

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680034859.8

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

H04B 7/08 (2006.01)

[43] 公开日 2008 年 9 月 17 日

[11] 公开号 CN 101267763A

[22] 申请日 2006.9.21

[21] 申请号 200680034859.8

[30] 优先权

[32] 2005. 9. 22 [33] JP [31] 275666/2005

[32] 2005. 9. 29 [33] JP [31] 284625/2005

[32] 2005. 10. 26 [33] JP [31] 311664/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/318772 2006.9.21

[87] 国际公布 WO2007/034891 日 2007.3.29

[85] 进入国家阶段日期 2008.3.21

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

共同申请人 奥林巴斯医疗株式会社

[72] 发明人 穗满政敏 松井亮 重盛敏明

森 健 藤森纪幸

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇

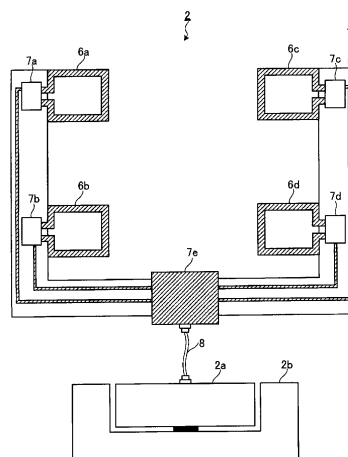
权利要求书 2 页 说明书 32 页 附图 25 页

[54] 发明名称

接收装置

[57] 摘要

通过多个接收天线 6a~6d 来接收包含胶囊型内窥镜发送的图像信息的无线信号的接收装置 2 具备：多个频率转换单元 7a~7d，该多个频率转换单元 7a~7d 输出分别利用不同的调制频率对多个接收天线 6a~6d 接收到的各无线信号中的每一个无线信号进行频率转换得到的调制信号；叠加单元 7e，其将多个频率转换单元 7a~7d 生成的各调制信号叠加到频率轴上；同轴线缆 8，其利用一个同轴线缆来传送由叠加单元 7e 叠加得到的各调制信号；以及接收主体单元 2b，其对通过同轴线缆 8 输入的各调制信号进行解调，生成图像信息并进行输出。



1. 一种接收装置，通过多个接收天线来接收包含由进行移动的发送装置发送的图像信息的无线信号，其特征在于，具备：

多个频率转换部件，该多个频率转换部件输出分别利用不同的调制频率对所述多个接收天线接收到的各无线信号中的每一个无线信号进行频率转换得到的调制信号；

叠加部件，其将所述多个频率转换部件所生成的各调制信号叠加到频率轴上；

线缆，其用一个同轴线缆来传送由所述叠加部件叠加得到的各调制信号；以及

接收部件，其对通过所述线缆输入的各调制信号进行解调，接收所述图像信息并进行输出。

2. 根据权利要求1所述的接收装置，其特征在于，

所述接收部件具备：

多个解调部件，该多个解调部件对从所述叠加部件输出的各调制信号中的每一个调制信号进行解调并分别输出基带信号；以及

信号处理部件，其根据从各解调部件输出的多个基带信号生成似然度高的基带信号，根据该基带信号生成图像信息并进行输出。

3. 根据权利要求2所述的接收装置，其特征在于，

所述信号处理部件合成多个基带信号并进行输出。

4. 根据权利要求2所述的接收装置，其特征在于，

所述信号处理部件选择错误最少的接收图像信息并进行输出。

5. 根据权利要求1所述的接收装置，其特征在于，

所述接收部件具备：

多个解调部件，该多个解调部件对从所述叠加部件输出的

各调制信号中的每一个调制信号进行解调，分别输出基带信号和表示信号强度的信号强度信号；

切换部件，其切换各解调部件的输出；

选择指示部件，其根据从所述解调部件输出的信号强度信号选择对信号强度最高的调制信号进行解调的一个解调部件，并将切换指示信号输出到所述切换部件；以及

信号处理部件，其根据从由所述切换部件选择切换的解调部件输出的基带信号，生成图像信息并进行输出。

6. 根据权利要求1~5的任一项所述的接收装置，其特征在于，

所述多个天线与所述叠加部件之间由挠性的扁平线缆形成，

所述频率转换部件是形成在所述扁平线缆上的平面电路。

接收装置

技术领域

本发明涉及一种通过多个接收天线来接收包含由进行移动的发送装置发送的图像信息的无线信号的接收装置。

背景技术

近年来，在内窥镜的领域中，出现了吞服式的胶囊型内窥镜。在该胶囊型内窥镜中设置有摄像功能和无线通信功能。胶囊型内窥镜具有如下功能：为了进行观察(检查)而从患者的口中吞服该胶囊型内窥镜之后，直到从人体自然排出为止的期间，该胶囊型内窥镜在体腔内例如胃、小肠等脏器的内部随着其蠕动运动而移动并依次进行摄像。

在体腔内进行移动的期间，通过胶囊型内窥镜在体内拍摄得到的图像信息通过无线信号依次被发送到外部，并存储到设置在外部的接收装置内的存储器中。患者携带具备该接收功能和存储功能的接收装置，由此患者在吞服胶囊型内窥镜之后，可以在直到排出胶囊型内窥镜为止的期间自由地行动。之后，医生或者护士可以根据存储在存储器中的图像数据而使脏器的图像显示到显示器中来进行诊断。

通常，在接收装置中，将接收从胶囊型内窥镜发送的无线信号的多个接收天线分散配置在体外，选择切换无线信号的接收错误较少的一个接收天线来进行接收。此外，公开了如下的接收装置：进行配置在体外的多个接收天线的接收切换，根据各接收天线接收的信号强度，来探测作为图像信号发送源的体内的胶囊型内窥镜的位置(参照专利文献1)。

专利文献1：日本特开2003-19111号公报

发明内容

发明要解决的问题

在上述接收装置中存在如下问题：由于将多个接收天线分散配置在体外，因此在多个接收天线与进行解调处理的接收部之间存在多个供电线，这些多个供电线限制被检查者的运动，并且由于纠缠在一起等而容易断线。

本发明是鉴于上述问题而完成的，其目的在于提供一种能够通过省去多个接收天线与接收部之间的线来减轻被检查者的负担、并减少供电线发生故障的接收装置。

用于解决问题的方案

为了达到上述目的，权利要求1所涉及的接收装置通过多个接收天线来接收包含由进行移动的发送装置发送的图像信息的无线信号，该接收装置的特征在于具备：多个频率转换部件，该多个频率转换部件输出分别利用不同的调制频率对所述多个接收天线接收到的各无线信号中的每一个无线信号进行频率转换得到的调制信号；叠加部件，其将所述多个频率转换部件所生成的各调制信号叠加到频率轴上；线缆，其用一个同轴线缆来传送由所述叠加部件叠加得到的各调制信号；以及接收部件，其对通过所述线缆输入的各调制信号进行解调，接收所述图像信息并进行输出。

另外，权利要求2所涉及的接收装置的特征在于，在上述的发明中，所述接收部件具备：多个解调部件，该多个解调部件对从所述叠加部件输出的各调制信号中的每一个调制信号进行解调并分别输出基带信号；以及信号处理部件，其根据从各解调部件输出的多个基带信号生成似然度高的基带信号，根据该基带信号生成图像信息并进行输出。

另外，权利要求3所涉及的接收装置的特征在于，在上述

发明中，所述信号处理部件合成多个基带信号并进行输出。

另外，权利要求4所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，所述信号处理部件选择错误最少的接收图像信息并进行输出。

另外，权利要求5所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，所述接收部件具备：多个解调部件，该多个解调部件对从所述叠加部件输出的各调制信号中的每一个调制信号进行解调，分别输出基带信号和表示信号强度的信号强度信号；切换部件，其切换各解调部件的输出；选择指示部件，其根据从所述解调部件输出的信号强度信号选择对信号强度最高的调制信号进行解调的一个解调部件，并将切换指示信号输出到所述切换部件；以及信号处理部件，其根据从由所述切换部件选择切换的解调部件输出的基带信号，生成图像信息并进行输出。

另外，权利要求6所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，所述多个天线与所述叠加部件之间由挠性的扁平线缆形成，所述频率转换部件是形成在所述扁平线缆上的平面电路。

发明的效果

根据本发明所涉及的接收装置，多个频率转换部件输出分别利用不同的调制频率对多个接收天线接收到的各无线信号中的每一个无线信号进行频率转换得到的调制信号，叠加部件将所述多个频率转换部件生成的各调制信号叠加到频率轴上，线缆用一个同轴线缆来传送由所述叠加部件叠加得到的各调制信号，接收部件对通过所述线缆输入的各调制信号进行解调，接收所述图像信息并进行输出，因此起到如下效果：能够减少多个天线与接收部件之间的布线数量来实现省线，能够防止由于布线纠缠在一起等而产生的断线等故障的发生。

附图说明

图1是表示包含本发明的实施方式一所涉及的接收装置的胶囊型内窥镜系统的概要结构的图。

图2是表示图1示出的接收装置的结构的外观图。

图3是表示图1示出的接收装置的调制单元和叠加单元的详细结构的框图。

图4是表示叠加在频率轴上的调制信号的一例的图。

图5是表示图1示出的接收装置的无线单元和接收主体单元的详细结构的框图。

图6是表示本发明的实施方式二所涉及的无线单元和接收主体单元的详细结构的框图。

图7是表示本发明的实施方式三所涉及的被检体内导入系统的整体结构的示意图。

图8是表示接收装置的结构框图。

图9是表示胶囊型内窥镜的结构框图。

图10是表示发送电路的结构例的框图。

图11是表示用于胶囊型内窥镜的发送频率可变的变形例1的概要框图。

图12是表示图11的可变方式的转换特性图。

图13是表示设置在本发明的实施方式四所涉及的被检体内导入系统中的接收装置的结构框图。

图14是表示本发明的实施方式四所涉及的胶囊型内窥镜的结构框图。

图15是用于说明发送频率的决定以及发送动作的概要流程图。

图16是表示包含本发明的实施方式五所涉及的接收装置的无线型被检体内信息获取系统的整体结构的示意图。

图17是表示图16示出的接收装置的结构框图。

图18是表示从图16示出的胶囊型内窥镜发送的无线信号的帧格式的图。

图19是表示由图16示出的接收装置进行的每一帧的接收电场强度测量处理的时序图。

图20是表示由图16示出的接收装置进行的同步恢复天线切换处理的时序图。

图21是表示由图16示出的接收装置进行的天线切换处理过程的流程图。

图22是表示图21示出的普通天线切换处理过程的流程图。

图23是表示图21示出的同步恢复天线切换处理过程的流程图。

图24是表示本发明的实施方式六所涉及的接收装置的结构框图。

图25是表示由图24示出的接收装置进行的每一帧的接收电场强度测量处理的时序图。

图26是表示由图24示出的接收装置进行的同步恢复天线切换处理的时序图。

附图标记说明

1: 被检体; 2a: 无线单元; 2b: 接收主体单元; 3: 胶囊型内窥镜; 4: 显示装置; 5: 便携式记录介质; 6a~6d: 接收天线; 7a~7d: 频率转换单元; 7e: 叠加单元; 7f: 挠性基板; 8: 同轴线缆; 20a~20d: 接收电路; 21、21a: 信号处理电路; 22: A/D转换部; 23: 控制部; 24: 显示部; 25: 存储部; 26、75: 电力供给部; 27: 切换部; 70a~70d: BPF; 71a~71d: 放大器; 72a~72d: 混频器; 73a~73d: 局部振荡器; 74: 加法器; 230: 比较选择部; 101: 被检体; 102: 接收装置; 103: 胶囊型内窥

镜；121：CCD；125：发送频率选择部；128：功能执行部；129：无线通信部；129a：无线信号发送部；150：接收装置；152：空信道搜索部；154：发送频率决定部；160b：无线信号发送部；161：无线通信部；172：无线信号接收部；201：被检体；202：接收装置；203：胶囊型内窥镜；204：显示装置；205：便携式记录介质；206：接收天线；206a~206h：天线；211：接收电路；212：信号处理电路；213：存储部；214：显示部；215：取样保持电路；216：A/D转换部；217：电力供给部；218：峰值保持电路；C：控制部；C1：选择控制部；SC：切换控制部；SW：切换开关；N201：强度接收天线编号；N202：影像接收天线编号；N203：同步信号检测有无变量；S201：影像信号；S202：接收强度信号。

具体实施方式

下面参照附图详细说明本发明所涉及的接收装置的最佳实施方式。

(实施方式一)

图1是表示包含本发明的实施方式一所涉及的接收装置的胶囊型内窥镜检查系统的概要结构的图。在图1中，当将胶囊型内窥镜3导入被检体1时，胶囊型内窥镜3在脏器内随着蠕动运动而进行移动并拍摄脏器内部，将拍摄得到的图像信息作为发送信号而发送到体外。接收装置2通过多个天线6a~6d接收该发送信号，在直到从被检体1排出胶囊型内窥镜3为止的期间、或者在从被检体1排出胶囊型内窥镜3之前的期望期间，获取胶囊型内窥镜3拍摄的一系列图像并存储到便携式记录介质5中。该便携式记录介质5相对于接收装置2以及显示装置4可安装和拆卸，通过将该便携式记录介质5安装在显示装置5中来显示存储在便

携式记录介质5中的图像信息并进行图像的解析等。

接收装置2具有：多个接收天线6a~6d；频率转换单元7a~7d，该频率转换单元7a~7d分别连接到接收天线6a~6d上，分别以不同的频率对接收信号进行频率转换；叠加单元7e，其在频率轴上叠加从各频率转换单元7a~7d输出的各调制信号并进行输出；挠性基板7f，其配置有将频率转换单元7a~7d和加法单元7e进行连接的布线；无线单元2a，其对从叠加单元7e输入的各调制信号进行解调并生成基带信号；一个同轴电缆8，其将叠加单元7e与无线单元2a之间进行连接；以及接收主体单元2b，其连接到无线单元2a上，根据从无线单元2a输入的基带信号生成图像信息并进行输出。

图2是表示该接收装置2的概要结构的外观图。如图2所示，由印刷布线形成接收天线6a~6d，由平面电路形成频率转换单元7a~7d，在挠性基板7f上配置将频率转换单元7a~7d与无线单元2a进行连接的布线。

图3是表示包括上述的频率转换单元7a~7d和叠加单元7e的详细结构的接收装置2的结构的框图。如图3所示，频率转换单元7a~7d具有：带通滤波器(BPF)70a~70d，该带通滤波器70a~70d从由接收天线6a~6d接收到的信号中仅使发送信号频带通过；放大器71a~71d，该放大器71a~71d将通过了BPF 70a~70d的信号放大并进行输出；局部振荡器73a~73d，该局部振荡器73a~73d产生不同的频率信号；以及混频器72a~72d，该混频器72a~72d用分别从局部振荡器73a~73d输出的频率信号对从放大器71a~71d输出的信号进行混频。另外，叠加单元7e具有加法器74，加法器74将从混频器72a~72d输出的信号进行相加，并如图4所示叠加到频率轴上，通过同轴电缆8输出到无线单元2a侧。另外，叠加单元7e具有通过二次电池等而实现的电力供给部75，电力供

给部75对叠加单元7e内的加法器74以及挠性基板7f上的各频率转换单元7a~7d进行供电。

例如，通过各BPF 70a~70d以及各放大器71a~71d将由接收天线6a~6d接收到的315MHz频带的发送信号输入到各混频器72a~72d，各混频器72a~72d将从各局部振荡器73a~73d输出的300MHz、285MHz、270MHz、255MHz的频率信号和来自各混频器72a~72d的信号进行混频，分别作为15MHz、30MHz、45MHz、60MHz的频率转换信号而输出到加法器74。然后，加法器74将各调制信号进行相加，通过同轴线缆8将如图4所示叠加在频率轴上的叠加信号S0输出到无线单元2a中。

图5是表示无线单元2a和接收主体单元2b的详细结构的框图。如图5所示，无线单元2a具有与输入的调制信号的数量相应的接收电路20a~20d，各接收电路20a~20d对叠加信号S0的各调制信号(15MHz、30MHz、45MHz、60MHz)进行解调，将基带信号S1~S4输出到接收主体单元2b。接收主体单元2b具有：信号处理电路21，其对各基带信号S1~S4进行处理，生成最可能的一个图像信息S10；显示部24，其显示各种状态等并进行输出；存储部25，其保持各种程序、数据；以及电力供给部26，其对接收主体单元2b和无线单元2a进行供电。此外，将从信号处理电路21输出的一系列图像信息S10记录到便携式记录介质5中。

即，信号处理电路21对从各接收电路20a~20d同时输入的基带信号S1~S4同时进行解调处理，并且生成作为错误较少的解调结果的一个图像信息S10，将该生成的图像信息S10记录到便携式记录介质5中。此外，信号处理电路21也可以不选择错误较少的一个图像信息S10，而利用四个基带信号S1~S4的各信号来生成一个图像信息S10并进行输出。

在本实施方式一中，设置生成各不相同的调制信号的多个频率转换单元7a~7d，由叠加单元7e叠加该各调制信号，通过一个同轴电缆8将该叠加信号S0传送到无线单元2a侧，因此能够减少多个天线6a~6d与无线单元2a之间的布线数量来实现省线，能够防止发生由于缠绕在被检体1上的布线纠缠在一起等而产生的断线等故障，并且，同时对各调制信号进行解调来生成最可能的一个图像信息S10，因此即使是例如胶囊型内窥镜3高速移动的美食等中的图像，也可以消除图像的疏漏。

图4是表示相对于图像信号S0的频率的信号强度的示意图。如图4所示，图像信号S0对于频率15、30、45、60MHz的每个频率具有峰值，频率30MHz的信号强度最大。也就是说，表示通过接收天线6b接收到的图像信号的信号强度为最大。

此外，本实施方式一中的接收天线6a~6d、频率转换单元7a~7d以及接收电路20a~20d的数量是四个，但是并不限定于这个数量。并且，在本实施方式一中是使无线单元2a和接收主体单元2b分离的结构，但是不限于此，也可以是使无线单元2a和接收主体单元2b为一体的结构。另外，将无线单元2a的接收电路20a~20d设置在无线单元2a内，但是也可以将接收电路20a~20d的一部分设置在无线单元2a侧，将剩余的结构设置在接收主体单元2b侧。

(实施方式二)

下面说明本发明的实施方式二。在上述的实施方式一中，信号处理电路21根据从各接收电路20a~20d输出的基带信号S1~S4生成一个图像信息，但是在本实施方式二中，选择切换接收电路20a~20d，信号处理电路对从该所选择的一个接收电路20a~20d输出的基带信号进行处理而生成图像信号S10。

图6是表示本发明的实施方式二所涉及的无线单元2a和接

收主体单元2b的详细结构的框图。如图6所示,无线单元2a在图5示出的无线单元2a的结构上还设置切换部27,该切换部27将来自接收主体单元2b侧输入的切换信号S13所指示的接收电路20a~20d中的一个接收电路20a~20d的基带信号S11输出到接收主体单元2b侧。此外,各接收电路20a~20d将表示各调制信号的接收强度的接收强度信号S12输出到接收主体单元2b侧。

信号处理电路21a根据从无线单元2a输入的基带信号S11生成图像信息S10,控制部23将该图像信息S10记录到便携式记录介质5中。另一方面,A/D转换部22将从各接收电路20a~20d输入的接收强度信号S12转换为数字信号并输出到控制部23中。控制部23具有比较选择部230,该比较选择部230根据表示从A/D转换部22输入的接收强度的数字信号S20,将选择切换为输出了接收强度最高的信号的接收电路20a~20d的切换信号S13输出到无线单元2a侧的切换部27中。例如,在各调制信号的接收强度表示如图4所示的值的的情况下,将对生成30MHz的调制信号的接收电路20b进行选择并切换的切换信号S13输出到切换部27中。

在本实施方式二中也设置生成各不相同的调制信号的多个频率转换单元7a~7d,由叠加单元7e叠加该各调制信号,通过一个同轴电缆8将该叠加信号S0传送到无线单元2a侧,因此能够减少多个天线6a~6d与无线单元2a之间的布线数量来实现省线,并能够防止发生由于缠绕在被检体1上的布线纠缠在一起等而产生的断线等故障。另外,对接收电路20a~20d进行选择切换,信号处理电路21a根据从该选择切换后的接收电路20a~20d输入的一个基带信号来生成图像信息S10,因此能使接收装置2整体的结构简单。此外,各接收电路20a~20d对各调制信号独立地进行同步处理而分别生成基带信号,因此可以进行高速切换,根

据这一点能够防止图像信息的疏漏。

(实施方式三)

图7是表示本实施方式三所涉及的被检体内导入系统的整体结构的示意图。如图7所示，被检体内导入系统具备：接收装置102，其具有无线接收功能；以及胶囊型内窥镜103，其被导入被检体101的体内，拍摄被检体内图像并对接收装置102进行数据发送。另外，被检体内导入系统具备：显示装置104，其根据接收装置102接收到的数据来显示被检体内图像；以及便携式记录介质105，其用于进行接收装置102与显示装置104之间的数据传送。接收装置102由接收用天线106a~106h、以及对通过接收用天线106a~106h接收到的无线信号进行规定处理的外部装置107构成。

显示装置104用于显示由胶囊型内窥镜103获取的被检体101内的图像等，具有根据通过便携式记录介质105提供的数据进行图像显示的工作站等那样的结构。具体地说，显示装置104可以是利用CRT显示器、液晶显示器等直接显示图像的结构，也可以是如打印机等那样对其它介质输出图像的结构。

便携式记录介质105相对于接收装置102和显示装置104可安装和拆卸，具有在安装到两者上时可进行信息的输出和记录的结构。具体地说，当胶囊型内窥镜103在被检体101的体腔内进行移动的期间，便携式记录介质105被安装到接收装置102中而记录与胶囊型内窥镜103的位置相关的信息。具体地说，将便携式记录介质105安装到接收装置102具备的存储单元(未图示)上，通过存储单元来获取信息。然后，在胶囊型内窥镜103从被检体101排出之后，从接收装置102取出便携式记录介质105并安装到显示装置104中，由显示装置104读出所记录的数据。由小型快闪(注册商标)存储器等便携式记录介质105进行接收装置

102与显示装置104之间的数据传送,由此与在接收装置102与显示装置104之间进行有线连接的情况不同,胶囊型内窥镜103在被检体101内部进行移动过程中,被检体101也可以自由地行动。

接收装置102作为被检体外装置的一例而发挥功能,该接收装置102与胶囊型内窥镜103之间进行无线通信,在本实施方式三中用于接收从胶囊型内窥镜103发送的无线信号。图8是表示接收装置102的结构的框图。如图8所示,接收装置102由接收用天线106a~106h以及外部装置107构成。

接收用天线106a~106h是在与外部装置107电气连接的状态下使用的天线,在使用时被配置在被检体101的身体表面上,在胶囊型内窥镜103被导入到被检体10内的期间,用于接收从胶囊型内窥镜103发送的无线信号。此外,在本实施方式三中作为一例设为具备八个接收用天线106a~106h,但是关于接收用天线的个数不需要特别限定解释,如果是多个则可以利用任意个数的接收用天线。

外部装置107具备:天线选择部110,其与接收用天线106a~106h连接,从多个存在的接收用天线106a~106h中选择适于接收的接收用天线;接收电路111,其对通过由天线选择部110选择的接收用天线接收到的无线信号进行解调处理等;信号处理电路112,其对从接收电路111输出的信号实施规定的处理;存储部113,其存储由信号处理电路112处理后的数据;以及控制部114,其控制这些各结构要素。另外,外部装置107具备对上述各结构要素提供驱动电力的电力供给部115。

天线选择部110分别与多个接收用天线106a~106h连接,用于选择接收用天线106a~106h中的任一个,将通过所选择的接收用天线接收到的无线信号输出到接收电路111。具体地说,例如天线选择部110具有如下功能:比较分别通过接收用天线

106a~106h接收到的无线信号的强度,选择接收到强度最高的无线信号的接收用天线。

接收电路111用于对从天线选择部110输出的无线信号进行解调处理等。存储部113用于存储根据从胶囊型内窥镜103发送并通过接收用天线106a~106h接收到的无线信号而生成的规定的信息,在本实施方式三的例子中用于存储被检体101内部的图像。具体地说,存储部113具有对便携式记录介质105输出数据的功能。此外,在本实施方式三中将接收用天线106a~106h、天线选择部110以及接收电路111统称为无线通信部116。

下面说明胶囊型内窥镜103。胶囊型内窥镜103用于作为被检体内导入装置的一例而发挥功能,该胶囊型内窥镜103被导入到被检体101内而对被检体101执行规定功能,并用于与配置在被检体101外部的接收装置102之间进行无线通信。具体地说,胶囊型内窥镜103作为规定功能而具有摄像功能,并且具有对接收装置102无线发送拍摄得到的数据的功能。

图9是表示胶囊型内窥镜的结构框图。如图9所示,胶囊型内窥镜103具备:作为照明部件而发挥功能的LED 119,其用于在对被检体101的内部进行摄影时照射摄像区域;LED驱动电路120,其控制LED 119的驱动状态;作为摄像部件而发挥功能的CCD 121,其对来自LED 119照射的区域的反射光图像进行摄像;以及CCD驱动电路122,其控制CCD 121的驱动状态。LED 119、LED驱动电路120、CCD 121以及CCD驱动电路122整体作为实现规定功能的功能执行部而进行动作。另外,胶囊型内窥镜103具备:发送电路123,其对由CCD 121拍摄得到的图像数据进行调制并生成无线信号;发送用天线124,其无线发送从发送电路123输出的RF信号;发送频率选择部125,其可自由变更地设定发送电路123所输出的无线信号的发送频率;控制部126,

其控制LED驱动电路120、CCD驱动电路122、发送电路123以及发送频率选择部125的驱动；以及电力供给部127，其对各结构要素提供驱动电力。此外，在本实施方式三中，将LED 119、LED驱动电路120、CCD 121以及CCD驱动电路122统称为功能执行部128。另外，将发送电路123和发送用天线124统称为无线通信部129中的无线信号发送部129a。

发送电路123用于根据由CCD 121拍摄得到的图像数据而生成具有规定的发送频率的无线信号。在此，在发送电路123中，在通信中使用的无线信号的发送频率可自由改变，具有根据来自发送频率选择部125的选择信号而进行变更设定的结构。图10是表示发送电路123的结构例的框图。如图10所示，发送电路123具备：用于使发送频率不同的多个、例如用VCO 1~VCO 3表示的三个电压控制振荡器130a、130b、130c；选择器131，其位于电压控制振荡器130a~130c的输入侧，根据选择信号来切换使来自CCD 121的图像信号输入到哪一个电压控制振荡器；选择器132，其位于电压控制振荡器130a~130c的输出侧，根据选择信号来切换使哪个发送频率的信号输出；以及放大器133，其对由选择器132选择的发送频率的图像信号进行放大。此外，在本实施方式三中，为了使说明简单而设为例如具备三个电压控制振荡器130a~130c，但是关于电压控制振荡器的个数不需要特别限定解释，只要是多个即可，可以利用任意个数的电压控制振荡器。

作为频率设定部件而发挥功能的发送频率选择部125，用于将由发送电路123所输出的无线信号的发送频率选择设定为由电压控制振荡器130a~130c规定的任一个，在本实施方式三中，对选择器131、132输出根据使用区域等而对每个胶囊型内窥镜103预先设定的选择信号。因而，在某个使用区域中，发送

频率选择部125对选择器131、132输出选择信号使得选择电压控制振荡器(VCO 1)130a, 胶囊型内窥镜103从发送用天线124发送输出来自CCD 121的图像信号, 作为由电压控制振荡器(VCO 1)130a决定的发送频率的无线信号。同样地, 在其它某个使用区域中, 发送频率选择部125对选择器131、132输出选择信号使得选择电压控制振荡器(VCO 2)130b, 胶囊型内窥镜103从发送用天线124发送输出来自CCD 121的图像信号, 作为由电压控制振荡器(VCO 2)130b决定的发送频率的无线信号。在另外其它某个使用区域中, 发送频率选择部125对选择器131、132输出选择信号使得选择电压控制振荡器(VCO 3)130c, 胶囊型内窥镜103从发送用天线124发送输出来自CCD 121的图像信号, 作为由电压控制振荡器(VCO 3)130c决定的发送频率的无线信号。

这样, 本实施方式三的胶囊型内窥镜103具有如下优点: 可自由改变通信中使用的无线信号的发送频率, 通过发送频率选择部125可自由变更地进行设定, 因此可以根据使用区域等而预先设定发送频率选择部125选择的选择信号, 不需要按考虑了使用区域的发送地(仕向地)来制造改变发送频率的多种结构的胶囊型内窥镜103, 能够在多个区域中适当使用相同结构的胶囊型内窥镜103。

(变形例一)

在本实施方式三中, 设胶囊型内窥镜103利用多个电压控制振荡器130a~130c来自由改变发送频率, 但是也可以不通过这种方式来改变发送频率。图11是表示用于胶囊型内窥镜103的发送频率可变的变形例一的概要框图, 图12是表示其可变方式的转换特性图。本变形例一的胶囊型内窥镜103具备: 发送电路140, 其以与输入电压的电平相应的发送频率来输出无线信号; 以及电平转换电路142, 其设置在该发送电路140的前级, 根据来自

发送频率选择部141的表示频率范围的选择信号,改变对于发送电路140的输入电压的电平。

在本变形例一中,例如如图12所示,对于发送频率选择部141准备以频率范围1~4表示的四个阶段的离散的频率选择信号,根据各个频率选择信号,将电平转换电路142设定为能够改变对发送电路140输入的电压的电平,使其成为以电平范围1~4表示的四个阶段的离散的值。在本变形例一中,发送频率选择部141向电平转换电路142输出根据使用区域等而对每个胶囊型内窥镜103预先设定的频率选择信号。

(变形例二)

为了能够改变胶囊型内窥镜103输出的无线信号的发送频率,也可以由并联谐振电路构成发送用天线124,根据频率设定部的控制来改变设定可变容量电容器的静电容量值,其中,所述并联谐振电路由线圈和静电容量值可变的可变容量电容器构成。通过改变可变容量电容器的静电容量值,由线圈和可变容量电容器形成的并联谐振电路的谐振频率发生变化,因此通过调整可变容量电容器的静电容量值,能够发送由频率设定部7设定的发送频率的无线信号。

(实施方式四)

下面说明实施方式四所涉及的被检体内导入系统。本实施方式四所涉及的被检体内导入系统具有:接收装置通过使用场所中的接收频率的扫视(sweep)来搜索空信道、并基于搜索到的空信道来决定胶囊型内窥镜用的发送频率而发送到胶囊型内窥镜的功能;以及通过接收所决定的该发送频率而使胶囊型内窥镜改变无线信号的发送频率的结构。

图13是表示本实施方式四所涉及的被检体内导入系统中具备的接收装置的结构框图。如图13所示,接收装置150与实

施方式三同样地具备接收用天线106a~106h，外部装置151与实施方式三同样地具备天线选择部110、接收电路111、信号处理电路112、存储部113、控制部114以及电力供给部115。另一方面，本实施方式四中的接收装置150具有如下功能：通过该接收装置150的使用场所中的接收频率的扫视来搜索空信道，根据空信道来决定胶囊型内窥镜103用的发送频率并发送到胶囊型内窥镜103。

具体地说，外部装置151除了上述结构以外，还具备：空信道搜索部152，其在接收装置150的使用场所中对无线信号的接收频率进行扫视来搜索空信道；选择器153，其根据模式切换信号来选择将通过天线选择部110的接收信号输出到RF接收电路111中还是输出到空信道搜索部152中；发送频率决定部154，其根据由空信道搜索部152搜索到的空信道，来决定胶囊型内窥镜103在无线通信中使用的发送频率；振荡器155，其生成对发送频率进行规定的信号；频率信息信号生成部156，其根据所决定的发送频率，生成发送到胶囊型内窥镜103的无线信号中包含的频率信息信号；叠加电路157，其将所生成的频率信息信号与由振荡器155生成的信号进行合成；以及放大电路159，其对由叠加电路157合成的信号的强度进行放大，并对发送用天线158进行输出。此外，在本实施方式四中，将接收用天线106a~106h、天线选择部110以及接收电路111统称为无线信号接收部160a，将振荡器155、叠加电路157、放大电路159以及发送用天线158统称为无线信号发送部160b。并且，将无线接收部160a和无线发送部160b统称为无线通信部161。

下面说明本实施方式四所涉及的胶囊型内窥镜的结构。图14是表示本实施方式四所涉及的胶囊型内窥镜的结构的框图。如图14所示，胶囊型内窥镜170具有如下结构：与实施方式三同

样地具备功能执行部128, 并且具备无线通信部171, 该无线通信部171具有无线信号的发送接收功能。除了实施方式三的结构以外, 无线通信部171为了根据外部输入来设定发送频率而新具备无线信号接收部172, 无线信号接收部172具备接收用天线173和对通过接收用天线173接收到的无线信号进行解调处理等的接收电路174。

另外, 胶囊型内窥镜170具备: 信号处理部175, 其通过对从接收电路174输出的信号实施规定的处理来提取与无线信号中包含的发送频率相关的频率信息信号, 并将提取出的频率信息信号输出到控制部126; 以及发送频率选择部125, 其根据输入到控制部126的频率信息信号而输出选择信号, 该选择信号是用于选择发送电路123输出的发送频率的信号。即, 本实施方式四的发送频率选择部125构成为: 根据作为外部输入的来自接收装置150侧的指示, 对发送电路123输出为了设定发送频率的选择信号。发送电路123进行频率的可变动作, 使得发送输出根据来自发送频率选择部125的选择信号而选择的发送频率的无线信号。

下面说明本实施方式四所涉及的被检体内导入系统中的胶囊型内窥镜170的发送频率的决定及设定动作。图15是用于说明在控制部114的控制下由空信道搜索部152、发送频率决定部154、频率信息信号生成部156及无线信号发送部160b执行的发送频率的决定及发送动作的概要流程图。

在实际使用该被检体内导入系统之前, 在其使用场所(例如医院所在地), 通过将接收装置150设定为扫视模式来进行该处理(步骤S1, 是)。当设定为扫视模式时, 控制部114将选择器153的输出侧切换到空信道搜索部152侧(步骤S2)。然后, 执行空信道搜索部152的空信道搜索动作(步骤S3), 执行以规定的频率步

骤可改变该接收装置150的接收频率的频率扫描(步骤S4),由此通过接收频率的扫视来搜索空信道(步骤S5)。重复进行该处理直到发现与可设定为胶囊型内窥镜170的发送频率的空信道对应的频率为止(步骤S6)。如果发现合适的与空信道对应的频率(步骤S6,是),则通过发送频率决定部154决定为胶囊型内窥镜170在该场所使用的发送频率(步骤S7)。然后,频率信息信号生成部156以及无线信号发送部160b将包含所决定的发送频率信息的频率信息信号从发送用天线158发送输出到胶囊型内窥镜170侧(步骤S8)。

在胶囊型内窥镜170侧,由接收用天线173接收包含从接收装置150的发送用天线158发送的频率信息信号的无线信号,在信号处理部175中提取与包含在无线信号中的所决定的发送频率相关的频率信息信号。然后,控制部126对发送频率选择部125设定与该频率信息信号对应的选择信号,发送频率选择部125进行发送频率的选择动作,使得发送电路123输出在接收装置150侧决定的发送频率的无线信号。

这样,本实施方式四的被检体内导入系统通过对实际的使用场所中的无线信号的接收频率进行扫视,来搜索根据使用场所不同而不同的空信道,并根据搜索到的空信道来决定胶囊型内窥镜170用的发送频率,因此具有如下优点:胶囊型内窥镜170通过利用与所决定的该空信道对应的发送频率,可以利用不干扰其它电子设备等、并且不受其它电子设备等干扰的频带的发送频率,不需要按照考虑了所使用区域的发送地来制造改变发送频率的多种结构的胶囊型内窥镜,能够在多个区域适当使用相同结构的胶囊型内窥镜170。

(实施方式五)

首先说明具备本实施方式五所涉及的接收装置的无线型被

检体内信息获取系统。图16是表示无线型被检体内信息获取系统的整体结构的示意图。该无线型被检体内信息获取系统使用胶囊型内窥镜作为被检体内导入装置的一例。

如图16所示，无线型被检体内信息获取系统具备：胶囊型内窥镜203，其被导入到被检体201的体内，对接收装置202无线发送拍摄得到的被检体内图像的影像数据；接收装置202，其接收从胶囊型内窥镜203无线发送的影像数据；图像显示装置204，其根据接收装置202接收到的图像信号，显示被检体内图像；以及便携式记录介质205，其在接收装置202与图像显示装置204之间进行影像数据等的传送。

接收装置202具备接收天线6，该接收天线6具有附着在被检体201的身体外表面上等的多个天线206a~206h。接收装置202通过接收天线6接收从胶囊型内窥镜203无线发送的影像数据等。天线206a~206h利用例如环形天线来实现，配置在被检体201的身体外表面上的规定位置上，即配置在与作为胶囊型内窥镜203的通过路径的被检体201内的各脏器对应的位置上。

此外，也可以将天线206a~206h配置在由被检体201穿着的夹克等的规定位置上。在这种情况下，通过该夹克等将天线206a~206h配置在被检体201的身体外表面上的规定位置上。另外，天线206a~206h的配置根据被检体201内的观察、诊断等目的而可以任意改变。此外，接收天线6所具备的天线个数不需要限定解释为表示为天线206a~206h的八个，既可以少于八个也可以多于八个。

图像显示装置204利用具备例如CRT、液晶显示器等的工作站来实现，根据通过便携式记录介质205等获取的影像数据来进行图像显示。另外，图像显示装置204也可以对打印机等输出装置输出影像数据来进行显示。此外，图像显示装置204也可以具

备与外部装置之间的通信功能，通过有线或无线通信来获取或输出影像数据。

便携式记录介质205由小型快闪(注册商标)存储器、CD、DVD等来实现，相对于接收装置202以及图像显示装置204可安装和拆卸，在对它们插入安装的情况下可以进行影像数据等各种信息的输出或记录。例如在胶囊型内窥镜203被导入到被检体201内的期间，将便携式记录介质205插入安装到接收装置202中来记录接收装置202从胶囊型内窥镜203接收到的影像数据等。另外，在胶囊型内窥镜203从被检体201排出之后，从接收装置202取出该便携式记录介质205并插入安装到图像显示装置204中，将记录的影像数据等输出到图像显示装置204中。

这样通过在接收装置202与图像显示装置204之间利用便携式记录介质205进行影像数据的传送，从而使被检体201在导入胶囊型内窥镜203的过程中也可以自由地行动。此外，也可以通过有线或无线通信来进行接收装置202与图像显示装置204之间的数据的传送。

在此，参照图17来说明接收装置202。图17是表示接收装置202的结构的框图。如图17所示，接收装置202具有对从胶囊型内窥镜203发送的无线信号进行处理的功能。具体地说，如图17所示，接收装置202具有：切换开关SW，其对具有一系列天线编号的天线206a~206h进行连接切换；以及接收电路211，其连接在切换开关SW的后级，对来自通过切换开关SW切换连接的天线206a~206h的无线信号进行放大并进行解调，并且，在接收电路211的后级连接有信号处理电路212和取样保持电路215。在取样保持电路215的后级进一步连接有A/D转换部216。

控制部C具有选择控制部C1，并连接有信号处理电路212、A/D转换部216、对应于便携式记录介质205的存储部213、显示

部214以及切换控制部SC。切换控制部SC具有强度接收天线编号N201、影像接收天线编号N202以及同步信号检测有无变量N203,根据这些信息进行切换开关SW的切换指示,并且指示取样保持电路215、A/D转换部216以及选择控制部C1的处理定时。电力供给部217例如由电池来实现,对上述各部分进行电力供给。

接收装置202的切换开关SW根据来自切换控制部SC的切换指示来选择性地切换天线206a~206h中的任一个,将来自所切换的天线206a~206h的无线信号输出到接收电路211。如上所述,接收电路211将对无线信号进行放大并解调后得到的影像信号S201输出到信号处理电路S212中,并且将放大后的无线信号的接收电场强度即接收强度信号S202输出到取样保持电路215中。将由信号处理电路212处理后的影像数据通过控制部C存储到存储部213中,并且由显示部214进行显示输出。

通过取样保持电路215取样保持的信号通过A/D转换部216转换为数字信号,并被取入到控制部C中,控制部C的选择控制部C1将在后述的强度接收期间接收到的电场强度与在影像信号期间接收到的电场强度进行比较,在强度接收期间接收到的电场强度超过在影像信号期间接收到的电场强度的情况下,将在该强度接收期间切换的接收天线选择为影像信号期间的接收天线,并且将该所选择的接收天线以外的接收天线依次选择为强度接收期间的接收天线,向切换控制部SC输出将各个接收天线编号设为影像接收天线编号N202、强度接收天线编号N201的信号S204。

切换控制部SC将选择控制部C1所指示的强度接收天线编号N201和影像接收天线编号N202进行保持,对切换开关SW输出信号S205,并且输出指示取样保持电路215的取样保持定时

的信号S203a、指示A/D转换部216的A/D转换定时的信号S203b、指示选择控制部C1的选择控制定时的信号S203c，其中，该信号S205在强度接收期间指示切换开关SW以选择连接与强度接收天线编号N201对应的天线206a~206h、在影像信号期间指示切换开关SW以选择连接与影像接收天线编号N202对应的天线206a~206h。

在此，参照图18及图19说明上述的强度接收期间和影像信号期间、即无线信号的帧结构，并且说明天线206a~206h的选择切换处理的概要。从胶囊型内窥镜203发送的无线信号以帧为单位进行发送，如图18所示，该帧由强度接收期间(TI)和影像信号期间(TV)构成。强度接收期间是与用于接收调整的前置信号期间对应的期间，在该期间的开头包含有表示来自胶囊型内窥镜203的发送定时的同步信号。另外，影像信号期间除了包含影像信号自身以外，还可以包含为了接收影像信号而需要的控制信号。

如图19所示发送各帧，既有在各帧间存在无信号状态的情况，也有各帧连续发送的情况。考虑胶囊型内窥镜203的电池的有效利用，在应该关注的摄像区域、胶囊型内窥镜203快速移动的区域中缩短帧发送的帧周期TT，灵活调整帧周期TT的长短。

如图19所示，在依次发送第n个帧(n)和第n+1个帧(n+1)的情况下，在与帧(n)的强度接收期间(TI)对应的期间 ta_n ，切换为与在相同的帧(n)的影像信号期间(TV)进行接收的接收天线(影像接收天线)不同的其它接收天线(强度接收天线)，当成为期间 tb_n 时切换到影像接收天线，该期间 tb_n 包含影像信号期间以及直到下一个帧(n+1)的强度接收期间开始为止的期间。同样地，在与帧(n+1)的强度接收期间对应的期间 ta_{n+1} ，切换为相同的帧(n+1)的强度接收天线，当成为期间 tb_{n+1} 时切换到影像接收天

线, 该期间 tb_{n+1} 包含影像信号期间以及直到下一个帧($n+2$)的强度接收期间开始为止的期间。

另外, 在帧(n)的强度接收期间内的定时 $t1_n$ 中, 执行由取样保持电路215以及A/D转换部216进行的强度检测处理, 并将其结果输出到选择控制部C1中。另外, 同样地, 在帧(n)的影像信号期间内的定时 $t2_n$ 中, 执行由取样保持电路215以及A/D转换部216进行的强度检测处理, 并将其结果输出到选择控制部C1中。

因而, 直到下一个帧($n+1$)的天线切换处理为止, 余量期间成为从该定时 $t2_n$ 开始到下一个帧($n+1$)的强度接收期间的开始为止的切换余量时间 T 。因此, 通过将定时 $t2_n$ 维持在影像信号期间的前期, 能够延长切换余量时间 T 。该切换余量时间 T 变长不需要取样保持电路215、A/D转换部216、选择切换控制部C1、切换控制部SC以及切换开关SW的高速性, 能够利用简易的电路装置来实现。

另外, 也可以在影像信号期间对接收影像信号的接收天线的接收电场强度进行接收测量而在强度接收期间不进行测量, 因此也可以不进行天线的高速切换。并且, 在这种情况下, 也可以在强度接收期间测量多个接收天线的接收电场强度的情况下不测量该影像信号的接收电场强度, 因此可以形成切换的余量。

另外, 在来自胶囊型内窥镜203的发送信号与接收装置202中的强度检测定时同步的情况下、即在与强度接收期间(TI)对应的期间 ta_n 内包含定时 $t1_n$ 的情况下, 可以执行图19所示的强度接收天线与影像接收天线之间的选择切换处理。然而, 例如在紧接着接收装置202开始接收来自胶囊型内窥镜203的发送信号之后等, 有时发送信号与强度检测定时不同步。在这种情况下, 在接收装置202中执行与上述的普通的切换处理不同的天线切

换处理来搜索同步信号，恢复同步。

在此，参照图20说明强度检测定时与发送信号不同步的情况下的天线206a~206h的选择切换处理。图20是表示接收装置202的天线切换处理的时序图，作为整体，在帧(m)的开始时刻即时刻t0以前表示发送接收的定时不同步的非同步期间，在时刻t0以后表示恢复了发送接收定时的同步的同步期间。

如图20所示，在非同步期间，在来自胶囊型内窥镜2的发送信号的帧(m-3)~(m-1)与临时表示接收装置202的接收定时的接收帧(m'-3)~(m')之间产生同步误差时间 ΔT 的时间上的偏差，强度接收期间的强度检测定时即定时 $t1'_{m-3} \sim t1'_m$ 与影像信号期间的强度检测定时即定时 $t2'_{m-3} \sim t2'_m$ 都不与发送信号同步。因此，影像接收天线和强度接收天线中的哪一个都不接收发送信号，选择控制部C1无法进行基于接收强度信号S202的接收电场强度的测量。另外，因此无法辨别可以由天线206a~206h中的哪一个来接收发送信号。此外，在非同步期间以接收装置202的内部时钟为基准，以规定的接收帧周期 $TT' (=TT)$ 生成各强度检测定时。

为了从这种非同步状态恢复同步，首先，在当前帧中影像接收天线和强度接收天线中的哪一个都没有接收同步信号的情况下，选择控制部C1对切换控制部SC所具有的同步信号检测有无变量N203设定“0”。另外，对下一个帧的强度接收天线编号N201和影像接收天线编号N202设定相同的天线编号。作为该相同的天线编号，选择控制部C1设定与当前帧的影像接收天线和强度接收天线中的哪一个天线都不同的天线编号，例如设定当前帧的影像接收天线的下一个天线编号。

接着，切换控制部SC参照同步信号检测有无变量N203，在是“0”的情况下，控制取样保持电路215、A/D转换部216以及选

择控制部C1,使得在下一个帧的强度接收期间和影像信号期间的任一个期间都不检测接收强度信号S202。另外,在这种情况下,切换控制部SC在下一个帧的强度接收期间和影像信号期间的整个期间,控制切换开关SW使得选择连接与通过选择控制部C1设定的相同的天线编号对应的天线206a~206h。

然后,在下一个帧以后,在从通过如上所述选择连接的天线接收到的影像信号S201中没有检测到同步信号的情况下,选择控制部C1在每个规定帧期间例如每2帧期间,将强度接收天线编号N201和影像接收天线编号N202设为相同的天线编号地依次进行切换,重复进行发送信号的接收来检测同步信号。具体地说,例如如图20所示,在接收帧($m'-2$)以及($m'-1$)的2帧期间没有由天线编号No.2检测到发送信号的情况下,选择控制部C1将在下一个接收帧(m')进行接收的天线编号切换为No.3来重复进行发送信号的接收,检测同步信号。

在接收发送信号而检测出同步信号的情况下,选择控制部C1对同步信号检测有无变量N203设定“1”,并且切换控制部SC根据检测出的同步信号来修正强度接收期间以及影像信号期间的强度检测定时,使接收帧相对于发送信号的帧恢复同步。具体地说,例如如图20所示,切换控制部SC在时刻 t_0 根据由天线编号No.3检测出的帧(m)的同步信号,将接收帧(m')中的定时 $t1'_m$ 、 $t2'_m$ 分别修正为定时 $t1_m$ 、 $t2_m$ 并在帧(m)中使接收帧同步恢复。

在这样恢复同步之后,选择控制部C1对恢复后的下一个帧的强度接收天线编号N201设定检测出同步的天线的下一个天线编号,对影像接收天线编号N202继续设定检测出同步的天线的天线编号。例如在图20中表示以下情况:在恢复同步的下一个帧($m+1$)中,设定天线编号No.4作为与强度接收期间(TI)对应

的强度接收天线，继续设定天线编号No.3作为与影像信号期间(TV)对应的影像接收天线。

之后，选择控制部C1以及切换控制部SC重复执行图19所示的普通的天线切换处理。其中，选择控制部C1对每一帧在帧开头从影像信号S201中检测同步信号，根据检测结果对同步信号检测有无变量N203设定“0”或“1”，切换控制部SC参照同步信号检测有无变量N203，在是“1”的情况下执行图19所示的普通的天线切换。

在此，参照图21所示的流程图说明接收装置202进行的天线切换处理的处理过程。通过选择控制部C1以及切换控制部SC进行该天线切换处理。如图21所示，首先作为初始设定，选择控制部C1进行天线编号初始化处理，对强度接收天线编号N201以及影像接收天线编号N202进行初始化(步骤S101)。在该步骤S101中，选择控制部C1例如对影像接收天线编号N202设定天线编号No.1，对强度接收天线编号N201设定天线编号No.2。此外，如图17所示，在此可设定的天线编号No.1~No.8分别对应于天线206a~206h。

接着，选择控制部C1进行同步信号检测处理，在帧的开头从发送信号中检测同步信号，根据检测结果对同步信号检测有无变量N203设定“0”或“1”(步骤S102)。然后，判断是否检测出同步信号、即是否对同步检测有无变量N203设定“1”(步骤S103)，在检测出同步信号的情况下(步骤S103：是)，执行图19所示的同步期间的普通天线切换处理(步骤S104)，在没有检测出同步信号的情况下(步骤S103：否)，执行图20示出的用于恢复非同步期间的同步的同步恢复天线切换处理(步骤S105)。之后，选择控制部C1以及切换控制部SC反复执行从步骤S102开始的处理直到有规定的处理结束的指示。

下面参照图22所示的流程图来说明步骤S104中的普通天线切换处理过程。如图22所示,首先,切换控制部SC判断强度接收期间是否开始(步骤S111)。在强度接收期间开始了的情况下(步骤S111:是),切换控制部SC向切换开关SW输出切换到与被设定为强度接收天线编号N201的天线编号对应的天线的指示(步骤S112),切换开关SW切换到所指示的天线。之后,切换控制部SC在图19示出的定时 $t1_n$ 对取样保持电路215以及A/D转换部216进行强度接收天线的接收电场强度的检测处理(步骤S113)。

接着,切换控制部SC根据影像信号期间的开始而向切换开关SW输出切换到设定为影像接收天线编号N202的天线的指示(步骤S114),切换开关SW切换到所指示的接收天线。此外,该步骤S114的切换时期可以不是影像信号期间的开始,只要是强度接收天线的电场强度测量处理结束了的阶段,也可以是强度接收期间内。

之后,切换控制部SC判断影像信号期间是否开始(步骤S115)。这里所说的影像信号期间也可以是在影像信号期间内包含有控制信号等的情况下发送影像信号的期间。然后,在影像信号期间开始的情况下(步骤S115:是),在图19示出的定时 $t2_n$ 对取样保持电路215以及A/D转换部216进行强度接收天线的接收电场强度的检测处理(步骤S116)。

接着,选择控制部C1判断在影像信号期间接收到的影像接收天线的接收电场强度(影像接收天线强度)是否比在强度接收期间接收到的强度接收天线的接收电场强度(强度接收天线强度)小(步骤S117)。在影像接收天线强度比强度接收天线强度小的情况下(步骤S117:是),将影像接收天线编号作为强度接收天线编号而设定为强度接收天线编号N201(步骤S118),并转移

到步骤S119。另一方面，在影像接收天线强度不小于强度接收天线强度的情况下(步骤S117: 否)、即影像接收天线强度超过强度接收天线强度的情况下，直接使强度接收天线编号N201的值递增(步骤S119)。

之后，判断强度接收天线编号的值和影像接收天线编号的值是否一致(步骤S120)，在一致的情况下(步骤S120: 是)，转移到步骤S119并进一步使强度接收天线编号的值递增，在不一致的情况下(步骤S120: 否)进一步判断强度接收天线编号是否是最终编号(No.8)(步骤S121)。在此，在强度接收天线编号不是最终编号的情况下(步骤S121: 否)返回到步骤S104，在强度接收天线编号是最终编号的情况下(步骤S121: 是)，进一步判断影像接收天线编号是否是No.1(步骤S122)。

然后，选择控制部C1在影像接收天线编号不是No.1的情况下(步骤S122: 否)，对强度接收天线编号N201设定天线编号No.1(步骤S123)，在影像接收天线编号是No.1的情况下(步骤S122: 是)，对强度接收天线编号N201设定天线编号No.2(步骤S124)，返回到步骤S104。

下面，参照图23所示的流程图来说明步骤S105中的同步恢复天线切换处理过程。如图23所示，首先，选择控制部C1将强度接收天线编号N201和影像接收天线编号N202设定变更为相同的天线编号(步骤S131)。接着，选择控制部C1在规定帧期间中、例如在2帧的期间中进行同步信号检测处理，从发送信号中检测同步信号，根据检测结果对同步信号检测有无变量N203设定“0”或“1”(步骤S132)，判断是否检测出同步信号、即是否对同步检测有无变量N203设定了“1”(步骤S133)。

在没有检测出同步信号的情况下(步骤S133: 否)，选择控制部C1判断作为规定帧周期是否经过了例如2帧周期(步骤

S134), 在没有经过2帧周期的情况下(步骤S134: 否), 重复进行从步骤S132开始的处理。另外, 在经过了2帧周期的情况下(步骤S134: 是), 在使强度接收天线编号N201和影像接收天线编号N202一起递增之后(步骤S135), 重复进行从步骤S132开始的处理。

另一方面, 在检测出同步信号的情况下(步骤S133: 是), 切换控制部SC根据检测出的同步信号来修正强度接收期间以及影像信号期间的强度检测定时, 恢复发送接收的同步(步骤S136)。之后, 选择控制部C1使强度接收天线编号N201递增(步骤S137), 并返回到步骤S105。此外, 在此对影像接收天线编号N202继续设定同步恢复时的天线编号。

如以上所说明, 在本实施方式五所涉及的接收装置202中, 在影像信号期间测量影像信号的接收电场强度, 在强度接收期间依次切换到接收影像信号的接收天线以外的接收天线来测量接收电场强度, 在强度接收期间测量的接收电场强度超过了在影像信号期间测量的接收电场强度的情况下, 将在该强度接收期间切换的接收天线切换为影像信号期间的接收天线, 因此可以缩短强度接收期间, 并且可以使强度接收期间的接收天线的切换所花费的时间具有余量, 因此可以对天线切换以及接收电场强度测量所涉及的结构不要求高速性而设为简易的结构。

另外, 参照同步信号检测有无变量N203, 在检测出发送信号中的同步信号的情况下执行普通的天线切换处理, 在没有检测出的情况下执行用于恢复同步的天线切换处理, 因此可以准确地进行接收电场强度的测量, 并且可以通过根据该测量结果而选择的天线准确地接收影像信号, 能够进一步提高接收动作的准确性、可靠性。

(实施方式六)

下面说明本发明的实施方式六。在本实施方式六中，是在实施方式五中的接收电路211与取样保持电路215之间进一步设置峰值保持电路218的结构。

图24是表示本发明的实施方式六所涉及的接收装置222的结构框图。如图24所示，接收装置222在接收装置202的基础上还具备峰值保持电路218，保持从接收电路211输出的接收强度信号S202的峰值。

因此，切换控制部SC在强度接收期间的开始时期将信号Sr输出到峰值保持电路218，如图25所示，在定时tr1复位。之后，切换控制部SC在取样保持电路215的检测定时t3时获取峰值保持电路218所保持的峰值，在影像信号期间的开始时期在定时tr2再次使峰值保持电路218复位。取样保持电路215在该定时tr2后的定时t4获取峰值保持电路218所保持的峰值。即，取样保持电路215可以对从定时tr1开始到定时t3为止的期间的峰值进行取样，并且对从定时tr2开始到定时t4为止的期间的峰值进行取样，可以更高精度地进行接收电场强度测量。

另外，在同步恢复天线处理中检测出同步信号的情况下，如图26所示，切换控制部SC根据检测出的同步信号来修正强度接收期间及影像信号期间的强度检测定时和峰值保持复位定时，使接收帧相对于发送信号的帧恢复同步。即，在时刻t0根据由天线编号No.3检测出的帧(m)的同步信号，将接收帧(m')中的定时t3'_m、t4'_m修正为定时t1_m、t2_m，并且将复位定时tr1'_m、tr2'_m修正为定时tr1_m、tr2_m，在帧(m)中使接收帧恢复同步。

此外，在上述的实施方式五和六中，在每一个帧周期依次切换天线，以简易的结构不进行高速处理而进行天线切换处理，但是例如也可以利用可高速切换的电路结构来实现可在帧周期内切换全部天线的天线切换处理，在非同步期间的1帧周期中执

行同步恢复天线切换处理，由此可以立即进行同步恢复。

产业上的可利用性

如上所述，本发明所涉及的接收装置用于通过多个接收天线来接收包含有由进行移动的发送装置发送的图像信息的无线信号的接收装置，特别是适用于通过多个接收天线来接收包含有由被检体内的胶囊型内窥镜(被检体内导入装置)发送的图像信息的无线信号的接收装置。

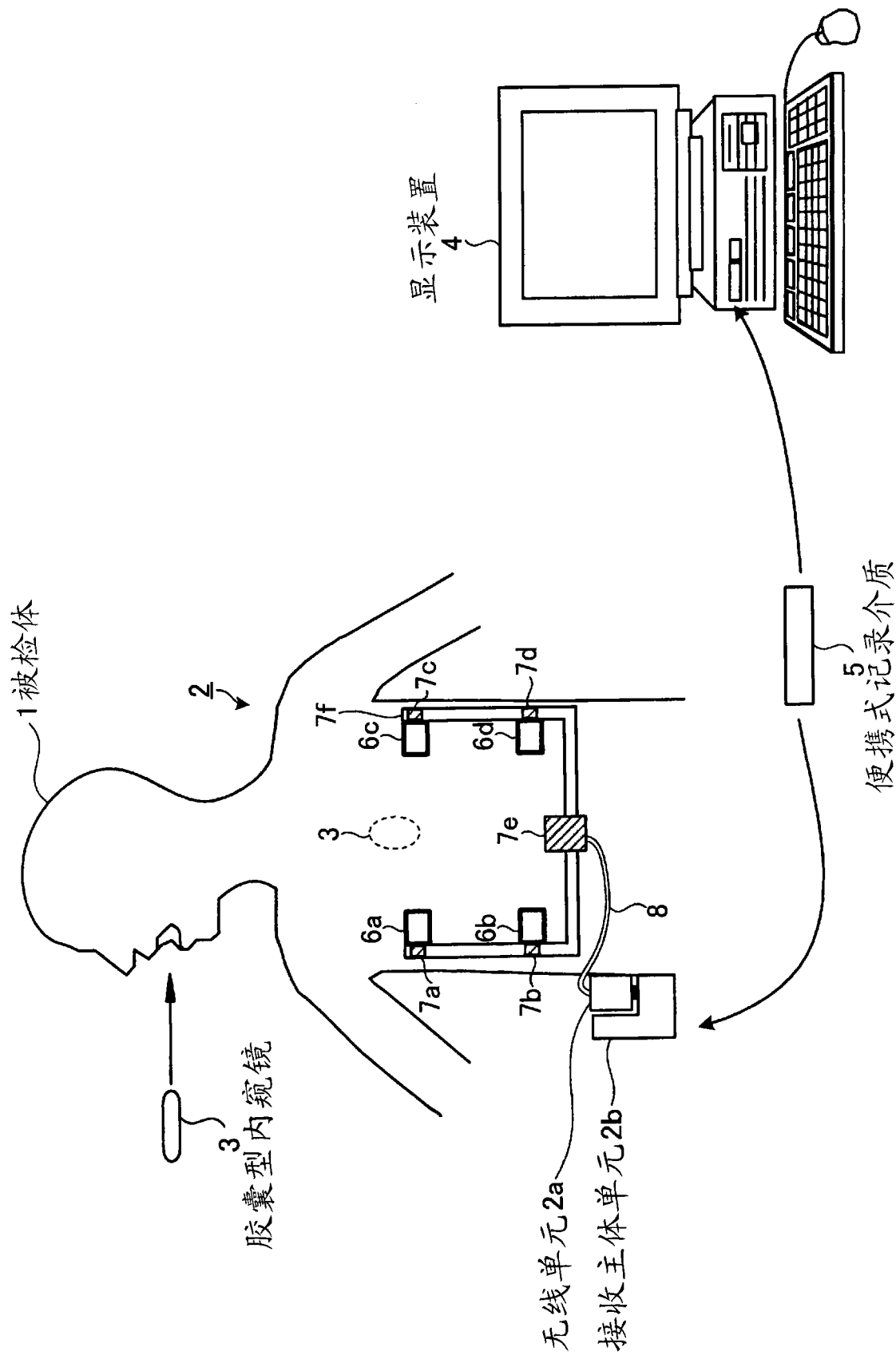


图 1

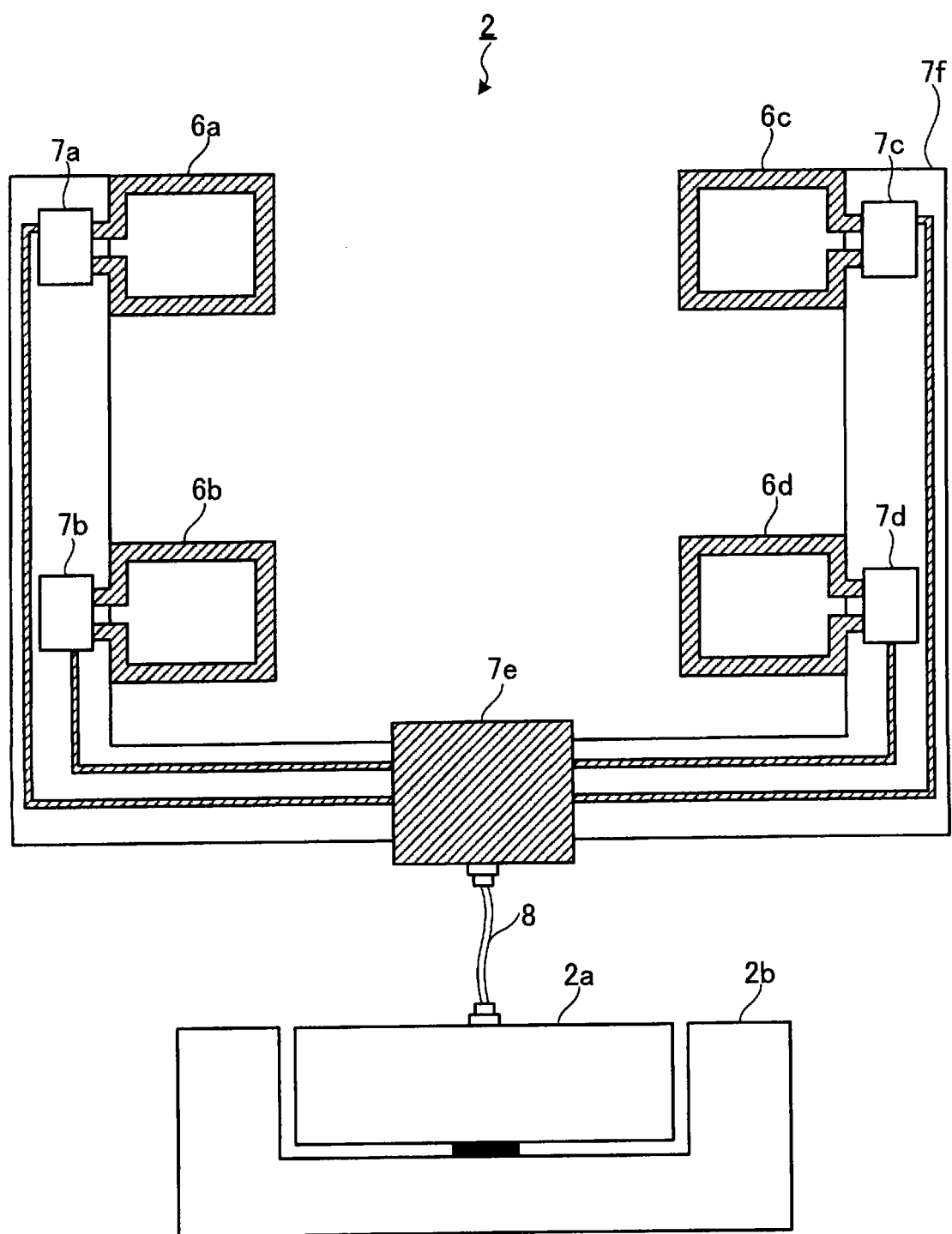


图 2

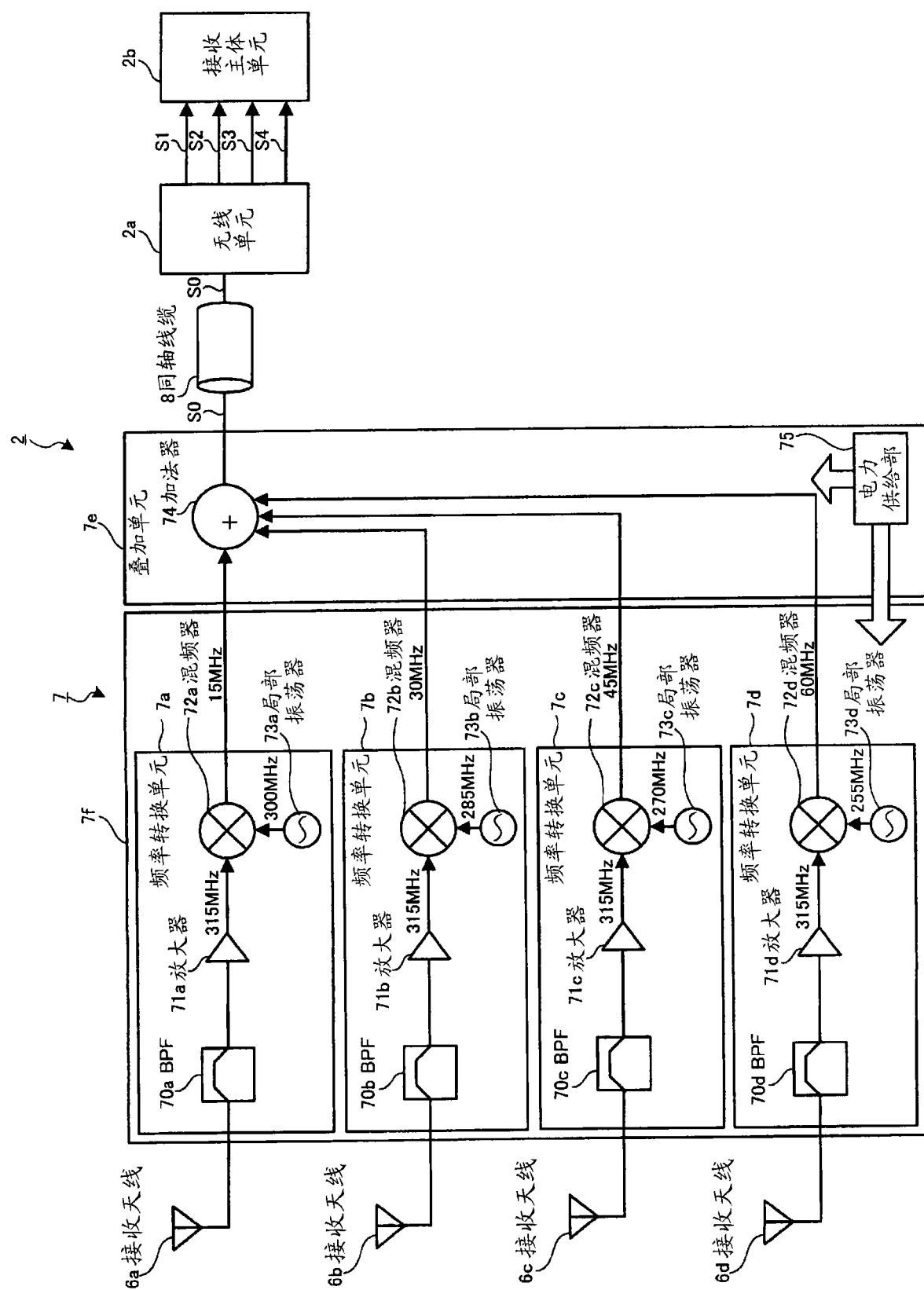


图 3

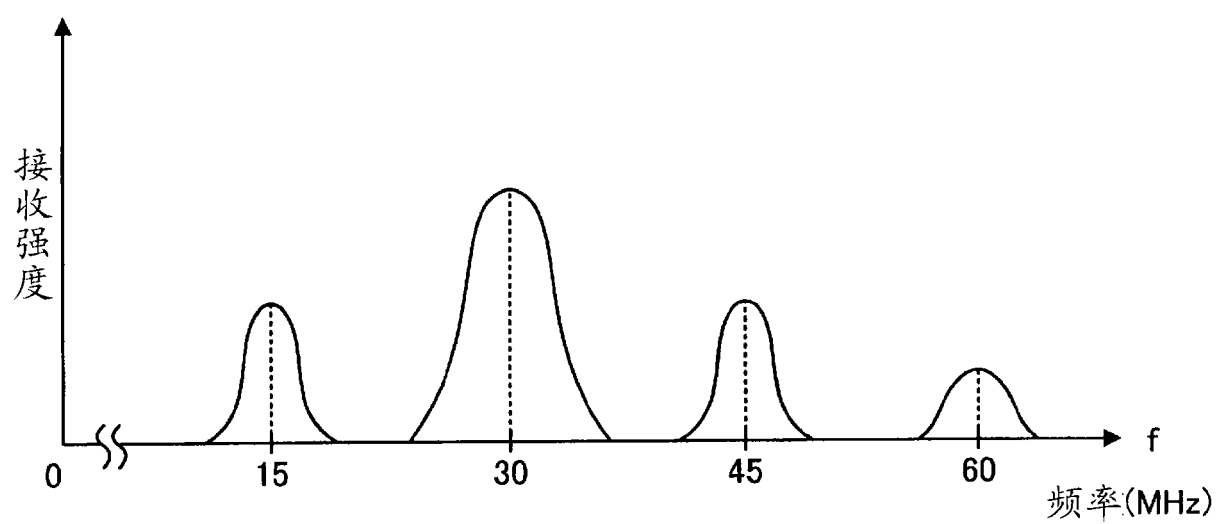


图 4

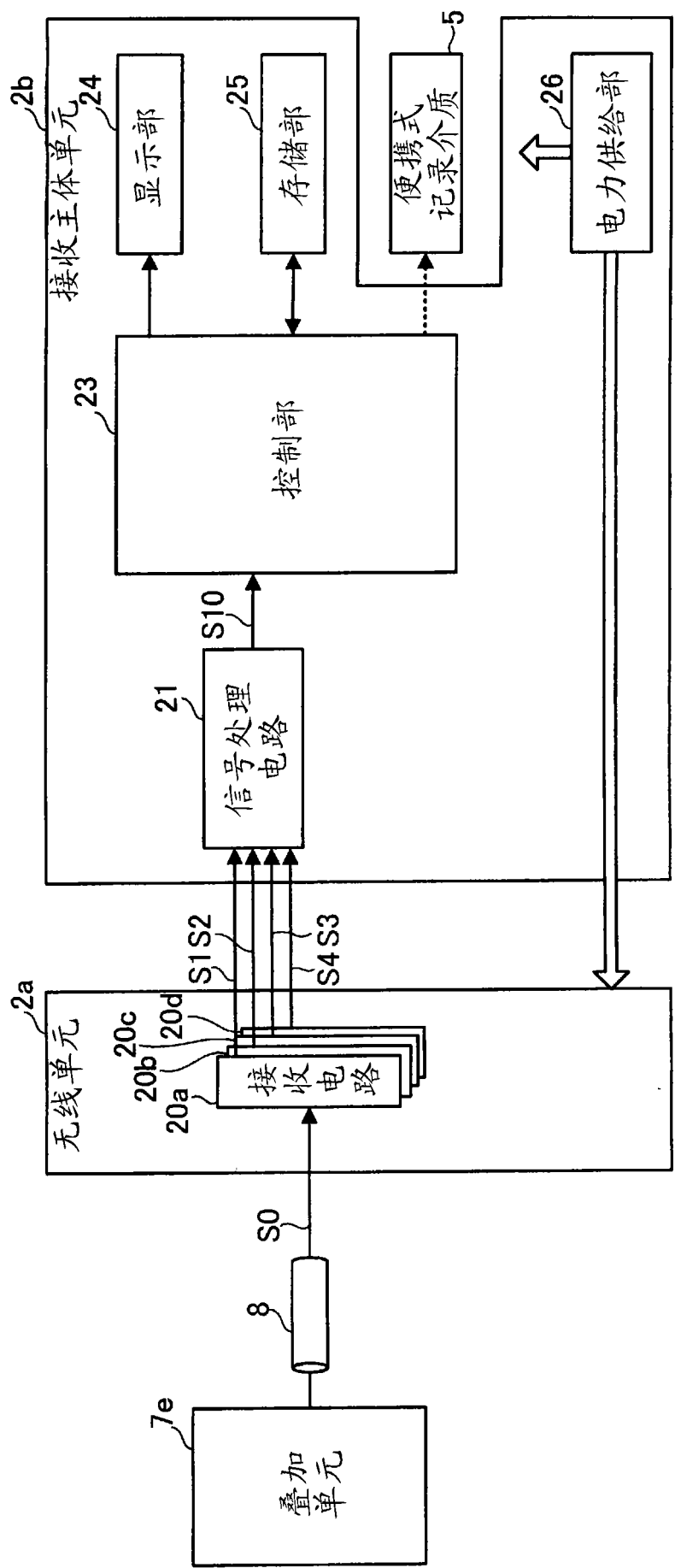


图 5

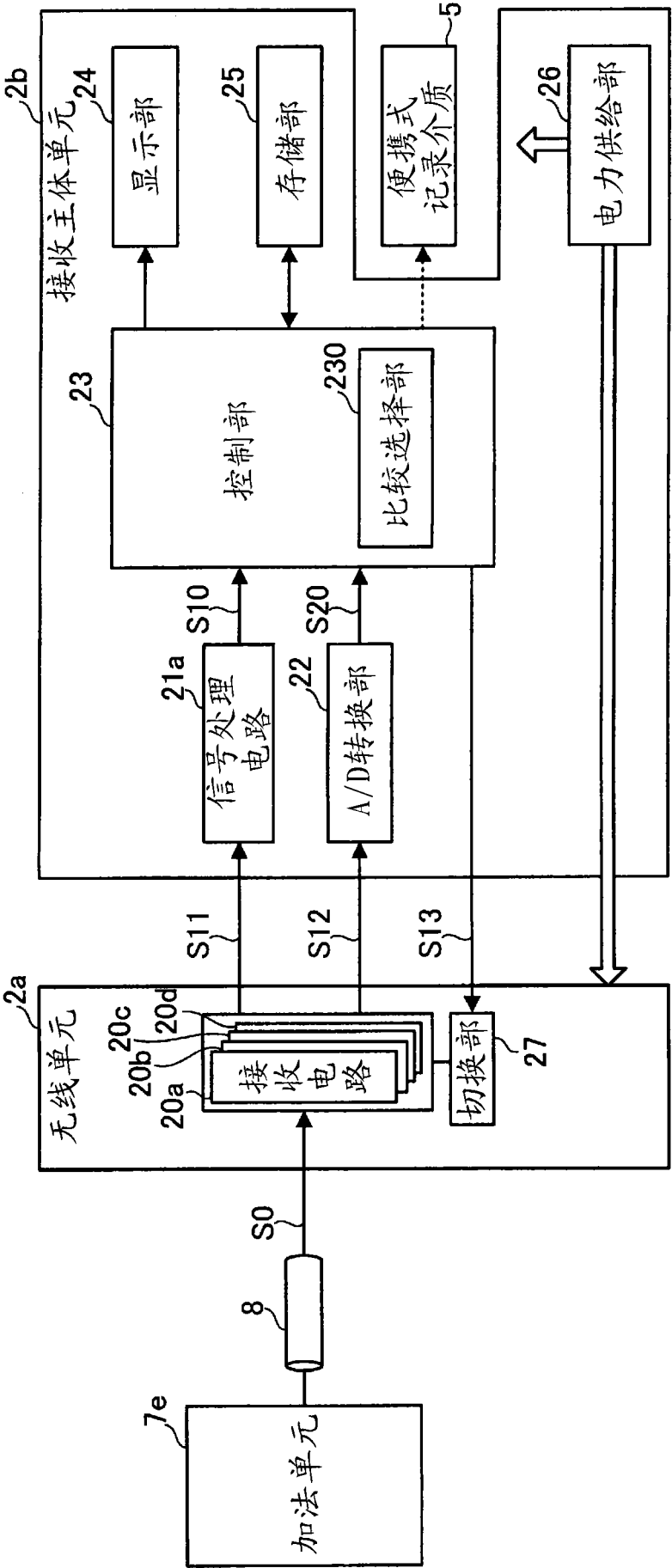


图 6

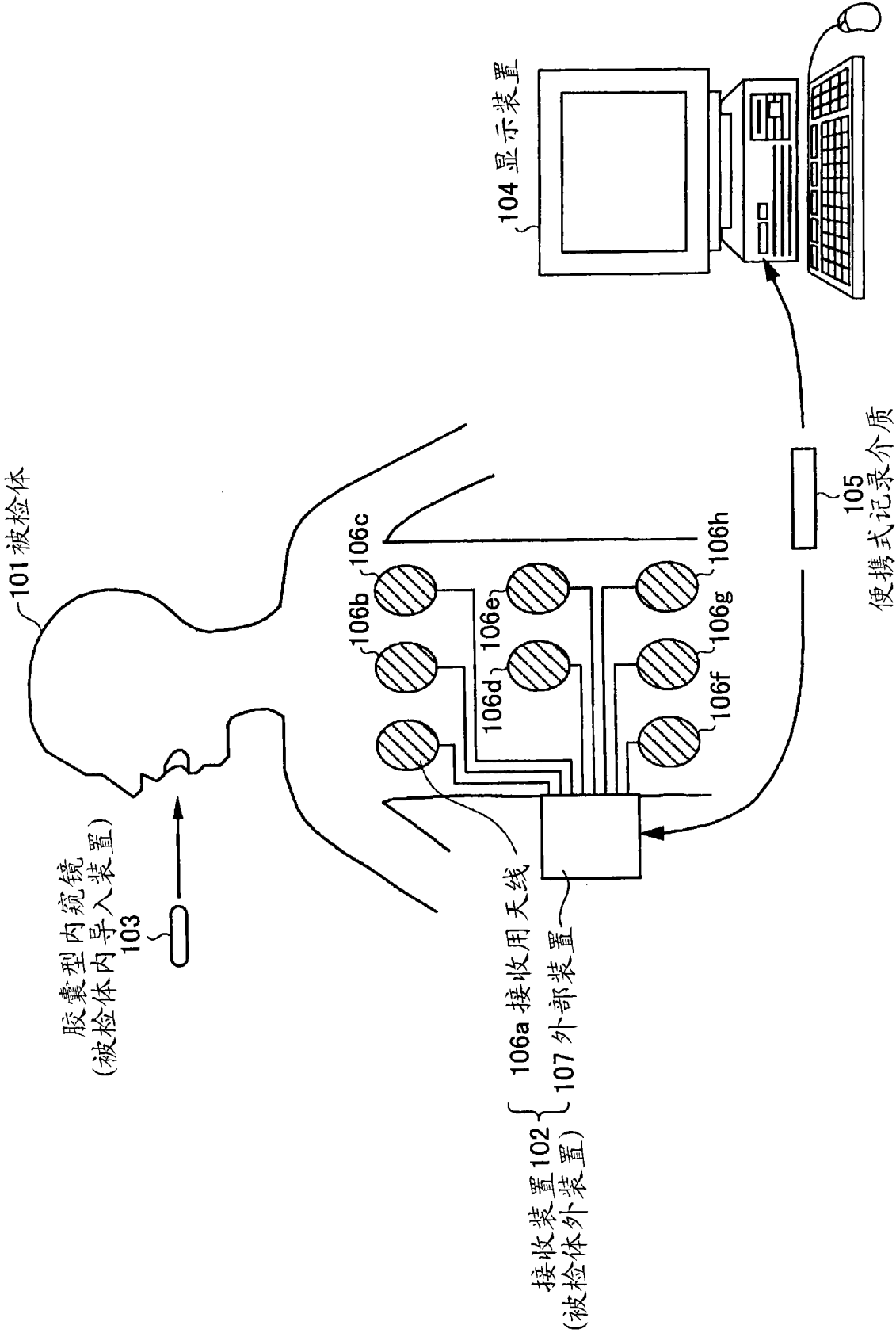


图 7

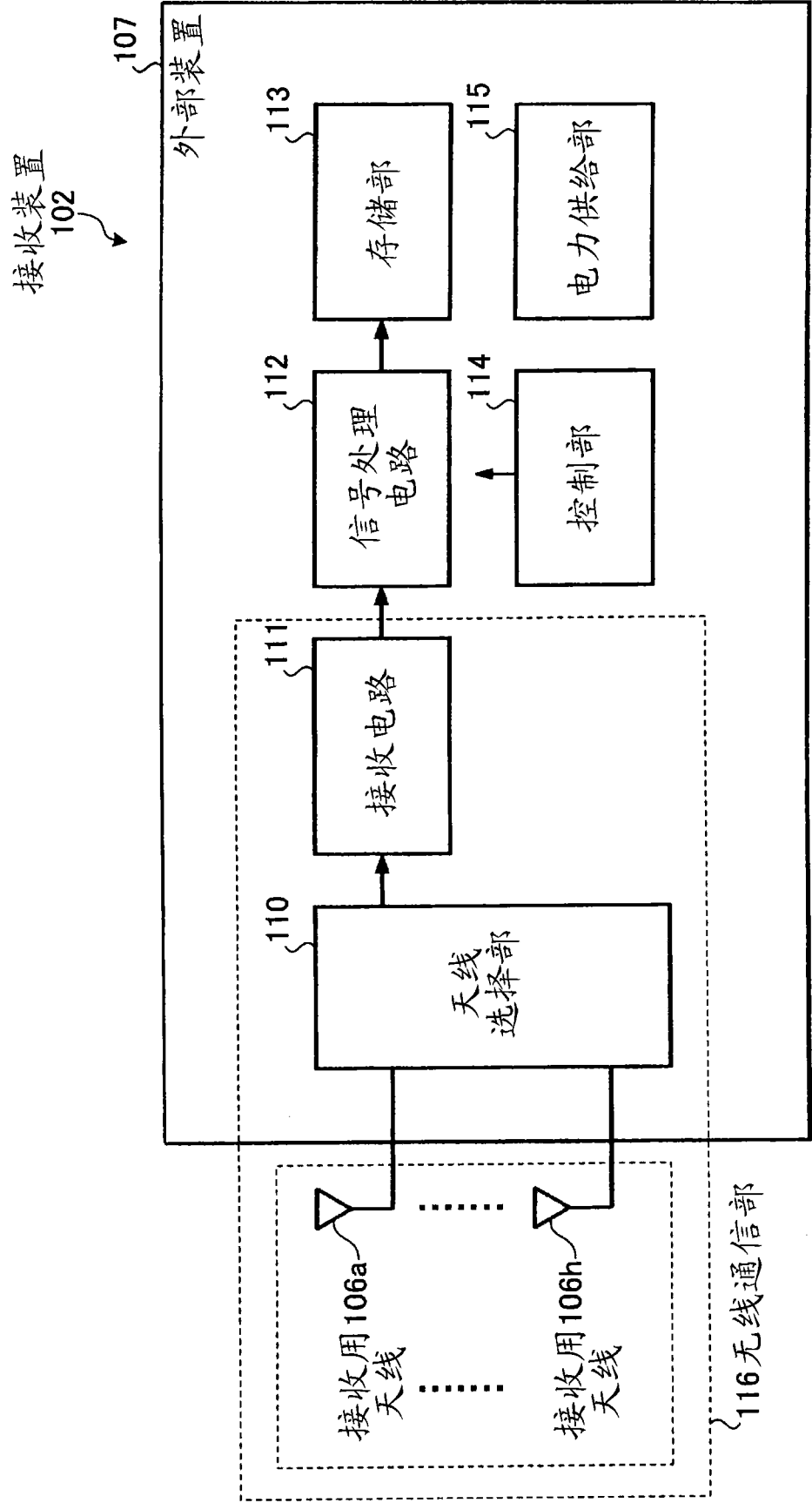


图 8

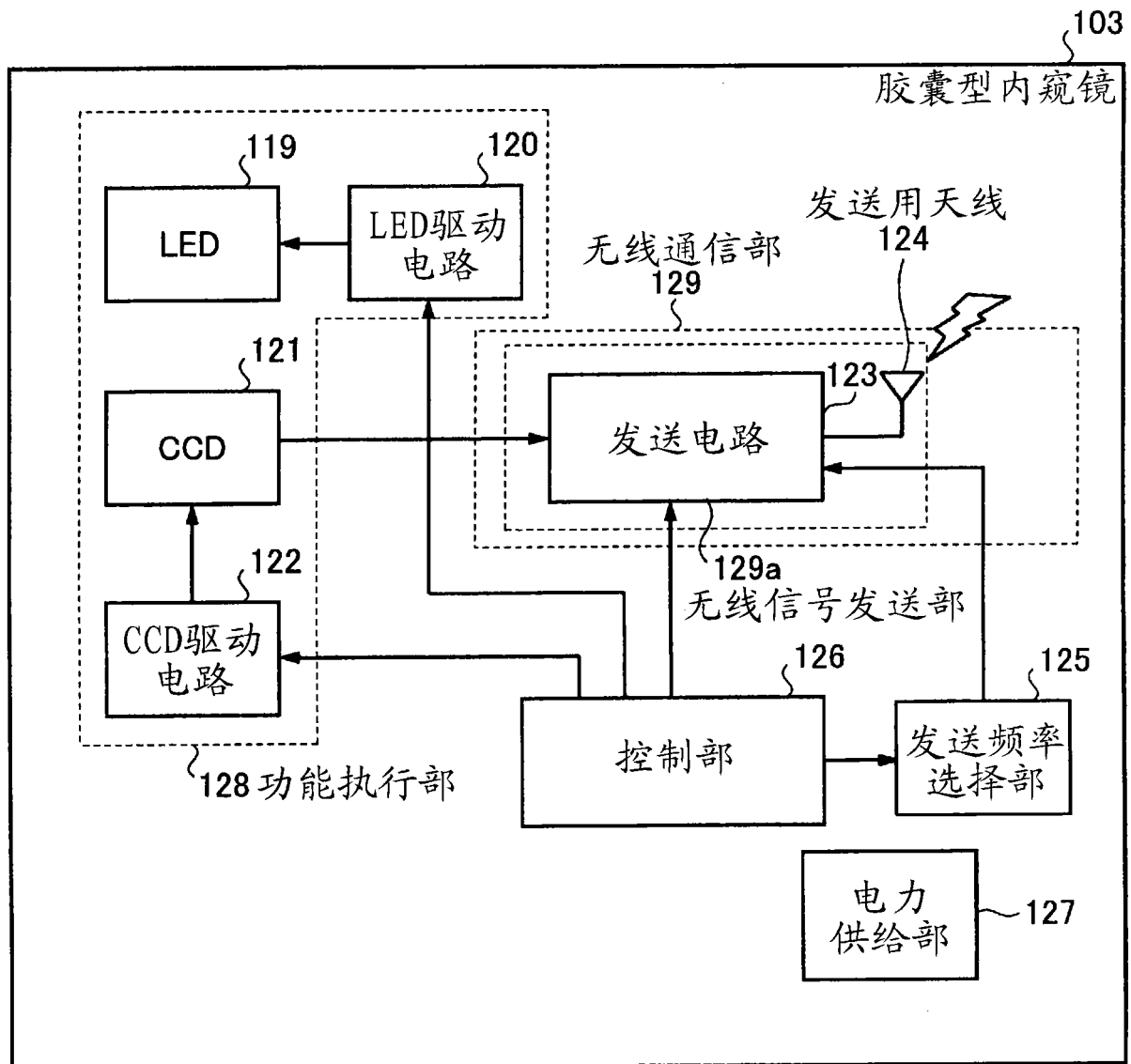


图 9

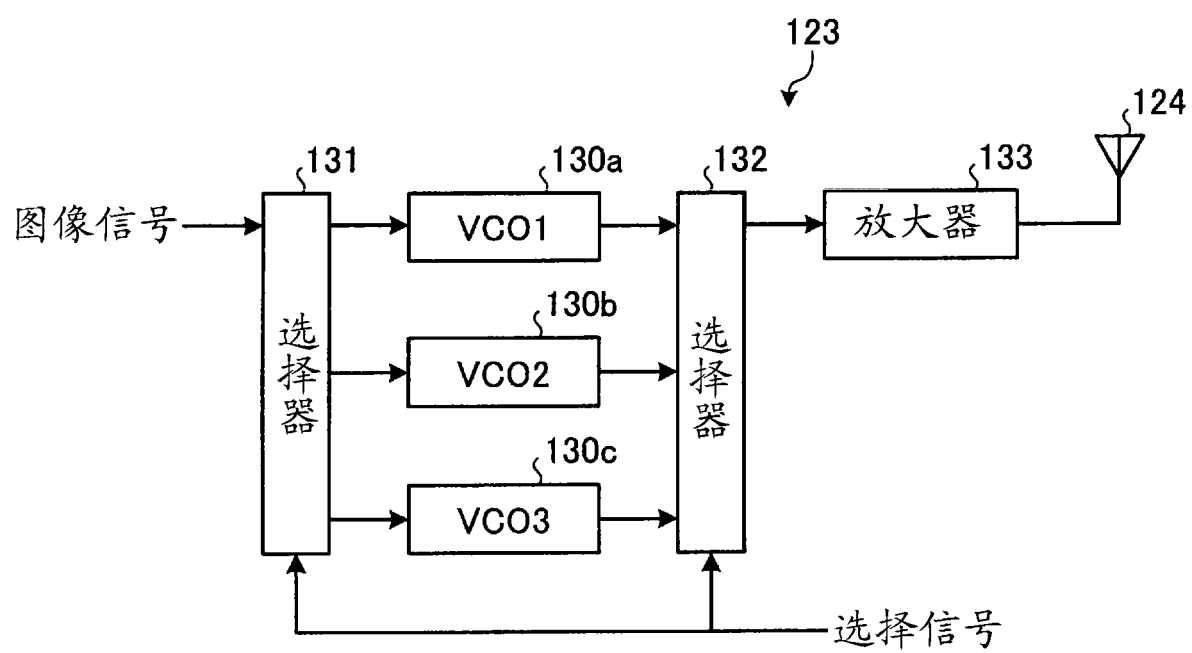


图 10

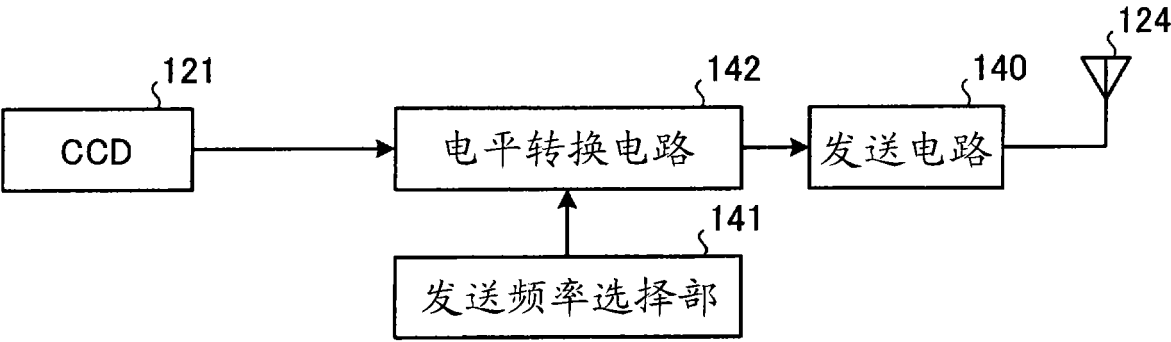


图 11

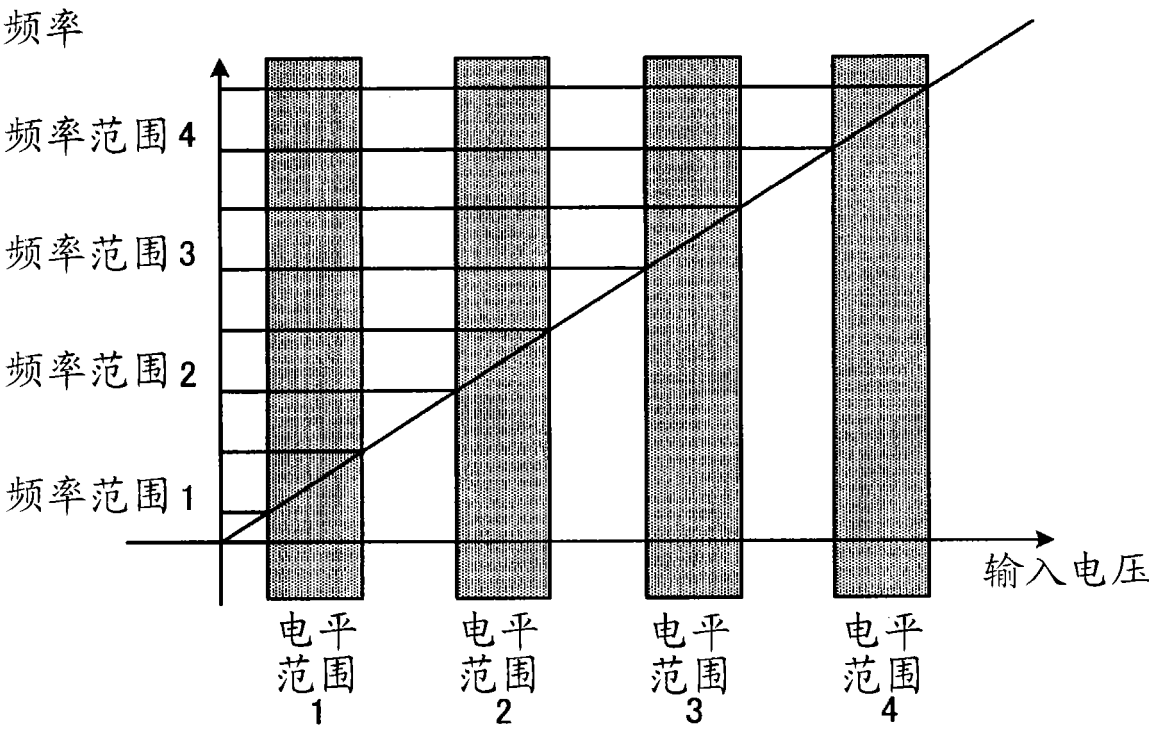


图 12

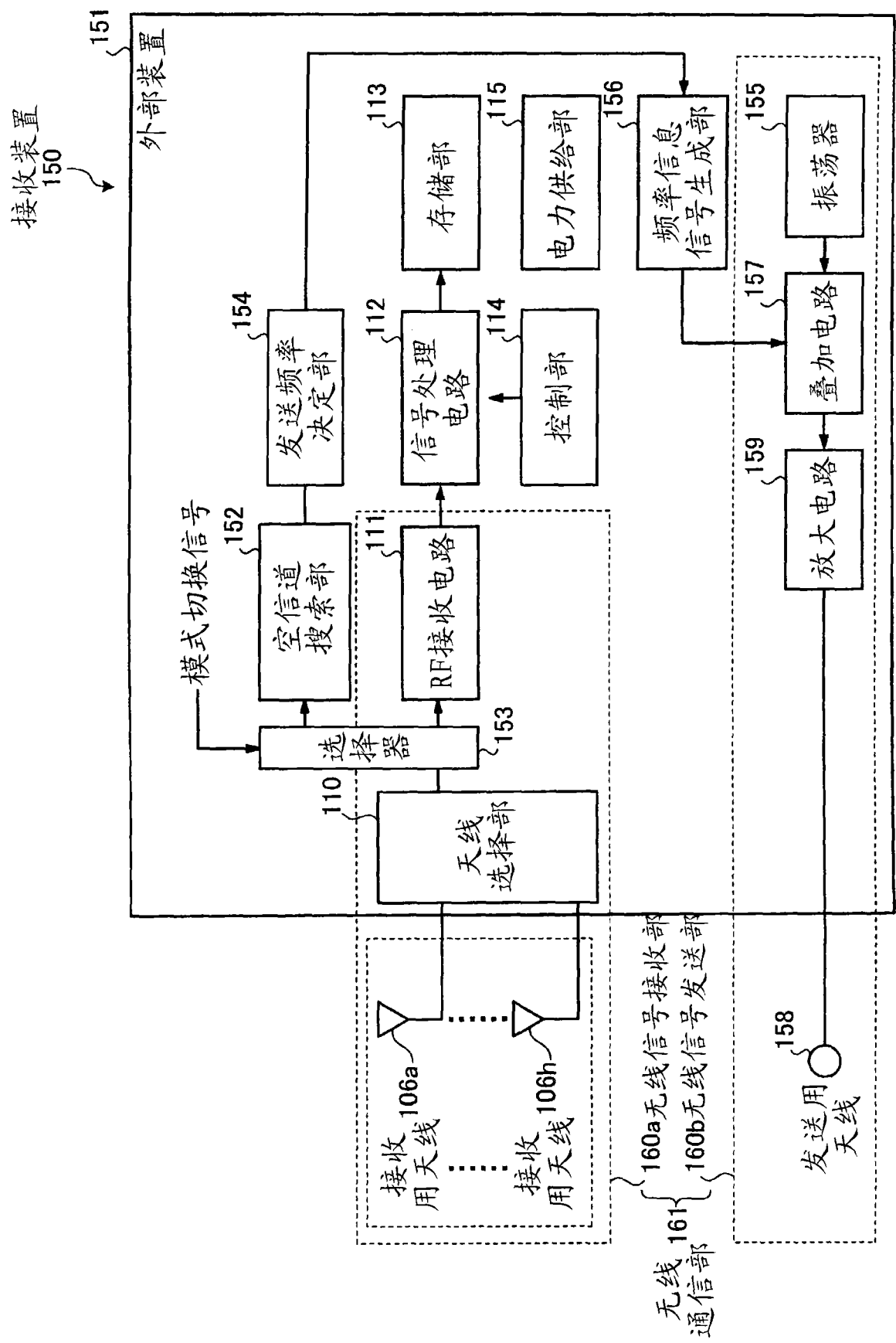


图 13

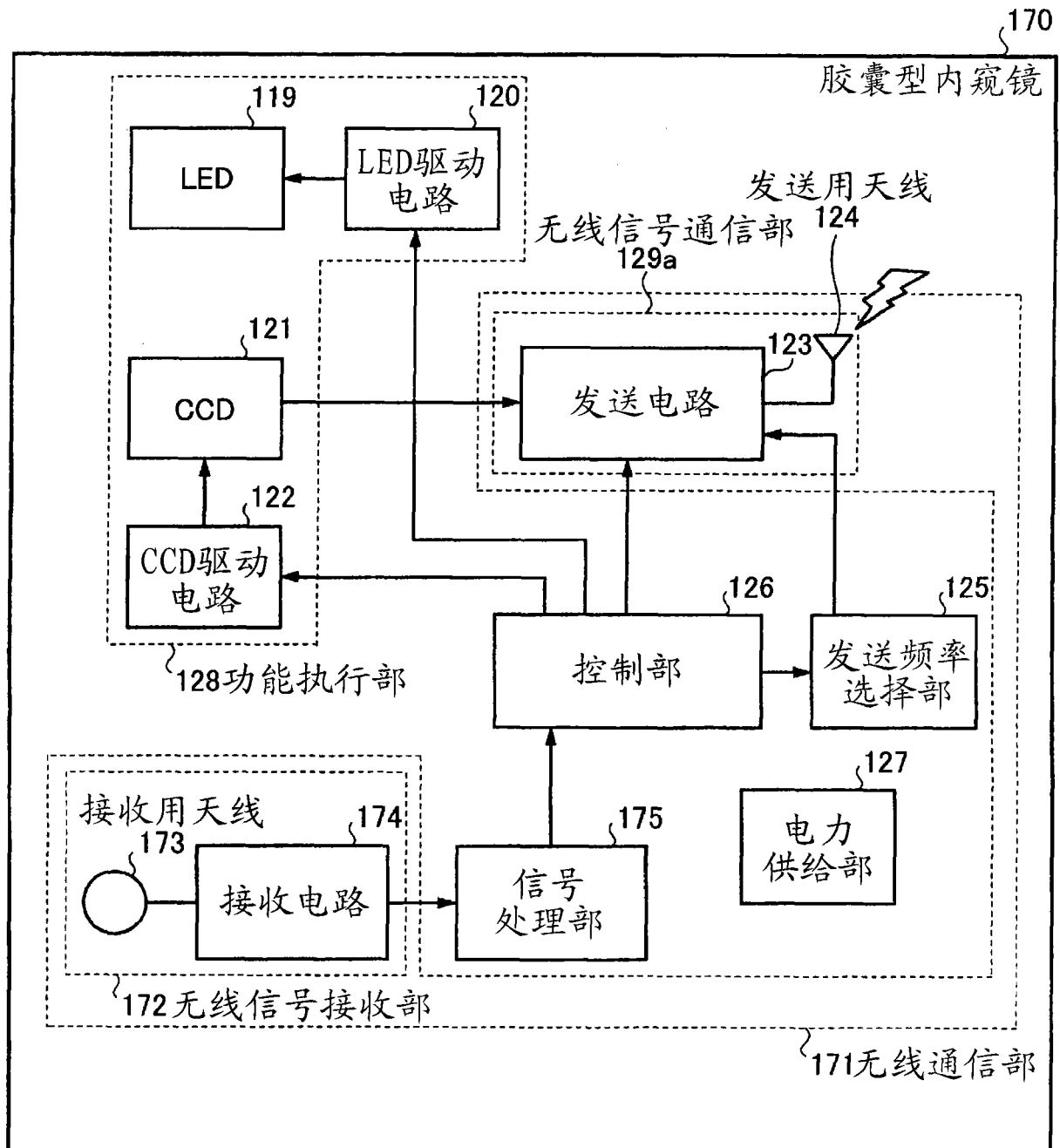


图 14

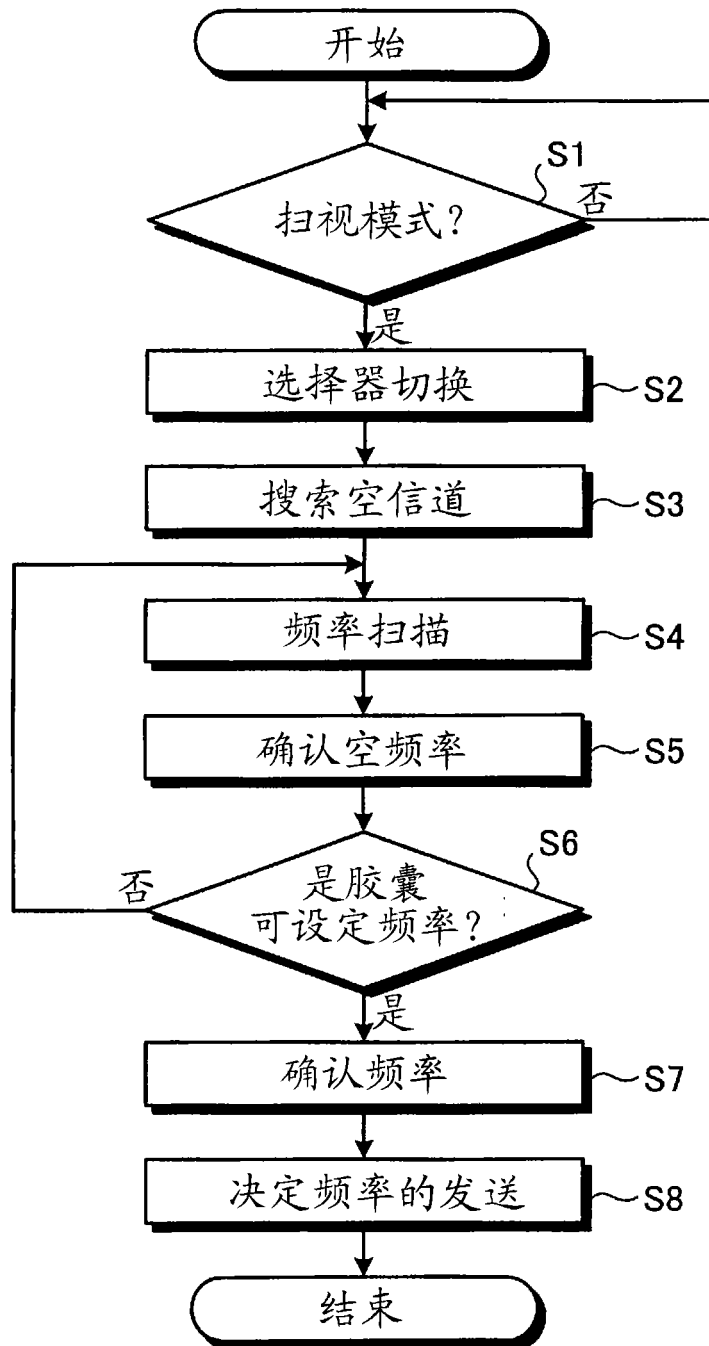


图 15

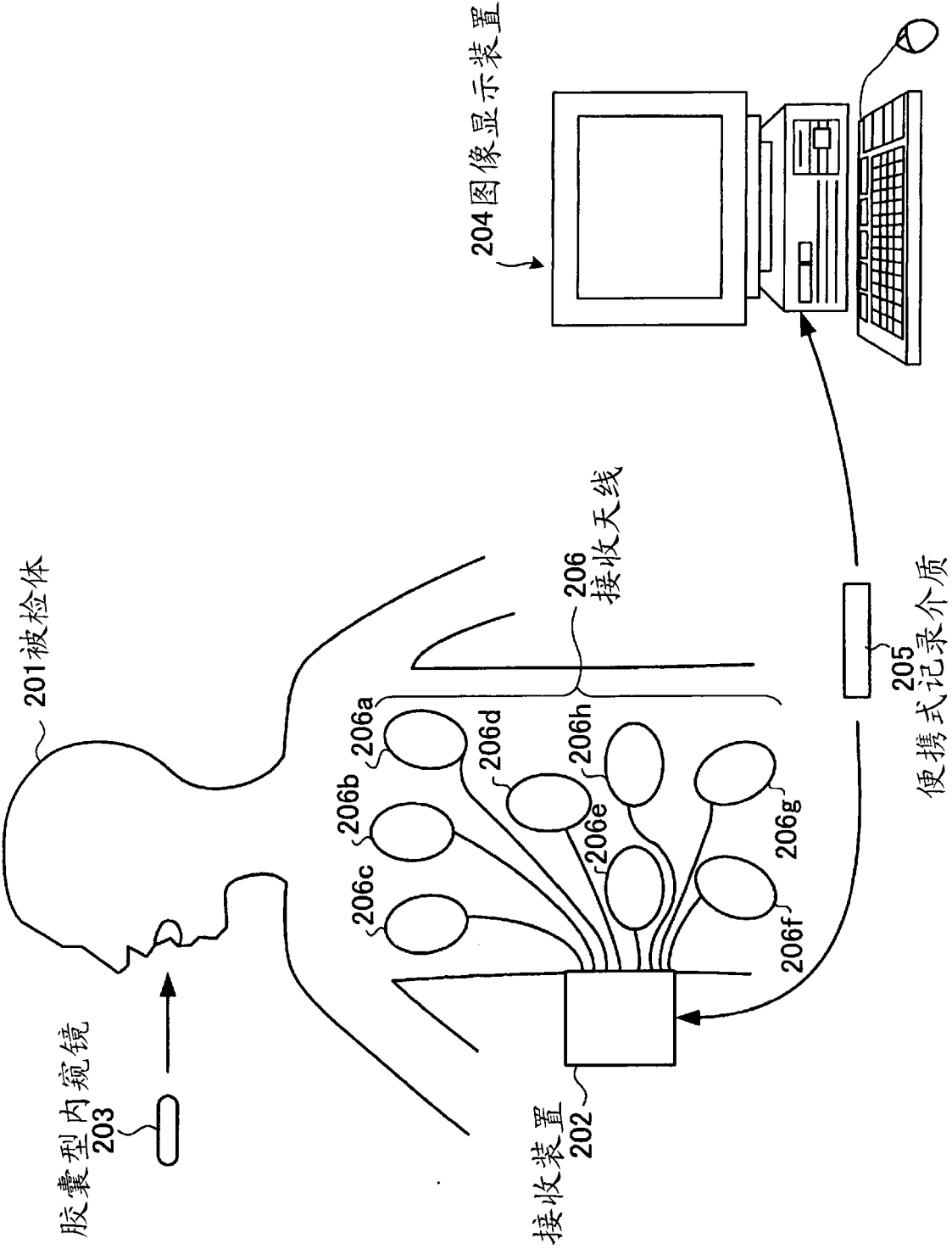


图 16

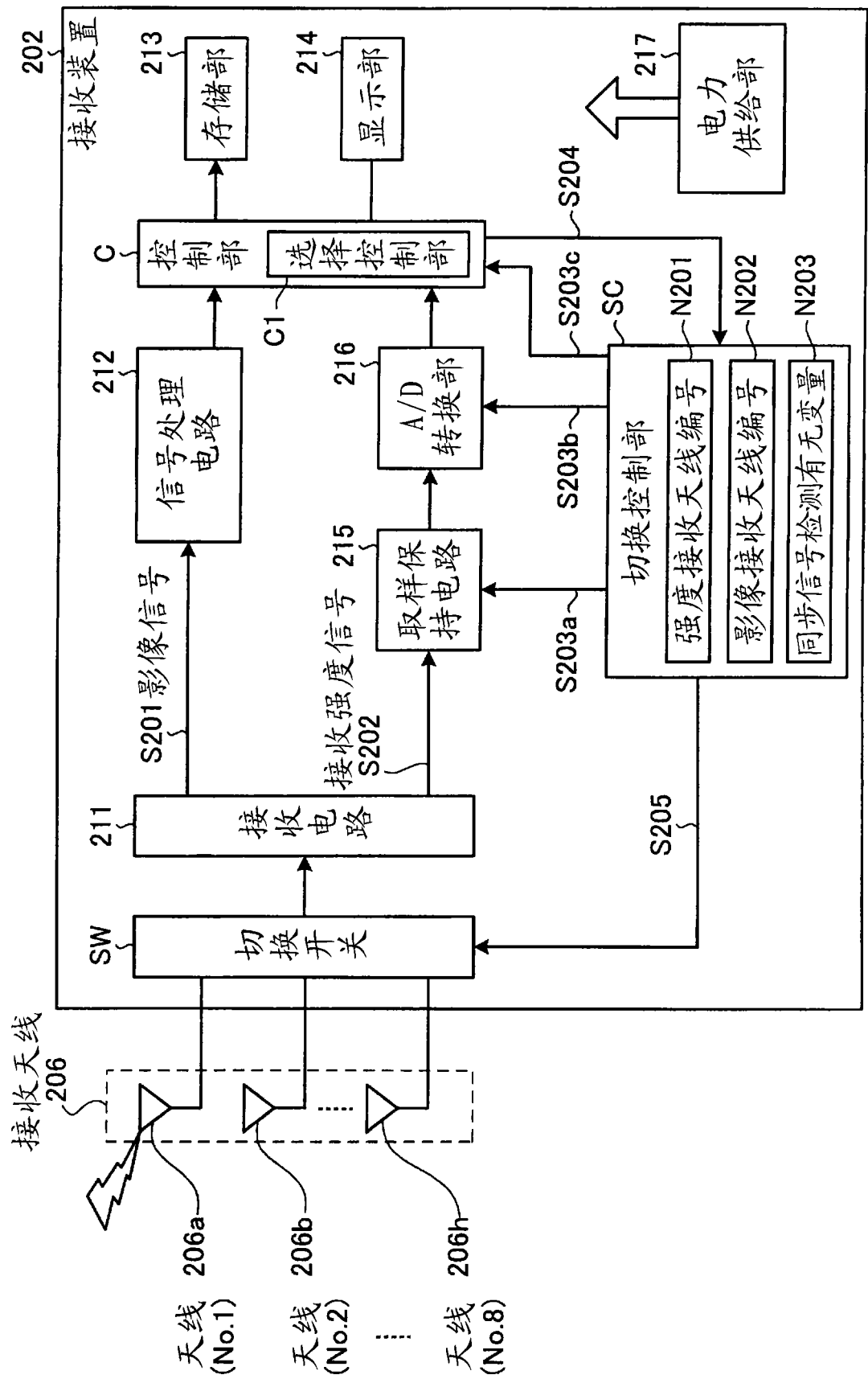


图 17

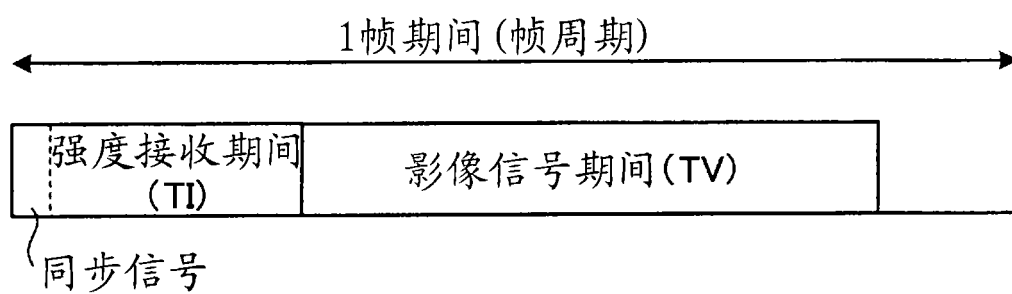


图 18

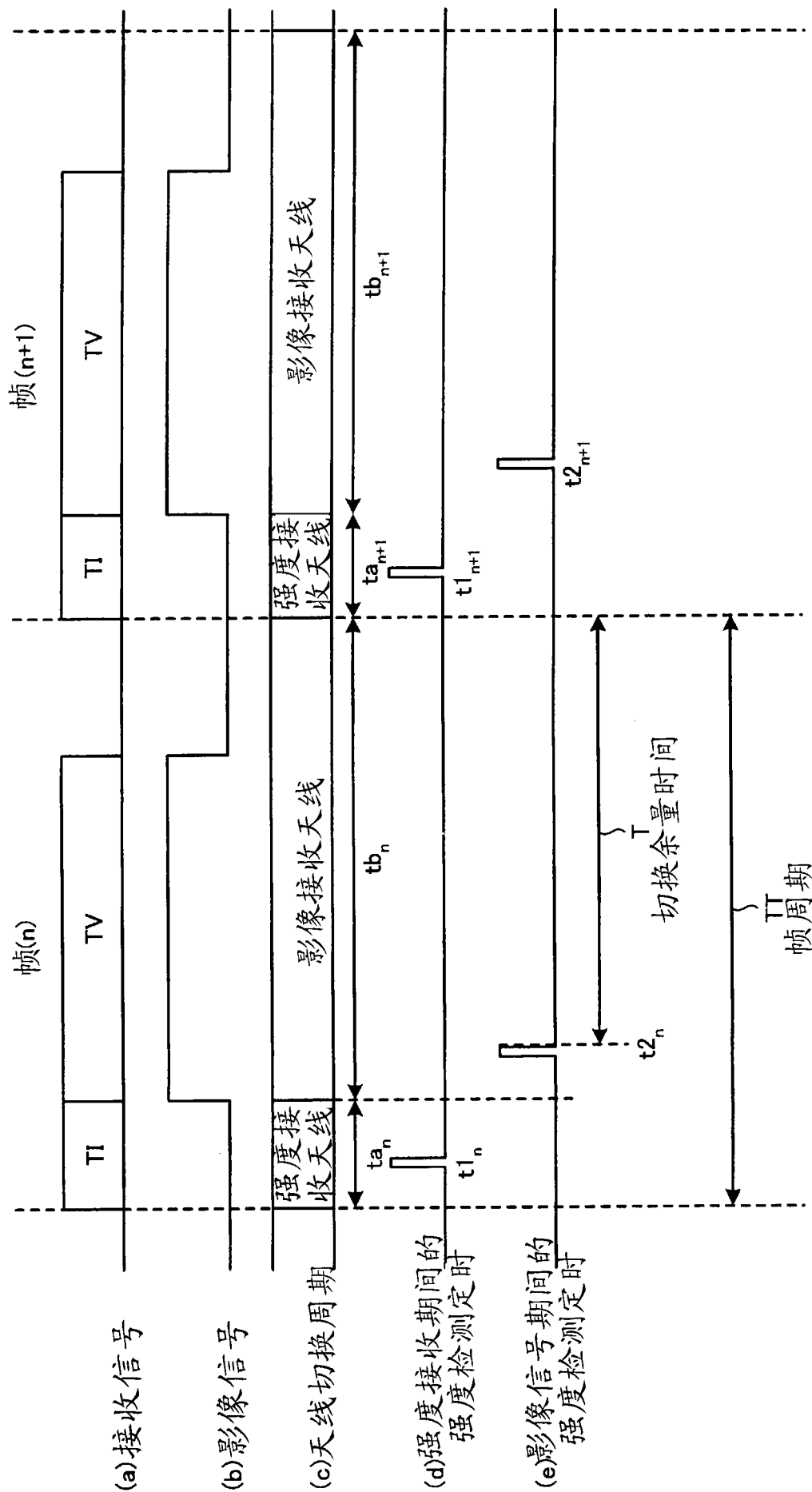
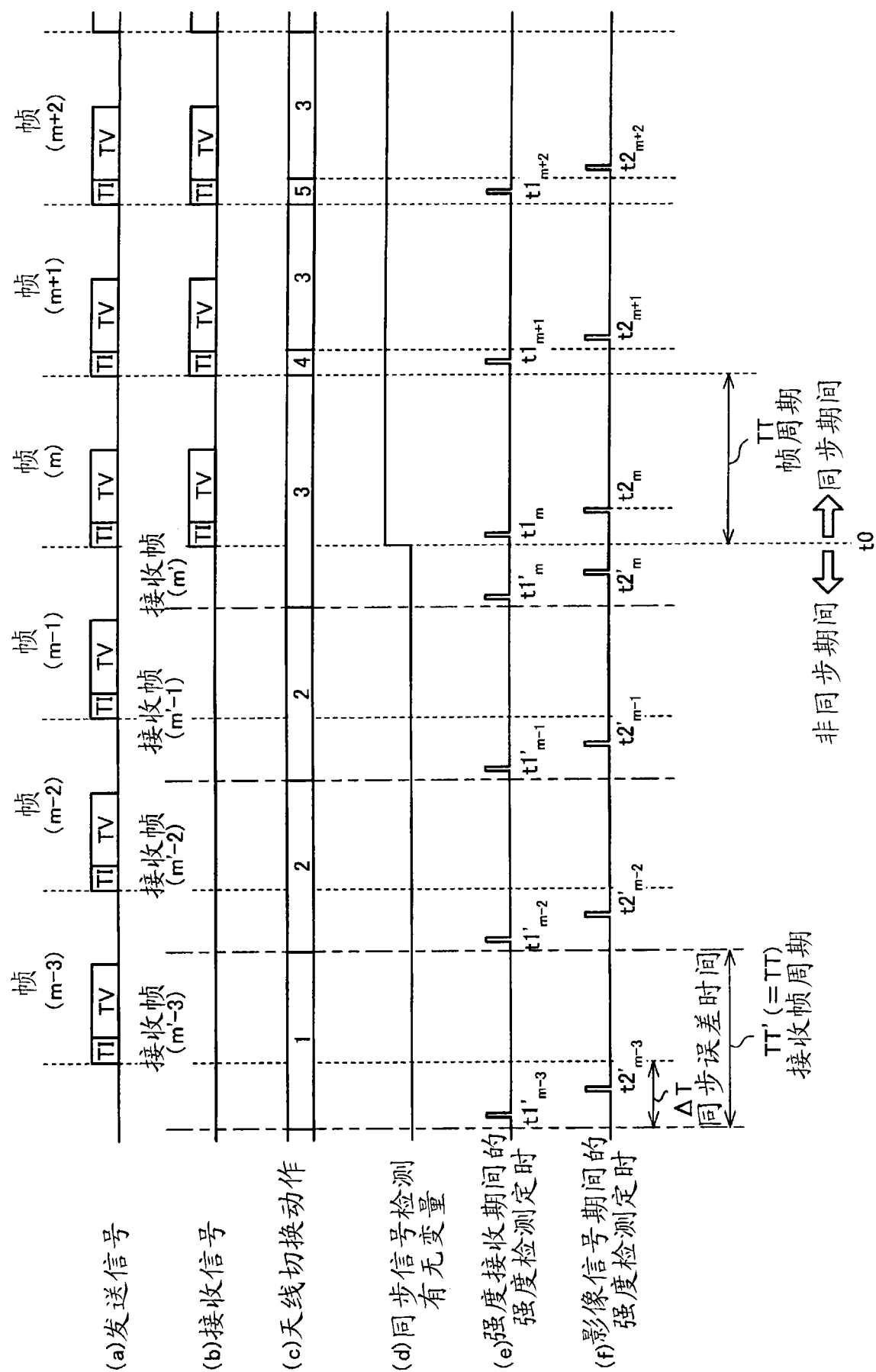


图 19



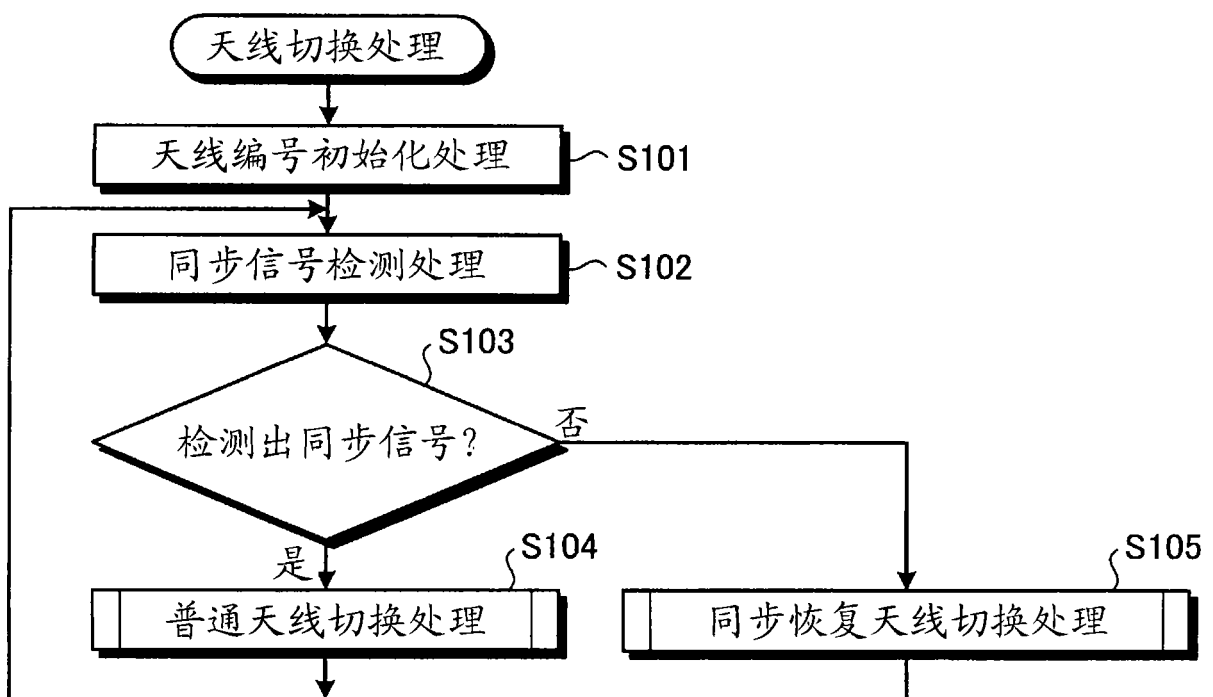


图 21

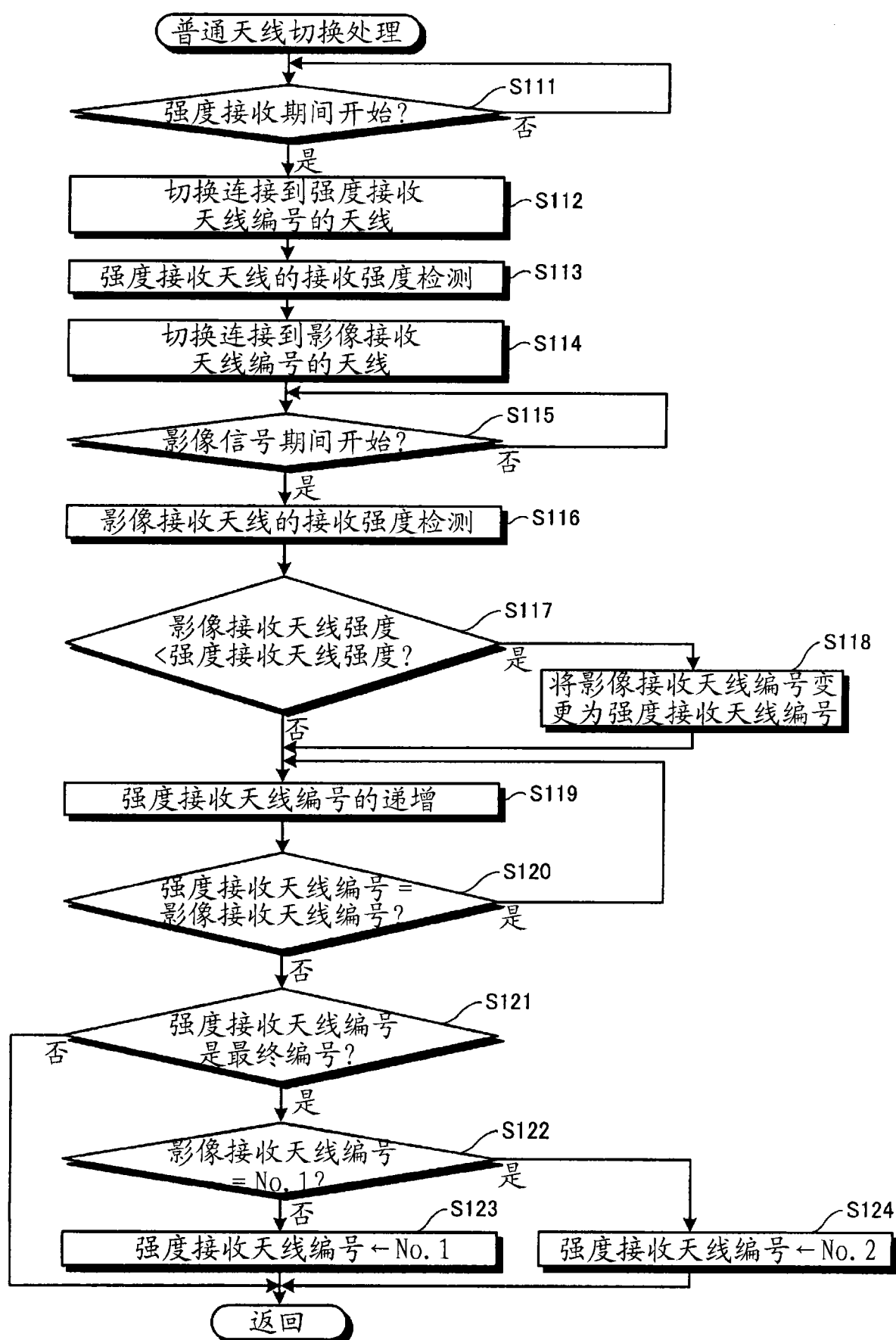


图 22

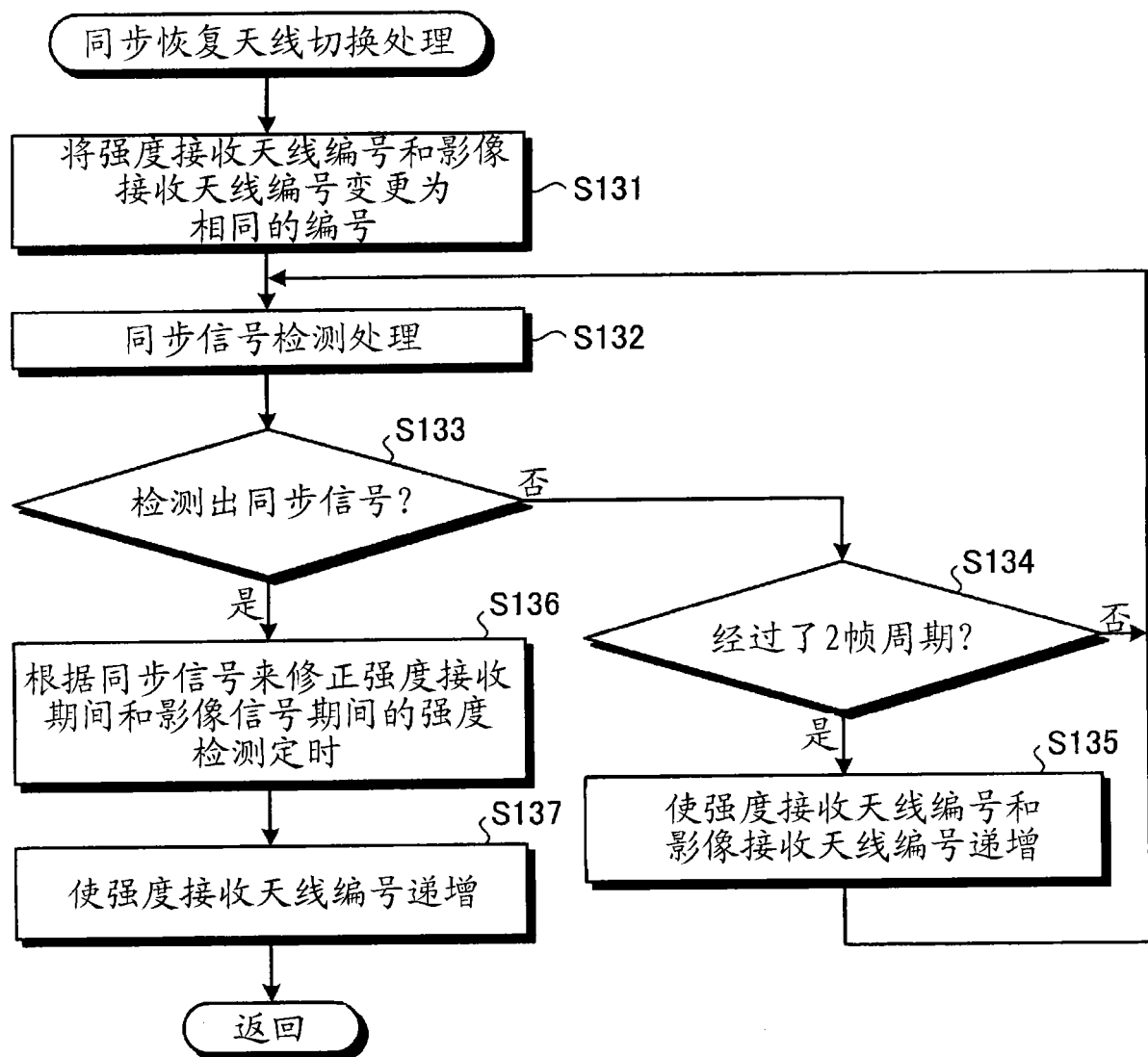


图 23

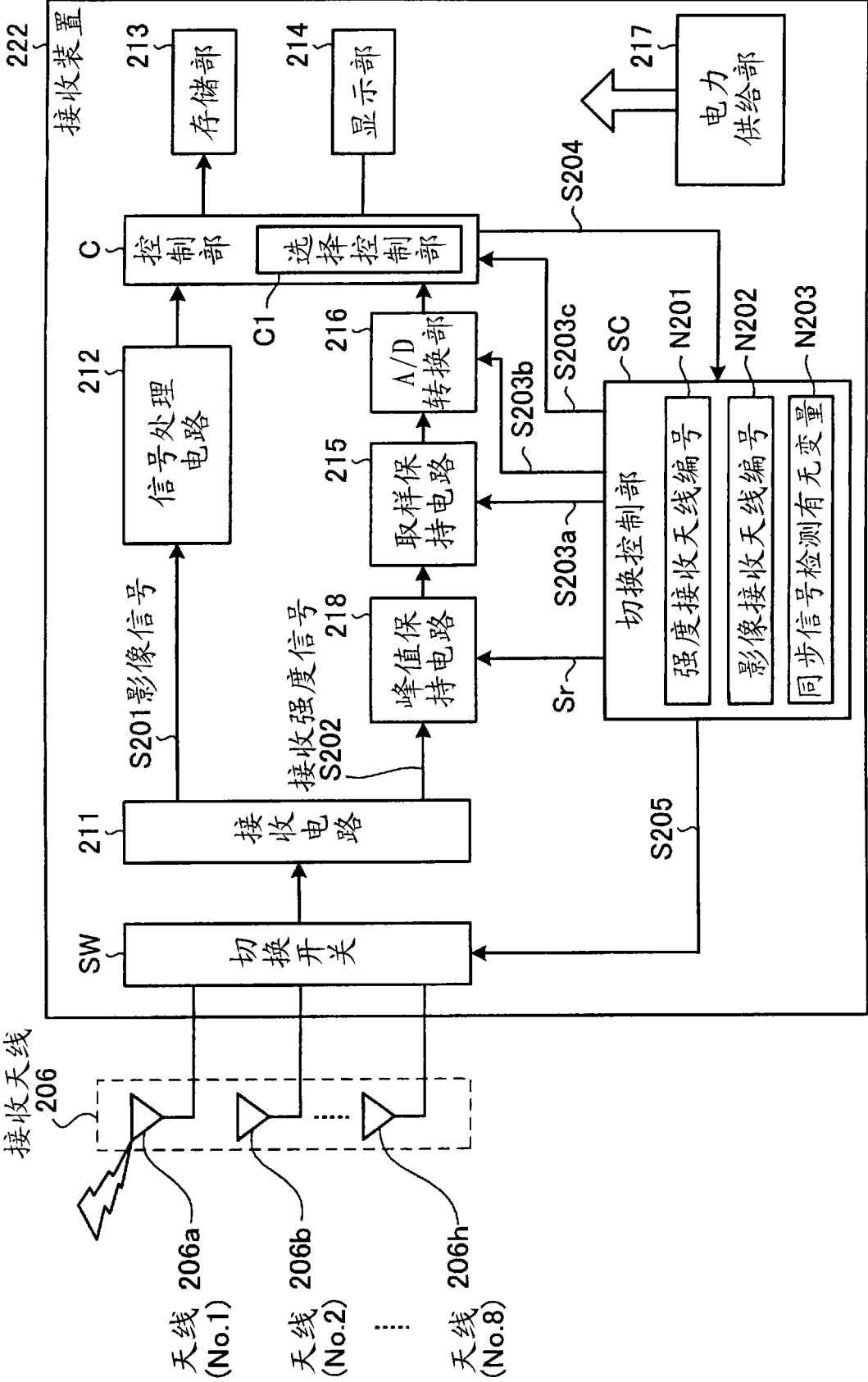


图 24

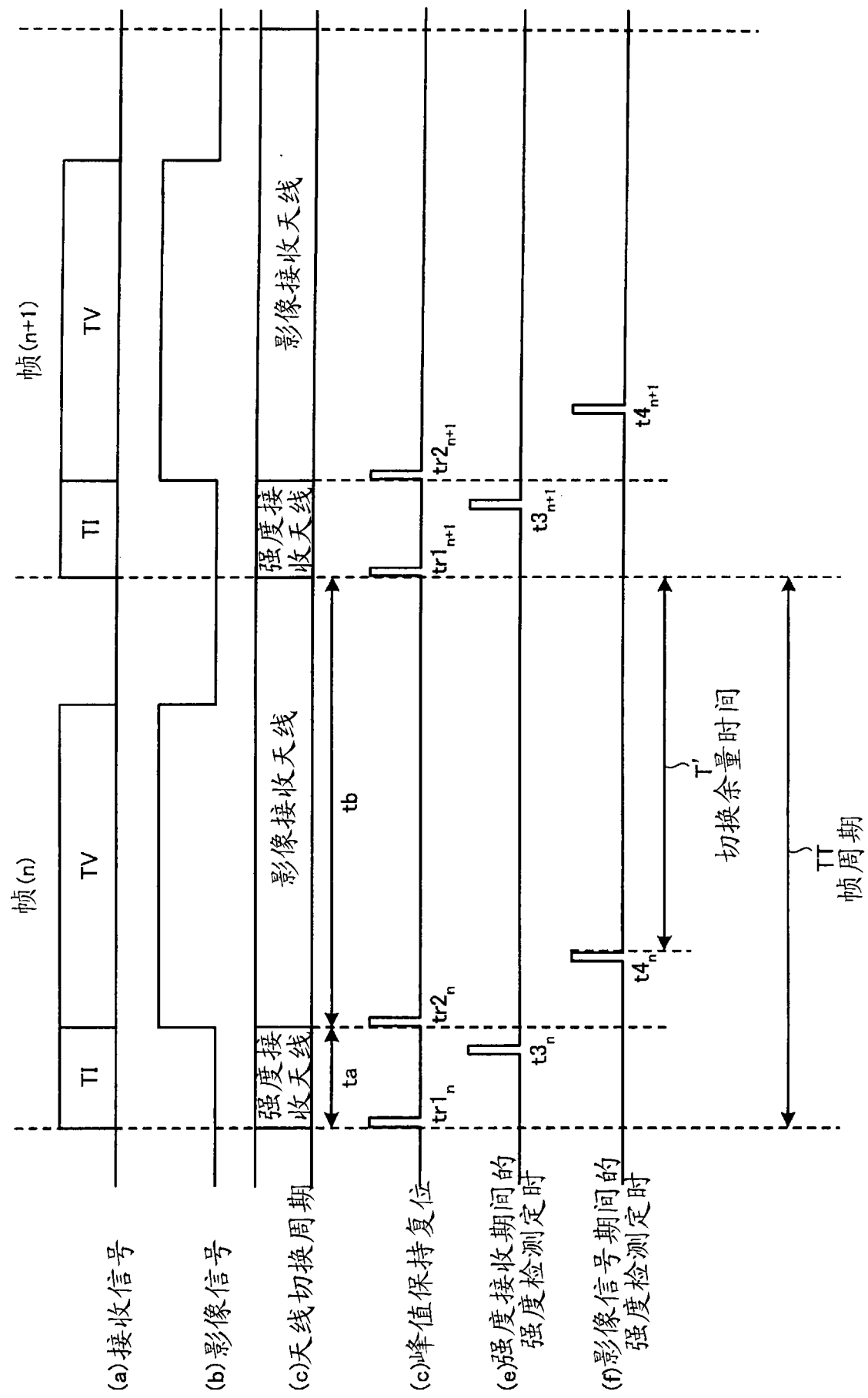


图 25

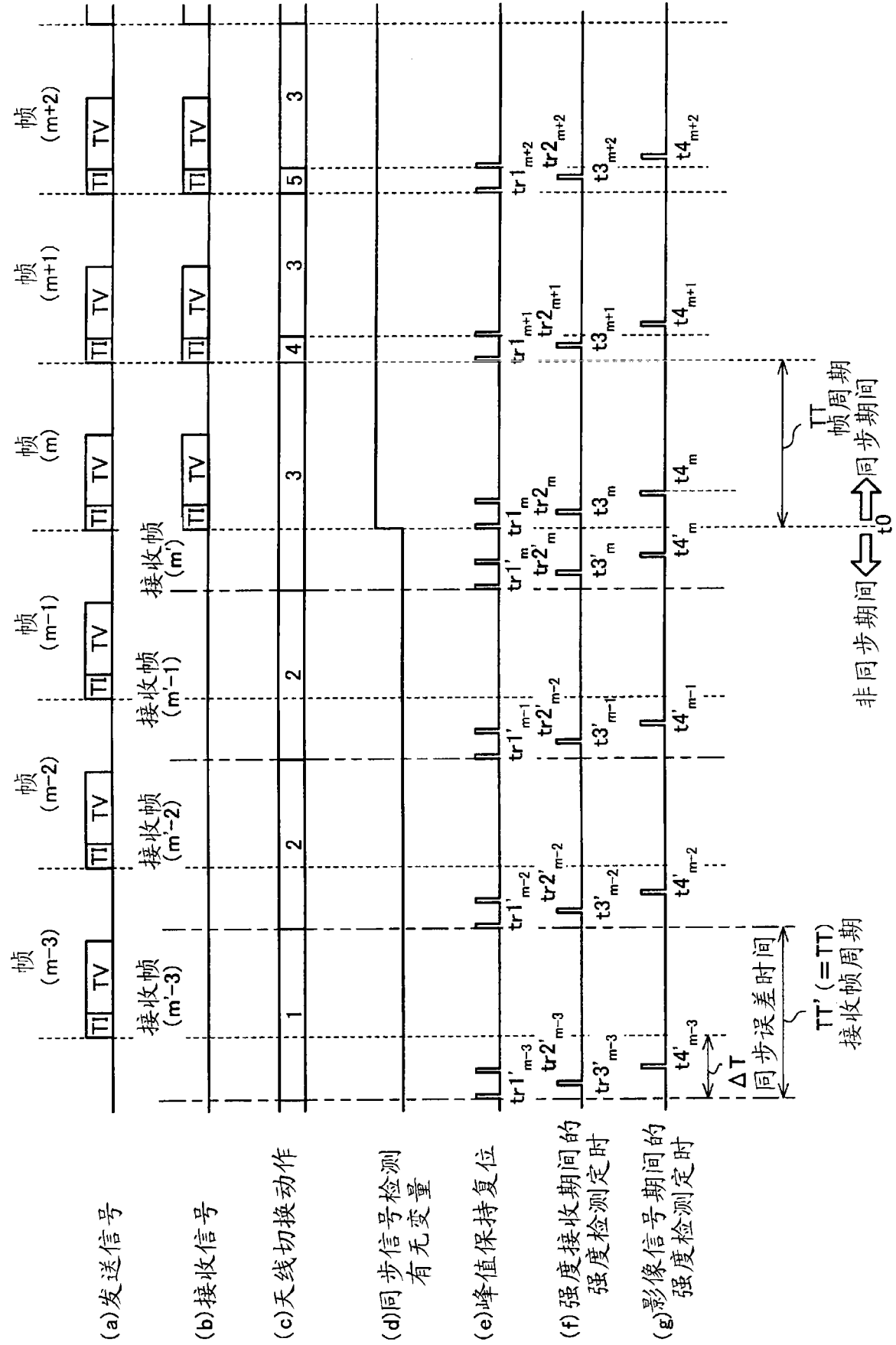


图 26

专利名称(译)	接收装置		
公开(公告)号	CN101267763A	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	CN200680034859.8	申请日	2006-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	穗满政敏 松井亮 重盛敏明 森健 藤森纪幸		
发明人	穗满政敏 松井亮 重盛敏明 森健 藤森纪幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 H04B7/08		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2005275666 2005-09-22 JP 2005311664 2005-10-26 JP 2005284625 2005-09-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过多个接收天线6a~6d来接收包含胶囊型内窥镜发送的图像信息的无线信号的接收装置2具备：多个频率转换单元7a~7d，该多个频率转换单元7a~7d输出分别利用不同的调制频率对多个接收天线6a~6d接收到的各无线信号中的每一个无线信号进行频率转换得到的调制信号；叠加单元7e，其将多个频率转换单元7a~7d生成的各调制信号叠加到频率轴上；同轴缆8，其利用一个同轴缆来传送由叠加单元7e叠加得到的各调制信号；以及接收主体单元2b，其对通过同轴缆8输入的各调制信号进行解调，生成图像信息并进行输出。

