



(10) 授权公告号 CN 113301852 B

(45) 授权公告日 2024. 02. 02

(21) 申请号 202080008182.0

塚本幸司 五十子智规

(22) 申请日 2020.01.10

(74) 专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理

(65) 同一申请的已公布的文献号

有限责任公司 11290

申请公布号 CN 113301852 A

专利代理师 鹿屹 李雪春

(43) 申请公布日 2021.08.24

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 7/04 (2006.01)

2019-020130 2019.02.06 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

CN 101801274 A, 2010.08.11

2021.07.06

CN 103052355 A, 2013.04.17

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 104507384 A, 2015.04.08

PCT/JP2020/000753 2020.01.10

CN 107252319 A, 2017.10.17

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 1329472 A, 2002.01.02

W02020/162105 JA 2020.08.13

JP 2007289660 A, 2007.11.08

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

US 2008232604 A1, 2008.09.25

地址 日本京都府向日市

US 2017325777 A1, 2017.11.16

审查员 薛凯俞

(72) 发明人 矢仓伸树 森田胜美 木村圭佐

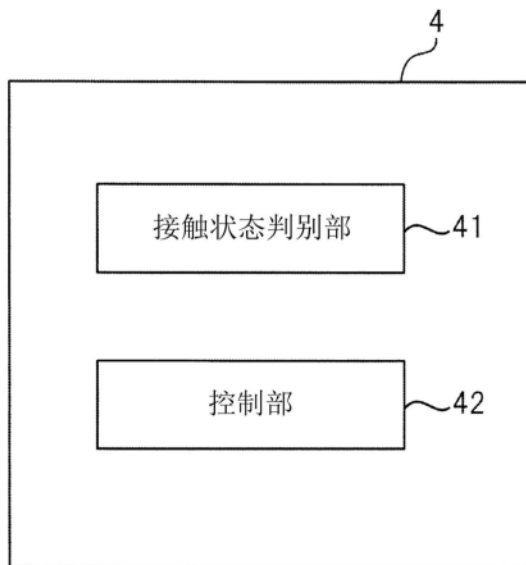
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

生物声音测定装置、生物声音测定装置的控制方法、生物声音测定装置的控制程序

(57) 摘要

提供可以通过简单的结构来检测与生物的体表面接触的生物声音测定装置、生物声音测定装置的控制方法及生物声音测定装置的控制程序。生物声音测定装置(1)具有测定单元(3),其用于在与生物的体表面(S)接触的状态下检测生物的生物声音,并且具备接触状态判别部(41),其基于由测定单元(3)检测到的声音的声压级变化,来判别是否为测定单元(3)与体表面(S)接触的接触状态。



1. 一种生物声音测定装置,其具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置的特征在于,

具备接触状态判别部,其基于由所述集声部检测到的声音的声压级变化,判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态,

在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值的情况下,所述接触状态判别部判定为是所述接触状态。

2. 一种生物声音测定装置,其具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置的特征在于,

具备接触状态判别部,其基于由所述集声部检测到的声音的声压级变化,判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态,

在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值,其后所述声压级的变动量在第三阈值以下的状态持续了预先决定的时间的情况下,所述接触状态判别部判定为是所述接触状态。

3. 一种生物声音测定装置,其具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置的特征在于,

具备接触状态判别部,其基于由所述集声部检测到的声音的声压级变化,判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态,

在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值,其后判定由所述集声部检测到的声音含有生物声音的情况下,所述接触状态判别部判定为是所述接触状态。

4. 根据权利要求1~3中任一项所述的生物声音测定装置,其特征在于,

所述接触状态判别部基于由所述集声部检测到的声音在特定频带中的声压级变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态。

5. 根据权利要求4所述的生物声音测定装置,其特征在于,

所述特定频带为100Hz以下的频带。

6. 根据权利要求1~5中任一项所述的生物声音测定装置,其特征在于,

具备控制部,其对由所述集声部检测到的声音进行分析并通知分析结果,

所述控制部在所述接触状态判别部判定为是所述接触状态的情况下,开始对所述声音进行分析。

7. 根据权利要求6所述的生物声音测定装置,其特征在于,

所述控制部对所述声音进行分析,并将所述声音是否包含喘鸣作为分析结果进行通知。

8. 一种生物声音测定装置的控制方法,其中所述生物声音测定装置具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置控制方法的特征在于,具备接触状态判别步骤,其基于由所述生物声音测定装置的所述集声部检测到的声音的声压级变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态,

在所述接触状态判别步骤中,在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值的情况下,判定为是所述接触状态。

9. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,存储有生物声音测定装置的控制程序,其中

所述生物声音测定装置具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置控制程序使计算机执行以下接触状态判别步骤,其基于由所述生物声音测定装置的所述集声部检测到的声音的声压级变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态,

在所述接触状态判别步骤中,在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值的情况下,判定为是所述接触状态。

生物声音测定装置、生物声音测定装置的控制方法、生物声音测定装置的控制程序

技术领域

[0001] 本发明涉及与生物的体表面接触使用的生物声音测定装置、该生物声音测定装置的控制方法及程序。

背景技术

[0002] 公知有一种利用麦克风等将生物声音作为电信号提取的装置,该生物声音包括:以呼吸在呼吸道内产生的气流为声源的生理性声音即呼吸音、喘鸣或胸膜摩擦音等在病理状态下产生的异常音即啰音、或以心血管系统为声源的心跳声等(例如参照专利文献1-3)。

[0003] 专利文献1记载了一种检测呼吸音的呼吸测量装置,并记载了利用配置于集声构件内部的光源和设在集声构件外部的光检测器来判别测量装置的安装。

[0004] 专利文献2记载了一种生物声音收集装置,并记载了利用检测集声部与生物表面接触的接触传感器,来判别集声部与生物表面的接触状态。

[0005] 专利文献3记载了通过比较由一个麦克风在不同位置测定的多个声音或者由贴在不同位置的多个麦克风测定的多个声音,来判定装置的最佳安装位置。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2017-74190号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2015-20030号公报

[0010] 专利文献3:日本特开2012-24391号公报

发明内容

[0011] 发明要解决的问题

[0012] 就通过与生物的体表面接触来测定生物声音的生物声音测定装置而言,优选的是先获得使集声部紧贴于体表面的状态,再开始对由集声部测定的声音进行分析处理。因此,需要对集声部是否与体表面接触进行检测。在专利文献1、2记载的装置中,为了判别与体表面的接触状态,需要光检测器或接触传感器等专用设备,难以实现装置的小型化、轻量化、低成本化。

[0013] 在专利文献3记载的装置中,由于要从体表面的不同位置测定声音,或需要多个麦克风,因此,无法简单地判别与体表面的接触状态。

[0014] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供可以通过简单的结构来检测到与生物的体表面接触的生物声音测定装置、生物声音测定装置的控制方法及生物声音测定装置的控制程序。

[0015] 技术方案

[0016] 1.

[0017] 一种生物声音测定装置,其具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的

生物声音的集声部,具备:

[0018] 接触状态判别部,其基于由所述集声部检测到的声音的声压级的变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态。

[0019] 根据(1),基于由集声部检测到的声音的声压级的变化来执行接触状态的判别。因此,无需使用发光部、接触传感器等专用设备,且无需在不同条件下检测生物声音就能够判别接触状态。因而,能够实现装置的低成本化、轻量化、小型化。

[0020] 2.

[0021] 根据(1)所述的生物声音测定装置,

[0022] 在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值的情况下,所述接触状态判别部判定为是所述接触状态。

[0023] 根据(2),能够准确地判别为是接触状态。

[0024] 3.

[0025] 根据(1)所述的生物声音测定装置,

[0026] 在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值,其后所述声压级的变动量在第三阈值以下的状态持续了预先决定的时间的情况下,所述接触状态判别部判定为是所述接触状态。

[0027] 根据(3),能够准确地判别为是接触状态。

[0028] 4.

[0029] 根据(1)所述的生物声音测定装置,

[0030] 在所述声压级先增大第一阈值以上,然后减少第二阈值以上且小于所述第一阈值,其后判定由所述集声部检测到的声音含有生物声音的情况下,所述接触状态判别部判定为是所述接触状态。

[0031] 根据(4),能够准确地判别为是接触状态。

[0032] 5.

[0033] 根据(1)所述的生物声音测定装置,

[0034] 所述接触状态判别部基于由所述集声部检测到的声音在特定频带内的声压级的变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态。

[0035] 根据(5),能够准确地判别为是接触状态。

[0036] 6.

[0037] 根据(5)所述的生物声音测定装置,

[0038] 所述特定频带为100Hz以下的频带。

[0039] 根据(6),能够准确地判别为是接触状态。

[0040] 7.

[0041] 根据(1)~(6)中任一项所述的生物声音测定装置,

[0042] 具备控制部,其对由所述集声部检测到的声音进行分析并通知分析结果,

[0043] 所述控制部在所述接触状态判别部判定为是所述接触状态的情况下,开始对所述声音进行分析。

[0044] 根据(7),只需测定者执行使集声部与生物的体表面接触的作业,就可以开始声音的分析。因此,可以简单、顺畅且直观地开始生物声音的分析。

[0045] 8.

[0046] 根据(7)所述的生物声音测定装置,

[0047] 所述控制部对所述声音进行分析,并将所述声音是否包含喘鸣作为分析结果进行通知。

[0048] 根据(8),由于能够使测定者知晓有无喘鸣,因此能够对被测定者的治疗方针有所帮助。

[0049] 9.

[0050] 一种生物声音测定装置的控制方法,其中所述生物声音测定装置具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置的控制方法包括接触状态判别步骤,其基于由所述集声部检测到的声音的声压级的变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态。

[0051] 根据(9),基于由集声部检测到的声音的声压级的变化来执行接触状态的判别。因此,无需使用发光部、接触传感器等专用设备且无需在不同条件下检测生物声音,就能够判断接触状态。因而,能够实现装置的低成本化、轻量化、小型化。

[0052] 10.

[0053] 一种生物声音测定装置的控制程序,所述生物声音测定装置具有在与生物的体表面接触的状态下检测所述生物的生物声音的集声部,所述生物声音测定装置的控制程序用于使计算机执行接触状态判别步骤,其基于由所述集声部检测到的声音的声压级的变化,来判别是否为所述集声部与所述体表面接触的接触状态。

[0054] 根据(10),基于由集声部检测到的声音的声压级的变化来执行接触状态的判别。因此,无需使用发光部、接触传感器等专用设备且无需在不同条件下检测生物声音就能够判别接触状态。因而,能够实现装置的低成本化、轻量化、小型化。

[0055] 发明效果

[0056] 根据本发明,能够提供可以通过简单的结构来检测与生物的体表面接触的生物声音测定装置、生物声音测定装置的控制方法及生物声音测定装置的控制程序。

附图说明

[0057] 图1是表示作为本发明的生物声音测定装置的一实施方式的生物声音测定装置1的简要结构示例的侧视图。

[0058] 图2是图1所示的生物声音测定装置1中沿着A-A线的截面示意图。

[0059] 图3是表示图1所示的生物声音测定装置1的控制部4的功能块的图。

[0060] 图4是表示由生物声音测定装置1的声音检测元件M1检测到的声音的声压级的变化的一例的图。

[0061] 图5是用于说明图1所示的生物声音测定装置1的动作示例的流程图。

[0062] 图6是用于说明图5所示的流程图的步骤S9的判定为“是”之后的动作变形例的流程图。

[0063] 图7是用于说明图5所示的流程图的步骤S9的判定为“是”之后的动作变形例的流程图。

[0064] 图8是表示对在非接触状态下由生物声音测定装置1的声音检测元件M1检测到的

声音进行傅里叶变换所获得的功率谱的一例的图。

[0065] 图9是表示对在接触状态下由生物声音测定装置1的声音检测元件M1检测到的声音进行傅里叶变换所获得的功率谱的一例的图。

具体实施方式

[0066] (实施方式的生物声音测定装置的概要)

[0067] 对本发明的生物声音测定装置的实施方式的概要进行说明。实施方式的生物声音测定装置是将测定单元抵在人的肋间等,利用测定单元测定作为生物声音的一例的肺音(呼吸音和啰音),在判定为测定音包含作为啰音的喘鸣的情况下,对该内容进行通知。通过这样做,对是否需要对被测定者给药的判断、是否要将被测定者送往医院的判断,或医生对被测定者的诊断等进行辅助。

[0068] 实施方式的生物声音测定装置具备测定单元,该测定单元具有收容用于检测肺音的声音检测元件的壳体,该壳体内收容声音检测元件的内部空间由体表面密封,通过以声音检测元件检测该状态下该空间的压力变动,来检测生物的肺音。

[0069] 实施方式的生物声音测定装置对由该声音检测元件检测到的声音的声压级进行监视,并基于该声压级的变化,来判别是否为测定单元与生物的体表面接触的接触状态。如此,可以根据由用于检测肺音的声音检测元件检测到的声音的声压级来判别是否为接触状态,从而,无需用于判别是否为接触状态的专用设备以及在不同条件下检测声音等。因而,能够实现装置的低成本化、小型化、轻量化等。下面,说明实施方式的生物声音测定装置的具体结构示例。

[0070] (实施方式)

[0071] 图1是表示作为本发明的生物声音测定装置的一实施方式的生物声音测定装置1的简要结构示例的侧视图。如图1所示,生物声音测定装置1具有由树脂或金属等的箱体构成的主体部1b,在该主体部1b的一端侧设有头部1a。

[0072] 在主体部1b的内部设有:控制部4,统一控制整体;电池5,提供动作所必需的电压;以及显示部6,利用液晶显示面板或有机EL(Electro Luminescence:电致发光)显示面板等显示图像。

[0073] 控制部4包括CPU(Central Processing Unit)、RAM(Random Access Memory)和ROM(Read Only Memory)等,按照程序对生物声音测定装置1的各硬件进行控制等。控制部4的ROM中存储有包含生物声音测定装置1的控制程序的程序。

[0074] 在头部1a设有测定单元3,该测定单元3向与生物声音测定装置1的长边方向大致正交的方向的一侧(在图1中为下方侧)突出。在测定单元3的顶端设有受压部3a,该受压部3a与作为被测定者的生物的体表面S接触而承受来自体表面S的压力。

[0075] 在使用者的手Ha的例如食指放置在头部1a中测定单元3的背面的状态下,测定单元3的受压部3a被该食指按压于体表面S,由此生物声音测定装置1被使用。

[0076] 图2是图1所示的生物声音测定装置1沿着A-A线的截面示意图。测定单元3具备:有底筒状的壳体31,是在被按压于体表面S的状态下形成由体表面S密封的收容空间SP1的构件;声音检测元件M1,配置于壳体31的收容空间SP1内并检测声音;以及壳体罩32,从外侧封闭收容空间SP1并且覆盖壳体31。

[0077] 测定单元3在壳体罩32的一部分露出的状态下,通过与在构成头部1a的箱体2上形成的开口部嵌合而被固定于箱体2。

[0078] 壳体罩32的从箱体2露出的部分的顶端部呈平面或曲面,该平面或曲面构成图1中的受压部3a。

[0079] 壳体31的外形为朝向图2中的下方向的大致凸型,由树脂或金属等声阻抗高于空气且刚性较高的材料构成。在与体表面S接触的状态下,为了使声音不易从外部传入收容空间SP1的内部,壳体31优选为以可反射声音检测元件M1所检测的频带的声音的材料构成。

[0080] 壳体罩32为有底筒状的构件,其中空部的形状与壳体31的外壁形状基本一致。

[0081] 壳体罩32由声阻抗与人体、空气或水接近的原材料且生物适应性良好的具有挠性的材料构成。作为壳体罩32的材料,例如使用硅或弹性体等。

[0082] 声音检测元件M1是生物声音测定装置1用于检测作为测定对象的肺音的元件,例如由检测比肺音的频域(一般为10Hz以上1.5kHz以下)更宽的带宽(例如1Hz以上10kHz以下的频域)的声音的MEMS(Micro Electro Mechanical Systems:微机电系统)式麦克风或静电电容式麦克风等构成。

[0083] 声音检测元件M1通过图示省略的导线等与图1所示的控制部4电连接,将检测到的声音信息传递至控制部4。

[0084] 在使用生物声音测定装置1时,壳体罩32的受压部3a与体表面S接触,在来自体表面S的压力的作用下,收容空间SP1成为经由壳体罩32被体表面S密封的状态。然后,当从生物传到体表面S的肺音使受压部3a振动时,该振动使收容空间SP1的内压发生变动,通过该内压变动,与肺音相应的电信号被声音检测元件M1检测。测定单元3构成在与体表面S接触的状态下检测生物声音的集声部。

[0085] 图3是表示图1所示的生物声音测定装置1的控制部4的功能块的图。控制部4的处理器通过执行ROM中存储的上述控制程序,来作为接触状态判别部41和控制部42发挥功能。

[0086] 接触状态判别部41基于由声音检测元件M1检测到的声音的声压级,判别是否为测定单元3与体表面S接触的接触状态。

[0087] 图4是表示由生物声音测定装置1的声音检测元件M1检测到的声音的声压级的变化的一例的图。图4表示从测定单元3的受压部3a与体表面S非接触的状态开始,使受压部3a与体表面S接触并保持该状态一段时间,然后使受压部3a从体表面S离开从而转变为非接触状态时所获得的声压级的变化。

[0088] 图4所示的期间T1表示测定单元3的受压部3a与体表面S未接触的期间。图4所示的期间T2表示测定单元3的受压部3a与体表面S刚接触后的期间。图4所示的期间T3表示测定单元3的受压部3a与体表面S接触后保持该状态的期间。图4所示的期间T4表示测定单元3的受压部3a刚从体表面S离开而转变为非接触状态后的期间。图4所示的期间T5表示测定单元3的受压部3a变为与体表面S非接触的状态后经过少许时间之后的期间。

[0089] 如图4所示,在受压部3a与体表面S未接触的期间T1和期间T5,由声音检测元件M1检测到的声音的声压级以较小的数值推移。原因是,在受压部3a与物体未接触的状态下,只要生物声音测定装置1周围未出现大的声音,受压部3a的振动就不会变大。

[0090] 当从受压部3a与体表面S未接触的状态转变为受压部3a与体表面S接触的状态时,在转变刚发生后,受压部3a的振动由于受压部3a与体表面S的接触而变大。因此,如图4所

示,在期间T2,声压级的值暂时变高。然后,当受压部3a与体表面S接触并经过少许时间后,受压部3a由于传到体表面S的生物声音而主要振动。因此,如图4所示,在受压部3a与体表面S接触并经过少许时间后的期间T3,与期间T2相比,声压级降低。在此,由于受压部3a通过生物声音而振动,因此,期间T3内的声压级的值高于期间T1内的声压级的值。

[0091] 当从受压部3a与体表面S接触并保持接触的状态转变为受压部3a从体表面S离开的状态时,在转变刚发生后,当受压部3a与体表面S分离时,受压部3a的振动变大。因此,如图4所示,在期间T4,声压级的值暂时变高。然后,当受压部3a从体表面S离开并经过少许时间后,声压级就以与期间T1的值相同的等级推移。

[0092] 如此可知,当从测定单元3的受压部3a与体表面S非接触的状态转变为与体表面S接触并保持接触的状态时,由声音检测元件M1检测到的声音的声压级暂时上升,之后,降低至高于非接触时的声压级的等级并稳定。因此,可以通过判断是否有这样的声压级变化来判断是否为接触状态。

[0093] 具体来说,当声音检测元件M1开始检测声音并开始将声压级的信息储存于RAM时,接触状态判别部41从RAM取得自该声音检测开始的时刻起单位处理期间(例如几ms或几十ms等)内的声压级的信息,并计算出所取得的声压级的平均值。接触状态判别部41一边将该单位处理期间的开始时刻依次以例如短于该单位处理期间的时间向后推移,一边依次计算出各单位处理期间内的声压级的平均值。

[0094] 接触状态判别部41将对任意单位处理期间计算出来的第一平均值与对将该单位处理期间向后推移一次后的单位处理期间计算出来的第二平均值进行比较,在第二平均值比第一平均值增大了预先决定的第一阈值以上的情况下,判定为发生了从非接触状态向接触状态的转变。接触状态判别部41在第二平均值没有比第一平均值增大第一阈值以上的情况下,判定为是测定单元3与体表面S未接触的非接触状态。

[0095] 该第一阈值,例如,作为图4所示的期间T1的声压级的平均值与期间T2的声压级的平均值之差而可得到的值的最小值,通过实验确定。而且,该第一阈值被设为比作为图4所示的期间T3的声压级的平均值与期间T4的声压级的平均值之差而可得到的值足够大的值。

[0096] 接触状态判别部41,在判定为发生了从非接触状态向接触状态的转变后,继续重复对开始时刻最晚的最新单位处理期间的声压级的第二平均值与该最新单位处理期间的上一个单位处理期间的声压级的第一平均值进行比较。然后,接触状态判别部41,在第二平均值比第一平均值减少第二阈值以上且小于第一阈值的情况下,判定为处于测定单元3与体表面S接触的接触状态。另外,接触状态判别部41,在第二平均值比第一平均值减少第一阈值以上的情况下,判定为向接触状态的转变结束并返回到非接触状态。

[0097] 该第二阈值,作为从第一阈值减去以图4所示的期间T3的声压级的平均值与期间T1的声压级的平均值之差而可得到的值的最大值后所得的值,通过实验确定。

[0098] 控制部42进行:分析处理,对由声音检测元件M1检测到的声音进行分析;以及通知处理,通知分析处理的结果(分析结果)。分析处理是指例如对由声音检测元件M1检测到的声音进行处理以判断该声音是否包含喘鸣等异常音的处理。通知处理是指例如使显示部6显示有无喘鸣来通知分析结果,或使图示省略的发光元件发光来通知有无喘鸣的处理。

[0099] 控制部42,在接触状态判别部41判定为测定单元3处于接触状态的情况下,开始进行上述分析处理。

[0100] (生物声音测定装置1的动作示例)

[0101] 图5是用于说明图1所示的生物声音测定装置1的动作示例的流程图。当装置的电源被开启时,声音检测元件M1开始检测声音,所检测到的声音的信息(包括声压级)以及该声音的检测时刻的信息被存储至RAM(步骤S1)。

[0102] 当一定期间的声音的信息被存储至RAM时,接触状态判别部41取得该信息中单位处理期间内检测到的声音的声压级,并计算出所取得的声压级的平均值(步骤S2)。另外,在初始设定中,单位处理期间被设定为使得单位处理期间的开始时刻与被储存于RAM的声音的信息的检测开始时刻一致。

[0103] 然后,接触状态判别部41通过使单位处理期间的开始时刻向后推(使单位处理期间推移)来重新设定单位处理期间(步骤S3),并取得储存于RAM的声压级中在设定的单位处理期间内检测到的声压级,并计算出该取得的声压级的平均值(步骤S4)。

[0104] 然后,接触状态判别部41判定,以步骤S4计算出来的最新设定的单位处理期间对应的声压级的平均值(推移后的平均值)减去在该最新设定之前被设定的单位处理期间对应的声压级的平均值(推移前平均值)之后得到的值,是否为第一阈值TH1以上(步骤S5)。

[0105] 在步骤S5的判定为“否”的情况下,接触状态判别部41判定为是测定单元3与体表面S未接触的非接触状态(步骤S6),使处理转至步骤S3。

[0106] 在步骤S5的判定为“是”的情况下,接触状态判别部41通过使单位处理期间的开始时刻向后推(使单位处理期间推移)来重新设定单位处理期间(步骤S7),并取得储存于RAM的声压级中在设定的单位处理期间内检测到的声压级,并计算出该取得的声压级的平均值(步骤S8)。

[0107] 然后,接触状态判别部41判定,在步骤S8计算出来的最新设定的单位处理期间对应的声压级的平均值(推移后的平均值),与在该最新设定之前被设定的单位处理期间对应的声压级平均值(推移前的平均值)之差(忽略符号取绝对值),是否为第二阈值TH2以上且小于第一阈值TH1(步骤S9)。

[0108] 在步骤S9的判定为“否”的情况下,接触状态判别部41判断上述差是否为第一阈值TH1以上(步骤S10)。在上述差为第一阈值TH1以上的情况下(步骤S10:是),接触状态判别部41使处理转至步骤S6,在上述差小于第一阈值TH1的情况下(步骤S10:否),接触状态判别部41使处理转至步骤S7。

[0109] 在步骤S9的判定为“是”的情况下,接触状态判别部41判定为测定单元3处于与体表面S接触并适合测定生物声音的状态的接触状态(步骤S11)。

[0110] 在步骤S11之后,控制部42开始对由声音检测元件M1检测到的声音进行分析处理(步骤S12),当分析处理结束时,通知分析结果(步骤S13),结束处理。

[0111] (生物声音测定装置1的效果)

[0112] 如上所述,根据生物声音测定装置1,基于由声音检测元件M1检测到的声音的声压级变化来执行是否为接触状态的判别。因此,无需使用发光部、接触传感器等专用设备且无需在不同条件下检测声音,通过简单的结构即可执行接触状态的判别。因此,能够实现装置的低成本化、轻量化、小型化等。

[0113] 而且,根据生物声音测定装置1,当声压级先升高第一阈值TH1以上,然后下降第二阈值TH2(比第一阈值TH1小)以上且小于第一阈值TH1时,被判定为是接触状态。如此,在声

压级先大幅上升,然后下降至比该上升前高的声压级高的等级的情况下,判定为是接触状态,由此,可以将图4所示的期间T3至期间T5的情况与从期间T1至期间T3的情况正确区分开来。因而,能够高精度地执行是否为接触状态的判别。

[0114] 而且,根据生物声音测定装置1,在判定为是接触状态的情况下,开始进行声音的分析处理。根据该结构,测定者在开启装置的电源后无需进行特殊的操作,只要将测定单元3抵于被测定者的体表面S就能够知晓有无喘鸣。因此,能够提高装置的便利性。而且,由于不需要指示开始分析处理的按钮等用户界面,因此,能够提高装置的设计性,实现低成本化。特别是,生物声音测定装置1是通过单手握持主体部1b并将食指放置在测定单元3的背面来使用的。因此,只要使测定单元3与体表面S接触就可以开始进行分析处理,这在使与体表面S的接触状态稳定方面是有利的。(生物声音测定装置1的第一变形例)

[0115] 接触状态判别部41也可以在图5的步骤S9的判定为“是”之后,在声压级变动少的状态持续了预先决定的时间的情况下,判定为是接触状态。

[0116] 图6是用于说明图5所示的流程图的步骤S9的判定为“是”之后的动作变形例的流程图。图6中,对与图5相同的处理标注了相同的附图标记。

[0117] 在步骤S9的判定为“是”的情况下,接触状态判别部41通过使单位处理期间的开始时刻向后推(使单位处理期间推移)来重新设定单位处理期间(步骤S21),并取得储存于RAM的声压级中在设定的单位处理期间内检测到的声压级,并计算出该取得的声压级的平均值(步骤S22)。

[0118] 然后,接触状态判别部41判定,步骤S22计算出来的最新设定的单位处理期间对应的声压级平均值(推移后的平均值),与在该最新设定之前被设定的单位处理期间对应的声压级的平均值(推移前的平均值)之差(忽略符号取绝对值),是否小于第三阈值TH3(步骤S23)。第三阈值TH3是为了判定测定单元3是否与体表面S接触并保持接触而设定的,第三阈值TH3被设定为比第一阈值TH1和第二阈值TH2都足够小的值。

[0119] 在步骤S23的判定为“否”的情况下,接触状态判别部41使处理转至步骤S6,在步骤S23的判定为“是”的情况下,接触状态判别部41使计时器值增加1(步骤S24)。另外,计时器值的初始值为0。

[0120] 在步骤S24之后,接触状态判别部41判断计时器值是否为阈值TH4以上(步骤S25)。在计时器值小于阈值TH4的情况下(步骤S25:否),接触状态判别部41使处理返回至步骤S21。

[0121] 在计时器值为阈值TH4以上的情况下(步骤S25:是),接触状态判别部41使处理转至步骤S11。

[0122] 如上所述,在第一变形例中,当声压级先大幅上升,然后下降至比该上升前的声压级高的等级的状态,并且,变为该状态后声压级的变动量为第三阈值TH3以下的情况持续了一定时间时,被判定为是接触状态。测定单元3与体表面S接触,其后又立即从体表面S离开的情况也是可能的。根据第一变形例,这种情况被判定为不是接触状态,因此,能够提高判断是否为接触状态的精度。

[0123] (生物声音测定装置1的第二变形例)

[0124] 接触状态判别部41也可以在图5的步骤S9的判定为“是”之后,在判定由声音检测元件M1检测到的声音含有生物声音的情况下,判定为是接触状态。

[0125] 图7是用于说明图5所示的流程图的步骤S9的判定为“是”之后的动作变形例的流程图。图7中,对与图5相同的处理标注了相同的附图标记。

[0126] 在步骤S9的判定为“是”的情况下,接触状态判别部41进行生物声音的判定处理,以判定由声音检测元件M1检测到的声音是否包含生物声音(步骤S31)。例如,接触状态判别部41对由声音检测元件M1检测到的声音进行频率分析,在该声音包含可提取到生物声音的频带的声音的情况下,判定为检测到生物声音,在该声音不包含可提取到生物声音的频带的声音的情况下,判定为未检测到生物声音。

[0127] 步骤S31的判定处理结果,若为未检测到生物声音(步骤S32:否),则转至步骤S6的处理,若为检测到生物声音(步骤S32:是),则进行步骤S11之后的处理。

[0128] 如上所述,在第二变形例中,当声压级先大幅上升,然后下降至比该上升前的声压级高的等级的状态,而且,判定变为该状态后检测到的声音含有生物声音时,被判定为是接触状态。测定单元3与体表面S接触,其后又立即从体表面S离开的情况也是可能的。根据第二变形例,这种情况被判定为不是接触状态,因此,能够提高判定是否为接触状态的精度。(生物声音测定装置1的第三变形例)

[0129] 接触状态判别部41也可以基于由声音检测元件M1检测到的声音中在特定频带内的声压级变化来判别是否为接触状态。

[0130] 图8和图9是表示对由生物声音测定装置1的声音检测元件M1检测到的声音进行傅里叶变换所得到的功率谱的一例的图。图8表示在测定单元3与体表面S未接触的状态下声音的测定结果。图9表示在测定单元3与体表面S接触的状态下声音的测定结果。

[0131] 如图9所示,可知,当测定单元3与体表面S接触时,在声音检测元件M1的检测频带(1Hz~10kHz)中,特别是100Hz以下的频带中,功率大幅上升。考虑其主要原因是,由于变为接触状态,收容空间SP1变为被密封的状态,低频区域的灵敏度变高。

[0132] 基于该发现,接触状态判别部41例如将100Hz以下的频带设定为特定频带,并计算由声音检测元件M1检测到的声音在该特定频带中的功率的均方根(RMS值)作为声压级。然后,在该RMS值超出预先决定的阈值的状态持续一定时间的情况下,接触状态判别部41判定为是接触状态。

[0133] 如上所述,根据第三变形例,仅监视特定频带的声压级来执行接触状态的判别。因此,可以排除经常在高频带出现的噪声的影响,从而能够提高判别接触状态的精度。另外,特定频带的上限值只要考虑在接触状态下声压上升的幅度和噪声的排除来决定即可,即可以是200Hz,也可以是90Hz、80Hz、70Hz等。

[0134] 以上参照附图说明了各种实施方式,但本发明当然不限于所述示例。只要是本领域技术人员,就显然能够在权利要求书记载的范畴内想到各种变更例或修正例,这些变更例或修正例也理所当然属于本发明的技术范围。此外,可以在不脱离本发明的发明思想的范围内,将上述实施方式中的各构成要素任意组合。

[0135] 另外,本申请基于2019年2月6日提交的日本专利申请(特愿2019-020130),并将其内容作为参照援引到本申请中。

[0136] 附图标记说明

[0137] 1 生物声音测定装置

[0138] 1b 主体部

- [0139] 1a 头部
- [0140] 2 箱体
- [0141] 3 测定单元
- [0142] 3a 受压部
- [0143] 4 控制部
- [0144] 41 接触状态判别部
- [0145] 42 控制部
- [0146] 5 电池
- [0147] 6 显示部
- [0148] S 体表面
- [0149] Ha 手
- [0150] 31 壳体
- [0151] SP1 收容空间
- [0152] 32 壳体罩
- [0153] M1 声音检测元件

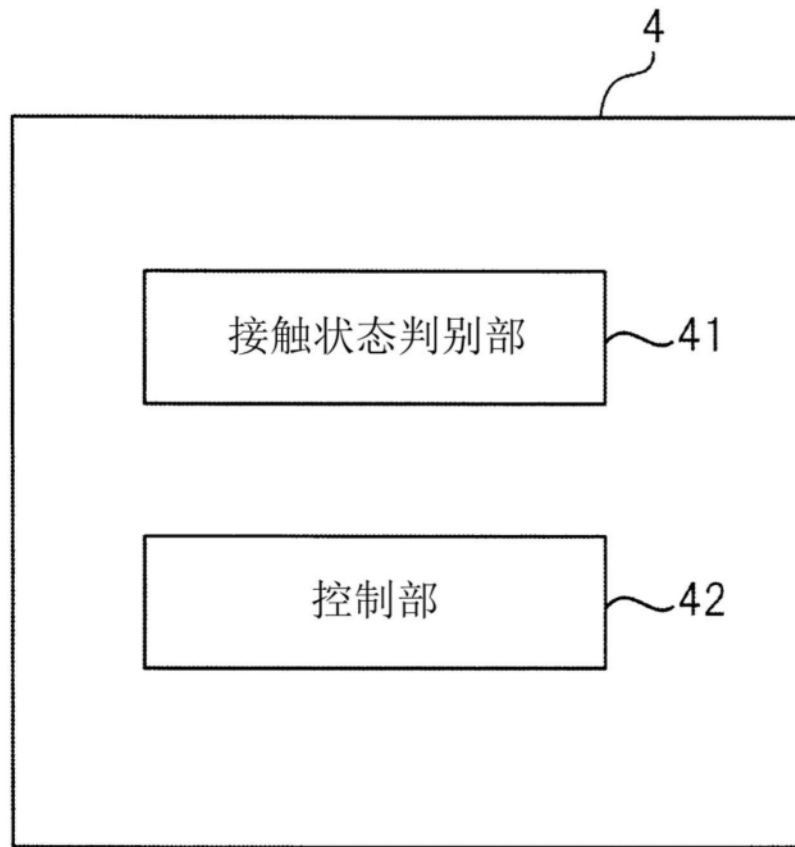


图3

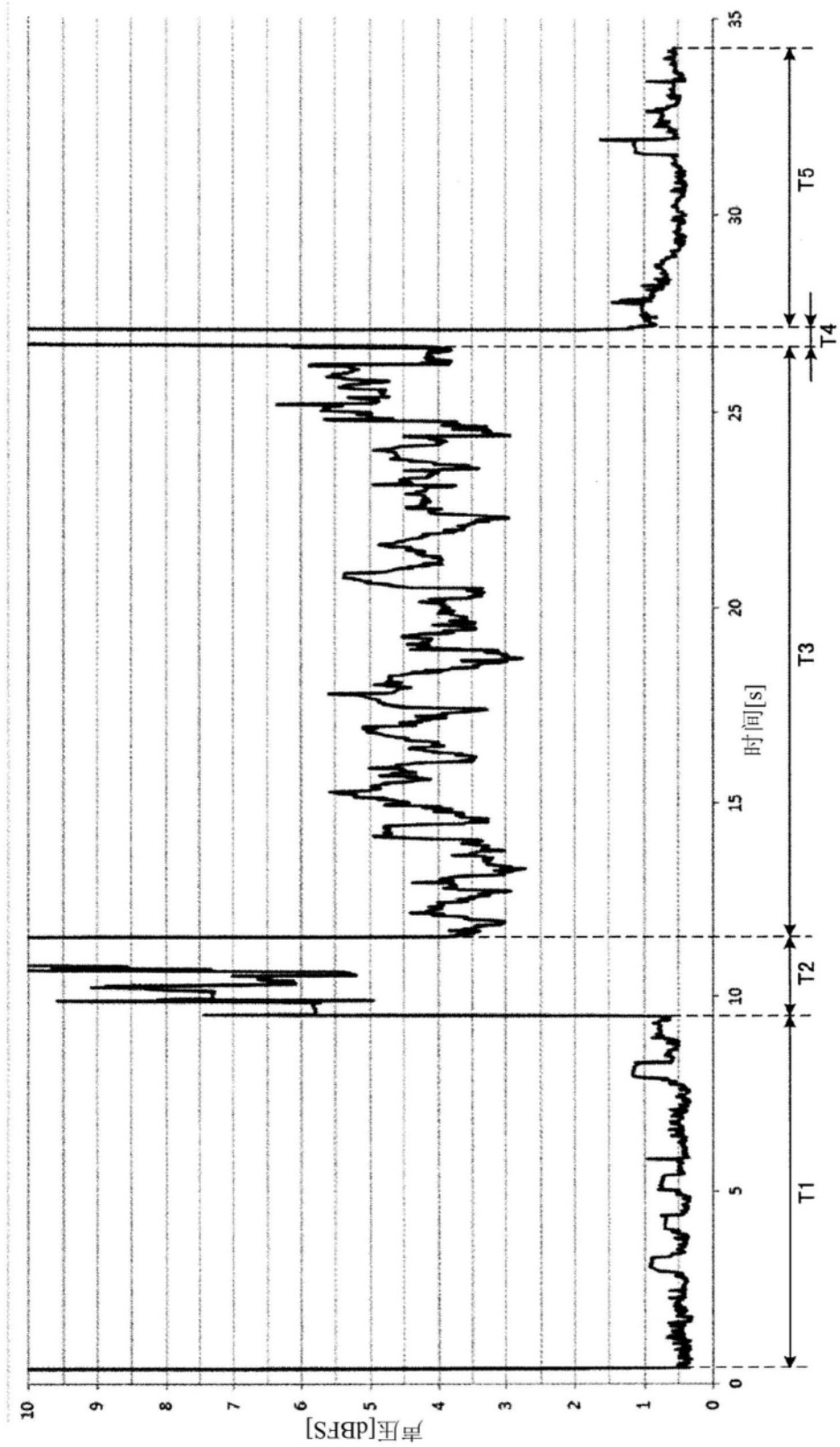


图4

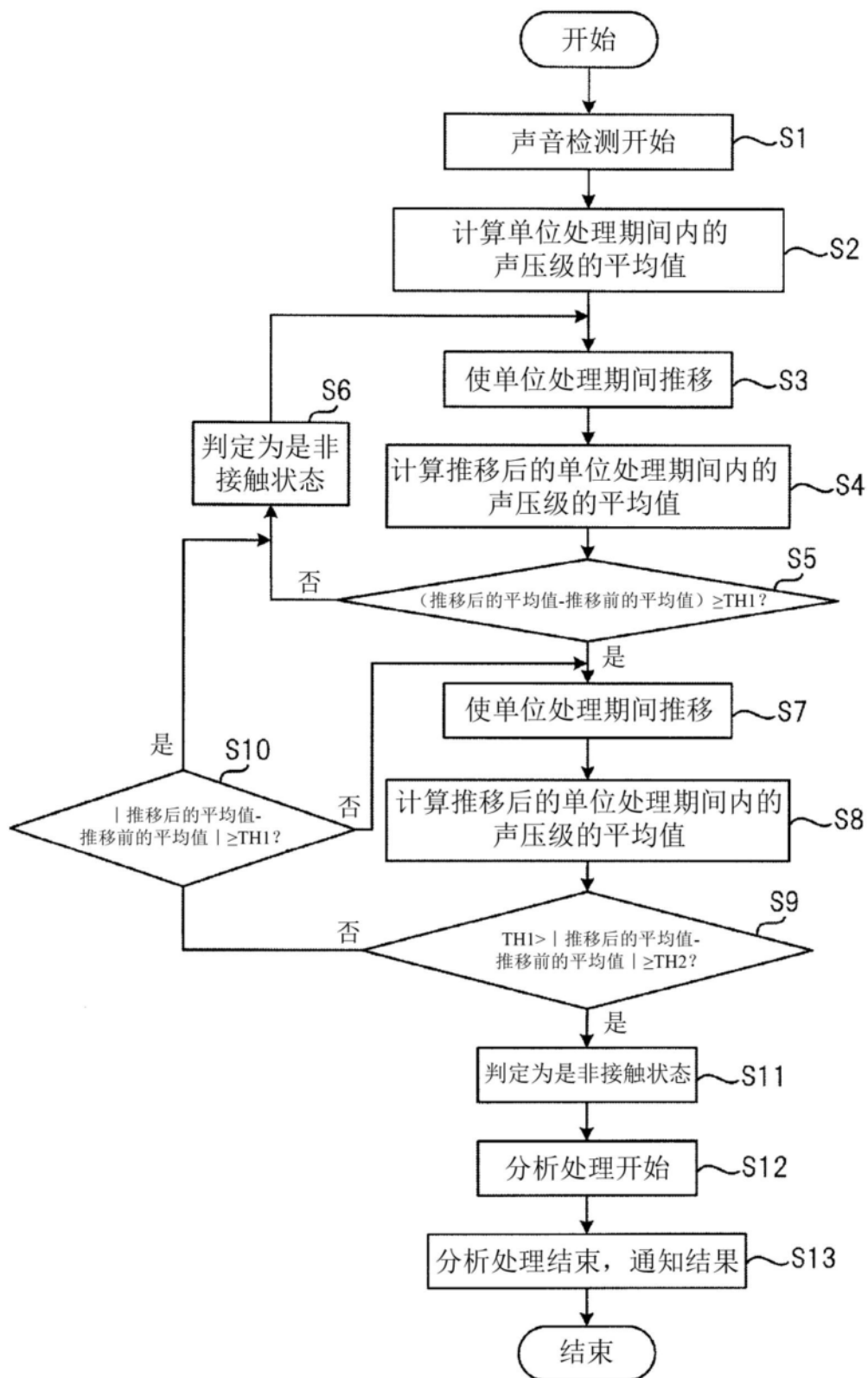


图5

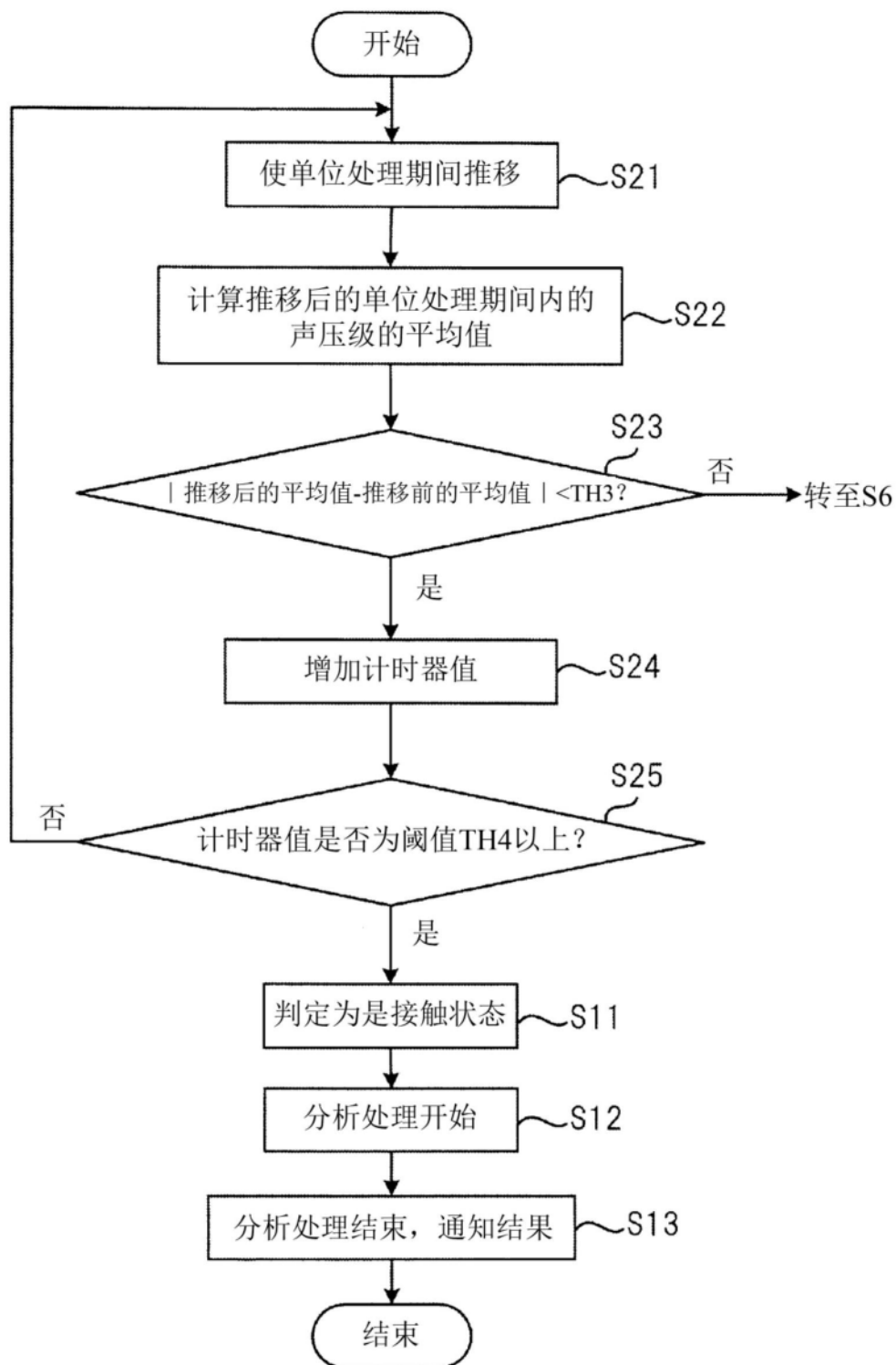


图6

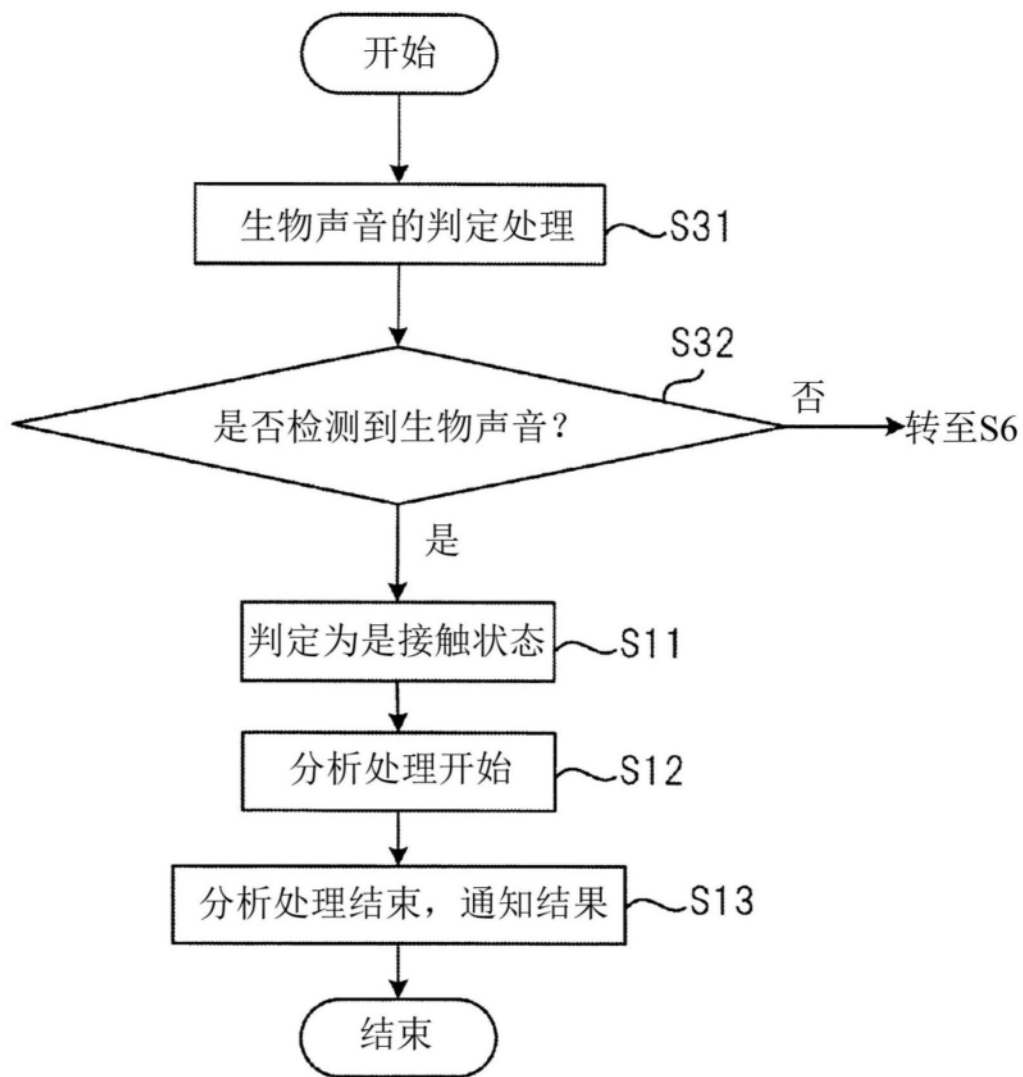


图7

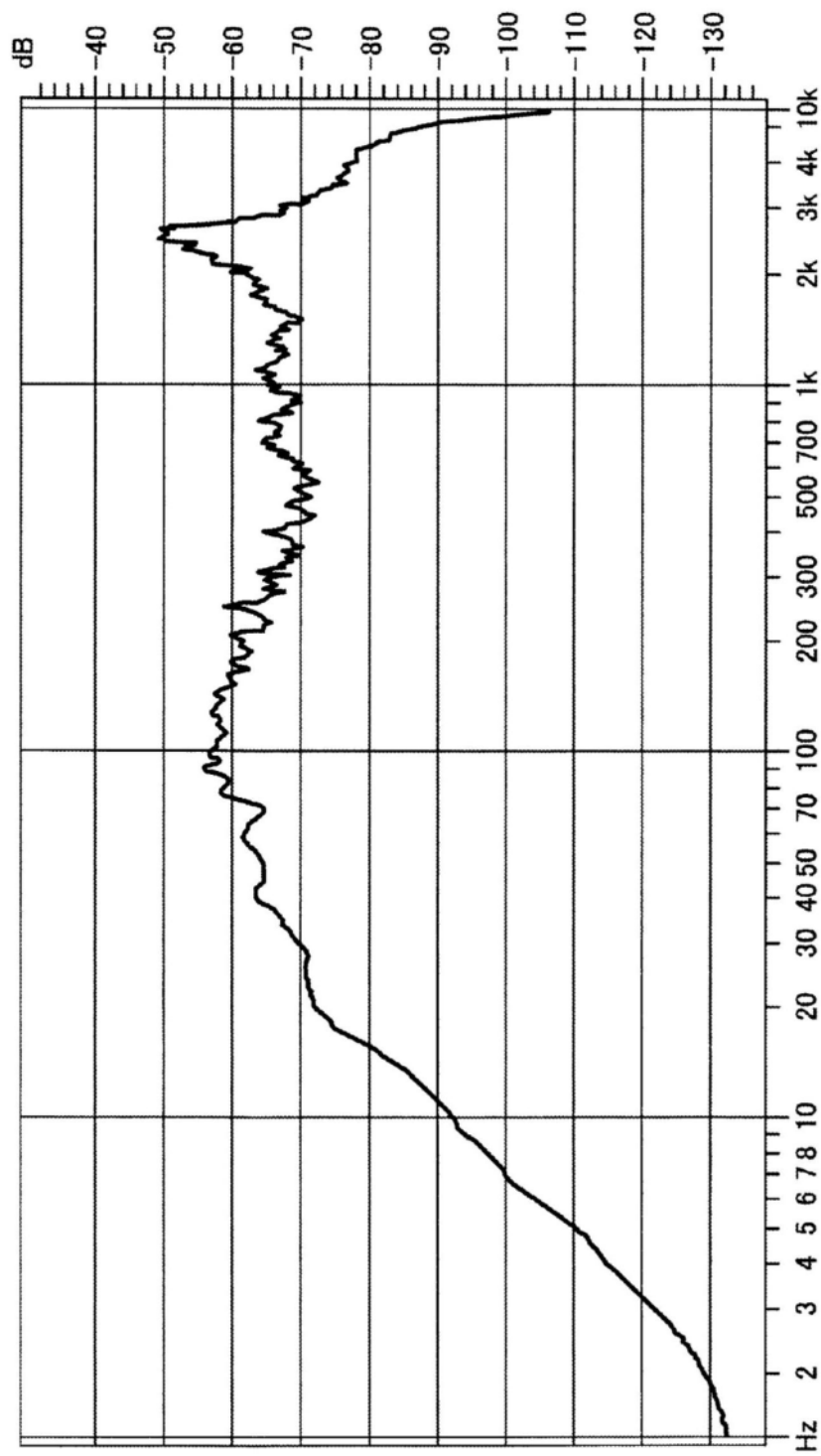


图8

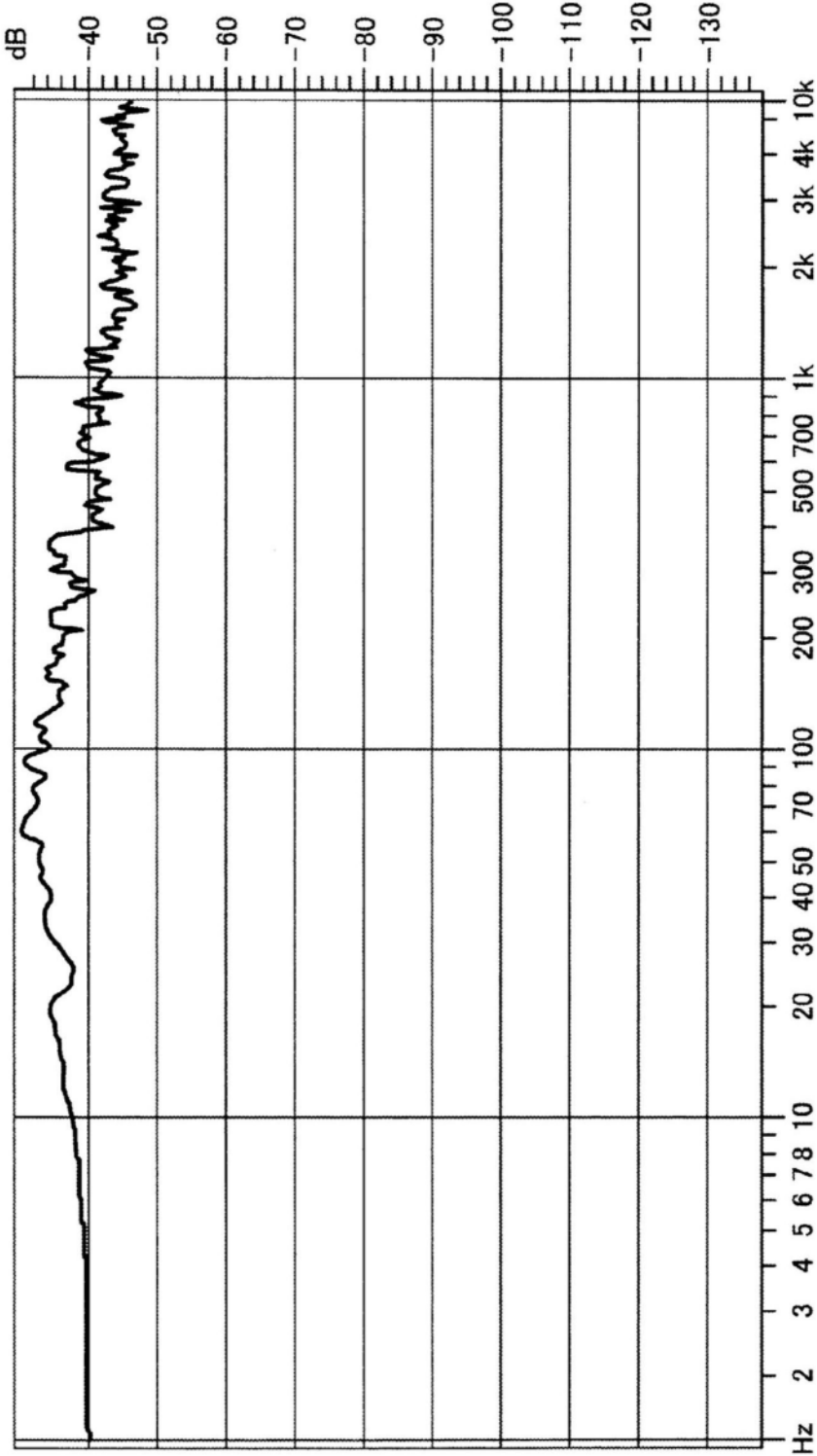


图9