



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101484069 B

(45) 授权公告日 2011. 02. 23

(21) 申请号 200780025282. 9

(22) 申请日 2007. 05. 23

(30) 优先权数据

60/802, 810 2006. 05. 24 US

60/874, 665 2006. 12. 13 US

60/898, 269 2007. 01. 31 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 01. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/069545 2007. 05. 23

(87) PCT申请的公布数据

W02007/140210 EN 2007. 12. 06

(73) 专利权人 泰瑞连激光技术有限公司

地址 英国巴尼特

(72) 发明人 J·博尔戈斯

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 刘佳

(51) Int. Cl.

A61B 5/021 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5154680 A, 1992. 10. 13, 全文.

EP 0348224 A1, 1989. 12. 27, 全文.

US 5158091 A, 1992. 10. 27, 说明书第 5 栏第 45 行-56 行, 第 6 栏第 10 行-21 行, 第 8 栏第 58 行-63 行, 第 9 栏第 4 行-8 行, 第 13 栏第 28 行-48 行, 附图 2, 4, 8.

审查员 张宇

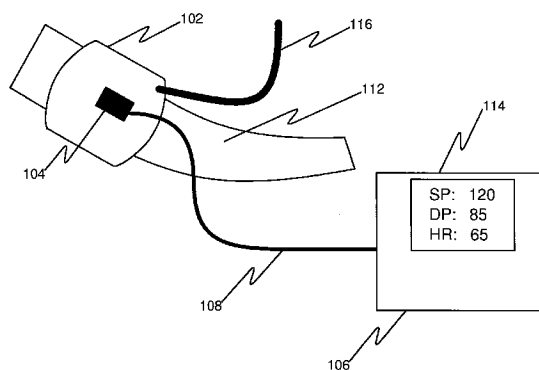
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 21 页

(54) 发明名称

光学的生命体征检测方法和测量装置

(57) 摘要

一种生命体征测量装置包括传感器固定装置、光学感测系统以及输出单元。传感器固定装置适合于靠着受试者的一解剖位置而放置, 在该解剖位置内是动脉。光学感测系统包括光源、光折射体以及光探测器, 其全部都通过传感器固定装置而固定, 而且与传感器固定装置一起运动。光学感测系统相对于传感器固定装置而定位以便当传感器固定装置靠着受试者的上述解剖位置而放置时感测对应于动脉搏的运动。光感测系统能够根据光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩——这些运动、弯曲、或压缩会导致由光探测器接收的光信号发生变化——来感测动脉搏。输出单元从光感测系统接收用于表示对应于动脉搏的运动的输入, 并使用该输入来产生生命体征的测量结果。



1. 一种生命体征测量装置,包括:

传感器固定装置,适合于靠着受试者的一解剖位置而放置,在所述解剖位置内是动脉;

光感测系统,所述光感测系统包括光源、光折射体以及光探测器,其全部都通过所述传感器固定装置而固定,其中,所述光感测系统当所述传感器固定装置靠着所述受试者的解剖位置而放置时感测对应于动脉搏的运动,并且,所述光感测系统感测由所述光探测器接收的光信号变化上的动脉搏;

输出单元,所述输出单元从所述光感测系统接收用于表示对应于动脉搏的运动的输入并使用所述输入来产生生命体征的测量结果,

其中,所述光折射体是弹性和/或可压缩的波导;以及

由所述光探测器接收的光信号变化是由所述弹性或可压缩的波导的至少一部分的运动、弯曲或压缩引起的。

2. 如权利要求1所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述传感器固定装置是可膨胀臂套。

3. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,还包括用来检测施加到所述解剖位置的压力的压力传感器,其中所述输出单元从所述压力传感器接收用于表示施加到所述解剖位置的压力的压力输入,其中所述输出单元使用来自所述光感测系统的输入和所述压力输入来产生生命体征。

4. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光源和所述光折射体被配置成产生散斑图输出。

5. 如权利要求4所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光探测器被定位成探测所述散斑图输出的一部分,并据此产生用于表示在所述散斑图输出的探测部分内所接收的光能的信号。

6. 如权利要求5所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光感测系统还包括空间遮光板组件,用于防止所述光探测器接收所述散斑图输出的一部分。

7. 如权利要求5所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光探测器包括表面积小于所述散斑图输出的光能接收部分。

8. 如权利要求7所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光能接收部分的表面积是平均散斑大小的不到100倍。

9. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光源是相干光源。

10. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述生命体征是心率、动脉搏波形、收缩压、舒张压、平均动脉血压、脉搏压力、以及动脉顺应性中的至少一种。

11. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述输出单元使用用于表示所述光探测器所接收的光信号的信号,来产生生命体征的测量结果。

12. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述光感测系统被配置成检测用于表示一系列动脉搏的光信号,而所述输出单元适用于确定这一系列动脉搏中的每一个动脉搏的脉搏波形。

13. 如权利要求1或2所述的生命体征测量装置,其特征在于,还包括适合于靠着受试者的解剖位置而放置的传感器垫,附连到所述传感器垫的弹簧,来自所述光探测器的电线,

以及包含所述传感器垫、所述弹簧、来自所述光探测器的电线和所述光源、所述光折射体的光传感器外壳。

14. 如权利要求 13 所述的生命体征测量装置,其特征在于,所述传感器垫包括适合于导致所述光波导的弯曲、压缩或运动的按压部分。

光学的生命体征检测方法和测量装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2006 年 5 月 24 日提交的美国临时专利申请 Ser. No. 60/802, 810、2006 年 12 月 13 日提交的美国临时专利申请 Ser. No. 60/874, 665、以及 2007 年 1 月 31 日提交的美国临时专利申请 Ser. No. 60/898, 269 的优先权, 它们的全部内容通过引用整体结合于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及检测生命体征, 更具体地涉及生命体征检测装置。

背景技术

[0004] 血压指的是由循环血液施加在血管壁上的力, 而且其构成主要生命体征之一。收缩压是动脉中的峰值压力, 其大约出现在心动周期的最开始。舒张压是最低压力, 其位于心动周期的静止期。心动周期中的平均压力被报告为平均动脉压力。脉搏压力反映出所测得的最大和最小压力之差。

[0005] 可以侵入地(通过刺穿皮肤并在血管内部进行测量)或不侵入地测量血压。前者通常限制为医院环境。非侵入的听诊和示波测量方法比侵入方法更简单且更快捷, 复杂度更低, 而且对患者而言不舒适感和痛苦更少。非侵入测量方法更常见地用于例行体检和监控。

[0006] 听诊方法通常使用听诊器和血压计。将可膨胀的臂套放置在上臂周围且其垂直高度基本与心脏相同, 而且该臂套还气动地连接到水银压力计或无液气压规。水银压力计测量水银柱的高度, 在不需要校准的情况下给出绝对的臂套压力测量结果, 从而不受可能影响其它压力规的校准误差和校准偏移的影响。通过反复压橡胶球, 手动地使臂套膨胀, 直到臂动脉完全闭塞。在加压臂套远端的臂动脉上使用听诊器倾听的同时, 检查者缓慢地释放臂套中的压力。当血液刚刚开始动脉中流动时, 湍流产生“嘶嘶”或撞击音(第一 Korotkoff 音)。第一次听到此声音时的压力即收缩压。继续释放臂套压力, 直到在舒张压处听不到声音(第五 Korotkoff 音)。

[0007] 示波测量方法有时用于连续监控, 而有时用于单次测量。该设备功能上类似于听诊方法, 但不依靠听诊器和检测者耳朵的使用。取而代之, 其检测装置是一种气动连接到臂套且记录臂套压力中与动脉压力波形同步的(相对小)振动的压力传感器。臂套压力中的第一振动不在收缩压处出现, 而在实质上大于收缩压的臂套压力处出现。一开始, 使臂套膨胀到超过收缩压的压力。然后逐渐减小臂套压力。根据出现在多个臂套压力处的不同振幅, 通过一种算法, 计算收缩压和舒张压的值。用来计算收缩压和舒张压的算法通常使用经实验获得的系数, 这些系数旨在使示波测量结果尽可能好地匹配于使用听诊方法所获得结果。

发明内容

[0008] 在一些方面中,生命体征测量装置包括传感器固定装置、光感测系统以及输出单元。传感器固定装置适合于靠着受试者的一解剖位置而放置,该解剖位置内就是动脉。光感测系统包括光源、光折射体、以及光探测器,其全部都通过传感器固定装置来固定,而且与传感器固定装置一起运动。光感测系统相对于传感器固定装置而定位,以便在传感器固定装置靠着受试者的上述解剖位置时能感测对应于动脉搏的运动。光感测系统能够根据光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩——这些运动、弯曲、或压缩会导致由光探测器接收的光信号发生变化——来感测动脉搏。输出单元从光感测系统接收用于表示对应于动脉搏的运动的输入,并使用该输入产生该生命体征的测量结果。

[0009] 在一些实现方式中,传感器固定装置可以是可膨胀的臂套。在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括用来测量施加到上述解剖位置的压力的压力传感器。在一些实现方式中,输出单元可从压力传感器接收用于表示施加到上述解剖位置的压力的压力输入,并使用来自光感测系统的输入和压力输入来产生生命体征。

[0010] 在一些实现方式中,受试者身体的解剖位置可以是上臂,而传感器固定装置可被配置成使光感测系统是定位的,以感测由臂动脉的脉搏引起的运动。在一些实现方式中,受试者的解剖位置可以是手腕,而传感器固定装置可被配置成使光感测系统是定位的,以感测由桡动脉的脉搏引起的运动。在一些实现方式中,受试者的解剖位置可以是脚踝,而传感器固定装置可被配置成使光感测系统是定位的,以感测由脚踝中的一个或多个动脉的脉搏引起的运动。

[0011] 在一些实现方式中,光折射体可以是可压缩的波导和 / 或弹性波导。在一些实现方式中,光折射体可以是漫射体。

[0012] 在一些实现方式中,光源和光折射体可被配置成产生散斑图输出。光探测器可被定位以探测散斑图输出的一部分,并据此产生用于表示在散斑图输出的被探测部分内所接收的光能的信号。在一些实现方式中,光传感器可包括防止光探测器接收散斑图输出的一部分的空间遮光板部件。在一些实现方式中,光探测器可具有其表面积小于散斑图输出的光能接收部分。例如,光能接收部分的表面积可以是平均散斑大小的不到 100 倍。

[0013] 在一些实现方式中,光源可以是相干光源(例如激光)。

[0014] 在一些实现方式中,生命体征可以是心率、动脉搏波形、收缩压、舒张压、平均动脉血压、脉搏压力、以及动脉顺应性中的至少一种。

[0015] 在一些实现方式中,输出单元可使用用于表示由光探测器接收的光信号的信号,来产生生命体征的测量结果。

[0016] 在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括用于描绘由输出单元所产生的生命体征测量结果的显示器。在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括警报系统,当由输出单元产生的生命体征测量结果达到预定标准时该警报系统就产生人类可探测的信号。

[0017] 在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括附连到光感测系统的至少一部分的弹簧,以反抗来自动脉搏的力,且在动脉搏之后使光感测系统返回初始状态。

[0018] 在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括压力给予装置,该压力给予装置适合于靠着受试者的第二解剖位置而放置,该第二解剖位置最接近于传感器固定装置的上述解剖位置,以允许光感测系统在压力给予装置的远侧且与压力给予装置分离的一位置处检

测动脉搏。

[0019] 在一些实现方式中,光感测系统和输出单元可适合于根据光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩——这些运动、弯曲、或压缩会导致由光探测器接收的光信号发生变化——来感测动脉搏的脉搏幅度。在一些实现方式中,可将光感测系统配置成检测用于表示一系列动脉搏的光信号,而输出单元可适用于确定这一系列动脉搏中的每一个动脉搏的脉搏波形。

[0020] 在一些方面中,一种测量受试者生命体征的方法包括:将传感器固定装置靠着受试者的一解剖位置而放置;感测对应于动脉搏的运动;并产生生命体征的测量结果。传感器固定装置固定一种光感测系统,该光感测系统包括光源、光折射体、以及光探测器,其全部都通过传感器固定装置来固定,而且与传感器固定装置一起运动。动脉搏会导致光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩,这些运动、弯曲、或压缩会导致由光探测器接收的光信号发生变化。通过使用用于表示由光探测器所接收的光能的量变的输入,产生上述生命体征。

[0021] 在一些实现方式中,该方法可包括利用传感器固定装置向受试者的该解剖位置施加压力。例如,该方法可包括:在一段时间内,减小利用传感器固定装置向该解剖位置施加的压力;并且根据这段时间内光探测器所接收的光信号的变化,来确定这段时间内动脉搏的一系列脉搏特性。所产生的生命体征测量结果可基于这段时间内的这一系列脉搏特性。

[0022] 在一些实现方式中,该方法可包括:获取所测量的血压测量结果、初始脉搏特性、以及随后的脉搏特性;并且基于所测量的血压测量结果、初始脉搏特性、以及随后的脉搏特性,来产生生命体征。通过使用用于表示来自光感测系统的感测的运动的输入,初始脉搏特性可在初始时间获得,而随后的脉搏特性可在随后的时间获得。在比上述随后的时间更靠近上述初始时间的测量时间处,可获得所测量的血压测量结果。

[0023] 在一些实现方式中,可将光源和光折射体配置成产生散斑图输出,该散斑图输出响应于光源与光折射体的相对运动而变化。

[0024] 在一些实现方式中,生命体征可以是心率、动脉搏波形、收缩压、舒张压、平均动脉血压、脉搏压力、以及动脉顺应性中的至少一种。

[0025] 在一些实现方式中,产生生命体征的测量结果可包括:根据由光探测器接收的光能的量变来确定脉搏幅度。

[0026] 在一些方面中,生命体征测量装置包括传感器固定装置、光学感测系统以及输出单元。传感器固定装置适合于靠着受试者的一解剖位置而放置,该解剖位置内就是动脉。光学感测系统包括光源和光折射体,两者全部都通过传感器固定装置来固定,而且与传感器固定装置一起运动。光源装置被配置成产生散斑图,而且光探测器被定位成探测该散斑图输出的至少一部分并据此产生该散斑图输出的被探测部分。光感测系统能够根据光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩——这些运动、弯曲、或压缩会导致在散斑图输出的被探测部分内接收的光信号发生变化——来感测动脉搏。输出单元利用用于表示在散斑图输出的被探测部分内接收的光信号的信号,来产生生命体征的测量结果。

[0027] 在一些实现方式中,传感器固定装置可以是可膨胀的臂套。在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括用来测量施加到上述解剖位置的压力的压力传感器。在一些实现方

式中,输出单元可从压力传感器处接收用于指示施加到该解剖位置的压力的压力输入,并使用来自光感测系统的输入和压力输入来产生生命体征。

[0028] 在一些实现方式中,受试者的解剖位置可以是上臂,而传感器固定装置可被配置成使光感测系统是定位的,以感测由臂动脉的脉搏所引起的运动。

[0029] 在一些实现方式中,光源装置可包括光源和漫射体,该漫射体使该光源所产生的光信号发生漫射以产生散斑图输出。例如,漫射体可包括聚甲醛、白色含氟聚合物、聚酰胺、或其组合。在一些实现方式中,光信号能穿透具有 0.2mm 到 1.0mm 之间厚度的漫射体的一部分。

[0030] 在一些实现方式中,光源装置可包括光源和具有表面缺陷的反射镜,该反射镜使该光源所产生的光信号发生折射以产生散斑图。

[0031] 在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括适合于防止光探测器接收散斑图输出的一部分的空间遮光板。例如,空间遮光板可以是具有形成于其中的光学孔径的阻挡结构。

[0032] 在一些实现方式中,光探测器可具有表面积小于散斑图输出的面积的光能接收部分。例如,散斑图的被探测部分是散斑图的平均散斑面积的不到 100 倍。在一些实现方式中,散斑图的被探测部分可以是散斑图输出的平均散斑面积的 1 倍到 25 倍之间。

[0033] 在一些实现方式中,光源包括相干光源。

[0034] 在一些实现方式中,光探测器可包括多个光探测区域,各个光探测区域适合于接收来自散斑图输出的多个被探测区域的散斑图的光能。在一些实现方式中,光探测器可以是 CCD 或 CMOS 探测器。

[0035] 在一些实现方式中,生命体征可以是心率、动脉搏波形、收缩压、舒张压、平均动脉血压、脉搏压力、以及动脉顺应性中的至少一种。

[0036] 在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括附连到光感测系统的至少一部分的弹簧,以反抗来自动脉搏的力,且在动脉搏之后使光感测系统返回初始状态。在一些实现方式中,生命体征测量装置可包括被传感器固定装置固定的邻近上述解剖位置的传感器垫。调制该传感器垫,就可导致光源的各部分的相对运动、压缩、或弯曲,这会导致散斑图输出的调制。

[0037] 在一些实现方式中,光感测系统可适合于根据光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩——这些运动、弯曲、或压缩会导致散斑图输出的被探测部分的一系列改变——来感测动脉搏的脉搏幅度。在一些实现方式中,可将光感测系统配置成检测用于表示一系列动脉搏的光信号,而输出单元可适用于确定一系列动脉搏中的每一个的脉搏波形。

[0038] 在一些方面中,一种测量受试者的生命体征的方法可包括:将传感器固定装置靠着受试者的一解剖位置而放置;利用由该传感器固定装置固定的光源装置来产生散斑图;利用由传感器固定装置固定的光探测器来检测散斑图输出的一部分;并据此产生用于表示在散斑图的被检测部分处所接收的光能的信号,其中散斑图的被探测部分响应于动脉搏而变化;以及利用所产生的用于表示在散斑图的被探测部分处所接收的光能的信号来产生上述生命体征的测量结果。

[0039] 在一些实现方式中,生命体征可以是心率、动脉搏波形、收缩压、舒张压、平均动脉

血压、脉搏压力、以及动脉顺应性其中至少之一。

[0040] 在一些实现方式中,生命体征的测量可包括在动脉搏期间检测由光探测器接收的光能中的多次振荡。在一些实现方式中,利用用于表示所感测的运动的输入来产生上述生命体征的测量结果这一操作可包括对用于表示所感测的运动的输入按时间求导。

[0041] 在一些方面中,生命体征测量装置包括传感器固定装置、光学感测系统以及输出单元。传感器固定装置适合于靠着受试者的一解剖位置而放置,该解剖位置内就是动脉。光感测系统包括光源、漫射体、以及光探测器。光源、漫射体、以及光探测器中的至少之一被传感器固定装置固定,而且适合于响应于动脉搏而相对于光感测系统的至少一个其它组件而运动。光源和漫射体被配置成产生散斑图。光探测器可被定位以探测散斑图输出的一部分,并据此产生用于表示在散斑图输出的被探测部分内所接收的光能的信号。输出单元利用所产生的用于表示在散斑图的被探测部分内所接收的光能的信号,来产生上述生命体征的测量结果。

[0042] 本发明一个或多个实施例的细节在以下附图和描述中陈述。根据说明、附图和权利要求,本发明的其它特征、目的、以及优点将会显而易见。

[0043] 附图描述

[0044] 图 1 描述了生命体征测量装置的一个实现方式。

[0045] 图 2A、2B、以及 2C 描述了定位在上臂上的生命体征测量装置的多个实现方式,并示出相对于动脉收缩压的三个不同水平的臂套压力。

[0046] 图 3 描述了具有含可膨胀气囊的传感器固定装置的生命体征测量装置的实现方式。

[0047] 图 4 描述了在臂套放气期间由气动耦合到臂套的压力传感器检测的一系列脉搏,与同时由传感器固定装置固定的光感测系统所检测而获得的脉搏的比较。

[0048] 图 5A、5B、以及 5C 描述了包含光感测系统部件的光传感器外壳。

[0049] 图 6A、6B、以及 6C 描述了包含光感测系统部件的光传感器外壳。

[0050] 图 7A 和 7B 描述了由包括光源和波导的光源装置所产生的散斑图。

[0051] 图 8A 和 8B 描述了由包括光源和漫射体的光源装置所产生的散斑图。

[0052] 图 9A、9B 以及 9C 描述了包括空间遮光板的光感测系统的实现方式。

[0053] 图 10A、10B 以及 10C 描述包括具有多个光探测区的光探测器的光感测系统的实现方式。

[0054] 图 11A、11B、以及 11C 描述由生命体征测量装置的多个实现方式所产生的散斑图。

[0055] 图 12 描述通过光探测器接收经动脉搏调制的散斑图的一部分而产生的电信号。

[0056] 图 13 描述具有多个光探测区且每一个光探测区都产生电信号的光探测器的实现方式。

[0057] 图 14A、14B、以及 14C 描述被输出单元用来确定一个或多个生命体征的不同分析方法的实现方式。

[0058] 在多个附图中相同的附图标记表示相同的元件。

[0059] 详细描述

[0060] 如图 1 中所示,生命体征测量装置包括传感器固定装置 102、光学感测系统 104 以及输出单元 106。可利用来自光感测系统 104 的输出来确定生命体征的测量结果。传感器

固定装置 102 适合于靠着受试者 112 的一解剖位置而放置,该解剖位置内就是动脉 118。当传感器固定装置 102 靠着受试者 112 的上述解剖位置而放置时,光感测系统 104 可被定位成感测对应于动脉搏的运动。光感测系统 104 包括光源 202、光折射体 212、214、或 216、以及光探测器 240,其全部都通过传感器固定装置 102 固定,而且与传感器固定装置 102 一起运动。输出单元 106 可从光感测系统 104 接收表示对应于动脉搏的运动的输入,而且可产生一种生命体征的测量结果。光感测系统 104 能够根据光感测系统的至少一部分相对于光感测系统的其它部分的运动、弯曲、或压缩——这些运动、弯曲、或压缩会导致由光探测器接收的光信号发生变化——来感测动脉搏。

[0061] 例如,生命体征可包括心率、动脉搏波形、收缩压、舒张压、平均动脉血压、脉搏压力、和 / 或动脉顺应性的测量结果。在一些实现方式中,可根据动脉搏的时序、动脉搏的幅度和 / 或大小、或根据动脉搏波形,来确定生命体征。在一些实现方式中,可单独根据从光感测系统 104 接收的输出或根据该输出和其它数据的组合(例如,有关气动臂套内部压力的数据),来确定生命体征。例如,在一些实现方式中,可单独根据从光感测系统 104 接收的输出来确定心率。

[0062] 传感器固定装置

[0063] 传感器固定装置 102 可以是适合于对光感测系统 104 或其邻近受试者 112 的一解剖位置的那部分进行固定和定位以使光感测系统 104 能够检测动脉搏的任意结构。传感器固定装置 102 可以按照预定的传感器固定压力或按照可调节的传感器固定压力,将光感测系统 104 固定在受试者 112 的一解剖位置附近。例如,传感器固定装置 102 可以是粘合性绷带或臂套(例如,弹性臂套或可膨胀臂套)。在一些实现方式中,传感器固定装置 102 可以是具有可膨胀气囊 122 的可膨胀臂套 120。气囊 122 可通过软管 116 气动地连接到泵 124。在一些实现方式中,传感器固定装置 102 可施加压力到受试者 112 的解剖位置。例如,气动可膨胀臂套能膨胀(例如通过泵 124)和缩小(例如通过阀门 126)以调节施加到受试者身体 112 的一部分的压力。在一些实现方式中,该装置可包括压力给予装置(例如可膨胀臂套),适合于放置在用于固定光传感器系统 104 的传感器固定装置 102 附近。

[0064] 可将传感器固定装置 102 应用到受试者身体的任意部分。在一些实现方式中,可将传感器固定装置 102 形成一定大小并将其安排放置在受试者身体邻近受试者的预定动脉 118 的解剖位置处。如图 2A、2B、以及 2C 所示,可将传感器固定装置 102 定位在上臂(受试者肘以上)以使光感测系统 104 能够感测对应于臂动脉 118 中的动脉搏的运动。传感器固定装置 102 还可适合于放置在手腕上,以使光感测系统 104 能够感测对应于桡动脉中的动脉搏的运动。还可将传感器固定装置 102 定位在腿(例如,踝上以检测动脉中的脉搏)、脖子、或身体上能检测动脉搏的任意其它部分上。

[0065] 如图 2A、2B、以及 2C 所示,可将光感测系统 104 定位在传感器固定装置 102 的中点附近(如图 2A 所示)、传感器固定装置 102 的中点处(如图 2B 和 2C 所示)、或远离传感器固定装置 102 的中点(未示出)。在传感器固定装置 102 内部放置光感测系统 104,会影响所获得的数据。在一些实现方式中,施加到位于解剖位置表面下的动脉的压力可以是不均匀的。例如,虽然身体放置装置 102 可施加不均匀压力,穿过组织层传递的压力会导致对位于表面下一段距离的动脉的不均匀压力。在一些实现方式中,由可膨胀臂套对位于表面下一段距离的动脉所施加的压力在臂套中线处最大,而在臂套边缘处较小。可固定光传感器

系统 104 相对于传感器固定装置 102 的位置,以优化对动脉搏所选特征的灵敏度。在一些实现方式中,光传感器系统 104 可位于臂套的中线,以使当臂套压力超过收缩压时它不响应于在臂套邻近部分下面的动脉段的脉动放大,从而允许当动脉段的中部开启时能对收缩压进行精确确定。

[0066] 在其它实现方式中,光传感器系统 104 可位于臂套的远边缘附近,以使它特别响应于该位置处的脉动动脉尺寸变化。因此,可以标识在远侧位置处于舒张压之下的动脉搏波形的独特特征,且可检测更远侧的动脉中的动脉顺应性的影响。在心脏收缩期间当臂套压力低于收缩压时,在臂套中线处以及中线远侧的皮肤出现向外弯曲。如上所述,当臂套压力超过收缩压时,动脉振动被限制在臂套的附近区域。在一些实现方式中,光感测系统 104 可位于与压力给予装置分离的身体固定装置 102 上,其中该压力给予装置适合于靠着受试者的第二解剖位置而放置,第二解剖位置接近于传感器固定装置 102 的上述解剖位置,以允许光感测系统在压力给予装置的远侧且与压力给予装置分离的位置检测动脉搏。例如,压力给予装置可以是可膨胀臂套。在一些实现方式中,压力给予装置和身体固定装置 102 都可以是可膨胀臂套。

[0067] 图 2A 描述了传感器固定装置 102 在手臂上施加的压力超过了臂动脉的动脉收缩压且该压力足够大从而在心缩期传感器固定装置 102 的前沿下方的动脉开口达到最小。在动脉搏期间,由于前沿处的动脉扩张,顶着传感器固定装置 102 的压力的量将轻微地脉动着。在光感测系统 104 的定位处不会出现动脉开口,而且因此光感测系统 104 不会产生搏动信号。然而,与光感测系统 104 位于传感器固定装置 102 的中点的情况相比,如果它位于传感器固定装置 102 的中点附近,则在更高压力下会出现搏动信号。

[0068] 图 2B 描述传感器固定装置 102 施加了稍微超过动脉收缩压的压力,以使在心缩期动脉开口 118 延伸到接近于传感器固定装置 102 的中点。动脉搏压力期间顶着传感器固定装置 102 的压力中的振动将会比图 2A 的情况大许多,因为在位于传感器固定装置内的那一段动脉的几乎一半都出现了动脉扩张。不过,在传感器固定装置 102 中点处没有出现动脉开口,而且因此光感测系统 104 不会产生搏动信号。

[0069] 图 2C 描述传感器固定装置 102 施加了小于动脉收缩压的压力,以使整个动脉段 118 在心缩期暂时地开启。在动脉搏期间顶着传感器固定装置 102 的压力中的振动在幅度方面将会更大。在光感测系统下方位置处的动脉开口导致光感测系统记录搏动信号。

[0070] 图 3 描述传感器固定装置 102 的一个实现方式。传感器固定装置可以是具有可膨胀气囊 122 的可膨胀臂套 120。可膨胀臂套 120 可适合于缠绕在受试者的上臂周围,以允许光感测系统 104 检测来自臂动脉的动脉搏。光感测系统 104 的部件可被封装在位于臂套 120 的中点 134 处的光传感器外壳 200 内。臂套 120 可包括钩子和环形扣件 132(例如 **Velcro**[®]) 或其它固定装置,可用来将臂套 120 固定在受试者四肢周围。臂套 120 可缠绕在受试者的肢体周围,而且气囊 122 可膨胀以在该肢体上给予压力。气囊 122 可通过软管 116 连接到泵 124。气囊 122 还可以附连到能够控制气囊 122 的膨胀的阀门 126。可使用压力转换器 128 来测量气囊 122 中的压力。如所示,压力转换器 128 可位于气囊中,或可气动地连接到气囊 122(例如通过软管 116)。

[0071] 图 4 的上部描述了当传感器固定装置 102 所给予的压力从超过受试者收缩压的压力减少到低于受试者舒张压的压力时在传感器固定装置 102 中感测的由一系列动脉搏给

予的压力脉冲。图 4 的下部描述了当传感器固定装置 102 所给予的压力从超过受试者收缩压的压力减少到低于受试者舒张压的压力时光感测系统 104 在传感器固定装置 102 的中点处所确定的脉冲。如所示,光感测系统 104 没有检测到任何脉冲,直到所施加的压力处于或低于收缩压。在一些实现方式中,这能够允许对收缩压进行精确确定。

[0072] 输出单元

[0073] 来自光感测系统 104 的检测到的运动可通过电线 108 被传送到显示装置 114。在一些实现方式中,如图 3 所示,电线 108 可将压力转换器 128 连接到显示装置 114。输出单元 106 (在图 3 中未示出) 可以是显示单元 114 的一部分,可在光传感器外壳 200 内部,可在臂套组件的另一部分中,或可位于远处并通过无线传输与光感测系统 104 通信。在一些实现方式中,输出单元 106 可通过无线传输发送生命体征测量结果。在一些实现方式中,光感测系统 104 可通过无线传输,将由光探测器接收的有关光量的数据发送至输出单元 106。输出单元 106 可包括处理器,用于根据来自光感测系统 104 的信号在有或没有其它数据的情况下确定生命体征。在一些实现方式中,如图 1 所示,输出单元可包括用来描述上述生命体征的显示器。在一些实现方式中,输出单元可包括警报系统,当由输出单元产生的生命体征测量结果达到预定标准时该警报系统就产生人类可探测的信号。例如,输出单元可适合于产生可视或音频警报以警告用户所检测的生命体征超出了预定范围。输出单元 106 可完成多个数据处理、计算、或估算功能,其中的一些在下文中讨论。

[0074] 光感测系统

[0075] 光感测系统 104 可包括光源 202、光折射体 212、214、或 216、以及光探测器 240,其全部都通过传感器固定装置 102 固定,而且与传感器固定装置 102 一起运动。在一些实现方式中,光感测系统 104 可用作运动感测系统(例如适合于检测与动脉搏相关的局部运动的运动感测系统)。当传感器固定装置靠着受试者的上述解剖位置而放置时,光感测系统 104 可检测对应于动脉搏的运动。如图 5A、5B、5C、6A、6B、以及 6C 所示,光感测系统 104 可包含在光传感器外壳 200 内。

[0076] 在一些实现方式中,光感测系统 104 可包括光耦合到光折射体 212、214、或 216 的光源 202,以使光波从光源 202 行进到光折射体 212、214、或 216。光源 202 可以是相干光源,例如激光。在一些实现方式中,可将 LED 作为光源 202 使用。

[0077] 在一些实现方式中,光折射体可以是光波导 212、漫射体 214、具有表面缺陷的反射镜 216、或其它折射材料。光折射体 212、214、或 216 的运动、弯曲、或压缩能改变光波 218 通过光波导 212、通过漫射体 214 行进所取的路径、或折射出反射镜 216 的路径,从而导致光探测器 240 或 242 所接收的光能(例如光)的量发生变化。类似地,光源 202 或光探测器 240 或 242 的运动会导致由光探测器 240 或 242 所接收的光能量(例如光)的量发生变化。通过监控所接收的光能量的量变,可以刻画动脉搏的特征,其可被用来确定生命体征。例如,可确定脉搏的幅度,或可确定脉搏的波形形状。

[0078] 在一些实现方式中,光探测器 240 或 242 可以是 PIN 二极管光探测器、CCD(电荷耦合器件)探测器、或 CMOS(互补金属氧化物半导体)探测器。在一些实现方式中,光感测系统 104 可包括一个或多个光探测器 240 或 242。例如,在一些实现方式中,一系列光探测器可分别接收被光折射体 212、214、或 216 所折射的光能。在一些实现方式中,光探测器 242 可包括多个光探测区。例如,可将 CCD 和 CMOS 探测器配置成允许探测由多个分立的探测区

所接收的光能量的量,或可配置成输出用于表示由 CCD 或 CMOS 探测器所接收的光能量的总量的信号。

[0079] 在一些实现方式中,诸如下文所讨论地,可将光源 202 和光折射体 212、214、或 216 安排成产生散斑图。在一些实现方式中,可压缩的或弹性光波导的压缩和 / 或弯曲会导致离开光波导的总光量的改变或散斑图的改变。

[0080] 图 5A、5B、5C、6A、6B、以及 6C 示出可靠着受试者皮肤而放置以感测动脉搏的微型化光传感器外壳的示例。如图所示,光传感器外壳 200 包括传感器垫 232、附连到传感器垫 232 的弹簧 234、光源 202、光折射体 212、214、或 216、光探测器 240 或 242 以及来自光探测器 240 的电线 108。在一些实现方式中,光传感器外壳 200 还可包括另外的元件,诸如图 5C 中所描绘的处于光折射体 212、214、或 216 与光探测器 240 或 242 之间的空间遮光板 222 (例如针孔径)。在一些实现方式中,传感器外壳 200 可具有 0.7 到 1.3 英寸之间 (例如约 1 英寸) 的宽度、1.5 到 2.2 英寸之间 (例如约 1.7 英寸) 的长度、以及 0.3 到 0.9 英寸之间 (例如约 0.6 英寸) 的厚度。

[0081] 如图 5A、5B、5C、6A、6B、以及 6C 中所示,适合于靠着受试者的一解剖位置而放置的传感器垫 232 可附连到弹簧 234。当处于松弛状态时传感器垫 232 可延伸到光传感器外壳 200 之外。例如,传感器垫 232 可延伸到光传感器外壳 200 之外至少 0.1 英寸 (例如,0.1 和 0.3 英寸之间)。如图所示,传感器垫 232 从传感器外壳 200 向外延伸出 0.161 英寸。传感器垫 232 可具有任意形状。传感器垫 232 可具有至少 0.3 英寸直径,例如 0.3 和 0.8 英寸之间 (例如约 0.6 英寸)。在一些实现方式中,例如图 6C 中所示,传感器垫 232 可通过铰链 236 附连到弹簧 234 以允许传感器垫 232 来回运动。在一些实现方式中,如图 6C 所示,传感器垫 232 可具有倾斜的上表面。

[0082] 传感器垫 232 可附连或定位成引起光源 202、光折射体 212、214、或 216、任意空间遮光板 222 (如果使用的话)、光探测器 240、或其组合的相对运动。如图 6C 所示,传感器垫 232 可包括适合于引起光波导 212 的弯曲、压缩、或运动的按压部分 238。在一些实施例中,诸如图 5C 中所示,弹簧 234 可附连到光源 202,以使在光折射体 214 保持静止的同时弹簧 234 的调制导致了光源 202 的运动。弹簧 234 可具有至少 0.6 英寸长度,例如 0.6 英寸和 1.8 英寸之间 (例如 1.1 英寸)。多种其它配置可允许弹簧 234 的调制引起光源 202 与光折射体 212、214 或 216 之间的相对运动。

[0083] 也可将传感器垫 232 定位在一个挖去部 252 内。挖去部 252 与传感器垫 232 之间的间隔会影响传感器外壳 200 所允许的、因动脉搏而使传感器垫 232 运动的量。挖去部 252 与传感器垫 232 之间的间隔可以是约 0.1 英寸。

[0084] 如上所述,电线 108 可将数据从光探测器 240 或 242 发送至输出单元 106。在一些实现方式中,输出单元可被包括在光传感器外壳 200 内,而电线 108 可将生命体征数据发送给在外壳 200 外部的装置。在一些实现方式中 (未示出),光感测系统 104 可通过无线传输从外壳 200 发送数据。

[0085] 散斑图

[0086] 图 7A、7B、8A、以及 8B 描述了散斑图调制的基本原理。光源 202 可光耦合到光折射体 212、214、或 216,以使光波 218 从光源 202 行进至光折射体 212、214、或 216。光源 202 可提供相干光。可使用诸如激光之类的光源 202 来照亮光折射体 212、214、或 216 以产生“散

斑图”260,称之为“散斑图”是因为这种光学效应是在远场照明中出现了散斑 262。例如,光折射体可以是光波导 212、漫射体 214、具有表面缺陷的反射镜 216(例如如图 9C 和 10C 所示)、或能够形成散斑图 260 的另一折射材料。折射会导致所传输的光波 218 的空间变化,其表现为光背景中的暗区。这些暗区、或散斑 262 可具有特有但随机的形状和大小,由光折射体 212、214、或 216 的折射特性确定。照亮光折射体 212、214、或 216 的光波 218(仅示出其中几支)能够相长干涉,以形成一系列散斑 262 的散斑图 260。光折射体 212、214、或 216 相对于光源 202 的相对运动、弯曲、或压缩改变了光波 218 穿过光折射体 212 或 210 行进或折射出折射体 310 时所取的路径,从而导致散斑图 260 发生变化。例如,当光折射体 212、214、或 216 相对于光源 202 运动时,散斑图 260 看来会闪烁,或在某些情况下旋转。虽然通过监控散斑图的所选探测部分例如 264,穿过光折射体 212 或 210 行进或反射出反射镜 216 的全部光可保持相对稳定,但散斑图 260 的被探测部分 264 中光能量(例如光)的量变可被观测到。通过监控例如 264 的被探测部分中光量的变化,可确定相对运动、弯曲、或压缩的量和/或速度。

[0087] 通过限制所形成的散斑图 260 允许被光探测器 240 或 242 接收的部分,就可限制被探测部分,例如 264。限制散斑图 260 被光探测器 240 接收的那部分,可通过多种方式来实。例如,如图 9A、9B、以及 9C 所示,诸如具有形成于其中的光学孔径(例如针孔径)的阻挡结构之类的空间遮光板 222 可被定位在光折射体 212、214、或 216 与光探测器 240 之间。在一些实现方式中,通过使用具有比所产生的散斑图 260 面积更小的光能接收面积的光探测器 240,可限制散斑图 260 的被探测部分 264。可将所使用的光探测器 240 或 242、以及其他中间空间遮光板 222 放置在光折射体 212 或 214 附近,以确保光探测器 240 或 242 仅从预定探测部分例如 264 内接收光。当将具有表面缺陷的反射镜 216 作为光折射体使用时,所使用的光探测器 240 和任意中间空间遮光板将决定探测部分 264 和所产生的散斑图 260 的大小。

[0088] 光源 202 可以是相干光源,例如激光。

[0089] 光折射体可以是光波导 212、漫射体 214、或具有表面缺陷的反射镜 216、或能够形成散斑图 260 的另一折射材料。在一些实现方式中,一种装置可使用多个和/或不同光学元件的组合。例如,光波导 212 可用于将光波 218 引导至漫射体 214。

[0090] 光波导 212 可以通过内反射或折射而传送光波的光纤或任意液体、凝胶、或固体。在一些实现方式中,通过提供几乎全内反射,光波导 212 可传送几乎 100%的光。例如,光波导 212 可包括被较低折射率(n_l)材料包围的相对高折射率(n_h)的光学材料。在这样的光波导 212 中,仅当光波以小于临界角(θ_c)的角度到达两种材料之间的界面时光才会损耗。可通过以下等式计算临界角(θ_c)。

[0091] $\theta_c = \arcsin(n_l/n_h)$

[0092] 在一些实现方式中,具有较低折射率的包围材料可以是空气。在一些实现方式中,波导也可以是具有高反射内表面的中空管的形式。内表面可以是经抛光的金属。

[0093] 在一些实现方式中,诸如图 7A 和 7B 所示,光波导 212 引起光波 218 在光波导 212 的芯内的内反射。当光波导 212 移动或弯曲时,各个光波 115 的路径就会改变,导致所得散斑图发生变化。在一些实现方式中,光波导 212 可以是有弹性的波导。在一些实现方式中,光波导 212 可以是可压缩的波导。

[0094] 漫射体 214 可以是以某种方式使光漫射、展宽、或散射的折射材料所构成的任意装置,诸如任意半透明液体、凝胶、或固体;气载微粒;或皮肤或其它组织。例如,漫射体 214 可包括聚甲醛 (POM) (例如 **Delrin**[®] 聚甲醛树脂)、白色含氟聚合物 (例如 **Teflon**[®] 含氟聚合物)、聚酰胺 (PA) (**Nylon**[®])、或磨砂玻璃或灰玻璃。在一些实现方式中,漫射体材料可在激光波长处具有低光吸收,而且可具有折射性质,该折射性质在较短的路径长度上产生足够的光散射以确保在与激光相对的表面上产生具有合适散斑大小和均匀性的散斑图。例如,漫射体可包括具有 0.2mm 和 1mm 之间 (例如 0.4mm 和 0.6mm 之间) 厚度的聚甲醛 (**Delrin**[®] 聚甲醛树脂),以使出光侧上的光强不会过度减小,但也要足够厚以实现所需的必要光散射以产生散斑图 260。

[0095] 在一些实现方式中,诸如图 8A 和 8B 中所示,漫射体 214 引起漫射体 214 的主体内的光波折射。漫射体内的光波折射可由漫射体 214 内的折射率变化——该变化会导致随机光子散射——引起。当漫射体 214 运动时,漫射体引起光波折射的区域也会运动,导致光波 218 在漫射体 214 内不同地折射,引起所得散斑图 260 的变化。

[0096] 在一些实现方式中,诸如图 9C 和 10C 所示,光学元件也可以是具有表面缺陷的反射镜 216。反射镜中的缺陷会导致照射到缺陷上的光波以不同的角度反射。从具有缺陷的反射镜 216 反射出的光也会导致光学图案 260。反射镜 216 相对于光源 202 的相对运动同样会导致光学图案 260 的变化。

[0097] 在一些实现方式中,单个散斑 262 的特征大小和数量可被控制。例如,可以利用具有最优直径和折射特性的光波导 212 将单个散斑 262 的特征大小和数量控制为需要的散斑特征 125。图 11A 和 11B 中所示的是来自激光 202——其光束穿过不同的光纤——的散斑图 260。在图 11A 中,示出了具有相对少的大散斑 262 的散斑图,其从直径小和折射率梯度小的光波导 212 中形成。相反,图 11B 中所示的具有相对多的小散斑 262 的散斑图 260 是利用因为较大直径和较大折射率梯度而允许更多光干涉从而导致具有相对多的小散斑 262 的光波导 212 形成的。

[0098] 同样,图 11C 是通过使相干光穿过漫射体 214 而形成的散斑图 260 的放大。图上右侧的条形表示放大的大小。

[0099] 在一些实现方式中,散斑图 260 取样部分的平均散斑大小可以是至少 10 微米 (例如,25 和 100 微米之间)。

[0100] 通过正确地确定探测部分 264 的大小并固定光折射体 212、214、或 216、光探测器 240、以及任意中间空间遮光板 222 (如果使用) 的分离情况,可以优化对光源和光折射体 212、214、或 216 的相对运动、弯曲、或压缩的灵敏度。可相对于平均散斑大小确定探测部分 264 的大小,以优化光探测器 240 的电输出中的波动幅度,其对应于由光折射体 212、214、或 216、光源 202、或光探测器 240 或 242 的相对运动、弯曲、或压缩引起的散斑图 260 的调制。例如,通过确定空间遮光板 222 的孔径大小来仅收集少量散斑,诸如少于散斑图 260 面积的 1%,并且利用对时变光探测器输出所作的合适的信号处理,就可测量脉搏信号的时间导数以允许计算生命体征。在一些实现方式中,光探测器 240 的光能接收部分的面积还可以小于所产生的散斑图 260 的面积。

[0101] 在一些实现方式中,散斑图 260 的探测部分 264 可以是平均散斑大小的不到 100 倍,例如平均散斑大小的 1 和 25 倍之间。在一些实现方式中,光探测器 240 可最多接收平

均 50 个散斑,例如 1 和 5 个散斑之间。例如,可使用具有 125 微米直径的针孔径来限制散斑图 260 被光探测器 240 或 242 接收的探测部分 264。

[0102] 分析方法

[0103] 光感测系统 104 的光探测器 240 或 242 可产生表示所接收光量的电信号 420。电信号 420 可以是时间的函数。分析电光探测器信号 420 以确定散斑图 260 的调制速率。例如,图 12 描绘了一种可能的电信号 420,用于表示由光探测器 240 或 242 接收的光能量的量的调制。如图 12 所示,由光探测器 240 接收的光量会振荡。一般可将由光探测器 240 或 242 接收的光能量的振荡频率理解为预定探测部分(例如 264)内的散斑的数量或亮度发生特征性变化的那个时间量的倒数,这些散斑由光探测器 240 或 242 接收。一般可将散斑的数量或亮度中出现的特征性变化按比例绘制,以表示光源与光折射体之间的特征性的相对运动、弯曲、或压缩。通过监控被光探测器 240 接收的光量的振荡速率,可确定动脉搏的幅度和 / 或大小。

[0104] 在一些实现方式中,由光探测器 240 接收的平均光量可响应于光源相对于光折射体 212、214、或 216 的定位而随时间变化,而由光探测器 240 接收的光量会因为光源与光折射体的相对运动而以所接收的平均光量为中心上下振荡。

[0105] 在一些实现方式中,可将所接收的光量的这种低频变化从所接收的信号中滤除。在一些实现方式中,可将高频“噪声”滤除。在一些实现方式中,在从数据确定生命体征之前,可将由光探测器接收的光量中的高和 / 或低频变化从来自光探测器 240 或 242 的信号中滤除。在一些实现方式中,可以通过光波形预滤波器 432 完成信号滤波。

[0106] 输出单元 106 可确定每个动脉搏的幅度和 / 或大小以确定一个或多个生命体征。在一些实现方式中,可确定一系列动脉搏的幅度和 / 或大小以确定一个或多个生命体征。例如,为了根据由光探测器 240 接收的光量的振荡来确定动脉搏的幅度和 / 或大小,可将微分电路应用到光探测器 240 输出上以产生与其时间导数 dE/dt 成比例的信号。此时间导数信号可与光探测器电信号的频率分量——该频率分量与散斑图的调制速率成比例——成比例增大。各个动脉搏(对应于心动周期)可例如特征性地呈现出压力增大,接着压力减小,然后在下次脉搏开始之前是静止期。压力增大会导致光源 202 运动或光折射体 212、214、或 216 运动、弯曲、或压缩以使散斑图 260 调制,调制速率在脉搏开始处增大,而在最大脉搏压力的时刻(即脉搏波停止升高而且即将开始它的衰减)减小到零。当压力减小时,波导的反向运动将会出现,再次调制散斑图以使其调制速率在最大脉搏压力之后增大,并当动脉搏已结束时减小到零。图 12 描述了由动脉搏产生的光探测器电信号的示例。因此信号 dE/dt 将从零处开始,然后增大到最大,再减小到零,然后再次增大,以及最终减小到零,所有这些均在一次动脉搏过程期间。作为第一近似,脉搏幅度可与最大散斑调制速率成比例,而最大散斑调制速率又可根据 dE/dt 的最大值,基于正弦函数及其导数之间的关系来计算,即:

$$[0107] \quad dE/dt = d/dt[\sin(\omega t)] = \omega \cdot \cos(\omega t),$$

[0108] 其最大幅度与动脉搏周期期间的最大调制速率或 $\omega_{\max}$ 成比例。

[0109] 可利用诸如数字信号处理器(DSP)之类的实时光谱分析仪来分析信号 dE/dt ,以确定动脉搏周期期间的最大频率。最大频率 $\omega_{\max}$ 在 dE/dt 最大值处出现,且按照同样的方式与脉搏幅度成比例。可将最高优势频率 $\omega_{\max}$ 用于分析,或者如果给出了频率范围,那么

可使用频谱的第一、第二、或其它瞬时值。

[0110] 光探测器 240 输出也可以是 AC 耦合的,并被馈送到零交叉 (zero-crossing) 探测器中,其将提供每单位时间零交叉事件的计数 (“零交叉率”) 和一次动脉搏期间的零交叉事件的总计数 (“零交叉计数”)。通过正确地限制探测部分 264 的大小,可容易地示出即时零交叉率与散斑图 260 的调制速率成比例。可运用算法来探测零以上零交叉率的上升,然后对零交叉率的数量进行计数,直到零交叉率返回零。可使用稍稍超过零的阈值代替真实的零交叉率,以解决系统“噪声”。或者,可将高频噪声从来自光探测器 240 或 242 的信号中滤除。在零交叉率再次上升超过零之后,可重复计数直到其返回零。将这种包括两次零交叉计数的周期与一次动脉搏对应起来。一起平均的这两个计数可与和动脉搏相联系的波导振幅成比例,从而可与动脉搏幅度成比例。可将一算法应用到此零交叉率,该算法测量此速率保持在非零场景之间的零点的事件。在一动脉搏序列中,在一个动脉搏结尾与下一个开头之间会出现相对较长的时间。在其中压力停止升高并开始减小的最大脉搏压处会出现相对较短时间,其中零交叉率可瞬时为零。

[0111] 在一些实现方式中,可使信号 dE/dt 通过积分电路,并将它从大于零点开始对时间积分直到其返回零点。此时间对应于动脉搏的半周期,其可通过单独测量 dE/dt 的时间平均值以确定它何时背离以及返回零点来确定。所得的积分值与波导振动的幅度成比例,因而也与动脉搏幅度成比例。受试者位置的第一导数对特定时间段的积分值会产生与特定时间段期间位置变化成比例的结果。

[0112] 在一些实现方式中,如图 10A、10B、以及 10C 所示,可使用多个光探测区 244。这些光探测区 244 可以是光探测器 242 的一部分,其包含了多个分立的光探测区 244。例如,光探测器 242 可以是 CCD (电荷耦合器件) 或 CMOS (互补金属氧化物半导体) 探测器。可将各个光探测区 244 配置成仅接收例如如图 10A、10B、以及 10C 中所示的散斑图 260 的限制部分。使用多个光探测区 244,可获得更可靠地表示一系列脉搏压力波形的相对幅度的数据。在一些实现方式中,来自多个光探测区 244 的输出可分别 AC 耦合并被馈送至零交叉探测器。可在每个动脉搏的结尾处或在每个血压测量周期的结尾处比较如图 13 中所示的对应于不同光探测区 244 的电信号 420,以确定哪一个具有最高信号质量。可通过检测每个信号的零交叉计数来确定电信号 420 的质量。例如,可认为具有最高计数的电信号 420 具有最高信号质量。还可对不同探测器 (或不同探测器的子集) 的每一个的不同零交叉计数取平均值以对每个动脉搏产生更可靠的脉搏幅度评估。

[0113] 在一些实现方式中,来自多个光探测器的输出可分别耦合到微分电路以测量 dE/dt 。可在每个动脉搏的结尾或在每个血压测量周期的结尾比较对应于不同探测器的不同 dE/dt 值,以确定哪一个具有最高信号质量。例如,可认为具有最高值 $dE/dt_{\max}$ 的那一个具有最高信号质量。还可对对应于不同探测器 (或不同探测器的子集) 的多个不同 dE/dt 值取平均值以对每个动脉搏产生更可靠的脉搏幅度评估。

[0114] 在一些实现方式中,CCD (电荷耦合器件) 或 CMOS (互补金属氧化物半导体) 探测器可用作单个光探测器 240 或用作多个光探测区 244。典型的 CCD 或 CMOS 探测器可具有超过 1 百万像素,而消费级数码相机在 1-2 厘米的矩形传感器中可具有高达 8 百万或更多像素。每个像素,或单独可寻址的感测区可作为独立的光学探测区 244。还可使用“面元划分 (binning)”通过组合 $N \times M$ 组 (例如, 2×2 、 2×3 、 3×3 等) 像素来有效地增大探测器感测

面积。在一些实现方式中,可以通过“面元划分”动态地调节光探测区 244 的探测部分 264 的大小。例如,在传感器寿命期间,光折射体 212、214、或 216 的光学特性可改变,而且在光感测系统 104 的寿命期间可动态地调节“经面元划分的”像素组的大小以重新优化探测部分 264 的大小。在一些实现方式中,作为光探测区 244 的各组像素可具有相同或不同的大小,其可根据散斑图 260 被该组像素接收的部分来进行优化。CCD 或 CMOS 光探测器 240 或 242 的使用可允许没有放置在光学元件与 CCD 或 CMOS 光探测器之间的光学孔径的装置,因为 CCD 和 CMOS 像素的小尺寸(通常对角线为 2-5 微米)导致对散斑图 260 的探测部分 264 的面积自动限制。

[0115] 在一些实现方式中,多个 CCD 或 CMOS 探测器可位于单个像素或经面元划分的像素组合的 $1 \times N$ 阵列中。例如,图 10A、10B、以及 10C 描述了 1×8 阵列而图 13 描述了 1×4 阵列。而且,如图 13 所示,可对 N 个单独的数字输出 420 的每一个进行数字信号处理。各个数字输出 420 可包括由各个光探测区 244 观测的、关于散斑图 260 的不同探测部分 264 中的光学图形的调制信息。各个数字信号处理分析能提供对探测区之一中的调制速率的实时估算,而且可用于确定每个动脉搏期间的最大调制速率。可为每次动脉搏对 N 次测量取平均值以产生对脉冲幅度和脉冲幅度包络更可靠的估计。

[0116] 在使用 CCD 或 CMOS 光探测器 240 或 242(作为单个光探测器或作为多个探测器)的实现方式中,可设置平均光探测器输出水平并将其定义为“阈值”。可充分频繁地测量单个探测器信号(通常每秒 100-2000 次)以求解散斑图调制。真实数据率取决于相对于探测器面积的特征散斑大小以及光学元件关于光源的运动速度。定义为探测器输出测量与阈值之间的差值和随后的探测器测量与阈值之间的差值极性相反出现的每个阈值交叉可对应于“零点交叉”。可对阈值交叉计数并按照等价于上述零点交叉计数的方式进行分析。

[0117] 在一些实现方式中,可使用数字信号处理器(DSP)来分析来自一个或多个光探测器 240 或 244 的输出。可应用多种数字信号处理分析方法来原因调制速率,包括但不限于对 CCD 或 CMOS 的数字输出的快速傅立叶变换(FFT)、自相关、以及阈值交叉。

[0118] 在 FFT 分析中,可通过以下算法分析信号以确定平均频率:

$$[0119] \quad \langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega,$$

[0120] 其中 ω 是角频率, $G(\omega)$ 是功率谱,以及 $\int (\omega) d\omega$ 被归一化为 1。

[0121] $G(\omega)$ 通过以下公知的卷积来确定:

$$[0122] \quad G(\omega) = [\int g(t) \cdot \exp(-j\omega t) dt]^2,$$

[0123] 其中 $g(t)$ 是随时间变化的信号或此情况下的光探测器输出 E 。

[0124] 在每个动脉搏期间, $\langle \omega \rangle$ 的值会与先前描述的信号 dE/dt 成比例地增大和减小。因此, $\langle \omega \rangle_{\max}$ 的值可表示给定动脉搏周期内的最大调制速率,且可按比例绘制并用来产生用于确定收缩压、舒张压以及平均脉搏压的脉搏幅度包络。

[0125] 在一些实现方式中,可使用自相关方法以确定脉搏幅度和脉搏幅度包络。在自相关中,信号可根据以下关系进行自相关:

$$[0126] \quad \langle G(\tau) \rangle = \int g(t) \cdot g(t-\tau) dt,$$

[0127] 其中 $G(\tau)$ 是在时间延迟等于 τ 时的自相关函数,而 $g(t)$ 是随时间变化信号。 $G(0)$ 的值等于信号幅度的均方。频谱简单地是自相关函数的卷积,所以:

$$[0128] \quad G(\omega) = (1/2\pi) \cdot \int G(\tau) \cdot \exp(-j\omega \tau) d\tau.$$

[0129] 先前已描述了使用自相关方法确定随时间变化信号的平均频率,这里不再进一步具体给出。使用 $G(\omega)$ 的此计算来根据与 FFT 分析中一样的公式计算平均频率:

$$[0130] \quad \langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega$$

[0131] 在一些实现方式中,在当血压臂套中的压力已经从其中没有动脉搏的高于收缩压的水平稳定减小时的时间间隔期间,为每一次动脉搏计算 dE/dt 的最大值。在该时间间隔期间通过测量和记录 dE/dt 的周期性增大来检测每次脉搏的开始。对于每次脉搏,可将 dE/dt 最大值记录为无量纲数字,而且还可记录臂套压力以允许其中图表的纵坐标是 $dE/dt_{\max}$ 而不是以 mmHg 为单位的振幅的脉搏幅度包络的产生。可将算法应用于此包络以确定收缩压、舒张压、脉搏、和 / 或平均动脉压。

[0132] 在一些实现方式中,在当可膨胀臂套 120 中的压力已经从其中没有动脉搏的高于收缩压的水平稳定减小时的时间间隔期间可对 AC 耦合的光探测器输出的零交叉数进行计数。在此时间间隔期间可检测一系列动脉搏,且可测量并记录每次脉搏的零点交叉计数。对于每次脉搏,可记录该计数(或对应于动脉搏的上升和下降的两个计数的平均值),还可记录臂套压力以允许其中图表的纵坐标是零点交叉计数而不是以 mmHg 为单位的振幅的脉搏幅度包络的产生。可将算法应用于此包络以确定收缩压、舒张压、脉搏、和 / 或平均动脉压。

[0133] 在一些实现方式中,脉搏之间的时间间隔可在一系列探测动脉搏期间被测量,并可用来确定心率。

[0134] 在一些实现方式中,当臂套压力已减小,收缩压可确定为在散斑图调制第一次出现处(即超过零点的零交叉率的升高、或 dE/dt 的非零值第一次出现)可膨胀臂套 120 的压力。在一些实现方式中,舒张压可确定为在散斑图的预定调制特性出现处可膨胀臂套 120 的压力。例如,可将其中零交叉率最后具有非零值,或其中 dE/dt 的最后一个非零值出现,以及之后 dE/dt 保持为零同时臂套压力进一步增大的最后一次检测的动脉搏认为是舒张压。或者是其中 $dE/dt_{\max}$ 的值是 $dE/dt_{\max}$ 最大值(即脉搏幅度包络上的最高点)的 50% 的衰退的动脉搏序列中的第一次动脉搏的出现。在一些实现方式中,可将平均动脉压确定为对应于其处出现最大零交叉计数或 $dE/dt_{\max}$ 最大值的动脉搏事件的可膨胀臂套 120 的压力。

[0135] 在一些实现方式中,可基于一种计算了动脉搏中的人为因素以及与电噪声和散斑图调制有关的其它人为因素对光感测系统 104 的贡献而以经验为根据确定的算法,将收缩压计算为低于在臂套膨胀期间散斑图调制第一次出现时的臂套压力。

[0136] 在一些实现方式中,可基于计算了动脉搏中人为因素,以及其它人为因素对光感测系统 104 的贡献的相应算法,将舒张压计算为高于在散斑图调制的预定特性出现时的臂套压力。

[0137] 在一些实现方式中,确定血压测量的基线测量(“基线”),而基于生命体征的连续监控估计后续的血压测量。例如,使用如上所述的由 $dE/dt_{\max}$ 或零交叉计数的测量所获得的一系列脉搏的相对脉搏幅度、以及使用一个光探测器 240、多个光探测区 244、CCD 传感器阵列、或 CMOS 传感器阵列可实现基线血压读取。然后可将传感器固定装置 102 调节到具有已知(根据已经完成的所述血压测量)脉搏幅度(“参考幅度”)的压力水平,可连续测量动脉搏幅度并将其与参考附图作比较。利用合适的算法可使用不同于参考幅度的任意后续脉搏幅度测量来定量地测量血压相对于基线的变化。在此实施例,此方法的主要目的连

续或周期性地监控血压相对于基线值的变化。在一些实现方式中,可通过诸如听诊方法之类的其它标准方法来确定基线血压测量。

[0138] 在一些实现方式中,可通过测量 dE/dt 的随时间变化值确定脉搏波形的形态。可通过整个脉搏过程中 dE/dt 对时间的曲线来表示脉搏波形的形态。或者可使用随时间变化的零交叉率,或数字 CCD 或 CMOS 检测系统中的阈值交叉率。

[0139] 在一些实现方式中,诸如图 14A、14B、以及 14C 所示,输出单元 106 可通过以上所描述技术的一种或多种来确定生命体征。例如,输出单元 106 可确定波形发生器 436 中的一个或多个动脉搏的大小和 / 或波形。在一些实现方式中,输出单元 106 可包括基于确定的幅度、大小和 / 或波形以及施加到受试者可被检测到的压力(例如,通过压力传感器在可膨胀臂套中检测到的压力)来确定受试者收缩压的收缩压波形检测器。在一些实现方式中,输出单元 106 可包括基于确定的幅度、大小和 / 或波形以及施加到受试者可被检测到的压力(例如,通过压力传感器 128 在可膨胀臂套中检测到的压力)来确定受试者舒张压的舒张压计算器。在一些实现方式中,心率计算器 446 可根据来自光信号确定的动脉搏波形或根据由压力传感器 128 在可膨胀臂套中检测到的压力来确定心率。在一些实现方式中,输出单元 106 可包括脉搏波时序探测器 434,其可确保由光感测系统 104 检测到的每个动脉搏对应于由可膨胀臂套压力传感器 128 所检测的脉搏。在一些实现方式中,脉搏波时序探测器 434 将数据提供到波形发生器 436,以确保各个波形发生器 436 确定与由可膨胀臂套压力传感器 128 检测的脉搏一致的波形。

[0140] 在一些实现方式中,诸如图 14C 中所示,输出单元 106 可为一系列波形发生器 436 中的各个光探测区 244 确定一个或多个动脉搏的幅度、大小和 / 或波形。在一些实现方式中,输出单元 106 可包括用来比较多个幅度、大小、和 / 或波形的波形比较器 438。波形比较器 438 可选择更好的光探测区,平均来自两个或更多光探测区的信号,或基于来自多个光探测区 244 的数据计算单个幅度、大小、和 / 或波形。在一些实现方式中,心率计算器 446 可根据来自波形比较器 438 来自光信号的单个波形,或根据由压力传感器 128 在可膨胀臂套中检测到的压力来确定心率。

[0141] 已描述了多个实现。然而,应当理解在不背离本发明精神和范围的情况下可作出多种修改。因此,其它实现也在所附权利要求书的范围之内。

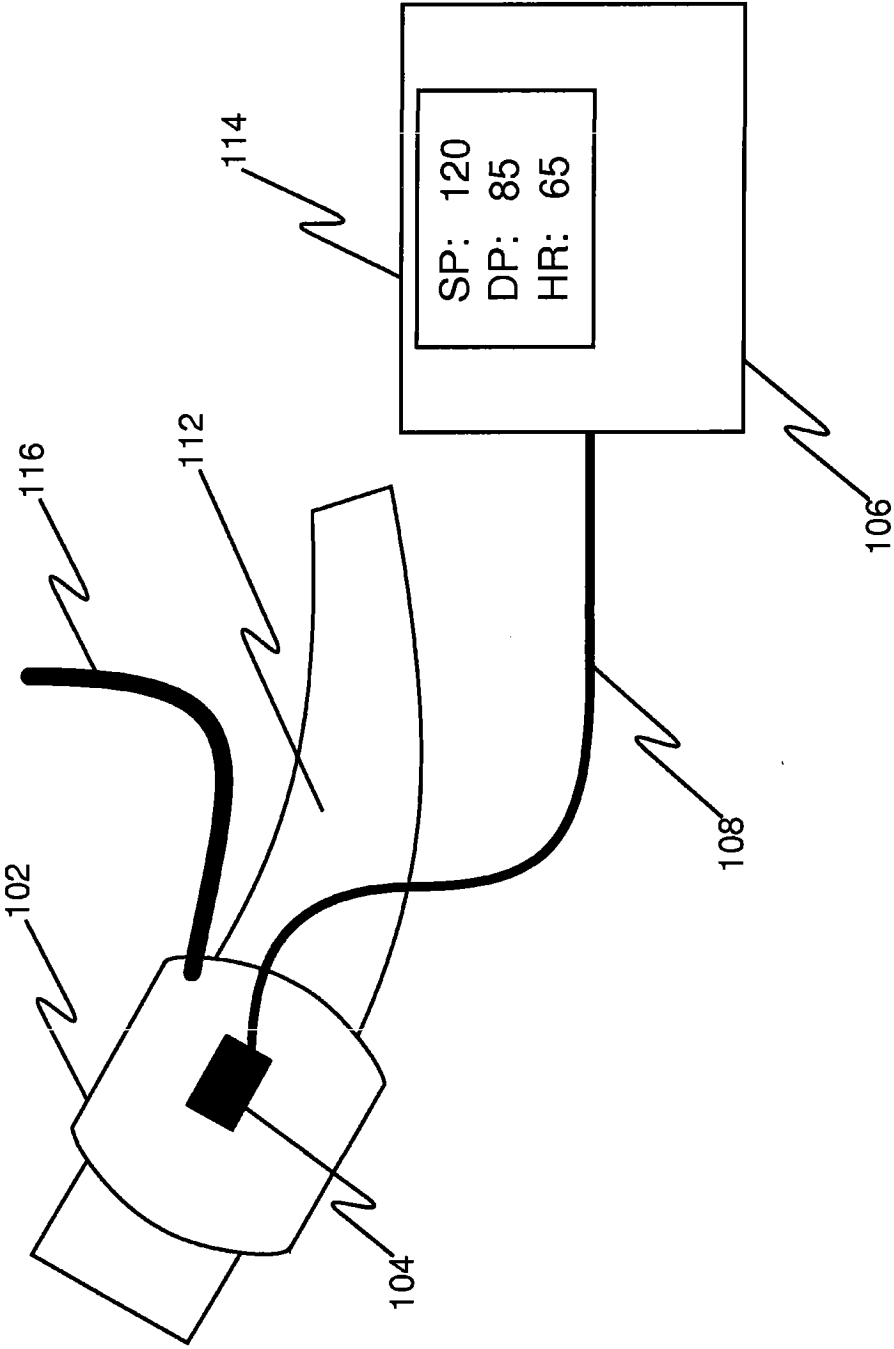


图 1



图 2A

图 2B

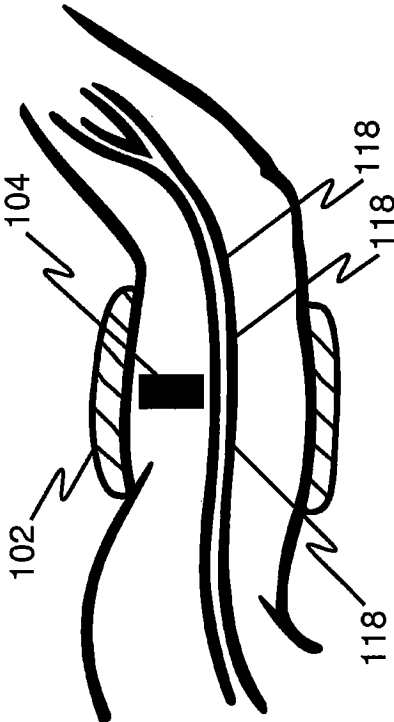


图 2C

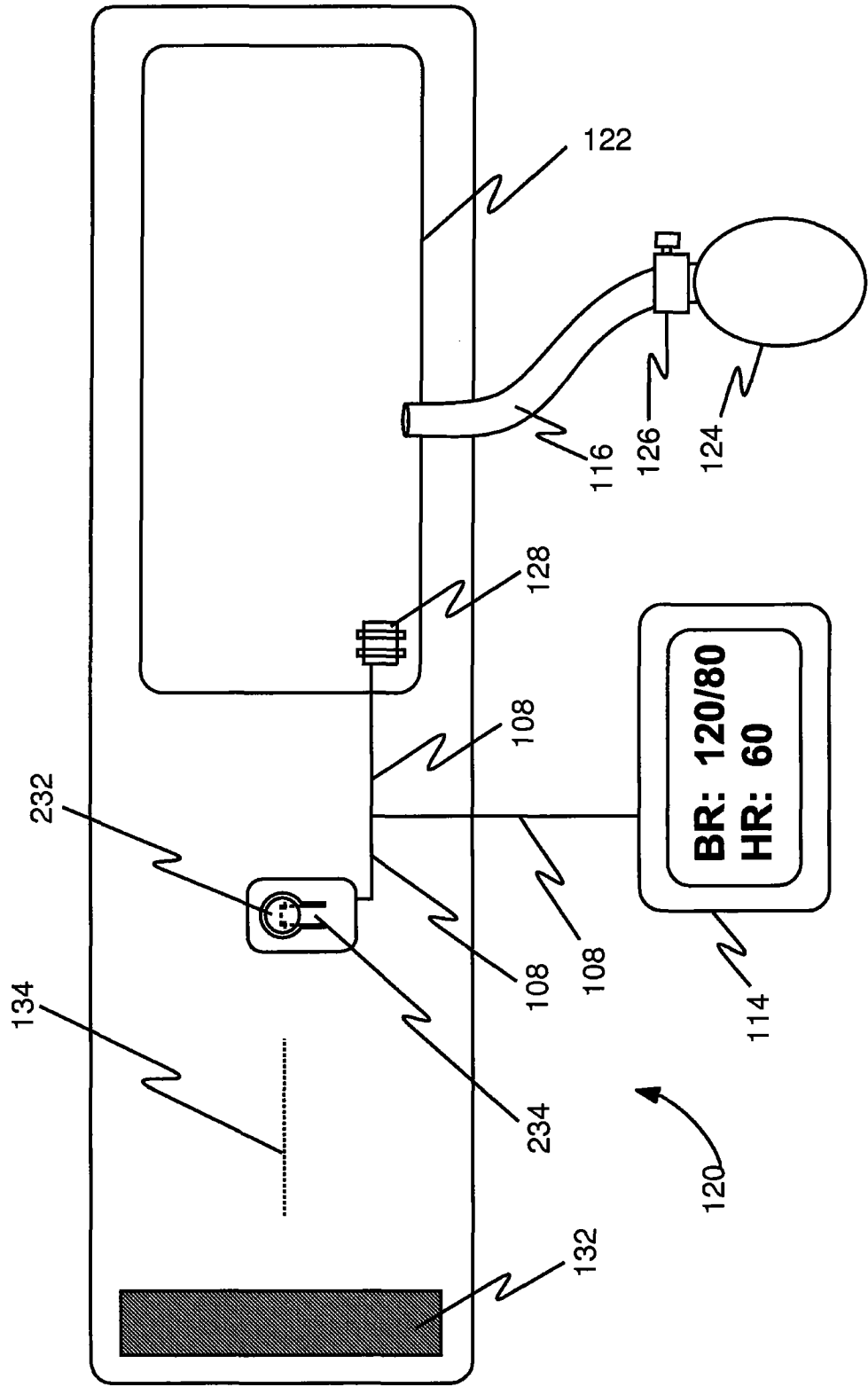
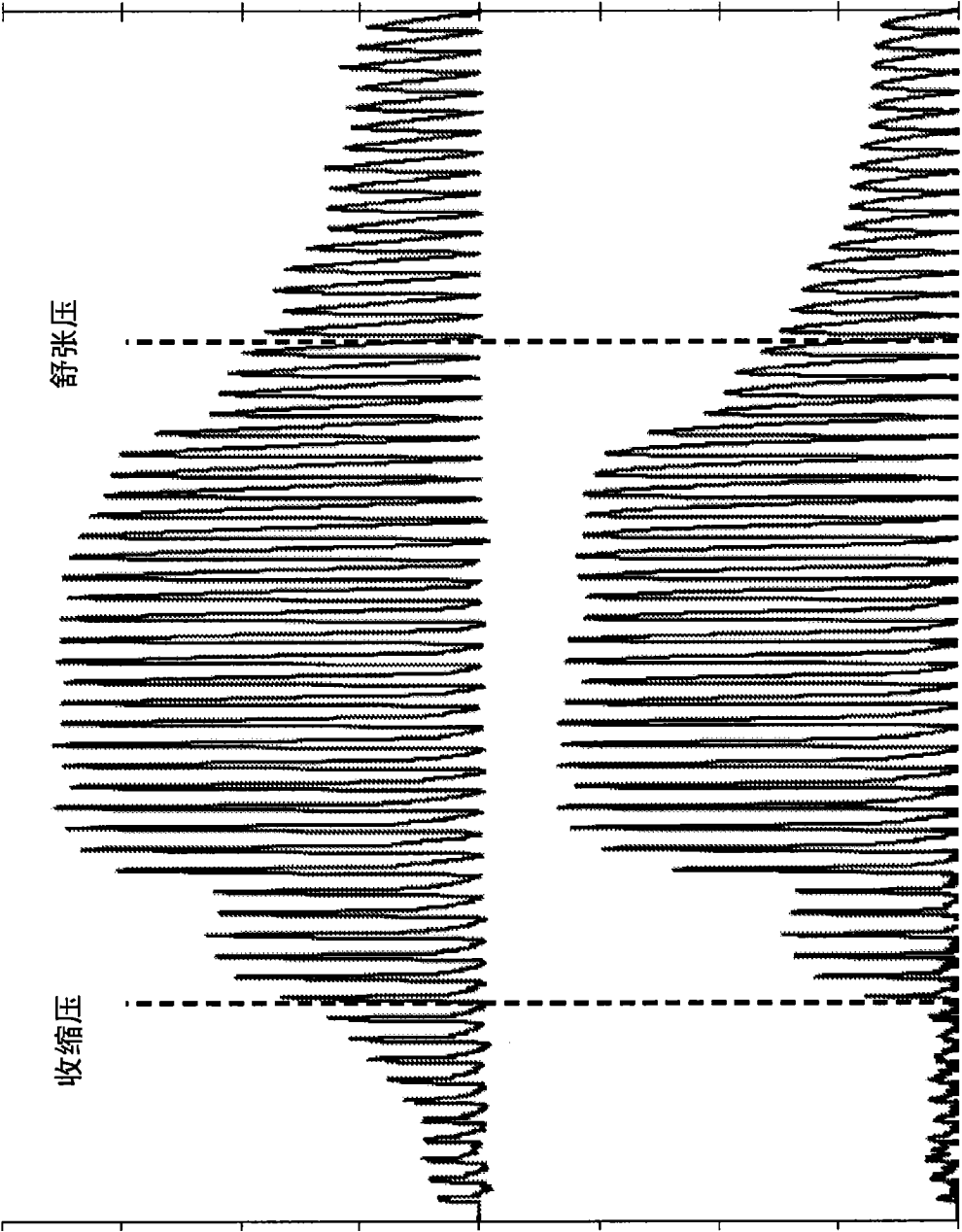


图 3



4
图

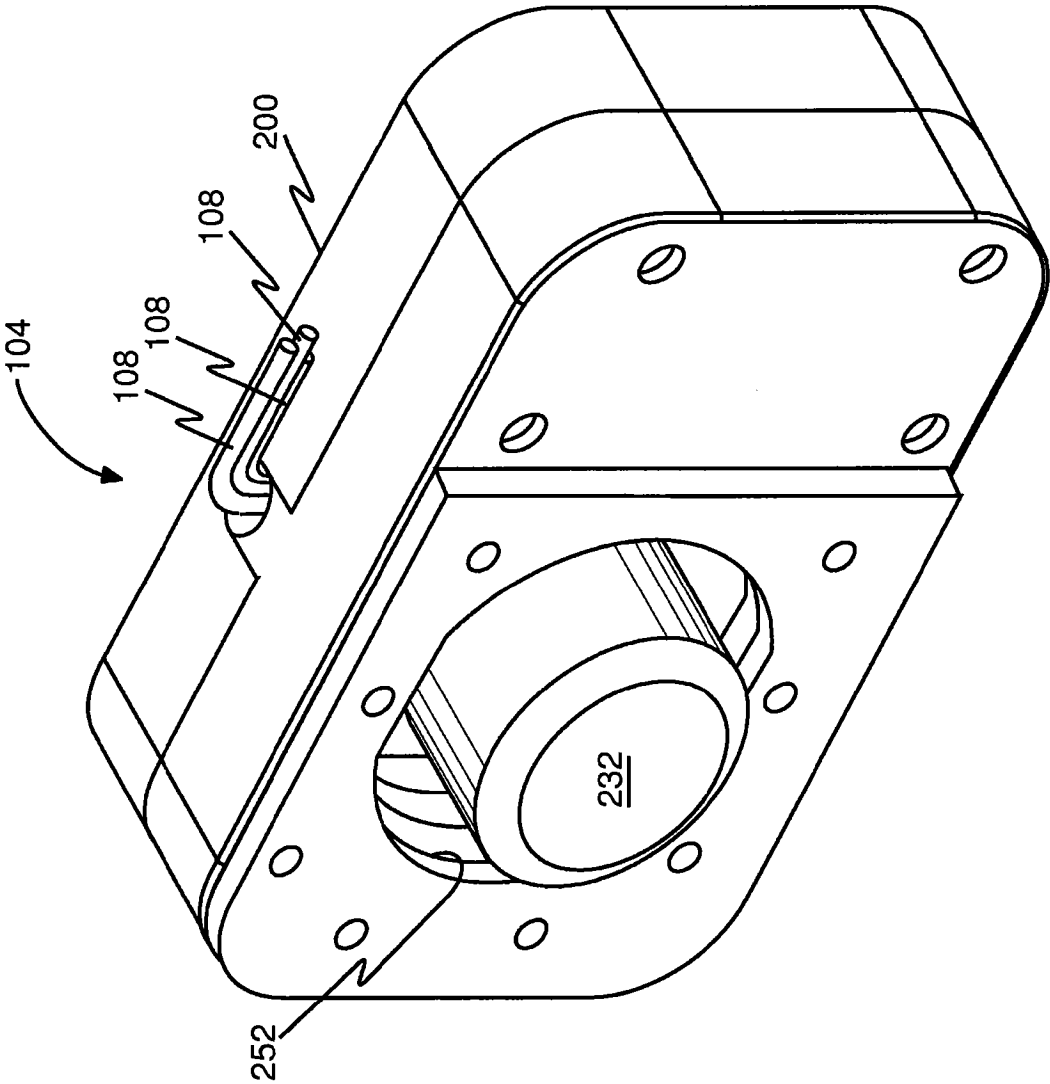


图 5A

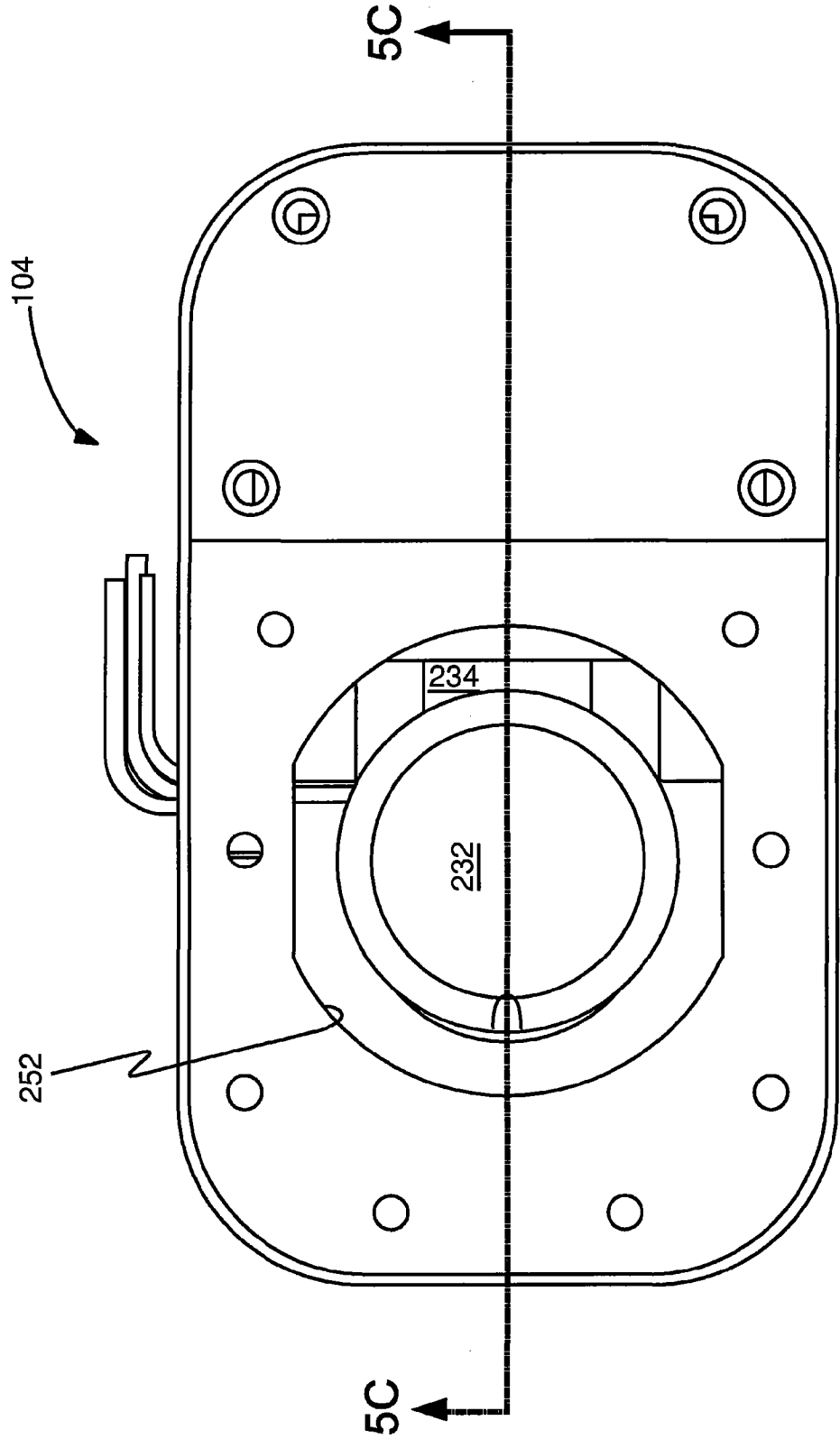


图 5B

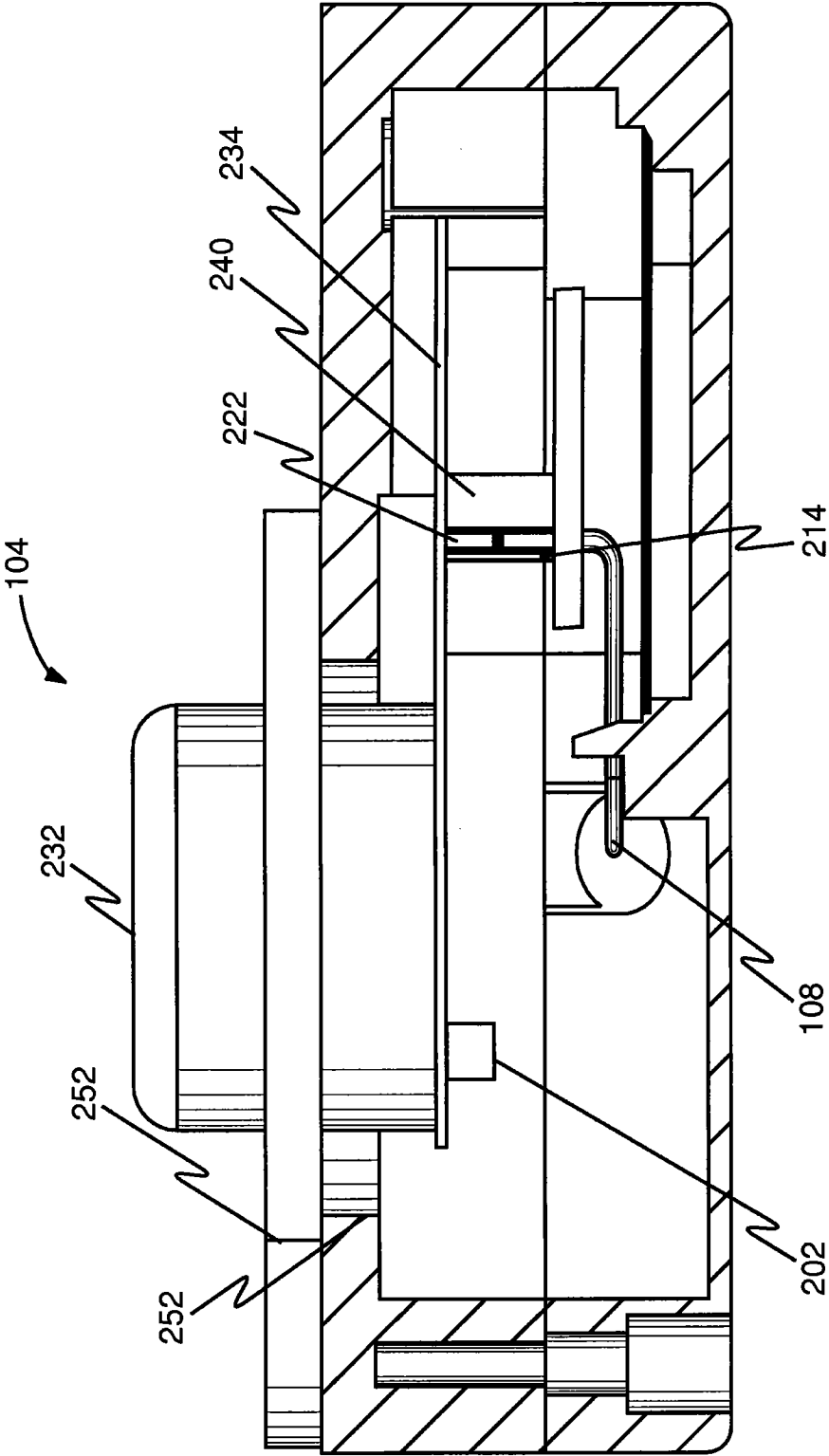


图 50

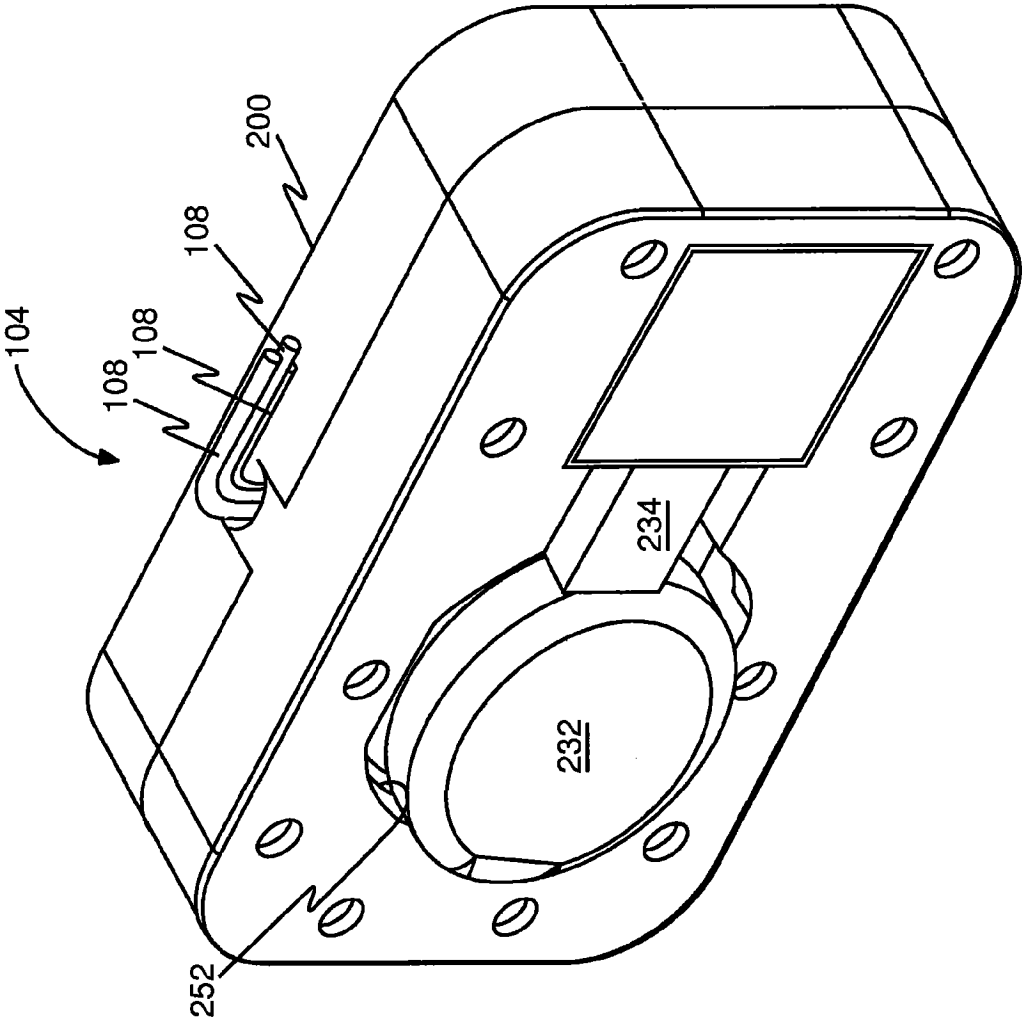


图 6A

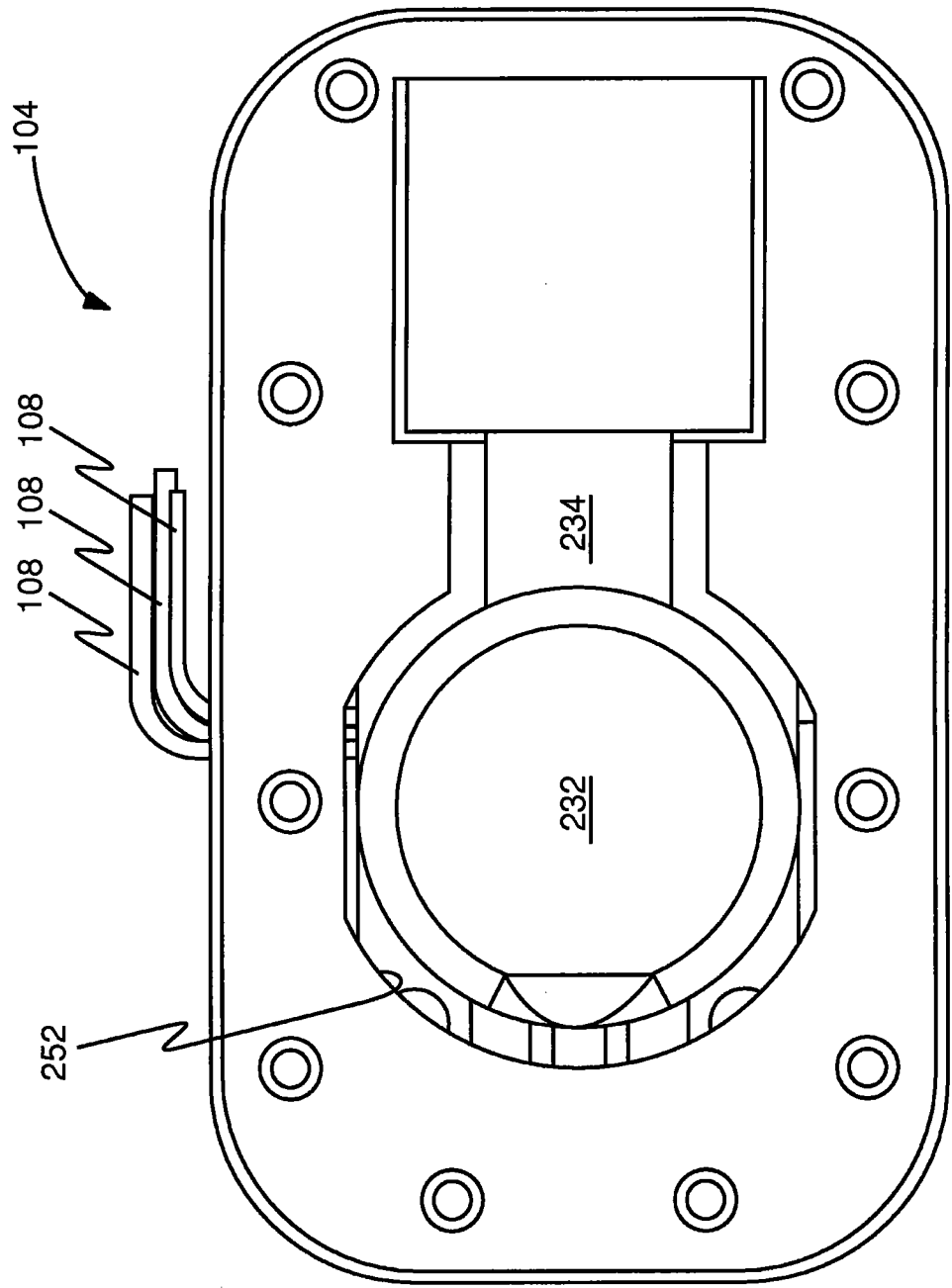


图 6B

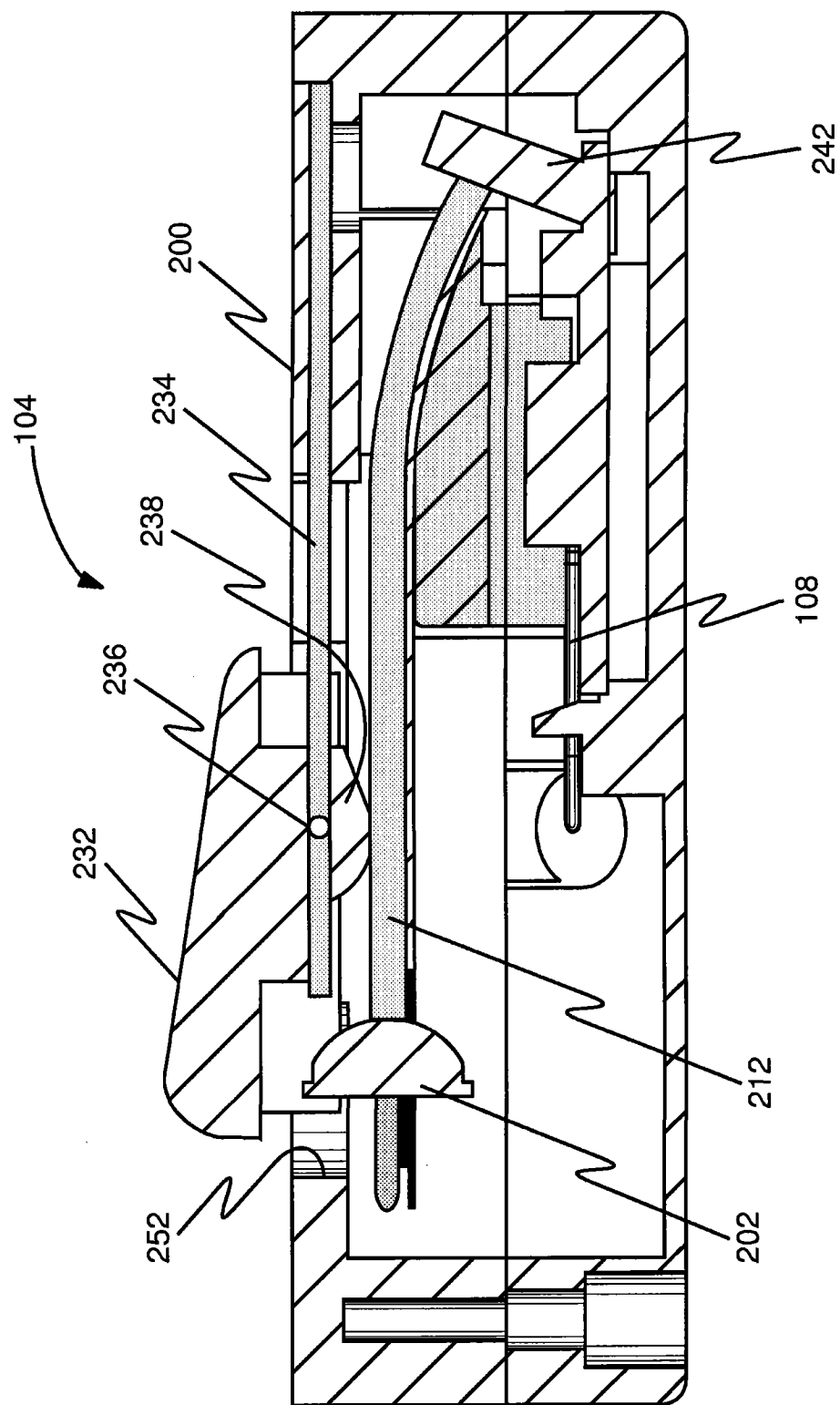


图 6C

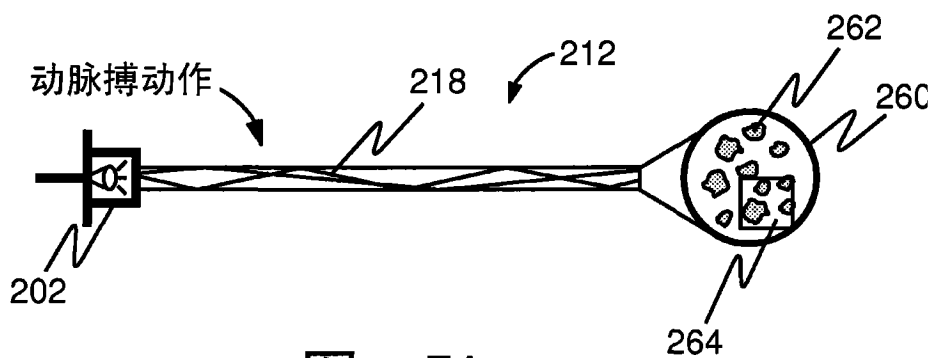


图 7A

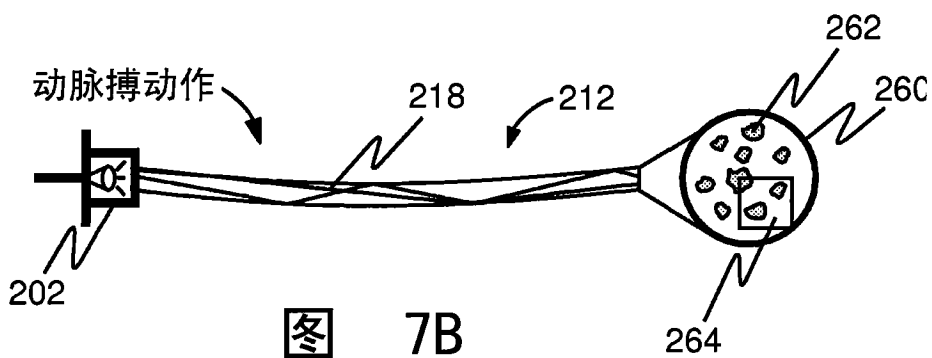


图 7B

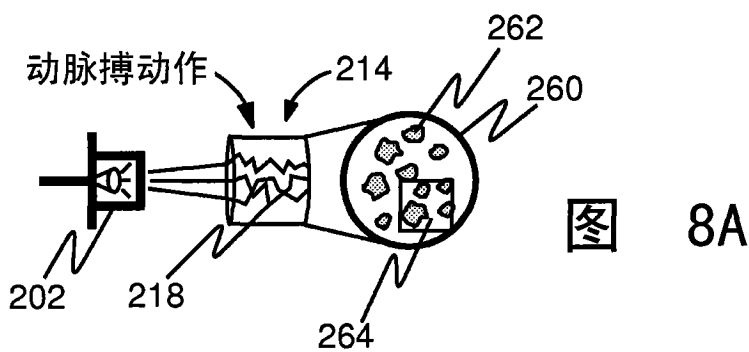


图 8A

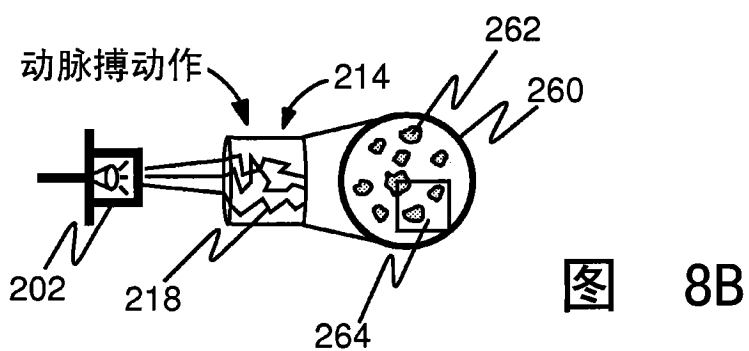


图 8B

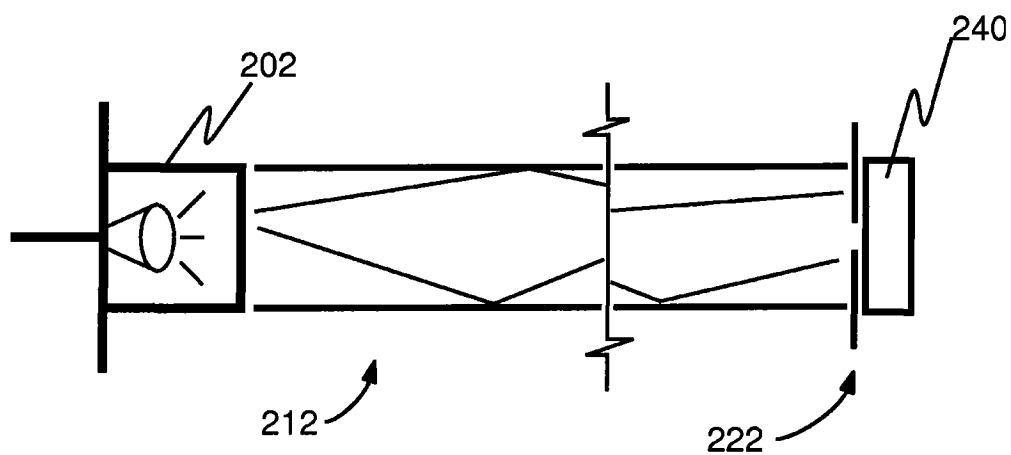


图 9A

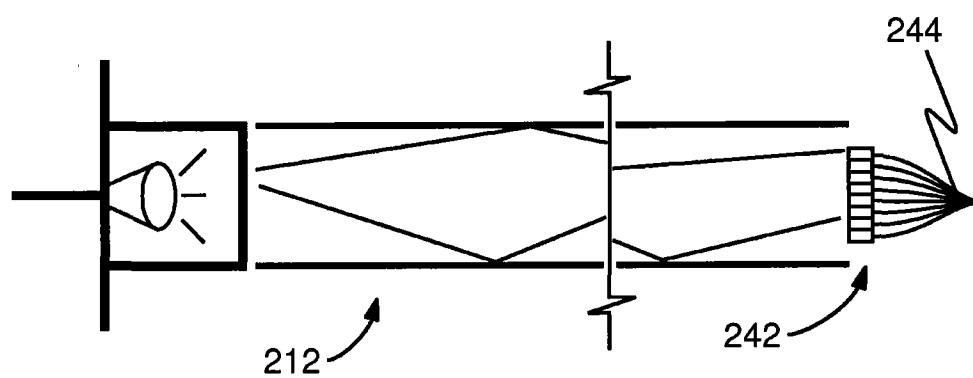


图 10A

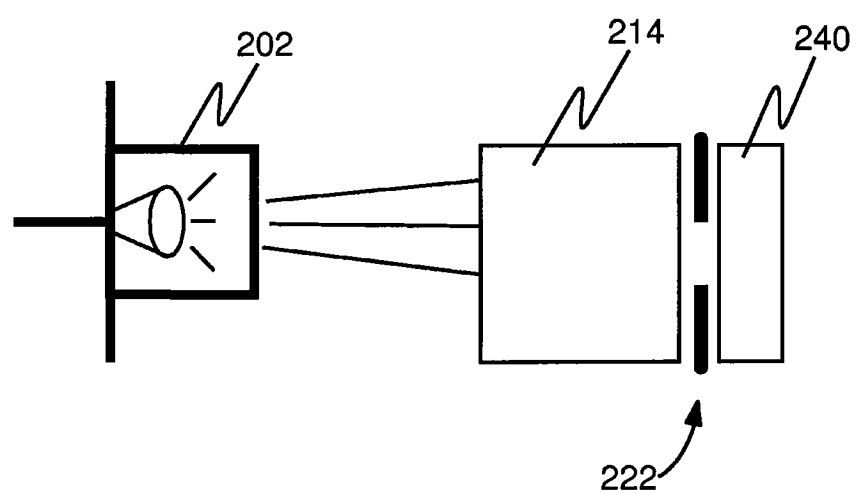


图 9B

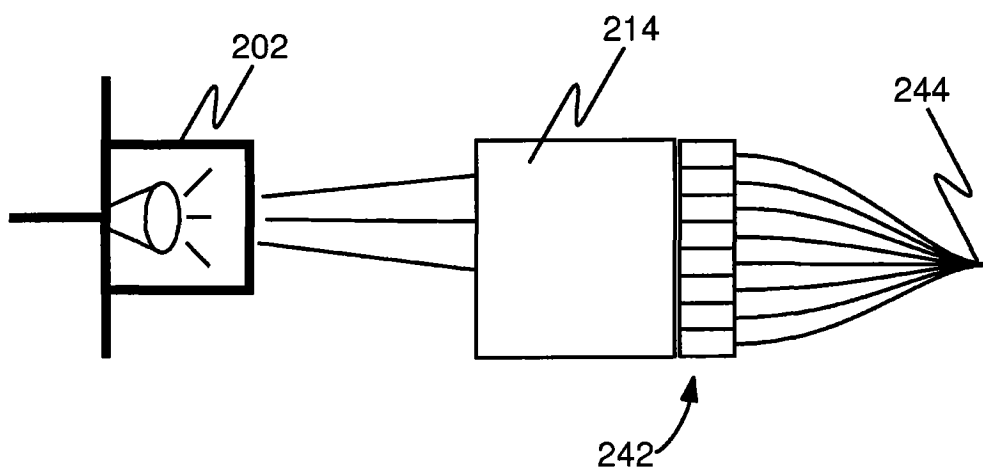


图 10B

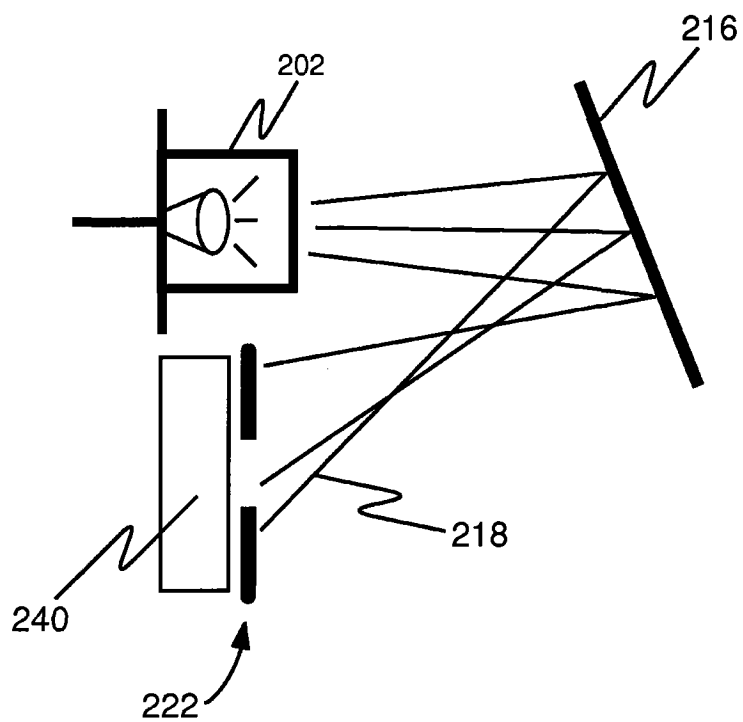


图 9C

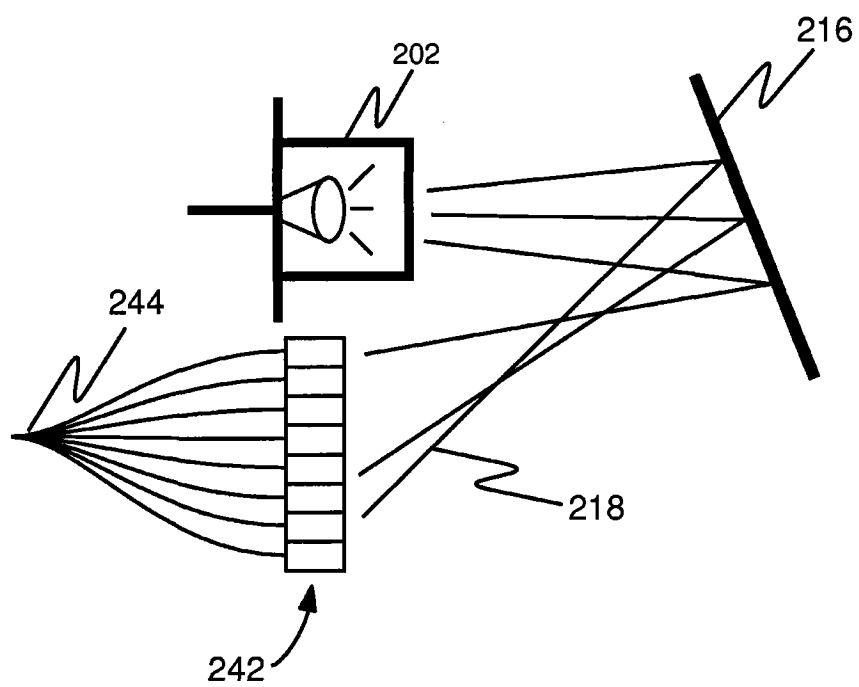


图 10C

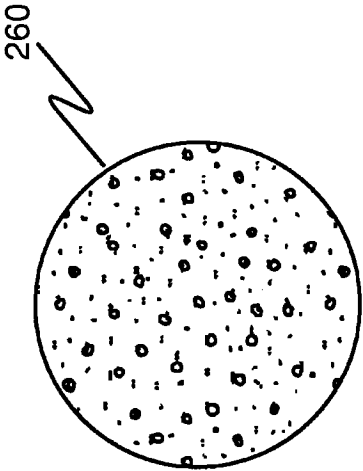


图 11B

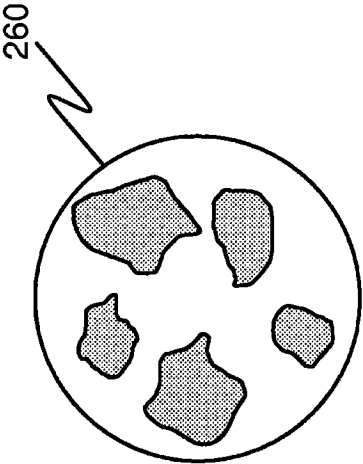


图 11A

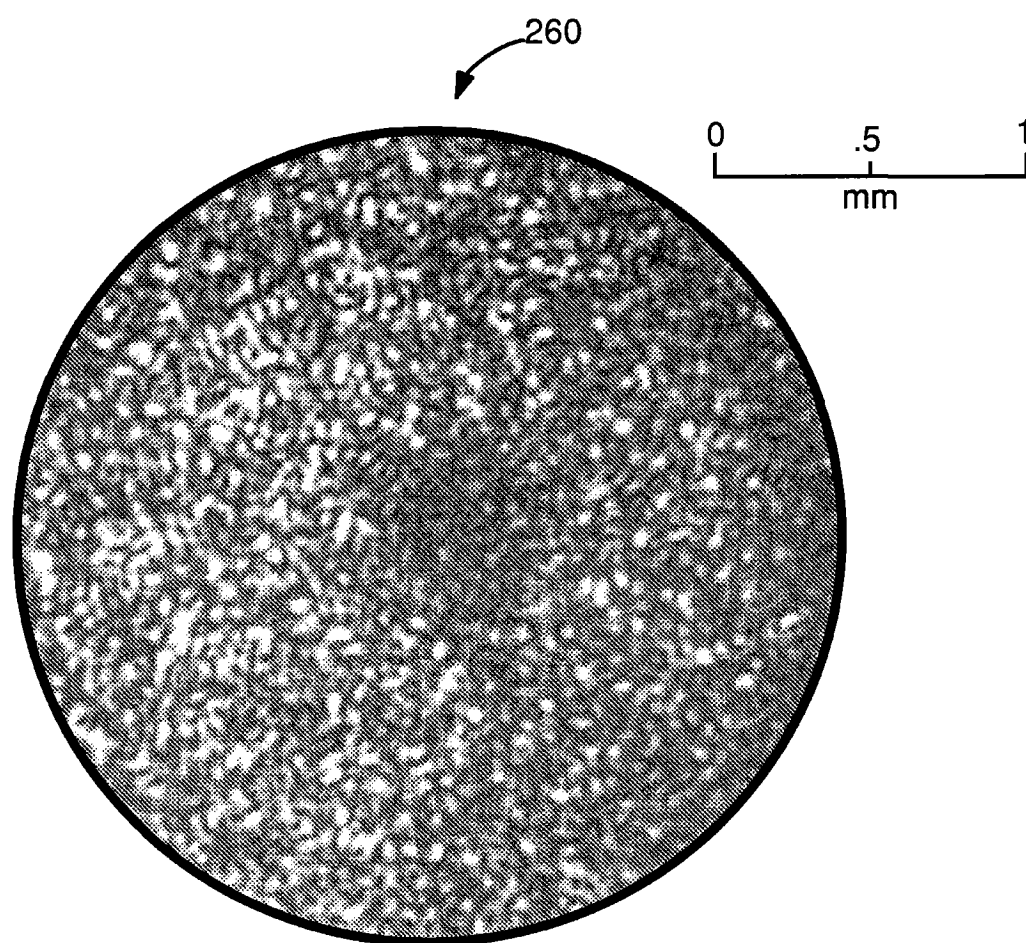


图 11C

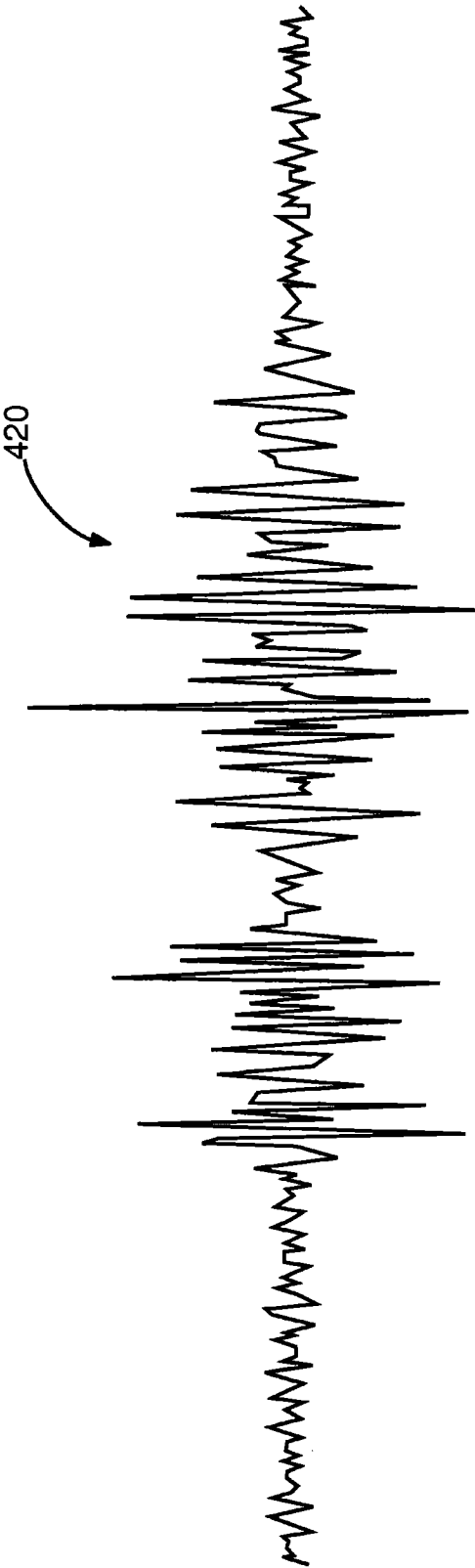


图 12

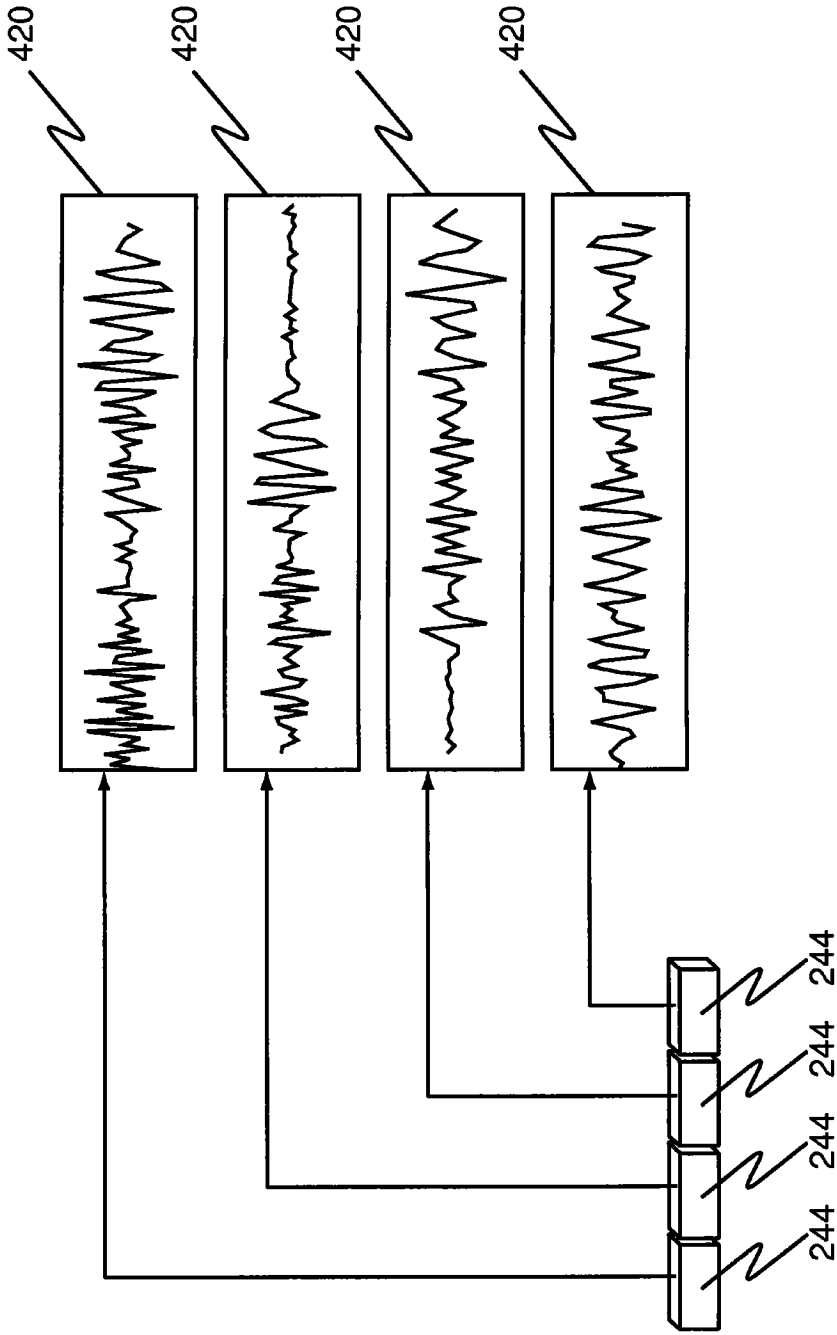


图 13

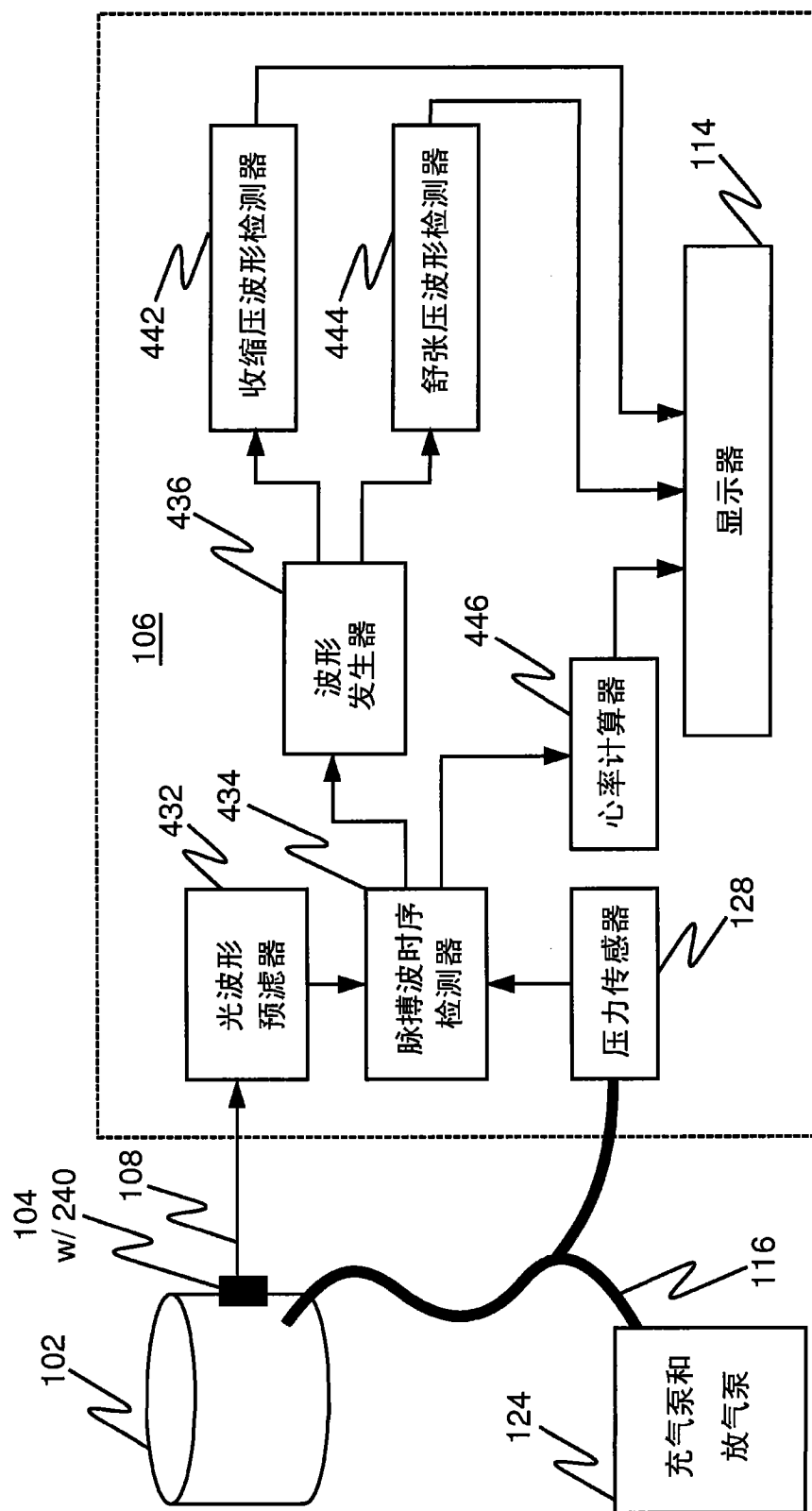


图 14A

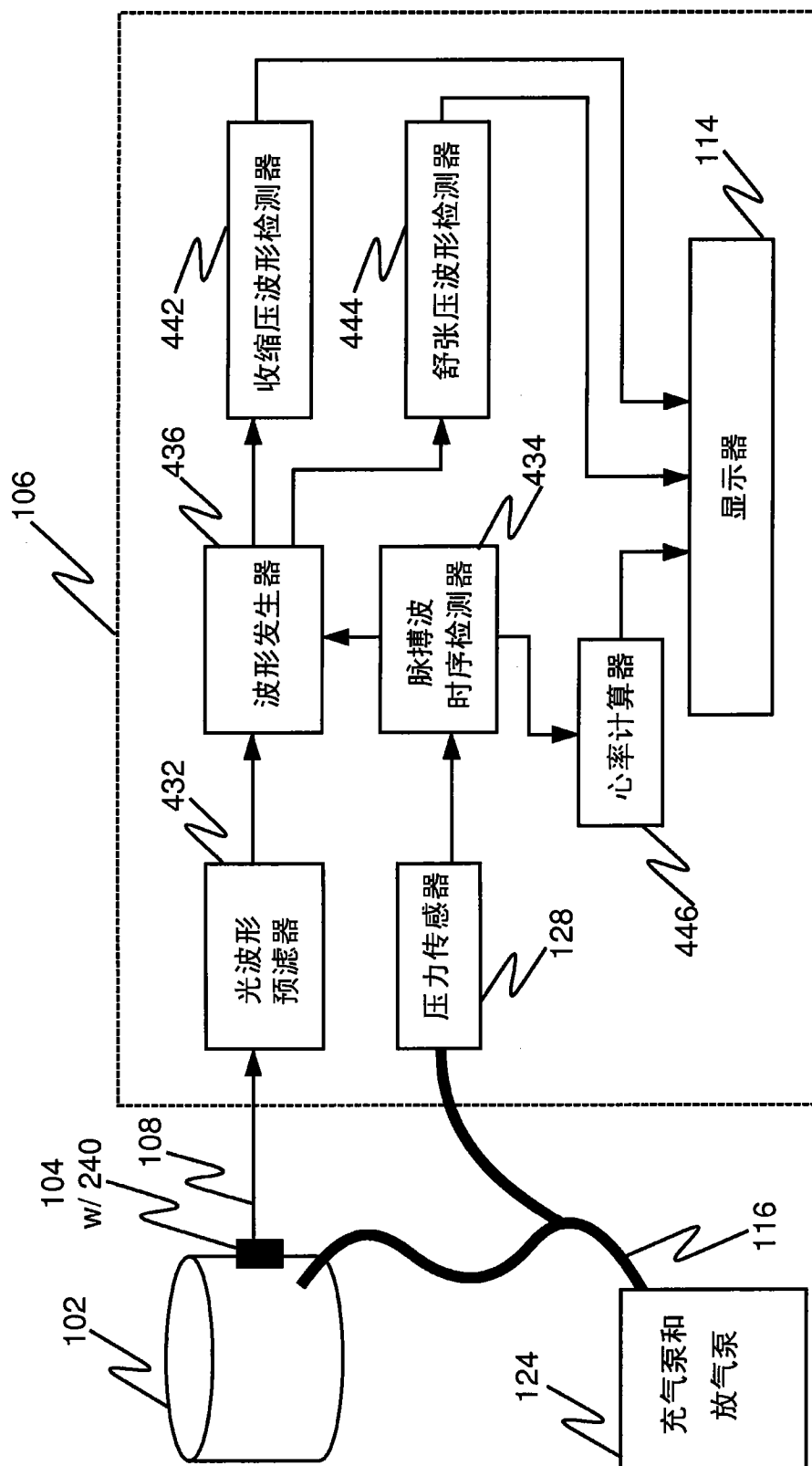


图 14B

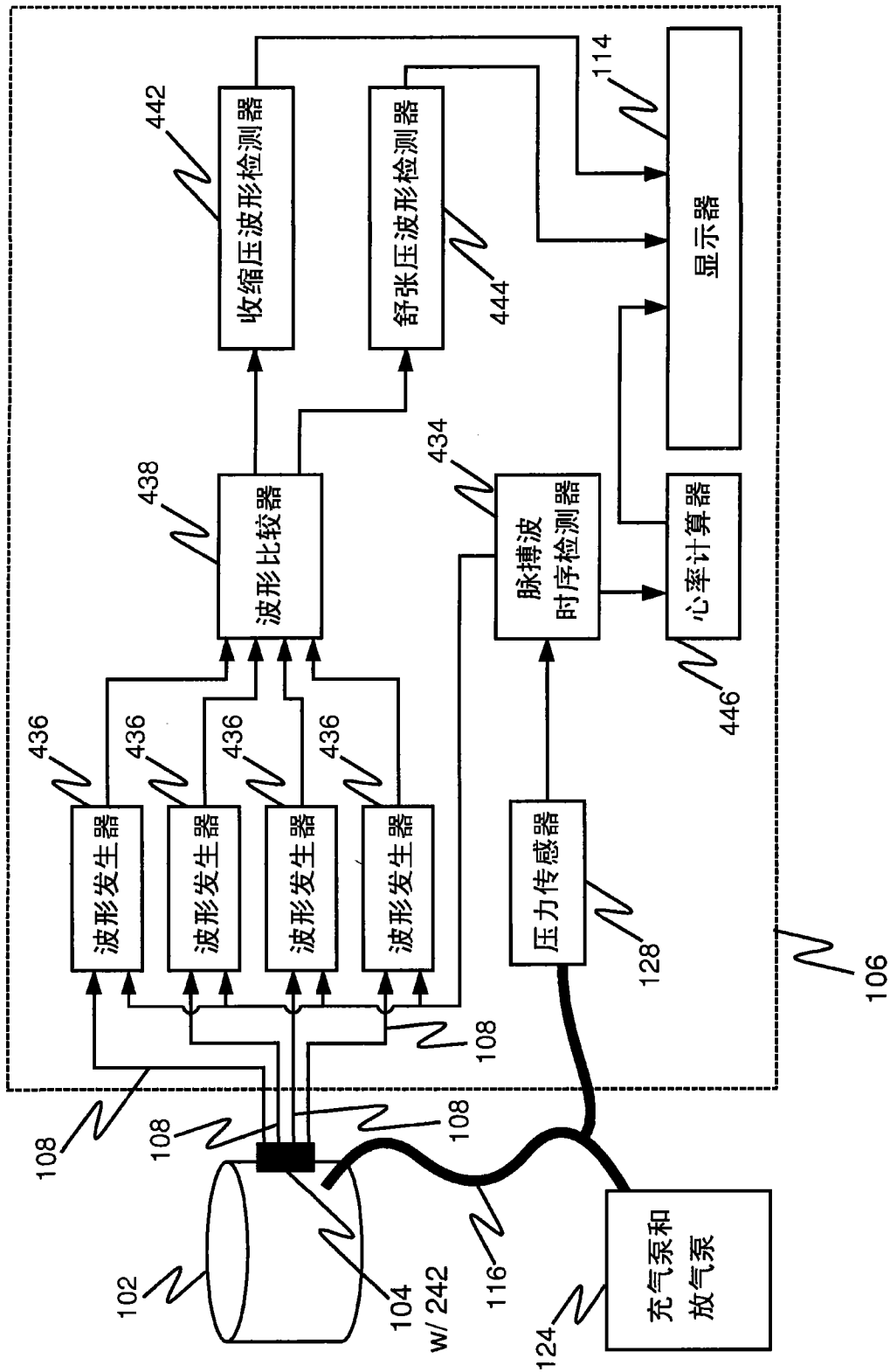


图 14C