



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105072985 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201480016979. X

(22) 申请日 2014. 01. 22

(30) 优先权数据

61/755, 125 2013. 01. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/012515 2014. 01. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/116679 EN 2014. 07. 31

(71) 申请人 夏洛特-梅克伦堡医院管理局 D/B/A

卡罗莱纳健康护理系统

地址 美国北卡罗来纳州

(72) 发明人 戴维·A·皮尔逊

彼得·托马斯·特卡奇克

杰弗里·艾伦·克兰

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 李静 马强

(51) Int. Cl.

A61B 5/022(2006. 01)

A61B 5/0225(2006. 01)

A61B 5/026(2006. 01)

A61B 5/0285(2006. 01)

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

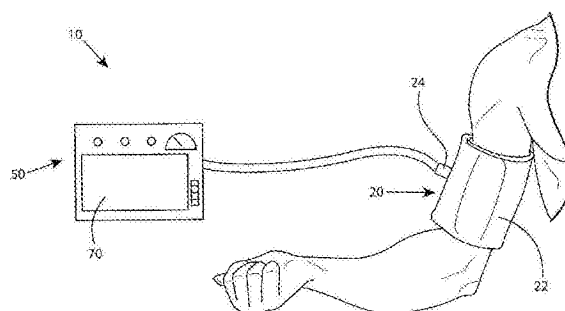
权利要求书4页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

监测血压的装置、系统和方法

(57) 摘要

提供了一种用于测量受检者的血压的系统和方法。该系统包括：血压计袖带，该血压计袖带被配置成施加压力到血管区域以限制流过该血管区域的血管的血液的流动；至少一个换能器，该换能器被配置成朝向血管区域发射信号并检测返回信号，该返回信号指示流过血管的血流的速度；以及处理器设备，该处理器设备具有被配置成用于确定受检者的收缩压的处理器。该处理器被配置成用于确定返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应，如果返回信号与第一柯氏音不对应则减小由血压计袖带所施加的压力，以及当返回信号与第一柯氏音相对应时确定由血压计袖带所施加的压力。



1. 一种用于测量受检者的血压的系统,所述系统包括:

血压计袖带,所述血压计袖带被配置成施加压力到血管区域,以便限制流过所述血管区域的血管的血液的流动;

至少一个换能器,该至少一个换能器被配置成朝向所述血管区域发射信号并检测返回信号,所述返回信号指示流过所述血管的血流的速度;以及

包括处理器的设备,所述设备被配置成:

接收被所述换能器检测到的所述返回信号,

确定所述返回信号是否与流过所述血管的血流的第一柯氏音相对应,

在所述返回信号与所述第一柯氏音不对应的情况下,逐渐减小由所述血压计袖带施加的压力,并且

在所述返回信号与所述第一柯氏音相对应的情况下,确定由所述血压计袖带施加的压力,

其中,由所述设备确定的压力是所述受检者的收缩压。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述设备被配置成自动地将由所述血压计袖带施加的压力增大至高于所确定的收缩压的一压力,并且逐渐减小由所述血压计袖带施加的压力从而以接近连续的血压监测方案来重新确定收缩压。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统包括以交错的结构设置的多个换能器。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述设备被配置成选择所述换能器中与最高强度的返回信号相对应的一个换能器,以便通过所选择的换能器确定收缩压。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述多个换能器被配置成用作确定所述血管的位置的相控阵列。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述设备还包括显示器,其中,所述设备被配置成在所述显示器上呈现所确定的收缩压的图形化表示。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述设备被配置成在收缩压处于能接受值的预定范围之外的情况下提供听觉警报。

8. 一种用于测量受检者的血压的医疗装置,包括:

血压计袖带,所述血压计袖带被配置成施加压力到血管区域,以便限制流过所述血管区域的血管的血液的流动;以及

多个换能器,该多个换能器由所述血压计袖带支撑,其中每个换能器被配置成朝向所述血管区域发射超声信号并且检测返回信号,所述返回信号指示流过所述血管的血流的速度,

其中,由每个换能器检测的返回信号被传送到一设备,以允许由所述血压计袖带施加的与所述多个换能器中的至少一个换能器检测到的第一柯氏音相对应的压力被确定为所述受检者的收缩压。

9. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述多个换能器包括4个至10个换能器。

10. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述多个换能器以交错的结构设置。

11. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述多个换能器包括压电晶体。

12. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述超声信号具有的频率在大约4MHz和大约20MHz之间。

13. 根据权利要求 8 所述的医疗装置,其中,所述多个换能器被配置成用作确定所述血管的位置的相控阵列。

14. 一种包括至少一个处理器以及至少一个存储器的设备,所述至少一个存储器包括计算机程序代码,所述至少一个存储器和所述计算机程序代码与所述处理器一起,被配置成使得所述设备至少:

接收由至少一个换能器检测的返回信号,其中,所述返回信号指示流过血管的血流的速度,

确定所述返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应,

在所述返回信号与所述第一柯氏音不对应的情况下,逐渐减小由紧邻受检者的血管区域设置的血压计袖带所施加的压力,并且

在所述返回信号与所述第一柯氏音相对应的情况下,确定由所述血压计袖带施加的压力,

其中,所述设备确定的压力是所述受检者的收缩压。

15. 根据权利要求 14 所述的设备,其中,所述设备被配置成将由所述血压计袖带施加的压力自动增大到高于所确定的收缩压的一压力,并且逐渐减小由所述血压计袖带施加的压力,从而以接近连续的血压监测方案来重新确定收缩压。

16. 根据权利要求 14 所述的设备,其中,所述设备被配置成用于选择多个换能器中与最高强度的返回信号相对应的一个换能器,以便通过所选择的换能器来确定收缩压。

17. 根据权利要求 14 所述的设备,其中,所述多个换能器被配置成用作确定所述血管的位置的相控阵列。

18. 根据权利要求 14 所述的设备,所述设备还包括显示器,其中,所述设备被配置成在所述显示器上呈现所确定的收缩压的图形化表示。

19. 根据权利要求 14 所述的设备,其中,所述设备被配置成在所述收缩压处于能接受值的预定范围之外的情况下提供听觉警报。

20. 一种计算机程序产品,包括至少一个计算机可读存储介质,所述至少一个计算机可读存储介质存储有计算机可执行程序代码部分,所述计算机可执行程序代码部分包括程序代码指令,所述程序代码指令用于:

接收由至少一个换能器所检测的返回信号,其中,所述返回信号指示流过血管的血流的速度,

确定所述返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应,

在所述返回信号与所述第一柯氏音不对应的情况下,逐渐减小由紧邻受检者的血管区域设置的血压计袖带所施加的压力,并且

在所述返回信号与所述第一柯氏音相对应的情况下,确定由所述血压计袖带施加的压力,

其中,由设备确定的压力是所述受检者的收缩压。

21. 根据权利要求 20 所述的计算机程序产品,所述计算机程序产品还包括配置成用于将由所述血压计袖带施加的压力增大到高于所确定的收缩压的一压力、并且逐渐减小由所述血压计袖带施加的压力以便以接近连续的血压监测方案来重新确定收缩压的程序代码指令。

22. 根据权利要求 20 所述的计算机程序产品,所述计算机程序产品还包括被配置成用于选择多个换能器中与最高强度的返回信号相对应的一个换能器以便通过所选择的换能器确定所述收缩压的程序代码指令。

23. 根据权利要求 20 所述的计算机程序产品,所述计算机程序产品还包括被配置成用于将多个换能器配置为用作确定所述血管的位置的相控阵列的程序代码指令。

24. 一种测量受检者的血压的方法,所述方法包括:

接收由至少一个换能器检测的返回信号,其中,所述返回信号指示流过血管的血流的速度,

通过处理器确定所述返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应,

在所述返回信号与所述第一柯氏音不对应的情况下,逐渐减小由紧邻受检者的血管区域设置的血压计袖带施加的压力,以及

在所述返回信号与所述第一柯氏音相对应的情况下,确定由所述血压计袖带施加的压力,

其中,由设备确定的压力是所述受检者的收缩压。

25. 根据权利要求 24 所述的方法,所述方法还包括:将由所述血压计袖带施加的压力自动地增大到高于所述确定的收缩压的一压力,并且逐渐减小由所述血压计袖带施加的压力,从而以接近连续的血压监测方案来重新确定收缩压。

26. 根据权利要求 24 所述的方法,所述方法还包括:选择多个换能器中与最高强度的返回信号相对应的一个换能器,以通过所选择的换能器来确定收缩压。

27. 根据权利要求 24 所述的方法,所述方法还包括:配置多个换能器,以用作确定所述血管的位置的相控阵列。

28. 一种提供流过血管的血流的质量的听觉指示的方法,所述方法包括:

在检测到的第一柯氏音处确定受检者的血压;

将听觉输出校准至在所确定的血压下流过血管的血流的速度,其中,所述听觉输出包括与流过血管的血流的速度相对应的频率分量以及与在所检测到的第一柯氏音处所确定的血压相对应的强度分量;

检测流过血管的血流的速度;

推算在所检测到的速度下的血压;以及

响应在所推算出的血压下检测到的流过血管的速度,调节所述听觉输出的所述频率分量和所述强度分量。

29. 根据权利要求 28 所述的方法,所述方法还包括:

在另一个检测到的第一柯氏音处,重新确定所述受检者的血压;以及

将所述听觉输出重新校准至在重新确定的血压下流过血管的血流的速度。

30. 根据权利要求 28 所述的方法,其中,使用一种医疗装置检测所述第一柯氏音,所述医疗装置包括:

血压计袖带,所述血压计袖带被配置成施加压力到血管区域,以便限制流过所述血管区域的血管的血液的流动;以及

多个换能器,所述多个换能器由所述血压计袖带支撑,其中,每个换能器都被配置成朝向所述血管区域发射超声信号并且检测返回信号,所述返回信号指示流过血管的血流的速度

度。

监测血压的装置、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明总体地涉及用于监测血压的医疗装置、系统和方法。更具体地,描述了用于在接近连续的基础上自动测量病人的血压的方法和设备。

背景技术

[0002] 动脉血压测量被认为是医学上的最重要的诊断工具之一。除了是心脏或者内分泌问题的可能指征之外,特别地,低血压或者血压过低(对于成人,被定义为小于 90 毫米汞柱(mm Hg)的动脉收缩压)尤其可以是严重脱水、失血、严重感染或者严重过敏反应的指征。准确地测量动脉血压(特别是在比如急诊室的急性情况下)因此对于进行有效的治疗和评估干预措施是必要的。

[0003] 除了测量本身之外,病人的血压的趋势也可以是问题的指征。因此,虽然单个血压读数可能落入正常的范围,但是那个读数与 5 分钟之前获得的读数比较可以显示在压力上的快速减小的起始,这也可以是严重问题的指征。

[0004] 因此,存在对于用于甚至在低压力下也以接近连续的方式准确地测量血压的装置、系统和方法的需要。

发明内容

[0005] 因此,提供了用于在连续的或者接近连续的基础上监测受检者的血压的系统、方法、医疗装置和计算机程序产品的实施例。在一个实施例中,提供一种用于测量受检者的血压的系统,该系统包括血压计袖带、至少一个换能器以及一设备。血压计袖带可以被配置成施加压力到血管区域上以便限制流过血管区域的血管的血液流动。该至少一个换能器可以被配置成朝向血管区域发射信号并检测指示流过血管的血流的速度返回信号。该设备可以包括处理器,该处理器被配置成接收换能器所检测的返回信号、确定返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应、在返回信号与第一柯氏音不对应的情况下逐渐减小由血压计袖带施加的压力,以及在返回信号与第一柯氏音相对应的情况下确定由血压计袖带施加的压力。被设备确定的压力可以是受检者的收缩压。

[0006] 该设备可以被配置成将被由血压计袖带施加的压力自动增大到高于确定的收缩压的压力,并且逐渐减小被由血压计袖带施加的压力从而以接近连续的血压监测方案来重新确定收缩压。

[0007] 在一些情况下,该系统可以包括被以交错的结构设置的多个换能器。设备可以被配置成选择换能器中与最高强度的返回信号相对应的一个,以便通过所选择的换能器确定收缩压。可替换地或者此外,该多个换能器可以被配置成充当用于确定血管的位置的相控阵列。

[0008] 在一些实施例中,设备可以还包括显示器,并且设备可以被配置成在该显示器上呈现所确定的收缩压的图形化表示。设备可以被配置成在收缩压在预先确定的可接受值的范围之外的情况下提供声音警报。

[0009] 在其他的实施例中,提供了一种用于测量受检者的血压的医疗装置,该医疗装置包括:血压计袖带,被配置成施加压力到血管区域上以便限制流过血管区域的血管的血液流动;以及多个换能器,这些换能器被该血压计袖带支撑,其中每个换能器被配置成朝向血管区域发射超声信号并检测指示流过血管的血流的速度返回信号。被每个换能器检测的返回信号可以被传送到设备,以便允许与通过该多个换能器中的至少一个检测到的第一柯氏音相对应的由血压计袖带施加的压力被确定为受检者的收缩压。

[0010] 该多个换能器可以包括在 4 个和 10 个之间的换能器。而且,该多个换能器可以被以交错的结构设置。在一些情况下,该多个换能器可以包括压电晶体,并且超声信号可以具有在大约 4MHz 和大约 20MHz 之间的频率。该多个换能器可以被配置成充当用于确定血管的位置的相控阵列。

[0011] 在另外的其他的实施例中,提供了一种设备,该设备包括至少一个处理器以及包括计算机程序代码的至少一个存储器。该至少一个存储器与该计算机程序代码可以被配置成使用该处理器使得该设备至少接收被至少一个换能器检测的返回信号,其中该返回信号指示了流过血管的血流的速度。该至少一个存储器和该计算机程序代码可以被进一步配置成用该处理器确定返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应、在返回信号与第一柯氏音不对应的情况下逐渐减小被通过被接近受检者的血管区域设置的血压计袖带所施加的压力,并且在返回信号与第一柯氏音相对应的情况下确定由血压计袖带所施加的压力。被设备确定的压力可以是受检者的收缩压。

[0012] 在一些情况下,设备可以被配置成将被由血压计袖带施加的压力自动增加到高于确定的收缩压的压力,并且逐渐减小被由血压计袖带施加的压力从而以接近连续的血压监测方案重新确定收缩压。设备可以被配置成选择多个换能器中与最高强度的返回信号相对应的一个,以通过所选择的换能器确定收缩压。可替换地或者此外,多个换能器可以被配置成充当用于确定血管的位置的相控阵列。在一些实施例中,设备可以还包括显示器,并且设备可以被配置成在该显示器上呈现所确定的收缩压的图形化表示。设备可以被配置成在收缩压在预先确定的可接受值的范围之外的情况下提供声音警报。

[0013] 在另外的其他的实施例中,描述了一种方法以及计算机程序产品,该方法与计算机程序产品用于:通过接收由至少一个换能器检测的返回信号,在连续的基础上或者接近连续的基础上监测受检者的血压,其中该返回信号指示流过血管的血流的速度;通过处理器,确定返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应;在返回信号与第一柯氏音不对应的情况下,逐渐减小被通过被接近受检者的血管区域设置的血压计袖带施加的压力;以及在返回信号与第一柯氏音相对应的情况下,确定被由血压计袖带施加的压力。被设备确定的压力可以是受检者的收缩压。

[0014] 在一些实施例中,由血压计袖带施加的压力可以被自动地增大到高于确定的收缩压的压力并且被逐渐地减小从而以接近连续的血压监测方案来重新确定收缩压。在一些情况下,可以选择多个换能器中的与最高强度的返回信号相对应的一个,以便通过所选择的换能器确定收缩压。可替换地或者此外,该多个换能器可以被配置成充当用于确定血管的位置的相控阵列。

[0015] 在另外的其他的实施例中,描述了一种方法以及计算机程序产品,该方法与计算机程序产品用于:通过确定在第一柯氏音处检测到的受检者的血压,提供流过血管的血流

的质量的听觉指示；将听觉输出校准（calibrate，定标）到在确定的血压下流过血管的血流的速度，其中该听觉输出包括与流过血管的血流的速度相对应的频率分量以及在与在检测到的第一柯氏音处所确定的血压相对应的强度分量；检测流过血管的血流的速度；推算（extrapolate，外推，进行推断）出在检测到的速度下的血压；以及响应于在推算出的血压处检测到的流过血管的速度，调节听觉输出的频率分量和强度分量。受检者的血压可以被在另一个检测到的第一柯氏音处重新确定，并且听觉输出可以被重新校准到在重新确定的血压下流过血管的血流的速度。

[0016] 第一柯氏音可以使用医疗装置检测，该医疗装置包括：血压计袖带，被配置成施加压力到血管区域上以便限制流过血管区域的血管的血液流动；以及多个换能器，被血压计袖带支撑。每个换能器可以被配置成朝向血管区域发射超声信号并且检测指示流过血管的血流速度的返回信号。

附图说明

[0017] 因此，在已经概略地描述了本发明之后，现在将参考附图，其中这些附图不必然按比例绘制，并且在附图中：

[0018] 图 1 图示了根据本发明的一个示例性实施例的用于监测血压的系统；

[0019] 图 2 显示了与气源以及根据本发明的一个示例性实施例的装置通信的设备的示意性表示；

[0020] 图 3 图示了根据本发明的一个示例性实施例的设备的显示器；

[0021] 图 4 图示了根据本发明的一个示例性实施例的具有安装的换能器的血压计袖带；

[0022] 图 5 图示了根据本发明的一个示例性实施例，图 1 的装置的换能器发送和接收信号；

[0023] 图 6A、6B、6C 和 6D 图示了根据本发明的一个示例性实施例的不同的结构；以及

[0024] 图 7 图示了根据本发明的另一个示例性实施例的用于监测血压的方法的流程图。

具体实施方式

[0025] 现在，本发明的一些实施例将在下文中参考附图（本发明的一些实施例但非所有实施例显示于这些参考附图中）更充分地描述。实际上，本发明的多种实施例能够以许多不同的形式具体化，并且不应该解释为限制在这里阐述的实施例中；相反，提供这些实施例使得这个披露内容将满足适用的法律要求。贯穿全文，相同的标号指代相同的元件。

[0026] 虽然这里描述的每个实例都涉及通过肱动脉的动脉血压的测量，但是所描述的发明的实施例可以用以通过其他动脉测量血压，比如桡动脉、股动脉等等。

[0027] 存在可以根据常规方法测量血压的多个方法。在大部分医院中当前用于血压测量的初始标准是，借助于使用搏动技术（oscillometric technology）的自动无创血压装置。这个方法将在血压计袖带压力上的搏动（该搏动由血流的搏动产生）与病人的血压相互关联。血压计袖带围绕病人的手臂置于肱动脉位置上方，然后自动地充气 and 放气。电子压力传感器用来检测在袖带压力上的搏动，并且该搏动然后自动地解释。虽然这个方法对管理者而言不需要像其他方法一样多的技巧，但是搏动技术不提供连续的或者接近连续的监测、易于在识别低血压发作上产生延迟（或者可能同时遗漏这些信息），并且可能由于比如

不准确的袖带尺寸或者严重低血压的原因而产生不准确的读数或者不能记录血压。

[0028] 一种对搏动装置的替换方案是动脉内导管的使用。这是一种侵入性的方法,在该方法中套管针置于动脉中,比如桡动脉、股动脉、足背动脉或者肱动脉。套管又连接到无菌的、充满液体的系统,该系统连接到电子压力传感器。虽然这个方法具有既准确又能够提供连续的监测的优点,但是动脉内导管是侵入性的、令人痛苦的、技术上难以插入的、昂贵的,并且常常认为是应用时太耗时的,特别是在急性情况下。而且,动脉内方法伴随着血栓形成、出血、感染和神经血管伤害的风险。

[0029] 还一种测量血压的技术是标准柯氏音法(听诊法)。使用这个技术,血压计袖带围绕病人的肱动脉放置并且充气,直到用听诊器在手肘处听肱动脉的管理者(典型地是护士或者医生)不能听到血液流过该动脉的声音为止。管理者然后可以开始缓慢地释放袖带中的压力并且倾当血液刚开始在动脉中流动时血液的声音。该声音已经描述为“嗖嗖(whooshing,嘶嘶声)”声或者怦怦声,并且称为第一柯氏音。第一柯氏音听到时的压力被认为是收缩压。随着袖带压力释放管理者可以继续听动脉声音,并且动脉声音停止(称为第五柯氏音)时的压力可以记录为动脉舒张压。柯氏音法被认为是血压测量的标准;但是,这个方法易于产生操作者误差,特别是在低血压情况下以及在可能存在响亮的背景噪音的环境中,比如在急诊室情况中。而且,柯氏技术不能提供连续的或者接近连续的血压监测。

[0030] 手持式多普勒装置用来“听”第一柯氏音的在柯氏音法上的变型一些时候用来极大地减小操作者误差的风险。虽然甚至在低压力下也提供了更准确的读数,但是这个方法仍然没有提供连续的或者接近连续的读数、是中等耗时的,并且对管理者而言需要专门技能。

[0031] 通过研究循环休克的模型,发明人已经发现测量血流的多普勒速度到连续的声音的转换可以提供临床上重要的信息。例如,在血流速度上的减小通常对应在血压上的减小。同时,由血流导致的声波的音调或者听觉频率分量也减小,并且与收缩期上升相关的相位“扣合(snap,匹配)”而变得更模糊和不清楚。如上文中描述的一样,这些声音当复苏领域的熟练操作者感知时,用来听觉地评估动脉中的灌注(perfusion,充满)情况并且因此预测正在监测的受检者的循环状态。发明人已经发现此相同的声波的频率可以被调制和分析为相应的压力的表示。

[0032] 而且,发明人已经发现,声波的质量(例如,频率特性、强度、音色和/或调谐规律)可以提供关于流过正在监测的血管的血流速度分布(velocity profile,速度轮廓)的信息。层状的速度分布可以“听起来”是平滑的、连续的和清楚的,指示着健康的血压和/或健康的血流(例如,无堵塞的)。相反,非层状(例如,具有涡旋)的速度分布可以“听起来”是突变的、不连续的和/或模糊的,可能指示着受检者的危急情况。例如,在对应于大约 100mm Hg 的袖带压力的柯氏音处,由血流产生的声音可以具有在大约 250Hz 到大约 270Hz 之间的主导频率以及大于 65dB 的强度。但是,在对应于大约 60mm Hg 的袖带压力的柯氏音处,由血流产生的声音的频率可以下降到大约 200Hz 到大约 220Hz 之间并且强度可以增大到大约 70dB。发明人已经发现由流过受检者的血管的血流产生的声音的这种分量能够以听觉输出的形式调制并传输给医师,以传输关于受检者的状态的信息而不需要医师查看显示器或者其他视觉输出。这样,医师可以免于观察和关注其他的事务而仍然获得关于受检者的重要信息,这在比如医院的急诊室或者战争伤亡护理设施的外伤复苏的场合中可以是特别重要

的。

[0033] 因此,本发明的实施例提供了以无创的、连续的或者接近连续的并且对管理者而言容易的方式,即使在低血压情况下,也自动地和准确地测量病人的血压的装置、系统和方法。

[0034] 图1描述了根据本发明的实施例的配置成用于测量病人的血压的系统10。系统10包括用于测量血压的装置20和电连接到装置20上的设备50。例如,装置20可以包括血压计袖带22,该血压计袖带22配置成施加压力到血管区域上,以便限制流过血管区域的血液的流动。例如,如显示出的一样,血压计袖带22可以包括将袖带连接到气源(没有显示出)的自动阀24,并且该气源可以由设备50控制,使得该设备可以自动地用由气源提供的空气使袖带充气 and 放气。袖带可以配置成绕受检者的手臂设置,使得流过血管(其在这个实例中将是肱动脉(例如,手臂中的))的血液流动被袖带的加压和减压影响。

[0035] 在一些实施例中,设备50可以包括处理器60,如图2中显示的一样,该处理器控制到装置20的各个部分以及设备50的部分的信号的提供以及来自装置的各个部分以及设备的部分的信号的接收。在这点上,在一些实施例中,处理器60可以包括期望用于实现设备50的声音和逻辑功能的电路。例如,处理器60可以由数字信号处理器装置、微处理器装置以及多种模数转换器、数模转换器以及其他支持电路组成。处理器60可以包括用以操作可以存储在存储器65中的一个或者多个软件程序的功能。例如,处理器60可以能够操作用于从接收的信号中滤除噪声、绘制检测到的信号强度随时间的趋势、比较来自于检测到的信号的波形和预先定义的波形、提供听觉和视觉的警报、分析数据、执行算法等等的软件程序。

[0036] 在一些实施例中,处理器60还可以与显示器70通信,该显示器配置成给用户呈现图像和/或文字数据。设备50例如可以配置成在显示器上呈现根据本发明的实施例确定的收缩压的图形化表示,以及可以确定的其他生理参数的图形化表示。例如,图3描述了显示器70,该显示器提供了受检者的收缩压的数字示值72(83.7748mm Hg)以及受检者的规格化的压力以及显示了清楚脉冲的多普勒信号的图形化表示74、76。

[0037] 处理器60也可以与设备的用户输入装置80通信,比如具有用于操作设备50的硬键和/或软键的小键盘。在一些情况下,显示器70可以是触摸屏显示器,该触摸屏显示器除了配置成为用户显示数据之外,也配置成通过由该显示器接收来自于用户的触摸输入而充当用户输入装置。

[0038] 而且,如上文中注意到的一样,设备50可以包括与处理器60通信的存储器装置65。存储器装置65可以包括易失性存储器,比如包括用于数据的临时存储的缓存区域的易失性随机存取存储器(RAM)。设备50也可以包括其他的非易失性存储器,该非易失性存储器可以是嵌入的和/或可以是可移除的。存储器可以存储任何数量的由设备50使用以实现如这里所述的设备的功能的信息和数据的块。此外或者可替换地,存储器装置65可以配置成存储用于处理器60执行的指令。

[0039] 在一些实施例中,处理器60还可以与通信接口85通信。通信接口85可以是以硬件或者硬件和软件的组合的方式嵌入的装置或者电路,该通信接口配置成从网络 and / 或与设备50通信的任何其他装置或者模块接收数据和/或发送数据。在这点上,通信接口85可以包括例如天线(或者多个天线)以及用于能与无线通信网络的通信的支持硬件 and / 或

软件。在一些实施例中,通信接口 85 可以可替换地或者也支持有线通信。这样,例如,通信接口 85 可以包括通信调制解调器和 / 或用于支持通过线缆、数字用户线路 (DSL)、通用串行总线 (USB) 或者其他机制进行的通信的其他硬件 / 软件。通信接口 85 因此可以配置成与气源 90 和 / 或装置 20 的一个或者多个换能器 25 通信,用于允许处理器 60 引导血压计袖带的加压和减压,以及引导通过换能器 25 进行的超声信号的接收和传输,如下文中更详细地描述的一样。

[0040] 再次转向图 1,血压计袖带 22 可以配置成当压力通过气源进行的充气而施加时使血液停止流过应用袖带的血管区域的血管 (例如,流过上臂区域中的肱动脉,如显示的一样)。一个或者多个换能器 25 可以被袖带 22 支撑,比如通过当袖带在位时接近袖带的内表面、邻近受检者的手臂设置而支撑,如图 4 中显示的一样。在其他的实施例中,换能器可以安装在与血压计袖带分离的装置上,比如安装在环、补片 (patch) 或者其他安装附件上。在这种情况下,换能器装置可以设置在血压计袖带的下游,比如接近受检者的手肘,在他的或者她的前臂上,或者在他的或者她的手指上,以检测流过血管的血流。

[0041] 参考图 5,每个换能器 25 可以配置成朝向血管区域 (例如,受检者的手臂) 发射超声信号 26 并检测表示流过血管 30 的血流的速度 (例如,使用多普勒原理) 的返回信号 37。例如,超声信号 26 能够以在 4MHz 和大约 20MHz 之间的频率发射,并且返回信号 27 的频率可以被检测和传送到处理器 60 (例如,通过图 2 中显示的设备 50 的通信接口 85)。通过与原始超声信号 26 的频率比较起来分析返回信号 27 的频率,设备 50 (例如,通过处理器 60) 可以能够确定血液是否正在流过血管 30。

[0042] 超声信号 26 的频率可以被选择成用于实现信号 (例如,信号朝向血管的投影) 相对于该信号覆盖的区域 (例如,覆盖的在受检者的手臂上的区域的尺寸) 的适当的穿透深度,而同时实现相对无噪声的清晰信号。例如,具有 4MHz 的频率的超声信号可以具有宽的覆盖范围,但是信号本身可以是有很大噪声的而不能产生清楚的和有用的表征第一柯氏音的返回信号。但是,相反,8MHz 的信号可以具有在直径上测量仅仅 3mm×6mm 的覆盖范围 (例如,针尖 (pinpoint)),但是可以提供不含大部分噪声的清楚的和清晰的信号,并且可以容易地产生对于确定受检者的血压有用的返回信号。而且,任何额外的必需的滤波可以通过在处理器处的滤波软件完成。

[0043] 根据一些实施例,当压力由血压计袖带 22 初始施加到血管 30 上时,压力是足够高的使得血管有效地闭合并且没有或者只有最小的血流流过血管。在这个情况下,检测到的返回信号 27 指示没有或者非常缓慢的血流流过血管 30。响应这个判定,处理器 60 配置成引导血压计袖带 22 (例如,通过自动阀) 逐渐减小施加到血管和血管区域上的压力。例如,由血压计袖带 22 施加的压力可以从 140mm Hg 减小到 135mm Hg,然后从 135mm Hg 减小到 130mm Hg,然后从 130mm Hg 减小到 125mm Hg,等等,直到检测到的返回信号 27 与第一柯氏音相对应,指示血液已经开始流过血管 30。在返回信号 27 与第一柯氏音相对应的情况下,施加到血管区域上的压力可以由设备 50 确定。这个压力然后可以被认为是受检者的收缩压。

[0044] 在一些实施例中,设备 50 可以配置成以接近连续的血压监测方案工作。例如,一旦受检者的收缩压已经如上文所述的一样确定,设备 50 就可以配置成比如通过引导血压计袖带上的自动阀打开并引导气源 90 (图 2) 将袖带重新充气到给定压力而将由血压计袖

带 22 施加的压力自动增大到高于所确定的收缩压的压力。在收缩压确定为 83mm Hg 的实例中,例如,袖带可以充气到在 93mm Hg 和 98mm Hg 之间的压力,以保证流过血管的血流停止。然后,如上文所述,通过袖带施加的压力可以再次逐渐地减小以允许设备重新确定收缩压。使血压计袖带 22 充气 and 放气的过程可以相对快速地完成,使得一个新的收缩压读数每 15-20 秒获得,从而提供受检者的血压的接近连续的监测。而且,并不是一旦血压确定就每个循环都使血压计袖带 22 完全放气,而是袖带可以仅仅相对于所确定的收缩压放气到一定的预先定义的压力。因此,对于 83mm Hg 的收缩压读数的实例,袖带可以充气到 95mm Hg 并且可以在再次开始该循环之前放气到 70mm Hg 的压力。设备 50 还可以配置成在预先确定的长度的时间已经过去之后自动停止该接近连续的血压监测方案,比如为了受检者的安全在 15 分钟至 25 分钟的过去之后(例如,为了避免与在血管区域上的长期施加压力相关的止血带问题)。

[0045] 再次转向图 4,多个换能器 25 可以设置成允许即使在低压力下也准确地识别相关的血管的位置和针对血压进行监测。例如,可以使用 4 个和 10 个之间的换能器 25。在图 4 和 6A 中,4 个换能器 25 显示为以交错的结构设置(例如,每对换能器设置在一行中,其中每行的第一换能器从另一个偏离半个换能器直径)。图 6B 也显示了换能器 25 的一个交错的结构,其中 6 个换能器绕中心换能器圆周地设置。在一些情况下,可以使用超过 10 个换能器 25 以实现期望的结构和血管区域的覆盖。例如,19 个换能器 25 能够以六边形的 $5 \times 5 \times 5$ 的阵列设置,如图 6C 中显示的一样。

[0046] 换能器 25 的线状的、非交错的结构也可以使用。例如,如图 6D 中显示的一样,可以设置两行的 4 个换能器 25,其中一行直接设置在另一行的顶部上。但是,与图 6A、6B 和 6C 中显示的交错的结构不同,完全对准的设置(如图 6D 中显示的一样)可以允许受检者的血管区域的一些区域不被换能器 25 覆盖。这可以根据与图 6A、6B 和 6C 的结构比较产生图 6D 的结构的空白空间的数量而看出。也能预期其他数量和结构的换能器 25,比如 1 行换能器或者 3 行或者更多行换能器。此外,虽然圆形换能器 25 在图中图示,但是可以使用具有其他的形状的换能器,比如椭圆形、正方形或者长方形。而且,换能器 25 的设置根据所期望的可以是如此的,以便产生换能器的阵列,如上文所述,并且阵列的形状可以是圆形、椭圆形、正方形、长方形、六边形或者其他形状。此外,换能器 25 的阵列在一些实施例中可以附装到或者以别的方式安装到波状形的和 / 或柔性的材料或者格栅上。这样,格栅可以配置成大体上匹配应用于该格栅的身体的表面的轮廓,这可以提供上文中描述的信号的更清晰的和更洁净的发射和接收。

[0047] 通过将换能器 25 设置成覆盖一个区域,血压计袖带绕受检者的血管区域的放置不需要将特定的换能器与目标血管精确地对准。换句话说,只要换能器覆盖的区域大体地与具有血管的血管区域重叠,返回信号就应该能够被设置的换能器 25 中的一个或者多个检测,并且收缩压应该是可确定的。

[0048] 在这点上,本发明的实施例提供了一种每个换能器 25 配置成朝向血管区域发射信号的设备 50,并且该设备配置成选择换能器中的与最高强度的返回信号相对应的一个从而通过所选择的换能器确定收缩压。例如,参考图 6A,换能器 A-D 可以全部被引导为在受检者的血管的方向上发射超声信号。在这个实例中,所检测到的返回信号可以具有下列的相对强度:

[0049]

换能器	A	B	C	D
强度	弱	平均水平	强	弱

[0050] 在上文中的实例中,因为与换能器 A、D 相比以及与换能器 B(小的程度较小)相比,换能器 C 检测到了最强的返回信号,所以换能器 C 可以被设备选择为位于最靠近血管处,并且因此最适合于监测病人的血压。在这个实例中,换能器 C 然后能够以接近连续的监测方案继续发送和接收超声信号,而其他三个换能器可以空闲。换能器的阵列的使用对于在受检者的血压非常低(其通常导致血管难以手动地定位)的情况下找到血管是特别有帮助的。

[0051] 在其他的实施例中,换能器可以配置成充当用于确定血管的位置的相控阵列。例如,超声换能器的阵列可以配置成在 1MHz 至 20MHz 的频率范围内工作,并且单个频率驱动器可以用于所有换能器。每个换能器发射的各自的信号的相对相位可以(例如,通过频率驱动器)以如此的方式变化,使得发射的信号的有效模式图在期望的方向上加强而在不期望的方向上被抑制。结果,换能器可以配置成在一个区域上“扫描”加强的发射信号以检测血管的位置。一旦检测到血管的位置,相控阵列就可以聚焦在那个位置上并且使用所有换能器来“听”如上文中描述的一样的柯氏音。

[0052] 在一些实施例中,换能器 25 可以包括压电晶体。压电晶体可以配置成响应于感测来自于血管的返回信号而产生电压图案,并且这个电压图案因此可以与流过血管的血流的速度相对应。在一些实施例中,结果的电压图案可以发送回设备中以转换成声音和/或分析,比如用于绘制趋势图或者确定是否已经获得第一柯氏音。换句话说,该一个或者多个换能器 25 可以用来“听”柯氏音,并且设备 50 可以配置成将该声音转化成对应于受检者的收缩压的压力。但是,在其他的实施例中,可以使用其他类型的换能器,比如铁电材料、极化陶瓷、压电聚合物以及复合材料。

[0053] 在一些情况下,检测到的收缩压可以与预先确定的血压的范围比较以确定所检测到的血压是否落入正常范围内。例如,在一些实施例中,设备 50 可以配置成在收缩压在预先确定的可接受值范围之外(比如,低于预先确定的范围的最低值或者高于该范围的最高值)的情况下提供声音警报。预先确定的范围例如可以是大约 90mm Hg 到大约 120mm Hg。因此,在所检测到的血压例如是 83mm Hg 的情况下,设备可以提供一个声音警报使得医护人员可以被警报检测到的血压在正常值的范围之外。

[0054] 声音警报例如可以是高声的连续的音调、响铃或者一些其他的指示警报状态的声音。在一些情况下,设备 50 也可以提供警报状态的视觉指示,比如通过打开在受检者的房间的外部的灯或者打开在护士站处的显示器上的灯,该显示器指示来自在医院的一个楼层中的所有房间中的受检者的房间号。这样,医护人员可以快速地和有效地注意到受检者的需要,以图防止受检者的血压进一步地下降。

[0055] 类似地,警报状态可以在所检测到的血压高于预先确定的值的范围的高值(比如,在这个实例中高于 120mm Hg)的情况下产生,并且视觉的和/或声音的警报可以同样地产生。

[0056] 在一些情况下,警报状态可以在血压监测变化的情况下启动,比如用于导致受检

者的血压在接近连续的基础上监测或者用于改变血压读数的频率（例如，每 20 秒而不是每 5 分钟一个读数）。这样，在受检者的血压上的进一步的变化可以密切地监测并且报告给合适的医护人员。

[0057] 在一些实施例中，设备可以提供流过血管的血流声音的放大和投影，使得当血压正在自动地检测和测量时医生或者其他医护人员可以听到血流的声音。这可以帮助医生评估受检者的血压和 / 或脉搏的质量，例如用于知道脉搏是否是三相对单相或者双相的。血流声音的放大和投影也可以允许医生通过手动地听第一柯氏音并且将在第一柯氏音听到之处的压力与由设备确定的血压进行比较而确证自动血压测量的精度。

[0058] 如上文注意到的一样，设备 50 可以配置成以多种方法分析从受检者获得的血压数据。不同的算法可以用以评估换能器检测到的返回信号并且将那些信号转化成血压读数。而且，其他的算法可以被设备执行以使血压计袖带的充气和放气协调，比如用于接近连续的监测方案。

[0059] 除了如上文所述的一样简单地识别与受检者的收缩压相对应的血压之外，设备 50 可以配置成绘制所确定的多个血压随时间的曲线并且可以配置成识别血压读数中的趋势。例如，设备 50 可以配置成计算血压随时间的曲线的斜率，使得在血压 BP 上的突然下降（例如， $\Delta BP / \text{时间}$ 大于预先确定的量）可以引起提供警报，即使血压本身仍然在可接受的范围内。作为另一个实例，受检者的脉搏可以制成图表并且与“健康的”脉搏的曲线进行比较（例如，通过比较曲线下方的面积）以识别任何所关注的方面或者问题，并且用于帮助疾病的及早检测。

[0060] 在另外的其他的实施例中，设备 50 可以配置成提供流过血管的血流的质量的听觉指示，比如用于通知医师受检者的状态是稳定的（例如，在血流特性（比如血压）上没有变化）、正在改善（例如，更好的血流特性）还是在恶化（例如，更差的血流特性）。例如，比如图 1 中图示的装置 20 的医疗装置可以用来测量受检者的血压。在这个情况下，并且如上文描述的一样，医疗装置可以包括配置成施加压力到血管区域上以便限制流过血管区域的血管的血液流动的血压计袖带 22，以及由血压计袖带支撑的多个换能器 25。如上文描述的一样，在一些实施例中，每个换能器可以配置成朝向血管区域发射超声信号，并且检测表示流过血管的血流速度的返回信号。受检者的血压可以在检测到的第一柯氏音处确定，例如如上文描述的一样。

[0061] 设备可以配置成提供听觉输出，比如具有特定的音调并且以特定的音量（例如，高声）提供的声音。设备还可以配置成将该听觉输出校准到在所确定的血压下流过血管的血流的速度上。这样，听觉输出可以对应于在装置 20 确定的收缩压下流过特定的受检者的血管的血液速度。听觉输出例如可以包括频率分量（对应于医师感受到的音调）和强度分量（对应于医师感受到的音量）。听觉输出的校准可以包括：配置该听觉输出时的频率分量与流过血管的血流的速度相对应，并且配置强度分量与在所检测到的第一柯氏音下所确定的血压相对应。

[0062] 一旦听觉输出已经校准到在第一柯氏音处受检者的血压，受检者的状态就可以继续监测而不需要进一步施加压力到血管上（例如，袖带 22 可以放气并且留在放气状态）。而流过血管的血流的速度可以继续检测，比如通过装置 20 的换能器 25。在检测到的速度处的血压可以被设备推算或者以别的方式计算，比如通过比较检测到的速度和校准的速度。

在这点上,一种算法可以被应用以基于检测到的速度(例如,测量出的由流过血管的血液产生的声音的频率和强度)计算受检者的血压。该算法因此可以反映发明人所观察到的现象:当血压降低时,由血流产生的声音的频率以可预测的方式降低并且由血流产生的声音的强度以可预测的方式增大。

[0063] 而且,在一些实施例中,听觉输出的频率分量和强度分量可以响应于在推算出的血压下所检测出的流过血管的速度而调节。这样,受过训练的医师可以能够通过单独地感觉声音(例如,听在听觉输出上的变化)而感知在受检者的状态上的趋势,比如受检者的状态是正在改善、正在恶化还是保持不变。

[0064] 在一些实施例中,通过检测到的速度进行的病人的血压的连续的监测可以定期调节和重新校准。例如,受检者的血压可以在另一个检测到的第一柯氏音处重新确定,比如通过重新充气装置 20 的袖带 22 来“听”第一柯氏音。重新确定的血压(在第一柯氏音的这个第二情况下)则可以用来将听觉输出重新校准到在该重新确定的血压下流过血管的血流的速度。这样,在检测到的速度处的血压的推算可以与在相同或者类似的检测到的速度处实际测量的血压进行比较,并且将信息传递给医师的听觉输出可以基于比较的结果而重新校准。而且,在一些情况下,用来从检测到的速度推算血压的算法可以基于涉及血流速度与血压的关系的该“第二数据点”而调节或者微调。

[0065] 图 7 图示了根据本发明的示例性实施例的系统、方法和计算机程序产品的流程图。将理解的是,流程图中的每个框以及流程图中的框的组合可以通过多种方式实现,比如硬件、固件、处理器、电路和/或与包括一个或者多个计算机程序指令的软件的执行相关的其他装置。例如,上文中描述的过程中的一个或者多个可以被计算机程序指令具体化。在这点上,具体化上文中描述的过程的计算机程序指令可以由使用本发明的一个实施例的设备的存储器装置存储并且由设备中的处理器执行。如将认识到的一样,任何这种计算机程序指令可以加载到计算机或者其他可编程设备(例如,硬件)中以形成一个机器,使得结果的计算机或者其他可编程设备实现流程图的框中说明的功能。这些计算机程序指令也可以被存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以引导计算机或者其他可编程设备以特定的方式运行,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生一种制品,该制品的执行实现流程图的框中说明的功能。计算机程序指令也可以加载到计算机或者其他可编程设备中以使得一系列操作在该计算机或者其他可编程设备上执行,从而产生计算机实现的过程,使得在计算机或者其他可编程设备上执行的指令提供用于实现流程图的框中说明的功能的操作。

[0066] 因此,流程图的框支持用于执行所说明的功能的装置的组合、用于执行所说明的功能的操作的组合以及用于执行所说明的功能的程序指令装置。也将理解的是,流程图中的一个或者多个框以及流程图中的框的组合可以由执行特定功能的特定基于硬件的计算机系统或者特定硬件以及计算机指令的组合来实现。

[0067] 转向图 7,提供了用于监测血压的方法的实施例,其在框 200 处包括接收至少一个换能器检测的返回信号的步骤,其中该返回信号指示流过血管的血流速度。下一步,在框 210 处,可以使用处理器来确定返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应。在返回信号与第一柯氏音不对应的情况下,通过接近受检者的血管区域设置的血压计袖带施加的压力可以逐渐地减小(框 220),而在返回信号与第一柯氏音相对应的情况下,可以确定

通过袖带施加的压力（框 230）。由设备确定的压力因此可以被认为是受检者的收缩压，如上文描述的一样。

[0068] 在一些情况下，由血压计袖带施加的压力可以自动地增大到高于所确定的收缩压的压力并逐渐地减小，从而以接近连续的血压监测方案重新确定收缩压。框 240。而且，可以使用换能器以确定血管的位置。在一些实施例中，可以选择多个换能器中的与最高强度的返回信号相对应的一个，从而通过所选择的换能器确定收缩压。框 250。在其他的实施例中，该多个换能器可以配置成充当用于确定血管的位置的相控阵列。框 255。

[0069] 在一些实施例中，上文中的操作中的一些可以如以下所描述的一样更改或者进一步扩展。而且，在一些实施例中，额外的可选的操作可以包括，其实例在图 7 中以虚线显示。对上文中的操作的更改、增加或者扩展可以以任何顺序和以任何组合进行。

[0070] 在在前述的说明书和相关附图中呈现的教导下，本发明的许多变型以及其他实施例对本发明所属领域的技术人员而言将是能想到的。因此，将理解的是，本发明不限于所披露的具体实施例，并且这些变型以及其他实施例旨在包含在后附的权利要求的范围内。虽然在这里使用特定的术语，但是以一般的和说明性的意义使用这些术语，而不是为了限制的目的。

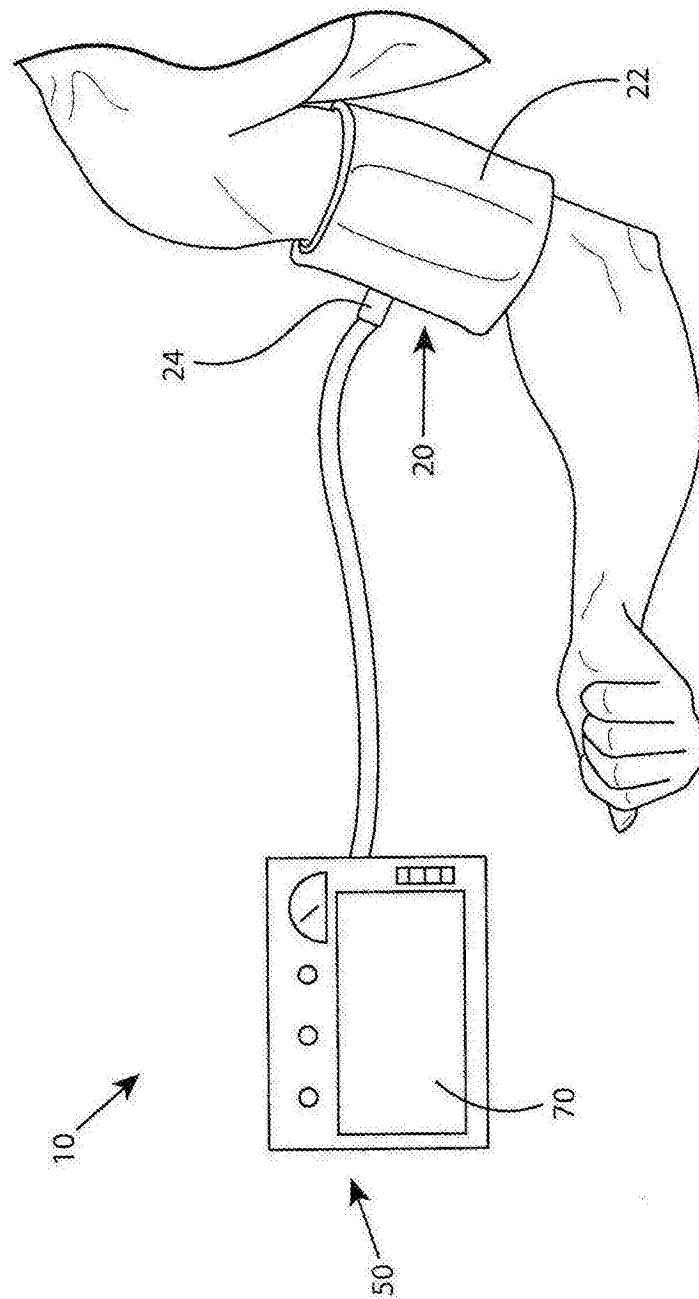


图 1

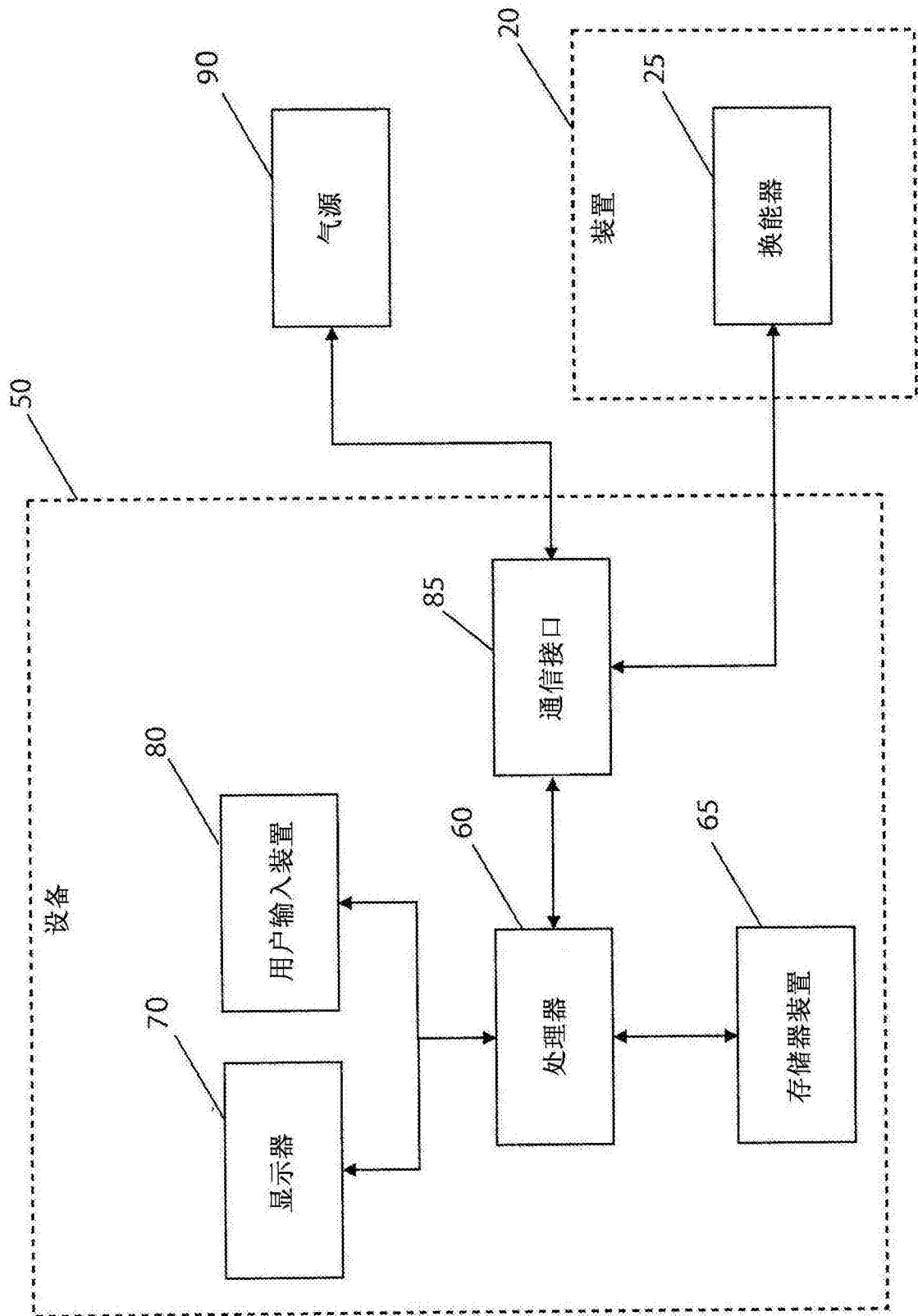


图 2

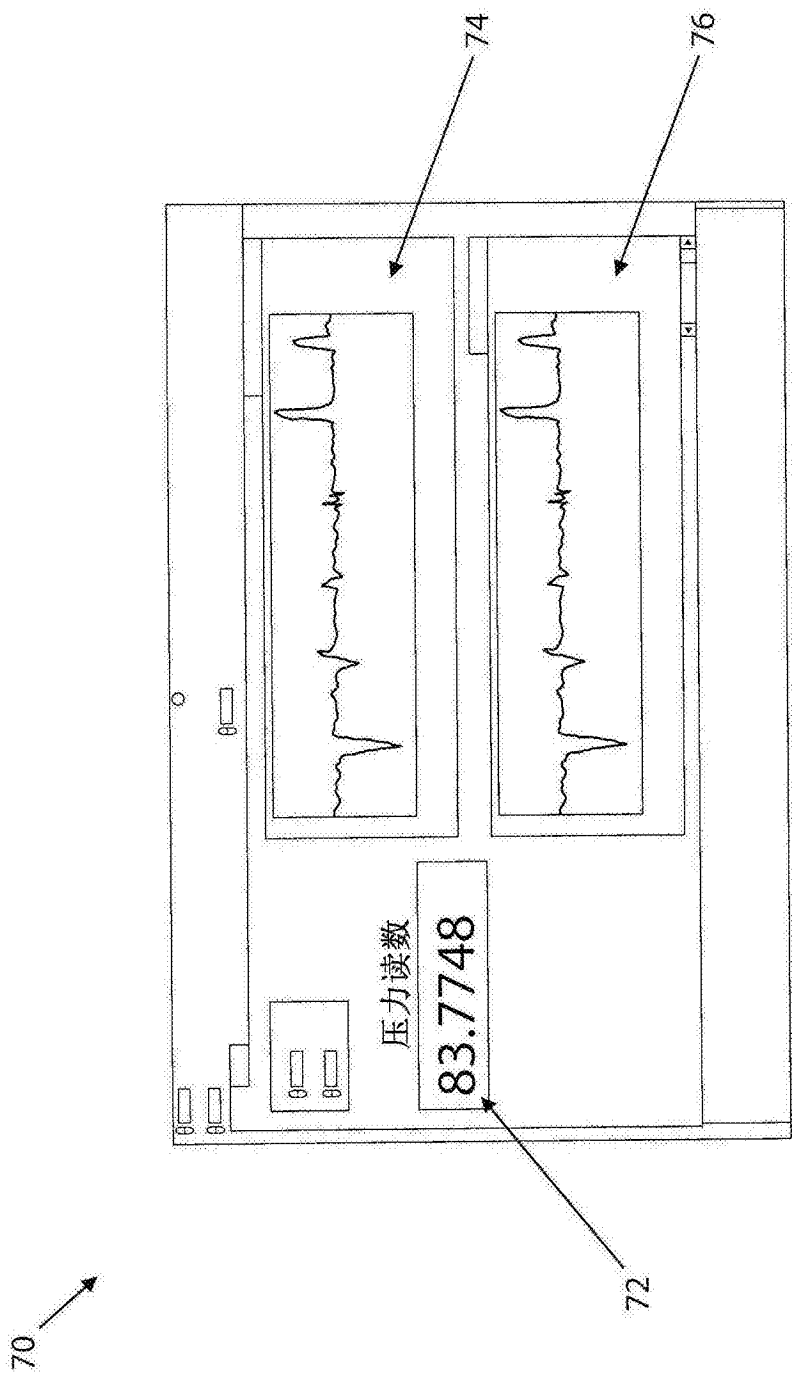


图 3

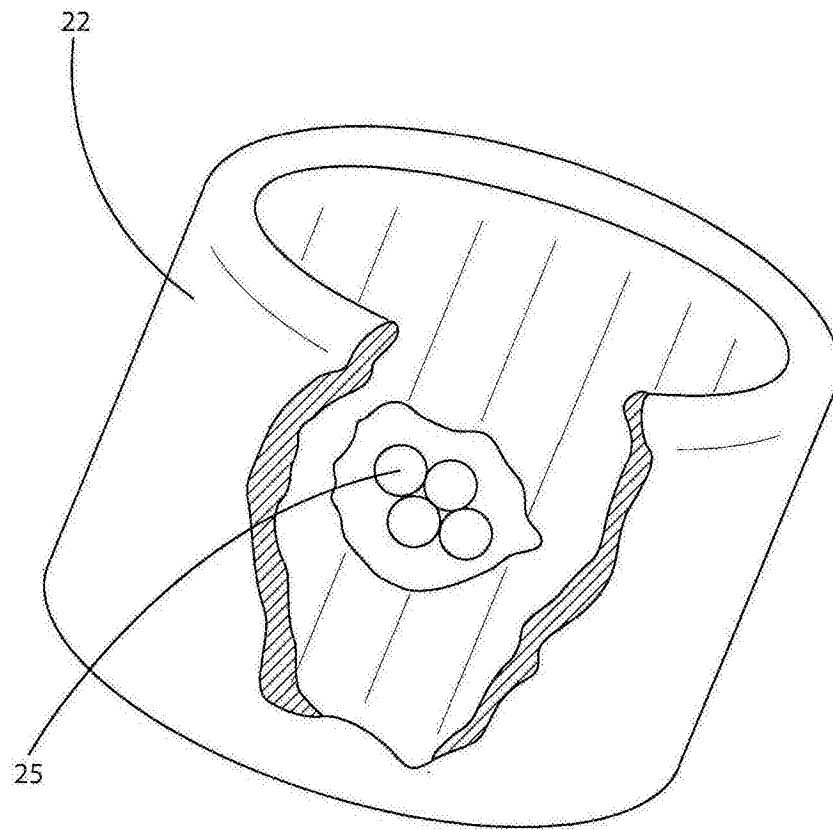


图 4

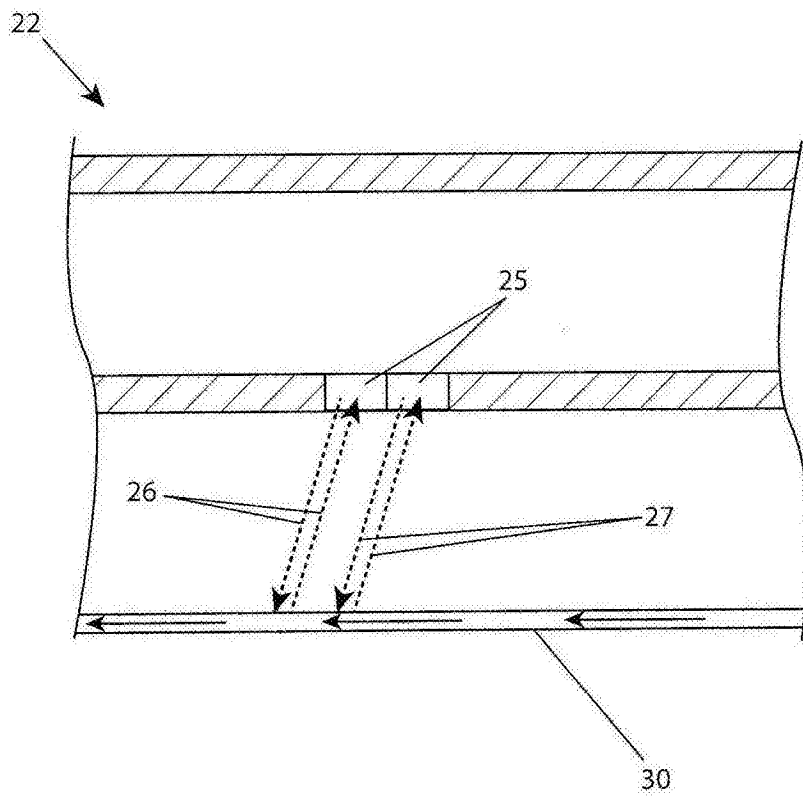


图 5

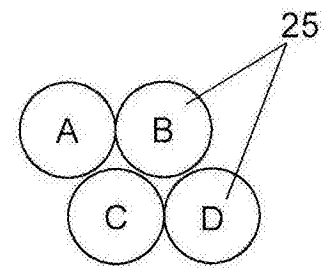


图 6A

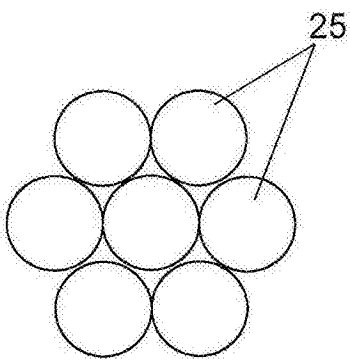


图 6B

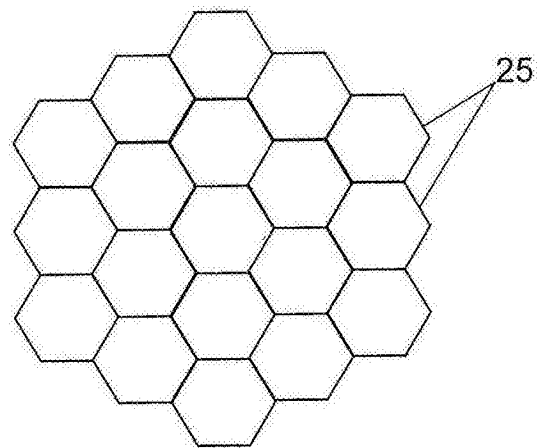


图 6C

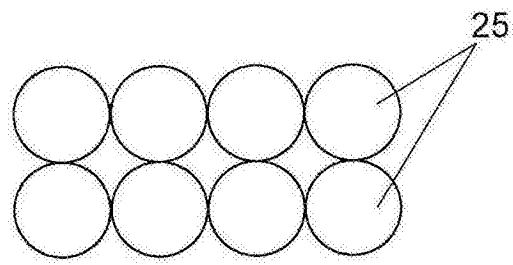


图 6D

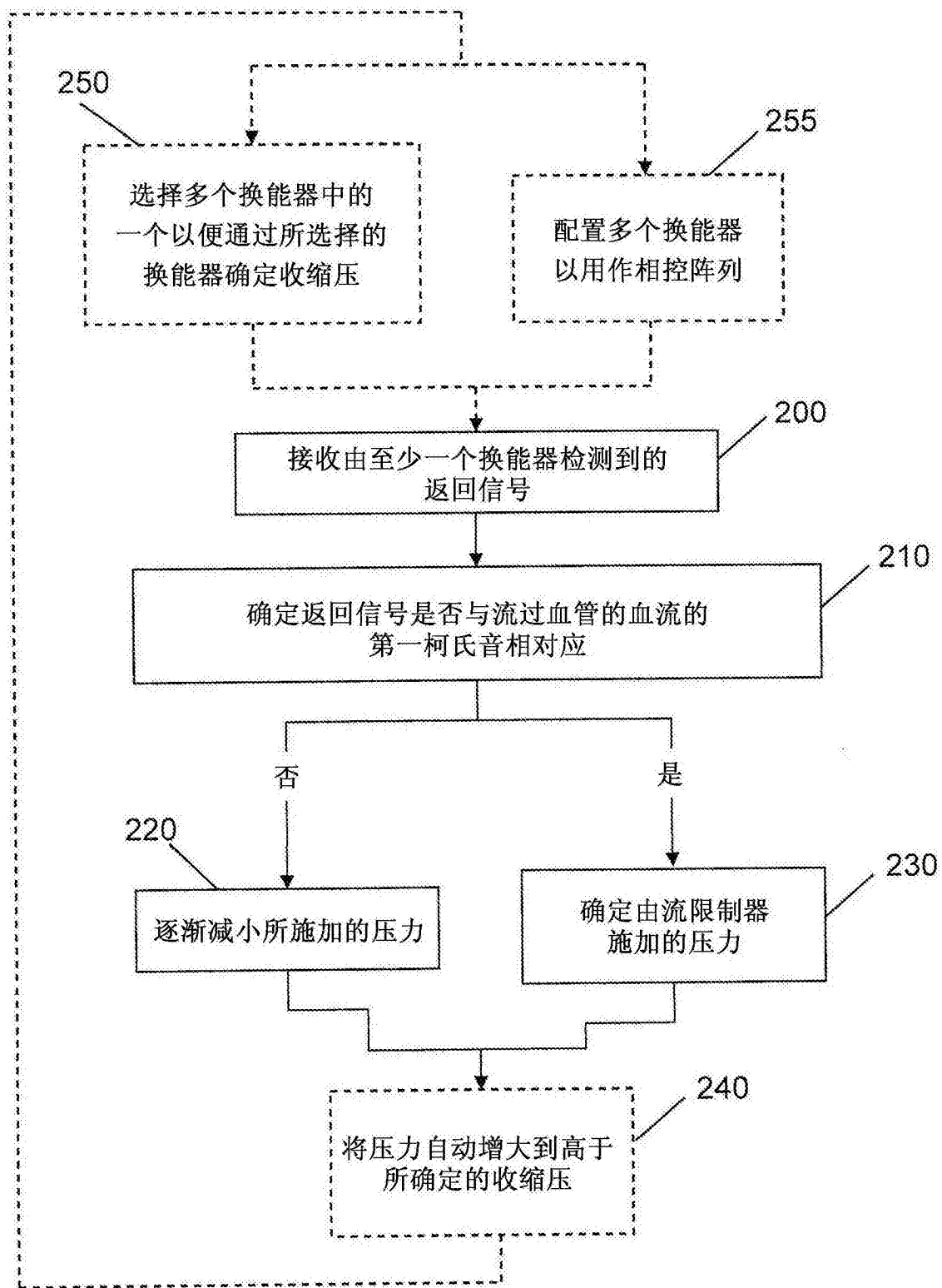


图 7

专利名称(译)	监测血压的装置、系统和方法		
公开(公告)号	CN105072985A	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201480016979.X	申请日	2014-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	夏洛特-梅克伦堡医院(商业用名：卡罗来纳保健系统)		
[标]发明人	戴维A皮尔逊 彼得托马斯特卡奇克 杰弗里艾伦克兰		
发明人	戴维·A·皮尔逊 彼得·托马斯·特卡奇克 杰弗里·艾伦·克兰		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/0225 A61B5/026 A61B5/0285 A61B8/06 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02208 A61B5/0225 A61B5/026 A61B5/0285 A61B5/7415 A61B8/06 A61B8/4227 A61B2560/0487 A61B5/6824 A61B5/7282 A61B5/7285 A61B5/742 A61B5/746 A61B8/4488 A61B2562/04		
代理人(译)	李静 马强		
优先权	61/755125 2013-01-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于测量受检者的血压的系统和方法。该系统包括：血压计袖带，该血压计袖带被配置成施加压力到血管区域以限制流过该血管区域的血管的血液的流动；至少一个换能器，该换能器被配置成朝向血管区域发射信号并检测返回信号，该返回信号指示流过血管的血流的速度；以及处理器设备，该处理器设备具有被配置成用于确定受检者的收缩压的处理器。该处理器被配置成用于确定返回信号是否与流过血管的血流的第一柯氏音相对应，如果返回信号与第一柯氏音不对应则减小由血压计袖带所施加的压力，以及当返回信号与第一柯氏音相对应时确定由血压计袖带所施加的压力。

