



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104582564 B

(45)授权公告日 2017.03.15

(21)申请号 201280075380.4

(22)申请日 2012.09.03

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104582564 A

(43)申请公布日 2015.04.29

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.02.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2012/072293 2012.09.03

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/033942 JA 2014.03.06

(73)专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京都

(72)发明人 中川树生 石井智之 小田部晃

(74)专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司 11322

代理人 龙淳

(51)Int.Cl.
A61B 5/0245(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 101461197 A,2009.06.17,
US 2009/0192399 A1,2009.07.30,
US 2007/0135692 A1,2007.06.14,
US 2012/0029311 A1,2012.02.02,
US 7029442 B2,2006.04.18,

审查员 姚媛

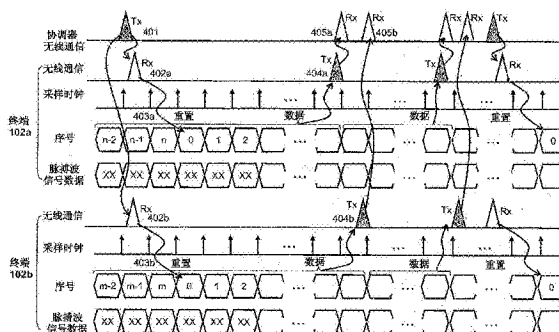
权利要求书2页 说明书9页 附图13页

(54)发明名称

生物信号测量装置和生物信号测量系统

(57)摘要

本发明的目的在于,在包括多个终端的生物信号测量系统中,使各终端与其他终端的同步更加容易实现。多个终端(102)各自包括测量生物信号的第一生物信号传感器(201)、存储基于生物信号的第一数据的第一存储器(205)和与其他终端进行无线通信的第一无线通信器(206),第一数据被按照与第一数据对应的方式赋予序号,该序号是表示取得第一数据的顺序的编号。多个终端中的第一终端(102b)使用第一无线通信器接收到的同步信号作为触发而使序号重置。



1. 一种包括多个终端的生物信号测量系统,其特征在于:

所述多个终端各自包括测量生物信号的第一生物信号传感器,存储基于所述生物信号的第一数据的第一存储器,和与其他所述终端进行无线通信的第一无线通信器,

所述第一数据按照与所述第一数据对应的方式被赋予序号,该序号是表示取得所述第一数据的顺序的编号,

所述多个终端中的第一终端,以所述第一无线通信器接收到的同步信号作为触发而重置所述序号,

所述生物信号测量系统还包括:

协调器,该协调器包括与所述多个终端分别进行无线通信的第二无线通信器,

所述协调器对所述多个终端分别发送所述同步信号,

所述第一生物信号传感器各自是测量脉搏波信号的传感器,

所述协调器还包括测量心电信号的第二生物信号测量传感器和存储基于所述心电信号的第二数据的第二存储器。

2. 如权利要求1所述的生物信号测量系统,其特征在于:

所述协调器以所述心电信号作为触发而发送所述同步信号。

3. 如权利要求2所述的生物信号测量系统,其特征在于:

所述协调器还包括基于所述第一数据和所述第二数据来测量所述协调器与所述多个终端中的每个终端的无线通信距离的距离测量电路。

4. 如权利要求1所述的生物信号测量系统,其特征在于:

所述多个终端各自将所述第一数据和所述序号发送到所述协调器。

5. 如权利要求1所述的生物信号测量系统,其特征在于:

所述多个终端中的与所述第一终端不同的第二终端对所述第一终端发送所述同步信号,

所述第二终端以所述同步信号的发送作为触发而重置所述序号。

6. 如权利要求5所述的生物信号测量系统,其特征在于:

所述第二终端还对所述第一终端发送所述第二终端取得的所述第一数据。

7. 如权利要求1所述的生物信号测量系统,其特征在于:

所述多个终端各自还包括生成采样时钟的时钟生成电路,和按每个所述采样时钟将基于所述生物信号的模拟信号转换为作为数字信号的所述第一数据的模拟-数字转换器,对按每个所述采样时钟取得的所述第一数据赋予所述序号。

8. 一种生物信号测量装置,包括:

测量生物信号的第一生物信号传感器;

存储基于所述生物信号的第一数据的第一存储器;和

与外部进行无线通信的第一无线通信器,所述生物信号测量装置的特征在于:

所述第一数据被赋予序号,该序号是表示取得所述第一数据的顺序的编号,

所述生物信号测量装置以所述第一无线通信器接收到的同步信号作为触发而重置所述序号,

所述生物信号测量装置利用所述第一无线通信器与协调器的第二无线通信器通信,从所述协调器接收所述同步信号,

所述第一生物信号传感器是测量脉搏波信号的传感器，

所述协调器还包括测量心电信号的第二生物信号测量传感器和存储基于所述心电信号的第二数据的第二存储器。

生物信号测量装置和生物信号测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生物信号测量装置和使用该生物信号测量装置的生物信号测量系统。

背景技术

[0002] 生物信号(vital sign, 生命体征信号)的日常监测在健康管理、疾病的早期发现、疾病的预防等应用方面是非常重要的。尤其是, 脉搏波传播速度是与动脉硬化程度和血压值相关的重要的生物信号。因而, 脉搏波传播速度的测量在诊断生活方式病等的发病危险性上是有效的手段。

[0003] 此处, 动脉硬化程度和血压值在被试对象的日常生活中会发生较大的变化。因此, 为了判断生活方式病的风险等, 像目前这样仅进行平静状态下的测量是不够的。即, 被试对象的血压、血管的状态在各种变化的环境下一—例如, 暴露在温度急剧变化的环境下、正在进行慢跑等低强度运动的状态、在工作中承受了压力的状态、或者睡眠中做恶梦的状态等——会发生很大的变化, 所以需要在这样的状态下进行脉搏波传播速度的测量, 获得动脉硬化程度和血压值的信息。

[0004] 专利文献1中, 公开了这样一种技术, 以不妨碍被试对象的日常生活和运动的方式, 在手腕和脚腕佩戴轻而小的压力传感器, 不会对被试对象造成负担地、使用小型的记录装置从两个传感器连续记录动脉血压波形, 从而能够评价被试对象在日常生活的各种情景下的动脉硬化程度。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1: 日本特开2011-50546号

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 在日常生活中想要持续测量生物信号的情况下, 为了减轻测量对象的负担, 测量中使用的终端必须是小型且低耗电的。并且, 在测量脉搏波传播速度的情况下, 需要在测量对象的身体的多个部位佩戴终端, 进行该终端之间的通信, 从而测量动脉的波形。

[0010] 此处, 用于在各终端之间进行通信的最简单的方法, 是使它们通过有线连接。但考虑到测量对象的负担, 使多个终端之间有线连接并不是理想的方式。为了不妨碍被试对象的日常生活和运动, 要求各终端独立地佩戴在身体上, 并且终端之间的数据通信为无线通信。但是, 在采用无线通信连接的情况下, 为了测量动脉搏传播速度, 需要进行终端之间的同步。

[0011] 如果使用频率精度非常高的振荡器, 能够忽略传感器之间的振荡器的振荡频率的误差, 则终端之间的同步并不成大问题。但是, 使用这样的振荡器的情况下, 尺寸和成本都会成为问题, 不适合日常生活中的数据收集。

[0012] 但若使用廉价的小型振荡器, 则终端之间无法同步, 不能够计算出正确的脉搏波

传播速度。此外,在测量脉搏波传播速度的情况下,其时间差就是信息,所以不仅频率需要统一,时间轴也需要对齐(统一)。满足该要求的获得终端间同步的方法,在现有技术中不存在。专利文献1中虽然记载了需要记录装置之间的同步,但没有记载用于进行该同步的具体技术手段。

[0013] 基于以上所述,本发明的目的在于在具有多个终端的生物信号测量系统中,使各终端与其他终端的同步更加容易实现。

[0014] 解决问题的技术手段

[0015] 对本申请公开的技术方案中有代表性的方案之概要简单说明如下。

[0016] 即,一种包括多个终端的生物信号测量系统,其特征在于,多个终端各自包括测量生物信号的第一生物信号传感器,存储基于生物信号的第一数据的第一存储器,和与其他终端进行无线通信的第一无线通信器,第一数据被按照与该第一数据关联的方式赋予序号(sequence number),该序号是表示取得第一数据的顺序的编号,多个终端中的第一终端以第一无线通信器接收到的同步信号作为触发而重置序号。

[0017] 或者,一种生物信号测量装置,包括测量生物信号的生物信号传感器,存储基于生物信号的数据的存储器,和与外部进行无线通信的无线通信器,其特征在于,数据被赋予序号,该序号是表示取得数据的顺序的编号,以无线通信器接收到的同步信号作为触发而重置序号。

[0018] 或者,一种包括多个终端的生物信号测量系统,其特征在于,多个终端各自包括测量生物信号的第一生物信号传感器,存储基于生物信号的第一数据的第一存储器,和与其他终端进行无线通信的第一无线通信器,多个终端中的第一终端测量从第一无线通信器接收到同步信号的时刻至生物信号的特征点的时间差。

[0019] 发明效果

[0020] 关于本申请公开的技术方案中有代表性的方案的技术效果,简单说来,能够提供一种使各终端与其他终端的同步更加容易实现的生物信号测量系统。

附图说明

[0021] 图1是实施例1的生物信号测量系统的结构图。

[0022] 图2是实施例1的生物信号测量系统的终端的结构图。

[0023] 图3是实施例1的生物信号测量系统的协调器的结构图。

[0024] 图4是表示实施例1的生物信号测量系统的动作的时序图。

[0025] 图5是实施例2的生物信号测量系统的结构图。

[0026] 图6是表示实施例2的生物信号测量系统的动作的时序图。

[0027] 图7是实施例3的生物信号测量系统的终端的结构图。

[0028] 图8是表示实施例3的生物信号测量系统的动作的时序图。

[0029] 图9是实施例4的生物信号测量系统的结构图。

[0030] 图10是实施例4的生物信号测量系统的协调器的结构图。

[0031] 图11是表示实施例4的生物信号测量系统的动作的时序图。

[0032] 图12是实施例5的生物信号测量系统的协调器的结构图。

[0033] 图13是表示实施例5的生物信号测量系统的动作的时序图。

[0034] 图14是实施例6的生物信号测量系统的结构图。

[0035] 图15是实施例6的生物信号测量系统的协调器的结构图。

具体实施方式

[0036] 实施例1

[0037] 对于实施例1的生物信号测量系统,用图1至图4进行说明。图1是实施例1的生物信号测量系统的结构图,由协调器101、终端102a和102b、基站103、互联网104、数据服务器105构成。其中,后缀的a、b表示相同的结构要素,在不特别必要的情况下省略后缀。

[0038] 终端102被佩戴在人体上以测量生物信号。由终端102测量得到的生物信号,通过无线通信而累积在协调器101中。协调器101中对收集的生物信号的数据进行信号处理,将其结果的信息发送给基站103。基站103与互联网104连接,将数据累积在数据服务器105中。数据服务器105中累积的数据,用于健康状态的可视化和管理,以及健康诊断的数据等应用。

[0039] 图2是实施例1的生物信号测量系统的终端102的结构图。终端102包括脉搏波传感器201、模拟-数字转换器(ADC)202、时钟发生器203、控制器204、存储器205和无线通信器206。脉搏波传感器201测量作为人的生物信号的脉搏波。具体而言,例如可以用压力传感器构成脉搏波传感器,将其按压在皮肤上,测量脉搏引起的皮肤的运动。或者,也可以使用光电传感器作为脉搏波传感器,测量脉搏引起的血液量的变化。此外,也可以使用超声波传感器作为脉搏波传感器,测量血流的速度来测量脉搏波。脉搏波传感器被佩戴在手臂、手腕、大腿部、脚腕等处。

[0040] 由脉搏波传感器201测量得到的信号,被模拟-数字转换器202转换为数字信号。对模拟信号采样而进行数字化的转换时序,由时钟发生器203的采样时钟控制。转换后的数字信号暂时先存储在存储器205中,然后经无线通信器206对协调器101发送数据。这一系列动作由控制器204控制。

[0041] 图3是实施例1的生物信号测量系统的协调器101的结构图。协调器101包括时钟发生器303、控制器304、存储器305和无线通信器306,通过无线通信器306与终端102进行数据通信。具体而言,协调器101进行从终端102收集数据、终端102的控制等。从终端102收集的数据暂时先存储在存储器中,在进行了必要的处理之后,经无线通信器306发送到基站103。这些动作由控制器304控制。此外,必要的时钟由时钟发生器303给出。

[0042] 在协调器101与终端102的无线通信中,使用体域网等数米程度通信距离的近距离无线通信方式。另外,在协调器101与基站103的无线通信中,使用移动电话线路或无线LAN等较长距离的无线通信方式。

[0043] 图4是实施例1的生物信号测量系统的时序图。终端102中,利用脉搏波传感器201进行生物信号的测量。具体而言,终端102与采样时钟同步地对生物信号进行模拟-数字转换,作为数字值将生物信号存储在存储器中。此时,为了能够得知取得数据的顺序(sequence),终端102将数据附加编号后保存在存储器205中。例如,终端102使序号与数字信号的数据成对地保存在存储器205中。或者,也可以使序号与存储器的地址对应,从而不在存储器205中保存编号本身。无论如何,对于保存在存储器205中的各数据,与各数据一一对应地赋予表示取得数据的顺序的序号(sequence number)。

[0044] 一般而言,由时钟振荡器振荡得到的频率,相对于设计值具有误差即频率偏差。该频率偏差不仅按每个频率振荡器而不同,也会因温度和电源电压等工作环境而成为不同的值。

[0045] 从而,在多个终端中,各自的时钟的振荡频率具有偏差。例如在具有10ppm的频率偏差的情况下,测量100秒的时间会发生 $100\text{秒} \times 10\text{ppm} = 1\text{毫秒}$ 的偏差。此外,例如用具有10ppm的偏差的时钟测量1小时的时间,则会发生36毫秒的误差。

[0046] 在使用多个终端测量脉搏波,计算脉搏波传播速度的情况下,若存在这样的时钟的频率偏差,则终端之间的时间不能同步,不能够正确地测量用于计算脉搏波传播速度所必需的时间差。对此,如果使用没有频率偏差的准确的时钟振荡器,则该问题能够解决。但是,这样的时钟振荡器高价且大型,所以不适合在体域网中持续收集信息的应用。因而,本发明中,对于即使使用廉价且小型的频率偏差比较大的时钟振荡器也可以实现来自多个终端的数据的同步的生物信号测量装置进行说明。

[0047] 协调器101用无线信号对终端102a和终端102b发送用于进行终端102a与终端102b的同步的同步信号(401)。终端102a和终端102b分别接收同步信号(402a,402b),进行序号的重置(403a,403b)。在终端102a和终端102b中,各自在每次取得生物信号的1次采样的数据时使序号增加1。此处,因为终端102a的时钟与终端102b的时钟存在频率偏差,所以在终端102a的序号与终端102b的序号之间逐渐发生偏差。本发明中,使用来自协调器101的同步信号作为触发重置该序号,从而能够进行终端之间的数据的取得时刻的同步。

[0048] 此外,从协调器101发送同步信号到各终端102中序号被重置为止会产生延迟时间。该延迟时间在各终端之间不同的情况下,序号重置时的时刻会有偏差。为了避免该情况,最好使从同步信号到序号重置的延迟时间在各终端中一致。为此,使用相同的硬件即可。进而,优选使用中断端子(interruption terminal)等使延迟时间固定。或者,也可以预先测量延迟时间,使终端102、协调器101了解该延迟时间的差的信息。这样,从协调器101发送同步信号到各终端中序号被重置为止的延迟时间已知,所以能够通过补偿来进行终端之间的数据的同步。此外,此处说明了重置序号、即设为0的情况,但不限于此,也可以设为特定的编号。

[0049] 终端102取得生物信号的数据,将该数据暂时先存储在存储器205中。然后,在累积了一定程度的数据的时刻,终端102生成无线通信用的数据包,使用无线通信器206向协调器101发送存储器205中累积的数据(404)。

[0050] 此外,无线通信以时分复用的方式进行。预先决定从终端102a、102b对协调器101发送数据的时隙,以终端之间的数据发送不重合地方式进行控制。该时分复用中使用的信标信号,也可以兼用作使序号重置的同步信号。

[0051] 在协调器101中,基于从终端102收集的生物信号进行脉搏波传播速度的计算。具体而言,使从终端102a、102b取得的序号对齐,将序号相同的数据作为同一时刻的数据进行分析,计算终端102a与终端102b之间的脉搏波的传播时间。传播时间的计算,有脉搏波的峰值的时间差或过零点的时间、进行互相关分析等方法。并且,根据佩戴终端102的位置计算终端102a与终端102b的路径差,计算脉搏波传播速度。

[0052] 这样,本实施例的生物信号测量系统包括多个终端(102),多个终端各自包括测量生物信号(脉搏波信号)的生物信号传感器(脉搏波传感器201)、存储基于生物信号的数据

的存储器(205)和与其他终端进行无线通信的无线通信器(206)。而且,对于上述数据赋予了序号,该序号是表示取得该数据的顺序的编号。在此基础上,多个终端中的第一终端(终端102b)以通过无线通信器接收到的同步信号作为触发来重置序号。

[0053] 此外,如果着眼于终端方,则本实施例的生物信号测量装置(终端102b)包括测量生物信号的生物信号传感器(脉搏波传感器201)、存储基于生物信号的数据的存储器(205)和与外部进行无线通信的无线通信器(206),上述数据被赋予了序号,该序号是表示取得该数据的顺序的编号。在此基础上,本实施例的生物信号测量装置以通过无线通信器接收到的同步信号作为触发来重置序号。

[0054] 此外,如果着眼于协调器方,则本实施例的生物信号测量装置用协调器(101)包括与其他的生物信号测量装置(102a、102b)进行无线通信的第二无线通信器(306),这里其他的生物信号测量装置包括测量生物信号的生物信号传感器(脉搏波传感器201)、存储基于生物信号的数据的存储器(205)和与外部进行无线通信的第一无线通信器(206),上述数据被赋予了序号,该序号是表示取得该数据的顺序的编号,本实施例的生物信号测量装置用协调器的特征在于,对其他的生物信号测量装置(102a、102b)发送同步信号作为用于使序号重置的触发。

[0055] 根据以上说明的特征,本实施例的生物信号测量系统等,即使在终端之间存在时钟的频率偏差的情况下,也能够进行终端之间的同步,能够实现脉搏波传播速度的计算。此外,已知脉搏波传播速度与血压存在相关性,因此也能够根据计算出的脉搏波传播速度计算血压。

[0056] 来自协调器101的同步信号定期地对各终端102发送。同步信号的发送时刻根据时钟的频率偏差、必要的同步精度等决定。例如,在时钟的频率偏差是10ppm,必要的同步精度是1毫秒的情况下,因为连续100秒的时间测量时发生1毫秒的误差,所以优选同步信号以小于100秒的间隔发送。

[0057] 此外,本实施例中,用1台协调器、2台终端的例子进行了说明,但不限于此。终端也可以有3台以上。此外,协调器的功能也可以由一台终端兼备。此外,此处使用协调器收集的数据被发送、累积在基站、数据服务器,但不限于此。例如也可以采用由协调器分析数据、显示脉搏波传播速度的状态和心率的应用。

[0058] 实施例2

[0059] 对于实施例2的生物信号的测量装置,用图5至图6进行说明。图5是实施例2的生物信号测量系统的结构图。实施例2的生物信号测量系统由终端501a和501b构成。实施例2的生物信号测量系统的目的在于,与实施例1中记载的生物信号测量系统相比降低终端的耗电。终端的结构与图2中记载的结构相同。终端501a测量生物信号,对终端501b发送该生物信号的数据。此外,终端501a对终端501b发送同步信号。该同步信号也可以与从终端501a对终端501b发送的数据相同。

[0060] 图6是表示本实施例的生物信号测量系统的动作的时序图。终端501a对终端501b发送同步信号(601),并以同步信号对终端501b的发送作为触发,重置与生物信号数据的顺序对应的序号(602)。此外,终端501b接收来自终端501a的同步信号(603),以该同步信号作为触发,重置对生物信号数据赋予的序号(604)。

[0061] 并且,终端501a使用脉搏波传感器201测量生物信号,并用模拟-数字转换器202将

模拟信号转换为数字信号,暂时将其先存储在存储器205中。预先使该数据与序号关联。之后,终端501a将测量得到的生物信号的数据发送给终端501b(605)。终端501b接收由终端501a取得的生物信号数据(606),根据从终端501a接收到的生物信号的数据和由终端501b测量的生物信号的数据,计算脉搏波传播时间(607)。此时,以序号被重置的时刻作为同一时刻。然后,根据计算出的脉搏波传播时间和终端之间的距离,计算脉搏波传播速度。

[0062] 其中,终端501b中以同步信号的接收作为触发,终端501a中以同步信号的发送作为触发,所以各终端中序号重置前的延迟时间可能产生误差。该情况下,预先考虑该延迟时间进行补偿、同步。

[0063] 这样,本实施例的生物信号测量系统中,第二终端(501a)对第一终端(501b)发送同步信号。而且,第二终端以同步信号的发送作为触发来重置序号。

[0064] 根据该特征,能够取得终端之间的同步。从而即使在时钟存在频率偏差的情况下,也能够测量脉搏波传播速度。

[0065] 进而,本实施例的生物信号测量系统中,由终端501a取得的数据被发送到终端501b。本实施例中终端501a仅进行数据的发送,不进行无线信号的接收。一般而言,无线信号的接收需要进行数据的侦听(listen),所以比发送时消耗更多的电力。本实施例中,终端501a不进行数据的接收,仅进行发送,所以能够降低耗电。生物信号测量系统中,终端由电池驱动,所以通过降低耗电,能够实现电池更换和充电次数的减少、长时间的连续测量、电池尺寸的小型化等。

[0066] 实施例3

[0067] 对于实施例3的生物信号的测量装置,用图7至图8进行说明。本实施例的系统结构与实施例2相比较,减少从终端2对终端1发送的数据量,进一步降低耗电。

[0068] 图7是实施例3的生物信号测量系统中使用的终端502的结构图。终端502包括脉搏波传感器201、模拟-数字转换器(ADC)202、时钟发生器203、控制器701、存储器205、无线通信器206和时间差测量电路702。脉搏波传感器201是测量作为人的生物信号的脉搏波的传感器。脉搏波传感器201测量得到的信号被模拟-数字转换器202转换为数字信号。对模拟信号采样而进行数字化的转换时序,由时钟发生器203控制。转换后的数字信号暂时先存储在存储器205中。时间差测量电路702测量从同步信号到脉搏波信号的特征点的时间差。特征点例如是脉搏波的峰值的点、或者脉搏波的上升的点等。无线通信器206进行与其他终端的无线通信。这一系列动作被控制器701控制。

[0069] 图8是表示实施例3的生物信号测量系统的动作的时序图。终端502a的时间差测量电路702以终端502a发送同步信号的时刻(801)作为触发而被重置(802),之后,测量从该重置的时刻到脉搏波信号达到特征点的时刻为止的时间差作为时间差数据。即,时间差测量电路702测量从同步信号到脉搏波信号的特征点的时间差作为时间差数据。并且,终端502b接收来自终端501a的同步信号(803)重置时间差测量电路702。之后,在终端502b中,也与终端502a同样地测量从同步信号到脉搏波信号的特征点的时间差。

[0070] 然后,终端502a将测量得到的时间差数据(805)发送给终端502b。终端502b接收来自终端502a的时间差数据(805),暂时先将该时间差数据存储于存储器中。之后,根据来自终端502a的时间差数据和由终端502b测量的时间差数据计算脉搏波传播速度。

[0071] 这样,本实施例的生物信号测量系统包括多个终端,多个终端各自包括测量生物

信号的第一生物信号传感器、存储基于生物信号的第一数据的第一存储器和与其他上述终端进行无线通信的第一无线通信器。而且,多个终端中的第一终端(501b)测量从第一无线通信器接收到同步信号的時刻至生物信号的特征点为止的时间差(时间差数据)。

[0072] 根据上述特征,本实施例的生物信号测量系统与实施例2相比较,能够不发送测量得到的脉搏波信号,而是仅发送时间差的信息。由于仅发送时间差信息,与发送所有信号的情况相比较,能够减少发送的数据量,能够降低耗电。此外,因为根据无线的同步信号来重置时间差测量电路,所以能够进行终端之间的同步,能够计算脉搏波传播速度。

[0073] 其中,本实施例中针对时间差测量电路进行数字信号的时间差测量的情况进行了说明,但不限于此。也可以不对由脉搏波传感器测量得到的模拟信号进行数字化,而是提取特征点,测量从同步信号到特征点的时间差。

[0074] 此外,时间差的数据可以在每次测量时都无线发送,也可以在数据累积了一定程度之后发送。此外,也可以将测量得到的时间差的数据插入同步信号中将它们同时发送。

[0075] 另外,也可以动态地切换本实施例的终端1和终端2的功能。例如,可以监视电池的剩余量,以降低剩余量少的终端的耗电的方式控制数据的通信方向。

[0076] 实施例4

[0077] 对于实施例4的生物信号的测量装置,用图9至图11进行说明。图9是实施例4的生物信号测量系统的结构图。图9的生物信号测量系统包括协调器901和终端102。图10是实施例4的生物信号测量系统的协调器901的结构图。协调器901包括心电传感器1001、模拟-数字转换器1002、时钟发生器1003、控制器1004、存储器1005和无线通信器1006。

[0078] 协调器901佩戴在测量对象的胸部等,使用心电传感器1001对测量对象的心电进行测量。测量得到的心电信号被模拟-数字转换器1002转换为数字信号。对模拟信号采样而进行数字化的转换时序由时钟发生器1003的采样时钟控制。转换后的数字信号暂时先存储在存储器1005中。无线通信器1006用于与终端102的数据通信。控制器1004进行各模块的动作的控制。此外,终端102结构与实施例1的终端相同。

[0079] 图11是表示实施例4的生物信号测量系统的动作的时序图。终端102中,使用脉搏波传感器201测量脉搏波信号,进行模拟-数字转换,将数字信号存储在存储器205中。为了取得终端102与协调器901的同步,协调器901定期地发送同步信号(1101)。以该同步信号作为触发,协调器901重置取得心电数据时的序号(1102)。并且,终端102接收同步信号(1103),重置取得脉搏波数据的序号(1104)。

[0080] 终端102对协调器901无线发送脉搏波信号的数据(1105)。协调器901从终端102接收脉搏波信号的数据(1106),暂时先保存在存储器1005中。协调器901根据保存在存储器1005中的心电信号的数据和脉搏波信号的数据,计算脉搏波传播速度(1107)。

[0081] 这样,本实施例的生物信号测量系统中,协调器包括测量心电信号的生物信号传感器(1001)和存储基于心电信号的数据的存储器(1005)。而且,使心电信号数据与脉搏波信号数据的序号对齐,使数据同步,从同步后的数据提取心电信号的特征点和脉搏波信号的特征点,计算其时间差。特征点例如使用峰值的点、上升、下降的点。根据计算出的时间差和佩戴终端的位置计算脉搏波传播速度。

[0082] 这样,通过从协调器901发送同步信号,能够进行由协调器901测量到的心电信号与由终端测量到的脉搏波信号的同步。心电是用于使心脏收缩的电信号,所以基于心电信

号和脉搏波信号,能够计算脉搏波传播速度。

[0083] 本实施例对终端为一台的例子进行了说明,但不限于此。也可以由协调器收集来自多个终端的信号,测量多个路径的脉搏波传播速度。例如,在使用了2台具备脉搏波传感器的终端的情况下,能够取得从协调器到各终端的2个路径和各终端彼此之间的路径共3种路径的信息。通过计算多个路径的脉搏波传播速度,能够取得测量对象的更加详细的健康信息。

[0084] 实施例5

[0085] 对于实施例5的生物信号测量系统,用图12至图13进行说明。系统的结构与实施例4相同。图12是实施例5的协调器1201的结构图。协调器1201包括心电传感器1001、特征点提取电路1202、时钟发生器1003、控制器1004、存储器1005和无线通信器1006。

[0086] 图13是表示实施例5的生物信号测量系统的动作的时序图。协调器1201使用心电传感器1001测量心电信号。特征点提取电路1202提取测量得到的心电信号的特征点。以提取到特征点作为触发(1301),从无线通信器1006发送同步信号(1302)。终端102接收同步信号(1303),使序号重置(1304)。即,本实施例的生物信号测量系统中,以心电信号的特征点作为触发,重置终端的数据的序号。

[0087] 终端102中,测量脉搏波信号,将测量得到的数据通过无线通信发送给协调器1201(1305)。协调器1201接收来自终端102的信号(1306),使用该数据进行脉搏波传播速度的计算(1307)。

[0088] 这样,本实施例的生物信号测量系统中,协调器以心电信号作为触发对终端发送同步信号,从而序号的零点变得有意义。因此,无需将心电信号数据存储在存储器中并将其与脉搏波信号数据比较,脉搏波信号的特征点的序号就是从心电信号的特征点起的时间差。从而,通过在协调器中提取脉搏波信号的特征点的序号就能够计算脉搏波传播速度。

[0089] 本实施例使终端对协调器发送脉搏波信号的数据,但不限于此,也可以是终端具备脉搏波信号的特征点提取电路,仅对协调器发送与特征点对应的序号。这样,可以大幅减少无线通信的数据量,所以能够降低耗电。

[0090] 实施例6

[0091] 对于实施例6的生物信号测量系统,用图14至图15进行说明。图14是实施例6的生物信号测量系统的结构图。此外,图15是实施例6的生物信号测量系统的协调器的结构图。本实施例的协调器具备进行距离测量的距离测量电路1501。此外,无线通信器1006用于人体通信。人体通信指的是以人体作为传输路径的通信方式。这样使用人体通信作为无线通信器,进而通过无线进行距离测量,能够计算终端之间沿着人体的路径(1403)的距离。

[0092] 距离测量有使用传播时间差的方法、使用接收功率的方法等。使用传播时间差的距离测量中,首先协调器1401发送无线信号(1404),终端102接收(1405)。接收到无线信号的终端102对协调器1401返回无线信号(1406)。协调器1401接收来自终端102的无线信号(1407),测量从发送无线信号到接收的时间差。从测量得到的时间差减去终端102中的处理时间并除以2,从而求出无线信号在从协调器1401到终端102之间的距离上传播的传播时间。通过对求出的传播时间除以无线信号的速度,能够计算出协调器1401和终端102之间的距离。

[0093] 此外,协调器1401接收由终端102发送的无线信号时,通过测量该无线信号的强

度,也能够推算距离。无线信号的强度随着传播距离增大而衰减,所以能通过测量接收的强度来计算距离。

[0094] 这样,本实施例的生物信号测量系统中,计算沿着测量对象的身体的路径上的协调器1401和终端102之间的距离。通过与脉搏波传播时间的测量一同地测量传播距离,能够计算脉搏波传播速度。

[0095] 以上基于实施方式具体地说明了发明人的发明,但本发明不限于实施方式,能够在不脱离其主旨的范围中进行各种变更。

[0096] 附图标记说明

[0097] 101……协调器,101a、101b……终端,103……基站,104……互联网,105……数据服务器,201……脉搏波传感器,202……模拟-数字转换器(ADC),203……时钟发生器,204……控制器,205……存储器,206……无线通信器,303……时钟发生器,304……控制器,305……存储器,306……无线通信器,501a、501b……终端,502……终端,701……控制器,702……时间差测量电路,901……协调器,1001……心电传感器,1002……模拟-数字转换器,1003……时钟发生器,1004……控制器,1005……存储器,1006……无线通信器,1201……协调器,1202……特征点提取电路,1401……协调器,1501……距离测量电路。

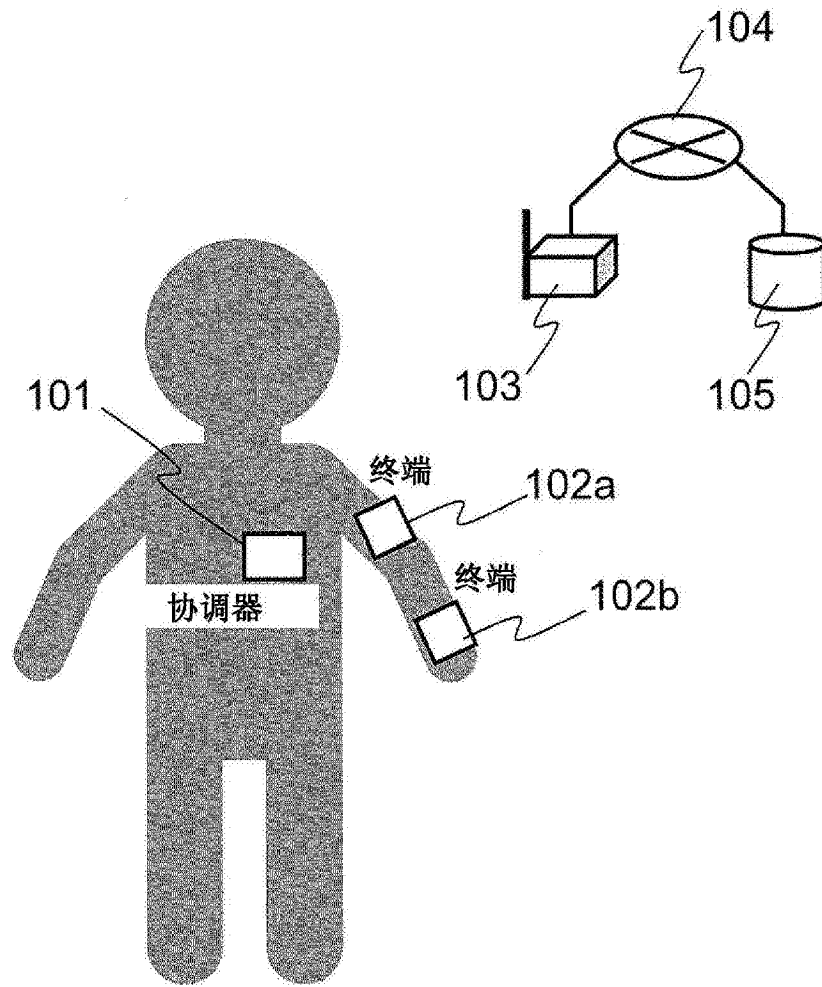


图1

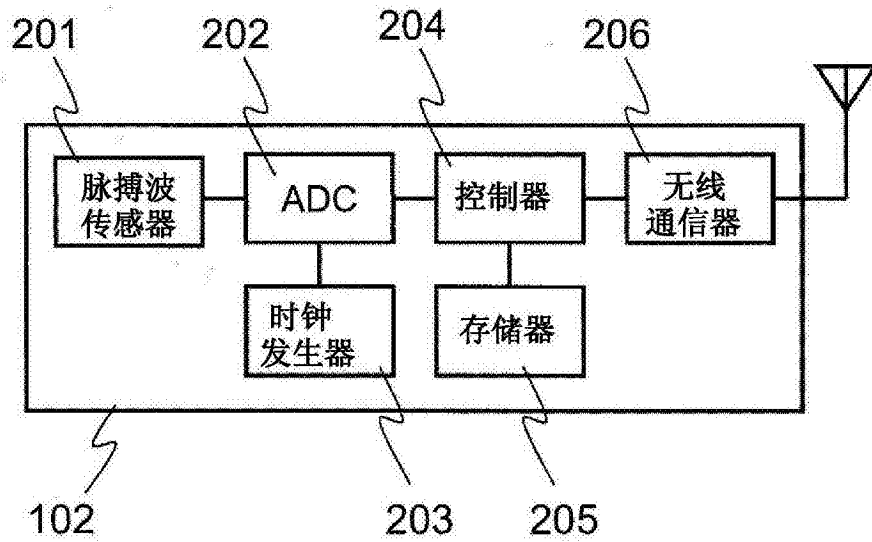


图2

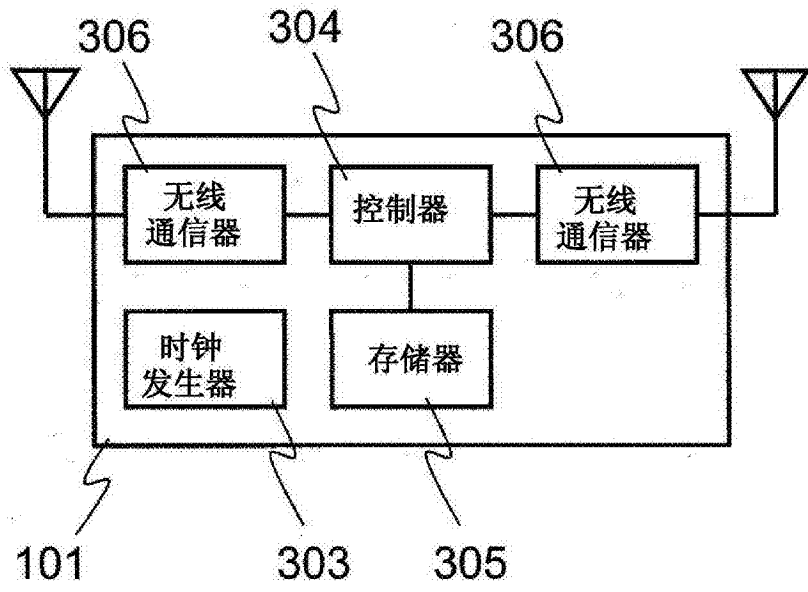


图3

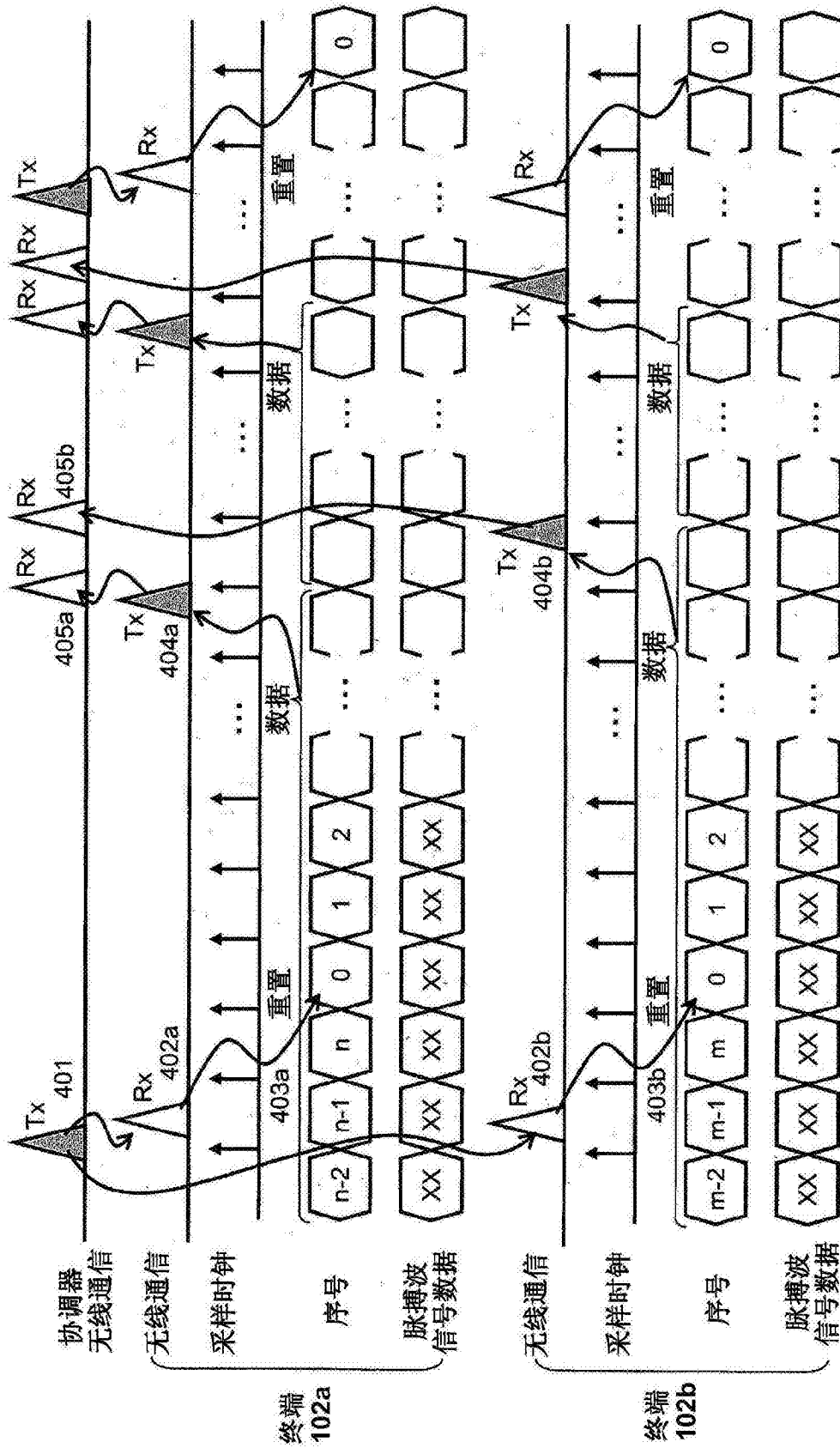


图4

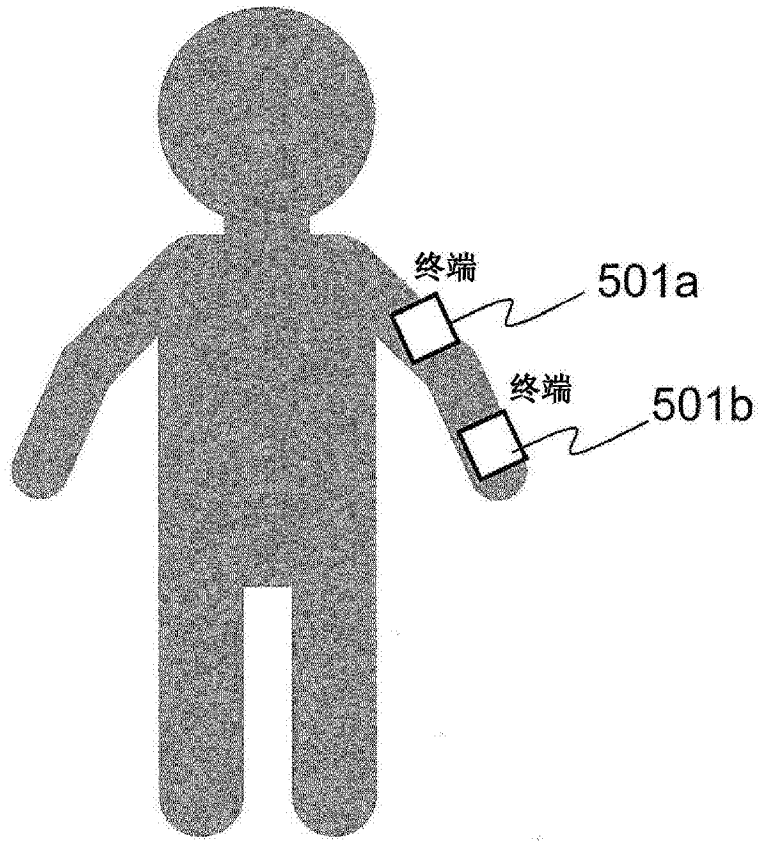


图5

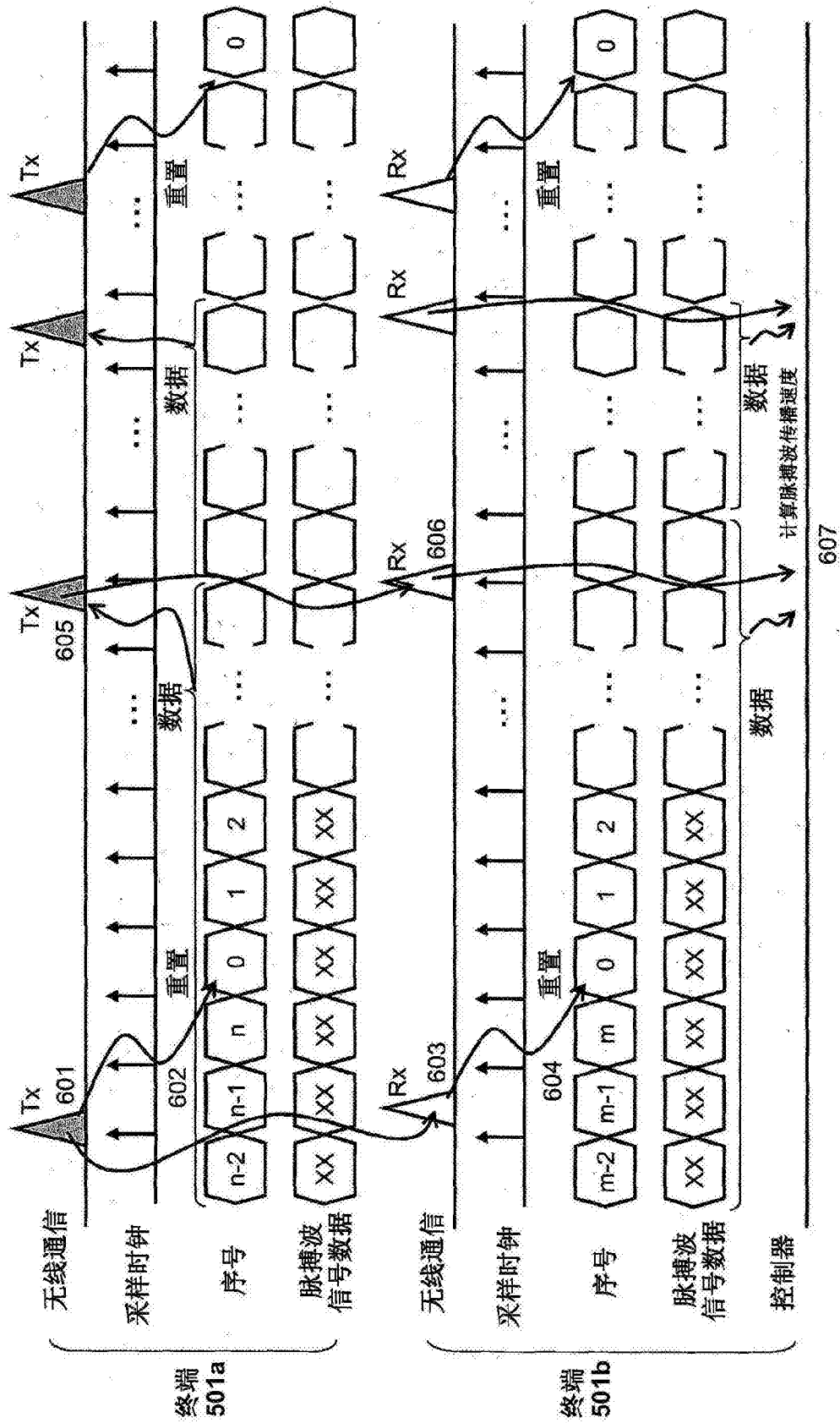


图6

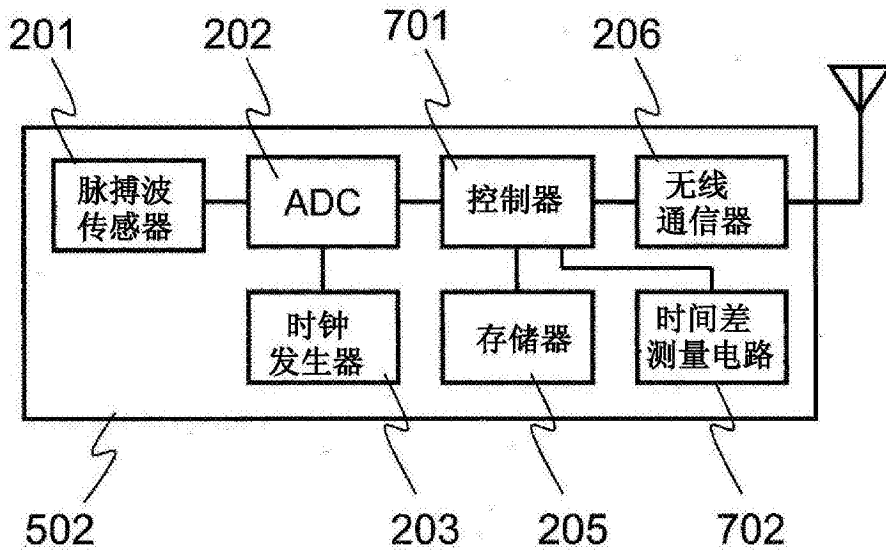


图7

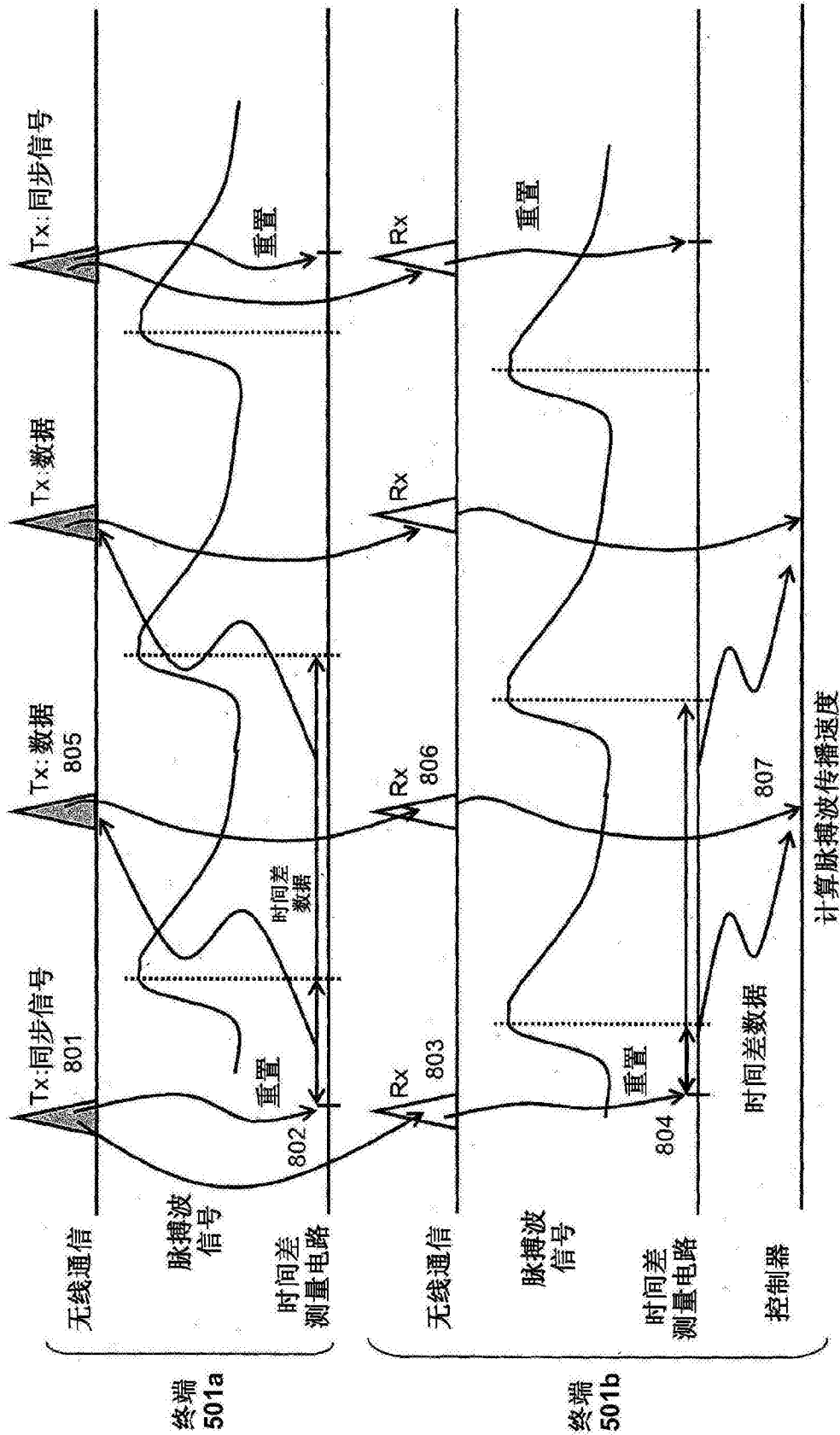


图8

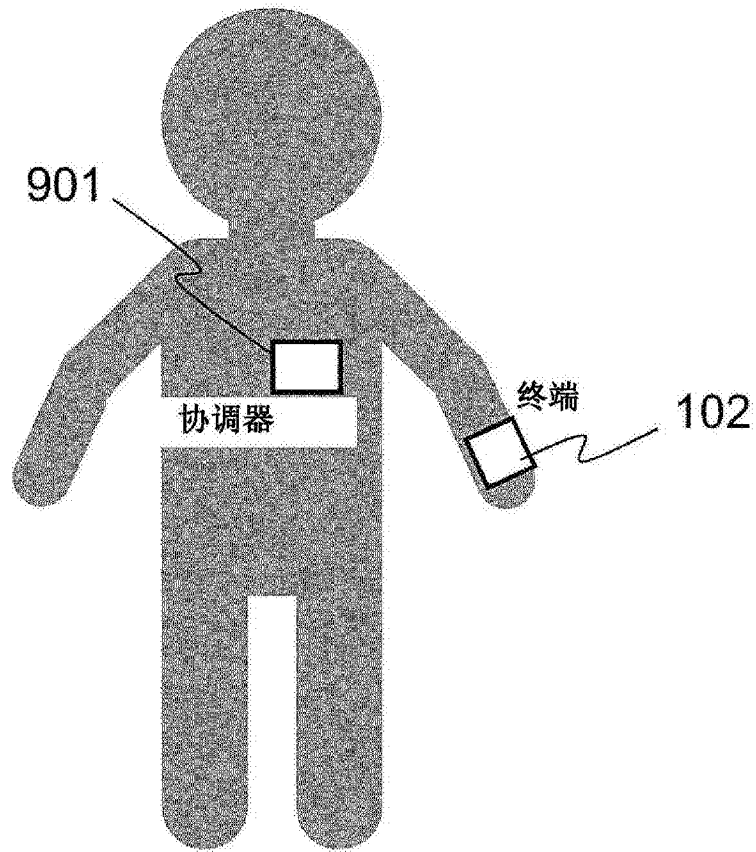


图9

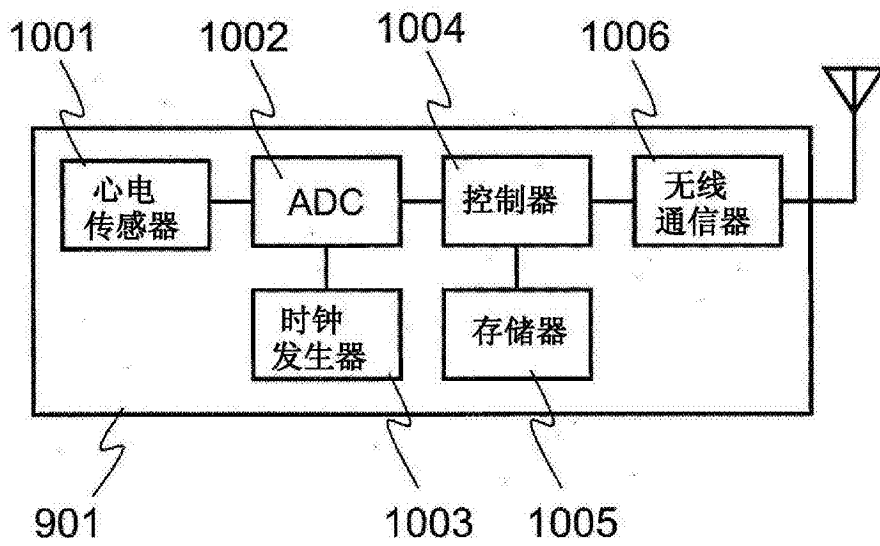


图10

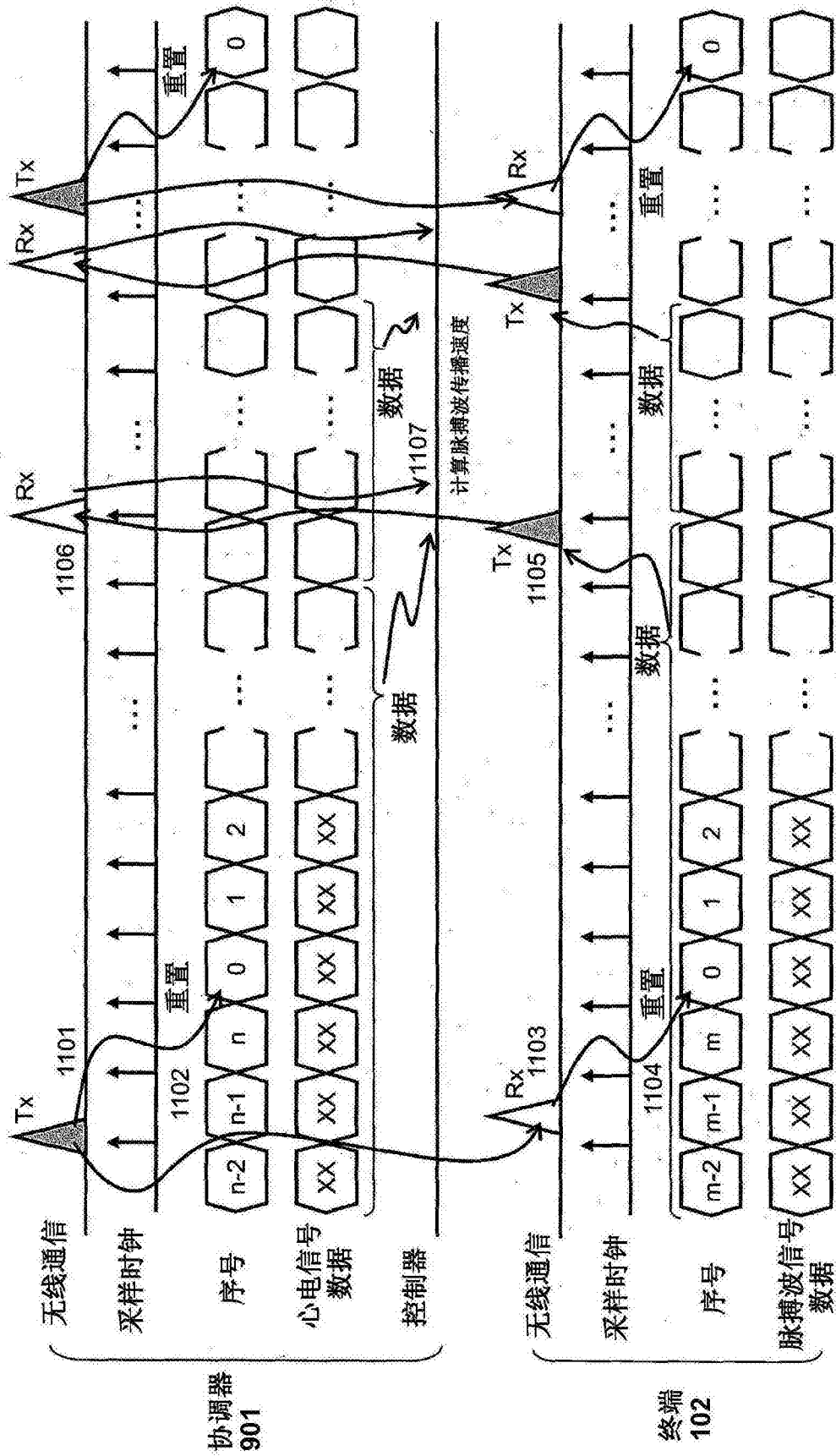


图11

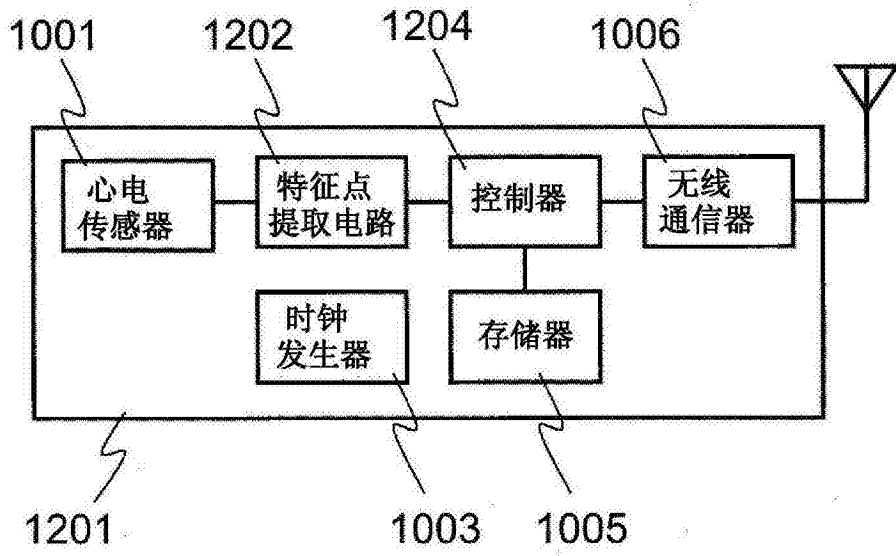


图12

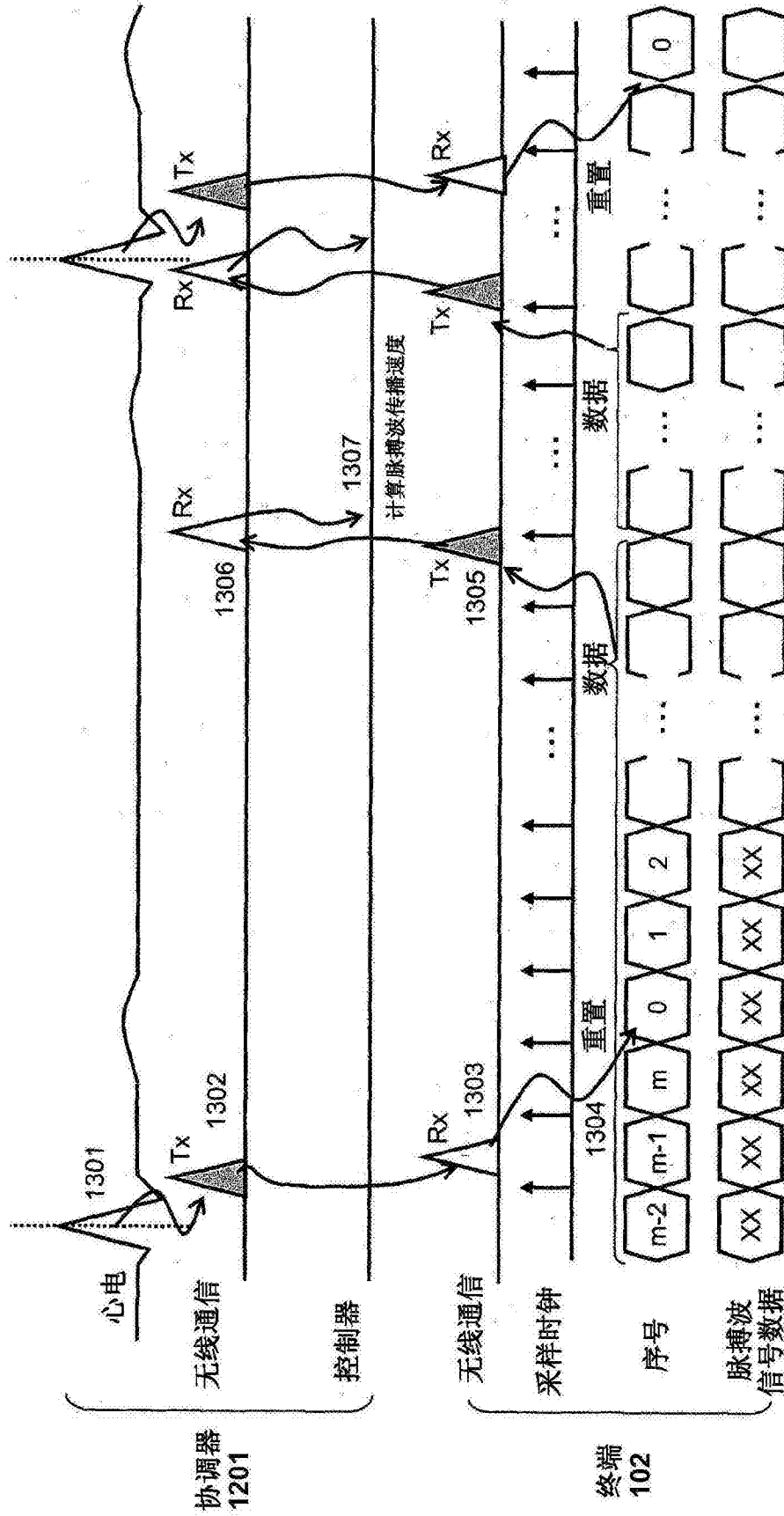


图13

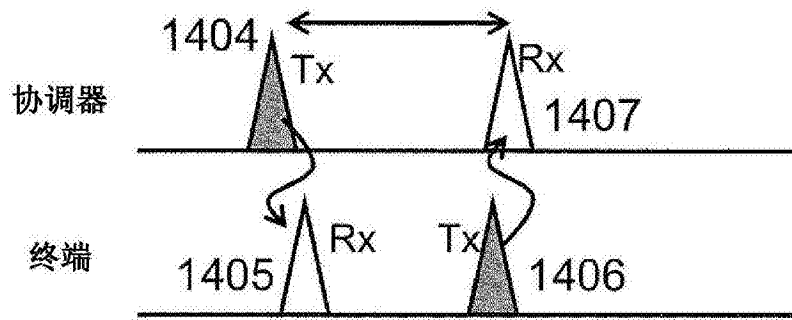
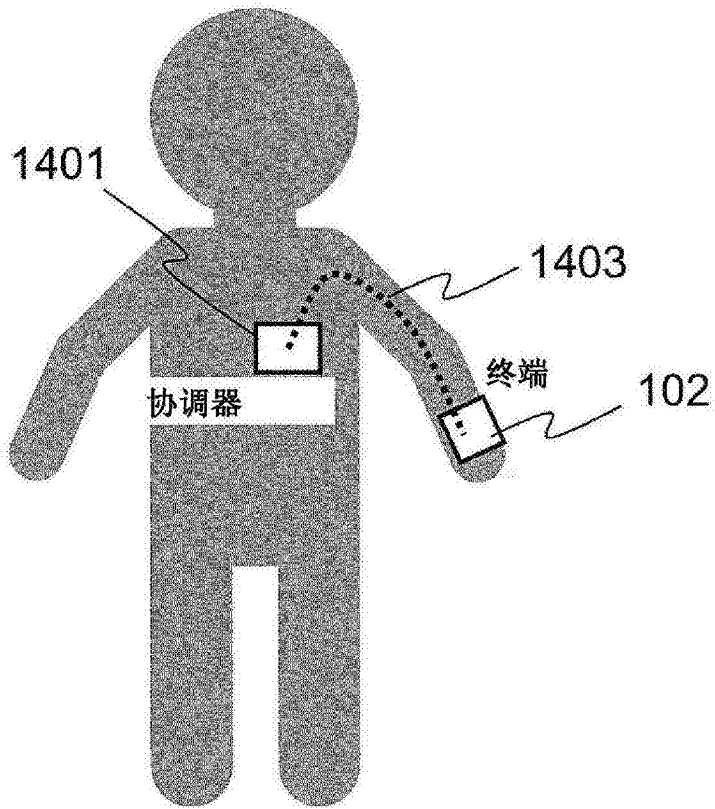


图14

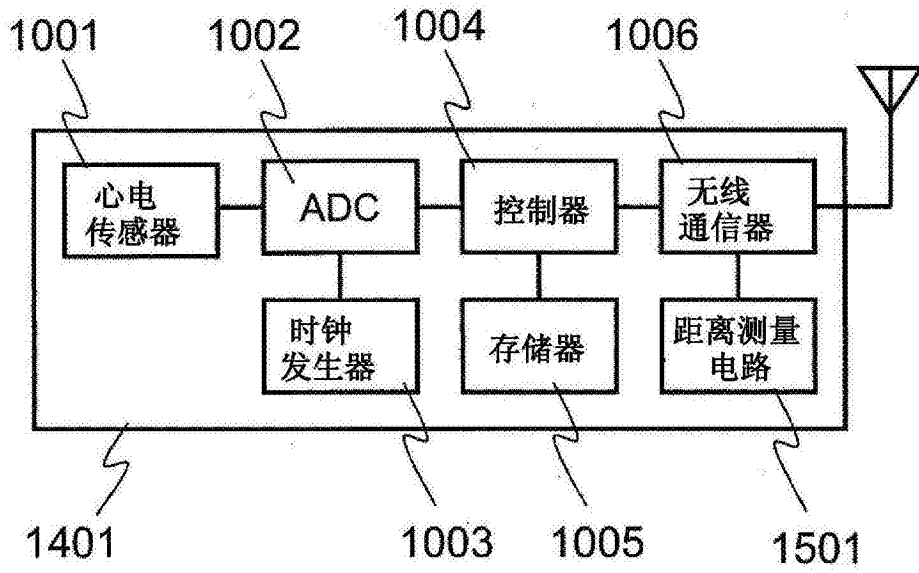


图15