



(10) 授权公告号 CN 113645904 B

(45) 授权公告日 2024. 08. 13

(21) 申请号 202080023525.0

(22) 申请日 2020.03.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113645904 A

(43) 申请公布日 2021.11.12

(30) 优先权数据
19169728.3 2019.04.17 EP
62/823226 2019.03.25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.09.23

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/057802 2020.03.20

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/193414 EN 2020.10.01

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·H·范黑施 M·D·波伦

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
H04L 67/12 (2022.01)

(56) 对比文件
CN 108136194 A, 2018.06.08
CN 1327669 A, 2001.12.19

审查员 王丞伟

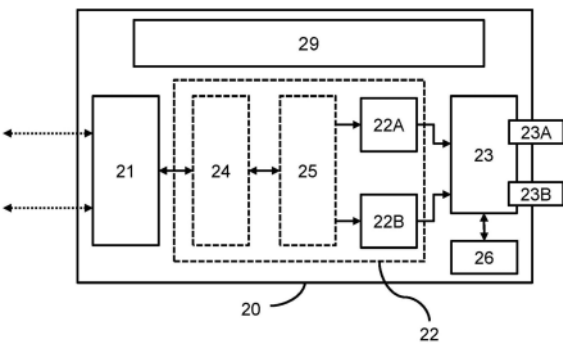
权利要求书3页 说明书17页 附图2页

(54) 发明名称

用于医学设备的贴片传感器

(57) 摘要

一种贴片传感器,其适于使用相应的处理路径来处理回波信息,以生成第一类型的医学数据和/或不同的第二类型的医学数据。贴片传感器的通信模块适于能够在第一模式与第二模式之间切换,在所述第一模式中,仅第一类型的医学数据被发送到医学设备,在所述第二模式中,至少第二类型的医学数据被发送到医学设备。所述第一类型的医学数据比所述第二类型的医学数据占用更小的带宽(在发送期间)。



1. 一种适于将一个或多个信号发送到医学设备 (13) 的贴片传感器 (20、40), 所述贴片传感器包括:

换能器阵列 (21、41), 其适于发射超声波并接收回波信息, 由此生成接收的回波信号;

处理系统 (22、42), 其定义:

第一处理路径 (24、25、22A), 其适于处理所接收的回波信号以生成承载根据所接收的回波信号导出的第一类型的医学数据的第一信号; 以及

第二处理路径 (24、25、22B), 其适于处理所接收的回波信号以生成承载根据所接收的回波信号导出的不同的第二类型的医学数据的第二信号, 所述第二信号比所述第一信号占用更大的带宽; 以及

通信模块 (23、42), 其适于将一个或多个信号发送到所述医学设备, 所述通信模块能在以下模式中操作:

第一通信模式, 其中, 所述通信模块仅将所述第一信号发送到所述医学设备; 以及

第二通信模式, 其中, 所述通信模块将至少所述第二信号发送到所述医学设备,

其中, 所述第一类型的医学数据是生理数据, 并且所述第二类型的医学数据是超声成像数据。

2. 根据权利要求1所述的贴片传感器, 其中, 所述通信模块适于:

当在所述第一通信模式中操作时, 将所述第一信号发送到生理数据监测器, 所述生理数据监测器由此充当所述医学设备; 并且

当在所述第二通信模式中操作时, 将至少所述第二信号发送到超声监测系统, 所述超声监测系统由此充当所述医学设备。

3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的贴片传感器, 其中, 所述通信模块包括无线发送器 (23A), 并且所述通信模块适于: 当在所述第一通信模式中操作时, 使用所述无线发送器将所述第一信号无线地发送到所述医学设备。

4. 根据权利要求1至2中的任一项所述的贴片传感器, 其中, 所述通信模块包括用于连接到被连接到所述医学设备的导线的有线端子 (23B), 并且所述通信模块适于: 当在所述第二通信模式中操作时并且如果导线被连接到所述有线端子, 则通过被连接到所述有线端子的所述导线将至少所述第二信号发送到所述医学设备。

5. 根据权利要求1至2中的任一项所述的贴片传感器, 还包括通信模式控制器 (26), 所述通信模式控制器适于基于关于可用于所述贴片传感器的一个或多个资源的信息来控制所述通信模块 (23) 的通信模式。

6. 根据权利要求5所述的贴片传感器, 其中, 关于一个或多个资源的所述信息包括关于以下各项的信息: 由所述贴片传感器 (20) 使用的电源 (29) 的类型; 所述医学设备的类型; 由所述贴片传感器 (20) 使用的电源 (29) 的功率水平; 以及用于与所述医学设备 (13) 通信的可用带宽。

7. 根据权利要求5所述的贴片传感器, 其中, 所述通信模式控制器适于:

识别 (31) 一条或多条可用通信信道, 所述通信模块能够通过所述一条或多条可用通信信道与所述医学设备通信;

确定 (32) 所识别的通信信道中的任意通信信道是否具有足够的带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备; 并且

响应于确定所识别的通信信道中的至少一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于(33)所述第二通信模式中;并且

响应于确定所识别的通信信道中没有一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于(34)所述第一通信模式中。

8.根据权利要求7所述的贴片传感器,其中:

所述通信模块(23)包括有线端子(23B),以用于经由与所述有线端子连接的导线发送一个或多个信号;并且

所述通信模式控制器(26)适于:

确定导线是否被连接在所述有线端子与所述医学设备之间,由此识别到所述医学设备的有线通信信道是否可用;并且

响应于确定所述有线通信信道可用而将所述通信模块置于所述第二通信模式中。

9.根据权利要求5所述的贴片传感器,其中:

所述通信模块(23)包括用于向所述医学设备发送信号的无线发送器(23A);并且

所述通信模式控制器(26)适于:

识别一条或多条可用无线通信信道,所述无线发送器能够通过所述一条或多条可用无线通信信道向所述医学设备发送信号;

确定每条可用无线通信信道的可用带宽;

确定所识别的可用无线通信信道中的任意可用无线通信信道是否具有足够的可用带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备;并且

响应于确定所述至少一条无线通信信道具有足够的带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备,而将所述通信模块置于所述第二通信模式中。

10.根据权利要求1至2中的任一项所述的贴片传感器,其中,所述通信模块适于:当在所述第二通信模式中操作时,将所述第一信号和所述第二信号两者发送到所述医学设备。

11.根据权利要求1至2中的任一项所述的贴片传感器,还包括对象紧固机构,所述对象紧固机构适于将所述贴片传感器紧固到所述对象上的位置,其中,所述通信模块适于:能够在所述第一通信模式与所述第二通信模式之间切换,同时所述贴片传感器保持在所述对象上的相同位置。

12.一种监测系统(1),包括:

根据权利要求1至11中的任一项所述的一个或多个贴片传感器(20);以及

医学设备(13),其适于从每个贴片传感器接收至少一个信号。

13.一种控制根据权利要求1至11中的任一项所述的贴片传感器的通信模式的方法(30),所述方法包括:

识别(31)一条或多条可用通信信道,所述通信模块能够通过所述一条或多条可用通信信道与所述医学设备通信;

确定(32)所识别的通信信道中的任意通信信道是否具有足够的带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备;

响应于确定所识别的通信信道中的至少一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于(33)所述第二通信模式中;并且

响应于确定所识别的通信信道中没有一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信

号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于(34)所述第一通信模式中。

14.一种包括代码模块的计算机程序,所述代码模块用于当所述程序在处理系统上运行时实施根据权利要求13所述的方法。

用于医学设备的贴片传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及医学设备领域,并且特别涉及用于医学设备的贴片传感器。

背景技术

[0002] 超声成像已经被广泛采用作为医学领域中的成像技术,尤其是由于其相对易于使用、诊断有用性和良好的安全记录。超声成像领域的一个最近趋势是超声设备的小型化,特别是无线手持式设备和贴片传感器的研发。

[0003] 特别地,贴片传感器对于长期监测是有用的,因为它们能够被放置在(要被监测的)对象上并长时间(例如,超过一小时)留在适当位置。由于贴片传感器能够长时间留在对象上,因此对占用或适配贴片传感器以使得能够监测对象的其他参数(例如,包括生命体征的生理数据)越来越感兴趣。

[0004] 因此,用于超声成像系统的“混合式”贴片传感器能够既用于监测生理数据又用于获得超声成像数据(例如,用于构建超声图像的原始数据)。

[0005] 一直希望改善对适合用于超声系统的贴片传感器的使用的适应性和灵活性。

[0006] US 2015289814 A1公开了用于无线生理传感器贴片的方法、设备和系统以及包含这些贴片的系统。

[0007] US 2017179774 A1公开了一种无线超声探头和一种通过接收朝向无线超声探头的位置定向发送的无线功率并聚焦所接收的无线功率来给在无线超声探头中包括的电池充电的方法。

[0008] US 2015164322 A1公开了用于发送表示与对象相关联的生理、表现和情境信息的信号的多模态通信器件。

[0009] CN 108992091公开了一种胎儿监测遥测设备,其包括监测组件、胎儿监测遥测子机器和胎儿监测仪器。

[0010] US 2014128735公开了利用不同的无线协议来利用单独的数据信号发送从患者传感器采集的高分辨率数据和低延迟同步数据的医学数据采集和显示系统。

发明内容

[0011] 本发明由权利要求来限定。

[0012] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种适于将一个或多个信号发送到医学设备的贴片传感器。所述贴片传感器包括:换能器阵列,其适于发射超声波并接收回波信息,由此生成接收的回波信号;处理系统,其定义第一处理路径和第二处理路径,所述第一处理路径适于处理所接收的回波信号以生成承载根据所接收的回波信号导出的第一类型的医学数据的第一信号,所述第二处理路径适于处理所接收的回波信号以生成承载根据所接收的回波信号导出的不同的第二类型的数据的第二信号,所述第二信号比所述第一信号占用更大的带宽。所述贴片传感器还包括通信模块,所述通信模块适于将一个或多个信号发送到所述医学设备,所述通信模块能在以下模式中操作:第一通信模式,其中,所述通信模块

仅将所述第一信号发送到所述医学设备;以及第二通信模式,其中,所述通信模块将至少所述第二信号发送到所述医学设备。

[0013] 因此,贴片传感器(适合用于超声成像系统)能在两种模式中操作:第一通信模式和第二通信模式,在第一通信模式中,仅第一类型的医学数据(即,“第一数据”)被传送到医学设备,在第二通信模式中,大于第一数据的第二类型的数据(即,“第二数据”)被传送到医学设备。因此,根据贴片传感器的通信模式,将不同的数据集发送到医学设备。

[0014] 将显而易见的是,两种类型的医学数据在大小上是不同的。特别地,在对用于发送或通信的数据进行任何格式化或修改之前(例如在添加任何通信元数据之前,在进行用于通信的任何编码之前等),两种类型的数据可以在大小上是不同的。

[0015] 因此,在本公开内容的背景下,术语“医学数据”用于指代被发送到医学设备并且与出于医学目的而从对象获得的数据直接相关的数据,例如,排除作为加密、调制或其他基于通信的方案的部分而发送的数据。换句话说,医学数据是指与对象的被监测参数直接有关的信息,而不是任何基于通信的额外数据(例如,压缩、元数据、填充、加密、格式化等)。

[0016] 特别地,贴片传感器能在(至少)两种不同的通信模式中操作,其中,由贴片传感器发送的通信占用至少两种不同的带宽大小。一般而言,第二信号每秒承载的数据比第一信号每秒承载的数据更多或更复杂。因此,传输第二信号所需的带宽大于传输第一信号所需的带宽。

[0017] 本发明依赖于以下理解:不同量的医学数据在被发送时将占用不同量的带宽,并且本发明提出通过控制由贴片传感器通信的医学数据的量来控制所使用的带宽的量。

[0018] 用于通信的带宽越大,所需的功耗和处理复杂性就越大。

[0019] 因此,贴片传感器可以适于调整它为了将数据发送到医学设备所使用的资源(例如,带宽或功耗)的量。特别地,贴片传感器可以适于调整它使用的带宽,以例如降低贴片传感器的功耗或者默许贴片传感器从医学设备可用的带宽。

[0020] 针对贴片传感器的可用带宽可以例如基于可用于贴片传感器的通信信道、协议或方法而改变。仅通过示例的方式,与到医学设备的无线连接(例如<100kbit/s)相比,到医学设备的有线连接将具有更高的带宽可用性(例如>1Mbit/s)。类似地,一些无线连接可能具有比其他无线连接更高的带宽可用性(例如,由于拥塞或者由于协议限制,例如,5GHz对比2.4GHz WiFi,或WiFi对比Bluetooth链路可用性)。

[0021] 所提出的使用两种不同通信模式的构思使得能够对贴片传感器所使用的带宽(以及其他资源,例如,功耗或处理复杂性)进行选择和控制。该选择可以自动地(例如如稍后描述的那样)或手动地(例如响应于用户输入而)执行。

[0022] 特别地,能够使用相同的贴片传感器在要发送到医学设备的两种不同类型的数据之间进行选择。这意味着贴片传感器不需要从针对患者医学设备的(在被监测对象上的)位置移动以获得例如用于两种不同类型的医学设备(例如,生理数据监测器或(用于构建和/或显示超声图像的)超声图像系统)的两种不同类型的数据。

[0023] 第一信号可以例如是不需要被实时或近乎实时地发送的低带宽信息,例如,低带宽超声数据或生理数据,例如,生命体征测量结果。

[0024] 第二信号可以例如是将优选被实时或近乎实时地发送到医学设备的高带宽信息,例如,用于使得(近乎)实时的超声图像能够由医学设备构建以用于显示的原始数据。

[0025] 第一信号可以具有<100kbit/s的带宽(即“低带宽”),而第二信号可以具有>1Mbit/s的带宽(即“高带宽”)。特别地,在一些实施例中,第一信号可以具有小于第二信号的下界的带宽,例如,不小于第二信号的下界的1/10。这些仅是示例值,并且本领域技术人员将能够容易地扩展到针对“低”和“高”(即,分别是第一信号和第二信号)的其他带宽限制。

[0026] 在一些实施例中,可以基于通信模式来停用处理系统的处理路径。例如,如果通信模块在第一通信模式中,则可以停用第二处理路径。在其他示例中,如果通信模块在第二通信模式中,则可以停用第一处理路径。这样的实施例降低了贴片传感器产生的功耗。

[0027] 在其他实施例中,处理路径的激活或停用可以定义通信模块在哪种通信模式中。例如,如果第二处理路径(例如被用户)停用,则第一通信模块可以被切换到第一通信模式中(并且反之亦然)。

[0028] 因此,如果通信模块在第一通信模式中,则可以停用第二处理路径,并且如果通信模块在第二通信模式中,则可以停用第一处理路径。

[0029] 这里,术语“停用”意指被绕过,不使用或者以其他方式使其不起作用(即,使得处理系统不生成或输出第一/第二信号,具体取决于哪条路径被停用)。停用的路径将优选被配置为消耗很少的功率、可忽略的功率或者不消耗功率。

[0030] 优选地,所述第一类型的医学数据(即,“第一数据”)是生理数据,并且所述第二类型的医学数据(即,“第二数据”)是超声成像数据。如本领域技术人员众所周知的,能够使用超声成像技术来获得生理数据,例如,识别的生命体征信息、测量的心率、血压(即,收缩压和/或舒张压)、血管大小和/或扩张性等。超声成像数据可以例如包括超声图像的常规(2D或3D)表示,例如,用于使得超声图像/视频能够被(重新)构建以用于显示给用户的原始数据。

[0031] 因此,所述通信模块可以适于:当在所述第一通信模式中操作时,将所述第一信号发送到生理数据监测器,所述生理数据监测器由此充当所述医学设备;并且当在所述第二通信模式中操作时,将至少所述第二信号发送到超声监测系统,所述超声监测系统由此充当所述医学设备。

[0032] 所述通信模块可以包括无线发送器,并且所述通信模块可以适于:当在所述第一通信模式中操作时,使用所述无线发送器将所述第一信号无线地发送到所述医学设备。

[0033] 因此,当无线发送器可用时,第一通信模式可以是可操作的。特别地,第一通信模式可以包括经由无线通信信道将第一信号发送到医学设备。

[0034] 通常,无线通信具有相对较低的带宽,并且因此当使用无线通信时,仅发送相对较低带宽的信号(这里为第一信号)将是优选的。类似地,由于低带宽信号不需要使用较高带宽的通信信道(例如,导线),因此使用例如对于对象舒适度来说可以是优选的较低带宽的通信信道(例如,无线信道)是可能的。

[0035] 此外,当无线地操作时,贴片传感器可以是功率资源受限的,例如由电池或太阳能电池板供电。因此,降低贴片传感器的功耗将是优选的。当无线地通信时,本发明可以在第一通信模式中操作,以(即,通过使用较低带宽信号进行通信)使贴片传感器的功耗最小化。

[0036] 在一些实施例中,所述通信模块包括用于连接到被连接到所述医学设备的导线的有线端子,并且所述通信模块可以适于:当在所述第二通信模式中操作时并且如果导线被

连接到所述有线端子,则通过被连接到所述有线端子的所述导线将至少所述第二信号发送到所述医学设备。

[0037] 因此,当到医学设备的有线连接可用时,第二通信模式可以是可操作的。导线能够承载或者促进相对较高带宽信号的传输(例如,至少由于噪声减小或者由导线承载的其他信号缺失/数量减少)。因此,如果到医学设备的有线连接可用,则发送相对较高带宽的信号将是优选的,以使被发送到医学设备的信息最大化。

[0038] 此外,当通过导线被连接到医学设备时,贴片传感器可以不是资源受限的,例如可以例如使用导线由市电电源供电。因此,对由贴片传感器消耗的功率可以没有限制。因此,当通过导线通信时,贴片传感器可以在第二通信模式中操作,以使被发送到医学设备的信息最大化(因为对贴片传感器能够使用的功率没有限制)。

[0039] 所述贴片传感器还可以包括通信模式控制器,所述通信模式控制器适于控制所述通信模块的通信模式,所述通信模式是基于关于所述可用于所述贴片传感器的一个或多个资源的信息来控制的。

[0040] 关于一个或多个资源的所述信息可以包括关于以下各项的信息:由所述贴片传感器使用的电源的类型;医学设备的类型;由所述贴片传感器使用的电源的功率水平;以及用于与所述医学设备通信的可用带宽。

[0041] 因此,所选择的通信模式可以取决于可用于贴片传感器的电源的类型、电源的功率水平(例如,剩余电池水平)和/或用于与医学设备通信的可用带宽。其他合适的资源水平对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0042] 优选地,所述通信模式控制器适于:确定并使用关于用于与所述医学设备通信的可用带宽的信息来选择用于所述通信模块的通信模式。因此,能够基于用于与医学设备通信的可用带宽来做出关于应当使用第一通信模式和第二通信模式中的哪种通信模式的自动确定。

[0043] 特别地,如果没有足够的带宽来将第二信号发送到医学设备,则通信模式控制器可以将通信模块置于第一通信模式中。类似地,如果有足够的带宽来将至少第二信号发送到医学设备,则通信模式控制器可以将通信模块置于第一通信模式中。

[0044] 在一个示例中,所述通信模式控制器适于:识别一条或多条可用通信信道,所述通信模块能够通过所述一条或多条可用通信信道与所述医学设备通信;确定所识别的通信信道中的任意通信信道是否具有足够的带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备;并且响应于确定所识别的通信信道中的至少一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于所述第二通信模式中。

[0045] 因此,如果(贴片传感器与医学设备之间的)信道具有足够的带宽来发送/承载至少第二信号(即,促进至少第二信号的传输),则贴片传感器可以被置于第二通信模式中(以便将第二信号发送到医学设备)。当然,用于将第二信号发送到医学设备的信道可以包括由通信模式控制器识别为具有足够的带宽来促进第二信号的传输(或以其他方式承载第二信号)的信道。

[0046] 这里,术语“足够的带宽”是指其中从贴片传感器到医学设备的可用或现有的通信信道能够以最小可靠性承载第二信号的状态,例如,是否存在具有足够的带宽来发送第二信号的至少一条未(被其他信号)占用的信道。

[0047] 这样的结果是确保第二信号(具有更大的带宽并且由此承载更多的信息)在有足够的带宽以便承载它去往医学设备时被发送到医学设备。

[0048] 所述通信模式控制器可以适于:响应于确定所识别的通信信道中没有一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于所述第一通信模式中。因此,贴片传感器可以默认为第一通信模式,使得如果没有足够的带宽来将第二信号传到医学设备,则至少一些信息被发送到医学设备。

[0049] 在一些实施例中,所述通信模块包括有线端子,以用于经由与所述有线端子连接的导线发送一个或多个信号;并且所述通信模式控制器适于:确定导线是否被连接在所述有线端子与所述医学设备之间,由此识别到所述医学设备的有线通信信道是否可用;并且响应于确定所述有线通信信道可用而将所述通信模块置于所述第二通信模式中。

[0050] 应认识到,贴片传感器与医学设备之间的有线连接将提供足够的带宽来促进将第二信号传输到医学设备。因此,识别可用通信信道的步骤和确定任何通信信道是否具有足够的带宽的步骤能够被组合成识别有线连接是否可用的单个步骤。

[0051] 确定导线是否被连接在有线端子与医学设备之间可以例如通过使用检测导线是否被连接到有线端子的任何已知方法(例如通过监测有线端子处的阻抗或者甚至使用接近度传感器)来执行。

[0052] 通信模块可以适于当在第二通信模式中操作时并且如果导线被连接到有线端子,则响应于确定有线通信信道可用而通过被连接到有线端子的导线将至少第二信号发送到医学设备。

[0053] 优选地,有线端子是通用串行总线(USB)端子,使得被形成在通信模块与医学设备之间的有线连接是USB连接。USB连接实现了以50Mbit/s左右的通信。因此,在一些实施例中,第二信号可以使用高达50Mbit/s(例如,不超过50Mbit/s)的带宽。因此,在一些实施例中,第二信号可以具有从1Mbit/s到50Mbit/s(例如,从5Mbit/s到50Mbit/s)的带宽。将清楚的是,第一信号的带宽应当小于第二信号的下界的带宽,例如,不小于第二信号的下界的1/10。

[0054] 通信模块与医学设备之间的USB连接还使得贴片传感器能够由医学设备供电。

[0055] 通信模块与医学设备之间的其他有线连接也是可能的,USB连接仅是一个示例。其他有线连接可以包括例如根据IEEE 1394标准(FireWire)、Thunderbolt、I2C技术等接口。可以相应地适配有线端子。这些其他有线连接还可以使得医学设备能够为通信模块供电。

[0056] 在一些实施例中,所述通信模块包括用于向所述医学设备发送信号的无线发送器;并且所述通信模式控制器适于:识别一条或多条可用无线通信信道,所述无线发送器能够通过所述一条或多条可用无线通信信道向所述医学设备发送信号;确定每条可用无线通信信道的可用带宽;确定所识别的可用无线通信信道中的任意可用无线通信信道是否具有足够的可用带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备;并且响应于确定所述至少一条无线通信信道具有足够的带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备,而将所述通信模块置于所述第二通信模式中。

[0057] 优选地,这样的通信模块适于:当在第二通信模式中操作时,如果有线通信信道不可用,则使用无线发送器将至少第二信号无线地发送到医学设备。

[0058] 然而,在一些其他实施例中,如果无线通信信道具有足够的带宽来传输第二信号,则可以通过无线通信信道来发送第二信号。使用无线发送信道可以改善被监测对象的舒适度,例如因为不需要使用不舒适的导线。

[0059] 设想到为通信模块选择通信模式的其他方法。

[0060] 例如,通信模式控制器可以确定由贴片传感器所使用的电源的类型。响应于电源是资源受限的类型(例如,电池或太阳能电池板),通信模式控制器可以将通信模块置于第一通信模式中。响应于电源不是资源受限的类型(例如由市电电源供电),通信模式控制器可以将通信模块置于第二通信模式中。

[0061] 在另一示例中,通信模式控制器可以确定由贴片传感器所使用的电源的(剩余)功率水平。

[0062] 例如,如果由贴片传感器所使用的电源是电池,则通信模式控制器可以响应于剩余功率水平下降到预定值以下(例如下降到50%或25%以下)而将通信模块置于第一通信模式中。预定功率水平可以是最大可用功率水平的10%至60%的范围内的任何值,例如,10%至40%,例如,15%至30%,例如,20%。

[0063] 当然,可以使用因素的组合来定义是使用第一通信模式还是第二通信模式。在一个示例中,只有电源不是资源受限的类型并且有足够的带宽来将第二信号发送到医学设备,通信模式控制器才可以将通信模块置于第二通信模式中。否则,通信模式控制器会将通信模块置于第一通信模式中。

[0064] 在一些实施例中,所述通信模块适于:当在所述第二通信模式中操作时,将所述第一信号和所述第二信号两者发送到所述医学设备。

[0065] 当然,在这样的实施例中,当在第二通信模式中时,不能停用第一处理路径。然而,在一些实施例中,当通信模块在第一通信模式中时,仍然可以停用第二处理路径。

[0066] 此外,通信模块能在第三通信模式中操作,在第三通信模式中,仅将所述第二信号发送到所述医学设备。通信模式控制器可以基于关于贴片传感器的可用资源的信息将通信模块置于第三通信模式中。例如,如果有足够的带宽来将第二信号发送到医学设备,但是没有足够的带宽来将第一信号和第二信号两者发送到医学设备,则通信模式控制器可以将通信模块置于第三通信模式中。

[0067] 在一些实施例中,通信模块能在非通信模式中操作,在非通信模式中,没有信号被发送到医学设备。例如,如果没有足够的带宽来发送第一信号,则通信模块可以进入非通信模式。

[0068] 贴片传感器还可以包括对象紧固机构,所述对象紧固机构适于将所述贴片传感器紧固到所述对象上的位置,其中,所述通信模块适于:能够(至少)在所述第一通信模式与所述第二通信模式之间切换,同时所述贴片传感器保持在所述对象上的相同位置。

[0069] 本发明的潜在优点是贴片传感器能够通过简单地切换其通信模式来发送两种不同类型的信息而不需要改变在对象上的位置。如前所述,这种切换可以例如响应于导线被连接到传感器或者具有足够的带宽的无线通信信道是否变得可用而被自动执行。

[0070] 特别地,如果对象紧固机构能够将贴片传感器紧固到对象,使得贴片传感器的位置被固定在对象上,则该优点被实现。仅通过示例的方式,对象紧固机构可以包括(软)粘合剂、一条或多条条带或带(例如包括钩环搭扣机构)、皮肤植入机构等。

[0071] 在一些示例中,通信模块的通信模式可以由用户输入或用户超控来定义。因此,用户能够选择是第一信号还是第二信号被通信模块发送到医学设备。因此,贴片传感器可以包括用户接口(未示出),以使得用户能够控制通信模块的通信模式。该用户接口可以适于超控通信模式控制器的任何自动化模式选择(如果存在的话)。

[0072] 在一些其他示例中,通信模块的通信模式可以基于与通信模块通信的医学设备的类型。因此,通信模块可以接收医学设备的类型的指示,并且基于该指示来设置通信模式。可以由医学设备发送该指示(并且在通信模块处接收该指示)或者从用户输入接收该指示。

[0073] 例如,如果第一信号承载生理数据并且第二信号承载超声成像数据,在医学设备是生理监测器的情况下,通信模块可以在第一通信模式中操作,并且在医学设备是超声成像设备的情况下,通信模块可以在第二通信模式中操作。

[0074] 根据依据本发明的一个方面的示例,还提供了一种监测系统,所述监测系统包括:一个或多个先前描述的贴片传感器;以及适于从每个贴片传感器接收至少一个信号的医学设备。

[0075] 医学设备可以例如包括适于显示超声图像(例如,在第二信号承载超声成像数据的情况下)的超声成像监测器。医学设备可以适于例如从至少一个贴片传感器接收原始超声数据,以根据原始超声数据来构建或重建(2D或3D)超声图像。根据原始超声数据构建或重建超声图像的方法对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0076] 在另一示例中,医学设备可以包括适于监测和存储患者的生理参数的生理数据监测器。

[0077] 根据本发明的一个方面的示例,还提供了一种控制任一描述的贴片传感器的通信模式的方法。所述方法包括:识别一条或多条可用通信信道,所述通信模块能够通过所述一条或多条可用通信信道与所述医学设备通信;确定所识别的通信信道中的任意通信信道是否具有足够的带宽来促进将所述第二信号传输到所述医学设备;响应于确定所识别的通信信道中的至少一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于所述第二通信模式中;并且响应于确定所识别的通信信道中没有一条通信信道具有足够的带宽来将所述第二信号发送到所述医学设备,而将所述通信模块置于所述第一通信模式中。

[0078] 根据本发明的一个方面的示例,还提供了一种包括代码模块的计算机程序,所述代码模块用于当所述程序在处理系统上运行时实施任一描述的方法。

[0079] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐述。

[0080] 2019年4月11日的US 2019/104992 A1(MAGAR SURENDAR[US]等人)公开了一种无线生理贴片传感器。在实施例中,该贴片传感器能够使用超宽带无线电和窄带无线电中的任一项进行发送操作。

[0081] 2017年6月22日的US 2017/0179774 A1(JIN GIL-JU[KR]等人)公开了一种无线超声探头和一种给无线超声探头中的电池充电的方法。

[0082] 2015年6月18日的US 2015/164322 A1(DERCHAK P ALEXANDER[US])公开了用于发送关于对象的信息的多模态方法和系统。所述系统包括被配置为生成第一信号和第二信号的数据采集子系统,所述第一信号和所述第二信号均表示所述对象的生理特性。

[0083] 2018年12月14日的CN 108992091(SUZHOU BEILAI FU MEDICAL TECH CO LTD)公开了一种胎儿监测遥测设备。所述设备能够在胎儿监测期间在有线通信模式与无线通信模式之间进行切换。

[0084] 2014年5月8日的US 2014/128735 A1(NEWELL TODD[US]等人)公开了一种通过利用不同的无线协议来利用单独的数据信号发送高分辨率数据和低延迟同步数据两者的系统。

附图说明

[0085] 为了更好地理解本发明并且为了更清楚地示出如何可以将本发明付诸实践,现在将会仅通过示例的方式参考附图,在附图中:

[0086] 图1图示了用于理解本发明的背景的监测系统;

[0087] 图2是图示根据实施例的贴片传感器的框图;

[0088] 图3图示了根据实施例的方法;并且

[0089] 图4图示了贴片传感器的实施例。

具体实施方式

[0090] 将参考附图来描述本发明。

[0091] 应当理解,虽然详细描述和具体示例指示了装置、系统和方法的示例性实施例,但是这仅旨在用于图示的目的,而并不旨在限制本发明的范围。根据以下描述、权利要求和附图将更好地理解本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应当理解,附图仅仅是示意性的且并未按比例绘制。还应当理解,在整个附图中使用相同的附图标记来指示相同或相似的部件。

[0092] 根据本发明的构思,提出了一种贴片传感器,该贴片传感器适于使用相应的处理路径来处理回波信息以生成第一类型的医学数据(“第一数据”)和/或不同的第二类型的医学数据(“第二数据”)。贴片传感器的通信模块适于能够在第一模式与第二模式之间切换,在第一模式中,仅第一数据被发送到医学设备,在第二模式中,至少第二数据被发送到医学设备。第一数据比第二数据占用更小的带宽(在发送期间)。

[0093] 实施例至少部分地基于以下认识:具有超声能力的贴片传感器能够适于生成具有不同带宽的至少两种不同类型的信号,这些不同类型的信号能够用来适配不同的带宽、功率或处理复杂性的要求或者用于不同的患者监测或诊断系统。

[0094] 图示性实施例可以例如用于临床环境(例如,医院)中的患者监测系统。特别地,所描述的贴片传感器可以用于不同的监测系统(例如,超声成像系统和生理监测系统),而不需要相对于被监测对象(重新)移动。

[0095] “贴片传感器”是可穿戴且柔性的传感器,其通常能够被模制到其附接到的对象的轮廓。

[0096] 例如通过生成适合用于构建超声图像/视频的原始数据而适合用于超声成像系统的贴片传感器对于本领域技术人员来说将是众所周知的。应当注意,仅仅因为贴片传感器适合用于与超声成像系统一起使用,这并不阻止贴片传感器也适合用于与其他患者监测系统(例如,生理数据监测器(例如,心率监测系统或血压监测系统))一起使用。

[0097] 图1图示了用于理解本发明的背景的监测系统1,例如,超声成像系统。

[0098] 监测系统包括一个或多个贴片传感器20,其实施例将稍后进行描述。贴片传感器20被设置在对象10上,并且例如使用超声发射来监测或获得关于该对象的数据。贴片传感器20能够使用适当的粘合剂(例如,弱粘合剂或胶粘粘合剂)被连接到对象。连接贴片传感器的其他方法(例如使用一条或多条弹性或钩环带(如图所示))将是已知的。

[0099] 每个贴片传感器20适于与监测系统1的医学设备13通信。特别地,每个贴片传感器适于将至少一个信号发送到医学设备。每个贴片传感器适于能够至少无线地与监测系统通信,并且优选地还适于能够通过导线(例如其可以插入或拔出贴片传感器)与监测系统通信。医学设备13从每个贴片传感器20接收通信。

[0100] 每个贴片传感器20适合用于与超声成像系统一起使用。因此,每个贴片传感器可以适于获得超声信息并将超声信息发送到医学设备,从而适合用于使得医学设备能够构建或重建超声图像。

[0101] 一个或多个贴片传感器20与医学设备13之间的通信路径15能够是有线的和/或无线的。每个贴片传感器适于能操作于至少无线地与医学设备通信。

[0102] 可以使用的合适的无线通信协议包括红外链路、ZigBee®、Bluetooth®、例如根据IEEE 802.11标准的无线局域网协议、2G、3G或4G电信协议等。其他格式对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0103] 在实施例中,贴片传感器是防水的,由此能在水下(例如在浴缸中或在淋浴器下)使用。因此,贴片传感器可以被配置为使用在水中的无线电发射衰减相对较低的频率。特别地,贴片传感器可以被配置为不使用由ZigBee®、Bluetooth®、IEEE 802.11等使用的2.4GHz ISM频带。替代地,贴片传感器可以被配置为使用亚GHz范围的频带。在实施例中,贴片传感器被配置为使用欧洲和一些其他地区的处于433MHz的ISM频带或美国的处于608MHz的WMTS频带或日本的处于920MHz的T108频带。

[0104] 可以使用的合适的有线通信协议包括通用串行总线(USB)、IEEE 1394标准(FireWire)、Thunderbolt、I2C等。其他格式对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0105] 医学设备13可以包括例如(例如用于显示超声图像的)显示器13A和/或例如用于打印由用于长期监测的贴片传感器获得的测量结果的打印机13B。优选地,医学设备13能够例如使用医学设备处理系统(未示出)根据原始超声数据构建或重建超声图像/视频以用于显示在显示器13A上。

[0106] 特别地,医学设备13适于从每个传感器接收信号并处理所述信号,以例如识别诸如心率之类的生理参数或者构建超声图像。该处理的输出可以被提供在显示器上或者被打印出来。

[0107] 每个贴片传感器可以是电池操作的和/或能够由市电电源供电。仅通过示例的方式,如果贴片传感器经由一条或多条导线被连接到医学设备,则医学设备可以通过导线为贴片传感器供电。

[0108] 应当注意,虽然图1示出了两个贴片传感器20,但是医学设备13也可以与两个以上的传感器20通信或者仅与单个传感器20通信。

[0109] 图2是图示根据本发明实施例的贴片传感器20的框图。

[0110] 贴片传感器20包括换能器阵列21,换能器阵列21适于发射超声波并接收回波信息,由此生成接收的回波信号。换能器阵列21可以例如是一个或多个个体换能器元件,例如,2个换能器元件、4个换能器元件和/或8个换能器元件。

[0111] 贴片传感器20还包括适于处理从换能器阵列接收的回波信号的处理系统22。

[0112] 处理系统22定义例如包括至少第一处理元件22A的第一处理路径,第一处理元件22A生成承载第一类型的医学数据(“第一数据”)的第一信号。处理系统22还定义例如包括至少第二处理元件22B的第二处理路径,第二处理元件22B生成承载第二类型的医学数据(“第二数据”)的第二信号。显而易见的是,第一处理路径不包括第二处理元件22B,并且第二处理路径不包括第一处理元件22A。因此,第一处理路径和第二处理路径可以包括对于该路径来说独特的(或者至少不与第一处理路径和第二处理路径中的另一条处理路径共享的)一个或多个元件。

[0113] 在一些实施例中,第二处理路径包括整个第一处理路径,具有至少一个额外的独特元件,或者反之亦然。因此,第一处理路径和第二处理路径中的至少一条处理路径可以包括在第一处理路径和第二处理路径中的另一条处理路径中不存在的处理元件。

[0114] 第一数据与第二数据彼此不同,并且因此第一信号与第二信号彼此不同。特别地,第二信号的带宽大于第一信号的带宽。换句话说,第二信号尝试每秒发送的数据(例如,以Kbp为单位)比第一信号尝试每秒发送的数据(例如,以Kbp为单位)更多。因此,第一数据的大小(在设定的时间段内)可以小于第二数据的大小(在该相同的时间段内)。

[0115] 能够容易地计算发送第一信号和/或第二信号所需的带宽。

[0116] 贴片传感器20还包括能在第一通信模式和不同的第二通信模式中操作的通信模块23。通信模块适于将一个或多个信号发送或传达到医学设备,例如,超声监测系统或生理数据监测器。

[0117] 通信模块23适于使用无线通信信道或器件并任选地使用有线通信信道或器件进行通信。因此,通信模块可以包括用于与医学设备无线通信的无线发送器或收发器23A并且任选地包括用于接收被连接到医学设备的导线或电缆的有线端子23B。

[0118] 有线端子23B(如果存在的话)可以适于选择性地接收导线(用于连接到医学设备),由此能够与被连接到医学设备的导线接合。因此,导线可以插入有线端子23B和从有线端子23B拔出。

[0119] 优选地,有线端子23B被布置在贴片传感器上,以便当贴片传感器(例如通过粘合剂)被紧固到对象时暴露于用户。这意味着到医学设备的导线或电缆能够被连接到贴片传感器,而不需要重新布置或者移动贴片传感器在对象上的位置。

[0120] 无线收发器可以适于使用先前描述的一种或多种无线通信协议进行通信,例如,**ZigBee®**、**Bluetooth®**、根据IEEE 802.11标准的无线协议、2G、3G或4G电信协议、处于433MHz的ISM频带、处于608MHz的WMTS频带和/或处于920MHz的T108频带。

[0121] 当在第一通信模式中操作时,通信模块23仅将第一信号发送到医学设备。因此,第一通信模式实际上是“低带宽”发送模式,因为仅具有较低带宽的信号被发送到医学设备。

[0122] 当在第二通信模式中操作时,通信模块将至少第二信号发送到医学设备。因此,第二通信模式实际上是“高带宽”发送模式,因为具有较高带宽的信号被发送到医学设备。

[0123] 在一些实施例中,当在第二通信模式中操作时,通信模块将第一信号和第二信号

两者发送到医学设备。这使可用于医学设备的信息量最大化。

[0124] 以这种方式,贴片传感器20的通信模块23能够调整被发送到医学设备的(一个或多个)信号的总带宽,而不需要从其对象上的位置移动。这允许对贴片传感器所需的功率量和/或带宽(即,资源)的控制。

[0125] 贴片传感器与医学设备之间的通信路径可以在其可用带宽上发生改变(例如取决于哪些通信信道可用,例如,无线信道的数量或有线连接的可用性)。所提出的发明使得贴片传感器能够调整在与医学设备通信时占用的带宽,以例如考虑通信路径的这种改变的带宽,而不需要相对于对象移动位置。

[0126] 换句话说,贴片传感器可以适于以不同的带宽需求操作,而不需要从其对象上的位置移动。

[0127] 此外,由于使用较高带宽的通信比使用相对较低带宽的通信需要更多的功率和/或处理复杂性,因此贴片传感器还能够适于以不同的功率/处理需求操作而不需要从其对象上的位置移动。

[0128] 如图所示,处理系统22可以包括可以在两条处理路径22A、22B之间共享的多个其他模块。例如,处理系统可以包括用于控制换能器阵列的操作的换能器阵列前端24和用于控制由换能器元件发射的超声的型式的换能器波束形成模块25。

[0129] 因此,处理系统22还可以适于控制换能器阵列21的操作。第一处理路径和第二处理路径可以协作以便适当地控制换能器阵列的操作,从而允许第一处理路径和第二处理路径生成第一信号和第二信号两者。

[0130] 第一类型的医学数据可以包括例如生理数据,例如,生命体征信息。因此,第一处理路径可以处理所接收的回波信号以生成承载生理数据的第一信号。生理数据(例如,测量的心率或血压)能够由仅占用低带宽(例如,低数据发送速率)的信号承载。生理数据可以包括例如能够用于识别对象的生理参数(例如,心率)的原始信息。

[0131] 基于所接收的回波信号生成生理数据的方法对于本领域技术人员来说将是显而易见的。例如,可以处理所接收的回波信号以识别对象的心率或心跳。特别地,换能器阵列可以包括换能器元件,该换能器元件能够作为多普勒超声传感器进行操作以用于感测指示(例如未出生儿童的)心脏活动的多普勒超声信号。多普勒超声传感器可以被改变用途,从而还充当用于超声成像(例如用于获得下面描述的第二类型的医学数据)或检测血流速率的传感器。

[0132] 第二类型的医学数据可以包括例如超声成像数据。超声成像数据可以形成适合用于构建或重建超声图像/视频的数据,该构建可以由该医学设备执行。用于获得超声成像数据的合适的超声换能器和控制方案对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0133] 将意识到,这些示例仅是第一数据和第二数据的类型的可能的但优选的示例。

[0134] 在另一示例中,第一类型的医学数据包括针对第一分辨率的超声图像/视频的超声图像数据,并且第二数据包括针对更大的第二分辨率的超声图像/视频的超声图像数据(这将引起第二信号比第一信号需要更大的带宽)。

[0135] 在另一示例中,第一类型的医学数据包括以第一频率捕获的超声图像数据,并且第二数据包括以较高的第二频率捕获的超声图像数据。在这样的实施例中,第一处理路径可以包括抽取元件,该抽取元件从第二信号中移除一些数据(例如对应于超声成像流的某

些帧),由此生成占用较少带宽的第一信号。

[0136] 在又一示例中,第一类型的医学数据包括第一生理数据(例如,以第一频率测量的胎儿心率),并且第二数据包括生理数据(例如,以较高的第二频率测量的胎儿心率)。在这样的实施例中,第一处理路径可以包括抽取元件,该抽取元件从第二信号中移除一些数据(例如对应于超声成像流的某些帧),由此生成占用较少带宽的第一信号。

[0137] 在又一示例中,第一类型的医学数据包括第一生理数据集合,并且第二数据包括第二生理数据集合,第二集合大于第一集合(例如承载更多生理信息)。

[0138] 一般而言,第二信号每秒承载的(医学)数据比第一信号每秒承载的(医学)数据更多或更复杂。因此,传输第二信号所需的带宽大于传输第一信号所需的带宽。

[0139] 优选地,当在第二通信模式中操作时,第二信号以最小延迟被发送(例如实际上“实时”发送)到医学设备。当在第一通信模式中操作时,这种要求不是必需的,并且第一信号和/或第一数据能够被认为是“低优先级”信息。通过对贴片传感器的使用,这提供了提高的灵活性。

[0140] 可以选择性地激活和停用第一处理路径22A和/或第二处理路径22B。激活的路径是具有功能的,使得它生成其相关联的信号。停用的路径是不具有功能的,使得它不生成其相关联的信号。这可以通过对针对每条处理路径独特的元件的适当激活(停用)来实现,例如通过断开到所述元件的电源或者将元件(例如,第一处理元件22A和/或第二处理元件22B)置于待机模式中来实现这一点。应当理解,如果特定路径被停用,则在不同路径之间共享的元件不会被停用。

[0141] 可以响应于通信模块23在第一通信模式中操作而停用生成第二信号的第二处理路径。备选地,响应于第二处理路径被停用,可以控制通信模块23在第一通信模式中操作。因此,在第二处理路径的激活与通信模块的第一通信模式之间可以存在相互依赖性。

[0142] 类似地,取决于实施例,可以响应于通信模块23在第二通信模式中操作而停用生成第一信号的第一处理路径。备选地,响应于第一处理路径被停用,可以控制通信模块23在第二通信模式中操作。因此,在第一处理路径的激活与通信模块的第二通信模式之间可以存在相互依赖性。将意识到,该特征不能在其中当在第二通信模式中操作时通信模块23发送第一信号和第二信号两者的实施例中实施。

[0143] 在一些实施例中,可以根据通信模式来修改处理系统22的共享部件。例如,换能器前端布置24可以根据通信模式而在其对换能器元件的操作的控制方面不同。因此,所接收的回波信号可以根据由贴片传感器所使用的通信模式而发生改变。

[0144] 通过示例的方式,如果通信模块正在第一通信模式中操作(例如,如果第一信号比第二信号能够基于更少的换能器来生成),则可以使用换能器阵列的更少的换能器。例如,如果第一类型的医学数据包括可以基于仅一个或两个换能器的响应而生成的生理数据(例如,生命体征信息),而第二类型的医学数据可以包括可能需要两个以上的换能器的超声成像数据(例如,如果超声成像数据是针对3D超声图像/视频的),则可能是这种情况。其他原因和实施例对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0145] 通信模式控制器26可以适于控制通信模块23的通信模式。因此,通信模式控制可以选择贴片传感器是使用第一通信模式还是第二通信模式。

[0146] 在一个实施例中,通信模式控制器26响应于用户输入,以便控制通信模块23的通

信模式。因此,用户可以能够选择通过通信模块将第一信号还是第二信号发送到医学设备。因此,贴片传感器20可以包括用户接口(未示出),以使得用户能够控制通信模块的通信模式。

[0147] 然而,在优选实施例中,通信模式控制器26(还)适于自动选择通信模块23的通信模式。

[0148] 在一个示例中,通信模式控制器响应于处理路径的激活或停用以选择通信模块的通信模式。例如,如果第二处理路径(包括第二处理元件22B)被停用,那么通信模式控制器可以控制通信模块进入第一通信模式。例如,可以响应于用户输入而执行对处理路径的选择。

[0149] 在另一示例中,通信模式控制器响应于能够与通信模块23通信的医学设备的指示类型。在一个示例中,在第一类型的医学数据包括生理数据并且第二类型的医学数据包括超声图像数据的情况下,通信模式控制器适于:如果医学设备是能够构建或显示超声图像的类型(例如,超声监测设备),则将通信模块置于第二模式中,否则或者如果医学设备是生理参数监测设备(例如,心率监测器),将通信模块置于第一模式中。

[0150] 在优选示例中,贴片传感器是使用第一通信模式还是第二通信模式的选择取决于关于可用于贴片传感器的一个或多个资源的信息。

[0151] 在优选实施例中,贴片传感器是使用第一通信模式还是第二通信模式的选择取决于贴片传感器与医学设备之间的通信路径的特性。特别地,该选择可以基于关于可用于贴片传感器的带宽(即,通信路径的可用带宽)的信息。

[0152] 例如,通信模式控制器26可以适于确定通信路径内是否有足够的带宽以使得第二信号能够被发送到医学设备。响应于有足够的带宽,通信模式控制器可以控制通信模块进入第二通信模式。

[0153] 在这样的实施例的一种实现形式中,通信模式控制器可以适于确定通信模块与医学设备之间是否存在有线连接。响应于它们是有线连接,通信模式控制器能够断定有足够的带宽来促进第二信号的传输并控制通信模块在第二通信模式中操作。

[0154] 在另一实现方式中,通信模式控制器可以适于确定通信模块与医学设备之间的无线连接是否能够促进将第二信号传输到医学设备(例如具有合适的可靠性水平)。

[0155] 稍后将描述基于带宽可用性来识别控制器应当使用哪种通信模式的方法的示例。

[0156] 贴片传感器20包括电源29,例如,电池或电池单元。电源29例如经由一条或多条电力线(未示出)提供用于为贴片传感器的其他部件供电的电力。在一些示例中,电源包括到主电源(或其他电源,例如,由医学设备提供的电源)的连接。与市电电源的这种连接可以由例如经由USB(或其他有线通信协议)连接而连接到通信模块的一条或多条导线提供,该USB(或其他有线通信协议)连接还提供通信模块与医学设备之间的有线通信信道。因此,电源29可以从市电电源汲取电力。

[0157] 在这样的实施例中,通信模式控制器可以基于关于可供贴片传感器使用的电源的类型或功率水平的信息来选择贴片传感器是使用第一通信模式还是第二通信模式。

[0158] 仅通过示例的方式,如果电源仅包括电池或电池单元,则通信模式控制器可以将通信模块置于第一通信模式中。如果电源从市电电源汲取电力,则通信模式控制器可以将通信模块置于第二通信模式中。

[0159] 作为另一示例,如果电源的功率水平小于或等于电源的预定功率水平,则通信模式控制器可以将通信模块置于第一通信模式中。预定功率水平可以是电源的最大功率水平的10%至60%之间的任何值。类似地,如果电源的功率水平大于电源的预定功率水平,则通信模式控制器可以将通信模块置于第二通信模式中。因此,当较少的电力可用时,通信模块的通信模式可以切换到较低功耗的操作模式。

[0160] 在一些实施例中,通信模式控制器基于带宽可用性与关于针对贴片传感器的电源的类型或功率水平的信息的组合来设置通信模块的通信模式。例如,只有电源从市电电源汲取电力并且有足够的带宽来将第二信号发送到医学设备时,才可以将通信模块置于第二通信模式中。其他合适的组合对于本领域技术人员来说将是显而易见的,例如,如果电源的剩余功率水平下降到预定值以下或者没有足够的带宽来发送第二信号,则将通信模块置于第一通信模式中。

[0161] 图3图示了根据本发明的实施例的识别控制器应当使用哪种通信模式的方法30。这样的操作可以由通信模式控制器来执行。

[0162] 方法30有效地确定可用于贴片传感器的带宽并基于可用带宽来选择通信模式。

[0163] 方法30包括步骤31,步骤31包括识别一条或多条可用通信信道,通信模块能够通过这一条或多条可用通信信道与医学设备通信。

[0164] 因此,步骤31可以包括识别通信模块如何以及通过哪些信道能够与医学设备通信。这可以包括识别用于与医学设备通信的可用无线信道和/或有线信道是否可用于与医学设备通信。

[0165] 在实施例中,如果无线信道未被附近的另一设备占用(例如,如果该无线信道的噪声水平在预定值以下或者如果无线信道的接收信号强度指标在预定值以上),则该无线信道可以被认为“可用的”(即,信道是“可用的”)。识别无线信道是否可用于通信的其他方法对于本领域技术人员来说将是显而易见的,例如通过识别由通信模块使用的无线通信协议并识别与该协议相关联的可用无线信道来实现这一点。

[0166] 用于识别是否存在到医学设备的有线信道的方法或过程对于技术人员来说将是显而易见的。在一个实施例中,通信模块或通信模式控制器可以从连接到通信模块的有线端子的医学设备接收指示在通信模块与医学设备之间存在有线信道的信号。在另一实施例中,可以监测有线端子处的阻抗,其中,阻抗减小指示导线将有线端子连接到医学设备。

[0167] 方法30还包括步骤32,步骤32包括确定所识别的通信信道中的任意通信信道是否具有足够的带宽来促进将第二信号传输到医学设备。

[0168] 在简单的实施例中,步骤32可以包括:如果有线信道可用(例如,不会出现其他情况),则确定有足够的带宽来促进第二信号的传输。这是因为有线信道通常将具有足够高的带宽来传输高带宽信号。因此,在一些实施例中,步骤31和32可以被组合成确定有线信道是否可用于与医学设备通信的单个步骤。

[0169] 在一些实施例中,步骤32可以包括确定无线信道中的任意无线信道是否具有足够的带宽(例如,以Kbp为单位)来促进第二信号的传输。这可以包括将第二信号所需的带宽与每条识别的无线信道的可用带宽进行比较。第二信号所需的带宽将在不同的实施例中例如基于由第二信号承载的第二类型的医学数据的特定实施方式而改变。

[0170] 因此,在实施例中,步骤32可以包括确定无线信道中的任意无线信道的带宽是否

高于或等于预定带宽。预定带宽可以是等于或大于传输第二信号所需的带宽的值。在一些实施例中,预定带宽不小于100kbit/s,例如不小于500kbit/s,例如,不小于1Mbit/s。

[0171] 如果无线信道已经被另一设备占用,则无线信道的可用带宽与其最大可用带宽相比会减小,例如,如果信道使用时分复用系统。因此,步骤32可以包括监测每条识别的可用无线信道以确定可用带宽的子步骤。

[0172] 方法30还包括步骤33,步骤33包括:响应于确定所识别的通信信道中的至少一条通信信道具有足够的带宽来将第二信号发送到医学设备,而将通信模块置于第二通信模式中。

[0173] 方法30还包括步骤34,步骤34包括:响应于确定所识别的通信信道中没有一条通信信道具有足够的带宽来将第二信号发送到医学设备,而将通信模块置于第一通信模式中。

[0174] 因此,可以控制通信模块,以便响应于通信模块与医学设备之间的通信路径(可用于通信模块)具有足够的可用带宽来承载第二信号而将第二信号发送到医学设备。

[0175] 如果有线信道可用,则第二通信模式优选包括:当在第二通信模式中操作时进行通信,通过有线信道将(至少)第二信号发送到医学设备。

[0176] 如果有线信道不可用,但是至少一条无线信道具有足够的带宽来促进第二信号的传输,则第二通信模式可以包括通过至少一条无线信道将至少第二信号发送到医学设备。

[0177] 在一些实施例中,贴片传感器适于当在第一通信模式和第二通信模式中操作时使用不同的通信信道(和/或不同数量的信道)。例如,当在第二通信模式中操作时,可以使用有线信道,而当在第一通信模式中操作时,可以使用无线信道。作为另一示例,当在第一通信模式中操作时,可以使用第一无线信道(根据第一通信协议),而当在第二通信模式中操作时,可以使用第二无线信道(例如根据不同的第二通信协议)。

[0178] 上述贴片传感器适合用于与不同的医学设备一起使用。特别地,当通信模块在第二通信模式中操作时,贴片传感器可以适合用于与例如包括超声图像显示器的超声监测设备通信。当通信模块在第一控制模式中操作时,贴片传感器可以适合用于与生理监测设备(例如,心率监测器)通信。

[0179] 因此,贴片传感器可以用作用于不同类型的患者监测系统的不同类型的传感器,而不需要在患者或对象上移动位置。

[0180] 所描述的贴片传感器的每个元件可以适当地适于用作用于将一个或多个信号发送到医学设备的方法的适当步骤。

[0181] 因此,提出了将一个或多个信号发送到医学设备的方法。该方法包括以下步骤:发射超声波并接收回波信息,由此生成接收的回波信号。该方法还包括以下步骤:使用处理系统的第一处理路径来处理所接收的回波信号,以生成承载根据所接收的回波信号导出的第一类型的医学数据的第一信号。该方法还包括以下步骤:使用处理系统的第二处理路径来处理所接收的回波信号,以生成承载根据所接收的回波信号导出的不同的第二数据的第二信号,第二信号比第一信号占用更大的带宽。该方法还包括以下步骤:操作通信模块,所述通信模块适于在以下任一种通信模式中将一个或多个信号发送到医学设备:第一通信模式,其中,通信模块仅将第一信号发送到医学设备;以及第二通信模式,其中,通信模块将至少第二信号发送到医学设备。

[0182] 本领域技术人员将意识到,虽然仅设想到第一类型和第二类型的医学数据(即,第一数据和第二数据)、信号和通信模式,但是其他实施例可以采用两个以上的这样的特征。

[0183] 例如,处理系统可以包括N条处理路径(其中,N至少为2),每条处理路径适于生成承载第N个数据的相应的第N个信号,N个信号中的每个信号占用不同的带宽。通信模块能在N个不同的通信模式中操作,其中,(至少或仅)第N个信号被发送到医学设备。

[0184] 此外,通信模块能在第三通信模式中操作,其中,仅将第二信号发送到医学设备。通信模式控制器可以基于关于贴片传感器的可用资源的信息将通信模块置于第三通信模式中。例如,如果有足够的带宽向医学设备发送第二信号,但是没有足够的带宽向医学设备发送第一信号和第二信号两者,则通信模式控制器可以将通信模块置于第三通信模式中。

[0185] 在另一示例中,如果电源的剩余功率水平落在第一预定功率水平至第二预定功率水平之间(例如在20%至60%之间),则通信模式控制器可以将通信模块置于第三通信模式中。在这样的实施例中,如果剩余功率水平高于第二预定功率水平,则通信模块可以被置于第二通信模式中,其中,第一信号和第二信号两者都被发送到医学设备,并且如果剩余功率水平低于第一预定功率水平,则通信模块可以被置于第一通信模式中,其中,仅第一信号被发送到医学设备。

[0186] 在一些实施例中,通信模块能在非通信模式中操作,其中,没有信号被发送到医学设备。例如,如果没有足够的带宽来发送第一信号,则通信模式控制器可以将通信模块置于非通信模式中。

[0187] 本领域技术人员将能够容易地适配传感器和/或处理系统和/或通信模式控制器以用于执行任何本文描述的方法。因此,流程图的每个步骤可以表示由通信模式控制器执行的不同动作,并且可以由通信模式控制器的相应模块来执行。

[0188] 因此,实施例可以利用处理系统。处理系统和/或通信模式控制器能够利用软件和/或硬件以多种方式实施以执行所需的各种功能。处理器是采用一个或多个微处理器的处理系统的一个示例,所述一个或多个微处理器可以使用软件(例如,嵌入式固件)来编程以执行所需的功能。然而,处理系统和/或通信模式控制器可以在采用处理器或不采用处理器的情况下实施,并且还可以被实施为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0189] 可以在本公开内容的各种实施例中采用的处理系统和/或通信模式控制器部件的示例包括但不限于常规的微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0190] 在各种实施方式中,处理器和/或处理系统和/或通信模式控制器可以与一个或多个存储介质相关联,例如,易失性和非易失性计算机存储器,例如,RAM、Flash、PROM、EPROM和EEPROM。可以利用一个或多个程序对存储介质进行编码,所述一个或多个程序当在一个或多个处理器和/或处理系统上运行时执行所需的功能。各种存储介质可以被固定在处理器或处理系统内,或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序能够被加载到处理器或处理系统中。

[0191] 应当理解,所公开的方法优选是计算机实施的方法。正因如此,还提出了包括代码模块的计算机程序的构思,所述代码模块用于当所述程序在处理系统(例如,计算机)上运行时实施任何所描述的方法。因此,根据实施例的计算机程序的代码的不同部分、行或块可以由处理系统或计算机执行以执行本文中描述的任何方法。在一些替代实施方式中,框中

注释的功能可以不按图中注释的顺序发生。例如,相继示出的两个框实际上可以基本上同时执行,或者框有时可以以相反的顺序执行,具体取决于所涉及的功能。

[0192] 图4图示了根据本发明实施例的贴片传感器40。贴片传感器40能够使用一条或多条条带被安装到对象的部分(这里为手臂)。贴片传感器40包括换能器阵列41。贴片传感器还包括处理系统和通信模块(在这里它们被形成在单个单元42中)。换能器阵列41和单个单元42通过导线43连接。贴片传感器40的各种部件可以根据任何先前描述的实施例形成。

[0193] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词并不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”并不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。如果上面讨论了计算机程序,它可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或者作为其他硬件的部分而供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统进行分布。如果术语“适于”用在权利要求书或说明书中,则应当注意,术语“适于”旨在等同于术语“被配置为”。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

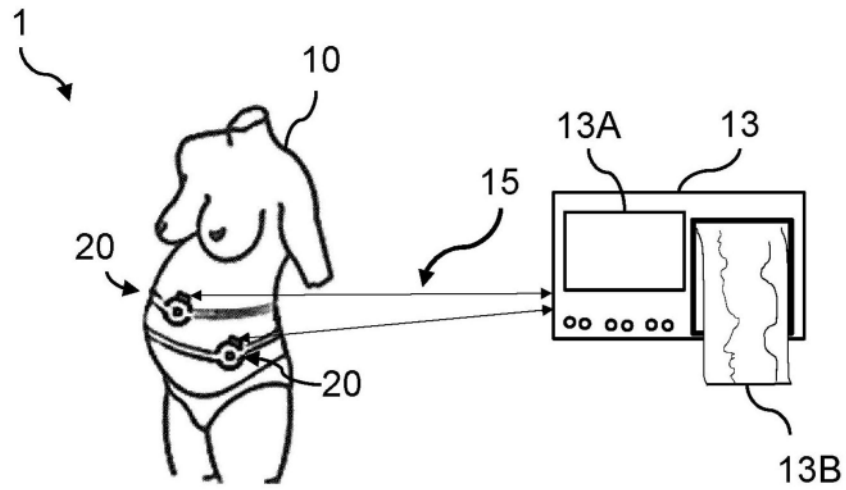


图1

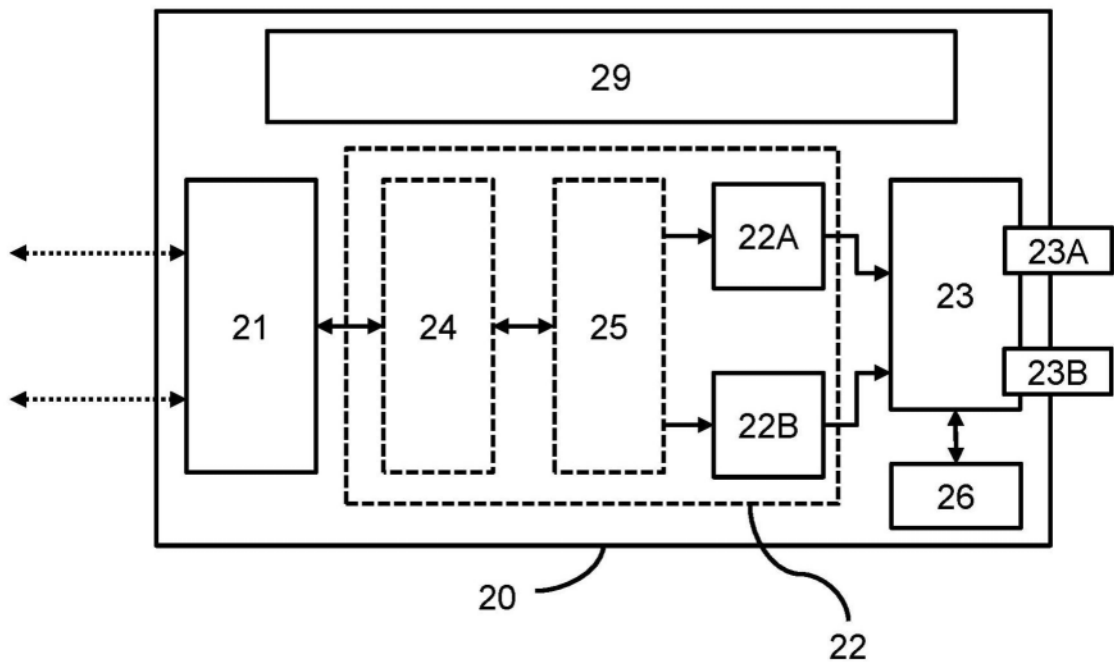


图2

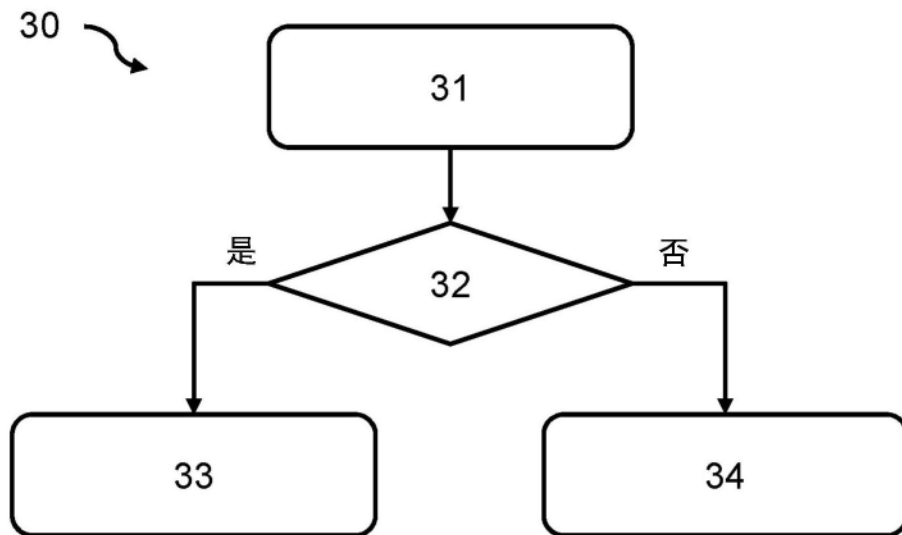


图3

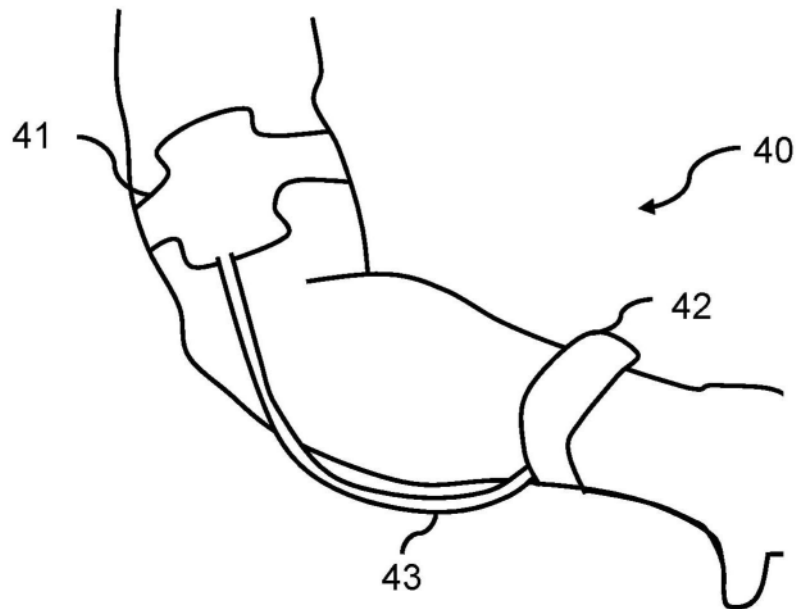


图4