



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338886 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201480036078. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 06. 13

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/145(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/838, 373 2013. 06. 24 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062200 2014. 06. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/207597 EN 2014. 12. 31

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 H·格赖纳 W·迈尔 F·恩斯林

R·诺依曼

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

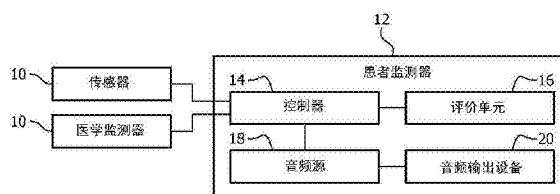
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

具有可听较低钳制值的 SpO₂ 音调调制

(57) 摘要

一种患者监测器设备包括：一个或多个传感器，其测量患者的生理参数；控制器，其控制音频源来生成可听音调并调节所述可听音调的音高以根据映射方案来指示所测量的生理参数；所述音频源，其生成音频音调；以及音频输出设备，其输出所述可听音调。所述映射方案在所述可听音调的频率达到预定阈值之后钳制所述可听音调的所述频率。



1. 一种患者监测设备,所述设备包括:
一个或多个传感器,其测量患者的生理参数;
控制器,其控制音频源来生成可听音调并调节所述可听音调的音高以根据映射方案来指示所测量的生理参数;
所述音频源,其生成音频音调;
音频输出设备,其输出所述可听音调;
其中,所述映射方案在所述可听音调的频率达到预定阈值之后钳制所述可听音调的所述频率。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述音频音调包括针对心脏循环中的每个特征点的短可听音调,并且所述音高指示血氧浓度。
3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的设备,其中,所述控制器基于所述血氧浓度来使所述可听音调的所述频率以全音或半音增量步进。
4. 根据权利要求4所述的设备,其中,针对所述血氧浓度的每个百分比变化,所述频率通过半音或全音来改变。
5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的设备,其中,所述预定阈值为峰值频率以下的两个八度。
6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的设备,其中,所述控制器在所述可听音调达到所述预定阈值之后修改所述可听音调。
7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的设备,其中,所述控制器基于音频输出设备的类型来变换可听频率。
8. 一种用于利用可听较低钳制值来进行音调调制的方法,所述方法包括:
利用一个或多个传感器来测量患者的生理参数;
生成可听音调并调节所述可听音调的音高以根据映射方案来指示所测量的生理参数;
其中,所述映射方案在所述可听音调的频率达到预定阈值之后钳制所述可听音调的所述频率。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,音频音调包括针对心脏循环中的每个特征点的短可听音调,并且所述音高指示血氧浓度。
10. 根据权利要求8和9中的任一项所述的方法,还包括:
基于所述血氧浓度来使所述可听音调的所述频率以全音或半音增量步进。
11. 根据权利要求10所述的设备,其中,针对所述血氧浓度的每个百分比变化,所述频率通过半音或全音来改变。
12. 根据权利要求8-11中的任一项所述的方法,其中,所述预定阈值为峰值频率以下的两个八度。
13. 根据权利要求8-12中的任一项所述的方法,还包括:
在所述可听音调达到所述预定阈值之后修改所述可听音调。
14. 根据权利要求8-13中的任一项所述的方法,还包括:
基于音频输出设备的类型来变换可听频率。
15. 一种用于监测患者的方法,所述方法包括:

利用第一音频输出设备来输出来自第一患者监测器的第一可听音调；

利用第二音频输出设备来输出来自第二患者监测器的第二可听音调，所述第二音频输出设备具有与所述第一音频输出设备不同的音频特征；并且

变换所述第一可听音调和所述第二可听音调，使得产生的所述可听音调与所述音频输出设备的所述音频特征匹配。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其中，所述音频特征包括频率限制。

具有可听较低钳制值的 SpO₂ 音调调制

技术领域

[0001] 本申请总体上涉及患者监测。本申请具体结合具有可听较低钳制值的 SpO₂ 音调 (tone) 调制应用,并将具体参考其进行描述。然而,应理解,其还应用于其他使用场景,并且不一定限于上述应用。

背景技术

[0002] 脉搏血氧测定通常涉及对血液中的氧气的饱和百分比以及对应于患者的每次心脏搏动的血液脉动的速率的测量。传统上,脉搏血氧计监测器产生音调信号,所述音调信号具有与氧饱和度的比率成比例的音高 (pitch) 和与脉搏成比例的顺序重复。例如,典型的脉搏血氧计生成具有针对患者的每次心脏搏动的固定频率的快速响应音调。另外,这些脉搏血氧计通过将 SpO₂ 值的完整范围 (100% 到 0%) 映射到针对该音调的不同可听频率的特定范围上来对该音调进行调制。该映射通常是利用在 SpO₂ 值与该音调的频率之间的线性关系来完成的。例如,线性关系映射产生针对 100% SpO₂ 值的在 662Hz 频率处的音调以及针对 0% SpO₂ 值的在 163Hz 频率处的音调。该映射的另一版本利用更好地与音调音高的序列的人类感知匹配的对数关系。对数关系映射也产生针对 100% SpO₂ 值的在 662Hz 频率处的音调,然而,针对 SpO₂ 中每个 24% 的下降,音调的频率被减半。例如,针对 76% SpO₂ 值将产生在 331Hz 频率处的音调,针对 52% SpO₂ 值将产生在 165.5Hz 频率处的音调,针对 28% SpO₂ 值将产生在 82.75Hz 频率处的音调,并且针对 4% SpO₂ 值将产生在 41.37Hz 频率处的音调。

[0003] 然而,在人类中,可听频率范围通常在 20Hz 到 20000Hz 之间。对于线性关系映射和对数关系映射,针对低 SpO₂ 值的频率相对较低,因此使得很难听到。通常,针对 100% SpO₂ 值的上限频率被选择以得到音频系统的良好支持。提供使得低 SpO₂ 值的频率得到音频系统的支持并且能够被用户听到并辨别的映射非常困难。另外,在一系列监测器具有不同音频输出及其频率带宽的不同限制的情况下,所产生的音调非常模糊不清并且不连贯,因此很难识别出产生特定音调的具体监测器。

[0004] 本申请提供解决上述提到的问题和其他问题的新的且改进的方法和系统。

发明内容

[0005] 根据一个方面,提供一种患者监测设备。所述设备包括:一个或多个传感器,其测量患者的生理参数;控制器,其控制音频源以生成可听音调并调节所述可听音调的音高以根据映射方案指示所测量的生理参数;所述音频源,其生成所述可听音调;以及音频输出设备,其输出所述可听音调。所述映射方案在所述可听音调的频率达到预定阈值之后钳制所述可听音调的所述频率。

[0006] 根据另一方面,提供一种利用可听较低钳制值进行音调调制的方法。所述方法包括:利用一个或多个传感器来测量患者的生理参数,并且生成可听音调并调节所述可听音调的音高来根据映射方法指示所测量的生理参数。所述映射方案在所述可听音调的频率达

到预定阈值之后钳制所述可听音调的所述频率。

[0007] 根据另一方面,提供一种方法。所述方法包括:利用第一音频输出设备输出来自第一患者监测器的第一可听音调,利用第二音频输出设备输出来自第二患者监测器的第二可听音调,所述第二音频输出设备具有与所述第一音频输出设备不同的音频特征,并且变换所述第一可听音调和所述第二可听音调,使得产生的所述可听音调与所述音频输出设备的所述音频特征匹配。

[0008] 一个优点在于提供使得低 SpO₂ 值能够被用户听到并辨别的映射方案。

[0009] 另一优点在于针对 SpO₂ 音调调制的较低范围限制。

[0010] 另一优点在于变换音调以解决各种音频输出设备不同频率特征。

[0011] 另一优点在于改善的患者护理。

[0012] 本领域普通技术人员在阅读并理解以下详细说明后,将理解本发明的其他优点。

附图说明

[0013] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅用于说明优选实施例的目的,并且不应当被解释为限制本发明。

[0014] 图 1 图示了根据本申请的各方面的患者监测设备的方框图。

[0015] 图 2 图示了根据本申请的各方面的多个患者监测设备的方框图。

[0016] 图 3 图示了根据本申请的各方面的利用可听较低钳制值进行音调调制的方法的流程图。

具体实施方式

[0017] 本申请涉及利用可听较低钳制值进行 SpO₂ 音调调制。本申请的一个方面涉及将针对可听频率的值限制到合理临床值(例如,对于对数关系,52% = 165.5Hz)。用户通过修改被输出的音调的其他方面来意识到该可听钳制。例如,双脉冲能够提供具有 20ms 间隔的两次 30ms 持续时间,而不是具有 80ms 持续时间的音调。另一方法可以使用特定的音频音调信号或将两个不同的音频音调信号进行组合,例如将针对 SpO₂ 钳制的常用音调与特定“钳制”音调进行组合。这样的方案避免可能未被听到的具有表示非常低值的较低频率的音调,因为可听输出设备的音量可以在那些低范围内下降。在合理的低频率处钳制并且改变模式以指示危险的 SpO₂ 值在临床上合适得多。另外,如果声音被用于具有不同音频输出设备的一系列设备中,所述不同音频输出设备具有其频率带宽的不同限制,则那些声音仍能被用户几乎立即辨认。本申请的另一方面涉及变换被设计用于诸如扬声器的经典输出设备的已知声音以被用于其他较小的音频输出设备,例如压电音频元件。例如,将音频音调变换提升三个八度以用于压电音频元件可以提供能够被用户听到并辨认的音频信号。

[0018] 参考图 1,通过各种医学监测设备或传感器 10 来监测患者(未示出),所述医学监测设备或传感器测量患者的生理参数并生成指示所述生理参数的生理数据。这些医学监测设备 10 可以包括血氧 (SpO₂)、具有 ECG 电极的心电 (ECG) 仪器、医学监测器,其可以例如被配置为血氧 (SpO₂)、脉搏、一个或多个其他生理参数。其他医学监测设备 10 能够与患者相关联,并且不是所有上述医学监测设备必须在任何给定时间与患者相关联。应当认识到,尽管仅仅图示了两个医学监测设备 10,但是可以预期一个或多个医学监测设备。如本文中使

用的,医学监测设备表示指示患者健康等的的数据源。在图示的范例中,用于接收来自医学监测设备的信号并且任选地用于执行对这样的信号的信号处理的电子设备被实现为多功能患者监测器设备 12。例如,患者监测器设备 12 可以是随患者行进的监测器,例如能走动患者穿戴的监测系统的发射器等。

[0019] 医学监测设备 10 向患者监测器设备 12 报告所测量的生理数据或其他生理数据。患者监测器设备 12 用作针对由医学监测设备测量的生理数据的收集点,并且提供用于所述数据的暂态存储。所收集的生理数据同时被传输至患者监测器设备 12 中的控制器 14。患者监测器设备中的生理评价单元 16 或计算机程序评价从患者收集的生理数据并确定患者的状态是否保证通过生成警告信号来通知适当的医学应答器。例如,患者监测器设备 12 检查每个测量的参数是否接近阈值、任何参数的趋势是否接近阈值、任何参数是否过于缺乏稳定性或 fluctuates、参数的组合是否接近阈值,以及患者或多或少需要医学监测或辅助的其他指示符。所述阈值包括超过基于时间、严重程度、逐步升级等的限制的值。

[0020] 患者监测器设备 12 中的控制器 14 还控制音频源 18 来基于生理数据产生音频输出设备 20 的输出的可听音调。音频输出设备包括电子声学换能器、经典扬声器、压电元件等。例如,控制器 14 控制音频源 18 来输出针对心脏周期的每个特征点的短可听音调。控制器 14 还控制音频源 18 来调节短可听音调的音高以指示 SpO₂ 浓度。特别地,生理评价单元 16 评价所收集的生理数据以确定血液中氧的饱和度百分比和对应于患者的每次心脏搏动的血液脉动的速率的测量结果。控制器 14 之后控制音频源 18 来基于氧饱和度和与脉搏成比例的顺序重复来输出可听音调。如以上说明的,利用典型的线性或对数关系映射方案来指示 SpO₂ 浓度和脉搏导致针对用户的很多问题。本申请通过提供使得低 SpO₂ 值能够被用户听到并容易辨认并且定义针对 SpO₂ 音调调制的较低范围限制的音频映射方案来解决这些问题。

[0021] 特别地,控制器 14 控制音频源 18 基于非线性的音阶来输出可听音调。即,每个八度使频率加倍。例如,高音 C 是中音 C 的频率的两倍。由控制器 14 利用的映射方案将可听音调中的频率以全音或半音增量步进,这对于人类耳朵更容易区分和识别。例如,映射方案产生针对 100% SpO₂ 值在 5296Hz 频率处的音调,然而,针对 SpO₂ 中的每个 24% 下降,音调的频率被减半。换言之,针对血氧浓度中的每个 1% 的变化,频率变化半音。例如,针对 76% SpO₂ 值,将产生 2648Hz 频率处的音调,针对 52% SpO₂ 值,将产生 1324Hz 频率处的音调。血氧浓度也基于音阶,使得 100% SpO₂ 值是高音 C,并且 52% SpO₂ 值是低音 C。然而,由于低于该音频范围的具挑战性的听力和辨认,在两个八度或预定阈值之后可听音调的频率受到钳制。特别地,在可听音调的频率达到预定阈值之后,频率将不再步进下降,并且保持在预定钳制频率处。例如,在针对 52% SpO₂ 值的 1324Hz 或针对 100% SpO₂ 值的 5296Hz 的四分之一之后,可听音调的频率受到钳制。一旦达到较低钳制值,频率将不再步进下降。相反,最低频率仅仅指示血氧为临界低值,并且需要立即关注。在另一实施例中,一旦达到较低钳制值,修改可听音调的其他方面。例如,对于低于较低钳制值的饱和度值,利用双脉冲产生在 1324Hz 频率处的音调以便将其与 52% SpO₂ 浓度进行区分。在另一范例中,在较低钳制值之后,产生特定“钳制”音调或常用音调与特定“钳制”音调的组合。可以预期,该映射方案被利用于表示除 SpO₂ 浓度之外的生理参数。也可以预期,阈值和钳制值也能够范围的的上端。还可以预期,映射方案也被用于指示生理参数的各种特性,包括生理参数是否

接近阈值、任何参数的趋势是否接近阈值、任何参数是否过于缺乏稳定性或 fluctuates、参数的组合是否接近阈值,以及患者或多或少需要医学监测或辅助的其他指示符。

[0022] 在另一实施例中,控制器 14 基于音频输出设备 20 的类型来变换可听音调。例如,各种类型的音频输出设备 20 具有不同的音频特征和音调频率限制。例如,与诸如压电元件 (5296Hz) 的较小音频输出设备相比,诸如扬声器 (662Hz) 的经典输出扬声器设备具有小得多的最优频率范围。因此,控制器 14 变换被产生的可听音调以最好地与所使用的音频输出设备 20 的音频特征匹配。例如,如果经典扬声器被用作音频输出设备 20,则控制器 14 将可听音调变换到 662Hz 范围附近,然而如果压电元件被用作音频输出设备 20,则控制器 14 将可听音调变换到 5296Hz 范围附近。

[0023] 在另一实施例中,如果多个患者监测器设备 12 与不同音频输出设备 20 一起被使用,并且那些患者监测器设备 12 利用相同的映射方案,控制器 14 变换可听音调,使得可听音调将在不同八度中操作。如图 2 中所示,利用上述钳制映射方案,第一患者监测器设备 40 将在高八度 #142 和低八度 #244 中操作,并且第二患者监测器设备 46 将在高八度 #48 和低八度 #450 中操作。重要的是,注意,八度中的每个不同于另一个,使得用户能够在患者监测器设备之间进行区分。因此,对于具有不同音频输出设备的一系列患者监测器设备,所有可听音调是清楚的而且还是连贯的。

[0024] 参考图 3,图示了一种用于提供利用可听较低钳制值进行音调调制的方法。在步骤 100 中,接收生理数据。在步骤 102 中,基于生理数据和音频映射方案来确定针对阶梯式可听音调的频率。在步骤 104 中,检查所确定的可听音调的音频是否将落入(一个或多个)预定阈值。在步骤 106 中,响应于可听音调落在(一个或多个)预定阈值之外而钳制可听音调。在步骤 108 中,响应于被钳制,可听音调被修改。在步骤 110 中,输出可听音调。

[0025] 在另一实施例中,所述映射已经包括以在(一个或多个)预定阈值之外的生理数据被直接映射到被钳制的可听音调的方式进行钳制。

[0026] 鉴于本文提供的教导,本领域技术人员将意识到,本公开/说明书描述的和/或附图和/或任何其他附录中描绘的特征、元件、部件等可以以硬件和软件的各种组合来实施,并且提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。例如,在附图中示出/说明/描绘的各种特征、元件、部件等的功能能够通过使用专用硬件以及能够结合适当软件执行软件的硬件来提供。当由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由多个单独的处理器来提供,其中的一些能够被共享和/或被多路复用。另外,对术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为仅仅涉及能够执行软件的硬件,能够暗含地包括但不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、存储器(例如,用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等)以及能够(和/或被配置为)执行和/或控制过程的几乎任何单元和/或机器(包括硬件、软件、固件及其组合等)。

[0027] 另外,本文中记载本发明的原理、方面和实施例的所有表述及其特定范例旨在涵盖其结构和功能的等价方案。额外地,旨在将这样的等价方案包括当前已知的等价方案和未来开发的等价方案(例如,无论结构如何,能够执行相同的或实质上相似的功能的开发的任何元件)。因此,例如,鉴于本文提供的教导,本领域技术人员将认识到,本文中提出的任何方框图能够表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念性视图。类似地,本领域技术人员应当认识到,鉴于本文中提供的教导,任何流程图、流程图示等能够表

示能够基本上被表示在计算机可读存储介质中并且有具有处理能力的计算机、处理器或其他设备执行的各种过程, 无论是否明确示出这样的计算机或处理器。

[0028] 另外, 本发明的范例性实施例能够采取可从计算机可用和 / 或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品, 所述计算机可用和 / 或计算机可读存储介质提供用于由例如计算机或任何指令执行系统或结合其使用的程序编码和 / 或指令。根据本公开, 计算机可用或计算机可读存储介质能够是能够例如包括、存储、通信、传播或传输以用于由指令执行系统、装置或设备或与结合其使用的程序。这样的范例介质能够是例如电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统 (或装置或设备) 或传播介质。计算机可读介质的范例包括例如半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机磁盘、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、闪存 (驱动器)、刚性磁盘和光盘。光盘的当前范例包括高密度盘 - 只读存储器 (CD-ROM)、高密度盘 - 读 / 写 (CD-R/W) 和 DVD。另外, 应当理解, 可以之后开发的任何新的计算机可读介质也应当被认为是可以被用于或涉及根据本发明和本公开的范例性实施例的计算机可读介质。

[0029] 已经描述了针对系统、方法和其他的优选和范例性实施例, 例如 (所述实施例旨在为说明性的而非限制性的), 应当注意, 鉴于本文提供的教导, 包括附图和附录, 本领域技术人员能够做出修改和变型。因此, 应当理解, 能够在本申请的优选和范例性实施例中 / 向本申请的优选和范例性实施例做出改变, 其在本文描述的实施例的范围内。在阅读和理解前面的具体实施方式的情况下其他人可以进行修改或变更。旨在将本发明解释为包括所有这种修改和更改, 只要它们落入权利要求及其等价方案的范围之内。

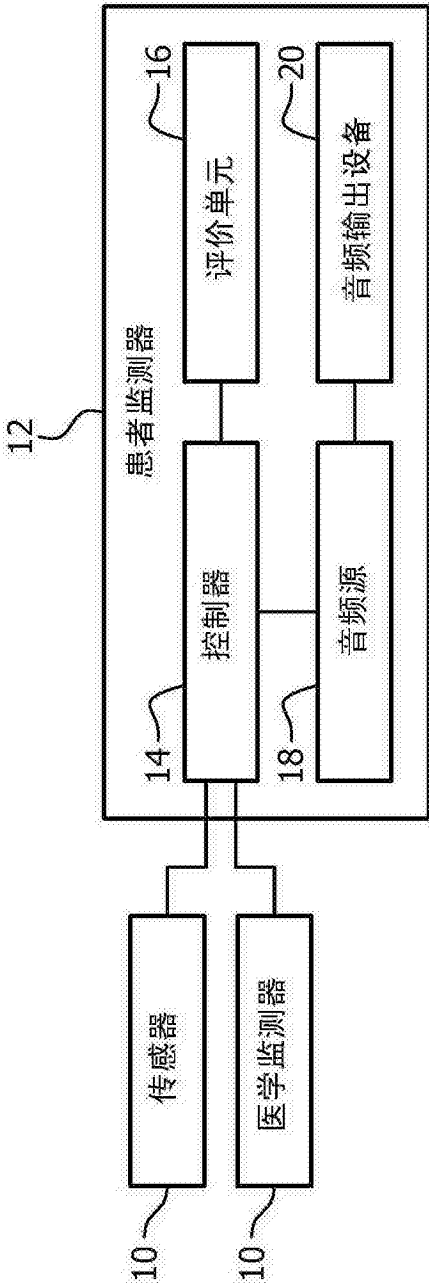


图 1

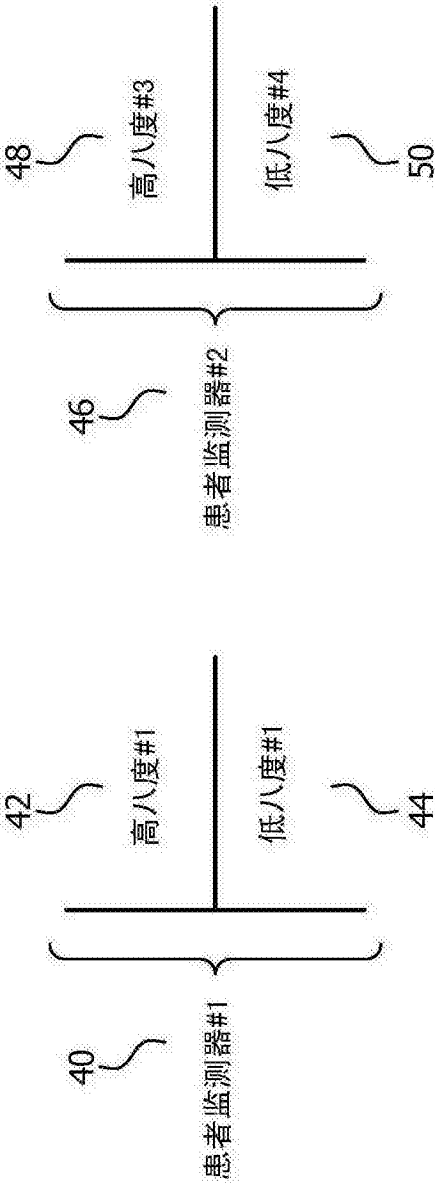


图 2

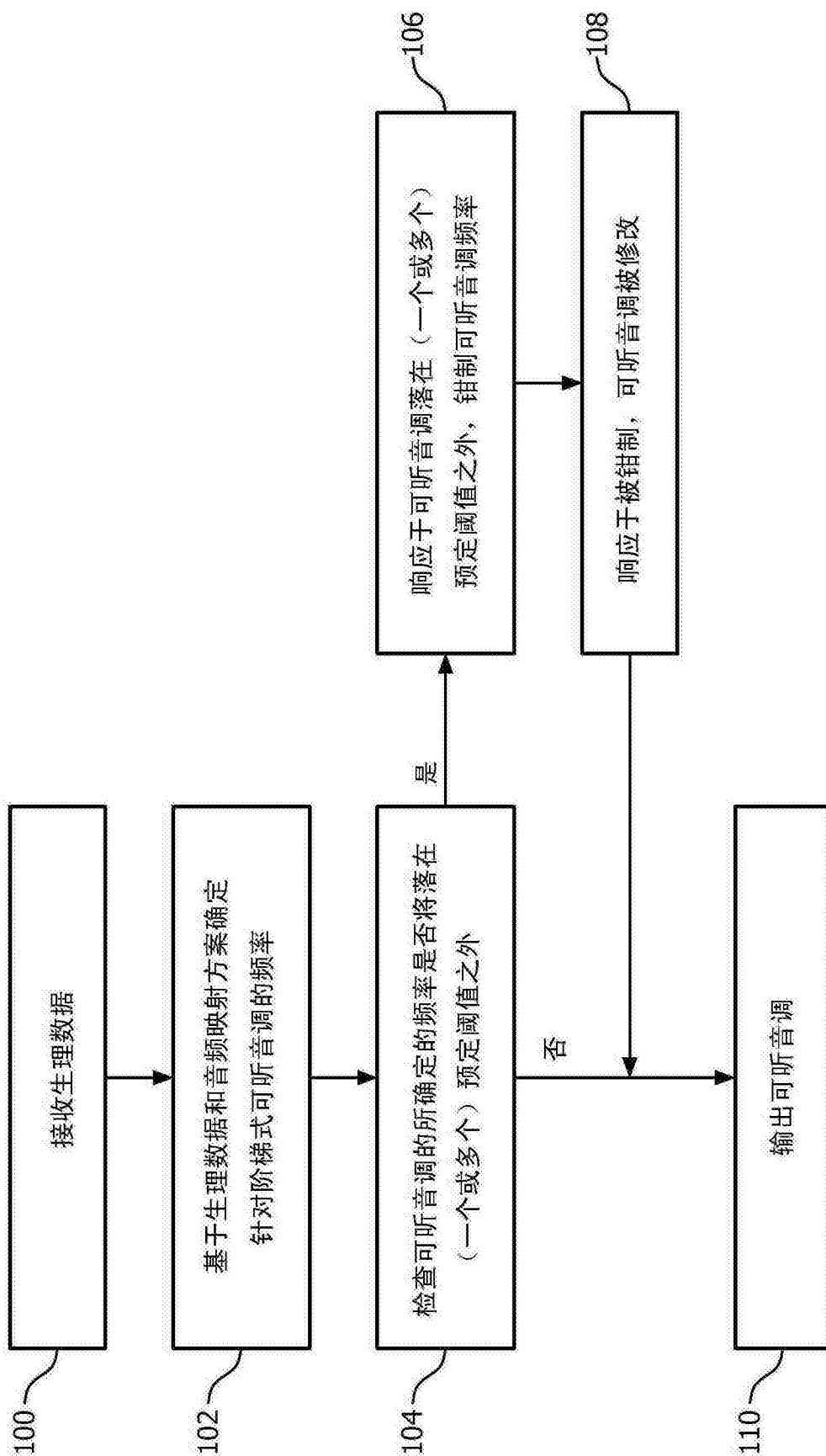


图 3

专利名称(译)	具有可听较低钳制值的SpO2音调调制		
公开(公告)号	CN105338886A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201480036078.7	申请日	2014-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	H格赖纳 W迈尔 F恩斯林 R诺依曼		
发明人	H·格赖纳 W·迈尔 F·恩斯林 R·诺依曼		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/14542 A61B5/7415 A61B5/145		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/838373 2013-06-24 US		
其他公开文献	CN105338886B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种患者监测器设备包括：一个或多个传感器，其测量患者的生理参数；控制器，其控制音频源来生成可听音调并调节所述可听音调的音高以根据映射方案来指示所测量的生理参数；所述音频源，其生成音频音调；以及音频输出设备，其输出所述可听音调。所述映射方案在所述可听音调的频率达到预定阈值之后钳制所述可听音调的所述频率。

