



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110312465 A

(43)申请公布日 2019.10.08

(21)申请号 201780085229.1

(22)申请日 2017.12.19

(30)优先权数据

15/384,506 2016.12.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/067337 2017.12.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/118935 EN 2018.06.28

(71)申请人 EK0设备有限公司

地址 美国加利福尼亚州伯克利

(72)发明人 L·康纳 G·尤金 C·泰勒

(74)专利代理机构 北京维昊知识产权代理事务所(普通合伙) 11804

代理人 李波 孙新国

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 7/00(2006.01)

H04W 4/38(2018.01)

H04W 4/70(2018.01)

H04W 4/80(2018.01)

权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

用于医疗设备的增强型无线通信

(57)摘要

提供了用于医疗设备(100,120)之间的无线通信的方法和装置。在一些实施例中,可以利用商用低功率、低带宽通信协议来同时以高保真度和可靠性传送多个信号。例如,心音数据和ECG数据可以使用公共ADPCM组件(330)来压缩,并插入到公共BLE分组结构(200)中。命令控制数据(220)也可被插入。在所需命令控制数据报告频率小于包频率的情况下,可利用报头位在给定分组字节位置中传达多种类型的命令控制数据。滚动分组序列值可以被插入到公共分组结构中,以供接收设备用来识别链路完整性故障。



1. 一种用于从无线传感器向主机设备发送心脏数据的方法,所述方法包括:
数字化在无线传感器处接收的心音数据和ECG数据;
对数字化的心音数据和ECG数据进行滤波;
使用自适应差分压缩组件来压缩心音数据和ECG数据;
将压缩的心音数据和压缩的ECG数据组合成公共分组结构;以及
经由蓝牙低能量通信链路将所述公共分组结构从所述无线传感器发送到所述主机设备。
2. 如权利要求1所述的方法,其中压缩心音数据和ECG数据的步骤包括:将心音数据和ECG数据二者施加到公共自适应差分脉码调制编码器。
3. 如权利要求2所述的方法,其中,所述ECG数据具有大约500 Hz的采样率。
4. 如权利要求3所述的方法,其中,所述心音数据具有大约4kHz的采样率。
5. 如权利要求4所述的方法,其中,对所述数字化心音数据进行滤波的步骤包括:应用数字低通滤波器以衰减2kHz以上的频率分量。
6. 如权利要求1所述的方法,其中,将所述压缩的心音数据和压缩的ECG数据组合成公共分组结构的步骤还包括:将命令控制数据插入所述公共分组结构。
7. 如权利要求6所述的方法,其中,所述命令控制数据具有低于所述分组频率的报告频率,其中将命令控制数据插入所述公共分组结构的步骤包括:插入包括命令控制值和报头值的命令控制,所述报头值指示与所述命令控制值相关联的内容类型。
8. 如权利要求1所述的方法,其中,将所述压缩心音数据和压缩ECG数据组合成公用分组结构的步骤还包括将滚动分组序列值插入所述公用分组结构中。
9. 如权利要求8所述的方法,其中所述滚动分组序列值的长度是4比特。
10. 如权利要求8所述的方法,还包括:
由主机设备接收具有非顺序滚动分组序列值的顺序数据分组;以及
在主机设备用户界面上显示警告标记。

用于医疗设备的增强型无线通信

技术领域

[0001] 本公开涉及利用无线电子通信的医疗设备。更具体地说，本公开涉及用于在医疗设备应用(例如无线心脏传感器)中增强无线通信的方法和装置。

背景技术

[0002] 将无线通信技术用于电子设备正变得日益流行。无线设备提供了使用的便利性和简易性。蓝牙作为无线通信协议已经变得特别普遍。它提供了用于在短距离上以非常低的功耗发送数字信号的通用机制。蓝牙已经成为移动电话、平板计算机、个人计算机、无线耳机、汽车和各种其它设备类型中普遍存在的标准。结果，蓝牙设备可以容易地与其它电子设备互操作。同时，高生产量导致收发器芯片组和电路板的可用性和相对低的成本，由此进一步增强了标准的广泛采用。

[0003] 蓝牙低功耗(“BLE”)是蓝牙4.0协议中定义的子协议，其使得能够在客户端设备(例如传感器)和服务设备(例如移动电话或个人计算机)之间进行高效的数据传输。BLE对于电池供电的设备特别有价值，而对于电池供电的设备，最小化功耗可能是至关重要的。

[0004] 虽然蓝牙的普及和BLE的功率效率提供了许多优点，但是一些设备类型，特别是在医疗仪器的环境中，产生的通信要求不能被标准蓝牙实现很好地满足。例如，许多类型的仪器可能需要多种信号类型的传输，传统上，这些信号类型将由多个有线或多个无线无线电来传送。然而，消费电子设备可能在所提供的无线电的数量方面受到限制，而具有多个无线电的传感器可能需要更大的功耗，从而导致更大的电池和/或更坏的电池寿命。同时，BLE带宽限制可能影响传感器性能。例如，虽然人通常能够感知范围从约20Hz到约20kHz的声音，但是由于分组大小小且分组速度慢，BLE作为协议不具有足够的带宽来传输整个人类的音频频谱。传统的蓝牙和BLE实现对于诸如无线心脏设备的医疗设备可能是特别不利的或限制性的。

发明内容

[0005] 基于BLE的无线通信协议的改进实现可以在无线医疗设备应用中提供高水平的性能，同时仍然能够使用商用蓝牙收发器硬件和商品主机电子设备。

[0006] 在一些实施例中，提供了一种用于将心脏数据从无线传感器传输到主机设备的方法。在无线传感器处接收心音数据和ECG数据，例如经由将患者身上感测的音频和电信号进行数字化的板载换能器。可以对心音和ECG数据进行滤波，例如通过将数字低通滤波器应用于心音数据，以衰减大约2kHz以上的频率分量。例如通过将数据应用于自适应差分压缩组件来压缩心音数据和ECG数据。在一些实施例中，可以将公共自适应差分压缩组件应用于心音数据和ECG数据。压缩的心音数据和压缩的ECG数据可以组合成公共分组结构，并且从无线传感器传送到主机设备。

[0007] 公共分组结构还可以包括命令控制数据。在分组频率大于命令控制数据报告的所

需频率的实施例中,命令控制数据可包含报头位,所述报头位表示与关联命令控制值相关联的多个命令控制数据内容类型中的一者,借此减少必须分配给所述分组结构内的命令控制数据的位的数目。

[0008] 公共分组结构还可以包括用于识别无线通信链路完整性问题的机制。诸如滚动(rolling)四位值之类的分组序列值可以由诸如心脏传感器之类的发送设备插入到每个分组中。接收设备(例如主机设备)可以解码分组序列值,以确保顺序接收的分组具有顺序分组序列值。在接收设备识别滚动分组序列值中的间隙的情况下,接收设备可以确定存在无线通信链路完整性的故障。然后,这种故障可以通过例如在主机设备用户界面上显示警告标记而被传达给用户。

附图说明

[0009] 图1是包括无线心脏传感器和主机设备的医疗仪器环境的示意性框图。

[0010] 图2是无线分组结构的示意性框图。

[0011] 图3是心脏信号处理链的示意性框图。

具体实施方式

[0012] 尽管本发明可以有多种形式实施例,但在附图中示出并将在此详细描述的是几个具体实施例,应理解,本公开应被认为是本发明原理的示例,以使本领域技术人员能够制造和使用本发明,而不是要将本发明限制为所示的实施例。

[0013] 描述了可用于经由诸如蓝牙低能量之类的低功率、低带宽无线通信协议来有效地传输医疗设备数据,特别是心脏诊断数据的技术。下文描述的几种技术可以单独或组合应用。

[0014] 图1示出了其中可以采用各实施例的典型操作环境。心脏传感器100是能够检测多种类型的诊断数据的无线心脏监视器,包括心音和ECG电记录。传感器100包括微处理器102,用于将来自换能器103的数据处理和存储到存储器104中。传感器换能器103可以包括用于听诊(例如记录心音)的音频换能器103A和用于监测心电活动的ECG换能器103B。蓝牙收发器105可操作地与处理器102通信,以便传送来往于远程电子设备(例如主机设备120)的数据。电池106是向传感器100供电的可再充电电池。为了使所需充电之间的持续时间最大化,并使传感器100的尺寸、重量和费用最小化,传感器100被设计成在操作期间具有低功耗。

[0015] 传感器100经由无线数据连接110与主机设备120通信。主机设备120可以优选地是标准的、商用移动无线计算设备,例如智能电话(例如,Apple iPhone™)、平板计算机(例如,Apple iPad™)或膝上型计算机。主机装置120包括用于处理和存储数据的微处理器122。蓝牙收发器123使得能够在处理器122和诸如传感器100的外部设备之间进行无线通信。主机设备120还包括用户接口组件124(诸如触摸屏)、用于数据存储的存储器125和电池126。虽然在图1的实施例中所示为移动设备,但是在其他实施例中,主机设备120可以另选地从具有蓝牙收发器的其他类型的计算设备中选择,诸如个人计算机或中央传感器监视站。

[0016] BLE协议对于无线通信链路110的实现可能是期望的,以便最小化操作期间的能量消耗,并因此延长传感器100和主机设备120的电池寿命。然而,通常实现的BLE在无线心脏

传感器环境中呈现出显著的限制。一个这样的限制是带宽。普通移动设备120在利用BLE协议用于通信链路110的分组速率方面具有限制。例如,一些移动电话可以具有理论上的最小分组间隔,在该间隔下每5毫秒可以接受一个BLE分组。在医疗应用中,为了高数据完整性和可靠性,需要加剧这种限制。在这样的实施例中,可能不希望通过要求以理论最大分组速率或接近理论最大分组速率的数据传输来潜在地牺牲数据完整性和链路可靠性。虽然降低分组速率可以提供更好的分组间隔操作裕度,但是带宽约束甚至更为有限。对于一些普通的消费者移动设备,已经发现可靠的BLE通信可以保持以8ms的间隔发送分组。

[0017] BLE还施加分组大小约束。此外,不管协议对分组大小的约束如何,可能还期望减小分组大小以便减小功耗。同时,为了实现提供听诊和ECG数据的有效无线心脏传感器,分组将优选地容纳多个数据流,诸如来自音频换能器103A的心音音频数据、来自换能器103B的ECG数据、以及与心脏传感器100的操作及其与主机设备120的交互相关联的命令和控制数据。在这种环境中,分组效率对于BLE的使用是至关重要的。

[0018] 图2示出了可在从心脏传感器100到主机设备120的通信中使用的优化的BLE分组结构。图2的分组结构被优化以经由相对低带宽和低功率的BLE通信链路传送多种类型的医疗器械和控制数据,所述BLE通信链路可以被标准智能电话、平板电脑或其他消费电子设备可靠地接收。具体地,图2的分组结构使用一个标准BLE无线电设备在单个BLE分组内以临床保真度同时传送心音、ECG数据和命令/控制数据。

[0019] 图2中的每个分组200优选地被形成为具有由BLE标准提供的字节长度,并且分组间隔优选地与商用BLE芯片组和计算设备兼容。这样的数据结构可以提供大约20kbps的有效比特率。

[0020] 分组200包括报头字节210、命令和控制字节220以及心脏数据230。在所示实施例中,心脏数据230包括音频有效载荷232和ECG有效载荷234。音频有效载荷232用于传输由音频换能器103A记录的心音数据。图3示出了心脏传感器100内的心脏信号处理部件的示意性表示,其用于生成在图2的BLE分组结构中传送的数据。音频传感器300将音频信号(例如心脏听诊)转换成模拟电信号。模数转换器(ADC) 310对传感器300的输出进行采样,并生成数字数据流311。ADC 310最初以大约4kHz的采样率对声学心音信号进行采样,采样率为16比特,产生64kbps的音频流。由自适应差分脉冲编码调制(ADPCM) 编码器330应用音频压缩,以4kHz速率(即,每25ms一个4比特采样)产生4比特音频流332。因此,在8ms分组间隔的情况下,每个分组200包括具有32个4比特音频样本的音频有效载荷232。

[0021] 数字滤波器320可以在ADPCM编码器330之前被施加到ADC 310的输出311,以便减少ADPCM压缩过程期间的伪像和失真。特别地,滤波器320将包括强低通滤波器,以消除或显著衰减2kHz范围以上的高频分量。已经确定,与不太积极的滤波相比(伴随有ADPCM编码器330对压缩噪声和伪像的潜在引入),对于人类医学诊断的目的,在ADPCM压缩之前的对心脏听诊声音的积极的预滤波所施加的频率范围限制是优选的。

[0022] 图2的分组结构的另一个优点,尤其是在可用作主机设备120的普通智能电话和其它移动设备中的分组间隔上给出的限制,在于它将心音和ECG数据组合在单个BLE分组内。图3还示出了可以在心脏传感器100上实现的ECG数据流水线的示意性表示。在使用中,ECG传感器340连接到患者,并输出指示患者的心电活动的电信号341。

[0023] 心脏电信号341由模数转换器350采样。在示例性实施例中,ADC350可以500Hz采样

速率生成16位采样。这产生了具有8kbps数据速率的数字ECG数据流351,滤波器360可以应用于该数据流351。因此,利用8ms BLE分组间隔,ECG数据流351将需要每个BLE分组内的8个字节。然而,如上所述,给定分配给心脏音频数据的分组200的量,可能期望压缩ECG数据流,只要可以实现压缩而对ECG数据保真度没有实质性负面影响。

[0024] 已经确定,通过采样速率的策略规范,用于编码心脏音频数据的相同ADPCM编码器330也可以有效地用于减小ECG数据带宽,而不会对ECG信号保真度产生显著的负面影响。通过选择500Hz的采样速率,在典型的数字化ECG信号中的相邻采样之间的测量差异使得ECG数据流可以由ADPCM编码器330有效地编码,以产生减小ECG有效载荷234的大小的编码ECG数据流334。

[0025] 在一些实施例中,音频传感器300和ADC 310可以在音频换能器103A内实现,ECG传感器340和ADC 350可以在ECG换能器103B内实现,其中滤波器320、滤波器360和编码器330由处理器102实现。在其它实施例中,图3的元件可以在诸如音频换能器103A、ECG换能器103B、处理器102、定制ASIC、GPU或其它组件的组件之间不同地分布。

[0026] 命令和/或控制数据(有时称为命令-控制数据)的带宽有效传送在无线心脏传感器和其它医疗设备应用中也是重要的。对于具有可接受报告频率小于分组频率的性质的命令控制数据,可能需要循序分组在相同分组位位置内传输不同命令控制数据类型。一个或多个报头位可用于指示在相关联的分组位位置内传送多种类型的命令控制数据中的哪一种。

[0027] 例如,在以8ms分组间隔进行发送的无线心脏传感器的情况下,可能不需要以8ms间隔发送某些命令控制数据,例如音量水平或电池水平。较长的间隔可能是足够的,同时仍然确保用户感知到高水平的响应性。因此,在图2的分组结构中,可使用报头210内的位来传达多个内容类型的命令控制数据中的一者。例如,可以使用报头位来指示命令和控制数据220内的数据是否反映音量水平或电池水平。根据足够的命令控制数据值粒度所需的位数以及命令控制数据传送的期望频率,在其它实施例中,可以利用多个报头位来使得能够在给定的分组字节位置内传送更大数量的命令控制数据类型。例如,在另一实施例中,可以使用两位来指定四种不同的命令控制数据类型之一,其中相关联的位位置传递相关联的值。在一些实施例中,可以在与分组200内的相关联的命令和控制值不同的字节位置中传送头位;在其他实施例中,可以在分组200的相同字节位置内传送报头比特以及相关联的命令和控制值,从而混合报头数据210与命令和控制数据220。

[0028] 在一些医疗应用中,无线通信的另一个重要方面是验证链路完整性。对于诸如心音和ECG数据的高风险数据,可能期望设备在出现数据传输质量问题时快速且可靠地警告用户。通过有效地识别数据传输问题,用户可以迅速地补救设备问题,并确保异常结果是由于仪器错误而不是病人被监测。然而,传统BLE协议不提供确定何时丢弃分组的机制。

[0029] 因此,图2的分组优选地包括集成在分组结构内的链路完整性验证机制。报头210内的预定比特可以被分配给滚动分组序列指示符。当由心脏传感器100发射时,处理器102构造连续分组,以通过滚动多位分组序列值来递增。接收设备120然后可以解码分组序列值,以验证连续分组以顺序递增的分组序列值来接收。在分组序列值在相邻分组中不是连续的情况下,接收设备120可以确定链路110的完整性已经被损害,并且通过例如在用户接口124上显示适当的警告标记来向用户警告该问题。图2的实施例利用长度为4比特的滚动

分组序列值, 在一些实施例中, 这可以是在最小化故障以识别链路完整性问题 (对于其较长的序列值是较好的) 与最小化归因于链路完整性验证功能 (对于其较短的序列值是较好的) 的功耗和带宽之间的最优折衷。

[0030] 提供所揭示实施例的先前描述以使所属领域的技术人员能够制作或使用本文所揭示的本发明。所属领域的技术人员将容易明白对这些实施例的各种修改, 且在不脱离本发明的精神或范围的情况下, 本文所界定的一般原理可应用于其它实施例。因此, 本发明不希望限于本文所示的实施例, 而是应符合与本文所揭示的原理和新颖特征一致的最广范围。本文引用的所有参考文献都明确地引入作为参考。

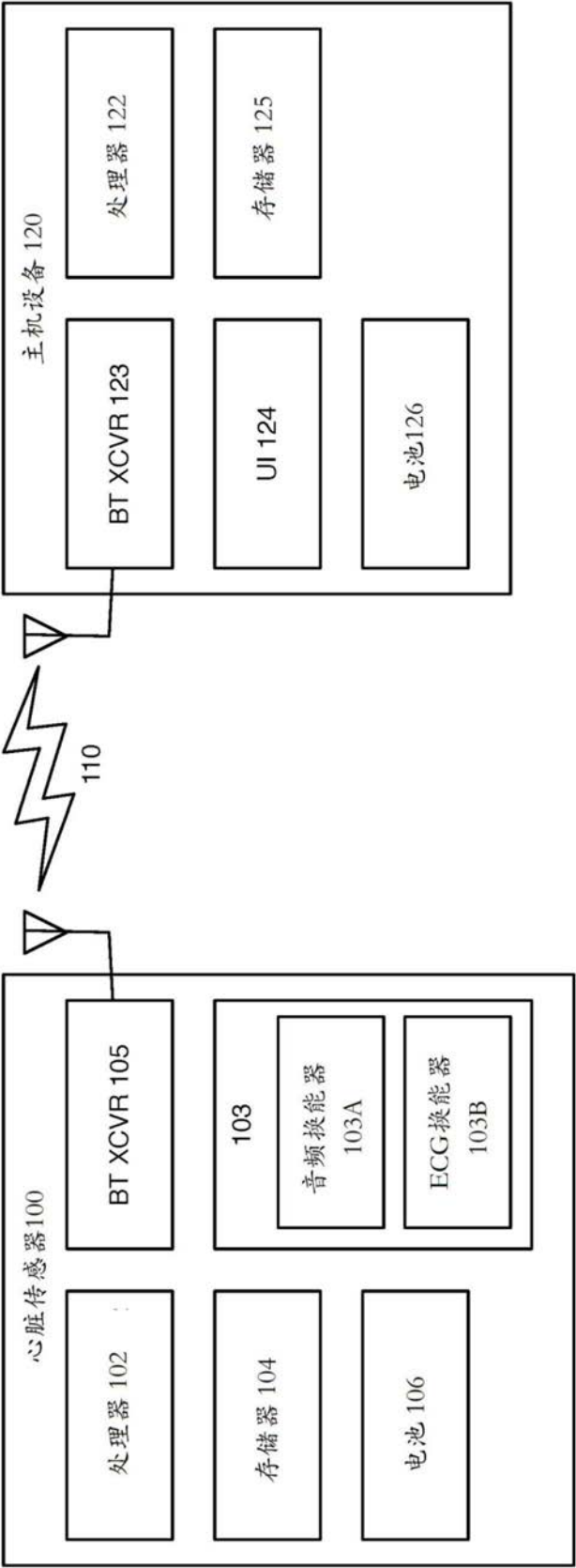


图1

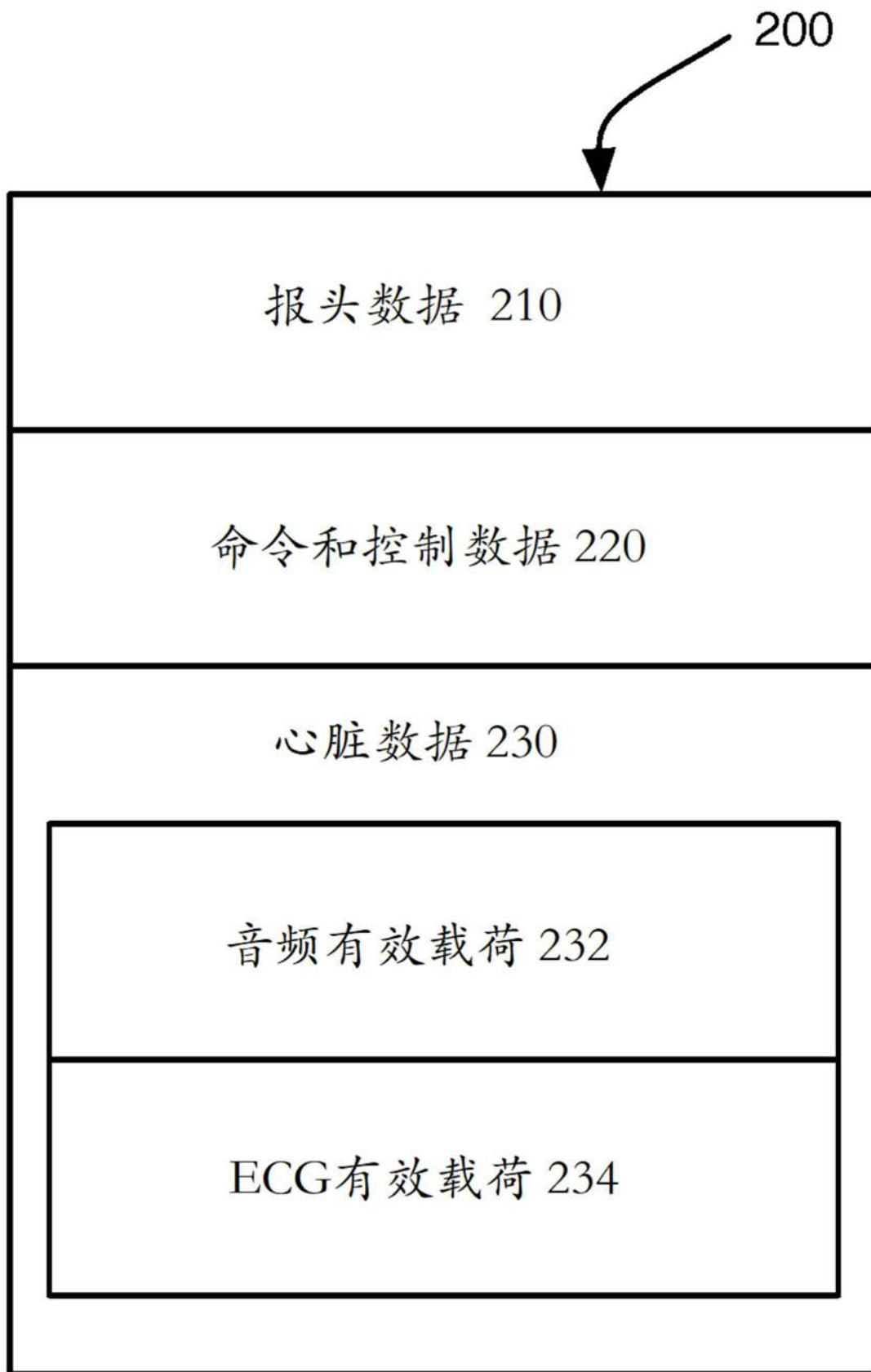


图2

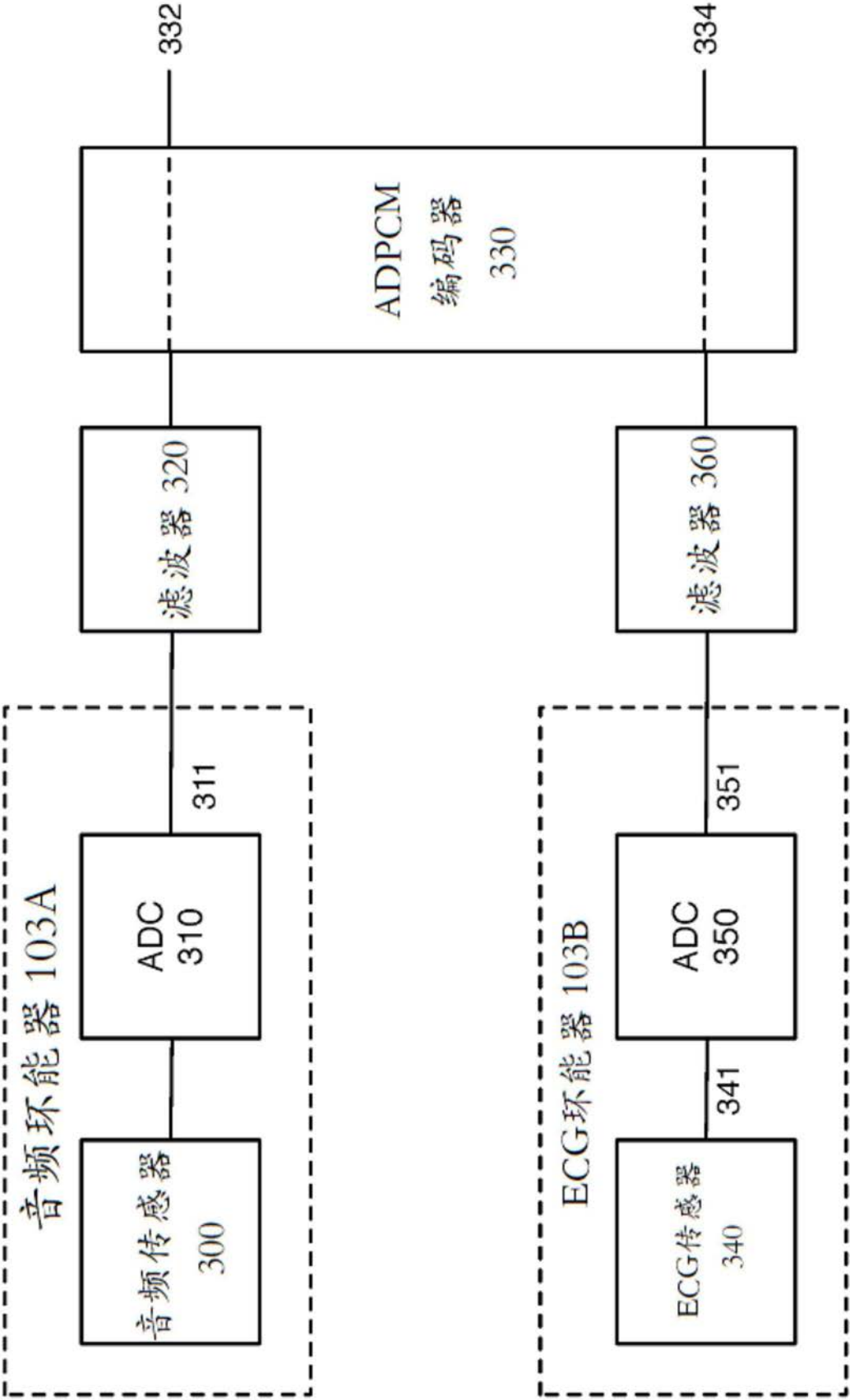


图3

专利名称(译)	用于医疗设备的增强型无线通信		
公开(公告)号	CN110312465A	公开(公告)日	2019-10-08
申请号	CN201780085229.1	申请日	2017-12-19
[标]发明人	C·泰勒		
发明人	L·康纳 G·尤金 C·泰勒		
IPC分类号	A61B5/00 A61B7/00 H04W4/38 H04W4/70 H04W4/80		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B7/00 G16H40/63 G16H40/67 H04W4/38 H04W4/80 Y02D70/144 A61B5/002 A61B5/04017 A61B5/0402 H04W4/70		
代理人(译)	李波 孙新国		
优先权	15/384506 2016-12-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于医疗设备(100, 120)之间的无线通信的方法和装置。在一些实施例中, 可以利用商用低功率、低带宽通信协议来同时以高保真度和可靠性传送多个信号。例如, 心音数据和ECG数据可以使用公共ADPCM组件(330)来压缩, 并插入到公共BLE分组结构(200)中。命令控制数据(220)也可被插入。在所需命令控制数据报告频率小于包频率的情况下, 可利用报头位在给定分组字节位置中传达多种类型的命令控制数据。滚动分组序列值可以被插入到公共分组结构中, 以供接收设备用来识别链路完整性故障。

