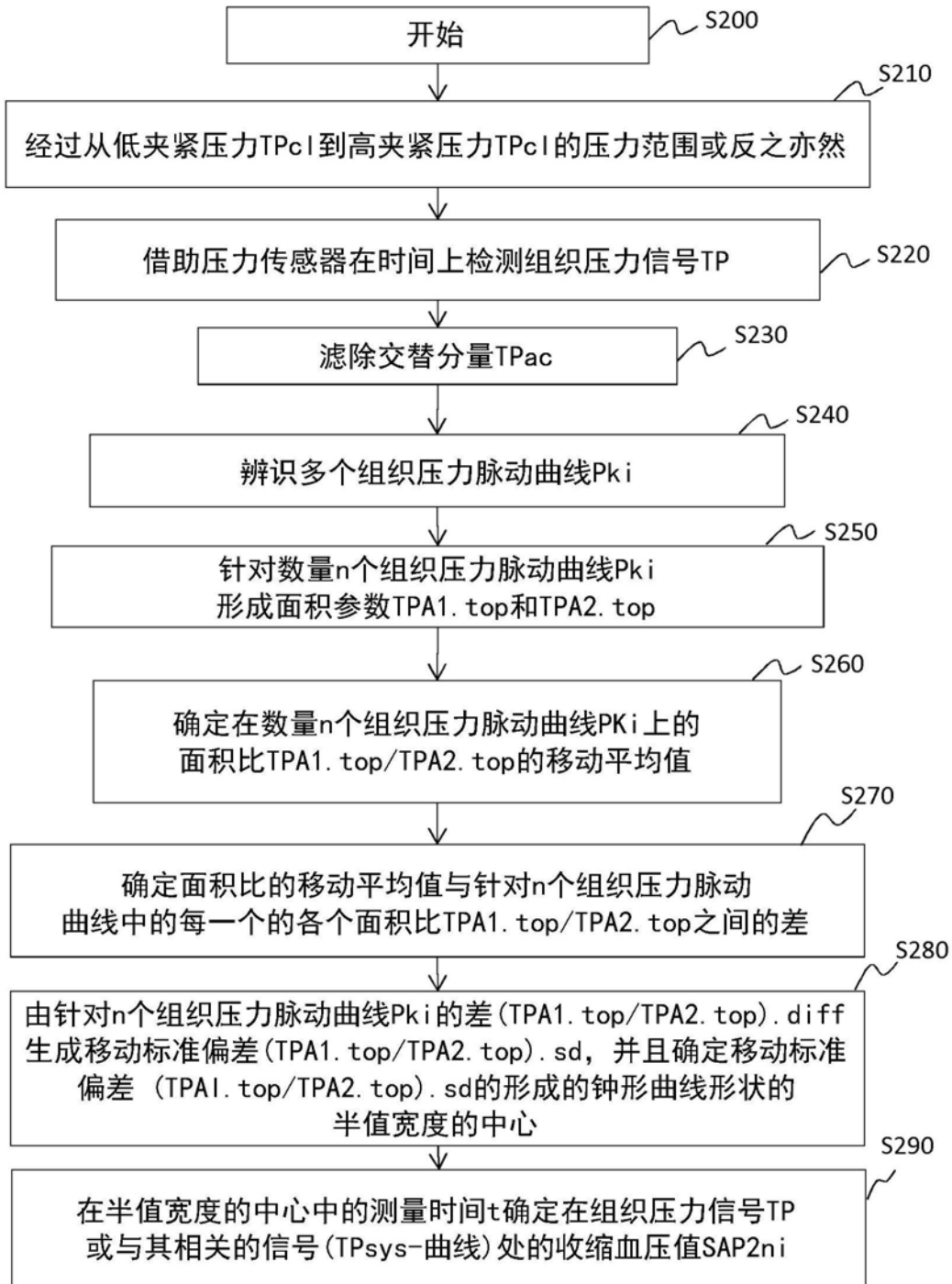


图6C

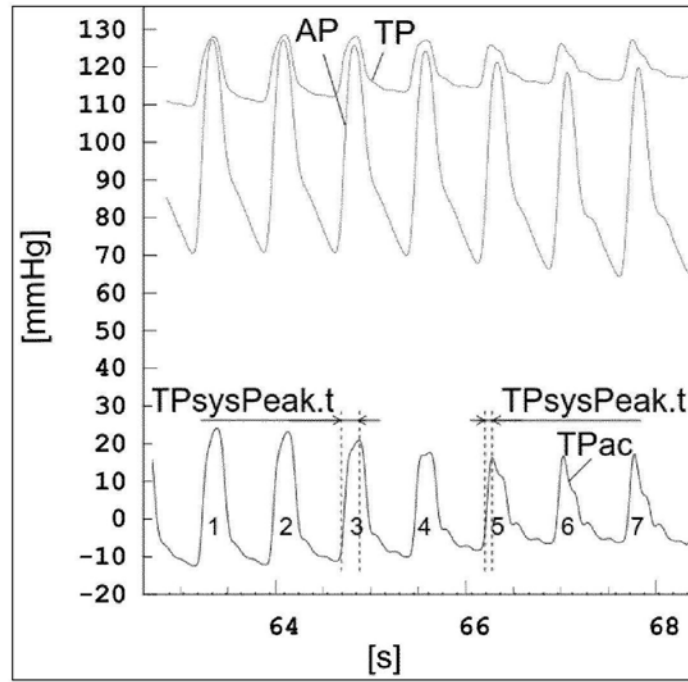


图6D

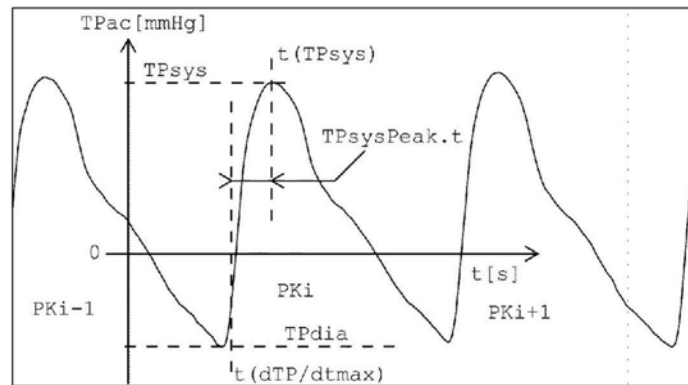


图6E

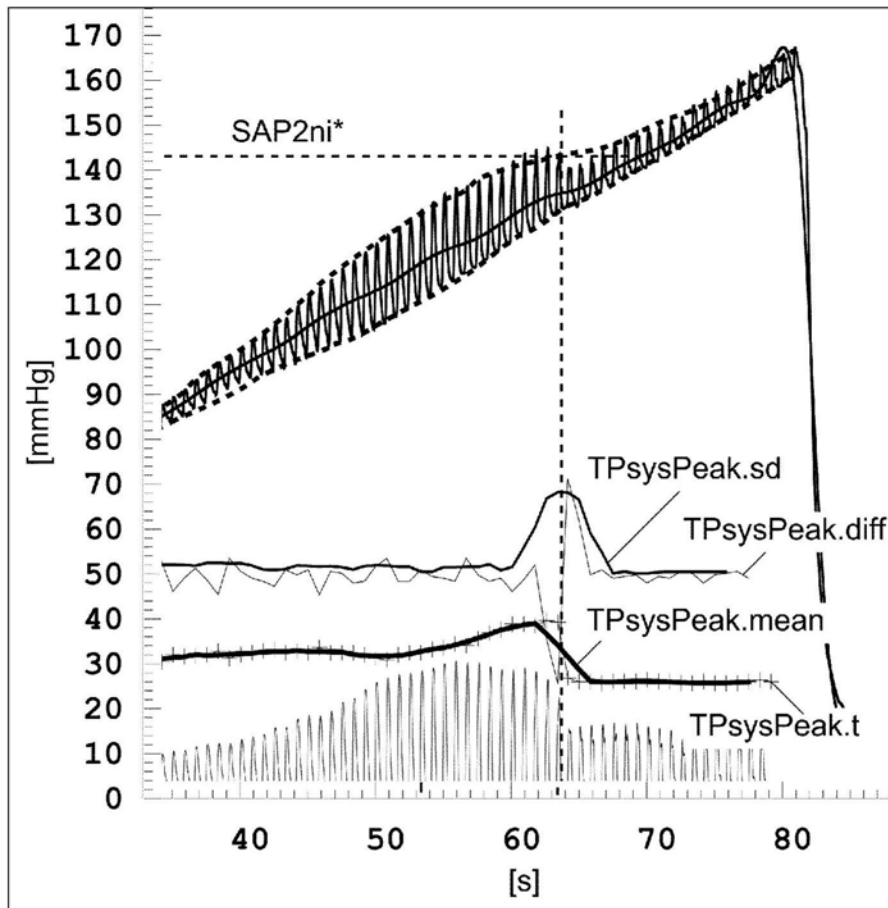


图6F

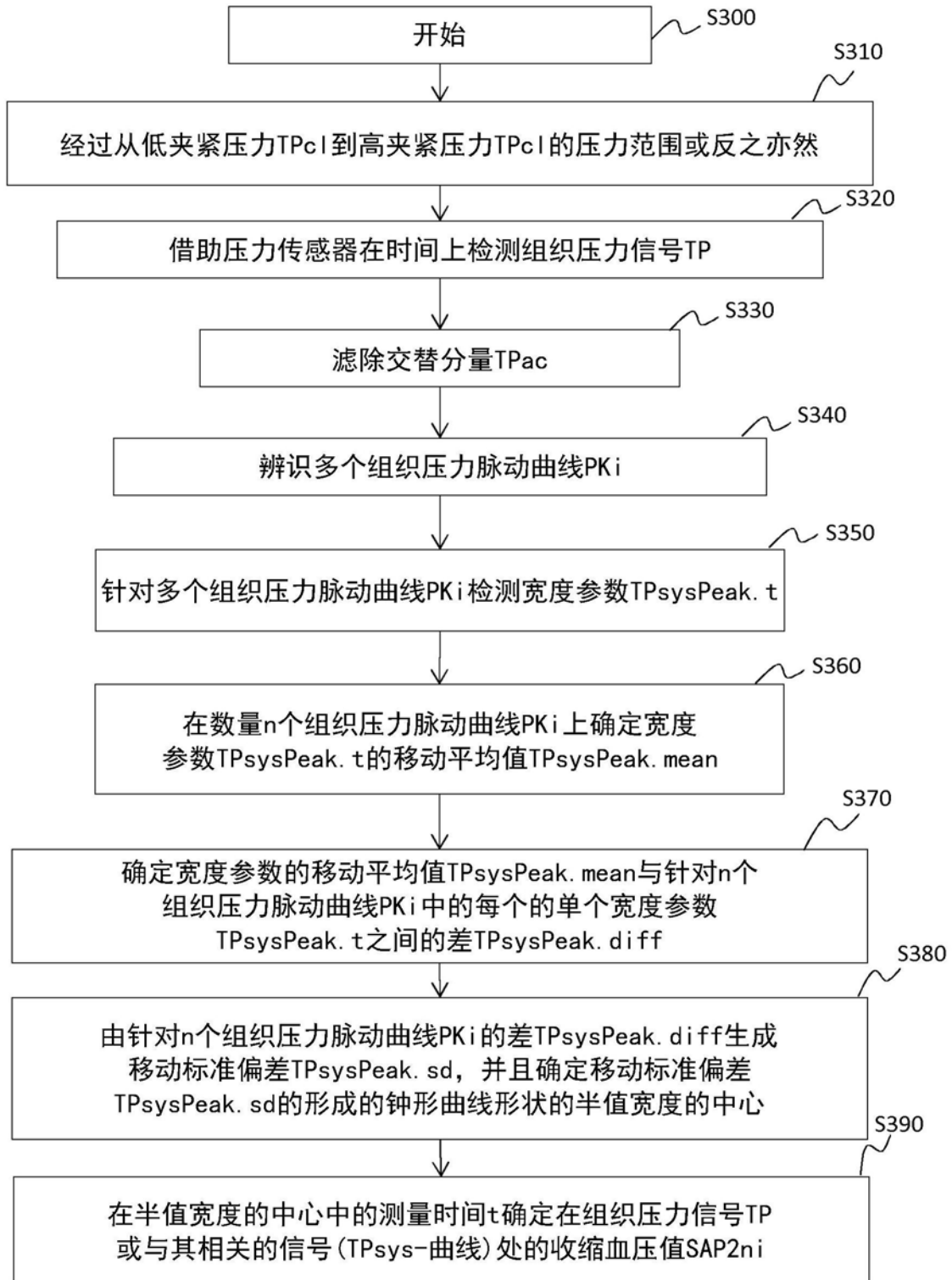


图6G

Puls a

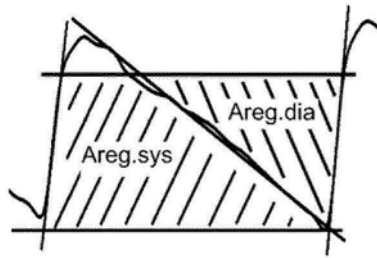


图7A

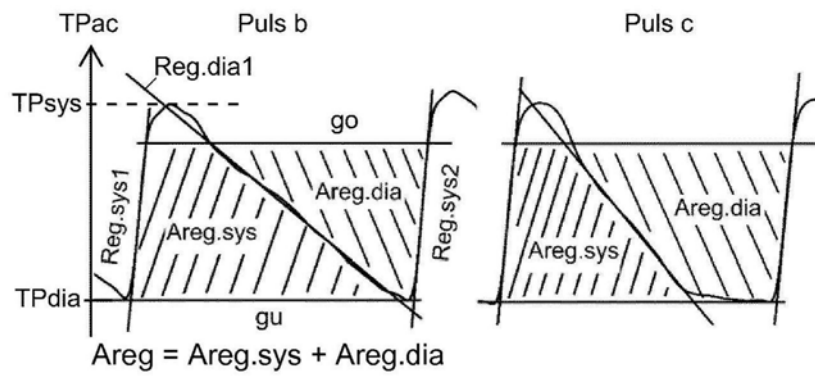


图7B

图7C

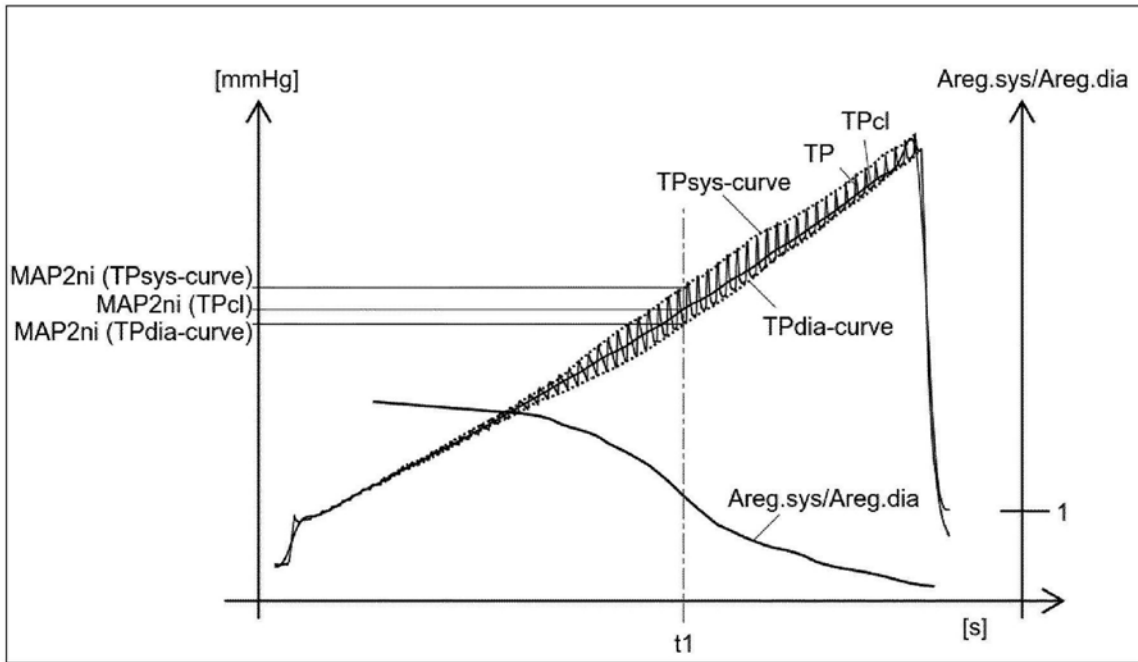


图7D

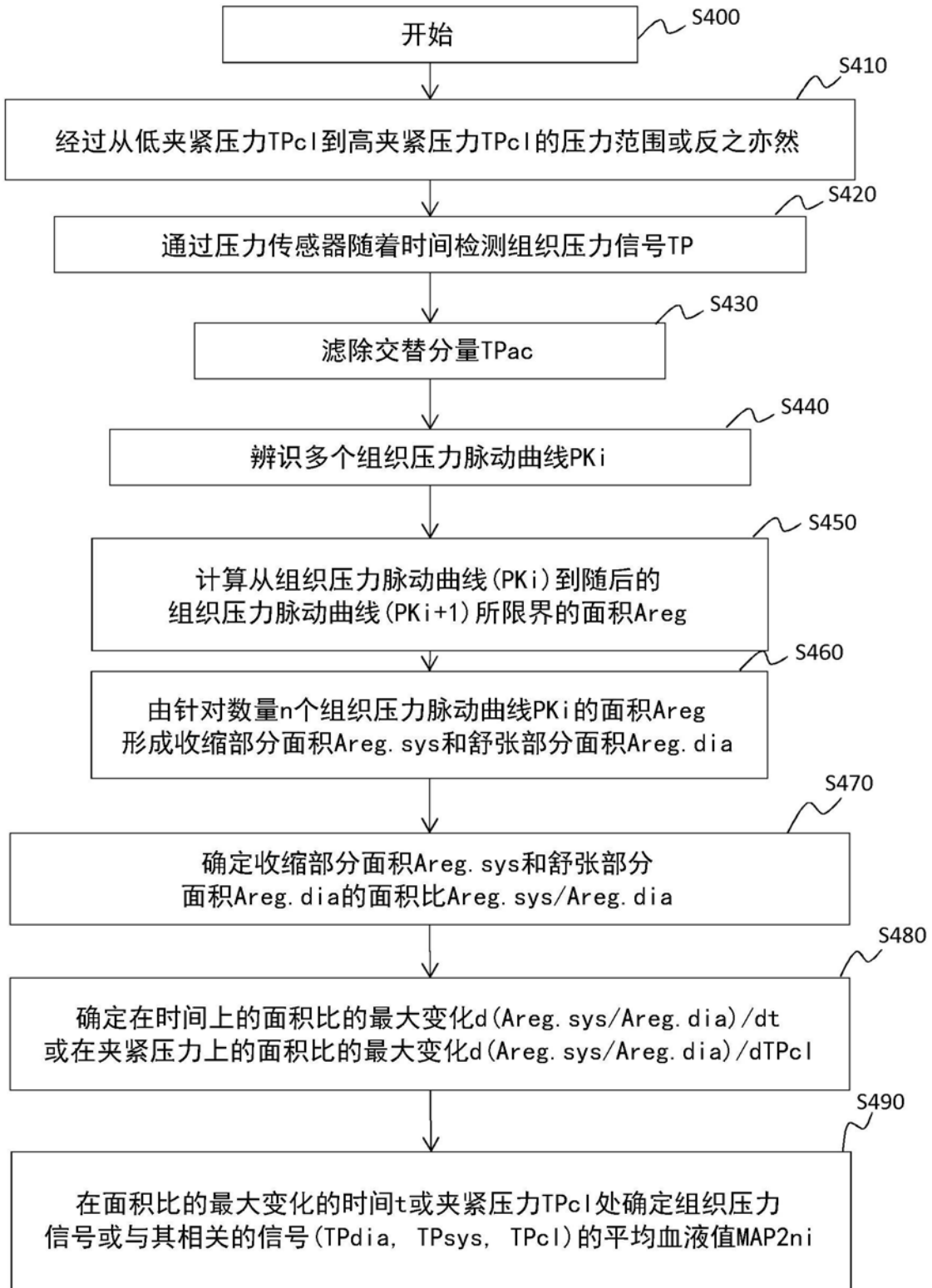


图7E

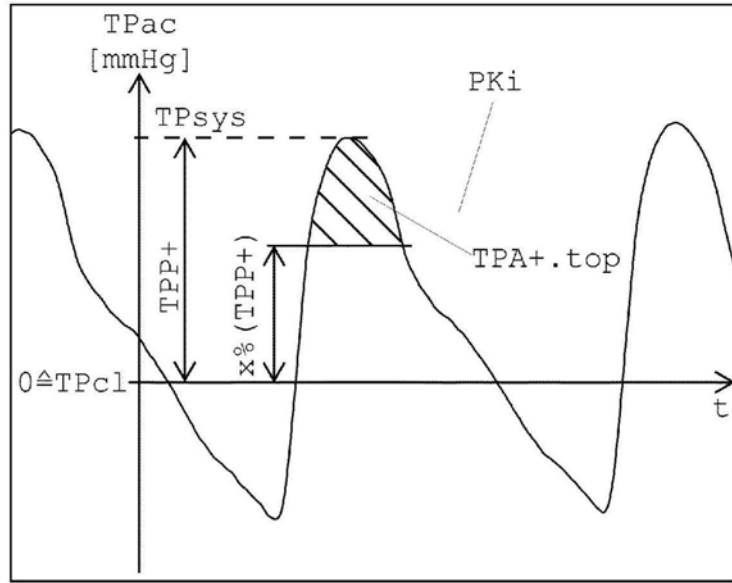


图8A

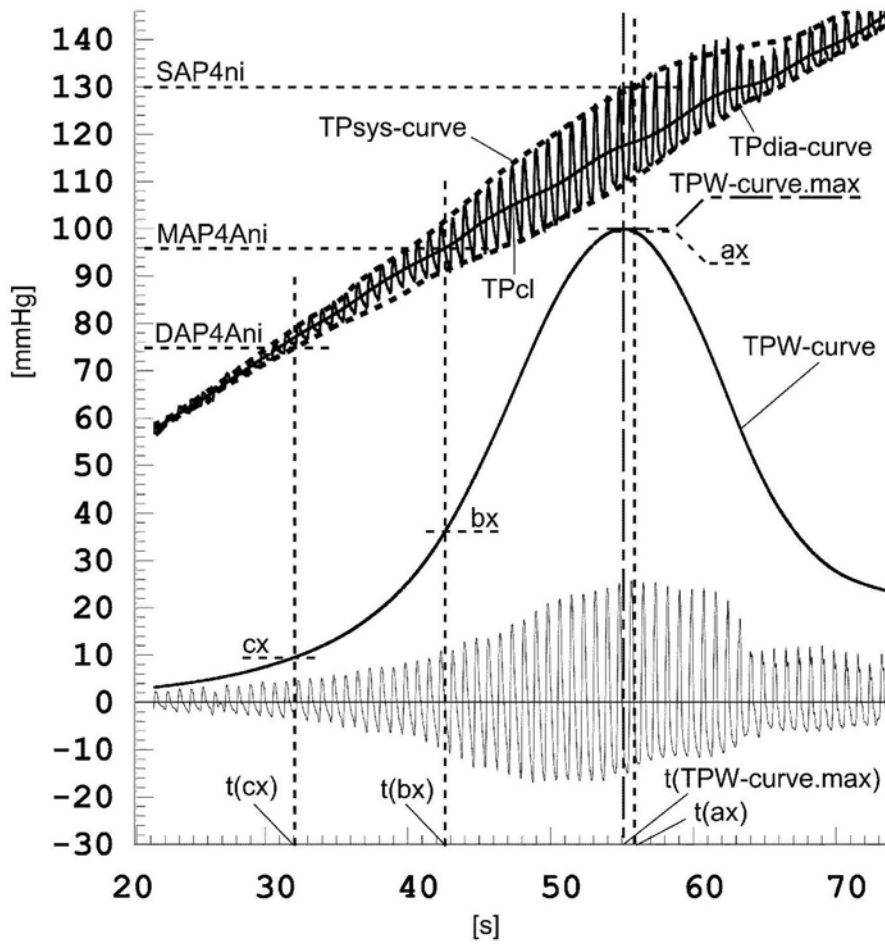


图8B

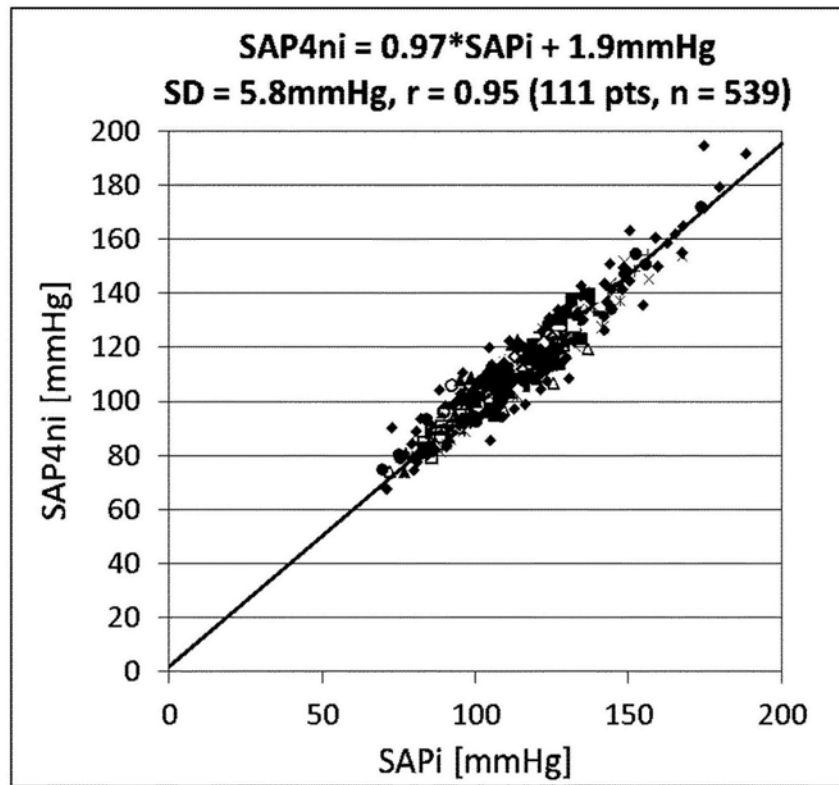


图8C

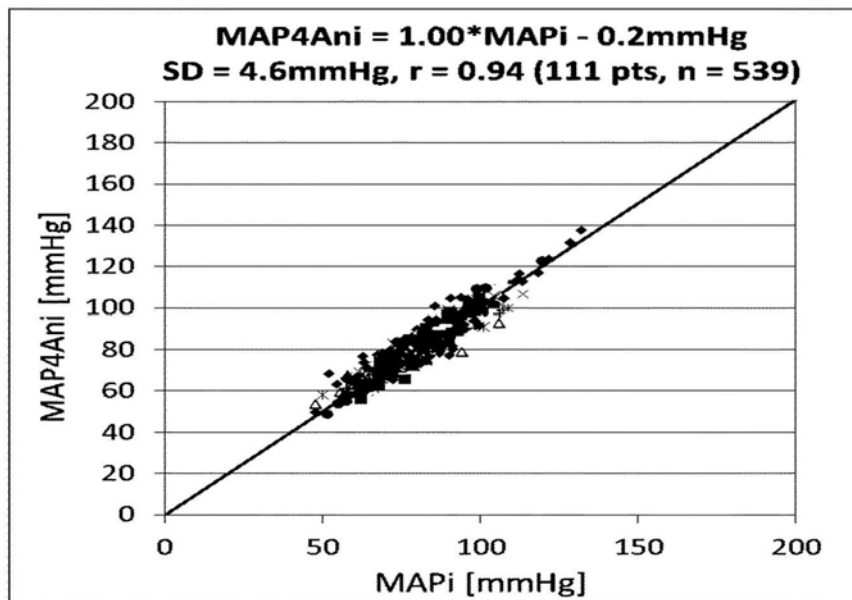


图8D

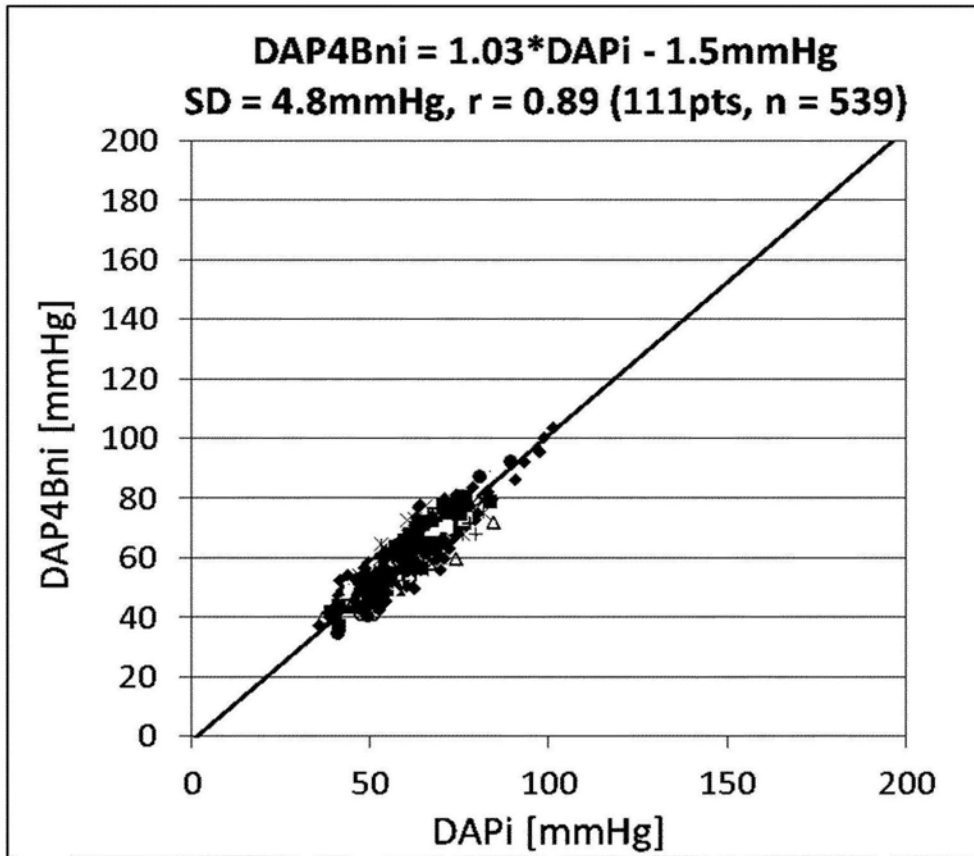


图8E

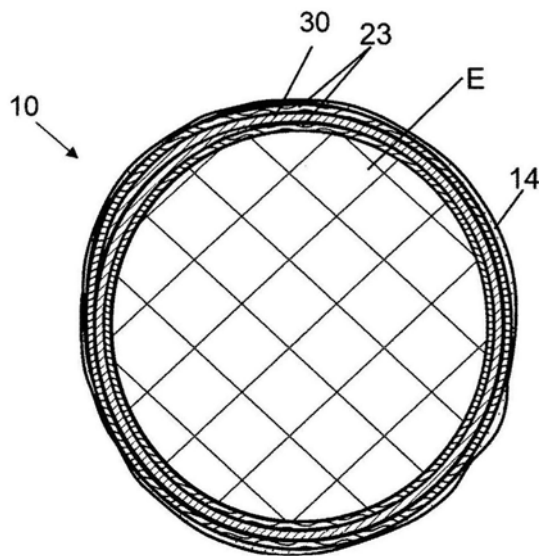


图9A

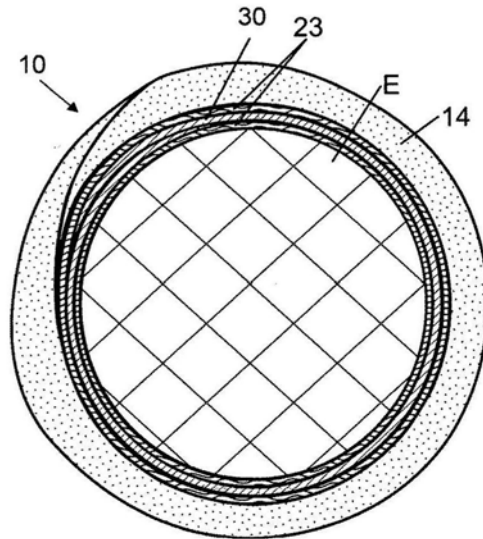


图9B

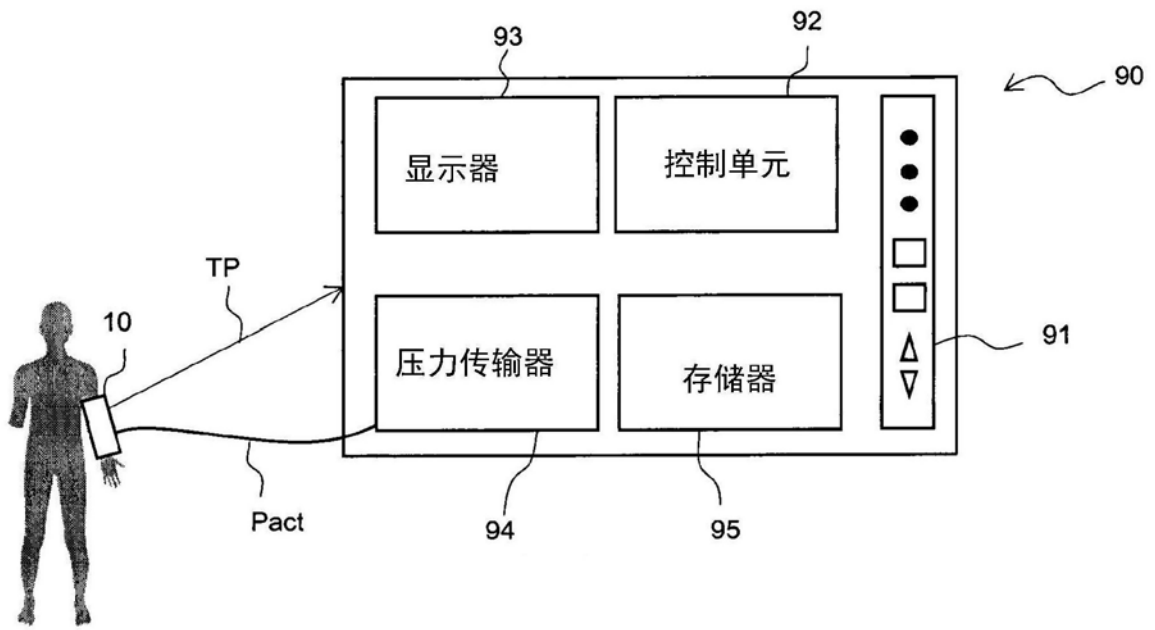


图10

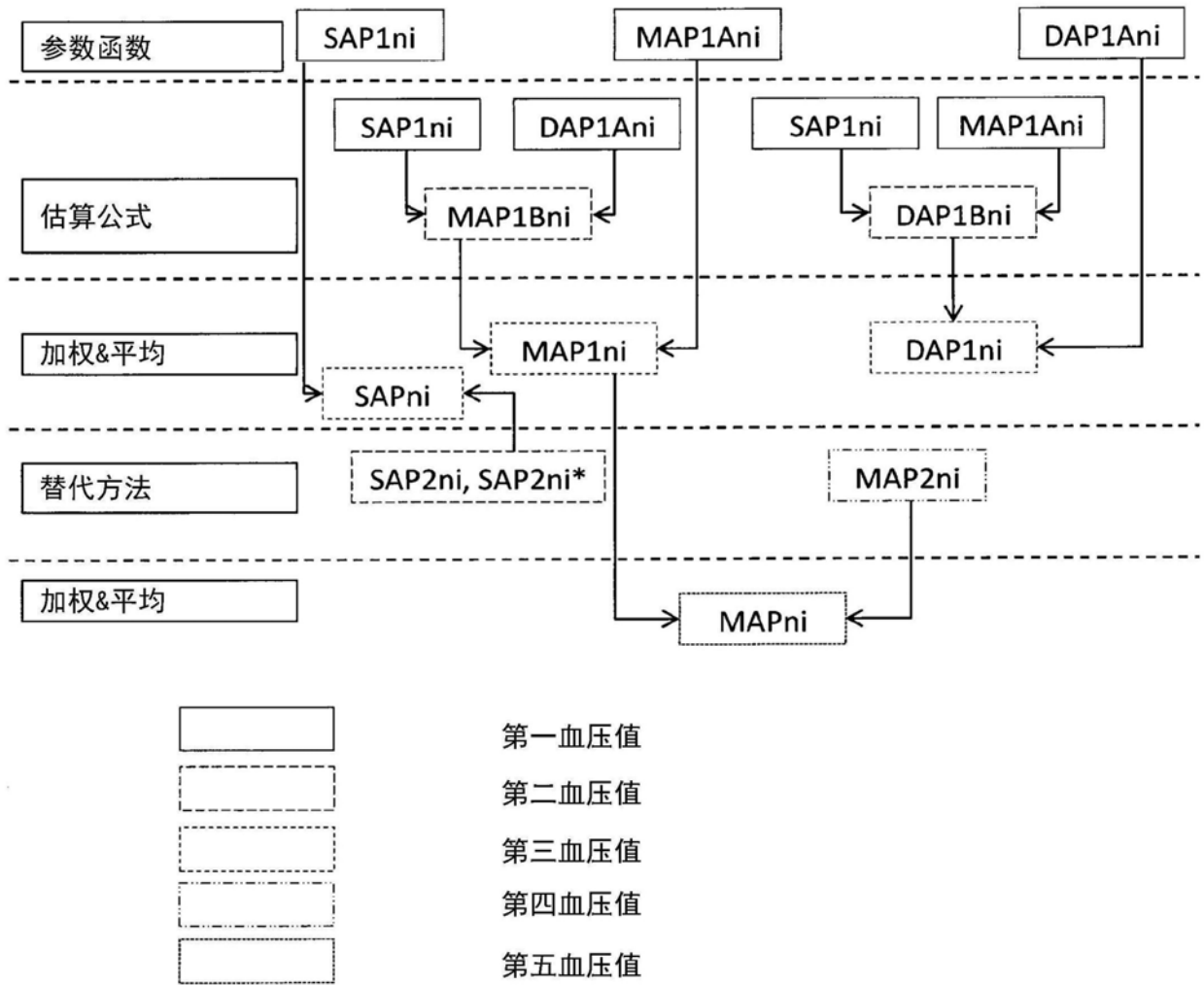


图11

专利名称(译)	用于非侵入式地确定至少一个血压值的方法、用于非侵入式地确定血压的测量设备和系统		
公开(公告)号	CN110913756A	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201880047602.9	申请日	2018-05-16
[标]发明人	U法伊弗		
发明人	U·法伊弗 S·雷格 B·施托尔策 J·布里格勒		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/022 A61B5/02225 A61B5/7235 A61B5/7242		
代理人(译)	郭毅		
优先权	102017110770 2017-05-17 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

说明一种用于借助施加在个体上的压力袖带(10)由组织压力信号(TP)非侵入式地确定至少一个血压值(SAP1ni, MAP1ni, DAP1ni)的方法, 其中, 所述组织压力信号(TP)具有一系列的组织压力脉动曲线(PKi), 所述方法包括: 辨识(S120)所述组织压力信号(TP)中的至少两个个体组织压力脉动曲线(PKi); 针对每个所辨识的组织压力脉动曲线(PKi)确定(S150)至少一个振幅参数(TPP)和面积参数(TPA), 其中所述振幅参数(TPP)指示所述识别的组织压力脉动曲线(PKi)的振幅, 并且所述面积参数(TPA)至少指示被所述组织压力脉动曲线(PKi)包围的一个部分面积(TPA.top); 对于每个识别的组织压力脉动曲线(PKi), 在至少所述振幅参数(TPP)和所述面积参数(TPA)的基础上确定(S160)脉动功率参数(TPWP), 所述脉动功率参数(TPWP)描述所述组织压力脉动曲线(PKi)的形状; 生成(S170)参数函数(TPW-曲线), 所述参数函数描述所确定的所述组织压力脉动曲线(PKi)的脉动功率参数(TPWP)与所分配的压力袖带(10)处的夹紧压力(TPcl)或测量时间(t)之间的函数关系; 基于所述参数函数(TPW-曲线)确定(S180-S195)至少一个血压值(SAP1ni, MAP1ni, DAP1ni)。

