



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111200965 A

(43)申请公布日 2020.05.26

(21)申请号 201880066185.2

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

(22)申请日 2018.09.13

代理人 金玉洁

(30)优先权数据

62/570,503 2017.10.10 US

15/809,895 2017.11.10 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.04.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/050956 2018.09.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/074610 EN 2019.04.18

(71)申请人 威里利生命科学有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 R.纳拉西曼

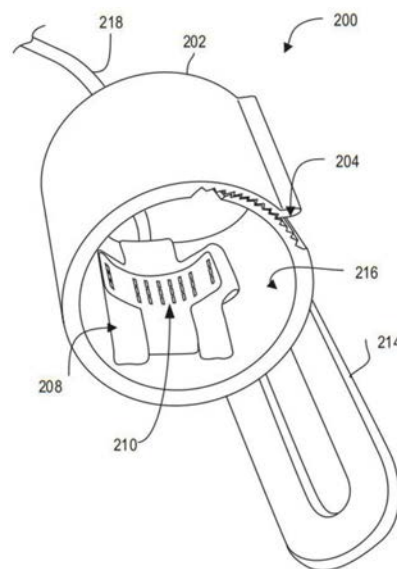
权利要求书5页 说明书13页 附图16页

(54)发明名称

使用手指可佩戴的传感器阵列的血压估计

(57)摘要

一种手指可佩戴的血压监测设备,包括袖带、触觉传感器阵列和控制电路系统。触觉传感器阵列设置在袖带的对内表面上或者邻近袖带的对内表面。触觉传感器阵列包括多个传感器。控制电路系统耦合到触觉传感器阵列,并且包括用以执行操作的逻辑。该操作包括在第一时间周期内,监测由手指的指动脉施加到多个传感器中每一个传感器的压力。该操作还包括响应于监测到压力而生成多个触觉波形。多个触觉波形中的每一个触觉波形与在第一时间周期内施加到多个传感器中的相应一个传感器的压力相对应。该操作还包括至少部分地基于多个触觉波形来估计血压。



1. 一种手指可佩戴的血压监测设备,所述设备包括:

袖带;

触觉传感器阵列,其设置在所述袖带的对内表面上或者邻近袖带的对内表面,其中,所述触觉传感器阵列包括多个传感器;和

控制电路系统,其耦合到所述触觉传感器阵列,所述控制电路系统包括逻辑,当所述逻辑由所述控制电路系统执行时,使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行操作,包括:

在第一时间周期内,监测由手指的指动脉施加到所述多个传感器中每一个传感器的压力;

响应于监测到压力,生成多个触觉波形,其中,所述多个触觉波形中的每一个触觉波形与在第一时间周期内施加到所述多个传感器中的相应一个传感器的压力相对应;和

至少部分地基于所述多个触觉波形来估计血压。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

将传递函数应用于所述多个触觉波形中的每一个触觉波形,以将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形从第一波形类型转换成第二波形类型,其中,第一波形类型和第二波形类型表示在不同动脉处监测的血压。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

通过一个或多个滤波器将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形分解成低通分量和带通分量,其中,所述低通分量与在第一时间周期内施加的压力相对应,并且其中,所述带通分量与在第一时间周期内、至少部分地由于指动脉内的血流而引起的压力波动相对应。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

从所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的带通分量中检测动脉脉冲,其中,每一个动脉脉冲至少部分地基于由于血流而引起的压力波动。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

基于所述多个触觉波形中的至少一个触觉波形来确定至少一个比较度量;和

通过将所述比较度量与对应的阈值进行比较来确定是接受还是拒绝所述触觉传感器阵列的多个触觉波形中的至少一个触觉波形。

6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

识别所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大幅度动脉脉冲,其中,所述最大幅度动脉脉冲是具有比所述多个触觉波形中的对应一个触觉波形中的任何一个其他动脉脉冲更大的脉冲幅度的动脉脉冲之一。

7. 根据权利要求6所述的设备,其中,所述比较度量至少包括最大幅度动脉脉冲,并且其中,所述对应的阈值是脉冲幅度阈值。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

基于将所述最大幅度动脉脉冲与所述脉冲幅度阈值进行比较来识别所述多个触觉波形中包括的第一组触觉波形;和

基于第一组触觉波形的最大幅度动脉脉冲的时刻来确定时间扩展度量,其中,所述时间扩展度量被包括在所述至少一个比较度量中,并且其中,所述对应的阈值是时间扩展阈值;和

将第一组触觉波形的时间扩展度量与所述时间扩展阈值进行比较。

9. 根据权利要求6所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大动脉脉冲相互比较,以确定基础动脉脉冲,其中,所述基础动脉脉冲的脉冲幅度大于所述多个触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度,其中,所述基础动脉脉冲处于第一时间周期内的基础时刻。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

基于所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的、在基础时刻的低通分量来确定压力扩展度量,其中,所述至少一个比较度量包括所述压力扩展度量,并且其中,所述对应的阈值是压力扩展阈值;和

将所述多个触觉波形的压力扩展度量与所述压力扩展阈值进行比较。

11. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

从所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的低通分量和带通分量中的至少一个提取特征。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

从所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的带通分量中检测动脉脉冲,其中,每一个动脉脉冲至少部分地基于由于血流而引起的压力波动;

识别所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大幅度动脉脉冲,其中,所述最大幅度动脉脉冲是具有比所述多个触觉波形中的对应一个触觉波形中的任何一个其他动脉脉冲更大的脉冲幅度的动脉脉冲之一;和

将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大动脉脉冲相互比较,以确定基础动脉脉冲,其中,所述基础动脉脉冲的脉冲幅度大于所述多个触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度,其中,所述基础动脉脉冲处于第一时间周期内的基础时刻。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述控制电路系统包括另外的逻辑,所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作,包括:

计算表示在第一时间周期内第一触觉波形中包括的动脉脉冲的脉冲幅度的特征曲线,其中,第一触觉波形的动脉脉冲包括所述基础动脉脉冲;和

基于所述特征曲线的最大脉冲幅度、所述特征曲线的最大斜率、所述特征曲线的最小斜率或所述特征曲线的底部中的至少一个来确定特征时刻,并且

其中,所述特征包括所述多个触觉波形的每一个触觉波形的、在特征时刻的低通分量的压力。

14. 根据权利要求12所述的设备, 其中, 所述控制电路系统包括另外的逻辑, 所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作, 包括:

计算在所述基础时刻的所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的特征脉冲幅度、正包络或负包络中的至少一个, 其中, 所述特征包括脉冲幅度、正包络分量或负包络中的至少一个。

15. 根据权利要求11所述的设备, 其中, 所述控制电路系统包括另外的逻辑, 所述另外的逻辑在被执行时使得所述手指可佩戴的血压监测设备执行另外的操作, 包括:

使用对所述特征的正则化线性回归来计算收缩压估计值和舒张压估计值。

16. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述触觉传感器阵列中包括的多个传感器中的每一个传感器都是电容传感器, 并且其中, 所述多个触觉波形至少部分地基于所述电容传感器的电容值。

17. 一种用于估计血压的方法, 所述方法包括:

在第一时间周期内, 监测由手指的指动脉施加到触觉传感器阵列中包括的多个传感器的压力;

响应于监测到压力, 生成多个触觉波形, 其中, 所述多个触觉波形中的每一个触觉波形与在第一时间周期内施加到所述多个传感器中的相应一个传感器的压力相对应; 和

至少部分地基于所述多个触觉波形来估计血压。

18. 根据权利要求17所述的方法, 还包括:

将传递函数应用于所述多个触觉波形中的每一个触觉波形, 以将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形从第一波形类型转换成第二波形类型, 其中, 第一波形类型和第二波形类型表示在不同动脉处监测的血压。

19. 根据权利要求17所述的方法, 还包括:

通过一个或多个滤波器将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形分解成低通分量和带通分量, 其中, 所述低通分量与在第一时间周期内施加的压力相对应, 并且其中, 所述带通分量与在第一时间周期内、至少部分地由于指动脉内的血流而引起的压力波动相对应。

20. 根据权利要求19所述的方法, 还包括:

从所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的带通分量中检测动脉脉冲, 其中, 每一个动脉脉冲至少部分地基于由于血流而引起的压力波动。

21. 根据权利要求20所述的方法, 还包括:

基于所述多个触觉波形中的至少一个触觉波形来确定至少一个比较度量; 和

通过将所述比较度量与对应的阈值进行比较来确定是接受还是拒绝所述触觉传感器阵列的多个触觉波形中的至少一个触觉波形。

22. 根据权利要求21所述的方法, 还包括:

识别所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大幅度动脉脉冲, 其中, 所述最大幅度动脉脉冲是具有比所述多个触觉波形中的对应一个触觉波形中的任何一个其他动脉脉冲更大的脉冲幅度的动脉脉冲之一。

23. 根据权利要求22所述的方法, 其中, 所述比较度量至少包括最大幅度动脉脉冲, 并且其中, 所述对应的阈值是脉冲幅度阈值。

24. 根据权利要求23所述的方法, 还包括:

基于将所述最大幅度动脉脉冲与所述脉冲幅度阈值进行比较来识别所述多个触觉波形中包括的第一组触觉波形;和

基于第一组触觉波形的最大幅度动脉脉冲的时刻来确定时间扩展度量,其中,所述时间扩展度量被包括在所述至少一个比较度量中,并且其中,所述对应的阈值是时间扩展阈值;和

将第一组触觉波形的时间扩展度量与所述时间扩展阈值进行比较。

25. 根据权利要求22所述的方法,还包括:

将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大动脉脉冲相互比较,以确定基础动脉脉冲,其中,所述基础动脉脉冲的脉冲幅度大于所述多个触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度,其中,所述基础动脉脉冲处于第一时间周期内的基础时刻。

26. 根据权利要求25所述的设备,还包括:

基于所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的、在基础时刻的低通分量来确定压力扩展度量,其中,所述至少一个比较度量包括所述压力扩展度量,并且其中,所述对应的阈值是压力扩展阈值;和

将所述多个触觉波形的压力扩展度量与所述压力扩展阈值进行比较。

27. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

从所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的低通分量和带通分量中的至少一个中提取特征。

28. 根据权利要求27所述的方法,还包括:

从所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的带通分量中检测动脉脉冲,其中,每一个动脉脉冲至少部分地基于由于血流而引起的压力波动;

识别所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大幅度动脉脉冲,其中,所述最大幅度动脉脉冲是具有比所述多个触觉波形中的对应一个触觉波形中的任何一个其他动脉脉冲更大的脉冲幅度的动脉脉冲之一;和

将所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大动脉脉冲相互比较,以确定基础动脉脉冲,其中,所述基础动脉脉冲的脉冲幅度大于所述多个触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度,其中,所述基础动脉脉冲处于第一时间周期内的基础时刻。

29. 根据权利要求28所述的方法,还包括:

计算表示在第一时间周期内第一触觉波形中包括的动脉脉冲的脉冲幅度的特征曲线,其中,第一触觉波形的动脉脉冲包括所述基础动脉脉冲;和

基于所述特征曲线的最大脉冲幅度、所述特征曲线的最大斜率、所述特征曲线的最小斜率或所述特征曲线的底部中的至少一个来确定特征时刻,并且

其中,所述特征包括所述多个触觉波形中的每一个触觉波形在所述特征时刻的低通分量的压力。

30. 根据权利要求28所述的方法,还包括:

计算在所述基础时刻的所述多个触觉波形中的每一个触觉波形的特征脉冲幅度、正包络或负包络中的至少一个,其中,所述特征包括脉冲幅度、正包络分量或负包络中的至少一个。

31. 根据权利要求27所述的方法,还包括:

使用对所述特征的正则化线性回归来计算收缩压估计值和舒张压估计值。

使用手指可佩戴的传感器阵列的血压估计

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年10月10日提交的美国临时申请第62/570,503号的权益,其内容通过引用合并于此。

技术领域

[0003] 本公开一般涉及血压监测,尤其但不排他地,涉及用在指动脉处的血压监测器来估计血压。

背景技术

[0004] 高血压是大部分人口的健康问题,但定期监测并不常见。血压监测器通常在医生的办公室、医院、药店,偶尔也在家里。然而,那些患有高血压的人可能只是在去医生办公室就诊期间或在药房等待处方时偶尔监测他们的血压。许多医生要求进行额外的血压监测,但由于获取读数的困难、便携式装置的费用或使用血压监测器时的相关不适,患者可能无法坚持到底。相关的不适通常是由于例如手臂或手腕的挤压造成。因此,可能期望具有便携式的、易于使用的和更舒适的无痛血压监测设备。

附图说明

[0005] 参考以下附图描述本发明的非限制性和非穷尽性实施例,其中,除非另有规定,否则在各个视图中相同的附图标记指代相同的部件。并非元素的所有实例都必须进行标记,以免在适当的地方混淆附图。附图不一定是按比例绘制的,重点在于说明所描述的原理。

[0006] 图1是根据本公开实施例的血压监测设备的功能框图。

[0007] 图2A示出了根据本公开实施例的手指可佩戴的血压监测设备的剖视图。

[0008] 图2B示出了根据本公开实施例的手指可佩戴的血压监测设备的透视图。

[0009] 图3A-图3B示出了根据本公开实施例的用于估计血压的方法。

[0010] 图4示出了根据本公开实施例的在循环系统内的不同动脉处测量的动脉脉冲形状的代表性变化。

[0011] 图5示出了根据本公开实施例的应用于多个触觉波形的不同传递函数的幅度和相位相对于(versus)频率的曲线图。

[0012] 图6示出了根据本公开实施例的应用于多个触觉波形的低通滤波器和带通滤波器的频率响应。

[0013] 图7示出了根据本公开实施例的在应用一个或多个滤波器之后,相对于时间的作为压力的触觉波形的低通分量和带通分量。

[0014] 图8示出了根据本公开实施例的从触觉波形的带通分量检测动脉脉冲。

[0015] 图9示出了根据本公开实施例的确定是接受还是拒绝触觉波形为有效的。

[0016] 图10示出了根据本公开实施例的确定是接受还是拒绝触觉波形为有效的。

[0017] 图11示出了根据本公开实施例的从触觉波形中提取特征。

[0018] 图12示出了根据本公开实施例的利用对特征的正则化线性回归来估计血压的机器学习算法的误差。

[0019] 图13A和图13B示出了根据本公开实施例的用参考数据验证估计的血压的机器学习算法的学习曲线。

[0020] 图14示出了根据本公开实施例的在不同传递函数的情况下使用不同超参数值进行血压估计的误差比较。

具体实施方式

[0021] 本文描述了使用手指可佩戴的触觉传感器阵列来进行血压估计的系统和方法的实施例。在以下描述中,阐述了许多具体细节,以提供对实施例的透彻理解。然而,相关领域的技术人员将认识到,可以不用一个或多个具体细节,或者用其他方法、组件、材料等来实践本文描述的技术。在其他实例中,没有详细示出或描述众所周知的结构、材料或操作,以避免模糊某些方面。

[0022] 在整个说明书中提及“一个实施例”或“实施例”意味着结合该实施例描述的特定特征、结构或特性被包括在本发明的至少一个实施例中。因此,在本说明书各处出现的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”不一定都指代同一实施例。此外,在一个或多个实施例中,特定特征、结构或特性可以以任何合适的方式组合。

[0023] 本公开通过使用手指可佩戴设备,使方便的、非侵入性和无痛的血压监测成为可能。手指可佩戴设备包括触觉传感器阵列,以监测和感测施加到触觉传感器阵列中包括的多个传感器中的每一个传感器的压力。施加到触觉传感器阵列的压力至少部分是由于动脉搏动和通过致动机构施加的压力,该致动机构包括可膨胀的囊袋(例如,用泵膨胀的气囊、充有液体的囊袋或可任何其他可控地扩张的囊袋)。该设备体积小、方便并且无痛,能够在白天和睡眠期间定期监测血压。目前夜间血压监测很困难,因为传统的臂袖由于对手臂的压迫可能唤醒用户。相比之下,本公开呈现了一种手指可佩戴的血压监测设备,其能够在降低唤醒用户概率的情况下测量血压。

[0024] 此外,本公开呈现了手指可佩戴设备的实施例,其利用触觉传感器阵列的监测和感测来自动考虑手指可佩戴设备在用户手指上的贴合。例如,血压估计算法可以考虑由佩戴手指可佩戴设备的用户手指周围的松贴合或紧贴合造成的测量值的差异。在气囊膨胀之前,贴合的紧密度可以由触觉传感阵列中包括的一个或多个传感器自动感测。另外,多个触觉传感元件(例如,多个传感器中的每一个传感器)的存在会导致来自触觉传感器阵列的多个触觉波形,这使得能够提高血压测量和估计的准确性。

[0025] 本公开的实施例利用手指可佩戴设备来监测指动脉(例如,诸如尺侧或桡侧的指动脉)处的血压。手指可佩戴设备可以使用示波测量法、听诊或压平眼压测量法来估计用户在指动脉处的血压,该血压随后可以用传递函数和机器学习算法转换成临床或肱动脉血压。对于压平眼压测量法,手指可佩戴设备可以包括触觉传感器阵列,该触觉传感器阵列可以按压在手指的指动脉上,这可以使指动脉变形。指动脉可能会也可能不会变形到阻塞。随着手指施加到触觉传感器阵列的压力缓慢减小,指动脉可以缓慢地转换回正常形状,并且可以通过内部压力等于触觉传感器阵列施加到指动脉上的外部压力的点。该点可以在指动脉的局部半径接近无穷大时发生,至少参照触觉传感器阵列的传感器的尺寸。在这种状态

下,例如,在指动脉的局部区域是平坦的状态下,由于心跳而引起的动脉中的血流变化可能造成指动脉的平坦区域经历压力波动(例如,动脉脉冲)。最大波动可能出现在平坦条件,该最大波动表示其脉冲幅度大于任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度的一个动脉脉冲,当局部区域不太平坦时,压力波动可能减小。在一些实施例中,其脉冲幅度大于所有多个触觉波形中包括的任何其他动脉脉冲的脉冲幅度的动脉脉冲被称为基础动脉脉冲。基础动脉脉冲被包括在在基础时刻发生的动脉脉冲中,并且被包括在与多个触觉波形中包括的第一触觉波形相关联的动脉脉冲中。虽然上述操作是根据手指和触觉传感器阵列之间压力的受控减小来讨论的,但是,可替换地,该操作也可以使用压力的受控增加来执行,并且可以在受控增加期间测量压力变化。

[0026] 触觉传感器阵列可以包括可变形的电容传感器,其可以由于由压力波动造成的动脉壁中的波动而变形。这些波动可以改变一个或多个可变形电容传感器的形状,例如,高度,这可以改变它们的电容值。可以测量变化的电容,这提供了指动脉中血压的指示。电容传感器的电容水平可以通过工厂校准程序转换成压力水平,例如,mmHg,以形成多个触觉波形。多个触觉波形中的每一个触觉波形与在第一时间周期内施加到多个传感器中的相应一个传感器的压力相对应。多个触觉波形的特征可以被用于通过具有机器学习算法的回归建模(例如,诸如Lasso的线性回归模型)独立地估计平均动脉压、收缩压和舒张压。在相同或其他实施例中,多个传感器的测量变化(例如,电容变化)和/或压力波动的最大幅度可以被用于估计指动脉处的平均动脉压。然后,在一些实施例中,可以基于平均动脉压来估计指动脉处的收缩压和舒张压。

[0027] 为了实施听诊,手指可佩戴设备可以按压指动脉以使其阻塞,然后压力缓慢降低。该设备中包括的麦克风可以记录在血液开始流动时源自指动脉的声音,称为Korotkoff声音。随着施加在动脉上的压力降低,Korotkoff声音的特征发生变化。与首次Korotkoff声音相对应的施加的压力可以是收缩压的估计值,并且与Korotkoff声音的终止相对应的施加的压力可以是舒张压的估计值。

[0028] 为了实施示波测量法,指动脉可以被囊袋按压或挤压到至少高于收缩压的压力,然后该压力可以缓慢降低。在压力降低期间,测量囊袋中压力的压力传感器也可以测量由于指动脉中的血流而引起的囊袋中的压力振荡。该压力振荡可以从小幅度开始,增加到最大幅度,然后减小。类似于压平眼压测量技术,在最大幅度处的施加的压力可以是平均动脉压的估计值。根据测量的压力振荡,可以估计平均动脉压、收缩压和舒张压。

[0029] 图1是根据本公开实施例的血压监测设备100的功能框图。在所描绘的实施例中,设备100包括传感器阵列110、控制电路系统112、其他传感器125、囊袋106和天线123。控制电路系统112的所示实施例包括电源105和控制器115。电源105的所示实施例包括能量收集天线107、充电电路系统109和电池111。控制器115的所示实施例包括控制逻辑117、血压(blood pressure, BP)逻辑119、模数转换器(Analog-to-Digital Converter, ADC) 147、多路复用器(multiplexer, MUX) 149和通信逻辑121。此外,如图所示,血压设备100的各种组件经由一个或多个互连件113彼此通信耦合(例如,电耦合)。

[0030] 电源105向控制器115和设备100的各种其他传感器和组件提供工作电压。天线123由控制器115操作,以向和/或从设备100传送信息。在所示实施例中,天线123、控制器115和电源105设置在基底(例如,图2A所示的基底208)上。

[0031] 在所示实施例中,电源105包括电池111,以给包括控制器115在内的各种嵌入式电子设备供电。电池111可以由充电电路系统109和能量收集天线107感应充电。在一个实施例中,天线123和能量收集天线107是独立的天线,它们提供它们各自的能量收集和通信功能。在另一个实施例中,能量收集天线107和天线123是相同的物理天线,对于它们各自的感应充电和与读取器135的无线通信的功能是时间共享的。在其他实施例中,电池111可以通过插入到设备100中的电线进行充电。

[0032] 充电电路系统109可以包括整流器/调节器,以调节捕获的能量以用于给电池111充电,或者在没有电池111的情况下直接给控制器115供电。充电电路系统109还可以包括一个或多个能量存储设备,以减轻能量收集天线107的高频变化。例如,一个或多个能量存储设备(例如,电容器、电感器等)可以被连接以用作低通滤波器。

[0033] 控制器115包含设计其他嵌入式组件操作的逻辑。控制逻辑117控制设备100的一般操作,包括提供逻辑用户界面、功率控制功能等。另外,控制逻辑117控制囊袋106的膨胀和收缩,并从囊袋106中包括的压力传感器接收压力数据。ADC 147可以从其他传感器125和传感器阵列110接收数据。ADC 147可以将接收到的数据转换成数字格式,并将其提供给控制逻辑117和/或BP逻辑119。在一些实施例中,ADC 147可以经由MUX 149耦合到传感器阵列110和其他传感器125,该MUX 149控制数据流入ADC 147。

[0034] BP逻辑119可以从传感器阵列110接收测量值(例如,电容测量值),并将测量值转换成等效压力值。例如,压力值可以以mmHg为单位。根据本公开的实施例,可以进一步将压力值转换成传感器阵列110中包括的每个传感器的压力波形(例如,多个触觉波形),可以在时域或频域中对压力波形进行分析,以确定指动脉处的平均动脉压、收缩压和/或舒张压。在一些实施例中,多个触觉波形可以从第一波形(例如,指动脉处的压力)类型转换成第二波形类型(例如,肱动脉处的压力)。BP逻辑119(和其他组件)可以分析多个触觉波形,以确定多个触觉波形中的每一个的动脉脉冲。多个触觉波形中的每一个都具有对应的一个具有最大脉动幅度的动脉脉冲(例如,在多个触觉波形中包括的特定触觉波形内具有局部最大幅度的动脉脉冲)。所确定的动脉脉冲随后可以用于估计血压。

[0035] 在一些实施例中,BP逻辑119可以从麦克风接收声音记录,以实施听诊血压估计。麦克风可以是其他传感器125的一部分,其可以被布置为记录在指动脉中发生的血液脉冲。BP逻辑119可以分析与从囊袋106接收的(由于囊袋106中包括的压力传感器而产生的)压力数据相关的声音记录,以确定Korotkoff声音开始和结束时的压力。如果在此期间囊袋106中的压力降低,与Korotkoff声音的开始相对应的压力可以是收缩压的估计值,而与Korotkoff声音的结束相对应的压力可以是舒张压的估计值。

[0036] 在一些实施例中,BP逻辑119可以使用示波测量法来确定平均动脉压(mean arterial pressure,MAP)、收缩压(systolic blood pressure,SBP)和舒张压(diastolic blood pressure,DBP)。平均动脉压、收缩压和舒张压的确定可以类似于压平眼压测量技术,但是可以使用囊袋106内的压力传感器测量值来代替触觉传感器阵列110的测量值。例如,包括在囊袋106中的压力传感器可以测量由于手指压在囊袋106上指动脉中的血流而引起的压力变化。与动脉脉冲的最大幅度相对应的压力可以是平均动脉压力的估计值。随后,根据本公开的实施例,BP逻辑119可以通过一个或多个回归(例如,线性回归)来确定收缩压和舒张压。

[0037] 在一些实施例中,BP逻辑119可以使用所有三种技术来执行BP估计。然后,可以比较来自三种不同技术的BP估计,以确定用户在指动脉处的BP的最接近的估计。此外,或者可替换地,BP逻辑119可以利用来自示波测量技术和听诊技术的血压估计值作为参考数据来确认和/或验证来自触觉传感器阵列110的血压估计的准确性,该血压估计是通过机器学习算法的正则化回归建模来确定的。

[0038] 控制逻辑117可以从其他传感器106接收诊断数据,其他传感器106可以包括温度传感器、加速度计、光电容积描记器 (photoplethysmograph, PPG) 和麦克风。可以对数据进行分析,以确定是否有任何测量值在设定的阈值之外,如果是,则相应地做出响应。例如,如果加速度计数据显示在血压读数期间手指移动超过期望,则控制逻辑117可以拒绝该读数。此外,控制逻辑117可以基于PPG传感器数据确定用户的心率 (heart rate, HR)、呼吸率 (respiratory rate, RR) 和/或氧饱和度 (oxygen saturation, SpO₂)。最后,如果温度在设定范围之外,则温度数据可以被用于调节任何血压估计。

[0039] 通信逻辑121提供用于经由天线123与读取器135进行无线通信的通信协议。在一个实施例中,当存在从读取器135输出的电磁场151时,通信逻辑121经由天线123提供反向散射通信。在一个实施例中,通信逻辑121作为智能无线射频识别 (“RFID”) 标签进行操作,其调制天线123的阻抗以用于反向散射无线通信。控制器115的各种逻辑模块可以在通用微处理器上执行的软件/固件、硬件 (例如,专用集成电路) 或两者的组合中来实施。

[0040] 所示实施例还包括具有处理器143、天线145和存储器137的读取器135。存储器137包括数据存储器139和程序指令141。如图所示,读取器135可以被设置在设备100的外部,但可以放置在它的附近以对设备100进行充电,向设备100发送指令,和/或从设备100提取数据。在一个实施例中,读取器135可以类似于为设备100提供支架或外壳的手持便携式设备。

[0041] 外部读取器135包括天线145 (或多于一个天线的组),用于向设备100发送无线信号151以及从设备100接收无线信号151。外部读取器135还包括计算系统,其中处理器143与存储器137进行通信。存储器137是非暂时性计算机可读介质,其可以包括但不限于磁盘、光盘、有机存储器和/或处理器143可读的任何其他易失性 (例如, RAM) 或非易失性 (例如, ROM) 存储系统。存储器137可以包括数据存储器139,以存储数据指示,诸如数据日志 (例如, 用户日志)、程序设置 (例如, 以调节设备100和/或外部读取器135的行为) 等。存储器137还可以包括由处理器143执行的程序指令141,以使得外部读取器135执行由指令141指定的处理。例如,程序指令141可以使得外部读取器135提供用户界面,该用户界面允许检索从设备100传达的信息,或者允许向设备100传输信息,以编程或以其他方式选择设备100的操作模式。外部读取器135还可以包括一个或多个硬件组件,用于操作天线145向设备100发送无线信号151以及从设备100接收无线信号151。

[0042] 外部读取器135可以是智能电话、数字助理或其他具有足以提供无线通信链路151的无线连接的便携式计算设备。外部读取器135也可以被实施为天线模块,该天线模块可以被插入到便携式计算设备中,诸如在无线通信链路151以便携式计算设备中不常采用的载波频率工作的实施例中。在一些实施例中,外部读取器135可以提示设备100的用户准备BP读数,这可以为用户提供将手指放置在与他们的心脏相等的高度处的契机 (moment)。此外,在执行BP读取的同时,外部读取器135可以为用户提供分散注意力的事。例如,分散注意力的事可以采取新闻文章、当前天气状况、游戏的形式,或者显示心跳波形和BP测量值。

[0043] 图2A-图2B示出了手指可佩戴的血压监测设备200的两个视图。设备200是图1所示的血压监测设备100的一种可能的实施方式。手指可佩戴的血压监测设备200的所示实施例包括袖带202(具有对内的表面216)、尺寸调节机构204、囊袋206、基底208、触觉传感器阵列210、控制电路系统212、对准凸片214和电连接218。袖带202具有环形形状(例如,环状或圆盘状),以套在用户的手指上。在一些实施例中,袖带202可以缠绕在用户的手指上。在其他实施例中,袖带202可以具有实心环形形状(例如,诸如具有延伸宽度的环),其滑动到用户的手指上。

[0044] 手指可佩戴的血压监测设备200,简称为设备200,可以佩戴在指动脉(例如,手指的动脉)上,或者与指动脉(例如,手指的动脉)接合,以确定用户的血压以及其他诊断数据。在一些实施例中,其他诊断数据可以包括心率(HR)、呼吸率(RR)、温度和血氧饱和度(SpO₂)。在一些实施例中,也可以检测设备200的运动。设备200可以在白天、晚上、白天和晚上都佩戴在用户的手指上,或者周期性地佩戴在用户的手指上,以监测用户的血压。在一些实施例中,设备200可以向外部读取器(例如,图1的外部读取器135)提供血压读数和其他诊断数据/运动数据。进而,例如,外部读取器可以记录数据,警告用户和/或用户的医生读数超出指定范围,或者将数据传输到与用户相关联的电子病历。

[0045] 设备200可以佩戴在手指上,并且触觉传感器阵列210被定向为与手指的指动脉对准。在一些实施例中,触觉传感器阵列210可以与手掌成60°对准,以使得触觉传感器阵列210位于手指尺侧的指动脉的上方居中。尺寸调节机构204可被调节以确保手指周围的紧密贴合。在一些实施例中,囊袋206可以被动态地膨胀以确保指动脉和触觉传感器阵列210被压在一起。随后,触觉传感器阵列210可以在第一时间周期内监测、测量和/或感测施加到触觉传感器阵列210中包括的多个传感器中的每一个的压力。施加到触觉传感器阵列210的压力包括由指动脉中的血流而引起的压力波动(例如,动脉脉冲)。根据本公开的实施例,设备200可以随后将监测到的、测量到的和/或感测到的压力转换成平均动脉压、收缩压和/或舒张压。在一些实施例中,控制电路系统212可以执行转换。在其他实施例中,表示监测到的、测量到的和/或感测到的压力的数据可以通过有线或无线的方式被传输到外部读取器以用于转换处理。虽然设备200包括囊袋206以便于施加压力,但是在其他实施例中,可以省略囊袋,并且可以调节尺寸调节机构204以提供必要的压力。

[0046] 囊袋206可以设置在袖带202的对内的表面216上,并且在一些实施例中,囊袋206可以沿着袖带202的大部分内圆周设置。在一些实施例中,囊袋206通常可以设置在对内表面216的与触觉传感器阵列210的位置相对的部分上,该触觉传感器阵列210设置在对内表面216上或邻近对内表面216。囊袋206可以由柔软的柔性材料形成,并且可以由于内部压力的增加而膨胀(例如,扩大和/或拉伸)。在一些实施例中,空气可以被引入(例如,泵送)到囊袋206中,以使囊袋206扩张,以便于用触觉传感器阵列210进行测量。

[0047] 基底208可以为触觉传感器阵列210和/或控制电路系统212提供安装表面。基底208可以由诸如塑料、陶瓷或金属的刚性材料形成,并且可以设置在袖带202的对内表面216上。

[0048] 触觉传感器阵列210可以由多个单独的传感器(例如,电容传感器)形成的传感器阵列。触觉传感器阵列210可以设置在基底208上,并且被布置为与用户的手指接触。多个传感器可以被布置成包括许多列和许多行的二维阵列。在一些实施例中,列可以被布置成

与手指纵向对准,并且行可以被布置成与手指周向对准。当然,可以实施列和行的相反布置。在一些实施例中,列可以多于行,以确保触觉传感器阵列210或至少一列传感器位于手指的指动脉区域的上方居中。一般而言,可以期望触觉传感器阵列210的至少一个传感器直接接触指动脉上方的皮肤,以使得可以随着至少一个传感器的变化(例如,电容的变化)来测量由指动脉施加到触觉传感器阵列210的压力的压力波动。

[0049] 例如,触觉传感器阵列210的一个或多个单独的传感器可以与指动脉对准,并且可以检测施加到触觉传感器阵列210的对应传感器的压力的变化和/或由指动脉而引起的压力波动。对这些变化的检测可能是由于传感器的响应变形,这指示了血流和血压。根据本公开的实施例,检测到的施加的压力的变化和/或压力波动(其引起触觉传感器阵列210中包括的一个或多个传感器的读数的变化)可以被转换成指动脉处的平均动脉压、收缩压和/或舒张压。

[0050] 控制电路系统212可以被耦合以设计设备200的操作,并且可以被设置在袖带202的对内表面216和基底208之间。在一些实施例中,控制电路系统212可以设置在基底208的面向袖带202的对内表面216的一侧。在其他实施例中,控制电路系统212可以设置在基底208下方的、袖带202的对内表面216上。控制电路系统212可以耦合到触觉传感器阵列210以接收测量读数(例如,电容),并且可以进一步耦合到囊袋208以控制膨胀和收缩。此外,控制电路系统212可以通过有线或无线的方式耦合到外部读取器,以用于提供和接收数据和/或功率。

[0051] 对准凸片214可以帮助用户将触觉传感器阵列210对准所期望的指动脉。例如,对准凸片214可以与手掌对准,以使得触觉传感器阵列210可以与指动脉对准。

[0052] 在操作中,设备200可以检测和监测用户的BP以及各种其他诊断变量。在一些实施例中,设备200可以通过回归建模来分析触觉传感器阵列210的多个传感器中的每个传感器的读数,以确定用户的BP。在其他实施例中,可以使用压平眼压测量法来确定在指动脉处的用户BP,然后可以将其转换成肱动脉BP测量值。在其他实施例中,设备200可以实施示波测量法和/或听诊来监测指动脉中的BP。通常,囊袋106可以膨胀以使手指按压在触觉传感器阵列210上,然后囊袋206可以收缩。在第一时间周期内的囊袋206膨胀或收缩期间,触觉传感器阵列210可以监测、测量和/或感测由手指的指动脉施加到触觉传感器阵列的压力。压力可以包括由指动脉内的血流而引起的压力波动(例如,动脉脉冲)。监测到、测量到和/或感测到的压力可以被转换成血压估计值。例如,囊袋206可以以缓慢、受控的方式膨胀,并且当触觉传感器阵列210被缓慢压入指动脉时,可以确定动脉脉冲。可替换地或附加地,动脉脉冲可以在囊袋206的缓慢、受控收缩期间被测量,这可以允许由指动脉施加到触觉传感器阵列210的压力缓慢降低。在任一操作中,触觉传感器阵列210可以在指动脉的动脉壁上或动脉壁处创建允许执行压平眼压测量法的条件,例如,当指动脉的局部曲率半径接近无穷大时,至少与触觉传感器阵列210中包括的传感器的尺寸相比。虽然设备200的详细操作可以根据囊袋206的收缩来描述,但是在囊袋206的缓慢、受控的膨胀期间也可以应用相同的操作原理。

[0053] 在一些实施例中,基于具有机器学习算法的回归建模来估计血压。设备200可以在第一时间周期内监测由手指的指动脉施加到多个传感器中的每一个传感器的压力。施加的压力可以包括表示由于指动脉内的血流而引起的动脉脉冲的压力波动。响应于对压力的监

测,设备200生成多个触觉波形,每个触觉波形对应于在第一时间周期内施加到多个传感器中的相应一个传感器的压力。随后,设备200可以至少部分地利用多个触觉波形来估计血压。例如,多个触觉波形可以由一个或多个滤波器分解成低通分量和带通分量。低通分量表示在第一时间周期内施加的压力,并且滤除了一定量的高频成分(例如,一些或所有压力波动)。带通分量表示第一时间周期内的压力波动。从带通分量中,设备200检测多个触觉波形的每一个的动脉脉冲。

[0054] 在相同或其他实施例中,基于多个触觉波形中的至少一个触觉波形的至少一个比较度量将被确定,并且随后被用于确定是接受还是拒绝多个触觉波形中的至少一个触觉波形。例如,对于多个触觉波形中的每一个,设备200然后可以识别其脉冲幅度大于多个触觉波形中包括的对应触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度的动脉脉冲之一(例如,最大幅度动脉脉冲)。换句话说,每个最大幅度动脉脉冲是表示多个触觉波形中的对应触觉波形的动脉脉冲的局部最大幅度的动脉脉冲。可以将最大幅度动脉脉冲与脉冲幅度阈值进行比较,以确定是拒绝还是接受多个触觉波形中包括的单个触觉波形。这种比较可以允许系统地移除与多个触觉波形中的异常值相对应的一些触觉波形。

[0055] 在一些实施例中,可以通过将多个触觉波形中的每一个触觉波形的最大幅度动脉脉冲与脉冲幅度阈值进行比较来确定多个触觉波形中包括的第一组触觉波形。然后,基于第一组触觉波形的最大幅度动脉脉冲的时刻的时间扩展度量可以随后确定。第一组触觉波形的时间扩展度量可以与时间扩展阈值进行比较,以确定是接受还是拒绝多个触觉波形。

[0056] 在其他实施例中,最大幅度动脉脉冲不一定具有特定触觉波形的最大脉冲幅度,或者可以包括几个动脉脉冲。例如,相对于多个触觉波形中的对应一个触觉波形中的其他动脉脉冲,最大幅度动脉脉冲可以具有第二或第三大的脉冲幅度。在特定触觉波形的超过一个动脉脉冲具有高于最大幅度阈值的脉冲幅度的一些情形下,可以将几个动脉脉冲确定为最大幅度动脉脉冲。可以基于多个触觉波形的最大幅度动脉脉冲来确定平均动脉压。可以将所确定的平均动脉压与参考测量值(例如,通过将参考收缩压测量值的三分之一和参考舒张压测量值的三分之二相加而确定的参考平均动脉压)进行比较,以确定是否接受多个触觉波形作为有效测量值。

[0057] 设备200将最大幅度动脉脉冲与阈值进行比较,以确定是接受还是拒绝多个触觉波形作为有效测量值。例如,有效测量值可以被用于估计血压,而无效的测量值可能归因于测量期间的误差。在决定多个触觉波形中的哪一个应该被认为是有效的之后,从其余的多个触觉波形(例如,被确定为有效测量值的触觉波形)的低通分量和带通分量中提取特征。这些特征可以在各种时刻,并且是低通分量和带通分量的压力值。然后,基于对特征的正则化回归模型(诸如,Lasso)开发机器学习算法,以独立地估计平均动脉压、收缩压和舒张压。估计血压的模型可以至少部分地通过将测量数据(例如,训练数据)与参考数据(例如,训练示例)进行比较来生成。在相同或其他实施例中,设备200可以使用压平眼压测量法来确定血压,诸如平均动脉压。平均动脉压随后可以被用于确定收缩压和舒张压。例如,控制电路系统212可以使得囊袋206膨胀到至少高于用户的收缩压的压力。

[0058] 在一些实施例中,囊袋206可以膨胀,直到指动脉阻塞。然而,膨胀至阻塞可能不是必需的,但是可以在最初使用设备200时执行以确保压力高于收缩压。为了确定是否达到阻塞,触觉传感器阵列210可以通过传感器测量来监测压力变化。一旦囊袋206已经膨胀到期

望的压力,控制电路系统212可以以缓慢且受控的速率来收缩囊袋206。例如,囊袋206可以以每秒2至3mmHg的速率来收缩。在囊袋206在收缩时,触觉传感器阵列210可以测量由指动脉施加到触觉传感器阵列210的压力(包括压力波动)。当囊袋206施加的压力降低时,指动脉上的外部压力将降低。指动脉上的外部压力的降低会影响动脉外部压力和动脉内部压力之间的差异。当这两个压力趋于相等时,此时动脉壁至少相对于触觉传感器阵列210的传感器而言可能是平坦的,由于来自心跳的血流而引起的动脉脉冲开始显示出如由触觉传感器阵列210所检测到的变化。这些变化可以表现为触觉传感器阵列210的测量值/水平(例如,电容测量值)的脉动波形或波动。在脉动波形中出现最大幅度时的压力可以是平均动脉压,其可以指示用户在指动脉处的血压。然而,如在本公开中所讨论的,回归建模也可以被用于估计不依赖于特定脉动波形的最大幅度的平均动脉压。在检测到平均动脉压之后,控制电路系统212可以将数据提供给外部读取器用于算法操作,以从平均动脉压提取出收缩压和舒张压,或者控制电路系统212可以估计平均动脉压、收缩压和舒张压。

[0059] 图3A-图3B示出了根据本公开的实施例的用于估计血压的方法300。方法300可以是设备100和/或设备200的示例操作。方法300概述了使用手指可佩戴的血压监测设备,使用具有机器学习算法的回归建模来估计血压的一些步骤。在一些实施例中,该设备可以实施压平眼压测量法来确定血压。在其他实施例中,除了压平眼压测量法之外或者代替压平眼压测量法,可以实施示波测量法或者听诊。虽然方法300是根据对囊袋进行缓慢收缩以确定指动脉处的血压来讨论的,但是方法300也可以在囊袋的缓慢、受控膨胀期间使用,或者在完全没有囊袋的情况下使用。

[0060] 方法300可以从步骤302开始,将手指可佩戴的血压监测设备的囊袋膨胀至第一压力,以使压力施加到触觉传感器阵列中包括的多个传感器中的每一个传感器。膨胀囊袋可以使用户的手指被按压在手指可佩戴的血压监测设备的触觉传感器阵列上。在一些实施例中,第一压力可以是至少大于用户的收缩压的压力。在其他实施例中,第一压力可以高到足以阻塞手指的指动脉中的血流。

[0061] 步骤302之后可以是步骤304,步骤304包括监测在第一时间周期内的压力,同时一旦达到第一压力就以受控的速率收缩囊袋。在一些实施例中,囊袋可以以2至3mmHg/s的速率收缩。监测压力可以包括确定触觉传感器阵列中包括的一个或多个传感器的变化(例如,电容水平)。这些变化指示所施加的压力以及由手指的指动脉内的血流而引起的压力波动(例如,动脉脉冲)。

[0062] 步骤304之后可以是步骤306,步骤306包括基于在第一时间周期内对压力的监测,生成多个触觉波形。多个触觉波形中的每一个触觉波形与触觉传感器阵列中包括的多个传感器中的相应一个传感器在第一时间周期内的监测到的压力(例如,电容水平变化)相对应。

[0063] 步骤306之后可以是步骤308,步骤308包括将传递函数应用于多个触觉波形中的每一个,以将多个触觉波形中的每一个从第一波形(例如,指动脉处的压力)类型转换/映射到第二波形类型(例如,肱动脉处的压力)。然后,例如,多个触觉波形可以被用于估计不同动脉位置处的血压。

[0064] 步骤308之后可以是步骤310,步骤310包括经由一个或多个滤波器(例如,低通滤波器和带通滤波器)将多个触觉波形中的每一个分解成低通分量和带通分量。带通分量对

应于第一时间周期内的压力波动(例如,动脉脉冲)。第一时间周期内的压力波动至少部分地由于手指的指动脉内的血流。低通分量对应于第一时间周期内施加的并且没有至少一些压力波动的压力。换句话说,分解多个触觉波形中的每一个允许评估和表征多个触觉波形中的每一个的不同频率分量。在一些实施例中,低通分量可以表示其频率低于预定截止频率的多个触觉波形的一部分。类似地,带通分量可以表示在一定频率范围内的多个触觉波形的一部分。

[0065] 步骤310之后可以是步骤312,步骤312包括从多个波形中的每一个的带通分量中检测动脉脉冲(例如,基于压力波动)。分离带通分量还将提供相对于时间的脉动压力的相对通畅的视图。脉动压力显示了在第一时间周期内压力的周期性变化,该变化至少部分是由于手指的指动脉内的血流而引起的压力波动造成的。因此,通过确定带通区域中每个周期性事件(例如,动脉脉冲中包括的单独的动脉脉冲)的波峰和波谷之间的持续时间,可以估计用户的脉冲和/或心率。此外,可以确定每个动脉脉冲的脉冲幅度,包括确定对于多个触觉波形中对应的一个触觉波形,哪一个动脉脉冲的脉冲幅度大于任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度。在多个触觉波形的对应一个触觉波形中,相对于所有其他动脉脉冲具有较大脉冲幅度的特定动脉脉冲对应于最大幅度动脉脉冲。多个触觉波形中的每一个都具有对应于最大幅度动脉脉冲的特定动脉脉冲。

[0066] 步骤312之后可以是步骤314,步骤314包括通过将基于多个触觉波形的比较度量与阈值进行比较来确定是接受还是拒绝多个触觉波形作为有效测量值。可以期望移除可能破坏多个触觉波形的任何潜在拟合的异常值(例如,多个触觉波形中包括的单独的触觉波形)。任何潜在拟合的破坏都可能导致无意中的错误,降低估计血压的有效性。阈值可以包括中值绝对偏差压力阈值、时间扩展阈值或脉冲幅度阈值中的至少一个。

[0067] 例如,由关节肿胀和/或袖带不合适导致的不规则波形可能导致触觉传感器阵列内的单独的传感器之间的高元件压力扩展。比较度量可以至少包括最大幅度动脉脉冲。多个触觉波形中的每一个的最大幅度动脉脉冲可以与脉冲幅度阈值进行比较,以确定对应的触觉波形是否是异常值。可以基于最大幅度动脉脉冲和脉冲幅度阈值之间的比较来识别多个触觉波形中包括的第一组触觉波形。然后,可以基于第一组触觉波形的最大幅度动脉脉冲的时刻确定时间扩展度量。然后,可以将时间扩展度量与时间扩展阈值进行比较,以确定是否所有多个触觉波形都是有效的测量值。

[0068] 可以期望测量值的几个其他数据拒绝。例如,基础动脉脉冲可以被识别为具有比所有多个触觉波形中包括的任何其他动脉脉冲更大的脉冲幅度。基础动脉脉冲处于第一时间周期期间的基础时刻。多个触觉波形中的每一个的在基础时刻的低通分量可以被用来确定压力扩展度量。然后,可以将压力扩展度量与压力扩展阈值进行比较,以确定是接受还是拒绝多个触觉波形。

[0069] 在其他实施例中,基础动脉脉冲可以与参考测量值(例如,在校准期间执行的同一患者的参考平均动脉压)进行比较。然后,可以将基础动脉脉冲与阈值进行比较,以确定是接受还是拒绝多个触觉波形为有效的。换句话说,确定触觉传感器阵列中包括的、具有与理想或接近理想的平均动脉压相对应的动脉脉冲的传感器,并将其与参考测量值(例如,训练示例)进行比较。这可以是在基础时刻提供最接近训练数据参考的平均动脉压估计的传感器。平均动脉压参考可以是参考收缩压的三分之一加上参考舒张压的三分之二,而不是平

均动脉压的直接测量值。然后,对于期望的传递函数,诸如中值绝对偏差压力阈值、时间扩展阈值或脉冲幅度阈值之一的阈值被确定用于与从多个触觉波形推导出的比较度量进行比较。为了降低训练数据中平均动脉压误差的标准偏差,提供目标数据拒绝百分比以进一步确定阈值。

[0070] 也可以使用附加的阈值。例如,如果参考听诊测量值相差大于4mmHg、在同一用户的连续试验中参考听诊测量值变化大于12mmHg (收缩压) 或8mmHg (舒张压)、用户具有不规则的心跳(如研究护士确定的)、压力扩展大于压力扩展阈值、时间扩展大于时间扩展阈值、或者触觉传感器阵列中包括的少数(例如,少于3个)传感器具有大于或等于脉冲幅度阈值(例如,3mmHg)的脉冲幅度,则可以确定多个触觉波形无效。

[0071] 步骤314之后可以是步骤316,步骤316包括从多个触觉波形(例如,多个触觉波形中包括的、没有作为异常值被移除和/或满足期望的阈值要求的触觉波形)的低通分量和带通分量中提取特征。该特征是可以用于生成用于估计血压的模型的多个触觉波形的特性方面。例如,该特征可以基于至少部分地由基础动脉脉冲识别的特征时刻来确定。基础动脉脉冲先前被描述为其脉冲幅度大于所有多个触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的脉冲幅度的动脉脉冲。基础动脉脉冲发生在基础时刻,该基础时刻被包括在多个触觉波形中的第一触觉波形中。然后,可以通过计算相对于时间的特征曲线来确定特征时刻,该特征曲线拟合第一时间周期期间的第一触觉波形的带通分量中包括的动脉脉冲的脉冲幅度。特征时刻在其中存在最大脉冲幅度、最大斜率、最小斜率和/或特征曲线的底部(foot)中的至少一个的第一时间周期内。该特征随后可以被识别为多个触觉波形的每一个的、在特征时刻的低通分量的压力。

[0072] 此外,多个触觉波形中的每一个(例如,触觉传感器阵列中的每一个传感器)在基础时间的(例如,带通分量的)特征脉冲幅度、多个触觉波形中的每一个在基础时刻的正包络(例如,描述动脉脉冲的上边界的函数)、以及多个变换波形中的每一个在基础时刻的负包络(例如,描述动脉脉冲的下边界的函数)也可以被提取为特征。

[0073] 步骤316之后可以是步骤318,步骤318包括用机器学习算法来估计血压(例如,收缩压和舒张压)。例如,一种可能的实施方式是利用对特征的正则化线性回归的机器学习算法。通常,所提取的特征可以被用于机器学习算法中的回归建模,以估计血压。然而,为了防止从特征推导出的数据过度拟合,可能需要模型正则化。正则化降低了模型的复杂性和由提取的特征确定的变量的数量。换句话说,正则化允许确定哪些特征对于具有机器学习算法的回归建模有统计意义。例如,如果如上所述识别五个特征时刻,并且触觉传感器阵列中存在三十个传感器,则从特征中推导出至少二百四十个变量。为了减少计算负担和复杂性,可以期望利用正则化回归模型来尽可能减少变量,同时仍然保持在误差的阈值量内。在一些实施例中,利用称为Lasso的线性回归模型,其执行特征的变量选择和正则化。正则化降低了其余模型变量(例如,提取的特征)的系数幅度。变量选择和正则化两者都是通过对最小二乘回归成本函数的L1-惩罚来实现的,并且提高模型的预测精度。可以使用从训练数据(例如,来自触觉传感器阵列值的多个触觉波形结合可用的参考数据)中提取的特征来获得平均动脉压、收缩压和舒张压的独立的Lasso回归模型。

[0074] 虽然方法300的每个步骤都是以特定的顺序讨论的,但是应当理解,可以根据需要省略、添加或布置步骤,以便利用触觉传感器阵列来估计血压。此外,如图3B所示,方法300

中的步骤可以并行执行。

[0075] 图4-图14示出了根据本公开的实施例的包括在图3的方法300中的各种步骤的示例。

[0076] 图4示出了根据本公开实施例的在循环系统内的不同动脉处测量的动脉脉冲形状的代表性变化。动脉脉冲的不同形状对应不同的波形类型。如图所示,随着血液从近端(主动脉)向远端(桡动脉和指动脉)流经动脉树,频率成分增加。因此,为了估计近端动脉处的血压,可以期望应用传递函数来将多个触觉波形从第一波形类型(例如,指动脉)转换成第二波形类型(例如,肱动脉)。

[0077] 图5示出了根据本公开实施例的应用于多个触觉波形的不同传递函数的幅度和相位相对于频率的曲线图。如图所示,不同的传递函数包括将压力测量值从指动脉转换到肱动脉530以及从桡动脉转换到主动脉520。

[0078] 图6示出了根据本公开实施例的应用于多个触觉波形的低通滤波器620和带通滤波器640的频率响应。如图所示,低通滤波器620选择其频率低于预定截止频率的多个触觉波形的一部分,而带通滤波器640选择在一定频率范围内的多个触觉波形的一部分。因此,低通分量表示在第一时间周期内施加的并且没有压力波动的压力,而带通分量表示在第一时间周期内的压力波动。

[0079] 图7示出了根据本公开实施例的在应用一个或多个滤波器(例如,图6的低通滤波器620和带通滤波器640)之后,相对于时间的作为压力的触觉波形的低通分量720和带通分量740。如图所示,低通分量720与由手指的指动脉施加到触觉传感器阵列的压力相对应。带通分量740与由手指的指动脉内的血流而引起的压力波动(例如,动脉脉冲)相对应。

[0080] 图8示出了根据本公开实施例的从多个触觉波形中包括的一个触觉波形的带通分量中检测动脉脉冲。每个动脉脉冲都具有对应的幅度,其中一个动脉脉冲具有最大幅度。脉动压力显示在第一时间周期内、至少部分地由于指动脉内的血流而引起的压力的周期性变化。因此,通过确定带通区域中每个周期性事件的波峰和波谷之间的持续时间,可以估计用户的脉冲或心率。类似地,如前所述,可以在识别每个动脉脉冲之后提取特征。

[0081] 图9示出了根据本公开实施例的确定是接受还是拒绝触觉波形为有效的。如图所示,将多个触觉波形的比较度量与压力扩展阈值和/或时间扩展阈值进行比较。中值绝对偏差(例如,压力扩展)为12.6mmHg,这可能小于压力扩展阈值。类似地,最大动脉脉冲元素的对应最大脉冲幅度的时间范围是3.7秒,这可能小于时间扩展阈值。

[0082] 图10示出了根据本公开实施例的确定是接受还是拒绝触觉波形为有效的。如图所示,中值绝对偏差(例如,压力扩展)是55.2mmHg,这可能大于压力扩展阈值,因此,导致确定包括多个触觉波形的测量值是无效的。

[0083] 图11示出了根据本公开实施例的从触觉波形中提取特征。如图所示,每个空心圆表示第一触觉波形(例如,该触觉波形包括其脉冲幅度大于所有多个触觉波形中包括的任何一个其他动脉脉冲的基础动脉脉冲)的动脉脉冲中包括的动脉脉冲的原始脉冲幅度。有可能基于第一时间周期期间的脉冲幅度的特征曲线来确定特征时刻。特征包括特征曲线的左底部1105、特征曲线的右底部1110、特征曲线的最大斜率1115、特征曲线的最小斜率1120和最大脉冲幅度1125。特征曲线也可以基于可以手动或自动确定的超参数值进行微调。超参数可以包括用Loess回归拟合来平滑的曲线跨度和用于确定曲线的底部(例如,左底部

1105和右底部1110)的斜率阈值。可以使用具有机器学习算法的回归建模来生成特征的拟合。该模型可以进一步用超参数值进行微调。

[0084] 图12示出了根据本公开实施例的利用对特征的正则化线性回归来估计血压的机器学习算法的误差。回归模型可以减少提取的相关特征的数量,并随后降低系统的复杂性。如图所示,使用Lasso模型,该Lasso模型将变量(例如,特征)的数量从二百四十个显著减少到5个选择值。回归模型可以利用训练数据内的交叉验证(例如,来自触觉传感器阵列的多个触觉波形结合参考数据)。这种验证可以用于确定血压估计的均方误差。可以期望选择正则化参数lambda的最大值,使得交叉验证误差在最小均方误差的一个标准误差内。

[0085] 图13A和图13B示出了根据本公开实施例的用参考数据验证估计的血压的机器学习算法的学习曲线。学习曲线基于训练示例的数量,将用回归建模确定的估计血压(例如,图13A的收缩压1320和图13B的舒张压1360)的标准偏差与参考数据进行比较。

[0086] 图14示出了根据本公开实施例的在不同传递函数的情况下使用不同超参数值进行血压估计的误差的比较。例如,所选择的值1440基于Loess 0.25和底部0.20的超参数值。

[0087] 包括摘要中描述的内容在内的本发明的所示实施例的上述描述并不意图是全面的或将本发明限制于所公开的精确形式。虽然本文出于说明的目的描述了本发明的具体实施例和示例,但是如相关领域的技术人员将认识到的,在本发明的保护范围内可以进行各种修改。

[0088] 鉴于以上详细描述,可以对本发明作出这些修改。以下权利要求中使用的术语不应被理解为将本发明限制于说明书中公开的具体实施例。相反,本发明的保护范围将完全由以下权利要求来确定,这些权利要求将根据权利要求解释的既定原则来理解。

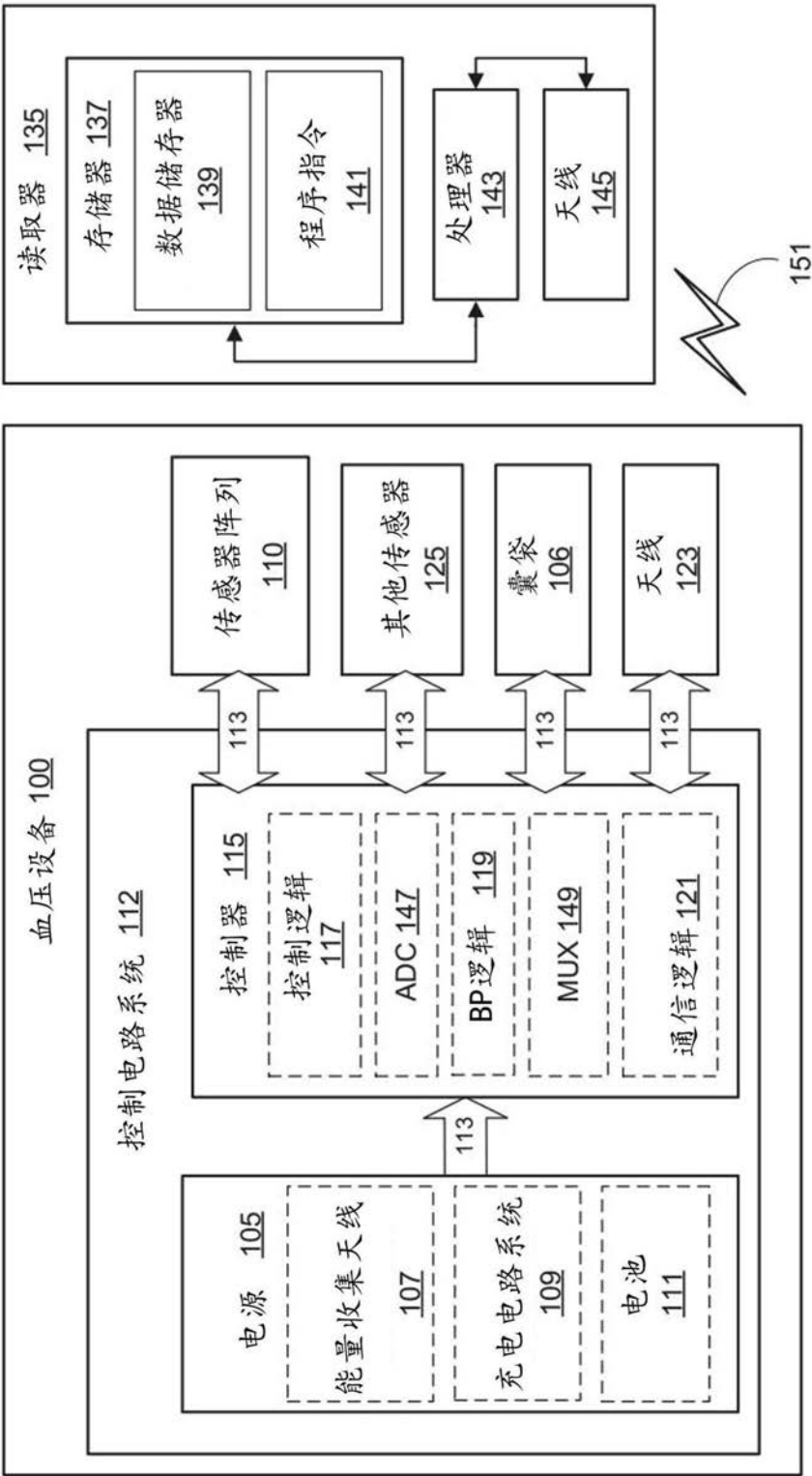


图1

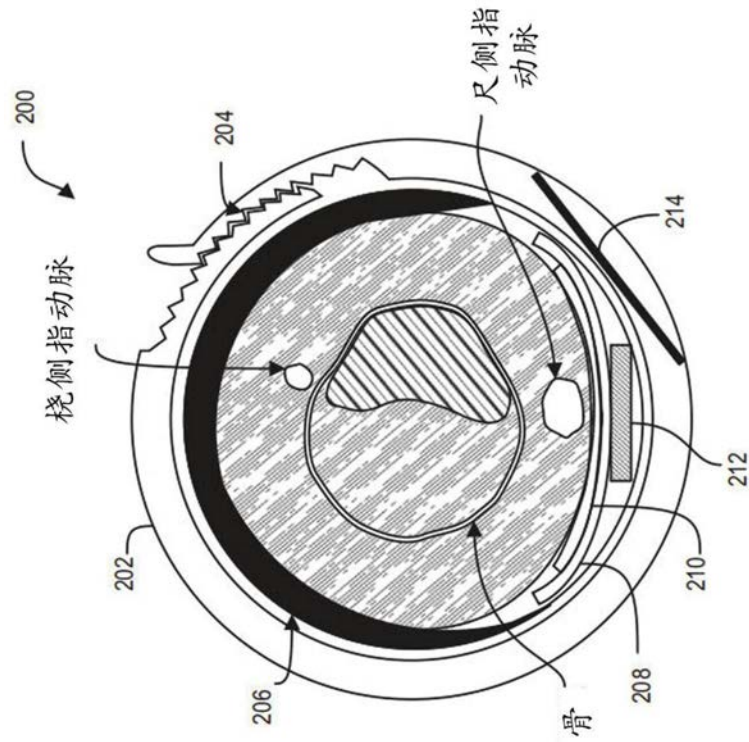


图2A

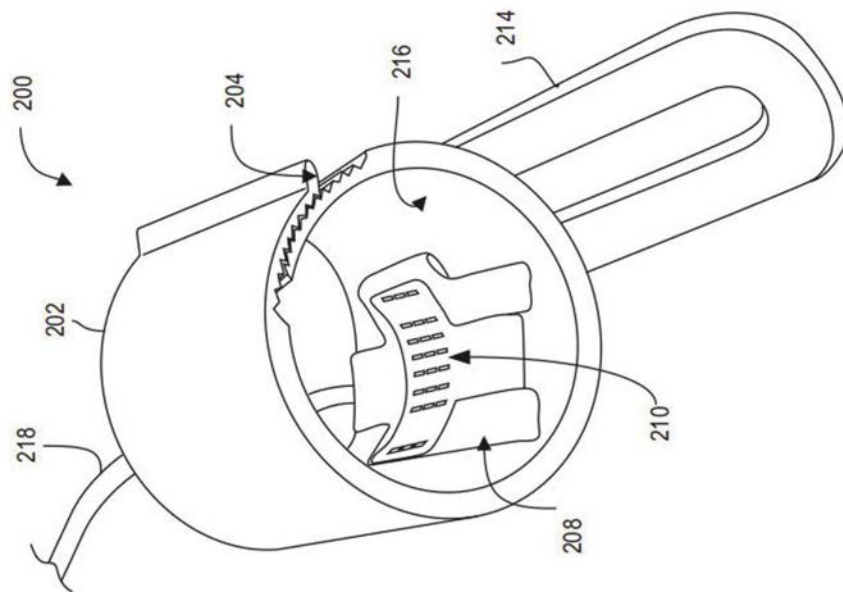


图2B



图3A

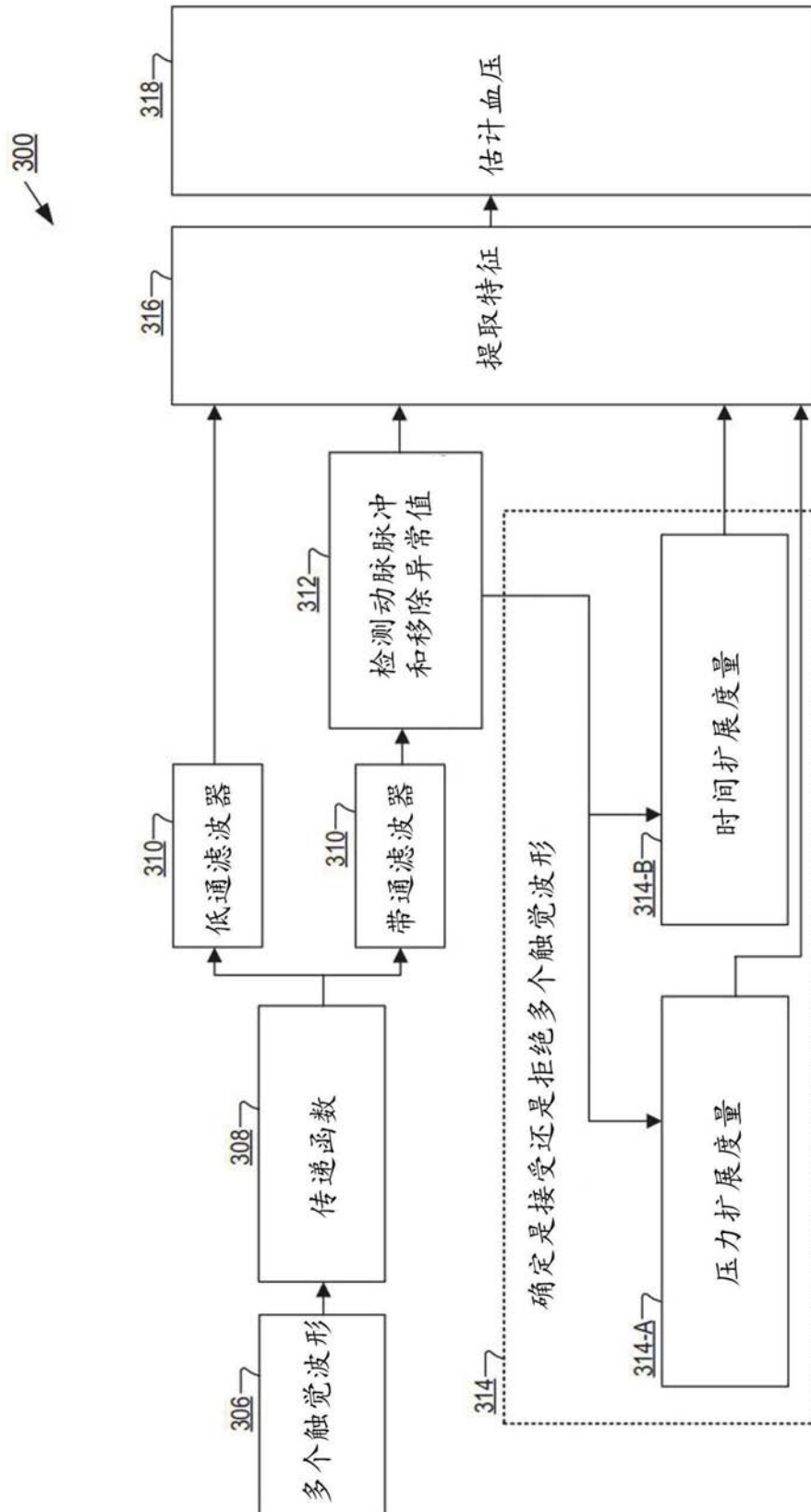


图3B

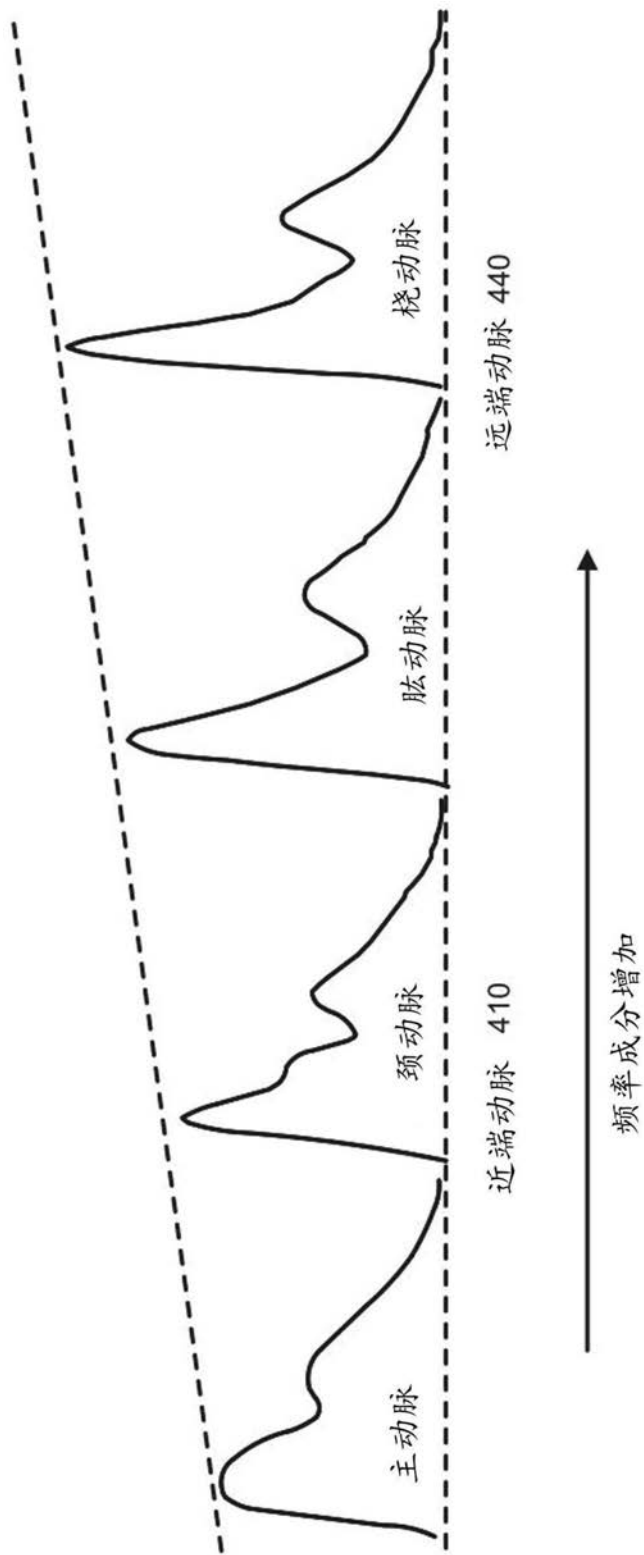


图4

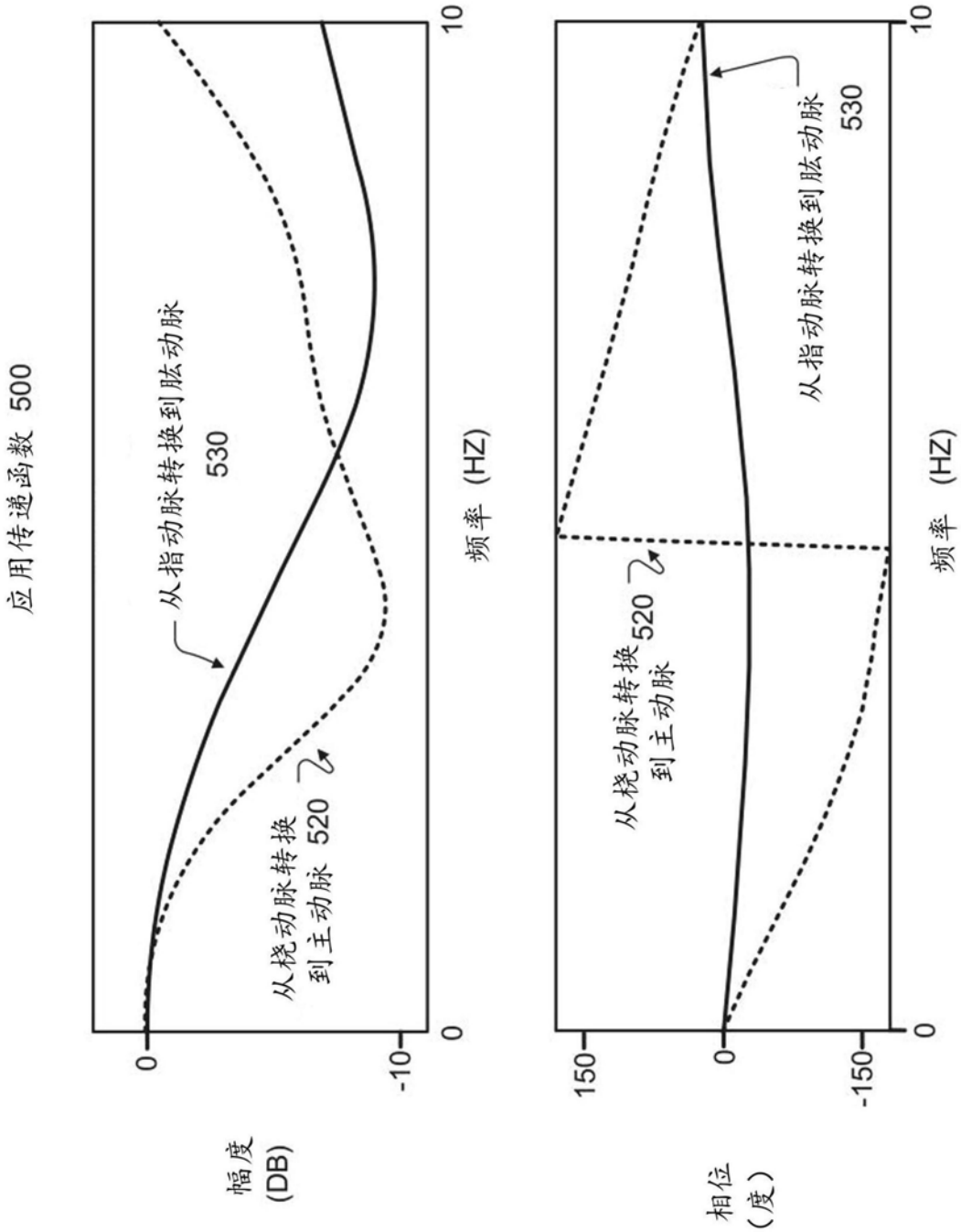


图5

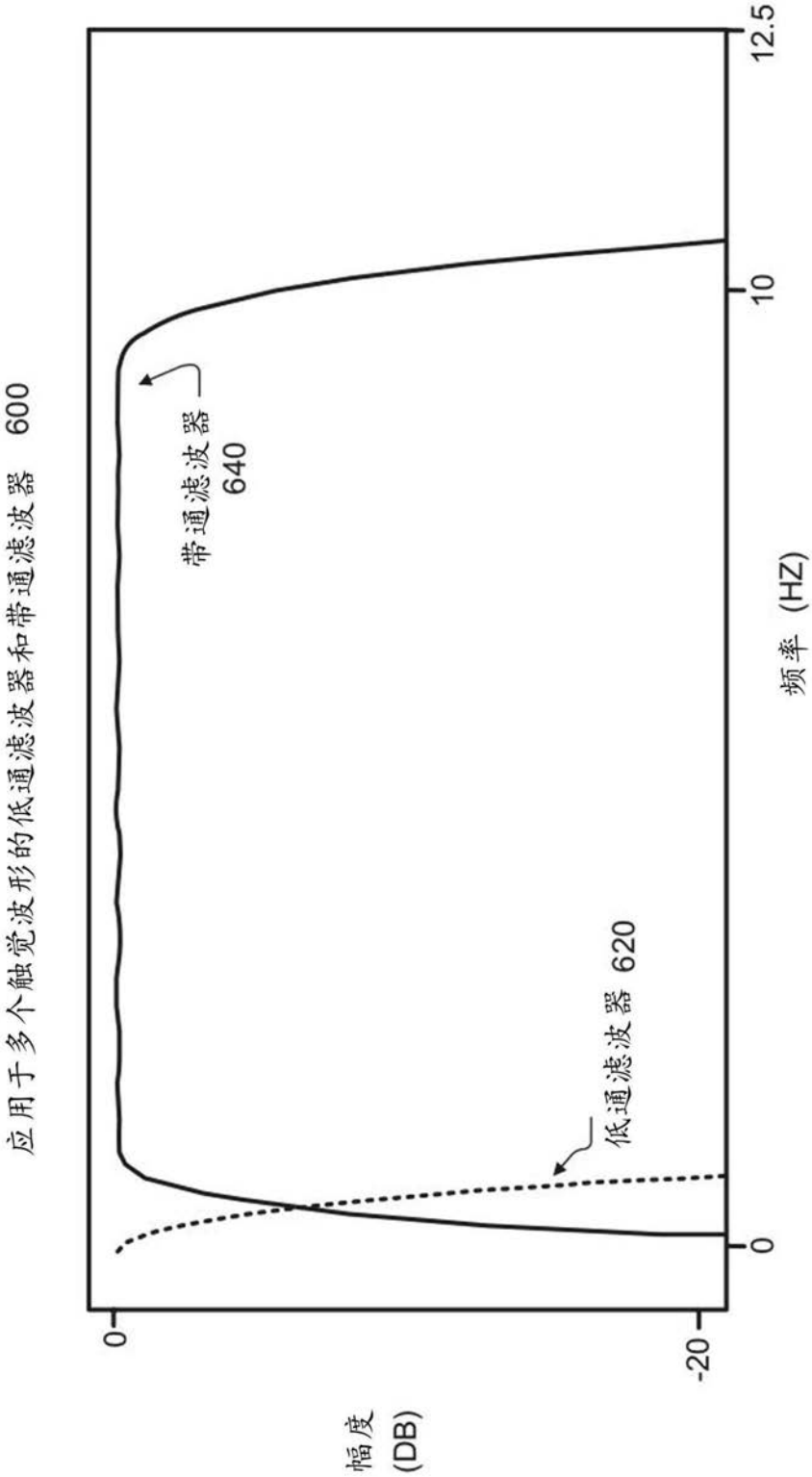


图6

从多个触觉波形分解低通分量和带通分量 700

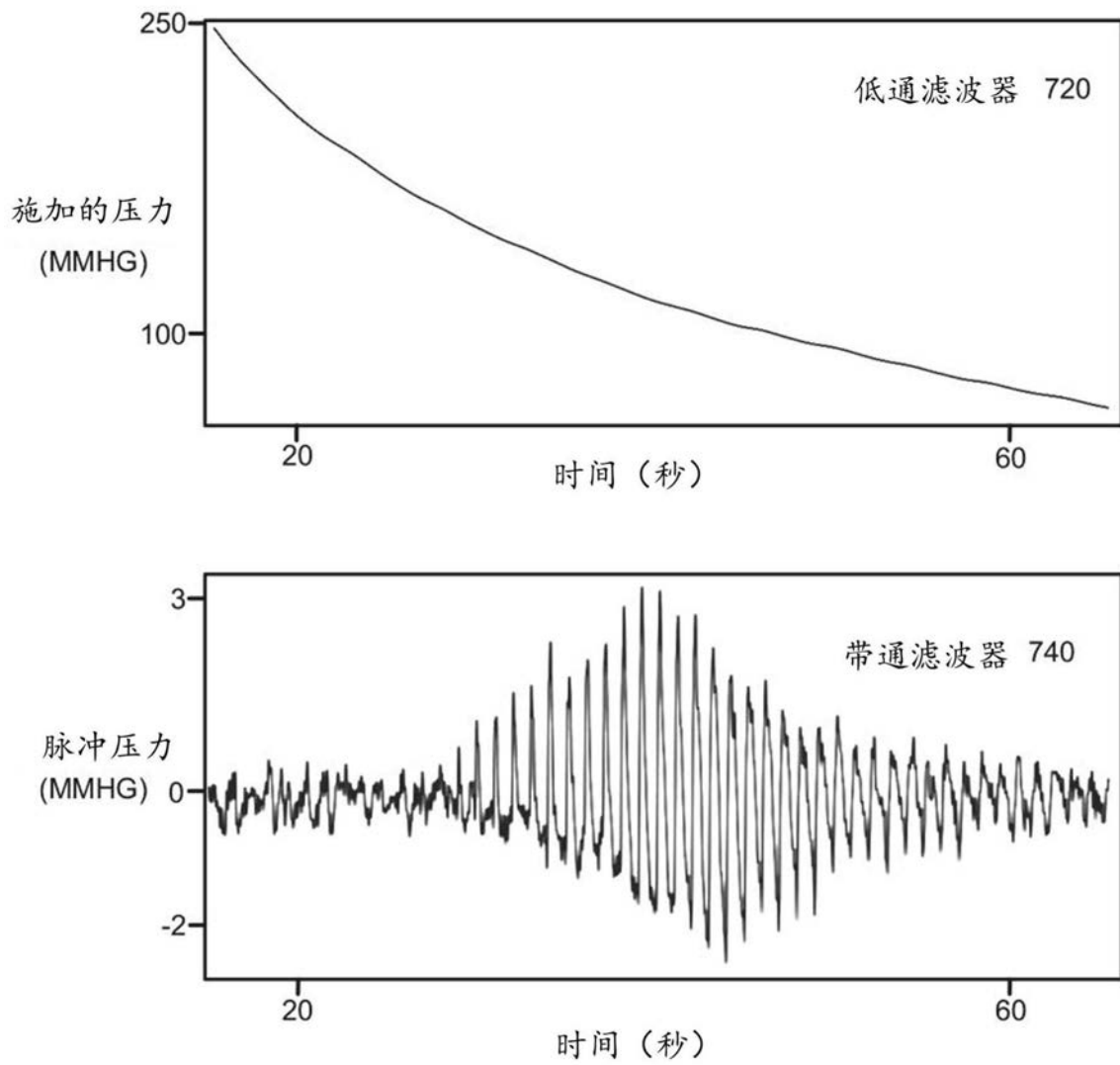


图7

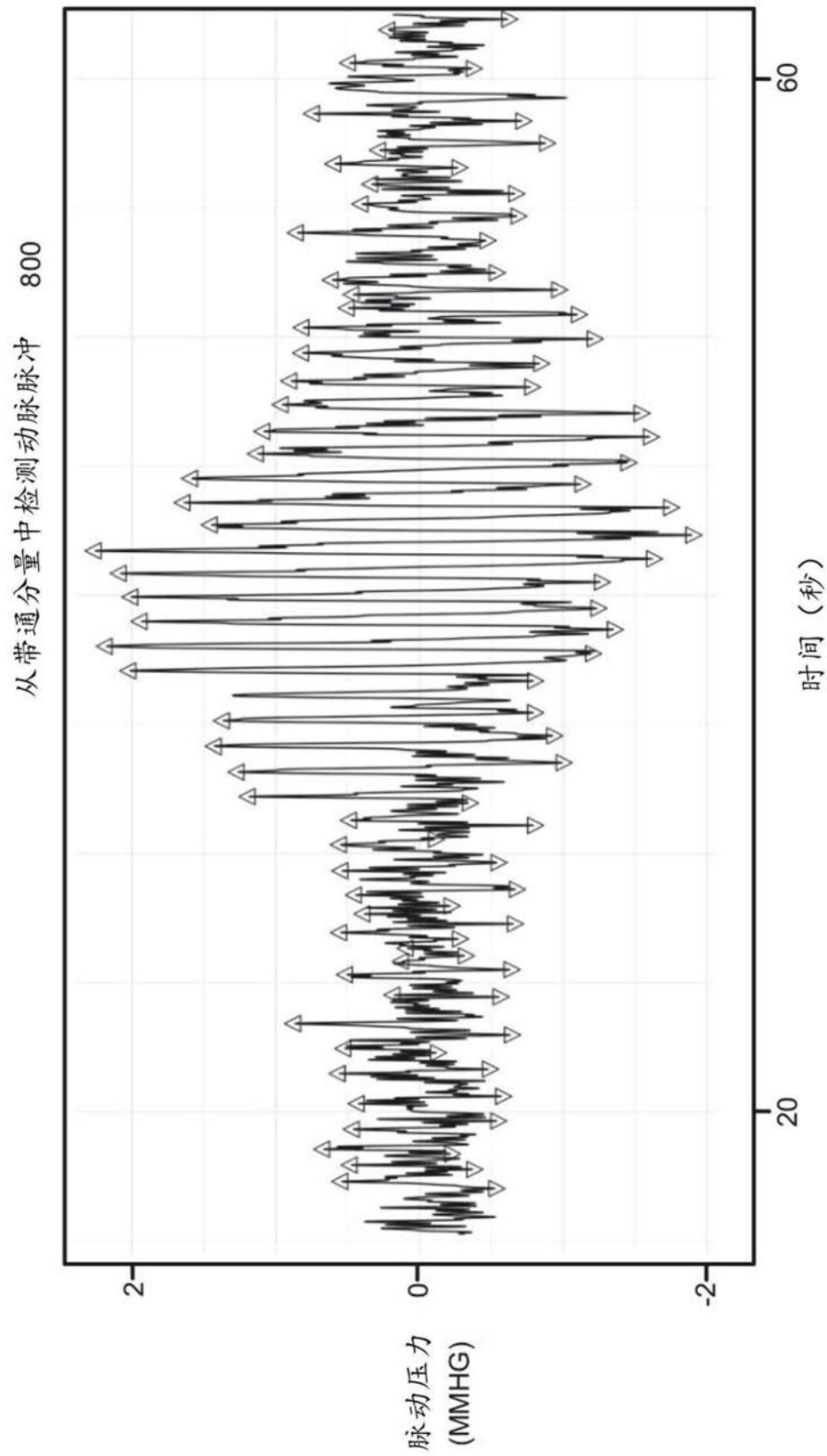


图8

确定是接受还是拒绝多个触觉波形为有效的 900

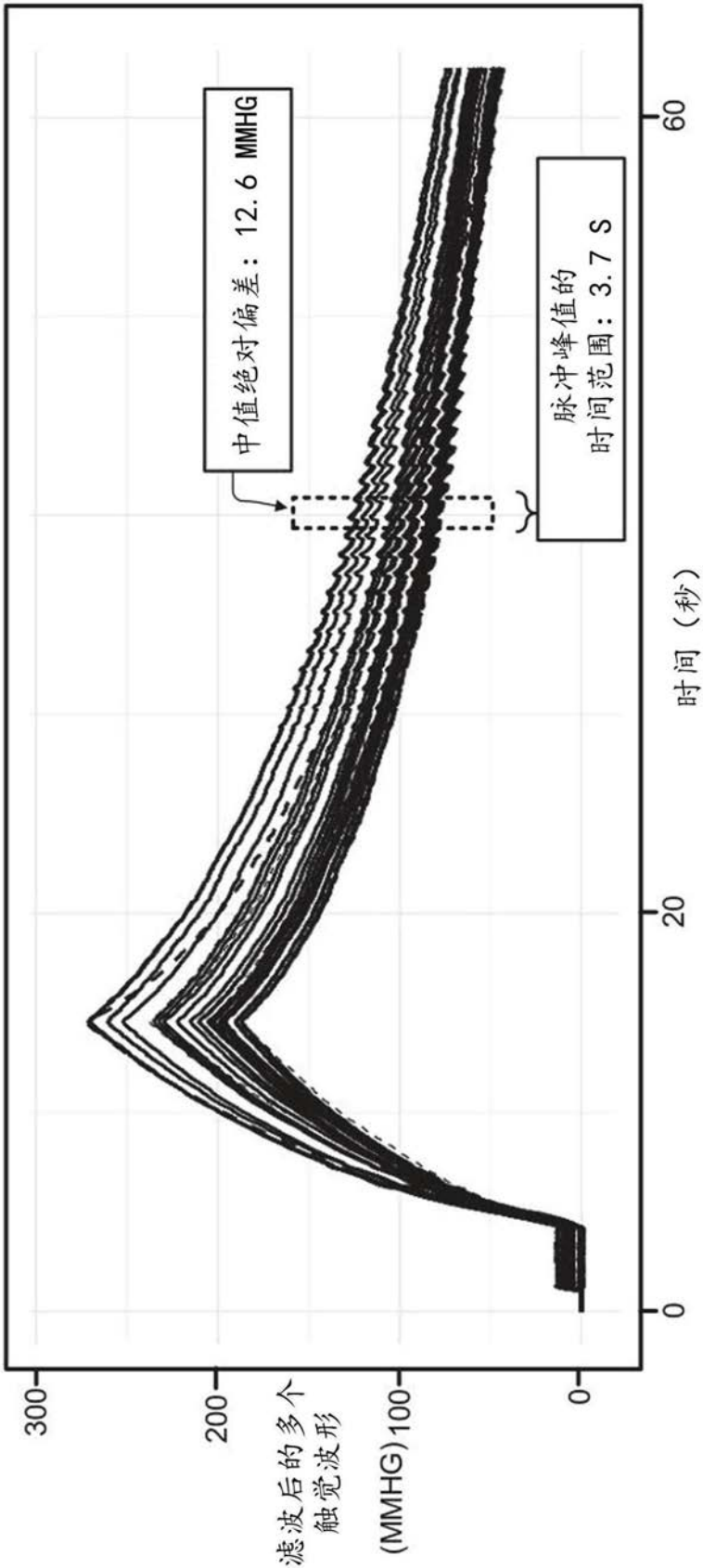


图9

确定是接受还是拒绝多个触觉波形为有效的 1000

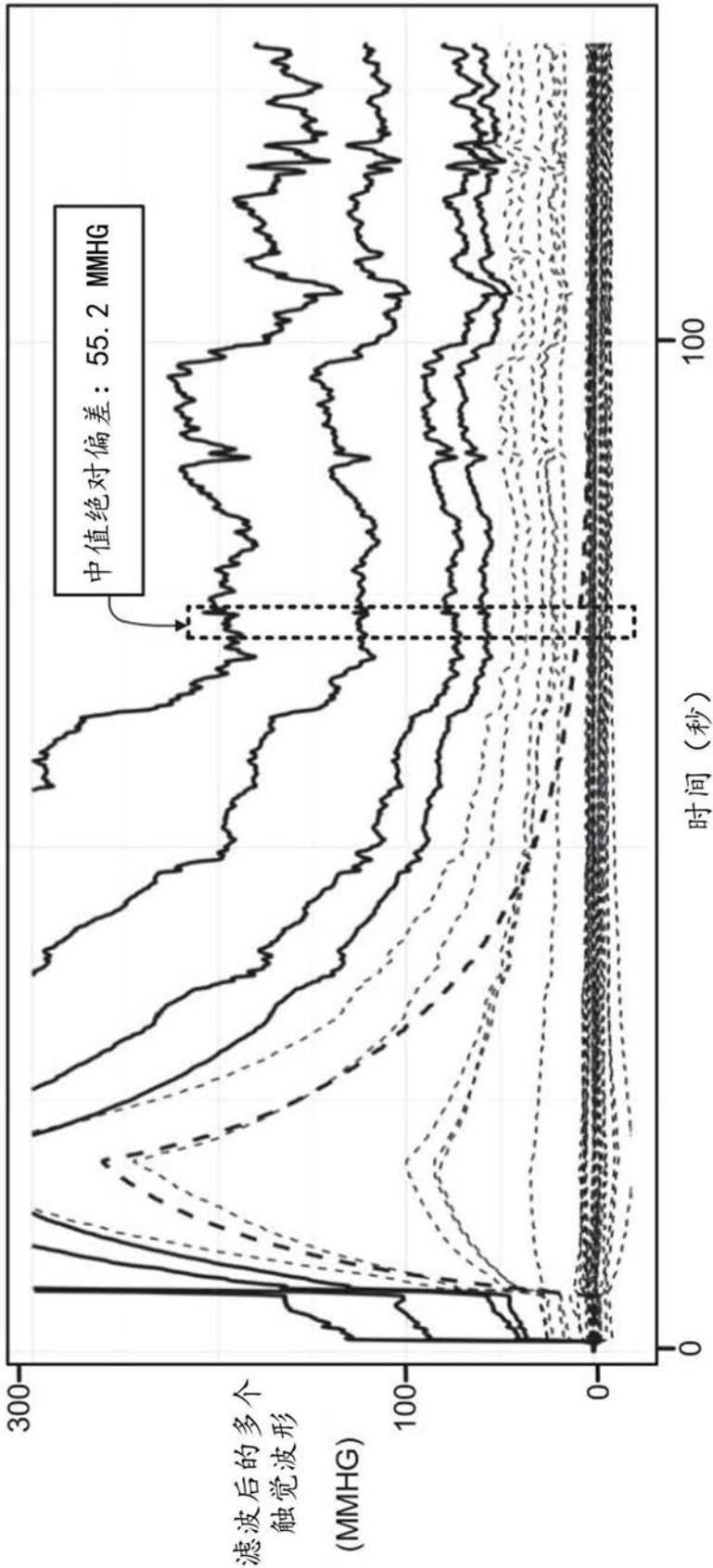


图10

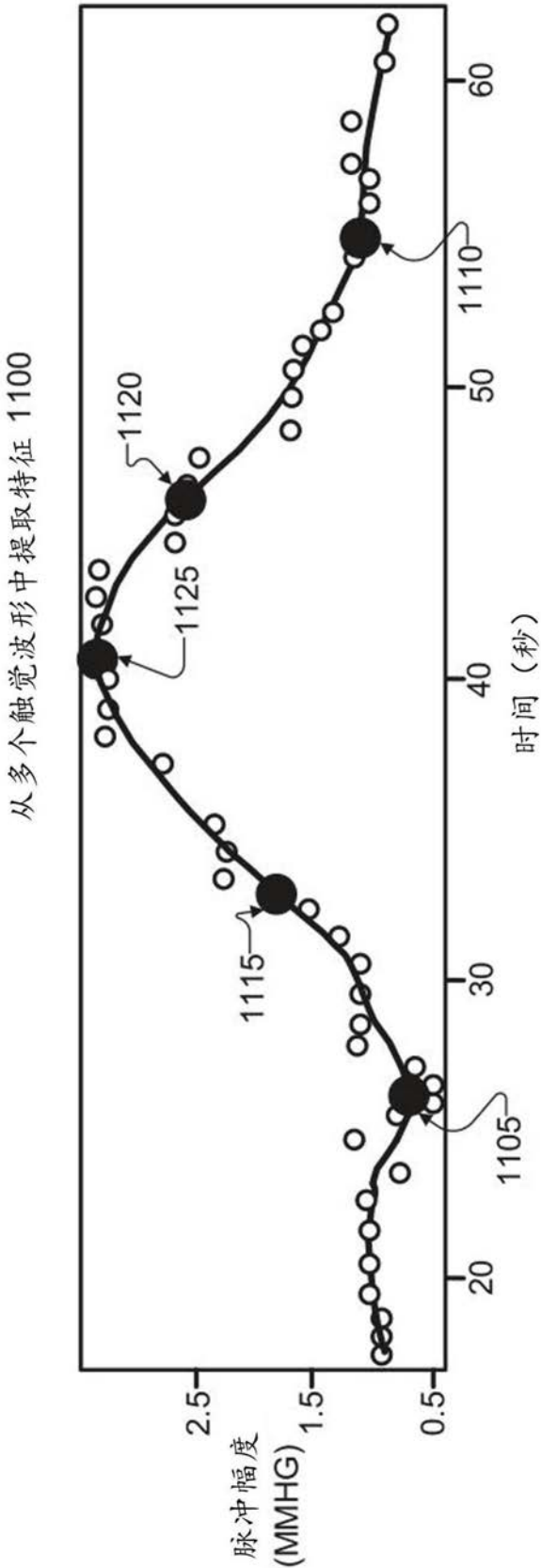


图11

利用对特征的正则线性回归的机器学习算法 1200

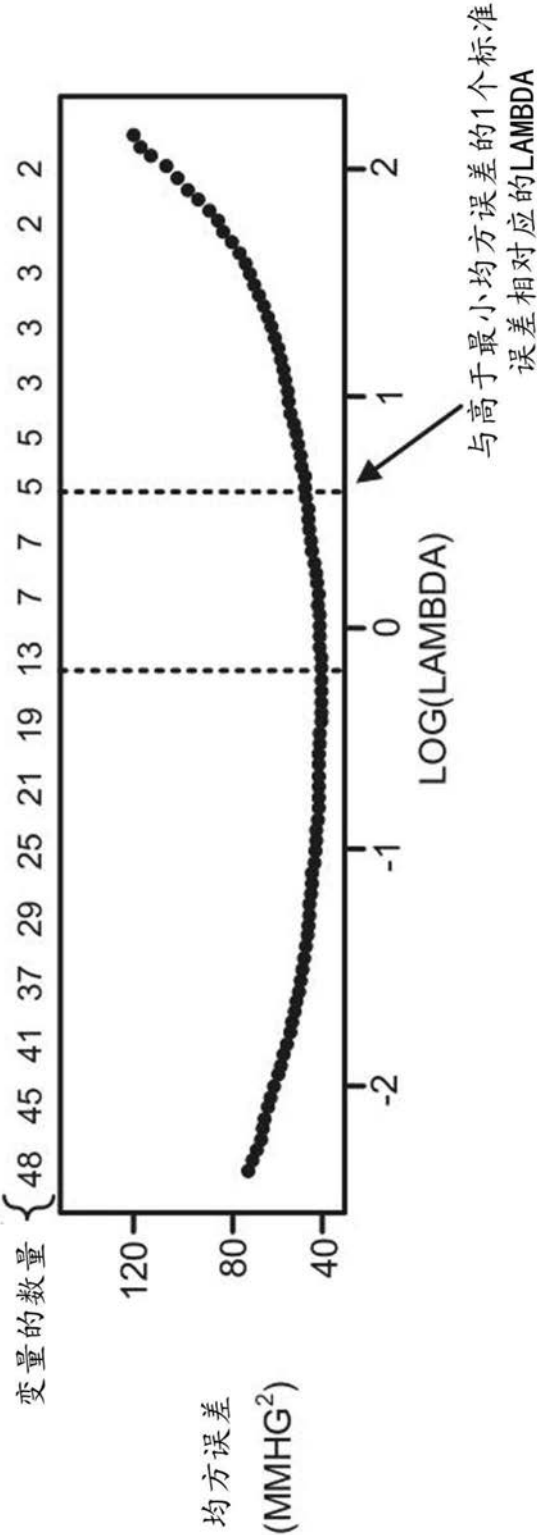


图12

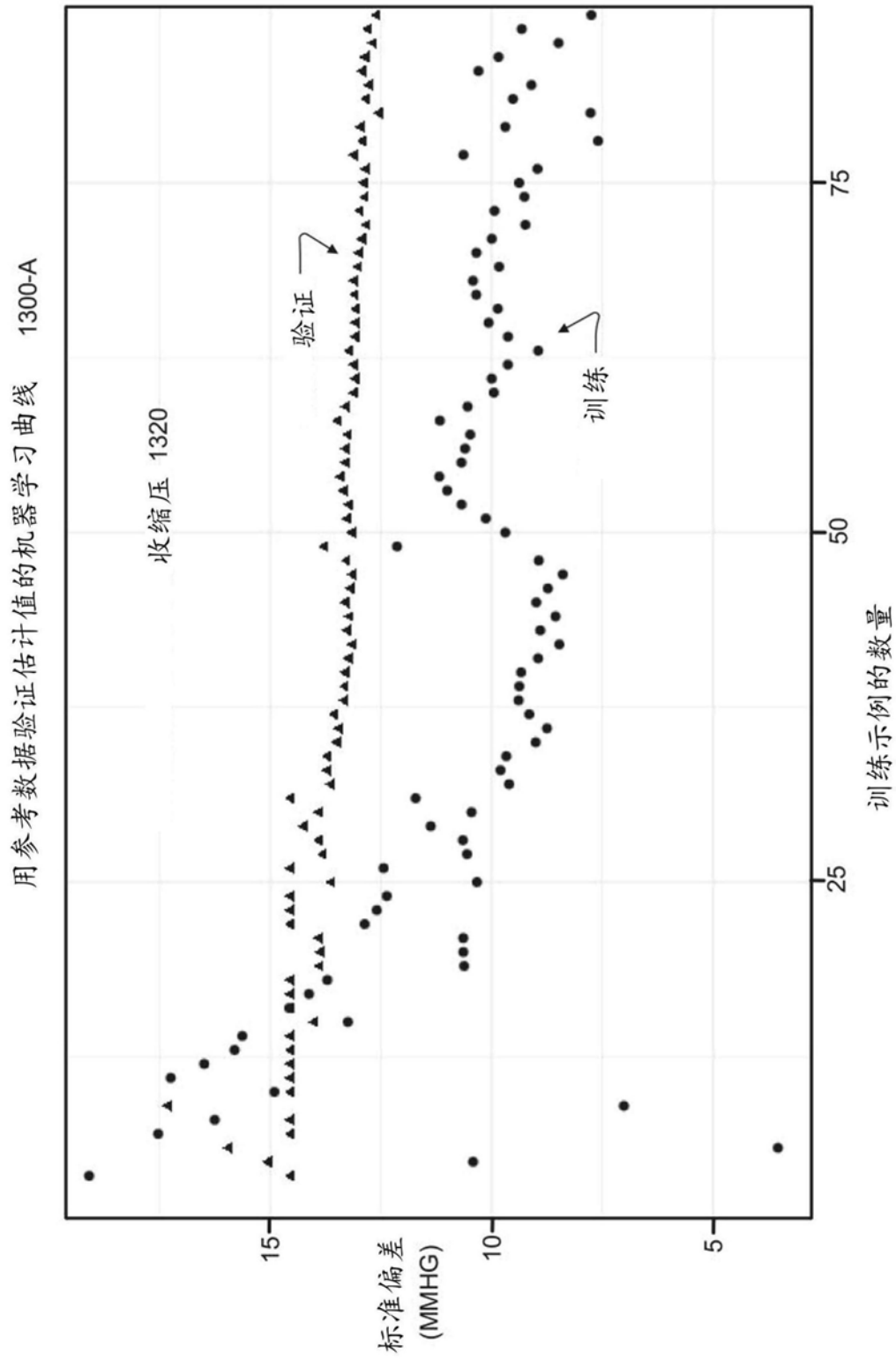


图13A

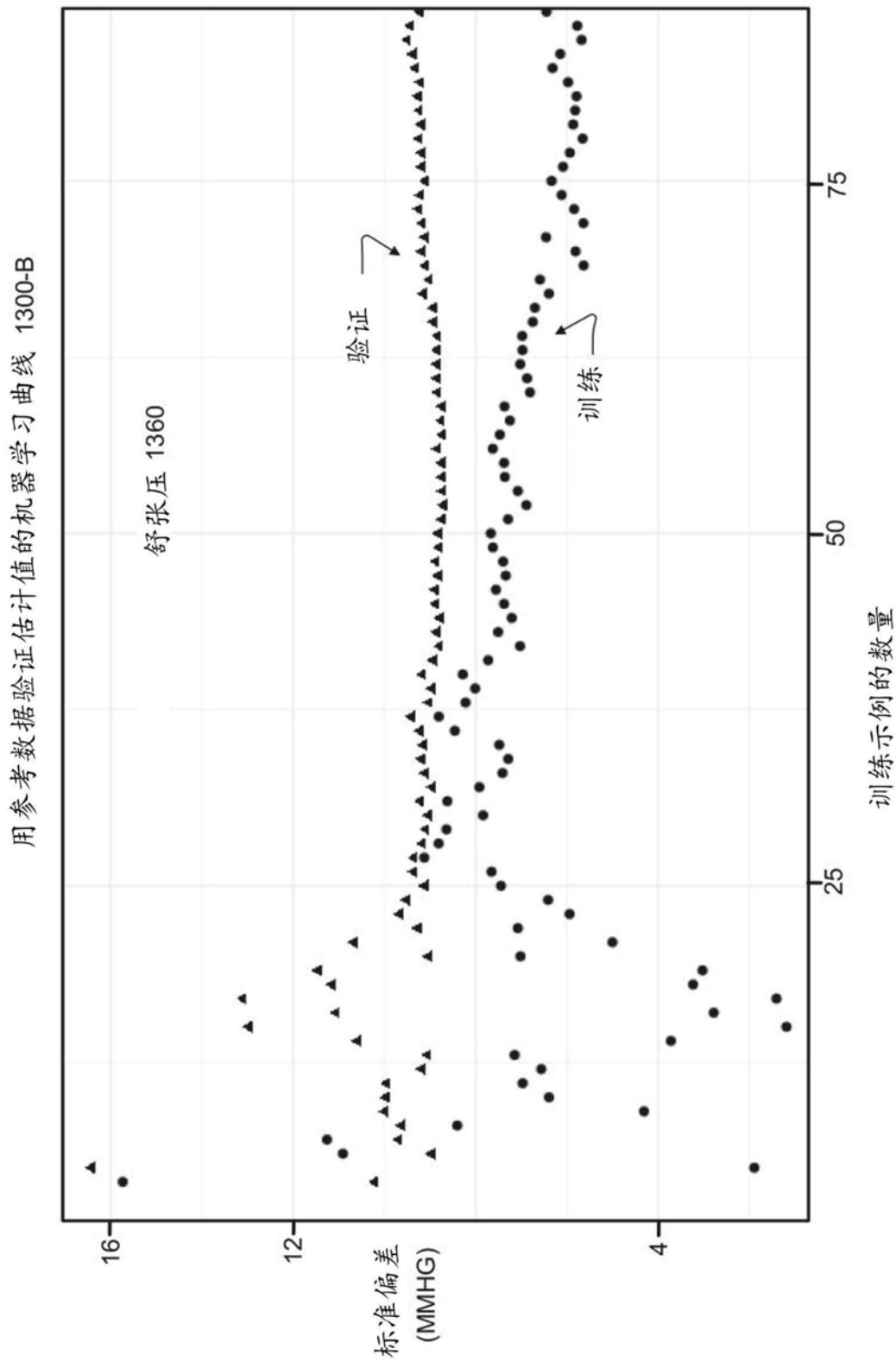


图13B

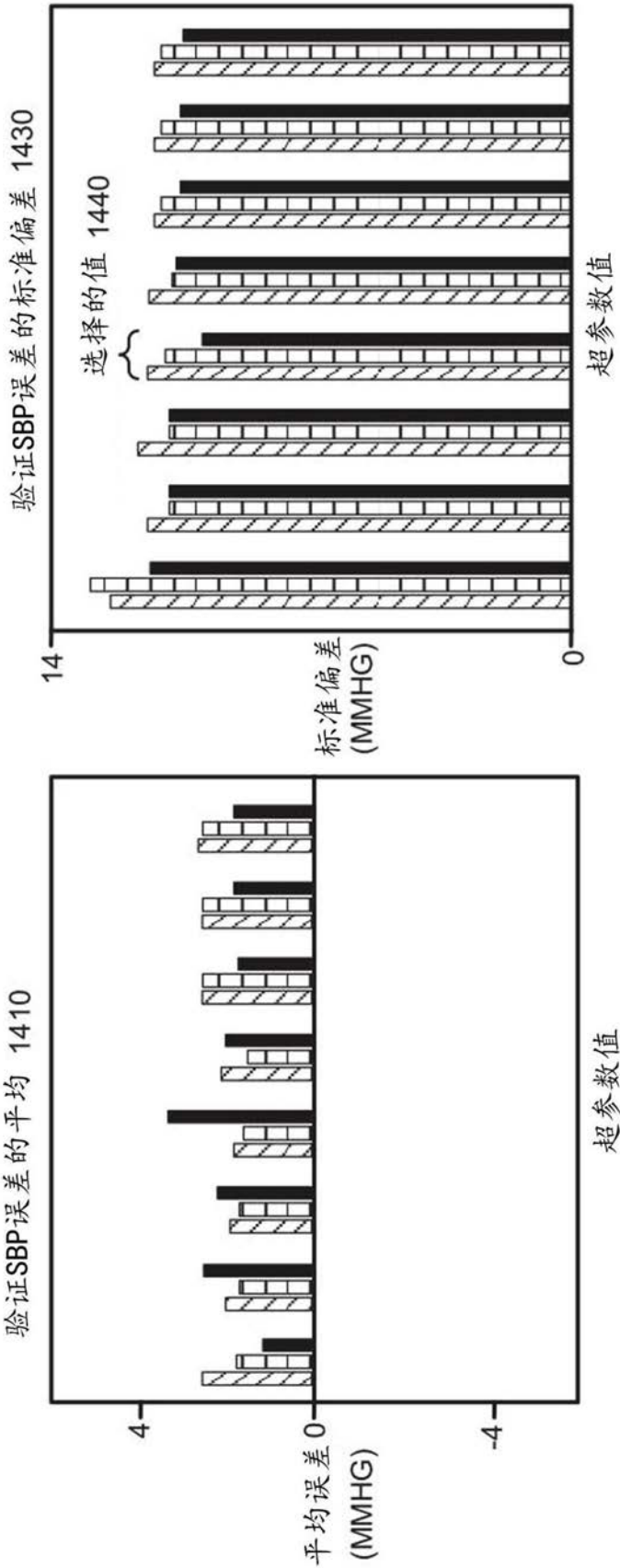


图14

专利名称(译)	使用手指可佩戴的传感器阵列的血压估计		
公开(公告)号	CN111200965A	公开(公告)日	2020-05-26
申请号	CN201880066185.2	申请日	2018-09-13
申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
发明人	R.纳拉西曼		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/022 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02225 A61B5/02241 A61B5/6826 A61B5/7235 A61B2562/0247 A61B2562/046 A61B5/0004 A61B5/02125 A61B5/6843 A61B5/7221 A61B5/7246 A61B5/725 A61B5/7264 A61B5/7278 A61B2560/0214 A61B2562/043		
代理人(译)	金玉洁		
优先权	62/570503 2017-10-10 US 15/809895 2017-11-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种手指可佩戴的血压监测设备，包括袖带、触觉传感器阵列和控制电路系统。触觉传感器阵列设置在袖带的对内表面上或者邻近袖带的对内表面。触觉传感器阵列包括多个传感器。控制电路系统耦合到触觉传感器阵列，并且包括用以执行操作的逻辑。该操作包括在第一时间周期内，监测由手指的指动脉施加到多个传感器中每一个传感器的压力。该操作还包括响应于监测到压力而生成多个触觉波形。多个触觉波形中的每一个触觉波形与在第一时间周期内施加到多个传感器中的相应一个传感器的压力相对应。该操作还包括至少部分地基于多个触觉波形来估计血压。

