



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111166312 A

(43)申请公布日 2020.05.19

(21)申请号 201911093347.4

(22)申请日 2019.11.11

(30)优先权数据

10-2018-0138379 2018.11.12 KR

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 朴商纶 崔镇宇 姜在珉 金渊皓

崔昌穆

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限

公司 11286

代理人 刘灿强 张川绪

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

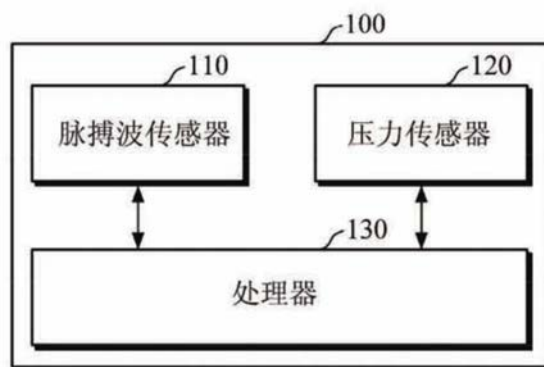
权利要求书5页 说明书18页 附图15页

(54)发明名称

血压测量设备

(57)摘要

公开一种血压测量设备。所述血压测量设备包括：脉搏波传感器，被配置为检测对象的脉搏波信号；压力传感器，被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号；以及处理器，被配置为基于检测的对象的脉搏波信号生成脉搏波图像，基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号生成接触压力图像，并且基于生成的脉搏波图像、生成的接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。



1. 一种血压测量设备,包括:
脉搏波传感器,被配置为检测对象的脉搏波信号;
压力传感器,被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号;以及
处理器,被配置为:基于检测的对象的脉搏波信号生成脉搏波图像;基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号生成接触压力图像;并且基于生成的脉搏波图像、生成的接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。
2. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,脉搏波信号是光电容积描记信号。
3. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,脉搏波传感器还被配置为:
检测不同波长的多个脉搏波信号。
4. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,压力传感器还被配置为:
检测分别与对象和脉搏波传感器之间的接触力和接触面积对应的接触力信号和接触面积信号;并且
基于接触力信号和接触面积信号获得接触压力信号。
5. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。
6. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
通过将检测的接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像。
7. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
处理脉搏波图像和接触压力图像使得脉搏波图像和接触压力图像具有相同的时域尺度。
8. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,血压估计模型是基于卷积神经网络的模型。
9. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,血压估计模型通过基于训练数据的机器学习被生成;并且
训练数据包括脉搏波图像数据、接触压力图像数据以及与脉搏波图像数据和接触压力图像数据对应的血压数据。
10. 如权利要求1所述的血压测量设备,还包括:
接触图像传感器,被配置为获得对象的随时间的多个接触图像。
11. 如权利要求10所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
将获得的随时间的所述多个接触图像转换成表示接触图像的随时间变化的单个接触图像;并且
基于所述单个接触图像估计对象的血压。
12. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
对检测的脉搏波信号执行n阶微分以获得n阶微分脉搏波信号;
将获得的n阶微分脉搏波信号转换成图像以生成n阶微分脉搏波图像;并且
基于生成的n阶微分脉搏波图像估计对象的血压,
其中,n是大于0的自然数。

13. 如权利要求1所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
基于检测的接触压力信号生成指示用户增大或减小对象与脉搏波传感器之间的接触压力的引导信息;并且
经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。
14. 一种存储程序的计算机可读存储介质,其中,当所述程序被处理器执行时,使处理器执行处理,所述处理包括:
检测对象的脉搏波信号;
检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号;
基于检测的脉搏波信号生成脉搏波图像;
基于检测的接触压力信号生成接触压力图像;以及
基于生成的脉搏波图像、生成的接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。
15. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,脉搏波信号是光电容积描记信号。
16. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,检测脉搏波信号的步骤还包括:
检测不同波长的多个脉搏波信号。
17. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,检测接触压力信号的步骤还包括:
检测与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号;
检测与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信号;以及
基于接触力信号和接触面积信号获得接触压力信号。
18. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,生成脉搏波图像的步骤还包括:
通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将检测的脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。
19. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,生成接触压力图像的步骤还包括:
通过将检测的接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像。
20. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理还包括:
处理脉搏波图像和接触压力图像使得脉搏波图像和接触压力图像具有相同的时域尺度。
21. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,血压估计模型是基于卷积神经网络的模型。
22. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中:
血压估计模型通过基于训练数据的机器学习被生成;并且
训练数据包括脉搏波图像数据、接触压力图像数据以及与脉搏波图像数据和接触压力图像数据对应的血压数据。
23. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理还包括:
获得对象的随时间的多个接触图像;以及
将获得的随时间的所述多个接触图像转换成表示接触图像的随时间变化的单个接触图像,

其中,估计血压的步骤还包括:基于所述单个接触图像来估计对象的血压。

24. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理还包括:
对检测的脉搏波信号执行n阶微分,以获得n阶微分脉搏波信号;以及
将获得的n阶微分脉搏波信号转换成图像以生成n阶微分脉搏波图像,
其中,估计血压的步骤还包括:基于生成的n阶微分脉搏波图像来估计对象的血压,并
且

其中,n是大于0的自然数。

25. 如权利要求14所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理还包括:
基于检测的接触压力信号生成用于指示用户增大或减小对象与脉搏波传感器之间的
接触压力的引导信息;以及
将生成的引导信息提供给用户。

26. 一种血压测量设备,包括:
脉搏波传感器,被配置为检测对象的脉搏波信号;
力传感器,被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号;
面积传感器,被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信
号;以及

处理器,被配置为:

基于检测的对象的脉搏波信号生成脉搏波图像;
基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号生成接触力图像;
基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信号,生成接触面
积图像;并且

基于生成的脉搏波图像、生成的接触力图像、生成的接触面积图像和血压估计模型来
估计对象的血压。

27. 如权利要求26所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将脉搏波信号
转换成图像来生成脉搏波图像。

28. 如权利要求26所述的血压测量设备,其中,处理器还被配置为:
通过将检测的接触力信号转换成梯度图像来生成接触力图像;并且
通过将检测的接触面积信号转换成梯度图像来生成接触面积图像。

29. 如权利要求26所述的血压测量设备,其中,血压估计模型是基于卷积神经网络的模
型。

30. 如权利要求26所述的血压测量设备,其中:
血压估计模型通过基于训练数据的机器学习被生成;并且
训练数据包括脉搏波图像数据、接触力图像数据、接触面积图像数据以及与脉搏波图
像数据、接触力图像数据和接触面积图像数据对应的血压数据。

31. 一种血压测量设备,包括:
袖带,被配置为由对象佩戴;
压力传感器,被配置为检测袖带压力信号;以及
处理器,配置为:

基于袖带压力信号获得交流分量信号和直流分量信号；

基于交流分量信号生成交流分量图像；

基于直流分量信号生成直流分量图像，并且

基于生成的交流分量图像、生成的直流分量图像和血压估计模型来估计对象的血压。

32. 如权利要求31所述的血压测量设备，其中，处理器被配置为：

通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将交流分量信号转换成图像，来生成交流分量图像。

33. 如权利要求31所述的血压测量设备，其中，处理器还被配置为：

通过将直流分量信号转换成梯度图像来生成直流分量图像。

34. 如权利要求31所述的血压测量设备，其中，血压估计模型是基于卷积神经网络的模型。

35. 如权利要求31所述的血压测量设备，其中：

血压估计模型通过基于训练数据的机器学习被生成；并且

训练数据包括交流分量图像数据、直流分量图像数据以及与交流分量数据和直流分量数据对应的血压数据。

36. 一种存储程序的计算机可读存储介质，其中，当所述程序被处理器执行时，使处理器执行处理，所述处理包括：

基于袖带被放置在对象上检测袖带压力信号；

基于袖带压力信号提取交流分量信号和直流分量信号；

基于提取的交流分量信号生成交流分量图像；

基于提取的直流分量信号生成直流分量图像；以及

基于生成的交流分量图像、生成的直流分量图像和血压估计模型来估计对象的血压。

37. 如权利要求36所述的计算机可读存储介质，其中，生成交流分量图像的步骤还包括：

通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将交流分量信号转换成图像来生成交流分量图像。

38. 如权利要求36所述的计算机可读存储介质，其中，生成直流分量图像的步骤还包括：

通过将直流分量信号转换成梯度图像来生成直流分量图像。

39. 如权利要求36所述的计算机可读存储介质，其中，血压估计模型是基于卷积神经网络的模型。

40. 如权利要求36所述的计算机可读存储介质，其中：

血压估计模型通过基于训练数据的机器学习被生成；并且

训练数据包括交流分量图像数据、直流分量图像数据以及与交流分量数据和直流分量数据对应的血压数据。

41. 一种存储程序的计算机可读存储介质，其中，当所述程序被处理器执行时，使处理器执行以下处理：

获得与由传感器检测的对象的脉搏波对应的脉搏波图像；

获得与传感器和对象之间的接触压力对应的接触压力图像；

将脉搏波图像和接触压力图像输入到模型中;以及
基于模型的输出识别对象的血压。

血压测量设备

[0001] 本申请基于并要求于2018年11月12日在韩国知识产权局提交的第10-2018-0138379号韩国专利申请的优先权,所述韩国专利申请的公开通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 本公开涉及用于测量血压的技术。

背景技术

[0003] 目前使用侵入式方法和非侵入式方法来测量血压。侵入式方法通常用于监测手术室或重症监护室中的高危患者。然而,侵入式方法涉及复杂的准备和程序,并且可导致由于感染和血管阻塞引起的并发症(诸如,组织损伤等)。此外,侵入式方法主要用于危重病患者,对侵入式方法的使用应谨慎管理。

[0004] 因此,非侵入式方法主要用于普通测量,但是与侵入式方法相比,非侵入式方法具有降低的测量准确度。

发明内容

[0005] 提供了一种血压测量设备和血压测量方法。

[0006] 附加方面将在下面的描述中被部分地阐述,并且部分地将根据该描述而清楚,或者可通过本实施例的实践而获知。

[0007] 根据本公开的一个方面,一种血压测量设备包括:脉搏波传感器,被配置为检测对象的脉搏波信号;压力传感器,被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号;以及处理器,被配置为:基于检测的对象的脉搏波信号生成脉搏波图像,基于检测的与对象和压力传感器之间的接触压力对应的接触压力信号生成接触压力图像;以及基于生成的脉搏波图像、生成的接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。

[0008] 脉搏波信号可以是光电容积描记信号。

[0009] 脉搏波传感器可检测不同波长的多个脉搏波信号。

[0010] 压力传感器可检测分别与对象和脉搏波传感器之间的接触力和接触面积对应的接触力信号和接触面积信号,并且基于接触力信号和接触面积信号获得接触压力信号。

[0011] 处理器可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。

[0012] 处理器可通过将检测的接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像。

[0013] 处理器可处理脉搏波图像和接触压力图像以具有相同的时域尺度。

[0014] 血压估计模型可以是基于卷积神经网络的模型。

[0015] 血压估计模型通过基于训练数据的机器学习被生成,并且训练数据可包括脉搏波图像数据、接触压力图像数据和与之对应的血压数据。

[0016] 所述血压测量设备还可包括:接触图像传感器,被配置为获得在时间帧的对象的多个接触图像。

[0017] 处理器可将获得的在时间帧的所述多个接触图像转换成表示接触图像的随时间帧变化的单个接触图像,并且基于所述单个接触图像来估计对象的血压。

[0018] 处理器可对检测的脉搏波信号执行n阶微分以获得n阶微分脉搏波信号,将获得的n阶微分脉搏波信号转换成图像以生成n阶微分脉搏波图像,并且基于生成的n阶微分脉搏波图像估计对象的血压。n可以是自然数。

[0019] 处理器可基于检测的接触压力信号生成指示用户增大或减小对象与压力传感器之间的接触压力的引导信息,并且经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。

[0020] 根据本公开的一个方面,一种血压测量方法包括:检测对象的脉搏波信号;检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号;基于检测的脉搏波信号生成脉搏波图像;基于检测的接触压力信号生成接触压力图像;以及基于生成的脉搏波图像、生成的接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。

[0021] 脉搏波信号可以是光电容积描记信号。

[0022] 检测脉搏波信号的步骤可包括检测不同波长的多个脉搏波信号。

[0023] 检测接触压力信号的步骤可包括:检测与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号;检测与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信号;以及基于接触力信号和接触面积信号获得接触压力信号。

[0024] 生成脉搏波图像的步骤可包括:通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将检测的脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。

[0025] 生成接触压力图像的步骤可包括:通过将检测的接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像。

[0026] 所述血压测量方法可包括:生成脉搏波图像和接触压力图像以具有相同的时域尺度。

[0027] 血压估计模型可以是基于卷积神经网络的模型。

[0028] 血压估计模型可通过基于训练数据的机器学习被生成;并且训练数据可包括脉搏波图像数据、接触压力图像数据和血压数据。

[0029] 所述血压测量方法可包括:获得在时间帧的对象的多个接触图像;将获得的在时间帧的所述多个接触图像转换成表示接触图像的随时间帧变化的单个接触图像,其中,估计血压的步骤还包括:基于所述单个接触图像来估计对象的血压。

[0030] 所述血压测量方法可包括:对检测的脉搏波信号执行n阶微分,以获得n阶微分脉搏波信号;以及将获得的n阶微分脉搏波信号转换成图像以生成n阶微分脉搏波图像,并且估计血压的步骤可包括:基于生成的n阶微分脉搏波图像来估计对象的血压。

[0031] 所述血压测量方法可包括:基于检测的接触压力信号生成用于指示用户增大或减小对象与脉搏波传感器之间的接触压力的引导信息;以及将生成的引导信息提供给用户。

[0032] 一种血压测量设备可包括:脉搏波传感器,被配置为检测对象的脉搏波信号;力传感器,被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号;面积传感器,被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信号;以及处理器,可基于检测的对象的脉搏波信号生成脉搏波图像,基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号生成接触力图像,基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信号生成接触面积图像,并且基于生成的脉搏波图像、生成的接触

力图像、生成的接触面积图像和血压估计模型来估计对象的血压。

[0033] 处理器可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。

[0034] 处理器可通过将检测的接触力信号转换成梯度图像来生成接触力图像,并且可通过将检测的接触面积信号转换成梯度图像来生成接触面积图像。

[0035] 血压估计模型可以是基于卷积神经网络的模型。

[0036] 血压估计模型可通过基于训练数据的机器学习被生成,并且训练数据可包括脉搏波图像数据、接触力图像数据、接触面积图像数据和血压数据。

[0037] 根据本公开的一个方面,一种血压测量设备可包括:袖带,被配置为由对象佩戴;压力传感器,被配置为检测与袖带和对象之间的压力对应的袖带压力信号;以及处理器,被配置为:基于袖带压力信号获得交流(AC)分量信号和直流(DC)分量信号,基于AC分量信号生成AC分量图像,基于DC分量信号生成DC分量图像,并基于生成的AC分量图像、生成的DC分量图像和血压估计模型来估计对象的血压。

[0038] 处理器可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将AC分量信号转换成图像来生成AC分量图像。

[0039] 处理器可通过将DC分量信号转换成梯度图像来生成DC分量图像。

[0040] 血压估计模型可以是基于卷积神经网络的模型。

[0041] 血压估计模型可通过基于训练数据的机器学习被生成,并且训练数据可包括AC分量图像数据、DC分量图像数据和血压数据。

[0042] 根据本公开的一个方面,一种血压测量方法包括:基于袖带被放置在对象上,检测与袖带和对象之间的压力对应的袖带压力信号;基于袖带压力信号提取交流(AC)分量信号和直流(DC)分量信号;基于提取的AC分量信号生成AC分量图像;基于提取的DC分量信号生成DC分量图像;以及基于生成的AC分量图像、生成的DC分量图像和血压估计模型来估计对象的血压。

[0043] 生成AC分量图像的步骤可包括:通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将AC分量信号转换成图像来,生成AC分量图像。

[0044] 生成DC分量图像的步骤可包括:通过将DC分量信号转换成梯度图像来生成DC分量图像。

[0045] 血压估计模型可以是基于卷积神经网络的模型。

[0046] 血压估计模型可通过基于训练数据的机器学习被生成,并且训练数据可包括AC分量图像数据、DC分量图像数据和血压数据。

附图说明

[0047] 从以下结合附图进行的描述,本公开的特定实施例的以上和其他方面、特征和优点将更加清楚,其中:

[0048] 图1是示出根据实施例的血压测量设备的示例的框图;

[0049] 图2是示出根据实施例的处理器的示例的框图;

[0050] 图3是示出根据实施例的生成脉搏波图像的示例的示图;

[0051] 图4是示出根据实施例的生成接触压力图像的示例的示图;

- [0052] 图5是示出根据实施例的处理器的一示例的框图；
- [0053] 图6是示出根据实施例的脉搏波传感器的示例的框图；
- [0054] 图7是示出根据实施例的脉搏波传感器的另一示例的框图；
- [0055] 图8是示出根据实施例的脉搏波传感器的另一示例的框图；
- [0056] 图9是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图；
- [0057] 图10是示出根据实施例的处理器的一示例的框图；
- [0058] 图11和图12是示出根据实施例的将随时间的多个接触图像转换为单个接触图像的示例的示图；
- [0059] 图13是示出根据实施例的处理器的一示例的框图；
- [0060] 图14是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图；
- [0061] 图15是示出根据实施例的血压测量方法的示例的流程图；
- [0062] 图16是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图；
- [0063] 图17是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图；
- [0064] 图18是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图；
- [0065] 图19是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图；
- [0066] 图20是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图；
- [0067] 图21是示出根据实施例的处理器的一示例的框图；
- [0068] 图22是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图；
- [0069] 图23是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图；
- [0070] 图24是示出根据实施例的处理器的一示例的框图；以及
- [0071] 图25是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。
- [0072] 在整个附图和具体实施方式中，除非另有描述，否则相同的附图参考标号可表示相同的元件、特征和结构。为了清楚、说明和方便，可夸大这些元件的相对尺寸和描绘。

具体实施方式

[0073] 在下文中，将参照附图详细描述本公开的实施例。应当注意，尽管相同的参考符号在其他附图中被示出，但是无论在何处，相同的参考符号可表示相同的元件、特征和结构。在下面的描述中，可省略在此包含的已知的功能和配置的详细描述，以免模糊本公开的主题。

[0074] 除非在本公开的上下文中清楚地说明了指定的顺序，否则可与指定的顺序不同地执行在此描述的处理步骤。也就是说，可以以指定的顺序执行每个步骤、基本上同时执行每个步骤、以相反的顺序执行每个步骤或者以不同的顺序执行每个步骤。

[0075] 此外，考虑根据示例性实施例的功能而定义贯穿本说明书使用的术语，并且术语可根据用户或管理者的目的、先例等而变化。因此，应基于总体的上下文来作出术语的定义。

[0076] 将理解，尽管术语“第一”、“第二”等可在此用于描述各种元件，但是这些元件可不被这些术语限制。这些术语可用于将一个元件与另一元件区分开。除非另有明确说明，否则对单数形式的术语的任何引用可包括复数形式的术语。在本公开中，应当理解，诸如“包括”、“具有”等的术语可指示存在说明书中公开的特征、数量、步骤、动作、组件、部件或它们

的组合,并且可不排除可存在或可添加一个或多个其他特征、数量、步骤、动作、组件、部件或它们的组合的可能性。

[0077] 此外,可根据主要由组件执行的功能来区分说明书中描述的组件。也就是说,两个或更多个组件可集成到单个组件中。此外,单个组件可被分成两个或更多个组件。此外,除了每个组件的主要功能之外,每个组件可额外执行由另一组件执行的功能中的一些或全部。每个组件的主要功能中的一些或全部可由另一组件执行。每个组件可以以硬件、软件或两者的组合来实现。

[0078] 图1是示出根据实施例的血压测量设备的示例的框图。图1的血压测量设备100是用于非侵入式地测量对象的血压的设备,并且可嵌入在电子装置中或者可被包围在壳体中以作为单独的装置提供。电子装置的示例可包括蜂窝电话、智能电话、平板个人计算机(PC)、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航装置、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等;并且可穿戴装置的示例可包括手表型可穿戴装置、腕带型可穿戴装置、环型可穿戴装置、腰带型可穿戴装置、项链型可穿戴装置、踝带型可穿戴装置、大腿带型可穿戴装置、前臂带型可穿戴装置等。然而,电子装置不限于以上示例,并且可穿戴装置也不限于此。

[0079] 参照图1,血压测量设备100包括脉搏波传感器110、压力传感器120和处理器130。

[0080] 脉搏波传感器110可检测对象的脉搏波信号。在一个实施例中,脉搏波传感器110可对于不同波长检测至少一个脉搏波信号。也就是说,脉搏波传感器110可检测单个波长的脉搏波信号,或者可检测不同波长的多个脉搏波信号。在这种情况下,脉搏波信号可以是光电容积描记(PPG)信号。

[0081] 例如,基于接触脉搏波传感器110的对象,脉搏波传感器110可向对象发射光,并且可检测由对象反射的光以检测至少一个脉搏波信号。在这种情况下,向对象发射的光可以是可见光或近红外光。

[0082] 压力传感器120可检测与对象和脉搏波传感器110之间的接触压力对应的接触压力信号。在一个实施例中,压力传感器120可检测与对象和脉搏波传感器110之间的接触力对应的接触力信号,并且可通过将接触力信号除以预定面积来获得接触压力信号。预定面积可作为默认值预先存储在血压测量设备100中。在另一实施例中,压力传感器120可检测分别与对象和脉搏波传感器110之间的接触力和接触面积对应的接触力信号和接触面积信号,并且可通过将测量的接触力信号除以测量的接触面积信号来获得接触压力信号。为此,压力传感器120可包括力传感器、气压计传感器、加速度传感器、压电膜、载荷传感器(load cell)、雷达、应变计、接触面积传感器等。

[0083] 处理器130可控制血压测量设备100的整体操作。

[0084] 基于接触脉搏波传感器110的对象,处理器130可控制脉搏波传感器110检测对象的脉搏波信号,并且可控制压力传感器120检测与对象和脉搏波传感器110之间的接触压力对应的接触压力信号。

[0085] 此外,处理器130可基于脉搏波信号和接触压力信号来估计对象的血压。例如,处理器130可将脉搏波信号和接触压力信号中的每个转换成图像,以生成脉搏波图像和接触压力图像,并且可通过使用生成的脉搏波图像和接触压力图像来估计对象的血压。

[0086] 在下文中,将参照图2至图5详细描述处理器130的实施例。

[0087] 图2是示出根据实施例的处理器200的示例的框图。图2的处理器200可以是图1的处理器130的示例。

[0088] 参照图2,处理器200包括脉搏波图像生成器210、接触压力图像生成器220、引导信息生成器230和血压估计器240。

[0089] 脉搏波图像生成器210可通过执行频域转换来将脉搏波信号转换成图像,以生成脉搏波图像。脉搏波信号可以是具有包含重要信息的形状的周期性信号。在一个实施例中,脉搏波图像生成器210可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。在这种情况下,生成的脉搏波图像可在时域和频域中被表示。也就是说,脉搏波图像的横轴表示反映关于时间的物理特性的时域;脉搏波图像的纵轴表示反映关于频率的物理特性的频域。然而,脉搏波图像不限于此,横轴可表示反映关于频率的物理特性的频域,纵轴可表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0090] 接触压力图像生成器220可通过将接触压力信号转换成图像来生成接触压力图像。接触压力信号可以是具有包含重要信息的强度的非周期性信号。在一个实施例中,接触压力图像生成器220可通过将接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像。在这种情况下,生成的接触压力图像可在时域中被表示。也就是说,接触压力图像的一个轴(例如,横轴或纵轴)可表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0091] 基于测量的接触压力信号,引导信息生成器230可生成用于指示用户增大或减小对象与脉搏波传感器之间的接触压力以测量血压的引导信息。然后,引导信息生成器230可经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。例如,引导信息生成器230可将测量的接触压力信号与线性增大或减小的目标压力信号进行比较;响应于测量的接触压力信号大于目标压力信号,引导信息生成器230可生成用于指示用户减小接触压力的引导信息,并且响应于测量的接触压力信号小于目标压力信号,引导信息生成器230可生成用于指示用户增大接触压力的引导信息。然后,引导信息生成器230可经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。在这种情况下,输出装置的示例可包括诸如视觉输出装置、音频输出装置、触觉输出装置等的各种输出装置。

[0092] 血压估计器240可基于脉搏波图像和接触压力图像来估计对象的血压。在这种情况下,血压估计器240可使用预先生成的血压估计模型。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据以及与他们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型,并且可被存储在处理器200的内部存储器或外部存储器中。

[0093] 在一个实施例中,在估计血压之前,血压估计器240可处理脉搏波图像和接触压力图像,使得脉搏波图像和接触压力图像可具有相同的尺寸。例如,血压估计器240可处理脉搏波图像和接触压力图像,使得脉搏波图像和接触压力图像可具有相同的时域尺度。

[0094] 图3是示出根据实施例的生成脉搏波图像的示例的示图。图3是通过使用小波变换转换PPG信号来生成脉搏波图像的示例。

[0095] 参照图2和图3,脉搏波图像生成器210可使用小波变换来转换脉搏波信号310以生成脉搏波图像320。脉搏波信号310是具有包含重要信息的形状的周期性信号。在脉搏波信号310中,关于时间的物理特性和关于频率的物理特性可以是估计血压的重要因素。因此,脉搏波图像生成器210可通过执行频域转换(诸如,小波变换)来生成脉搏波图像320,使得

脉搏波信号310的关于时间的物理特性和关于频率的物理特性可被表示。在这种情况下,形成脉搏波信号310的形状的包络的形状或多个高频分量的组合可被反映到生成的脉搏波图像320中。

[0096] 如图3中所示,脉搏波图像320的横轴表示反映关于时间的物理特性的时域,脉搏波图像320的纵轴表示反映关于频率的物理特性的频域。

[0097] 图4是示出根据实施例的生成接触压力图像的示例的示图。图4示出通过将接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像的示例。

[0098] 参照图2和图4,接触压力图像生成器220可将接触压力信号410转换成梯度图像以生成接触压力图像420。接触压力信号410可以是具有包含重要信息的强度的非周期性信号,并且接触压力信号410的关于时间的物理特性可以是估计血压的相对重要的因素。因此,接触压力图像生成器220可通过将接触压力信号410转换成梯度图像来生成接触压力图像420,使得接触压力信号410的关于时间的物理特性(例如,随时间的信号强度)可被很好地表示。

[0099] 如图4中所示,接触压力图像420的横轴表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0100] 图5是示出根据实施例的处理器500的另一示例的框图。图5的处理器500可以是图1的处理器130的另一示例。

[0101] 参照图5,处理器500包括脉搏波图像生成器510、接触压力图像生成器520、引导信息生成器530、微分器540、微分图像生成器550和血压估计器560。这里,脉搏波图像生成器510、接触压力图像生成器520和引导信息生成器530可与图2的脉搏波图像生成器210、接触压力图像生成器220和引导信息生成器230基本相似,因此其详细描述可被省略。

[0102] 微分器540可对脉搏波信号执行 n 阶微分以获得 n 阶微分脉搏波信号,其中, n 可以是大于0的自然数。

[0103] 微分图像生成器550可将获得的 n 阶微分脉搏波信号转换成图像以生成 n 阶微分脉搏波图像。脉搏波信号可以是具有包含重要信息的形状的周期性信号,因此 n 阶微分脉搏波信号也可以是具有包含重要信息的形状的周期性信号。微分图像生成器550可通过对 n 阶微分脉搏波信号执行频域转换来将 n 阶微分脉搏波信号转换成图像,以生成 n 阶微分脉搏波图像。在一个实施例中,微分图像生成器550可使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将 n 阶微分脉搏波信号转换成图像,以生成 n 阶微分脉搏波图像。生成的 n 阶微分脉搏波图像可在时域和频域中被表示。也就是说, n 阶微分脉搏波图像的横轴表示反映关于时间的物理特性的时域; n 阶微分脉搏波图像的纵轴表示反映关于频率的物理特性的频域。然而, n 阶微分脉搏波图像不限于此, n 阶微分脉搏波图像的横轴可以是反映关于频率的物理特性的频域,并且其纵轴可以是反映关于时间的物理特性的时域。

[0104] 血压估计器560可基于脉搏波图像、接触压力图像和 n 阶微分脉搏波图像来估计对象的血压。在这种情况下,血压估计器560可使用预先生成的血压估计模型。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据、 n 阶微分脉搏波图像数据以及它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型,并且可被存储在处理器500的内部存储器或外部存储器中。

[0105] 在一个实施例中,在估计血压之前,血压估计器560可处理脉搏波图像、接触压力图像和 n 阶微分脉搏波图像,使得脉搏波图像、接触压力图像和 n 阶微分脉搏波图像可具有

相同的尺寸。例如,血压估计器560可处理脉搏波图像、接触压力图像和n阶微分脉搏波图像,使得脉搏波图像、接触压力图像和n阶微分脉搏波图像可具有相同的时域尺度。

[0106] 图6是示出脉搏波传感器的示例的框图。图6示出测量不同波长的两个或更多个脉搏波信号的示例;并且图6的脉搏波传感器600可以是图1的脉搏波传感器110的示例。

[0107] 参照图6,脉搏波传感器600可形成为用于测量不同波长的多个脉搏波信号的脉搏波传感器的阵列。如图6中所示,脉搏波传感器600包括第一脉搏波传感器610和第二脉搏波传感器620。然而,这仅仅是为了便于解释的示例,并且包括在该阵列中的脉搏波传感器的数量没有被具体限制。

[0108] 第一脉搏波传感器610包括第一光源611和第一光检测器612,第一光源611向对象发射第一波长的光,第一光检测器612通过检测由第一光源611发射并被对象反射的第一波长的光来检测第一脉搏波信号。

[0109] 第二脉搏波传感器620包括第二光源621和第二光检测器622,第二光源621向对象发射第二波长的光,第二光检测器622通过检测由第二光源621发射并被对象反射的第二波长的光来检测第二脉搏波信号。

[0110] 在一个实施例中,第一光源611和第二光源621可包括发光二极管(LED)、有机发光二极管(OLED)、量子点发光二极管(QLED)、激光二极管、荧光体等,但不限于此。此外,第一光检测器612和第二光检测器622可包括光电二极管、光电晶体管(PTR)、电荷耦合器件(CCD)、互补金属氧化物半导体(COMS)等,但不限于此。

[0111] 图7是示出脉搏波传感器的另一示例的框图。图7示出检测不同波长的两个或更多个脉搏波信号的示例;并且图7的脉搏波传感器700可以是图1的脉搏波传感器110的示例。

[0112] 参照图7,脉搏波传感器700包括光源部710和光检测器720,光源部710包括第一光源711和第二光源712。尽管图7示出光源部710包括两个光源711和712的示例,但是这仅仅是为了便于解释的示例,并且光源的数量没有被具体限制。

[0113] 第一光源711可向对象发射第一波长的光,第二光源712可向对象发射第二波长的光。在这种情况下,第一波长和第二波长可彼此不同。

[0114] 光检测器720可通过检测由第一光源711发射并被对象反射的第一波长的光来检测第一脉搏波信号,并且可通过检测由第二光源712发射并被对象反射的第二波长的光来检测第二脉搏波信号。

[0115] 例如,第一光源711和第二光源712可在处理器的控制下以时分方式被驱动,以顺序地向对象发射光。在这种情况下,第一光源711和第二光源712的光源驱动条件(诸如,发射时间、驱动顺序、电流强度、脉冲持续时间等)可被预先设置。处理器可通过参照预设的光源驱动条件来控制光源711和712中的每个的驱动。

[0116] 光检测器720可通过顺序地检测由第一光源711和第二光源712顺序地发射并被对象反射的第一波长的光和第二波长的光,来检测第一脉搏波信号和第二脉搏波信号。

[0117] 图8是示出脉搏波传感器另一示例的框图。图8示出检测不同波长的两个或更多个脉搏波信号的示例;并且图8的脉搏波传感器800可以是图1的脉搏波传感器110的示例。

[0118] 参照图8,脉搏波传感器800包括光源810和光检测器部820。光检测器部820包括第一光检测器821和第二光检测器822。尽管图8示出光检测器部820包括两个光检测器821和822的示例,但是这仅仅是为了便于解释的示例,并且光检测器的数量没有被具体限制。

[0119] 光源810可向对象发射预定波长范围的光。在这种情况下,作为单个光源的光源810可发射包括可见光范围的宽的波长范围内的光。

[0120] 光检测器部820可通过检测被对象反射的预定波长范围内的光,来检测多个脉搏波信号。为此,包括在光检测器部820中的第一光检测器821和第二光检测器822可具有不同的响应特性。

[0121] 例如,第一光检测器821和第二光检测器822可具有不同的测量范围,以响应被对象反射的光束之中的不同波长的光。可选地,滤光片可安装在第一光检测器821和第二光检测器822中的任何一个的前表面上,或者不同的滤光片可安装在两个光检测器821和822的前表面上,以响应不同波长的光。此外,第一光检测器821和第二光检测器822可被放置在距光源810不同的距离处。在这种情况下,光检测器821和822中的放置在距光源810相对短的距离处的光检测器可检测短波长范围内的光;放置在距光源810相对长的距离处的另一光检测器可检测长波长范围内的光。

[0122] 以上参照图6至图8更详细地描述了用于检测不同波长的多个脉搏波信号的脉搏波传感器的实施例,该实施例仅仅是示例,并且脉搏波传感器不限于此。也就是说,可存在各种数量和布置的光源和光检测器,并且其数量和布置可根据脉搏波传感器的使用目的、其中安装有脉搏波传感器的电子装置的尺寸和形状等而变化。

[0123] 图9是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图。图9的血压测量设备900是用于非侵入式地测量对象的血压的设备,并且可嵌入到电子装置中或者可被包围在壳体中作为单独的装置提供。

[0124] 参照图9,血压测量设备900包括脉搏波传感器910、压力传感器920、接触图像传感器930和处理器940。这里,脉搏波传感器910和压力传感器920可与图1的脉搏波传感器110和压力传感器120基本相似,因此其详细描述可被省略。

[0125] 接触图像传感器930可获得对象的随时间的多个接触图像(即,按时间顺序获得多个接触图像)。例如,接触图像传感器930可周期性地或非周期性地多个时间获得多个接触图像,从而获得随时间的多个接触图像。为此,接触图像传感器930可包括触摸传感器、指纹传感器等。例如,接触图像传感器930可通过基于触摸传感器或指纹传感器的在每个时间的传感器值绘出轮廓,来获得在每个时间的接触图像。

[0126] 处理器940可控制血压测量设备900的整体操作。

[0127] 一旦对象与脉搏波传感器910接触,处理器940就可控制脉搏波传感器910检测对象的脉搏波信号;可控制压力传感器920检测与对象和脉搏波传感器910之间的接触压力对应的接触压力信号;并且可控制接触图像传感器930获得随时间的多个接触图像。

[0128] 此外,处理器940可基于检测的脉搏波信号、检测的接触压力信号以及获得的在随时间的多个接触图像来估计对象的血压。例如,处理器940可将脉搏波信号和接触压力信号中的每个转换成图像以生成脉搏波图像和接触压力图像,可将随时间的多个接触图像转换成表示接触图像的随时间变化的单个接触图像,并且可通过使用脉搏波图像、接触压力图像和单个接触图像来估计对象的血压。

[0129] 在下文中,将参照图10至图13详细描述处理器940的实施例。

[0130] 图10是示出根据实施例的处理器940的示例的框图。图10的处理器1000可以是图9的处理器940的示例。

[0131] 参照图10,处理器1000包括脉搏波图像生成器1010、接触压力图像生成器1020、引导信息生成器1030、图像转换器1040和血压估计器1050。这里,脉搏波图像生成器1010、接触压力图像生成器1020和引导信息生成器1030可与图2的脉搏波图像生成器210、接触压力图像生成器220和引导信息生成器230基本相似,因此其详细描述可被省略。

[0132] 图像转换器1040可将随时间的多个接触图像转换为表示接触图像的随时间变化的单个接触图像。例如,图像转换器1040可通过以下步骤将随时间的多个接触图像转换为单个接触图像:将每个时间的接触图像划分为多个部分,按照预定布置顺序布置该多个部分以生成在每个时间的接触图像的布置图像,并且按照时间序列顺序布置生成的多个接触图像的布置图像。

[0133] 血压估计器1050可基于脉搏波图像、接触压力图像和单个接触图像来估计对象的血压。在这种情况下,血压估计器1050可使用预先生成的血压估计模型。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据、单个接触图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型,并且可被存储在处理器1000的内部存储器或外部存储器中。

[0134] 在一个实施例中,在估计血压之前,血压估计器1050可处理脉搏波图像、接触压力图像和单个接触图像,使得脉搏波图像、接触压力图像和单个接触图像可具有相同的尺寸。例如,血压估计器1050可处理脉搏波图像、接触压力图像和单个接触图像,使得脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像可具有相同的时域尺度。

[0135] 图11和图12是示出根据实施例的将随时间的多个接触图像转换为单个接触图像的示例的示意图。

[0136] 参照图10至图12,图像转换器1040可将随时间的多个接触图像1111和1112转换成表示接触图像的随时间变化的单个接触图像1130。在示出的示例中,图像转换器1040可将第一接触图像1111划分为多个部分(诸如1、2等),并且可按照预定布置顺序(例如,从上到下)顺序地布置所述多个部分,以生成第一接触图像1111的布置图像1121。此外,图像转换器1040可将第二接触图像1112划分为多个部分,并且可按照预定布置顺序(例如,从上到下)顺序地布置所述多个部分,以生成第二接触图像1112的布置图像1122。以这种方式,图像转换器1040可生成随时间的所有接触图像的布置图像,并且可按照时间序列顺序布置生成的布置图像1121和1122,以生成单个接触图像1130。

[0137] 图13是示出根据实施例的处理器1300的另一示例的框图。图13的处理器1300可以是图9的处理器940的示例。

[0138] 参照图13,处理器1300包括脉搏波图像生成器1310、接触压力图像生成器1320、引导信息生成器1330、图像转换器1340、微分器1350、微分图像生成器1360和血压估计器1370。这里,脉搏波图像生成器1310、接触压力图像生成器1320、引导信息生成器1330和图像转换器1340可分别与图10的脉搏波图像生成器1010、接触压力图像生成器1020、引导信息生成器1030和图像转换器1040基本相似,因此其详细描述可被省略。此外,微分器1350和微分图像生成器1360可与图5的微分器540和微分图像生成器550基本相似,因此其详细描述可被省略。

[0139] 血压估计器1370可基于脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像和n阶微分脉搏波图像来估计对象的血压。在这种情况下,血压估计器1370可使用预先生成的血压估计模

型。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据、单个接触图像数据、n阶微分脉搏波图像数据以及它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型，并且可被存储在处理器1300的内部存储器或外部存储器中。

[0140] 在一个实施例中，在估计血压之前，血压估计器1370可处理脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像和n阶微分脉搏波图像，使得脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像和n阶微分脉搏波图像可具有相同的尺寸。例如，血压估计器1370可处理脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像和n阶微分脉搏波图像，使得脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像和n阶微分脉搏波图像可具有相同的时域尺度。

[0141] 图14是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图。图14的血压测量设备1400是用于非侵入式地测量对象的血压的设备，并且可嵌入在电子装置中或者可被包围在壳体中作为单独的装置提供。

[0142] 参照图14，血压测量设备1400包括脉搏波传感器1410、压力传感器1420、处理器1430、输入接口1440、存储器1450、通信接口1460和输出接口1470。这里，脉搏波传感器1410、压力传感器1420和处理器1430可分别与图1的脉搏波传感器110、压力传感器120和处理器130基本相似，因此其详细描述可被省略。

[0143] 输入接口1440可基于用户输入接收各种操作信号的输入。在一个实施例中，输入接口1440可包括键盘、圆顶开关(dome switch)、触摸板(例如，静压力触摸板、电容触摸板等)、滚轮、轻摇开关(jog switch)、硬件(H/W)按钮等。特别地，形成具有显示器的层结构的触摸板可被称为触摸屏。

[0144] 存储器1450可存储用于血压测量设备1400的操作的程序或命令，并且可存储输入到血压测量设备1400和从血压测量设备1400输出的数据。此外，存储器1450可存储脉搏波信号、接触压力信号、脉搏波图像、接触压力图像、血压估计模型等。

[0145] 存储器1450可包括以下中的至少一种存储介质：闪存型存储器、硬盘型存储器、多媒体卡微型存储器、卡型存储器(例如，安全数字(SD)存储器、极限数字(XD)存储器等)、随机存取存储器(RAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁存储器、磁盘、光盘等。此外，血压测量设备1400可与在因特网上执行存储器1450的存储功能的外部存储介质(诸如，网络存储等)通信。

[0146] 通信接口1460可执行与外部装置的通信。例如，通信接口1460可向外部装置发送输入到血压测量设备1400的数据、存储在血压测量设备1400中的数据或由血压测量设备1400处理的数据等，或者可从外部装置接收用于估计对象的血压的各种数据。

[0147] 在这种情况下，外部装置可以是使用输入到血压测量设备1400的数据、存储在血压测量设备1400中的数据或由血压测量设备1400处理的数据等的医疗设备、打印出结果的打印机或显示结果的显示器。此外，外部装置可以是数字电视(TV)、台式计算机、蜂窝电话、智能电话、平板PC、膝上型计算机、PDA、PMP、导航装置、MP3播放器、数码相机、可穿戴装置等，但不限于此。

[0148] 通信接口1460可通过使用以下方式与外部装置通信：蓝牙通信、蓝牙低功耗(BLE)通信、近场通信(NFC)、无线局域网(WLAN)通信、ZigBee通信、红外数据协会(IRDA)通信、无线保真(Wi-Fi)通信、超宽带(UWB)通信、Ant+通信、Wi-Fi直连(WFD)通信、射频识别(RFID)

通信、第三代(3G)通信、第四代(4G)通信、第五代(5G)通信等。然而,这仅仅是示例性的,并不意图限制。

[0149] 输出接口1470可输出输入到血压测量设备1400的数据、存储在血压测量设备1400中的数据或由血压测量设备1400处理的数据等。在一个实施例中,输出接口1470可通过使用声学方法、视觉方法和触觉方法中的至少一种,来输出输入到血压测量设备1400的数据、存储在血压测量设备1400中的数据或由血压测量设备1400处理的数据等。为此,输出接口1470可包括扬声器、显示器、振动器等。

[0150] 图15是示出根据实施例的血压测量方法的示例的流程图。图15的血压测量方法可由图1的血压测量设备100执行。

[0151] 参照图15,在操作1510中,血压测量设备可检测对象的脉搏波信号。在一个实施例中,血压测量设备可检测不同波长的至少一个脉搏波信号。例如,基于接触脉搏波传感器的对象,血压测量设备可通过检测由对象反射的光来检测不同波长的至少一个脉搏波信号。

[0152] 在操作1520中,血压测量设备可检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号。在一个实施例中,血压测量设备可检测与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号,并且可通过将检测的接触力信号除以预定面积来获得接触压力信号。预定面积可作为默认值预先存储在血压测量设备中。在一个实施例中,血压测量设备可检测分别与对象和脉搏波传感器之间的接触力和接触面积对应的接触力信号和接触面积信号,并且可通过将测量的接触力信号除以测量的接触面积信号来获得接触压力信号。

[0153] 在操作1530中,血压测量设备可通过执行频域转换将脉搏波信号转换成图像,以生成脉搏波图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将脉搏波信号转换成图像,来生成脉搏波图像。

[0154] 在操作1540中,血压测量设备可将接触压力信号转换成图像以生成接触压力图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过将接触压力信号转换成梯度图像来生成接触压力图像。

[0155] 在操作1550中,血压测量设备可通过使用脉搏波图像、接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型。

[0156] 图16是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。图16的血压测量方法可由图1的血压测量设备100执行。图16的操作1610、1620、1640、1650和1670可分别与图15的操作1510、1520、1530、1540和1550基本相似,因此其描述可在下面简要地作出。

[0157] 参照图16,血压测量设备可在操作1610中检测对象的脉搏波信号,并且可在操作1620中检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号。

[0158] 在操作1630中,基于检测的接触压力信号,血压测量设备可生成指示用户增大或减小对象与脉搏波传感器之间的接触压力以测量血压的引导信息,并且可经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。例如,血压测量设备可将检测的接触压力信号与线性增大或减小的目标压力信号进行比较;响应于测量的接触压力信号大于目标压力信号,血压测量设备可生成指示用户减小接触压力的引导信息,并且响应于测量的接触压力信号小于目标压力信号,血压测量设备可生成指示用户增大接触压力的引导信息。然后,血压测量设备可

经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。

[0159] 血压测量设备可在操作1640中通过执行频域转换将脉搏波信号转换成图像以生成脉搏波图像,并且可在操作1650中将接触压力信号转换成图像以生成接触压力图像。

[0160] 血压测量设备可在操作1660中处理脉搏波图像和接触压力图像,使得脉搏波图像和接触压力图像可具有相同的尺寸。例如,血压测量设备可处理脉搏波图像和接触压力图像,使得脉搏波图像和接触压力图像可具有相同的时域尺度。

[0161] 血压测量设备可在操作1670中通过使用脉搏波图像、接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。

[0162] 图17是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。图17的血压测量方法可由图1的血压测量设备100执行。图17的操作1710、1720、1730和1740可分别与图15的操作1510、1520、1530和1540基本相似,因此其描述可在下面简要地作出。

[0163] 参照图17,血压测量设备可在操作1710中检测对象的脉搏波信号,并且可在操作1720中检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号。

[0164] 血压测量设备可在操作1730中通过执行频域转换来将脉搏波信号转换成图像以生成脉搏波图像,并且可在操作1740中将接触压力信号转换成图像以生成接触压力图像。

[0165] 血压测量设备可在操作1750中对脉搏波信号执行 n 阶微分以获得 n 阶微分的脉搏波信号,其中, n 可以是大于0的自然数。

[0166] 血压测量设备可在操作1760中通过执行频域转换将获得的 n 阶微分脉搏波信号转换成图像,以生成 n 阶微分脉搏波图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将 n 阶微分脉搏波信号转换成图像,来生成 n 阶微分脉搏波图像。

[0167] 血压测量设备可在操作1770中通过使用脉搏波图像、接触压力图像和 n 阶微分脉搏波图像以及血压估计模型,来估计对象的血压。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据、 n 阶微分脉搏波图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型。

[0168] 图18是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。图18的血压测量方法可由图9的血压测量设备900执行。图18的操作1810、1820、1830和1840可分别与图15的操作1510、1520、1530和1540基本相似,因此其描述可在下面简要地作出。

[0169] 参照图18,血压测量设备可在操作1810中检测对象的脉搏波信号,并且可在操作1820中检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号。

[0170] 血压测量设备可在操作1830中通过执行频域转换将脉搏波信号转换成图像以生成脉搏波图像,并且可在操作1840中将接触压力信号转换成图像以生成接触压力图像。

[0171] 血压测量设备可在操作1850中获得随时间的多个接触图像。

[0172] 血压测量设备可在操作1860中将随时间的多个接触图像转换为表示接触图像的随时间变化的单个接触图像。例如,血压测量设备可通过以下步骤将随时间的多个接触图像转换为单个接触图像:将每个接触图像划分为多个部分,按照预定布置顺序布置该多个部分以生成每个接触图像的布置图像,并且按照时间序列顺序布置生成的多个接触图像的布置图像。

[0173] 血压测量设备可在操作1870中通过使用脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图

像和血压估计模型来估计对象的血压。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据、单个接触图像数据以及与其对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型。

[0174] 图19是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。图19的血压测量方法可由图9的血压测量设备900执行。图19的操作1910、1920、1930、1940、1950和1960可分别与图18的操作1810、1820、1830、1840、1850和1860基本相似，并且图19操作1970和1980可分别与图17的操作1750和1760基本相似，因此其描述可在下面简要地作出。

[0175] 参照图19，血压测量设备可在操作1910中检测对象的脉搏波信号，并且可在操作1920中检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号。

[0176] 血压测量设备可在操作1930中通过执行频域转换将脉搏波信号转换成图像以生成脉搏波图像，并且可在操作1940中将接触压力信号转换成图像以生成接触压力图像。

[0177] 血压测量设备可在操作1950中获得随时间的多个接触图像，并且可在操作1960中将随时间的多个接触图像转换成表示接触图像的随时间变化的单个接触图像。

[0178] 血压测量设备可在操作1970中对脉搏波信号执行n阶微分以获得n阶微分脉搏波信号，并且可在操作1980中通过执行频域转换将获得的n阶微分脉搏波信号转换成图像，以生成n阶微分脉搏波图像。

[0179] 血压测量设备可在操作1990中通过使用脉搏波图像、接触压力图像、单个接触图像、n阶微分脉搏波图像和血压估计模型，来估计对象的血压。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触压力图像数据、单个接触图像数据、n阶微分脉搏波图像数据以及与其对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型。

[0180] 图20是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图。图20的血压测量设备2000是用于非侵入式地测量对象的血压的设备，并且可嵌入到电子装置中或可被包围在壳体中作为单独的装置提供。

[0181] 参照图20，血压测量设备2000包括脉搏波传感器2010、力传感器2020、面积传感器2030和处理器2040。这里，脉搏波传感器2010可与图1的脉搏波传感器110基本相似，因此其详细描述可被省略。

[0182] 力传感器2020可检测与对象和脉搏波传感器2010之间的接触力对应的接触力信号。为此，力传感器2020可包括压电膜、载荷传感器、雷达、应变计等。

[0183] 面积传感器2030可检测与对象和脉搏波传感器2010之间的接触面积对应的接触面积信号。为此，面积传感器2030可包括接触面积传感器（例如，触摸传感器等）。

[0184] 处理器2040可控制血压测量设备2000的整体操作。

[0185] 基于接触脉搏波传感器2010的对象，处理器2040可控制脉搏波传感器2010检测对象的脉搏波信号，可控制力传感器2020检测与对象和脉搏波传感器2010之间的接触力对应的接触力信号，并且可控制面积传感器2030检测与对象和脉搏波传感器2010之间的接触面积对应的接触面积信号。

[0186] 此外，处理器2040可基于检测的脉搏波信号、检测的接触力信号和检测的接触面积信号来估计对象的血压。例如，处理器2040可将脉搏波信号、接触力信号和接触面积信号中的每个转换成图像以分别生成脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像，并且可通过使用生成的脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像来估计对象的血压。

[0187] 图21是示出根据实施例的处理器2100的示例的框图。图21的处理器2100可以是图20的处理器2040的示例。

[0188] 参照图21,处理器2100包括脉搏波图像生成器2110、接触力图像生成器2120、接触面积图像生成器2130、引导信息生成器2140和血压估计器2150。这里,脉搏波图像生成器2110可与图2的脉搏波图像生成器210基本相似,因此其详细描述可被省略。

[0189] 接触力图像生成器2120可通过将接触力信号转换成图像来生成接触力图像。接触力信号可以是具有包含重要信息的强度的非周期性信号。在一个实施例中,接触力图像生成器2120可通过将接触力信号转换成梯度图像来生成接触力图像。在这种情况下,生成的接触力图像可在时域中被表示。也就是说,接触力图像的一个轴(例如,横轴或纵轴)可表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0190] 接触面积图像生成器2130可通过将接触面积信号转换成图像来生成接触面积图像。接触面积信号可以是具有包含重要信息的强度的非周期信号。在一个实施例中,接触面积图像生成器2130可通过将接触面积信号转换成梯度图像来生成接触面积图像。在这种情况下,生成的接触面积图像可在时域中被表示。也就是说,接触面积图像的一个轴(例如,横轴或纵轴)可表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0191] 引导信息生成器2140可基于检测的接触力信号和检测的接触面积信号来获得接触压力信号;基于获得的接触压力信号,引导信息生成器2140可生成指示用户增大或减小对象与脉搏波传感器之间的接触压力以测量血压的引导信息,并且可经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。例如,引导信息生成器2140可通过将接触力信号除以接触面积信号来获得接触压力信号。此外,引导信息生成器2140可将获得的接触压力信号与线性增大或减小的目标压力信号进行比较;响应于获得的接触压力信号大于目标压力信号,引导信息生成器2140可生成指示用户减小接触压力的引导信息,并且响应于测量的接触压力信号小于目标压力信号,引导信息生成器2140可生成指示用户增大接触压力的引导信息。然后,引导信息生成器2140可经由输出装置将生成的引导信息提供给用户。在这种情况下,输出装置的示例可包括诸如视觉输出装置、音频输出装置、触觉输出装置等的各种输出装置。

[0192] 血压估计器2150可基于脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像来估计对象的血压。在这种情况下,血压估计器2150可使用预先生成的血压估计模型。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触力图像数据、接触面积图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型,并且可被存储在处理器2100的内部存储器或外部存储器中。

[0193] 在一个实施例中,在估计血压之前,血压估计器2150可处理脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像,使得脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像可具有相同的尺寸。例如,血压估计器2150可处理脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像,使得脉搏波图像、接触力图像和接触面积图像可具有相同的时域尺度。

[0194] 图22是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。图22的血压测量方法可由图20的血压测量设备2000执行。图22的操作2210和2240可分别与图15的操作1510和1530基本相似,因此其描述可在下面简要地作出。

[0195] 参照图22,血压测量设备可在操作2210中检测对象的脉搏波信号,可在操作2220中检测与对象和脉搏波传感器之间的接触力对应的接触力信号,并且可在操作2230中检测

与对象和脉搏波传感器之间的接触面积对应的接触面积信号。

[0196] 血压测量设备可在操作2240中通过执行频域转换将脉搏波信号转换成图像以生成脉搏波图像。

[0197] 血压测量设备可在操作2250中将接触力信号转换成图像以生成接触力图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过将接触力信号转换成梯度图像来生成接触面积图像。

[0198] 血压测量设备可在操作2260中将接触面积信号转换成图像以生成接触面积图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过将接触面积信号转换成梯度图像来生成接触面积图像。

[0199] 血压测量设备可在操作2270中基于脉搏波图像、接触力图像、接触面积图像和血压估计模型来估计对象的血压。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用脉搏波图像数据、接触力图像数据、接触面积图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型。

[0200] 尽管图1至图22是使用脉搏波信号、接触压力信号、n阶微分脉搏波信号、随时间的接触图像、接触力信号和/或接触面积信号来估计血压的示例,但是估计血压不限于此。也就是说,还可通过使用反映用户的物理特性(诸如,对象的温度或测量环境)的非周期性信号等来估计血压。

[0201] 图23是示出根据实施例的血压测量设备的另一示例的框图。

[0202] 参照图23,血压测量设备2300包括袖带2310、压力传感器2320、信号提取器2330和处理器2340。

[0203] 袖带2310(例如,血压计袖带)可围绕对象缠绕以向对象施加压力。具体地讲,袖带2310围绕对象的上臂放置,并且根据预定控制信号被充气到高于收缩压的压力,以束紧上臂附近的血管,然后施加到对象的压力逐渐减小。

[0204] 压力传感器2320可检测袖带压力信号。

[0205] 信号提取器2330可从测量的袖带压力信号提取交流(AC)分量信号和直流(DC)分量信号。为此,信号提取器2330可包括各种滤波器(诸如,高通滤波器、低通滤波器等)。

[0206] 处理器2340可控制血压测量设备2300的整体操作。

[0207] 基于袖带2310围绕对象放置,处理器2340可控制袖带2310向对象施加压力,并且可控制压力传感器2320检测袖带压力信号。此外,处理器2340可控制信号提取器2330从检测的袖带压力信号提取AC分量信号和DC分量信号。

[0208] 处理器2340可基于提取的AC分量信号和DC分量信号来估计对象的血压。例如,处理器2340可将AC分量信号和DC分量信号中的每个转换成图像,以生成AC分量图像和DC分量图像,并且可通过使用生成的AC分量图像和DC分量图像来估计对象的血压。

[0209] 在下文中,将参照图24详细描述处理器2340。

[0210] 图24是示出根据实施例的处理器2340的示例的框图。图24的处理器2400可以是图23的处理器2340的示例。

[0211] 参照图24,处理器2400包括AC分量图像生成器2410、DC分量图像生成器2420和血压估计器2430。

[0212] AC分量图像生成器2410可通过执行频域转换将AC分量信号转换成图像,以生成AC分量图像。AC分量信号可以是具有包含重要信息的形状的周期性信号。在一个实施例中,AC

分量图像生成器2410可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将AC分量信号转换成图像,来生成AC分量图像。在这种情况下,生成的AC分量图像可在时域和频域中被表示。也就是说,AC分量图像的横轴表示反映关于时间的物理特性的时域;并且AC分量图像的纵轴表示反映关于频率的物理特性的频域。然而,AC分量图像不限于此,横轴可表示反映关于频率的物理特性的频域,并且纵轴可表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0213] DC分量图像生成器2420可通过将DC分量信号转换成图像来生成DC分量图像。DC分量信号可以是具有包含重要信息的强度的非周期信号。在一个实施例中,DC分量图像生成器2420可通过将DC分量信号转换成梯度图像来生成DC分量图像。在这种情况下,生成的DC分量图像可在时域中被表示。也就是说,DC分量图像的一个轴(例如,横轴或纵轴)可表示反映关于时间的物理特性的时域。

[0214] 血压估计器2430可基于AC分量图像和DC分量图像来估计对象的血压。在这种情况下,血压估计器2430可使用预先生成的血压估计模型。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用AC分量图像数据、DC分量图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型,并且可被存储在处理器2400的内部存储器或外部存储器中。

[0215] 图25是示出根据实施例的血压测量方法的另一示例的流程图。图25的血压测量方法可由图23的血压测量设备2300执行。

[0216] 参照图25,在操作2510中,基于袖带围绕对象放置,血压测量设备可检测袖带压力信号。

[0217] 在操作2520中,血压测量设备可从测量的袖带压力信号提取AC分量信号和DC分量信号。

[0218] 在操作2530中,血压测量设备可通过执行频域转换将AC分量信号转换成图像,以生成AC分量图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过使用小波变换、短时傅立叶变换和维格纳-威尔分布中的至少一种将AC分量信号转换成图像,来生成AC分量图像。

[0219] 在操作2540中,血压测量设备可通过将DC分量信号转换成图像来生成DC分量图像。在一个实施例中,血压测量设备可通过将DC分量信号转换成梯度图像来生成DC分量图像。

[0220] 在操作2550中,血压测量设备可通过使用AC分量图像、DC分量图像和血压估计模型来估计对象的血压。血压估计模型可以是基于卷积神经网络并通过使用AC分量图像数据、DC分量图像数据以及与它们对应的血压数据作为训练数据的机器学习预先生成的模型。

[0221] 本公开可被实现为存储在非暂时性计算机可读介质上的计算机可读代码。计算机可读介质可以是其中以计算机可读方式存储数据的任何类型的记录装置。计算机可读介质的示例可包括ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘、光学数据存储器和载波(例如,通过因特网的数据传输)。计算机可读介质可经由连接到网络的多个计算机系统来分布,使得计算机可读代码以分散的方式被写入计算机可读介质中并从计算机可读介质执行。用于实现本公开的功能程序、代码和代码段可被本领域普通技术人员推导出。

[0222] 在此已经关于优选实施例描述了本公开。然而,对于本领域技术人员将明显的是,

在不脱离本公开的范围的情况下,可进行各种变化和修改。因此,清楚的是,上述实施例在所有方面都是说明性的,并且不意图限制本公开。

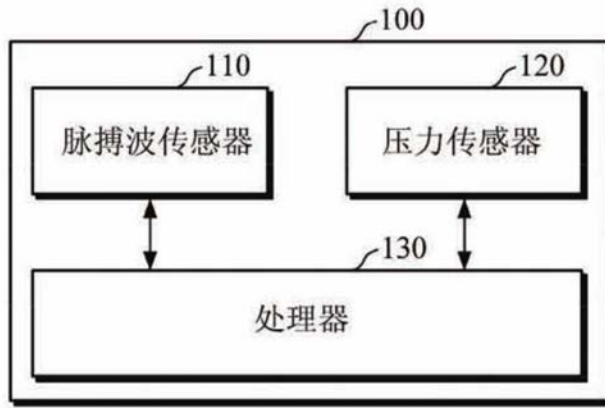


图1

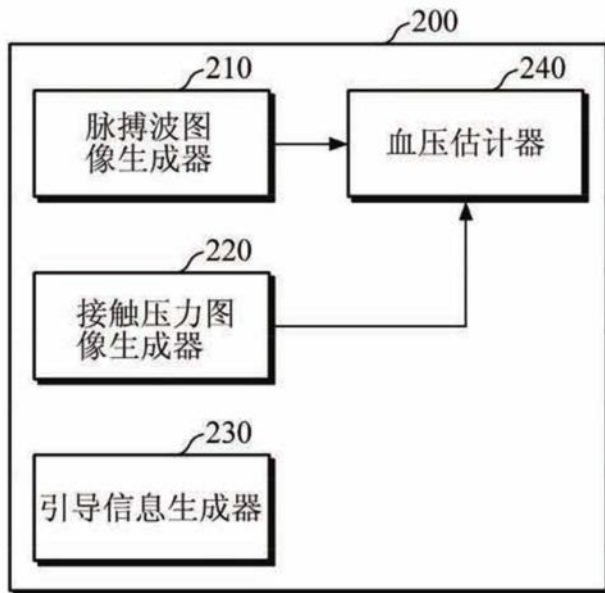


图2

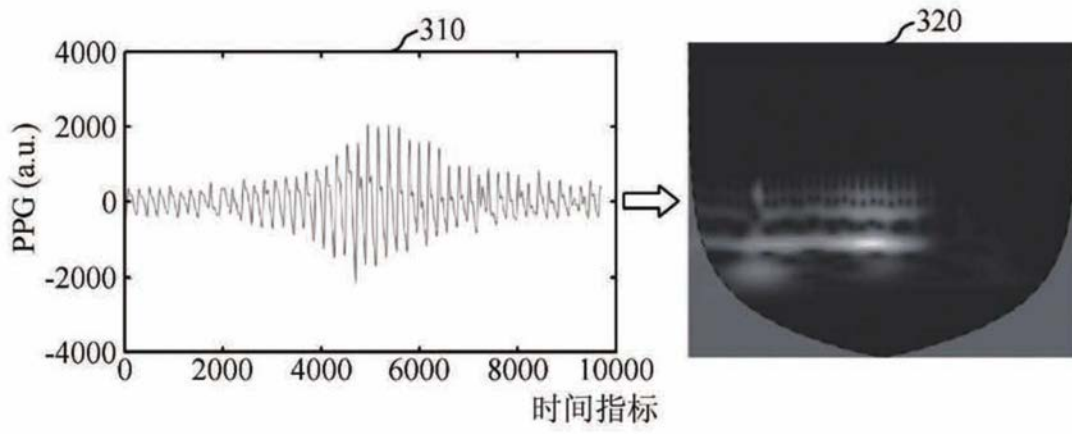


图3

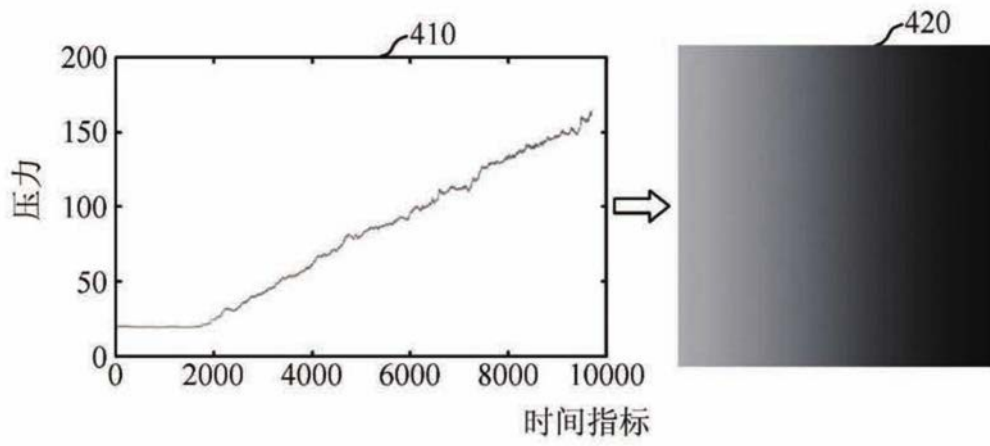


图4

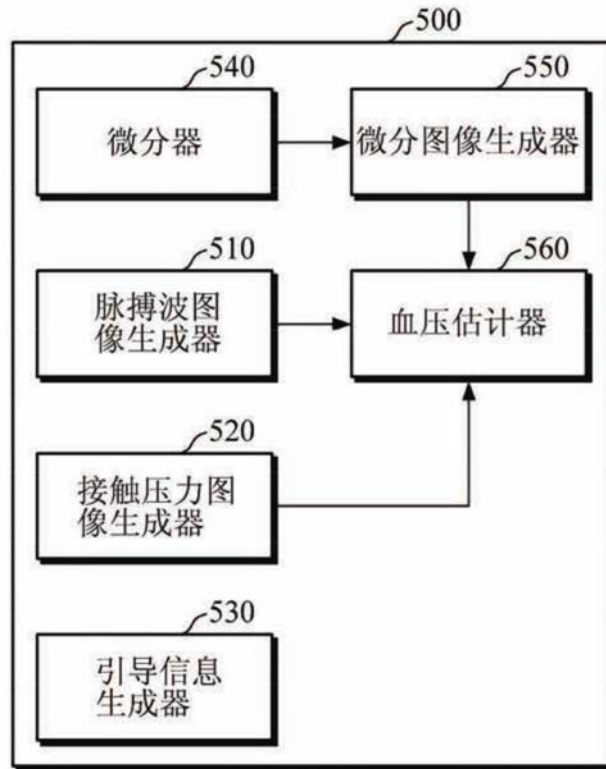


图5

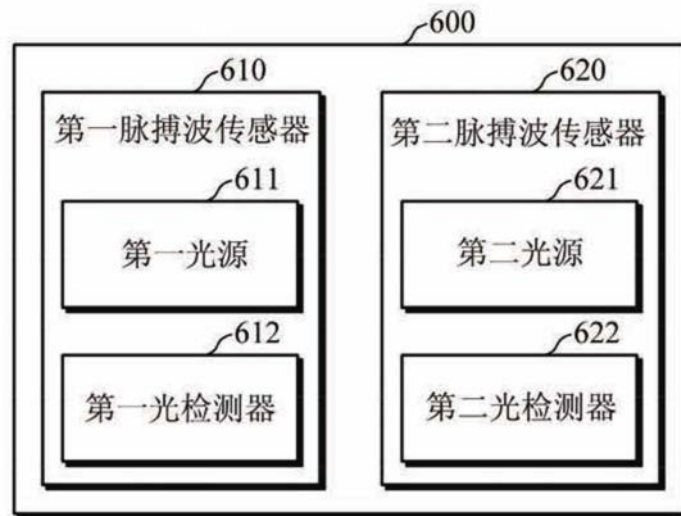


图6

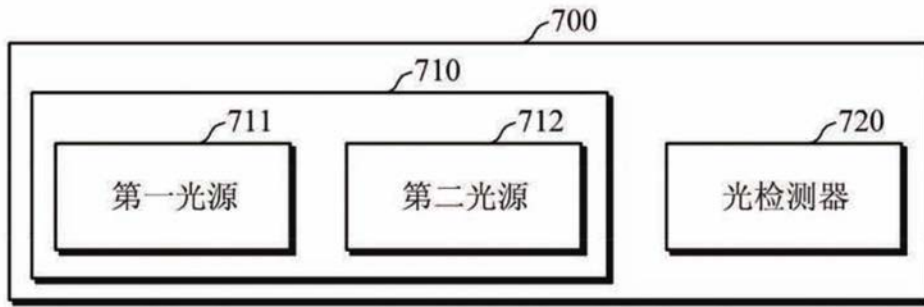


图7

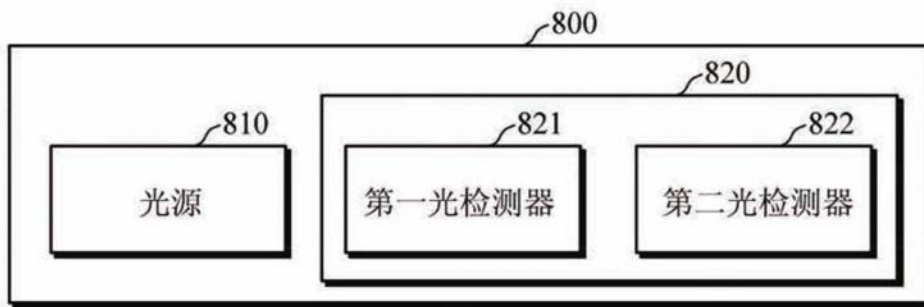


图8

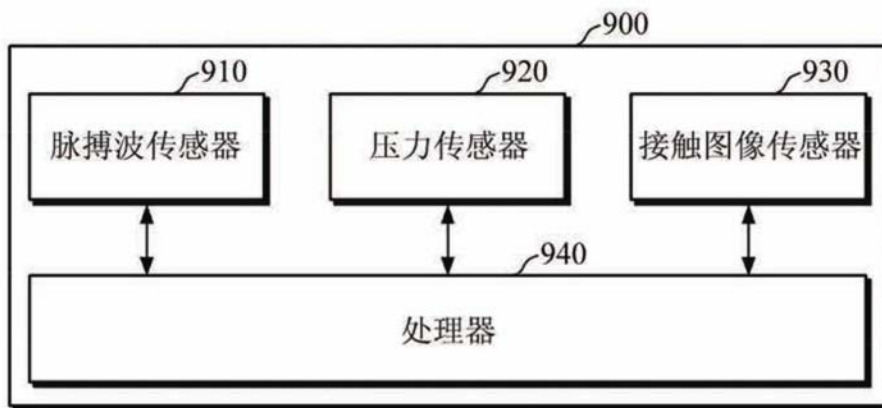


图9

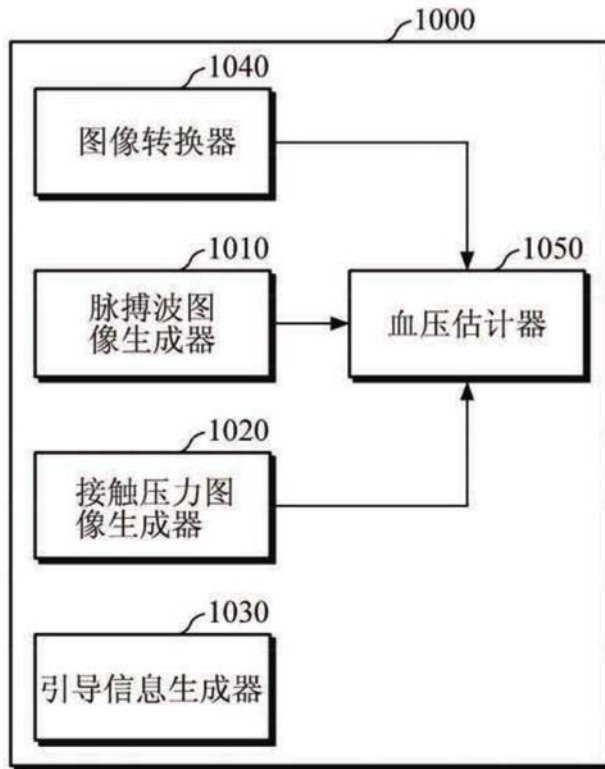


图10

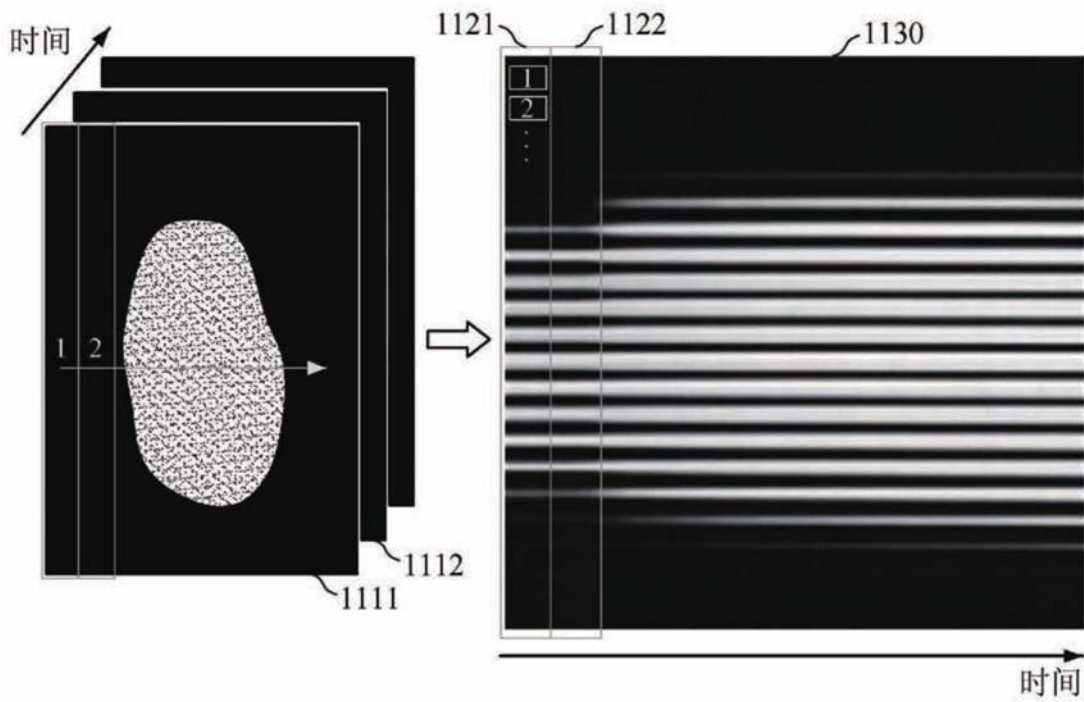


图11

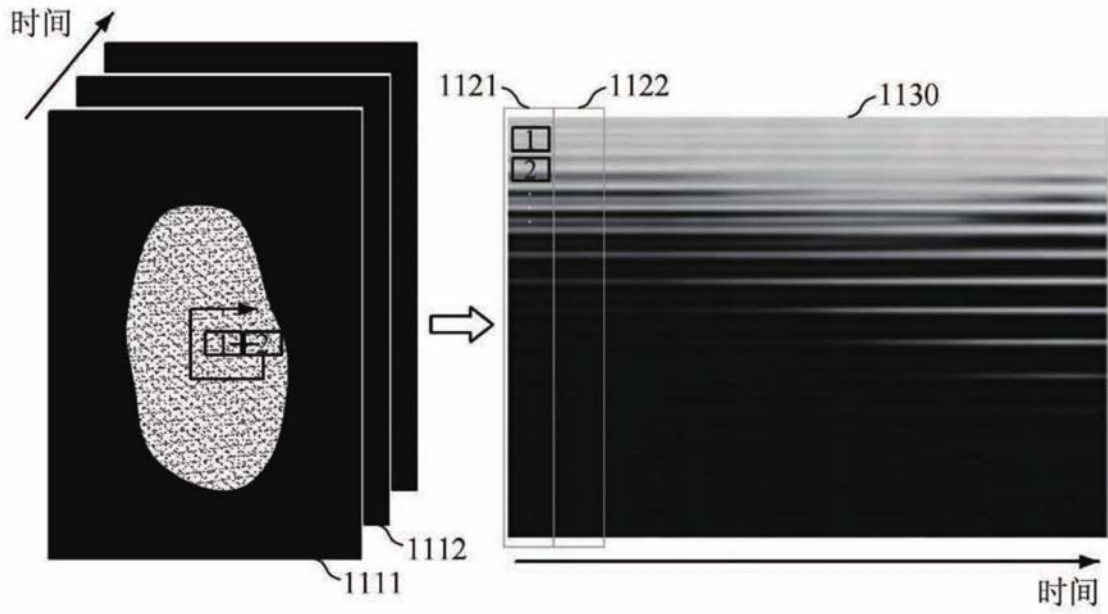


图12

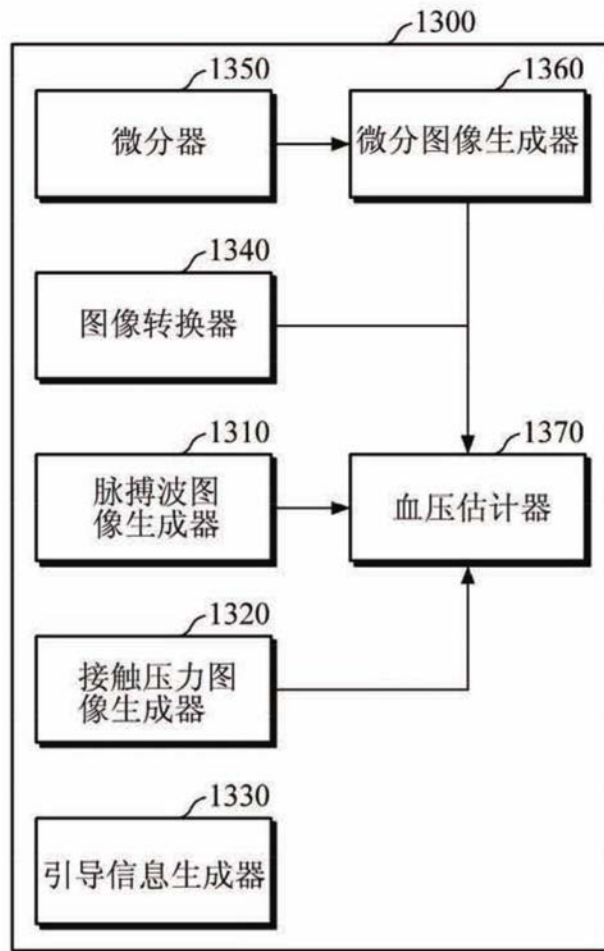


图13

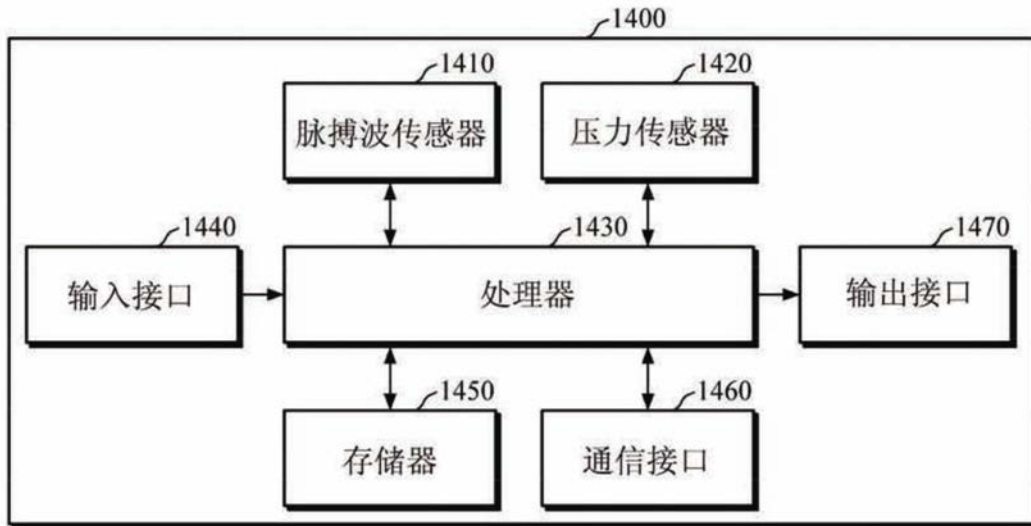


图14

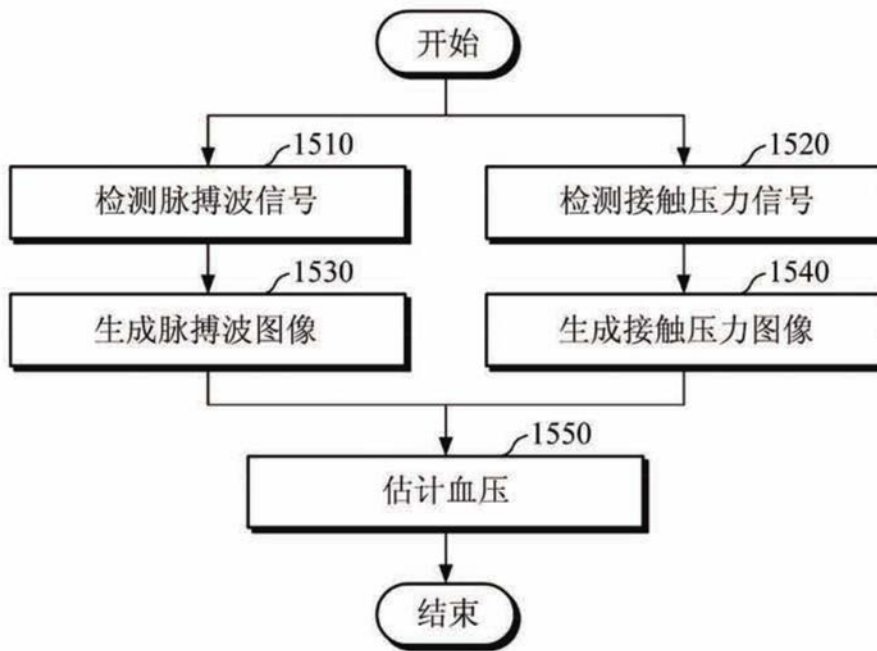


图15

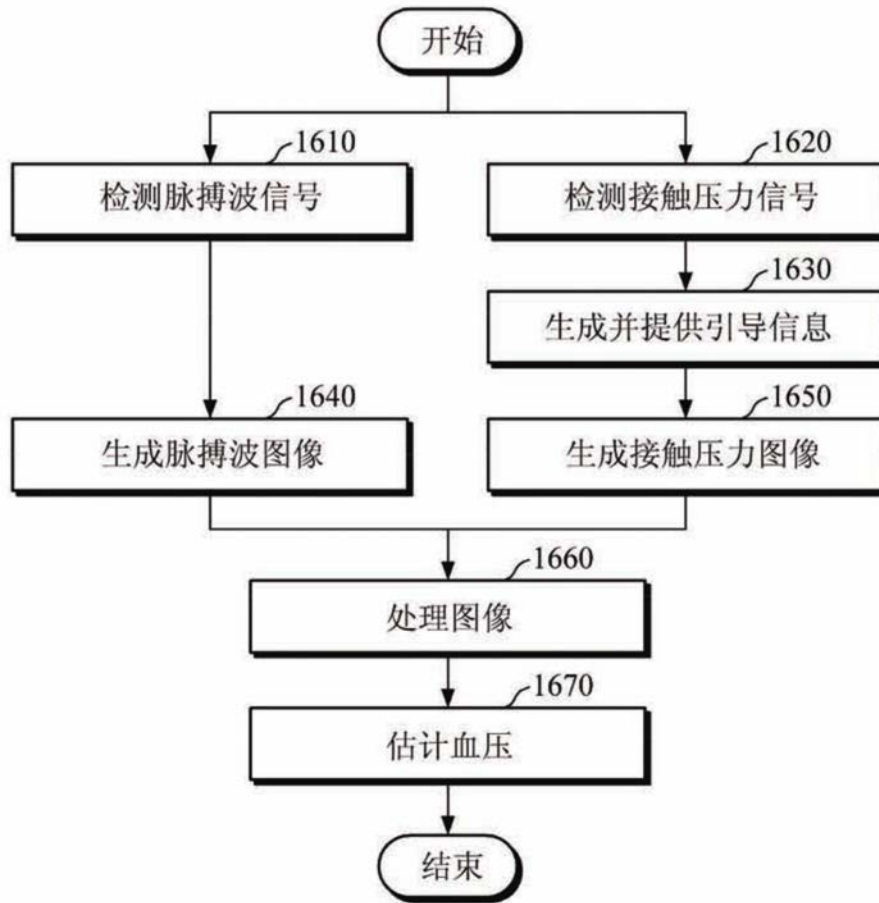


图16

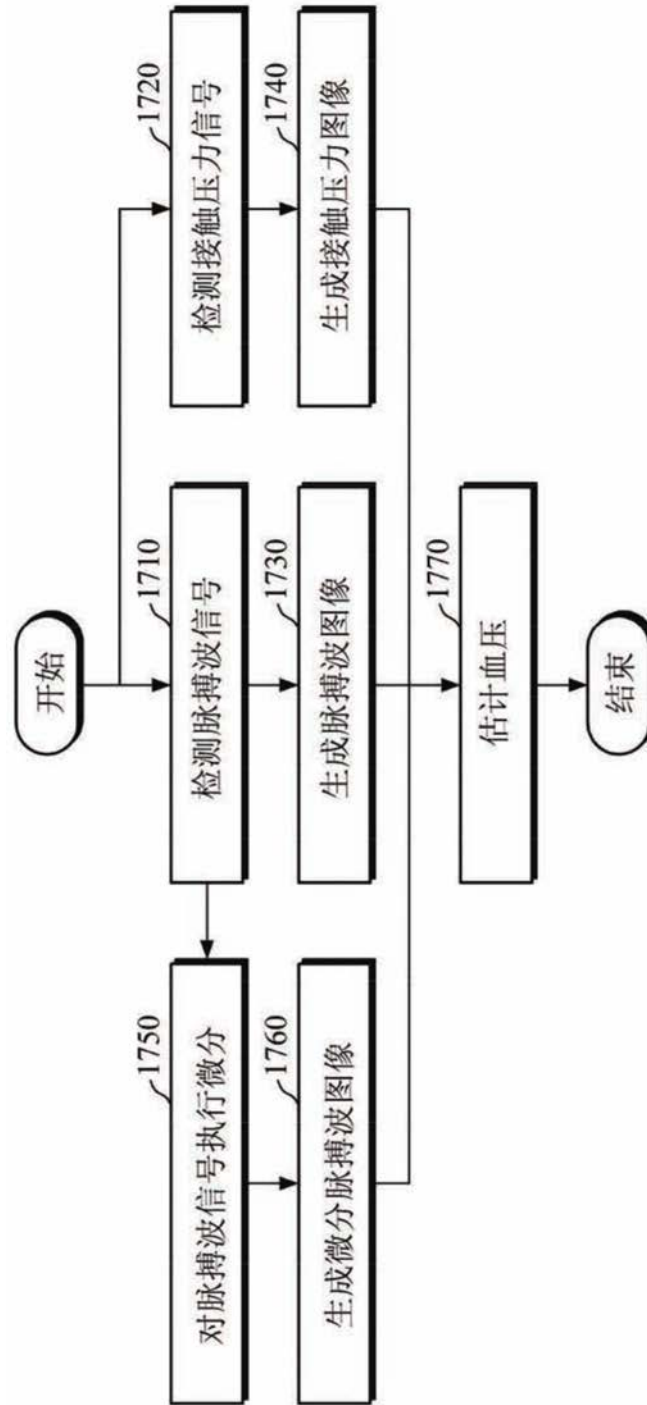


图17

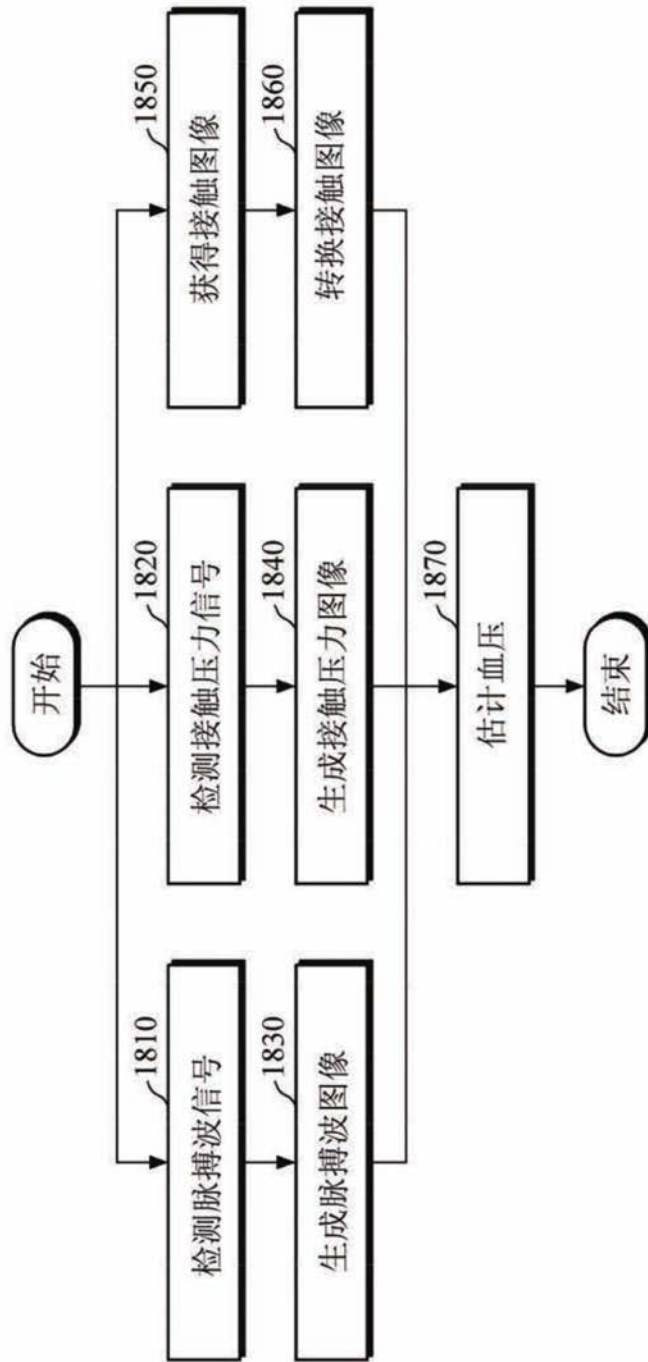


图18

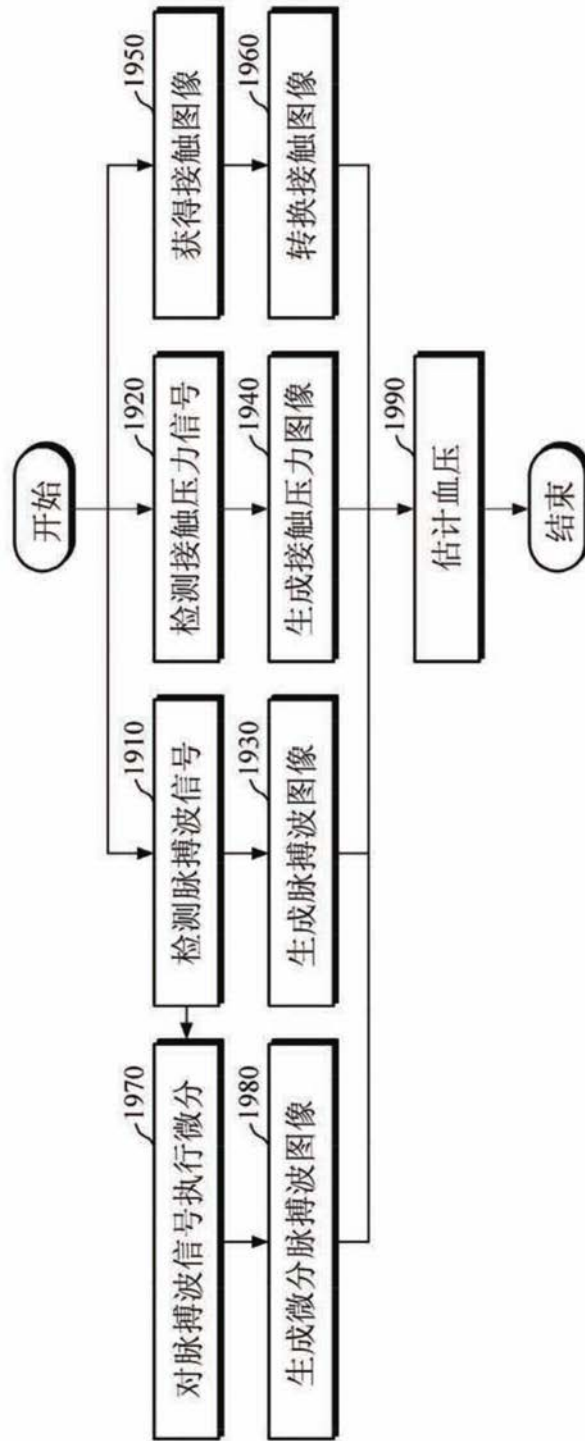


图19

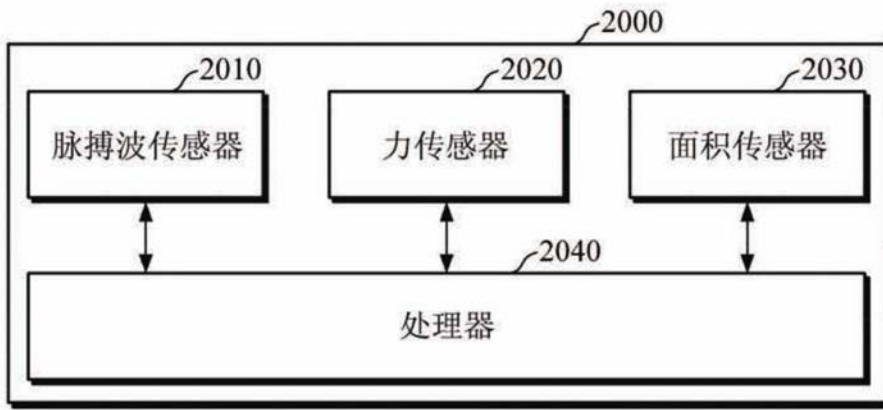


图20

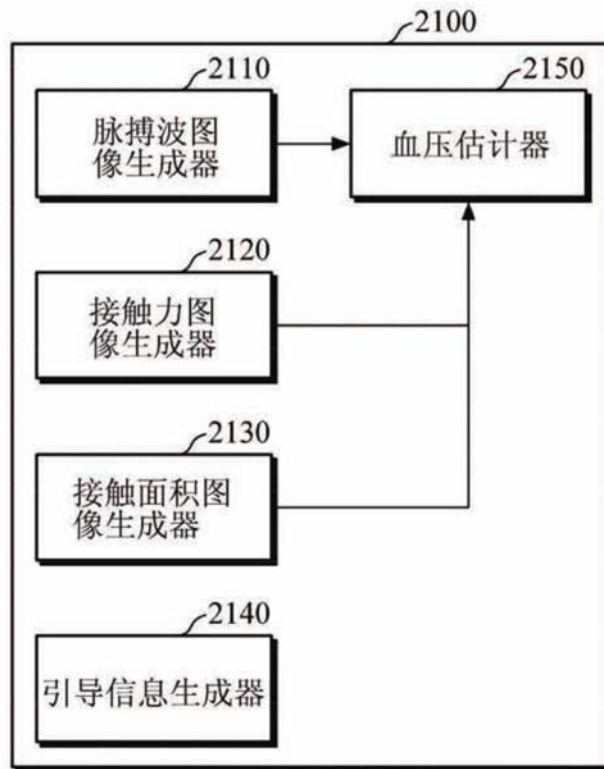


图21

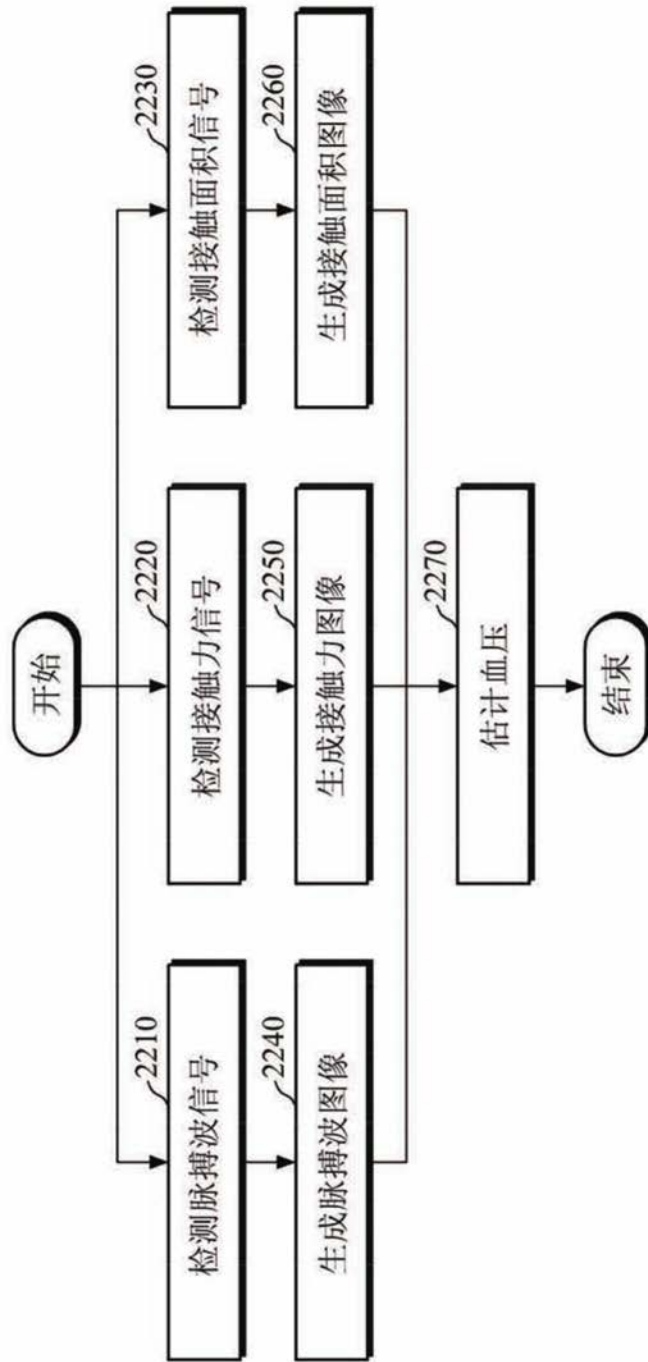


图22

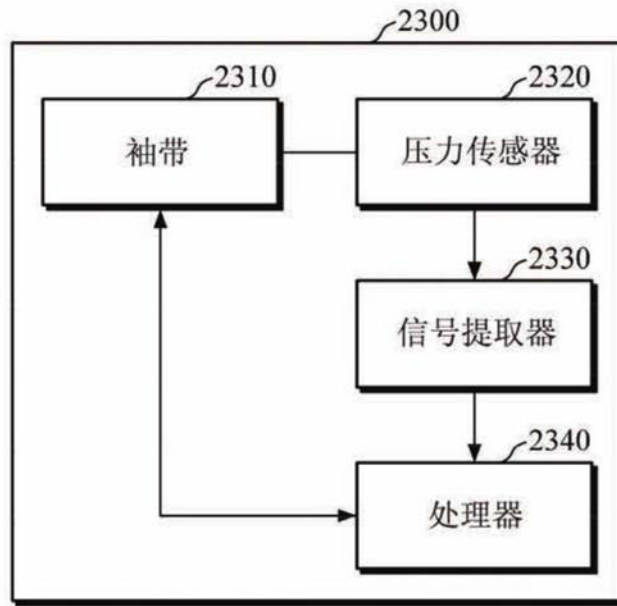


图23

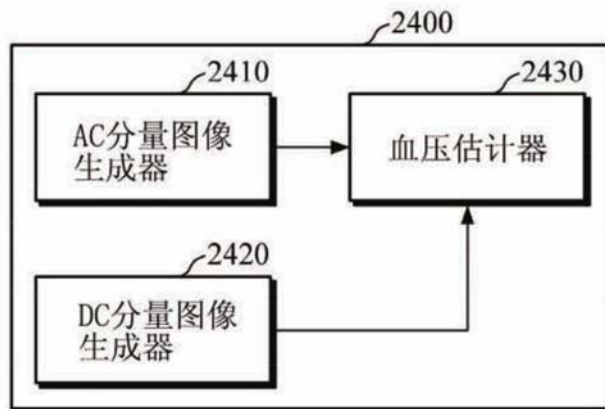


图24

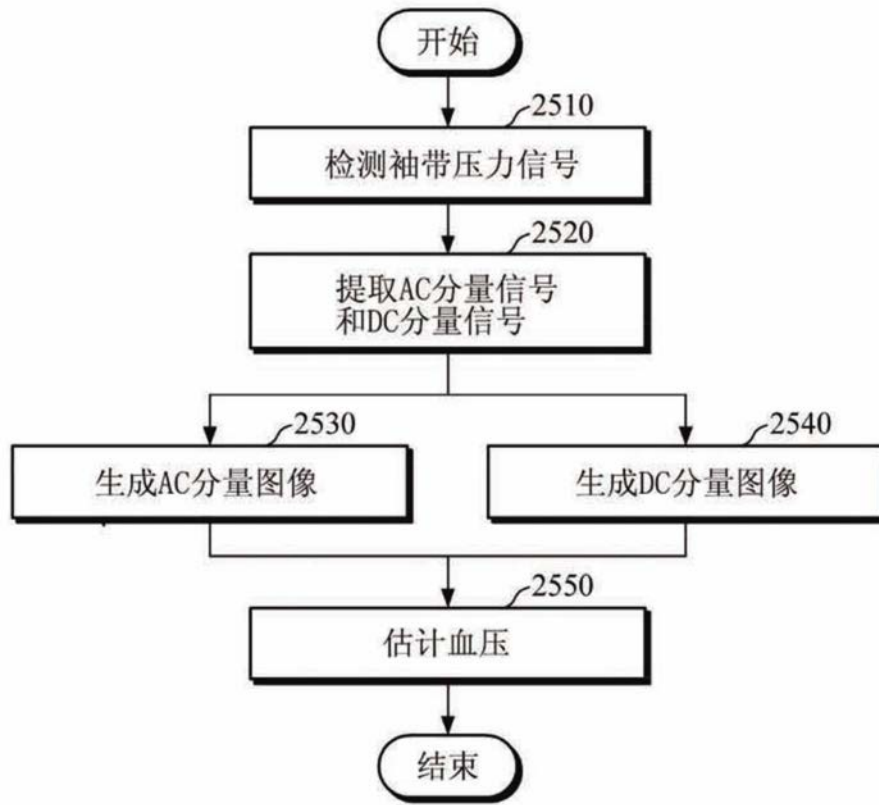


图25

专利名称(译)	血压测量设备		
公开(公告)号	CN111166312A	公开(公告)日	2020-05-19
申请号	CN201911093347.4	申请日	2019-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	朴商纶 崔镇宇 姜在珉 金渊皓 崔昌穆		
发明人	朴商纶 崔镇宇 姜在珉 金渊皓 崔昌穆		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/02116 A61B5/0261 A61B5/0295 A61B5/6843 A61B5/7239 A61B5/7257 A61B5/726 A61B5/7267 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/026 A61B5/02108 A61B5/022 A61B5/02416 A61B5/7278 A61B2562/0247		
代理人(译)	刘灿强		
优先权	1020180138379 2018-11-12 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开一种血压测量设备。所述血压测量设备包括：脉搏波传感器，被配置为检测对象的脉搏波信号；压力传感器，被配置为检测与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号；以及处理器，被配置为基于检测的对象的脉搏波信号生成脉搏波图像，基于检测的与对象和脉搏波传感器之间的接触压力对应的接触压力信号生成接触压力图像，并且基于生成的脉搏波图像、生成的接触压力图像和血压估计模型来估计对象的血压。

