



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654840 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310365309. 6

(22) 申请日 2013. 08. 21

(30) 优先权数据

2012-188800 2012. 08. 29 JP

(71) 申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72) 发明人 佐古曜一郎 浅田宏平 中村隆俊

丹下明 迫田和之 荒谷胜久

竹原充 渡边一弘 花谷博幸

甲贺有希 大沼智也

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 李渤

(51) Int. Cl.

A61B 7/04(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

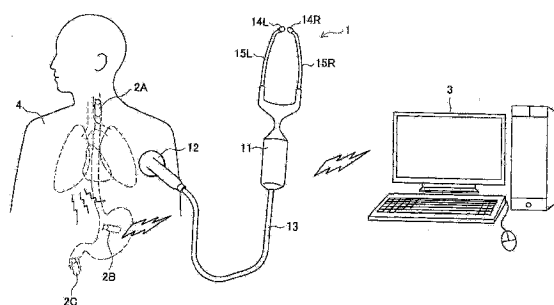
权利要求书2页 说明书14页 附图10页

(54) 发明名称

信号处理系统、信号处理装置和存储介质

(57) 摘要

本公开涉及信号处理系统、信号处理装置和存储介质。所提供的信号处理系统包括第一检测部、第二检测部和生成部,第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号,第二检测部从体腔内检测体腔内的指定部位的第二音频信号,生成部基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。



1. 一种信号处理系统,包括:

第一检测部,该第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;

第二检测部,该第二检测部从体腔内检测体腔内的所述指定部位的第二音频信号;和

生成部,该生成部基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。

2. 根据权利要求1所述的信号处理系统,

其中,第二检测部是置入体腔内的胶囊型医用装置。

3. 根据权利要求1所述的信号处理系统,

其中,第二检测部是置入体腔内的内窥镜型医用装置。

4. 根据权利要求1所述的信号处理系统,还包括:

多个第二检测部。

5. 根据权利要求1所述的信号处理系统,

其中,生成部在基于第一检测部与所述指定部位之间的距离和第二检测部与所述指定部位之间的距离校正了第一音频信号和第二音频信号之间的时间差之后,生成第三音频信号。

6. 根据权利要求5所述的信号处理系统,

其中,生成部通过从被校正了时间差的第一音频信号和第二音频信号中分离在所述指定部位产生的音频信号,来生成第三音频信号。

7. 根据权利要求1所述的信号处理系统,还包括:

编码部,该编码部对第三音频信号进行编码;和

发送部,该发送部将由编码部编码后的第三音频信号发送到外部装置。

8. 根据权利要求7所述的信号处理系统,还包括:

接收部,该接收部从外部装置接收先前由外部装置依据第一检测部的位置而接收并累积的第三音频信号。

9. 根据权利要求8所述的信号处理系统,还包括:

再现部,该再现部再现由生成部生成的第三音频信号或者由接收部接收的第三音频信号。

10. 一种信号处理装置,包括:

第一检测部,该第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;和

生成部,该生成部基于所述第一音频信号和由第二检测部检测到的体腔内的指定部位的第二音频信号,生成第三音频信号,其中所述第二检测部从体腔内检测所述第二音频信号。

11. 根据权利要求10所述的信号处理装置,

其中,所述信号处理装置是电子听诊装置;并且

其中,所述第二检测部是置入体腔内的胶囊型医用装置。

12. 根据权利要求10所述的信号处理装置,

其中,所述信号处理装置是电子听诊装置;并且

其中,所述第二检测部是置入体腔内的内窥镜型医用装置。

13. 根据权利要求10所述的信号处理装置,

其中,生成部基于第一音频信号和由多个第二检测部检测到的多个第二音频信号生成

第三音频信号。

14. 根据权利要求 10 所述的信号处理装置，

其中，生成部在基于第一检测部与所述指定部位之间的距离和第二检测部与所述指定部位之间的距离校正了第一音频信号和第二音频信号之间的时间差之后，生成第三音频信号。

15. 一种上面存储有程序的非瞬态计算机可读存储介质，所述程序使计算机执行：

从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号；

从体腔内检测体腔内的所述指定部位的第二音频信号；以及

基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。

16. 一种上面存储有程序的非瞬态计算机可读存储介质，所述程序使计算机执行：

从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号；以及

基于所述第一音频信号和从体腔内检测到的体腔内的指定部位的第二音频信号，生成第三音频信号。

信号处理系统、信号处理装置和存储介质

技术领域

[0001] 本公开涉及信号处理系统、信号处理装置和存储介质。

背景技术

[0002] 过去听诊器被用于从身体外部听到身体内的声音,以便检查诸如心律不齐、心杂音和哮喘等问题,但近年来已出现了附有麦克风的内窥镜,它包括在内窥镜的远端插入部等处用于检测声音的机构,并且它检测的不止是身体内的声音,还有体腔内的图像。

[0003] 具体地说,例如,JP S59-168832A 公开了一种内窥镜装置,它包括安装在光纤上的光纤麦克风,光纤将光引导至内窥镜的远端插入部,能够在体腔内成像。另外,JP H08-126603A 公开了一种内窥镜装置,它将由内窥镜的远端插入部所含的麦克风产生的声音信号发送到 TV 监视器,并从 TV 监视器的扬声器输出声音。

[0004] 另外,JP 2001-104249A 公开了一种内窥镜装置,它连接到能够收集声音的骨传导型麦克风。另外,JP 2005-87297A 公开了一种内窥镜装置,它在远端插入部包含有麦克风,由此能够准确地采集体腔内的声波振动等。

[0005] 另外,JP 2006-158515A 公开了一种内窥镜装置,它包含能够附于内窥镜的远端插入部、也能取下来的麦克风单元。

发明内容

[0006] 这里,在所有以上描述的内窥镜装置中,对体腔内成像的成像部都是主要功能,而包含检测身体声音的麦克风则是次要的。因此,由麦克风产生的声音信号都被原样发送到外部装置(显示所摄取的体腔内图像的电视机等),并且仅以声音的形式从该外部装置的扬声器输出。另外,这些文献都没有公开将从体腔内收集的身体声音与听诊器从体腔外收集的身体声音组合起来。

[0007] 然而,由于身体声音是疾病诊断中的重要因素,所以一直在寻找一种装置,它记录(存储)更精确的身体声音,并且有效地处理这些身体声音,使得它们可用于诊断,以便准确地掌握疾病状况,并对异常部位(感染部位)进行早期检测等。

[0008] 为此,本公开提出了一种信号处理系统、信号处理装置和存储介质,它们能够更有效地获取用于诊断的身体声音。

[0009] 根据本公开的一种实施方式,提供了一种信号处理系统,包括:第一检测部,该第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;第二检测部,该第二检测部从体腔内检测体腔内的指定部位的第二音频信号;和生成部,该生成部基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。

[0010] 此外,根据本公开的一种实施方式,提供了一种信号处理装置,包括:第一检测部,该第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;和生成部,该生成部基于第一音频信号和由第二检测部检测到的体腔内的指定部位的第二音频信号,生成第三音频信号,其中第二检测部从体腔内检测所述第二音频信号。

[0011] 此外,根据本公开的一种实施方式,提供了一种上面存储有程序的非瞬态计算机可读存储介质,所述程序使计算机执行:从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;从体腔内检测体腔内的所述指定部位的第二音频信号;以及基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。

[0012] 此外,根据本公开的一种实施方式,提供了一种上面存储有程序的非瞬态计算机可读存储介质,所述程序使计算机执行:从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;以及基于所述第一音频信号和从体腔内检测到的体腔内的指定部位的第二音频信号,生成第三音频信号。

[0013] 根据本公开的上述实施方式,可以更有效地采集用于诊断的身体声音。

附图说明

[0014] 图 1 是用于描述根据本公开的多个实施方式的声音收集系统的概况的示意图;

[0015] 图 2 是显示根据本公开的第一实施方式的胶囊的结构示意图;

[0016] 图 3 是显示根据第一实施方式的信号处理部的内部及周围结构的示意图;

[0017] 图 4 是显示根据第一实施方式的听诊装置的结构示意图;

[0018] 图 5 是显示根据第一实施方式的信号处理部的内部及周围结构的示意图;

[0019] 图 6 是显示根据第一实施方式的聲音收集系统的操作流程的顺序图;

[0020] 图 7 是用于描述根据第一实施方式的胶囊、声音收集部和目标部位的位置关系的示意图;

[0021] 图 8 是用于描述根据第一实施方式由双向参照型降噪部执行的时间差校正处理的例子的示意图;

[0022] 图 9 是用于描述根据第一实施方式的、由目标声音提取部执行的目标声音生成处理的例子的示意图;和

[0023] 图 10 是显示根据本公开的第二实施方式的声音收集系统的操作过程的顺序图。

具体实施方式

[0024] 下面将参照附图来详细描述本公开的优选实施方式。注意,在本说明书及附图中,功能和结构基本相同的组成元件用相同的附图标记来标注,并省略对这些组成元件的重复说明。

[0025] 按以下顺序进行描述:

[0026] 1. 根据本公开的实施方式的信号处理系统的概况

[0027] 2. 每种实施方式

[0028] 2-1. 第一实施方式

[0029] (2-1-1) 胶囊的结构

[0030] (2-1-2) 听诊装置的结构

[0031] (2-1-3) 操作

[0032] (2-1-4) 效果

[0033] 2-2. 第二实施方式

[0034] (2-2-1) 操作

[0035] (2-2-2) 效果

[0036] 3. 结论

[0037] <<1. 根据本公开的实施方式的信号处理系统的概况>>

[0038] 本公开可被实施为多种形式,例如[2-1. 第一实施方式]和[2-2. 第二实施方式],将以举例的方式详细描述。此外,根据每种实施方式的声​​音收集系统(信号处理系统)包括:

[0039] A. 第一检测部(声音收集部 12),它从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号(体腔外信号);

[0040] B. 第二检测部(胶囊 2),它从体腔内检测体腔内的指定部位的第二音频信号(体腔内信号);

[0041] C. 生成部(信号处理部 130),它基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号(目标信号)。

[0042] 下面,先参照图 1 和图 2 来描述本公开的各实施方式共有的这样一种声音收集系统的基本结构。

[0043] 图 1 是用于描述根据本公开的各实施方式的声​​音收集系统的概况的示意图。如图 1 所示,声音收集系统包括听诊装置 1、胶囊型医用装置 2 (此后称为胶囊 2)和外部装置 3,胶囊 2 通过测试对象 4 的吞咽等进入体内。注意,声音收集系统可包括多个胶囊 2(2A、2B、2C)。此外,胶囊 2 具有通信功能,能够与身体外的听诊装置 1 之间进行数据收发。另外,听诊装置 1 具有类似的通信功能,能够与外部装置 3 之间进行数据收发。

[0044] 此外,如图 1 所示,听诊装置 1 包括主体部 11、声音收集部 12、线缆 13、耳部 14 和耳管部 15。声音收集部 12 通过接触身体表面,从体腔外收集身体声音。另外,线缆 13 将声音收集部 12 收集的身体声音传送到主体部 11。另一方面,胶囊 2 从体腔内收集身体声音。另外,胶囊 2 将从体腔内收集的身体声音发送到主体部 11,主体部 11 与胶囊 2 之间具有通信功能。

[0045] 主体部 11 通过将胶囊 2 从体腔内收集的身体声音与声音收集部 12 从体腔外收集的身体声音组合在一起,生成待观测的指定部位(目标部位)的声音(目标声音)。耳管部 15L 和 15R 将主体部 11 生成的目标声音传送到耳部 14L 和 14R。另外,耳部 14L 和 14R 输出由耳管部 15L 和 15R 传送来的目标声音。

[0046] 注意,在本公开中,身体声音是身体内产生的声音,例如为心脏声音、呼吸声、脉搏、肠声音等。此外,目标部位显示为例如内部器官,如心脏、肺或消化道。

[0047] 此外,主体部 11 将生成的目标声音发送到外部装置 3,并且可以将目标声音记录到外部装置 3。此外,听诊装置 1 可以接收并再现累积在外部装置 3 中的以前的目标声音。

[0048] 下面通过包括多种实施方式来详细描述根据本公开的各实施方式的这样的声音收集系统。注意,在下面描述的每种实施方式中,电子听诊装置将用作根据本公开的各实施方式的信号处理装置的例子,它具有第一检测部(声音收集部 12)。此外,虽然胶囊型医用装置被用作根据本公开的各实施方式的第二检测部的例子,但本公开不限于这样的例子。例如,第二检测部可以是内窥镜型医用装置。此外,如图 1 所示,虽然 PC (个人计算机) 被显示为根据本公开的各实施方式的外部装置 3 的例子,但本公开不限于这样的例子。例如,外部装置 3 可以是服务器、智能电话、PDA (个人数字助手)、笔记本 PC、移动电话、便携式音乐

播放器、移动视频处理装置、便携式游戏机等。

[0049] <<2. 每种实施方式>>

[0050] <2-1. 第一实施方式>

[0051] 根据本实施方式,通过组合由胶囊 2 从体腔内收集的身体声音和由听诊装置 1 从体腔外收集的身体声音,可以更清晰地生成在体腔内的目标部位产生的目标声音。下面参照图 2-5 依次描述根据本实施方式的声音收集系统中包含的胶囊 2 和听诊装置 1 的结构。

[0052] <2-1-1. 胶囊 2 的结构>

[0053] 如上所述,胶囊 2 从测试对象 4 的体腔内收集身体声音,并将所收集的身体声音发送到听诊装置 1。在这种情况下,胶囊 2 可以在对收集的身体声音执行指定的信号处理后发送收集的身体声音。例如,在诸如内部器官的指定部位或目标部位被指定为身体声音的观测目标的情况下,从其它部位或其它内部器官产生的声音可能变成不必要的噪声。因此,为了通过减少不必要的噪声来改进 S/N 比(信号 / 噪声比),胶囊 2 可以执行带限等操作,作为对收集的身体声音的信号处理。下面参照图 2 来描述执行诸如带限等信号处理的胶囊 2 的结构。

[0054] 图 2 是显示根据本公开的第一实施方式的胶囊 2 的结构的示意图。如图 2 所示,胶囊 2 具有声音收集部 20、放大器 21、ADC (模拟数字转换器) 22、信号处理部 23 和通信部 24。

[0055] (声音收集部)

[0056] 声音收集部 20 具有麦克风的功能。声音收集部 20 是从体腔内收集(检测)身体声音,并以音频信号的形式输出所收集的身体声音的检测部。此外,声音收集部 20 具有方向性,可以仅收集来自目标部位方向的声音。注意,此后由声音收集部 20 检测到的音频信号可被称为体腔内信号。

[0057] (放大器)

[0058] 放大器 21 具有放大音频信号的功能。放大器 21 放大并输出从声音收集部 20 输出的体腔内信号。

[0059] (ADC)

[0060] ADC22 是将模拟电信号转换为数字电信号的电路。ADC22 将从放大器 21 输出的体腔内信号从模拟信号转换成数字信号,并输出数字信号。

[0061] (信号处理部)

[0062] 信号处理部 23 具有对音频信号执行指定的信号处理的功能。信号处理部 23 对从 ADC22 输出的体腔内信号执行指定的信号处理,并输出体腔内信号。信号处理部 23 例如可由 DSP (数字信号处理器) 或 MPU (微处理单元) 一类的运算装置来实现。这里,将参照图 3 来描述信号处理部 23 的具体结构。

[0063] 图 3 是显示根据第一实施方式的信号处理部 23 的内部及周围的结构示意图。如图 3 所示,信号处理部 23 包括带限数字滤波部 231、降噪部 232、D 域控制处理部 233 和音频信号编码部 235。此外,胶囊 2 还包括传感器组 25 和当前位置估计部 26。

[0064] (传感器组)

[0065] 传感器组 25 例如由压力传感器、触觉传感器、成像传感器、加速度传感器、pH 传感器等组成,检测胶囊 2 周围体腔内的状态。

[0066] (当前位置估计部)

[0067] 当前位置估计部 26 基于传感器组 25 检测到的每个传感器值(pH 值等),估计胶囊 2 当前处于哪个部位或者哪个体内器官的内部,并输出估计结果作为当前位置信息。注意,虽然在本公开中位置被描述为代表了绝对位置,但是它也可以被描述为相对于测试对象 4 的指定部位、指定装置等的相对位置。

[0068] (通信部)

[0069] 通信部 24 具有无线收发数据的功能。例如,通信部 24 无线地发送从信号处理部 23 输出的体腔内信号、从当前位置估计部 26 输出的当前位置信息、由传感器组 25 输出的传感器值等。此外,通信部 24 收集来自声音收集部 20 的声音,并且可以无线地发送经由放大器 21 和 ADC22 的体腔内信号、当前位置信息、传感器值等。注意,通信部 24 的通信制式不受具体限制,例如可以是 WiFi、Bluetooth (注册商标)、ZigBee 等。

[0070] (带限数字滤波部)

[0071] 带限数字滤波部 231 (此后称为带限 DF 部 231) 具有使指定频带的音频信号减少或通过的功能。带限 DF 部 231 通过使从 ADC22 输出的体腔内信号中的指定频带通过,可以提高 S/N 比。此外,带限 DF 部 231 可被数字化为 BPF (带通滤波器)、LPF (低通滤波器)、HPF (高通滤波器) 等,它使得高精度地控制陡峭滤波器、直线相位滤波器成为可能。

[0072] (降噪部)

[0073] 降噪部 232 (此后称为“NR 部 232”) 具有去除指定的噪声分量的功能。NR 部 232 从输出自带限 DF 部 231 的体腔内信号中滤除指定的噪声分量。在本实施方式中,在例如要观测的是心脏声音时,在检测出的体腔内信号内包含了连续规则的声音(例如血流声)的情况下,NR 部 232 将这种血流声视为噪声,有可能去除血流声。具体地说,NR 部 232 可基于某段时间的声音收集记录和频率分析的结果来估计噪声(这里为血流声),并且可以使用诸如 SS (频谱减法) 的技术,该 SS 技术在频率轴上从观测期内的音频信号中减去噪声。

[0074] (D 域控制处理部)

[0075] D 域控制处理部 233 具有控制音频信号的音量的幅度的功能。D 域控制处理部 233 通过控制从 NR 部 232 输出的体腔内信号的音量的幅度,来降低音频信号编码部 235 (后面描述) 的处理资源的负荷,并降低通信部 24 的传输容量。结果,由于胶囊 2 的电路尺寸和功耗都减小了,所以胶囊 2 的尺寸进一步减小,从而吞咽胶囊 2 的测试对象 4 的负担也会减轻。

[0076] (音频信号编码部)

[0077] 音频信号编码部 235 (此后称为“编码部 235”) 具有对音频信号进行编码的功能。编码部 235 对从 D 域控制处理部 233 输出的体腔内信号进行编码,并输出编码后的体腔内信号。编码制式不受具体限制,例如可以是 MP3 (MPEG 音频层 3)、AAC (高级音频编码) 等。此外,编码部 235 的编码制式可以是与通信部 24 的通信制式相对应的适合的编码制式。

[0078] 注意,如上所述,胶囊 2 基于指定待观测的目标部位的信息、目标部位的位置信息、以及诸如设置信号处理部 23 的信号处理的设置信息一类的信息(参数)来执行声音收集和信号处理。这样的参数可以在例如胶囊 2 被置入测试对象 4 的体内之前被设置。另外,可以在胶囊 2 已被置入测试对象 4 的体内之后,经由无线通信从外部进行设置。

[0079] [2-1-2. 听诊装置 1 的结构]

[0080] 前面已描述了胶囊 2 的结构。接下来参照图 4 和图 5 来描述听诊装置 1 的结构。

[0081] 图 4 是显示根据第一实施方式的听诊装置 1 的结构的示意图。如图 4 所示,听诊装置 1 的主体部 11 具有放大器 10、ADC120、信号处理部 130、通信部 140 和放大器 170。

[0082] (放大器和 ADC)

[0083] 放大器 110 和 ADC120 具有与放大器 21 和 ADC22 类似的功能,对从声音收集部 12 输出的音频信号(此后称为“体腔外信号”)进行放大,将体腔外信号转换成数字信号,并输出这些数字信号。放大器 170 具有与放大器 21 类似的功能,放大并输出从信号处理部 130 (后面描述)输出的目标信号和体腔外信号。

[0084] (信号处理部)

[0085] 信号处理部 130 通过组合胶囊 2 检测到的体腔内信号(从体腔内收集的身体声音的信号)和声音收集部 12 检测到的体腔外信号(从体腔外收集的身体声音的信号),生成目标信号(目标声音的信号)。与信号处理部 23 类似,信号处理部 130 例如可由 DSP (数字信号处理器)或 MPU (微处理单元)一类的运算装置来实现。这里,参照图 5 来详细描述信号处理部 130 的具体结构。

[0086] 图 5 是显示根据第一实施方式的信号处理部 130 内部及周围的结构示意图。如图 5 所示,信号处理部 130 包括带限数字滤波部 131、降噪部 132、D 域控制处理部 133、双向参照型降噪部 134 和编码部 135。此外,主体部 11 还包括传感器组 150 和当前位置估计部 160。

[0087] (传感器组)

[0088] 传感器组 150 例如由包含在声音收集部 12 中的触觉传感器、加速度传感器、陀螺传感器等组成,并检测声音收集部 12 周围的状态。此外,传感器组 150 可以由包含在主体部 11 中的照相机、红外线传感器、深度传感器等组成,并可以鸟瞰式检测声音收集部 12 周围的状态。

[0089] (当前位置估计部)

[0090] 当前位置估计部 160 基于传感器组 150 检测到的每个传感器值(红外线传感器和触觉传感器的检测结果等),估计声音收集部 12 当前正在接触哪个表面位置,并且输出估计结果作为当前位置信息。

[0091] (通信部)

[0092] 通信部 140 具有与通信部 24 类似的功能。更具体地说,通信部 140 具有接收数据的接收部 141 的功能以及发送数据的发送部 142 的功能。

[0093] (接收部)

[0094] 接收部 141 将从胶囊 2 接收的体腔内信号和当前位置信息输出到双向参照型降噪部 134。另外,接收部 141 可以将从外部装置 3 接收的以前的体腔外信号、体腔内信号和目标信号输出到双向参照型 NR 部 134。注意,虽然本实施方式显示了接收部 141 与发送部 142 一起被置于主体部 11 中的例子来举例说明,但是本公开不限于这样的例子。例如,接收部 141 可与发送部 142 分开地被置于声音收集部 12 中。在这种情况下,接收部 141 可以在更靠近胶囊 2 的位置,从胶囊 2 接收数据。

[0095] (发送部)

[0096] 发送部 142 向外部装置 3 无线发送从编码部 135 (后面描述)输出的目标信号以及

从当前位置估计部 160 输出的声音收集部 12 的当前位置信息。此外,发送部 142 向外部装置 3 无线发送由 D 域控制处理部 133 (后面描述) 输出的体腔外信号以及从接收部 141 输出的胶囊 2 的当前位置信息和体腔内信号。此外,发送部 142 可以收集来自声音收集部 12 的声音,并可以向外部装置 3 发送经由放大器 110 和 ADC120 的声音收集部 12 的当前位置信息和体腔外信号。另外,发送部 142 可以向胶囊 2 发送在上述胶囊 2 中的声音收集和信号处理所用的参数。注意,虽然本实施方式描述了通信部 140 与外部装置 3 无线通信的例子,但是也可以进行有线通信。

[0097] (带限数字滤波部)

[0098] 带限数字滤波部 131 (此后称为“带限 DF 部 131”)具有与带限 DF 部 231 类似的功能。降噪部 132 (此后称为“NR 部 132”)具有与 NR 部 232 类似的功能。D 域控制处理部 133 具有与 D 域控制处理部 233 类似的功能。另外,带限 DF 部 131、NR 部 132 和 D 域控制处理部 133 对声音收集部 12 输出的体腔外信号执行与带限 DF 部 231、NR 部 232 和 D 域控制处理部 233 类似的信号处理。

[0099] (双向参照型降噪部)

[0100] 双向参照型降噪部 134 (此后称为“双向参照型 NR 部 134”)具有利用多个音频信号,提高来自指定声音源的音频信号的 S/N 比,从而提取音频信号的功能。在本实施方式中,双向参照型 NR 部 134 通过组合从接收部 141 接收的体腔内信号以及从带限 DF 部 131 输出的体腔外信号,生成并输出目标信号。注意,当组合体腔内信号和体腔外信号时,双向参照型 NR 部 134 使用从当前位置估计部 160 输出的声音收集部 12 的当前位置信息和从接收部 141 输出的胶囊 2 的当前位置信息。

[0101] (音频信号编码部)

[0102] 音频信号编码部 135 (此后称为“编码部 135”)具有与编码部 235 类似的功能,对从双向参照型 NR 部 134 输出的音频信号进行编码,并输出编码后的音频信号。

[0103] 前面已详细描述了听诊装置 1 的主体部 11 的各组成部分。注意,除了上述描述的以外,主体部 11 还可包括存储部、操作输入部、电池等,其中存储部存储体腔外信号、体腔内信号和目标信号中的至少一个,操作输入部执行各种设置,电池储存听诊装置 1 的工作电能。

[0104] 此外,听诊装置 1 基于指定待观测的目标部位的信息以及诸如目标部位的位置信息一类的信息(参数),执行声音收集和信号处理。听诊装置 1 和胶囊 2 使用的这类参数可以由操作输入部来设置。另外,目标部位可以是离声音收集部 12 的位置最近的内部器官,或者可位于声音收集部 12 前方,并且可由听诊装置 1 依据声音收集部 12 的位置来自动设定。

[0105] 此外,听诊装置 1 可以在体腔外信号、体腔内信号和目标信号被获取时存储它们,并可以在随后的给定时间将这些信号发送给外部装置 3。

[0106] 此外,存储部例如可由半导体存储器、磁盘、光盘等构成,并可存储听诊装置 1 工作所需的各种数据。另外,听诊装置 1 可通过读取并运行存储在存储部中的程序来工作。

[0107] [2-1-3. 操作]

[0108] 前面已描述了根据本实施方式的声音收集系统的结构。接下来将参照图 6-9 来描述根据本实施方式的声音收集系统的操作。

[0109] 图6是显示根据第一实施方式的声音收集系统的操作流程的次序图。如图6所示, 听诊装置1可以利用由一个或多个胶囊2收集的身体声音来再现目标声音。

[0110] 首先, 在步骤S104, 发送部142向置入体腔内的胶囊2发送音频信号的发送指令和参数, 它们都被通信部24接收。这里的参数是上述胶囊2中声音收集和信号处理所用的参数。

[0111] 注意, 发送部142可向置入体腔内的一个或多个胶囊2中距离置于身体外的声音收集部12最近的胶囊2发送发送指令。另外, 发送部142可向距离声音收集部12的位置在指定范围内的胶囊2发送发送指令。下面将描述一个例子, 其中发送部142向胶囊2A和2B发送发送指令。

[0112] 接下来, 在步骤S108, 声音收集部12从体腔外收集身体声音。然后, 在步骤S112, 信号处理部130对声音收集部12收集的身体声音执行信号处理。具体地说, 对于声音收集部12输出的体腔外信号, 信号处理部130利用带限DF部131执行带限, 利用NR部132执行噪声分量滤除, 并利用D域控制处理部133执行音量幅度控制。

[0113] 然后, 已从听诊装置1接收到发送指令的胶囊2A将由附于发送指令的参数所指示的目标部位设为目标, 并执行身体声音的声音收集和信号处理。更具体地说, 在步骤S108A, 声音收集部20从体腔内收集身体声音。然后, 在步骤S112A, 信号处理部23对声音收集部20所收集的身体声音执行信号处理。具体地说, 对于声音收集部20输出的体腔内信号, 信号处理部23利用带限DF部231执行带限, 利用NR部232执行噪声分量滤除, 并利用D域控制处理部233执行音量幅度控制。

[0114] 胶囊2B在步骤S108B和S112B的操作与上述胶囊2A在步骤S108A和S112A的操作类似, 所以省略对它们的描述。

[0115] 接着, 在步骤S116, 胶囊2A和2B将体腔内信号和参数发送给听诊装置1, 并被接收部141收到。这里的参数是胶囊2的当前位置信息、显示胶囊2周围的状态的传感器值以及声音收集部20收集这些声音的时间。

[0116] 接下来, 在步骤S120, 听诊装置1向外部装置3发送由D域控制处理部133在步骤S112输出的体腔外信号以及由接收部141在步骤S116接收到的体腔内信号和参数。这里的参数是声音收集部12和胶囊2的当前位置信息以及声音收集部12和声音收集部20收集这些声音的时间。

[0117] 然后, 在步骤S124, 听诊装置1执行信号生成处理。具体地说, 双向参照型NR部134执行时间差校正处理以及目标声音生成处理。在时间差校正处理中, 双向参照型NR部134校正并同步由D域控制处理部133在步骤S112输出的体腔外信号与由接收部141在步骤S116接收到的体腔内信号之间的时间差。此外, 目标声音生成处理从经过时间差校正处理同步的体腔外信号和体腔内信号中分离出目标信号。注意, 时间差校正处理和目标声音生成处理将在后面详细描述。

[0118] 此后, 在步骤S128中, 听诊装置1基于双向参照型NR部134生成的目标信号来再现目标声音。更具体地说, 放大器170放大从双向参照型NR部134输出的目标信号, 耳部14R和14L再现由放大器170放大的目标信号作为目标声音。

[0119] 下面, 在步骤S132中, 听诊装置1将目标信号和参数发送到外部装置3。更具体地说, 编码部135对从双向参照型NR部134输出的目标信号进行编码, 发送部142将编码部

135 编码后的目标信号发送到外部装置 3。这里的参数是声音收集部 12 和胶囊 2 的当前位置信息以及声音收集部 12 和声音收集部 20 收集声音的时间。注意,步骤 S132 可以在步骤 S128 之前执行。

[0120] 最后,在步骤 S136 中,外部装置 3 存储在步骤 S120 和 S132 从听诊装置 1 接收到的目标信号和参数。

[0121] (时间差校正处理)

[0122] 下面将详细描述由双向参照型 NR 部 134 执行的时间差校正处理。首先将参照图 7 来描述由声音收集部 12 收集的身体声音和由胶囊 2 收集的身体声音之间产生时间差的原因。

[0123] 图 7 是根据本实施方式描述胶囊 2、声音收集部 12 和目标部位的位置关系的示意图。如图 7 所示,对于声音收集部 12 以及胶囊 2A 和 2B 而言,它们与目标部位 40 之间的距离可能是不同的。另外,在目标部位 40 与听诊装置 1 和胶囊 2A 及 2B 之间的肌肉、体液、内部器官、骨头、皮肤等可能存在差异。

[0124] 通常,声音的传导能力随着离声音源的距离以及与声音源之间存在的物质材料等而不同。因此,对于声音收集部 12 收集的身体声音、胶囊 2A 收集的身体声音和胶囊 2B 收集的身体声音而言,相应于离目标部位 40 的距离以及材料等产生了时间差。为此,双向参照型 NR 部 134 依据离目标部位 40 的距离以及材料等来校正及同步声音的时间差。这里,双向参照型 NR 部 134 利用绝对位置信息来估计离目标部位 (40) 的距离,并利用指示胶囊 2 周围状态的传感器值来估计材料。

[0125] 下面将参照图 8 来描述这样的时间差校正处理的一个具体例子。

[0126] 图 8 是用于描述根据第一实施方式由双向参照型 NR 部 134 执行的时间差校正处理的例子的示意图。如图 8 所示,双向参照型 NR 部 134 具有时间差计算部 136 的功能、时间差校正部 137 的功能以及目标声音提取部 138 的功能。

[0127] 时间差计算部 136 基于由当前位置估计部 160 输出的声音收集部 12 的当前位置信息、从胶囊 2A 和 2B 接收的胶囊 2A 和 2B 的当前位置信息以及目标部位的位置信息来计算每个音频流之间的时间差。时间差校正部 137 首先缓存由胶囊 2A 和 2B 收集的身体声音的音频流。然后,时间差校正部 137 从与时间差计算部 136 计算出的时间差相对应的流位置读取每个音频流,并将每个音频流输出到目标声音提取部 138。

[0128] 注意,虽然在以上描述中时间差计算部 136 缓存音频流,然后从与时间差对应的流位置读取每个音频流,但是本公开不限于这样的例子。例如,时间差计算部 136 可在缓存期间将每个音频流写入与时间差对应的流位置。

[0129] 这样,时间差计算部 136 和时间差校正部 137 校正并同步体腔外信号和体腔内信号之间的时间差。接下来,目标声音提取部 138 提取并生成目标声音。

[0130] (目标声音生成处理)

[0131] 下面用一个具体例子来详细描述双向参照型 NR 部 134 在步骤 S124 执行的目标声音生成处理。

[0132] 例如,听诊装置 1 得到的体腔外信号 T、胶囊 2A 得到的体腔内信号 C_1 以及胶囊 2B 得到的体腔内信号 C_2 被表示为以下信号,其中心脏声音 X、呼吸声 Y 和噪声 N 等不能被分类成任何之一的声音被混合。

[0133] 听诊装置 1 得到的体腔外信号 $T=A_0*X+B_0*Y+N_0\cdots$ (方程 1)

[0134] 胶囊 2A 得到的体腔内信号 $C_1=A_1*X+B_1*Y+N_1\cdots$ (方程 2)

[0135] 胶囊 2B 得到的体腔内信号 $C_2=A_2*X+B_2*Y+N_2\cdots$ (方程 3)

[0136] 这里, $A(A_0, A_1, A_2)$ 和 $B(B_0, B_1, B_2)$ 被当作系数。

[0137] 注意, 系数 A 和 B 可被视为每个声音收集部与声音源之间的传输函数。当更详细地描述系数 A 时, 系数 A_0 、 A_1 和 A_2 可被视为从心脏位置分别指向声音收集部 12 和胶囊 2A 和 2B 的位置的传输函数。系数 A_0 、 A_1 和 A_2 按照频率特性显示了声音从心脏位置直至每个声音收集部的位置的传导能力, 它们是依据每个声音收集部的位置以及传输路线的材料而定的。

[0138] 具体地说, 系数 A_0 、 A_1 和 A_2 根据实验法则或模拟, 估计声音从心脏到每个位置的传导特性。另外, 可利用传感器组 25 检测到的传感器值来进行估计。此外, 在测试对象 4 有腹部切口以供外科手术的情况下, 在可能变为目标部位的部位(例如心脏或肺)和胶囊 2 可能穿过的部位(例如胃管或消化道)之间测量传输函数, 并且这些传输函数可在随后用作系数 A 。

[0139] 此外, 简单地说, 即使还不知道传输路线的声音的传导能力, 按照从心脏位置到每个声音收集部的位置的距离, 并且按照由于距离和声音的衰减程度引起的延时, 来确定系数 A_0 、 A_1 和 A_2 。

[0140] 由于系数 B 与上述系数 A 类似, 因此省略对其的描述。

[0141] 此外, 例如, 一旦指定了成为噪声生成源的部位, N_0 、 N_1 和 N_2 就可以被设定为先前当胶囊 2 经过噪声生成源附近时所收集的身体声音。

[0142] 如上所述, 在 A 、 B 和 N 已知、或者可以通过不同的运算计算出来的情况下, 目标声音提取部 138 就可以通过求上述方程的逆矩阵、或者通过求解联立方程等, 来计算 X 和 Y 。

[0143] 另一方面, 在 A 、 B 和 N 未知的情况下, 双向参照型 NR 部 134 可以通过各种声音源分离技术, 例如盲声音源分离、盲信号源分离、主分量分析或者独立分量分析、或者这些技术的组合来计算 X 和 Y 。

[0144] (更简单的目标声音生成处理)

[0145] 另外, 在某些情况下, 与上述目标声音生成处理相比, 目标声音提取部 138 可以更简单地提取目标声音。首先, 为了简化说明, 听诊装置 1 得到的体腔外信号 T 和胶囊 2 得到的体腔内信号 C_1 被表示为心脏声音 X 和噪声 N 相混合的信号, 例如下面所示。

[0146] 听诊装置 1 得到的体腔外信号 $T=A_0*X+N_0\cdots$ (方程 4)

[0147] 胶囊 2A 得到的体腔内信号 $C_1=A_1*X+N_1\cdots$ (方程 5)

[0148] 此时, 在噪声 N 的频率分布特性明显不同于心脏声音 X 的情况下, 目标声音提取部 138 可以通过求 α , 使得在设置 $(T-\alpha C_1)$ 时从体腔外信号 T 中消除噪声 N 的频率分布特性, 从而提取具有良好 S/N 比的心脏声音 X 。这样的 α 可以使 $(N_0-\alpha N_1)$ 对于 $\{(A_0-\alpha A_1)X+(N_0-\alpha N_1)\}$ 最小化。

[0149] 注意, 在心脏声音 X 仅位于低频区的情况下, 由于可以忽略传输函数中的延时成分, 所以 A_0 和 A_1 可被视为指示各自音量的增益值, 并且 $(A_0-\alpha A_1)$ 可被视为标量值。这里, 由于当身体声音用于诊断时波形形状、时间变化等都很重要, 因此目标声音提取部 138 可以不计算 $(A_0-\alpha A_1)$ 。

[0150] 下面参考图 9 来描述求这样的 α 的具体例子。

[0151] 图 9 是用于描述根据第一实施方式的、由目标声音提取部 138 执行的目标声音生成处理的例子的示意图。如图 9 所示,首先使用指定的 α 来计算 $(T-\alpha C_1)$ 。然后,在 α 连续变化的同时搜索可以提取具有良好 S/N 比的心脏声音 X 的最优 α 。

[0152] 在心脏声音 X 的频率分布特性已知的情况下,目标声音提取部 138 计算 BPF(带通滤波器)的目标声音预期分量,使得位于心脏声音 X 的中央的频带通过。另一方面,目标声音提取部 138 计算 BEF(带阻滤波器)的噪声预期分量,BEF 阻挡位于心脏声音 X 的中央的频带。

[0153] 然后,目标声音提取部 138 通过对 BPF 和 BEF 的各自输出信号求平均,来计算信号 Q 和 R。接着,目标声音提取部 138 通过评估信号 Q 和 R 来搜索最优 α 。具体地说,目标声音提取部 138 计算最优 α ,使得信号 Q 最大化且信号 R 最小化,同时执行顺序控制以连续地改变 α 。

[0154] 注意,在某些情况下,使信号 Q 最大化的 α 与使信号 R 最小化的 α 不一致。在这种情况下,例如,对每个 α 执行加权,并计算出最优 α 。此外,由于最优 α 有可能随时间流逝而改变,所以目标声音提取部 138 可以在计算出最优 α 后的指定时间量之后,再次计算最优 α 。

[0155] 另外,虽然在上述例子中在时间轴上执行听诊装置 1 得到的体腔外信号与胶囊 2A 得到的体腔内信号的减法,但是本公开不限于这样的例子。例如,可以在频率轴上执行这样的减法,作为 SS(频谱减法)。具体地说,目标声音提取部 138 可以通过在频率轴上得到以心脏声音 X 为主的信号(体腔内信号或体腔外信号)和以噪声 N 为主的信号之间的差,来提取心脏声音 X。

[0156] (补充)

[0157] 注意,虽然在上述例子中,虽然双向参照型 NR 部 134 将在胶囊 2 中执行了信号处理的体腔内信号与执行了类似的信号处理的体腔外信号相组合,但本公开不限于这样的例子。例如,胶囊 2 可以向听诊装置 1 发送未执行信号处理、或者仅仅执行了最少信号处理(例如带限)的体腔内信号。另外,在通过 NR 部 132 和 D 域控制处理部 133 等执行了信号处理后,听诊装置 1 可以通过双向参照型 NR 部 134 将从胶囊 2 接收的体腔内信号与体腔外信号相组合。

[0158] [2-1-4. 效果]

[0159] 如上所述,根据本实施方式的声音收集系统可以通过组合从体腔内收集的身体声音和从体腔外收集的身体声音,更清晰地获取在体腔内的目标部位处产生的目标声音。此外,由于对于体腔外的声音收集部 12 和体腔内的声音收集部 20 而言,距目标部位的距离、周围的状态、声音收集方向等都是不同的,因此因此双向参照型 NR 部 134 可以通过组合高度独立的聲音来提取具有良好 S/N 比的目标声音。

[0160] 此外,由于胶囊 2 从体腔内收集身体声音,所以胶囊 2 可以比普通的听诊器更清晰地采集身体声音,普通的听诊器通过将声音收集部置于身体表面来从体腔外收集身体声音。因此,根据本实施方式的声音收集系统与通过合并从体腔外收集的多个身体声音来提取目标声音的比较例相比,可以更清晰地提取目标声音。

[0161] 按此方式,根据本实施方式,通过更清晰地获取用于异常声音(例如,心律不齐、心

杂音、喘息声或肠音)诊断的身体声音,有可能实现心脏、肺或消化道的异常部位的早期检测等,因而医疗技术将有创新性的进步。

[0162] 此外,听诊装置 1 具有与普通的听诊器类似的形状,身体声音的观测者(医生)对此很熟悉。因此,观测者可以驾轻就熟地使用该听诊装置 1。

[0163] <2-2. 第二实施方式>

[0164] 根据本实施方式,听诊装置 1 有可能再现先前由外部装置 3 记录的声音。由于本实施方式的配置与在[2-1-1. 胶囊 2 的结构]和[2-1-2. 听诊装置 1 的结构]中所描述的相同,所以这里省略对其的描述。下面参照图 10 来描述本实施方式的操作。

[0165] [2-2-1. 操作]

[0166] 图 10 是显示根据本公开的第二实施方式的声音收集系统的操作过程的顺序图。

[0167] 首先,在步骤 S204,发送部 142 向外部装置 3 发送音频信号的发送指令和参数。这里的参数是指定目标部位的信息、目标部位的位置信息、以及诸如前面再现的次数等信息。

[0168] 接下来,在步骤 S208,外部装置 3 向听诊装置 1 发送音频信号和参数。这里的音频信号是先前从听诊装置 1 接收的目标信号、体腔外信号、体腔内信号、或者这些信号的组合。此外,参数是诸如当听诊装置 1 先前接收到这些音频信号时听诊装置 1 和胶囊 2 的位置和时间的信息。

[0169] 最后,在步骤 S212,听诊装置 1 再现从外部装置 3 接收的音频信号。在此情况下,可以在不对接收的音频信号进行任何信号处理的情况下进行再现。另外,在对接收的体腔外信号和体腔内信号执行了上述信号处理后,听诊装置 1 可以基于从双向参照型 NR 部 134 接收的参数,再现音频信号作为目标声音。

[0170] [2-2-2. 效果]

[0171] 根据上述的本实施方式,听诊装置 1 可以再现先前由外部装置 3 记录的声音。从而观测者可以通过重复收听身体声音,更恰当地进行诊断。此外,身体声音的观测者可以通过将前面的身体声音与当前的身体声音进行比较来进行诊断。

[0172] 此外,听诊装置 1 不仅可以接收和再现目标信号,还可以接收和再现双向参照型 NR 部 134 未执行信号处理的体腔外信号和体腔内信号。因此,听诊装置 1 和胶囊 2 可不必重复地执行声音收集,即使尚未接受信号处理的体腔内信号后来需要进行病理学起因调查。

[0173] <<3. 结论>>

[0174] 本领域技术人员应当理解,根据设计需要及其他因素可以做出各种修改、组合、下位组合和替换,只要它们落入所附权利要求及其等同范围内。

[0175] 例如,虽然在上述实施方式中诸如心脏、肺或消化道等内部器官被设为目标部位,血流声被设为噪声,但是本公开不限于这样的例子。例如,听诊装置 1 和胶囊 2 可以将血管设为目标部位,可以将从诸如心脏、肺和消化道等内部器官产生的声音设为噪声,并且可以提取并生成血流声。

[0176] 此外,本技术也可以如下配置。

[0177] (1) 一种信号处理系统,包括:

[0178] 第一检测部,该第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;

[0179] 第二检测部,该第二检测部从体腔内检测体腔内的所述指定部位的第二音频信号;和

- [0180] 生成部,该生成部基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。
- [0181] (2) 根据(1)所述的信号处理系统,
- [0182] 其中,第二检测部是置入体腔内的胶囊型医用装置。
- [0183] (3) 根据(1)所述的信号处理系统,
- [0184] 其中,第二检测部是置入体腔内的内窥镜型医用装置。
- [0185] (4) 根据(1)所述的信号处理系统,还包括:
- [0186] 多个第二检测部。
- [0187] (5) 根据(1)所述的信号处理系统,
- [0188] 其中,生成部在基于第一检测部与所述指定部位之间的距离和第二检测部与所述指定部位之间的距离校正了第一音频信号和第二音频信号之间的时间差之后,生成第三音频信号。
- [0189] (6) 根据(5)所述的信号处理系统,
- [0190] 其中,生成部通过从被校正了时间差的第一音频信号和第二音频信号中分离在所述指定部位产生的音频信号,来生成第三音频信号。
- [0191] (7) 根据(1)所述的信号处理系统,还包括:
- [0192] 编码部,该编码部对第三音频信号进行编码;和
- [0193] 发送部,该发送部将由编码部编码后的第三音频信号发送到外部装置。
- [0194] (8) 根据(7)所述的信号处理系统,还包括:
- [0195] 接收部,该接收部从外部装置接收先前由外部装置依据第一检测部的位置而接收并累积的第三音频信号。
- [0196] (9) 根据(8)所述的信号处理系统,还包括:
- [0197] 再现部,该再现部再现由生成部生成的第三音频信号或者由接收部接收的第三音频信号。
- [0198] (10) 一种信号处理装置,包括:
- [0199] 第一检测部,该第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;和
- [0200] 生成部,该生成部基于所述第一音频信号和由第二检测部检测到的体腔内的指定部位的第二音频信号,生成第三音频信号,其中所述第二检测部从体腔内检测所述第二音频信号。
- [0201] (11) 根据(10)所述的信号处理装置,
- [0202] 其中,所述信号处理装置是电子听诊装置;并且
- [0203] 其中,所述第二检测部是置入体腔内的胶囊型医用装置。
- [0204] (12) 根据(10)所述的信号处理装置,
- [0205] 其中,所述信号处理装置是电子听诊装置;并且
- [0206] 其中,所述第二检测部是置入体腔内的内窥镜型医用装置。
- [0207] (13) 根据(10)所述的信号处理装置,
- [0208] 其中,生成部基于第一音频信号和由多个第二检测部检测到的多个第二音频信号生成第三音频信号。
- [0209] (14) 根据(10)所述的信号处理装置,
- [0210] 其中,生成部在基于第一检测部与所述指定部位之间的距离和第二检测部与所述

指定部位之间的距离校正了第一音频信号和第二音频信号之间的时间差之后,生成第三音频信号。

[0211] (15) 一种上面存储有程序的非瞬态计算机可读存储介质,所述程序使计算机执行:

[0212] 从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;

[0213] 从体腔内检测体腔内的所述指定部位的第二音频信号;以及

[0214] 基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。

[0215] (16) 一种上面存储有程序的非瞬态计算机可读存储介质,所述程序使计算机执行:

[0216] 从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号;以及

[0217] 基于所述第一音频信号和从体腔内检测到的体腔内的指定部位的第二音频信号,生成第三音频信号。

[0218] 本公开包含 2012 年 8 月 29 日在日本特许厅递交的日本在先专利申请 JP2012-188800 所公开的内容,该文献的全部内容以引用的方式被包含于此。

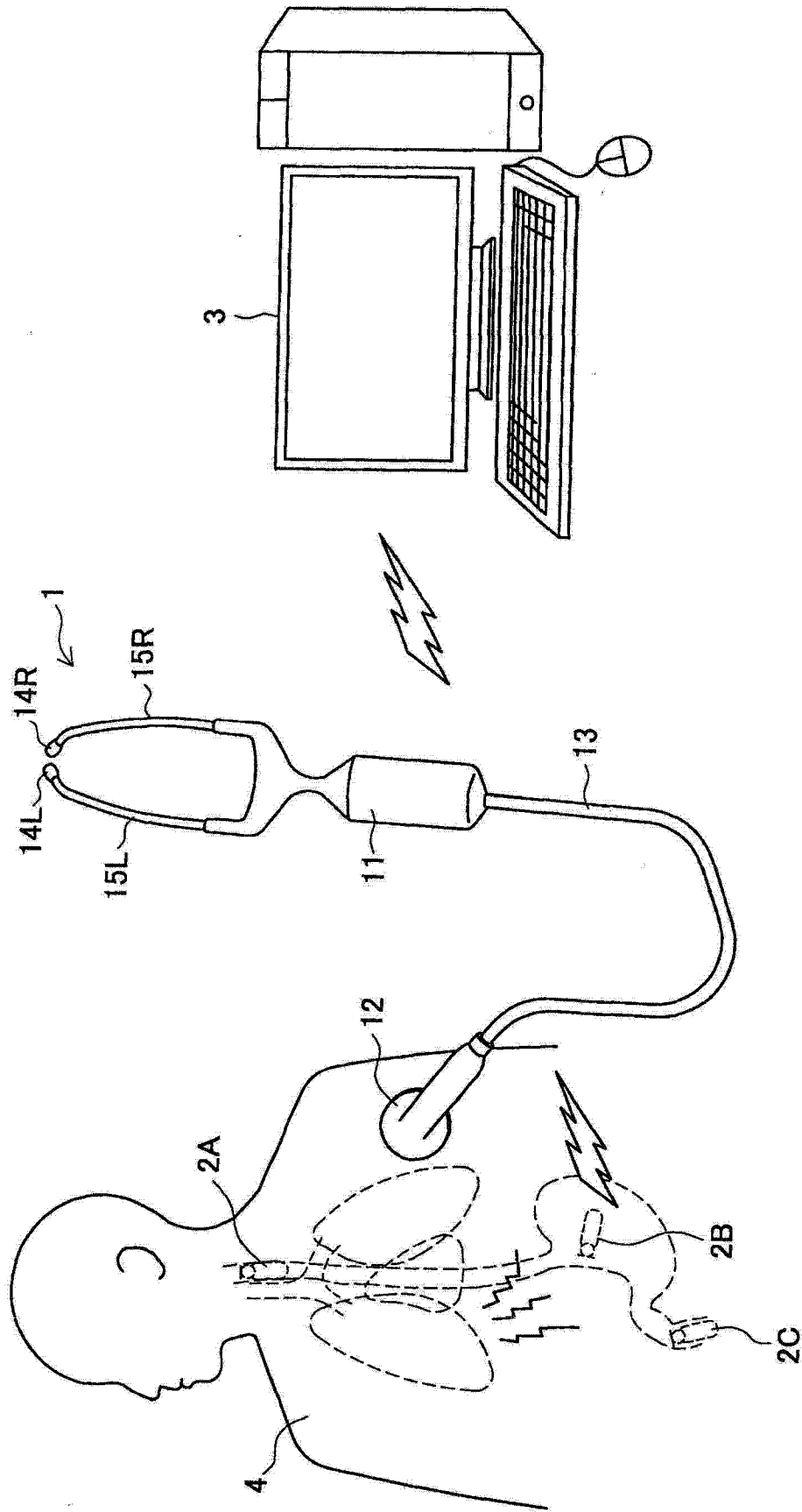


图 1

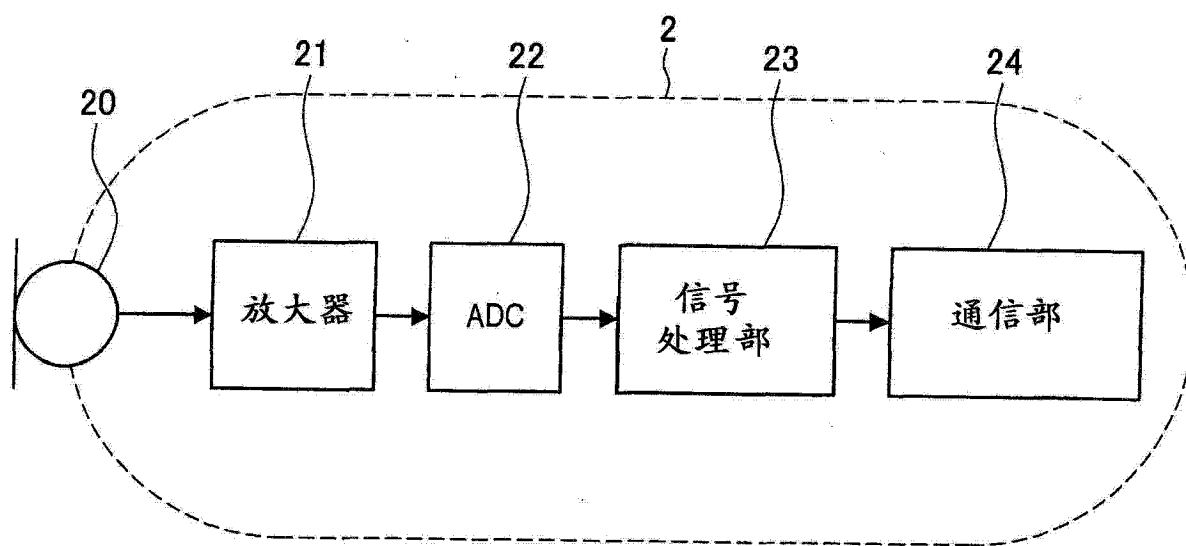


图 2

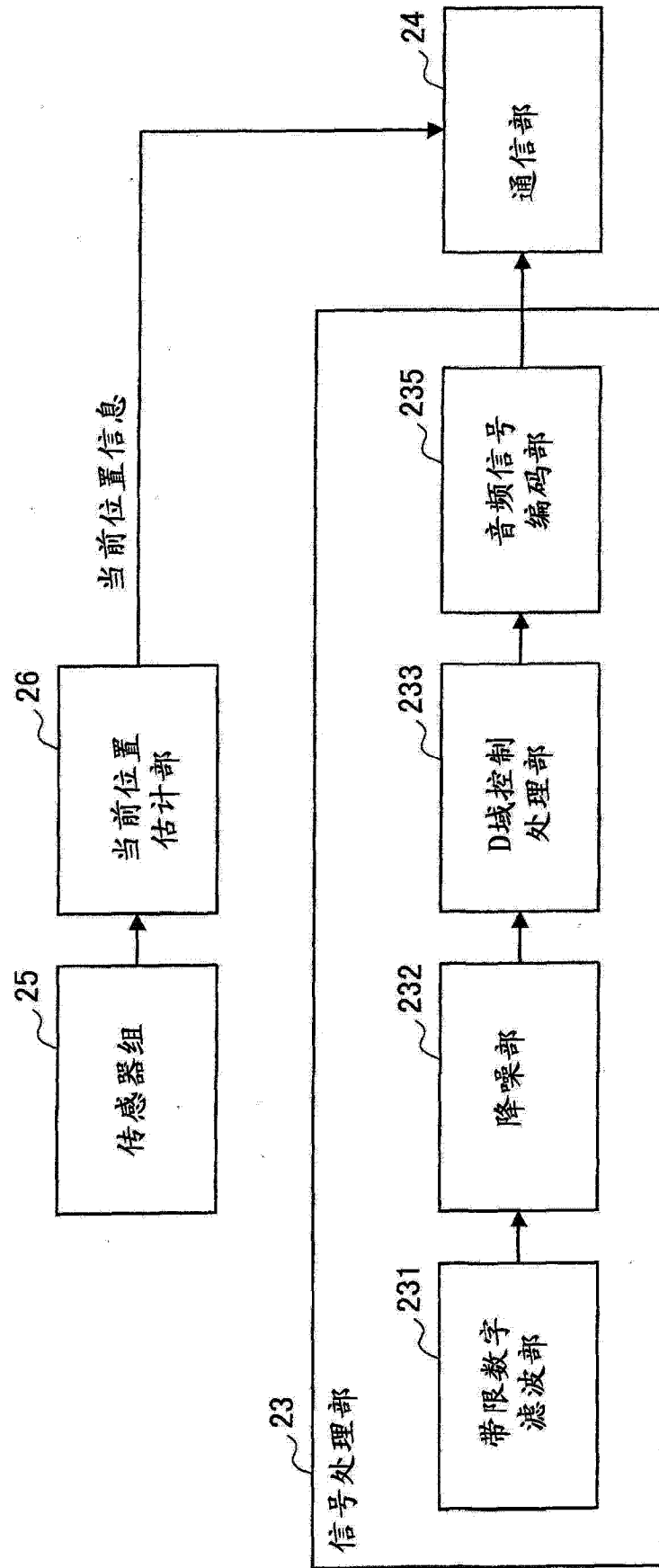


图 3

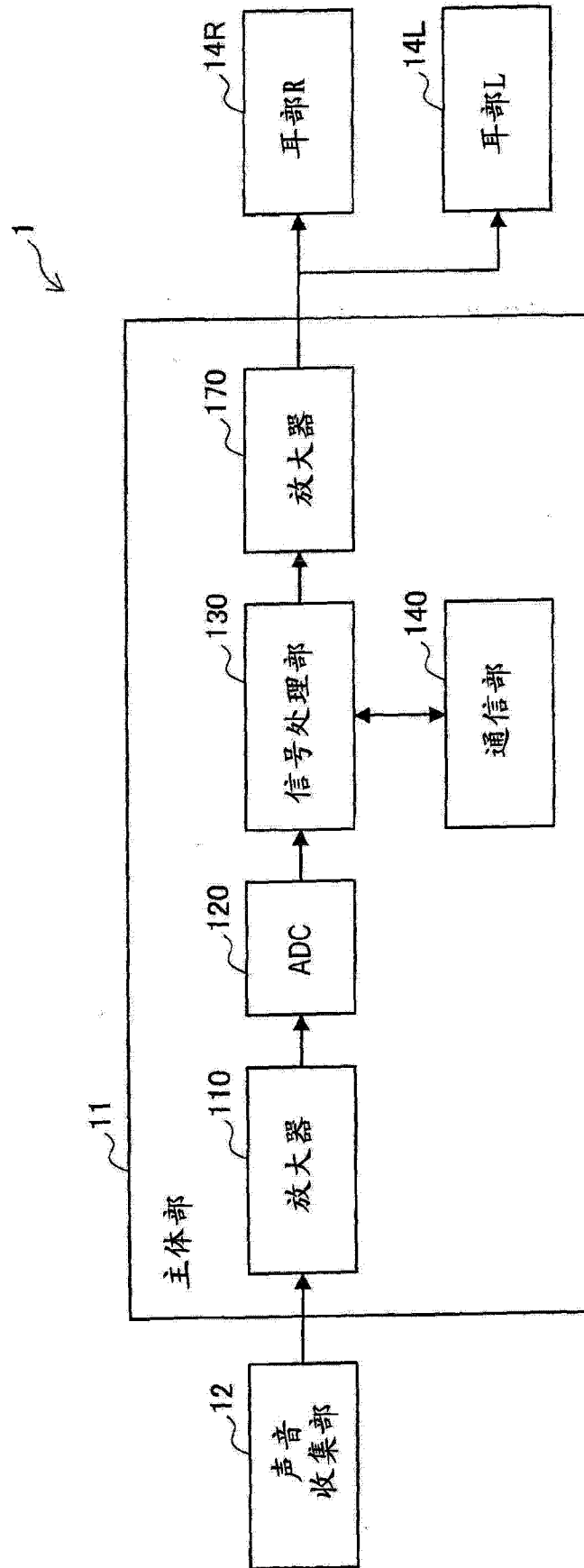


图 4

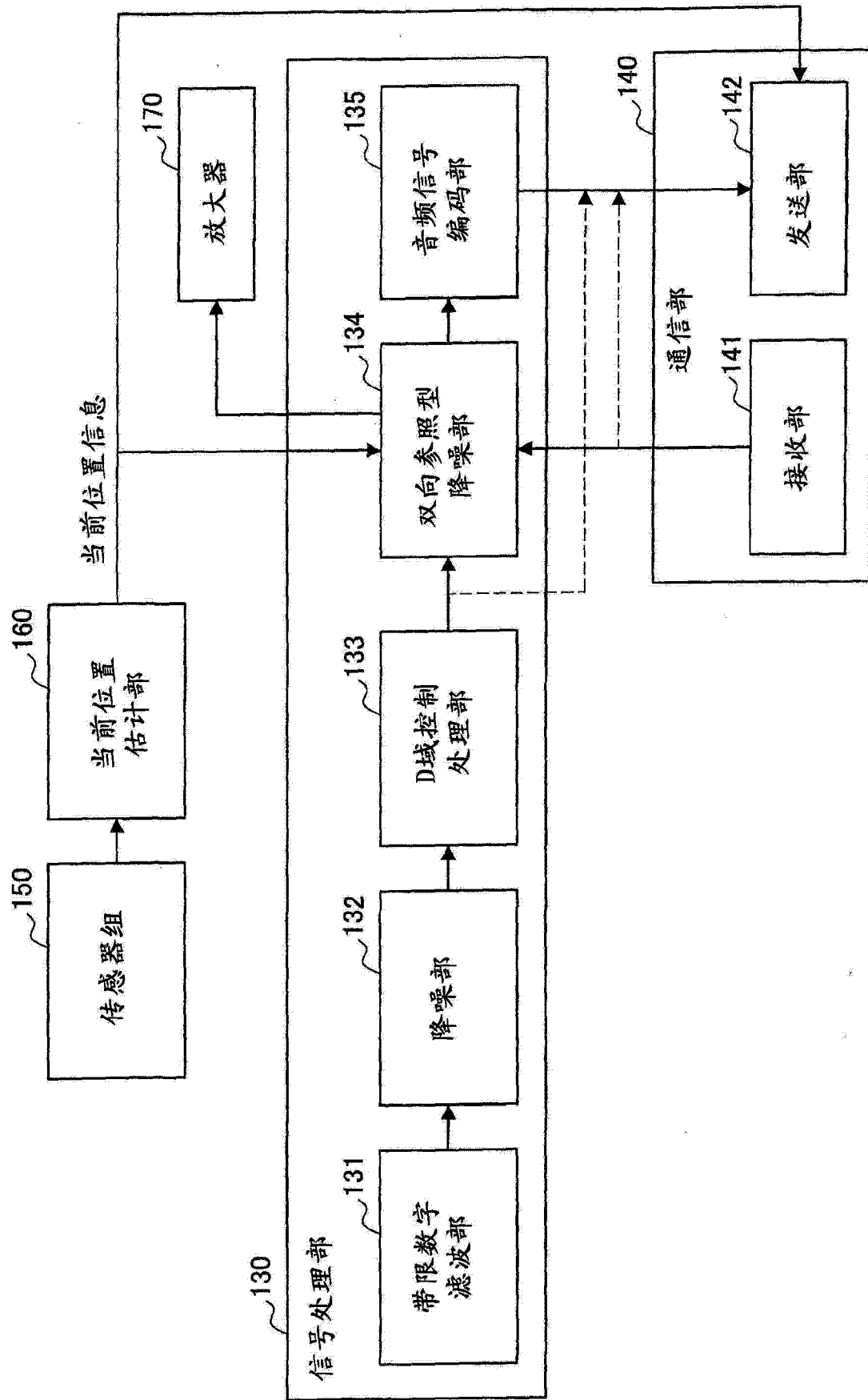


图 5

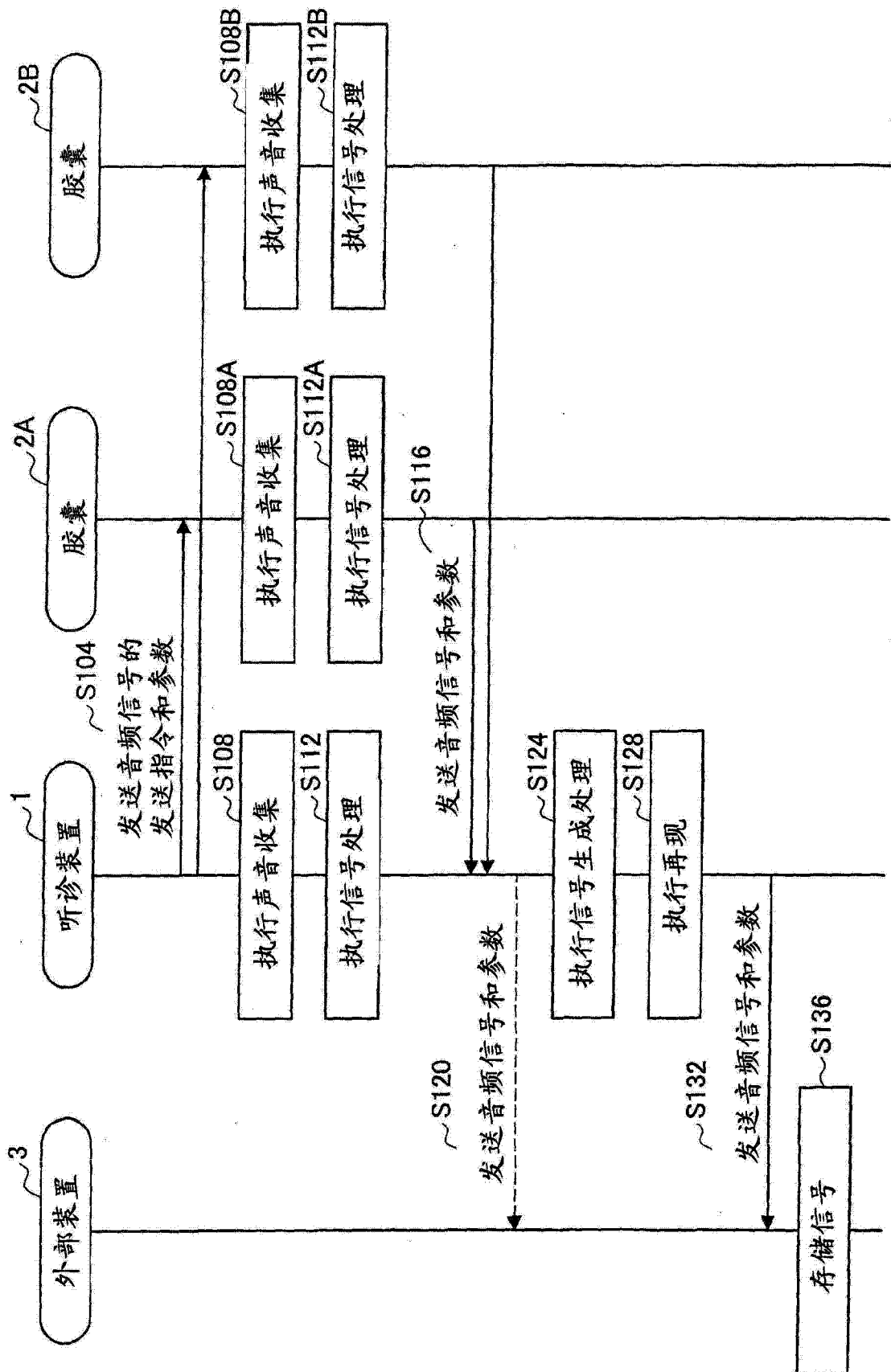


图 6

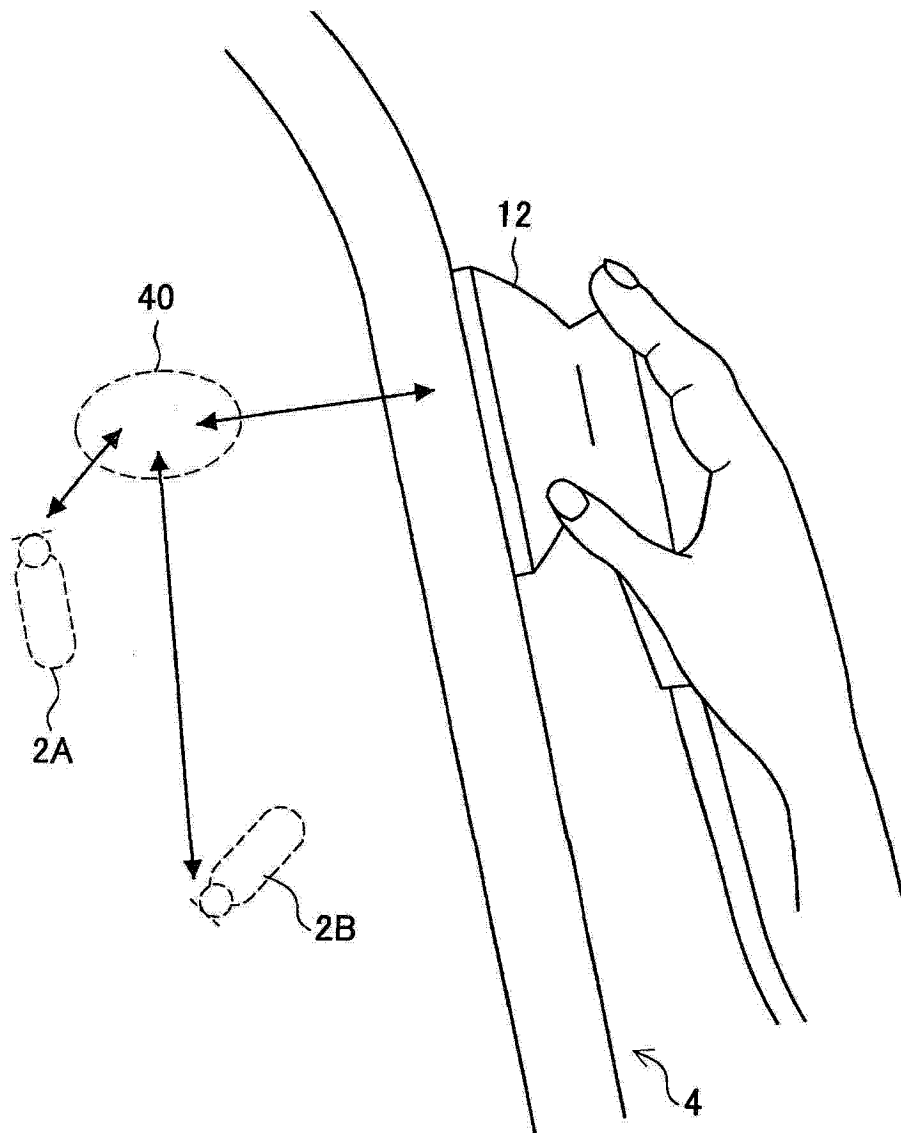


图 7

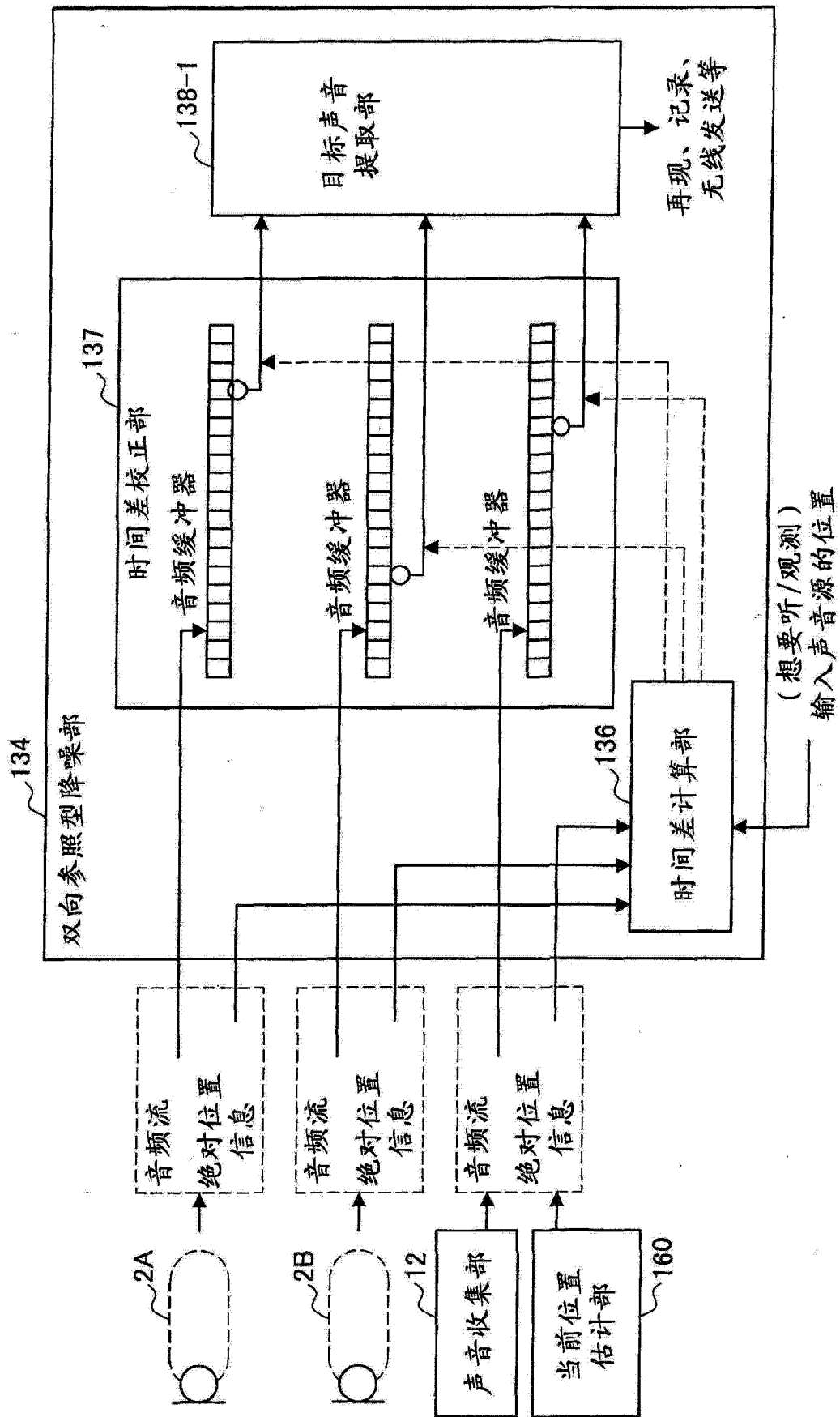


图 8

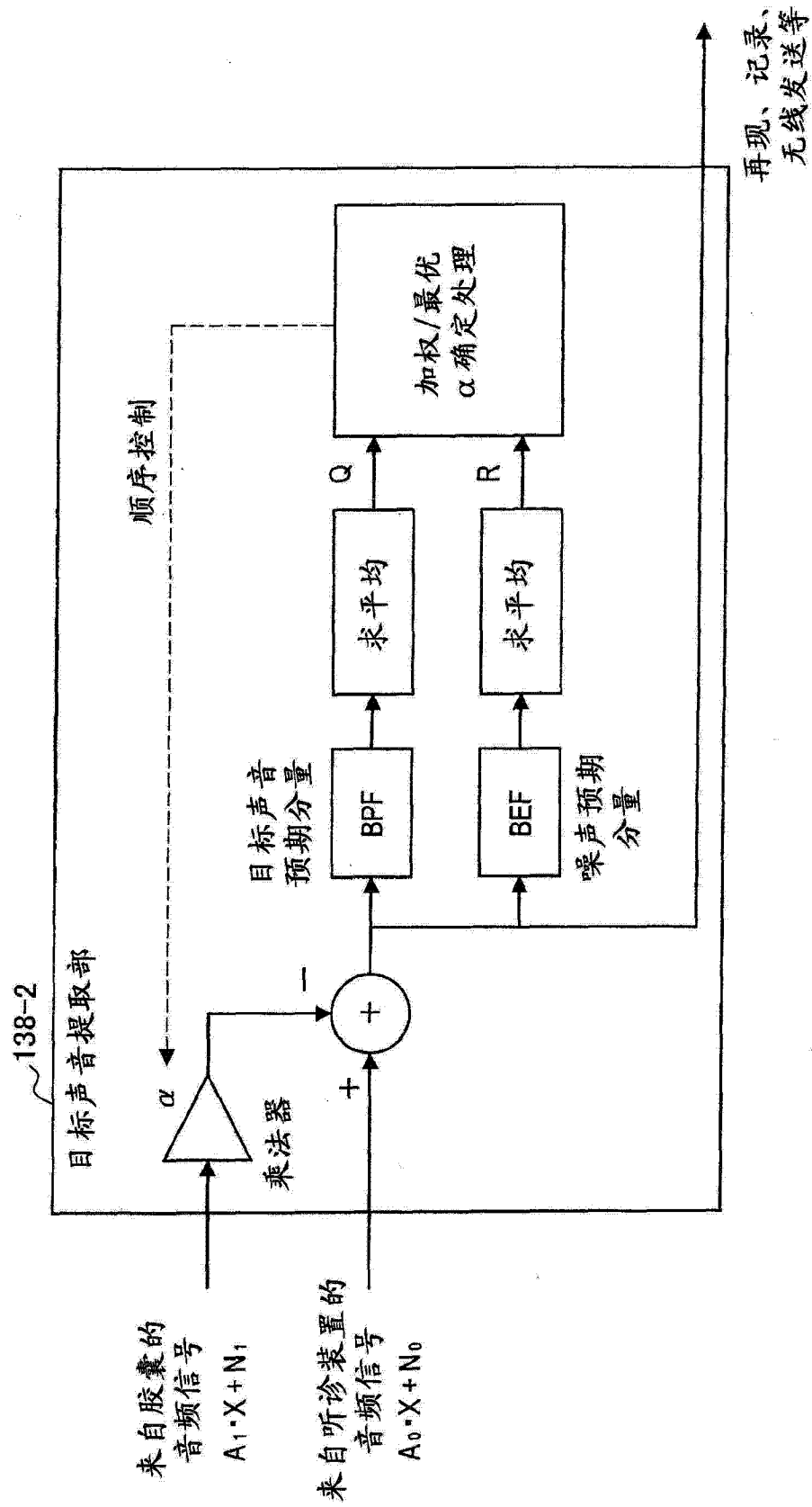


图 9

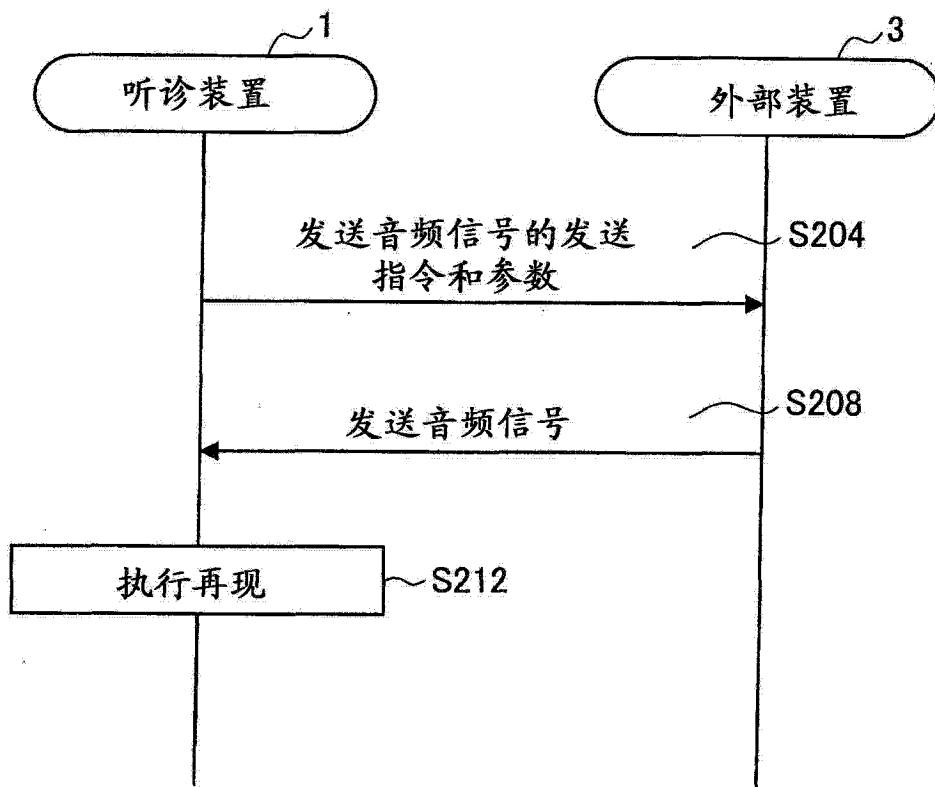


图 10

专利名称(译)	信号处理系统、信号处理装置和存储介质		
公开(公告)号	CN103654840A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310365309.6	申请日	2013-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	佐古曜一郎 浅田宏平 中村隆俊 丹下明 迫田和之 荒谷胜久 竹原充 渡邊一弘 花谷博幸 甲贺有希 大沼智也		
发明人	佐古曜一郎 浅田宏平 中村隆俊 丹下明 迫田和之 荒谷胜久 竹原充 渡邊一弘 花谷博幸 甲贺有希 大沼智也		
IPC分类号	A61B7/04 A61B5/07 A61B1/00		
CPC分类号	A61B7/00 A61B7/04		
代理人(译)	李渤		
优先权	2012188800 2012-08-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及信号处理系统、信号处理装置和存储介质。所提供的信号处理系统包括第一检测部、第二检测部和生成部，第一检测部从体腔外检测体腔内的指定部位的第一音频信号，第二检测部从体腔内检测体腔内的指定部位的第二音频信号，生成部基于第一音频信号和第二音频信号生成第三音频信号。

