



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102824170 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201210197332. 4

(22) 申请日 2012. 06. 15

(30) 优先权数据

13/162838 2011. 06. 17 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 A. F. 沃纳 D. R. 施奈德温德

C. P. 梅吉亚 T. P. 斯蒂姆克

R. F. 施米特

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 姜甜 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1798522 A, 2006. 07. 05, 全文.

US 2008045832 A1, 2008. 02. 21, 全文.

US 4420815 A, 1983. 12. 13, 全文.

US 6434417 B1, 2002. 08. 13, 全文.

WO 9904688 A1, 1999. 02. 04, 全文.

审查员 谢楠

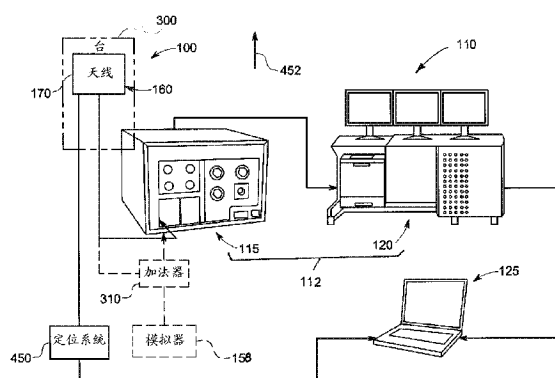
权利要求书1页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

心电学研究中的噪声检测的系统

(57) 摘要

本发明名称为“心电学研究中的噪声检测的系统和方法”。提供一种与 ECG 信号采集系统 (112) 组合使用的系统 (100)。ECG 信号采集系统 (112) 能够操作以连接到受检者 (105) 的皮肤表面上的电极 (130) 的布置。系统 (100) 可以包括电路板 (170) 和安装在电路板 (170) 上的多个分支电路 (200、205、210、215、220)。多个分支电路 (200、205、210、215、220) 能够布置在电路板 (170) 上且具有与受检者 (105) 上的电极 (130) 布置的电阻抗基本相似的电阻抗。系统 (100) 还可以包括以电通信方式连接的输出连接器 (280), 输出连接器 (280) 接收从多个分支电路 (200、205、210、215、220) 传递的信号以用于传递到 ECG 采集系统 (112)。



1. 一种噪声检测系统 (100), 包括在受检者 (105) 的 ECG 信号的采集中与电极 (130) 的布置通信的 ECG 采集系统 (112), 其特征在于所述噪声检测系统还包括:

天线系统 (160), 其与所述 ECG 采集系统 (112) 通信连接, 所述天线系统 (160) 包括安装在电路板 (170) 上的多个分支电路 (200、205、210、215、220), 所述多个分支电路 (200、205、210、215、220) 与所述受检者 (105) 上电极 (130) 的所述布置类似地布置在所述电路板 (170) 上; 以及

输出连接器 (280), 其以电通信连接以接收从所述多个分支电路 (200、205、210、215、220) 传递的信号, 用于传递到所述 ECG 采集系统 (112) 从而图解来自所述天线系统 (160) 的信号带宽和振幅。

2. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统, 其中, 所述多个分支电路 (200、205、210、215、220) 中的每个具有的电阻抗在所述受检者 (105) 上电极 (130) 的布置中每个附着的电阻抗的预定义阈值之内。

3. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统, 其中, 所述多个分支电路 (200、205、210、215、220) 中的每个包括电组件, 所述电组件具有的电阻抗在所述受检者 (105) 上电极 (130) 的布置中每个附着的电阻抗的预定义阈值之内。

4. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统 (100), 其中, 将所述输出连接器 (280) 与所述 ECG 采集系统 (112) 和接口 (125) 通信连接, 以及其中所述分支电路 (200、205、210、215、220) 在所述电路板 (170) 上的布置定义所述电路板 (170) 相对于所定义空间的参考的位置和朝向, 以用于在所述接口 (125) 上进行图解。

5. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统 (100), 其中, 所述多个分支电路 (200、205、210、215、220) 的至少其中之一包括一对断开器 (298), 所述一对断开器 (298) 在开路时将相应的分支电路 (200、205、210、215、220) 与所述输出连接器 (280) 隔离。

6. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统, 还包括与所述 ECG 采集系统 (112) 通信连接的接口 (125), 所述接口 (125) 包括按所述输出连接器 (280) 传递的所检测信号的振幅以及至少预定义范围的波长或频率的显示 (400)。

7. 如权利要求 6 所述的噪声检测系统, 所述显示 (400) 还包括所述电路板 (170) 相对于所述电路板 (170) 所在的所定义空间的参考的朝向 (410) 的图形图解。

8. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统 (100), 还包括:

ECG 模拟器 (158), 其具有持续阈值时间段从受检者 (105) 获取的至少一个预先记录的 ECG 信号; 以及

加法器 (310), 其连接以将来自所述 ECG 模拟器 (158) 的所述 ECG 信号与来自所述天线系统 (160) 的输出的信号组合, 以用于传递到所述 ECG 采集系统 (112)。

9. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统 (100), 还包括与所述 ECG 采集系统 (112) 通信连接的接口 (125), 所述接口 (125) 包括从所述输出连接器 (280) 传递的、在预定义波长或频率的其中之一内检测的电信号的至少一个范围的显示 (400)。

10. 如权利要求 1 所述的噪声检测系统 (100), 还包括显示器 (400), 其配置成随着所述电路板 (170) 在定义的空间中移动、以与所述电路板 (170) 相对于所定义空间的朝向和位置的组合来图解所述信号的振幅的测量。

心电学研究中的噪声检测的系统

技术领域

[0001] 本发明主题一般涉及噪声检测的系统和方法,并且更具体地说,涉及保健环境中检测和标识噪声方向的系统和方法。

背景技术

[0002] 在工作环境中设置、建立和保持最小化的噪声水平是当今现场工程师的难题和需要。噪声干扰源的示例可以包括未接地的电延伸线、电插座、具有大电能需求的设备等。此类噪声干扰可能常常与处理设备执行研究而产生的或测试、调试或维护电信号处理设备而产生的电信号的测量和分辨率相干扰。

[0003] 例如,关注噪声的一个环境可能是在进行心电学研究所在的保健场景中。心电图(ECG)系统可以测量人心脏内或人皮肤表面的微小生物电势信号。这些生物电势信号可以涵盖与100 μV 一样低的范围,并且能够分辨如30 μV 那么小。例如,John G. Webster的“医疗器械 - 应用和方法”(1988) (Medical Instrumentation - Application and Method by John G. Webster (1988))描述如何将电极定位于人体(例如,额状面或横状面)上以跟踪用作检查心脏机能的诊断工具的ECG。

[0004] 需要对于处理设备具有最小化噪声水平的环境,这能够增强电信号处理性能。

发明内容

[0005] 需要或期望一种系统和方法来检测和定位可能与电信号处理设备执行研究而产生的电信号的测量和分辨率相干扰的环境噪声源。下文描述中,通过本文描述的实施例来解决上文提到的缺点和需求。

[0006] 根据一个实施例,提供一种与ECG信号采集系统组合使用的系统。ECG信号采集系统能够操作以连接到受检者的皮肤表面上的电极布置。该系统可以包括电路板和安装在该电路板上的多个分支电路。这些多个分支电路能够布置在电路板上且具有与受检者的皮肤表面上的电极布置的电阻抗相关的电阻抗。该系统还可以包括以电通信连接的输出连接器,以接收从多个分支电路传递的信号以用于传递到ECG采集系统。

[0007] 根据本文描述的本发明主题的另一个实施例,提供一种系统,其包括在受检者的ECG信号的采集中与电极布置通信的ECG采集系统。其改进包括与ECG采集系统通信连接的天线系统,该天线系统包括安装在电路板上的一系列分支电路。电路板上布置的这一系列分支电路能够与受检者上的电极布置相似。输出连接器以电通信方式连接以接收从多个分支电路传递的信号,用于传递到ECG采集系统从而图示来自天线系统的信号的带宽和振幅。

[0008] 根据又一个实施例,提供一种用于检测对位于定义空间中的ECG采集系统的处理的噪声干扰信号源的系统。该系统包括检测噪声干扰信号并将其传递到ECG采集系统的天线系统;连接以传递天线系统相对于定义的空间的朝向和位置的定位系统;以及显示器,其配置成随着天线系统在定义的空间中移动、以与天线系统相对于定义的空间的朝向和位

置的组合来图解噪声干扰信号的振幅的测量。

[0009] 本文描述了不同范围的系统、方法和计算机程序产品。除了发明内容中描述的方面和优点,参考附图和参考下文详细描述将显见到进一步的方面和优点。

附图说明

[0010] 图 1 示出根据本文描述的发明主题的,可操作以增强电信号处理环境中的噪声干扰源的检测、定向和隔离的系统实施例的示意图。

[0011] 图 2 示出根据本文描述的发明主题的,电路板上具有用于检测采集患者发出的生物电势信号中的电极经受的噪声衰减的分支电路布置的天线系统的一个实施例的示意图。

[0012] 图 3 图示根据本文描述的发明主题的,用于模拟采集患者的生物电势信号中位于右臂处的电极的分支电路的一个实施例的详细示意图。

[0013] 图 4 图示根据本文描述的发明主题的,图 3 的天线系统的天线输出的一个实施例的详细示意图。

[0014] 图 5 示出根据本文描述的发明主题的,可操作以模拟患者的生物电势信号研究中的噪声衰减的采集和测量的、图 1 的系统的实施例的示意图。

[0015] 图 6 示出根据本文描述的发明主题的,图 1 的系统输出的可视显示的实施例。

[0016] 图 7 示出使用图 1 的系统采集基线噪声测量的方法实施例的流程图。

[0017] 图 8 示出使用图 1 的系统执行噪声模拟的方法实施例的流程图。

[0018] 图 9 示出使用图 1 的系统执行噪声成角 (angulation) 的方法实施例的流程图。

具体实施方式

[0019] 在下文的详细描述中,参考了构成其一部分的附图,并且在附图中以图解形式示出了可以实践的特定实施例。这些实施例得以足够详细地描述,以使本领域技术人员能够实践这些实施例,并且要理解,可以利用其他实施例,以及在不背离这些实施例的范围的前提下可以进行逻辑、机械、电和其他方面的更改。因此,下文详细描述不应作为限制意义来理解。

[0020] 图 1 图示可操作以增强电信号处理环境中的噪声干扰源的检测、定向和隔离的系统 100 的一个实施例。电信号处理环境的示例可以是其中受检者 105 (例如,人或动物) 可能承受生物电势信号采集系统 110 的研究的生物电势研究室。生物电势信号采集系统 110 的一个示例包括如图所示的心电图 (ECG) 信号采集系统 (表面或心内) 112。然而,生物电势信号监视系统的类型的其他示例可以包括但不限于用于测量受检者 105 (例如,人或动物) 的脑电图 (EEG)、电神经图 (ENG)、肌动电流图 (EMG) 和视网膜电图 (ERG) 的系统。噪声干扰源的示例可以包括但肯定不限于未接地的电延伸线、电插座、高耗能设备等。与 ECG 信号采集系统 112 组合的系统 100 可以应用于涉及敏感电信号记录和处理的多 ECG 信号采集应用,如应力测试 ECG、静卧 ECG、运动 ECG、患者监视、纤维颤动 (fibrillator) 等。

[0021] 出于举例的目的,下文描述为本文描述的发明主题的 ECG 信号采集系统 112,其可以包括放大器 115、记录器 120 和位于受检者 105 处的一系列电极 130 的有线或无线通信。然而,记录器 120 不是必需的。ECG 信号采集系统 112 能够以有线或无线通信与系统 100 的接口 125 连接。

[0022] 生物电势信号采集系统 110 的示例可以是 GETM Healthcare 制造的 Mac 3500、Mac 5500、Mac 400、CARDIOLABTM EP 记录器、MAC 1600 ECG 监视器或 Solar 8000i 患者监视器；Mortara Instrument 制造的 ELI 350 或 X-Scribe；Cardiac Science 制造的 Burdick 8500 或 Quniton Eclipse 或 Q9550；St. Jude 制造的 EP-Workmate 记录系统；Henan Huanan Medical Science and Technology 有限公司制造的 GY 电生理学/EP 记录器系统；SIEMENSTM制造的 AXIOM SENSIS XP Hemo/EP 记录器；BIOSENSE WEBSTERTM制造的 CARTO XP 和 CARTO 3 映射系统；BARDTM Electrophysiology 制造的 Lab System Pro；PHILIPSTM制造的 Pagewriter TC30、TC50 或 TC70，IntelliVue MP40、MP50、MP60 和 MP70，或 HeartStart MRx 监视器/除颤器；Welch Allyn 制造的 1500 患者监视器；或者 MEDTRONICTM制造的 Physio Control Lifepak 12。

[0023] 电极 130 一般可以接触或耦合在受检者 105 的皮肤表面，并且可操作以获取与受检者 105 的心脏活动关联的 ECG 信号。每个电极 130 可以电连接以经由导联线 135 将获取的 ECG 信号传送到放大器 115。受检者 105 上的公知电极分布可以包括右臂电极 140、左臂电极 145、右腿电极 150 和左腿电极 155。电极 130 的示例还可以在内部邻近受检者 105 的心脏或定位于受检者 105 的心脏处。

[0024] 放大器 115 一般可以操作以接收 ECG 信号的输入，将 ECG 信号从模拟转换成数字，保持高保真度的同时增加信号强度，将数字化的 ECG 信号传送到记录器 120 以供后续信号处理。记录器 120 一般可以执行信号处理以用于获取的 ECG 信号的显示和存储。

[0025] 在系统 110 的另一个实施例中，放大器 115 能够通信连接以接收从 ECG 模拟器 158 传送的 ECG 信号，ECG 模拟器 158 可操作以重建或模拟从受检者 105 上电极 130 获取的 ECG 信号。ECG 信号模拟器 158 的示例是由 GE Healthcare 制造的或者是 Fluke 公司制造的多参数患者 ECG 模拟器。

[0026] 参考图 2，系统 100 一般可以包括以通信方式与放大器 115（参见图 1）电连接的天线系统 160。天线系统 160 的实施例一般可以包括电路板 170，电路板 170 由配置成安装有或容纳分支电路的电绝缘基板材料构成，这些分支电路由金属蚀刻体构成。电路板 170 可以是矩形且尺寸一般为与人的躯干 175 的平均尺寸成比例。电路板 170 的尺寸和形状（例如，多边形、圆形或其组合）可以改变以适应其他生理或环境因素。

[0027] 仍参考图 2，天线系统 160 还可以包括安装在电路板 170 上的一系列分支电路（如下文所述），这些分支电路具有单独地或组合地相关于用于在从受检者 105 采集心电图信号中从受检者 105 引导到放大器 115 的电极 130 和导联线 135 的附着或作为其代理的物体或组件。

[0028] 一系列分支电路的实施例一般可以相关于将电极 130 置于受检者 105 上以便获取 ECG 信号的公知拓扑或方法（例如，额状面中的增设的导联、横状面中的新前区导联）。在一个这种示例中，天线系统 160 可以包括相关于从受检者 105 的右臂（RA）引导的电极和导联线 135 的第一或右臂分支电路 200、相关于从受检者 105 的左臂（LA）引导的电极和导联线的第二或左臂分支电路 205、相关于从受检者 105 的右腿（RL）引导的电极和导联线的第三或右腿分支电路 210、相关于从受检者 105 的左腿（LL）引导的电极和导联线的第四或左腿分支电路 215、以及相关于作为测量在其他三个电极 RA、LA 和 LL 处检测到而获取的信号的平均值的点的中心端（CT）的第五或中心端分支电路 220。第三分支电路 210 能够作为参

考（例如电接地）来以类似于可以在跟踪和执行额状面 ECG 研究中使用 RL 电极 150 的方式测量相对于第一分支电路、第二分支电路和第四分支电路 200、205、215 处获取且检测到的信号的电势。

[0029] 每个分支电路 200、205、210、215、220 可以包括蚀刻物体（下文描述），这些蚀刻物体组合地配置成在从受检者 105 检测或采集生物电势信号中使用相关于从受检者 105 引导到放大器的电极 130 和导联线 135 且具有与这些电极 130 和导联线 135 所使用的基本（例如，在患者电极等效电路的标准化电模型的 20% 内）相同的电阻抗（包括电阻、电感和电容效应）。

[0030] 参考图 2，分支电路 200、205、210、215 和 220 的其中一个或多个的实施例可以包括呈现的阻抗相关于附接在人的皮肤表面的电极 130 的阻抗的第一电路组件或物体。第一电路组件或物体 230 可以是相关于附着于受检者 105 的电极 130 的导电性的相似大小、形状、尺寸或表面积金属合成物（例如，铜蚀刻体）。第一物体 230 的实施例可以是矩形的，但是第一物体 230 的大小、形状、尺寸或表面积可以改变。

[0031] 分支电路 200、205、210、215 和 220 的其中一个或多个还可以包括第二电路组件或物体 235，第二电路组件或物体 235 具有的电阻抗相关于与将放大器 115 连接到附着于受检者 105 的电极 130 的电极导联线 135 关联的阻抗。第二物体 235 的实施例可以是与电极引线长度基本类似的长度的。第二物体 235 可以是电路板 170 上具有线圈形状布置的长度的金属蚀刻。线圈的金属蚀刻形状可以是多边形（例如，示为正方形）或圆形或螺旋形或其他形状，并且不是限制性的。

[0032] 参考图 2 和图 3，分支电路 200、205、210、215 和 220 的其中一个或多个还可以包括分支电路 250，分支电路 250 包括电并联方式连接的第一电阻器 255 和电容器 260 对，其电感和电阻抗值相关于与将电极 130 附着于受检者 105 的皮肤或表面的阻抗关联的阻抗（包括电阻、电容和电感）；以及电并联方式彼此连接的第二电阻器 265 和电容器 270 对，其大小设为使阻抗可以与经受检者 105 传送（例如与心跳关联的）电信号的人体组织的阻抗基本相似。第一电阻器 255 和电容器 260 对的阻抗的一个实施例可以是业界中公知与电极 130 到受检者 105 表面的不良附着关联的阻抗值的阈值。而且，分支电路 200、205、210、215、220 的其中一个或多个的阻抗阈值的一个实施例的值可以是：基本等于为如本文定义每个相关效应定义的阻抗的、已公布业界标准的阈值。

[0033] 参考图 2、图 3 和图 4，天线系统 160 的实施例还可以包括用于向放大器 115 通信的、从第一分支电路、第二分支电路、第三分支电路、第四分支电路和第五分支电路 200、205、210、215 和 220 的每个输出到组合的天线输出连接器 280（参见图 2 和图 4）的电连接。天线系统 160 还可以包括发自彼此电连接的第一分支电路、第二分支电路、第三分支电路、第四分支电路和第五分支电路 200、205、210、215 和 220 的每个的公共端子 285（参见图 2）的电连接。第四分支电路 215 可以包括至组合的天线输出连接器 280 处的电参考或电接地段 290（参见图 2 和图 4）的参考端连接。组合的天线输出连接器 280 的实施例可以是 Bayonet Neill-Concelman (BNC) 连接器，其配置成从同轴线缆 295（参见图 4）接收连接以将获取的天线信号传递到放大器 115。然而，连接器 280 和通信链路的类型（例如，无线、有线）可以改变。同轴线缆 295 可以包括电屏蔽以隔离和阻止对天线系统 160 的电信号的污染。

[0034] 第一分支电路、第二分支电路、第三分支电路、第四分支电路和第五分支电路 200、205、210、215 和 220 中每一个可以包括一对电连接器端子 298, 一对电连接器端子 298 隔离相应的分支电路 200、205、210、215 和 220 与电路板 170 上的其余分支电路的连接或断开。由此, 每个分支电路 200、205、210、215、220 可以设计成从每个分支电路 200、205、210、215、220 提供测量噪声干扰的离散信号输出以顺序或并行的传递, 从而在记录器 120 或接口 125 处图示给用户。

[0035] 天线系统 160 的另一个实施例还可以包括第二基板层或绝缘层, 第二基板层或绝缘层将第一基板层和其上安装的分支电路与连接到电接地 305 的导电层隔开。

[0036] 根据如图 1 所示的一个实施例, 天线系统 160 可以在 ECG 信号采集期间耦合到支承受检者 105 的台 300 或与之整体地构造。然而, 天线系统 160 的另一个实施例可以独立地构造成不耦合且是可移动的, 以分离于患者台 300 移动。

[0037] 在天线系统 160 的另一个实施例中, 从天线系统 160 的分支电路 200、205、210、215、220 的每一个的输出可以电连接到开关机制 (未示出), 以便以与跟踪患者 105 的心电图时隔离跨过电极 130 的电势相似的方式自动地将跨过分支电路 200、205、210、215、220 的选择的对的电势隔离。

[0038] 参考图 5, 系统 100 还可以包括生物电势信号模拟器 158 (例如 ECG 信号模拟器), 连同来自天线系统 160 的电输出线路, 生物电势信号模拟器 158 可以与加法器或相似类型的电信号混合装置 310 通信连接, 加法器或相似类型的电信号混合装置 310 可操作以选择性地隔离或组合 / 混合从模拟器 158 和天线系统 160 获取的信号中的一个或多个, 以传递到放大器 115 和记录器 120。

[0039] 参考图 1 和图 5, 接口 125 可以是与 ECG 信号采集系统 110 (如记录器 120) 通信连接的膝上型计算机或通用计算机。接口 125 可以由现场工程师或服务技术人员操作以诊断和增加 ECG 信号采集系统 112 的工作效率, 或标识使 ECG 信号采集系统 112 的输出失真的噪声干扰源。

[0040] 图 6 图示系统 100 生成的图形显示 400 的实施例。图形显示 400 可以包括以下图示的图形图解, 其表示从天线系统 160 和 / 或模拟器 158 的传递的获取的电信号的截止频率 405 的不同范围或滤波的步骤, 以用于在 ECG 信号采集系统 112 或接口 125 或二者兼有处进行图示。截止频率的数量或滤波的范围可以改变, 并且不作为对本文描述的发明主题的限制。图形显示 400 还可以包括表示显示器 400 上电路板 170 和安装的分支电路相对于参考 (例如, 患者台 300 在水平面中的对齐) 415 的对齐的朝向或方向 410 的图形图解。通过旋转电路板 170 直到在噪声的截止频率范围或滤波中检测到并测量电信号的最大强度或振幅 420, 操作员可以观察电路板 170 的对齐 410 的朝向或方向的图形图解, 这能够使观察者指向空间中可能影响在受检者 105 上执行的 ECG 信号采集的结果的每个噪声源的方向。图形显示 400 还可以包括显示器 400 上电路板 170 在垂直方向上相对于参考 (例如, 参考可以是患者台 300 的高度水平) 的方向或朝向 425 的可视图形。

[0041] 参考图 1 和图 5, 系统 100 还可以包括定位或跟踪系统 450, 定位或跟踪系统 450 可操作以跟踪天线系统 160 相对于空间的物理参考 452 的位置 (例如, 矩形 x、y、z 坐标、经度、纬度、高度等) 和朝向 (例如, 180 或 360 度角对齐)。由此, 跟踪系统 450 可以支持上文描述的可视图形 410 和 425 的生成。定位系统 450 可以采用多种类型的公知位置跟踪

技术（例如，加速仪、陀螺仪、摄像机、RFID、超声波、电磁、红外线、光学扫描仪等），并且不作为对本文描述的发明主题的限制。定位系统 450 可以传递天线系统 160 在定义的空间中相对于物理参考 452 的此位置和朝向信息以用于在接口 125 向用户进行图解。由此，系统 100 可以图解相对于定义的空间的参考 452 检测到与 ECG 监视系统 112 处理获取的 ECG 信号相干扰的噪声干扰信号源。可以连接天线系统 160 以便将噪声干扰信号传递到 ECG 监视系统 112 以供在接口 125 处传递。可以（例如，有线或无线地）连接定位系统 450 以传递天线系统的朝向和位置（例如，电路板 170 的位置和朝向），以用于随着天线系统 160 在定义的空间中相对于参考 452 移动，在接口 125 处与天线系统 160 的朝向和位置组合地图解在噪声的截止频率范围中的电信号的最大振幅 420。由此，随着天线系统 160 移动通过整个定义的空间，系统 100 能够通过接口 125 与天线系统 160 的位置和朝向组合且与噪声干扰信号的检测和测量大致实时地图解定义的带宽内的最大噪声干扰信号的检测和测量。

[0042] 大致提供了本文描述的发明主题的系统 100 的实施例的构造的上文描述之后，下文广义地描述操作上文描述的系统 100 的实施例的方法 505、510、515 的实施例。还应该理解前文描述中描述的方法动作或步骤的顺序或次序性可以改变。还应该理解，方法 505、510、515 可能不要求一定有前文描述中的每个动作或步骤，或可能包含本文中未公开的附加动作或步骤。方法 505、510、515 的下列步骤和动作的其中一个或多个步骤和动作还可以采用存储在存储器 518 中以供接口 125 的或与接口 125 通信的处理器或其他计算机可编程装置 520 执行的计算机可读程序指令的形式。

[0043] 假定 ECG 记录器 120 与 ECG 研究室或定义空间中的放大器 115 通信耦合。操作方法包括将模拟器 158 和天线系统与加法器 310 通信连接，并将加法器 310 通信连接到放大器 115 和记录器 120。还假定可通信连接接口 125、以接收传递到记录器 120 的数据。

[0044] 图 7 示出使用上文描述的系统 100 采集基线噪声测量的方法 505 的实施例。步骤 525 包括与要经受生物电势研究的受检者的方位或朝向相关地为天线系统 160 设置方位或朝向。步骤 530 包括将天线系统 160 和模拟器与加法器通信连接。步骤 535 包括在加法器处选择仅接收从模拟器传递的信号，并选择期望的放大器增益设置以在接口处显示模拟器信号。步骤 540 包括测量和记录系统 100 内基线噪声以用于在显示器处进行图解。

[0045] 图 8 示出执行噪声模拟的方法 510 的实施例。步骤 545 包括切换加法器以传递来自从模拟器和天线系统 160 接收的信号的组合信号。步骤 550 包括在记录器处选择增益以显示来自加法器的组合的信号。步骤 555 包括接收指令以记录组合的信号，用于在接口处进行图解。步骤 560 包括将记录与已知的问题信号或报告进行比较，以发现电信号处理中遇到的噪声，并接收组合的信号是可读的还是难以辨认的指令。步骤 565 包括接收组合的信号的记录是否可接受的指令。如果该指令指示不可读，则步骤 570 包括在记录器处提高增益的设置并返回到步骤 555。如果该指令指示可接受，则步骤 575 包括放置天线系统 160 的电路板，并对其位置进行记录。步骤 580 包括将记录的组合的信号与已知的问题信号或报告比较。如果接收到记录的组合的信号基本与问题信号或报告相似的指令，则步骤 585 包括切换或启动图 9 中描述的方法 515。如果接收到记录的组合的信号基本与问题信号或报告不相似的指令，则返回到步骤 575。

[0046] 现在参考图 9 和执行噪声调试的方法 515 的实施例。步骤 600 包括经由接口接收噪声分析器功能性的选择的指令。步骤 605 包括选择仅从加法器传递来自天线系统 160 的

信号,并且取消选择来自模拟器的信号的相加。步骤 610 包括将天线系统的电路板定位成与经受生物电势研究的受检者 105 的朝向和位置大致对齐。步骤 615 包括接收选择的滤波器范围、设置的缺省角度和罗盘 (compass) 设置的指令。步骤 620 包括接收指令以在记录器处记录来自天线系统的信号。步骤 625 包括接收记录信号分析以用于在显示器上图解的指令。步骤 630 包括接收指示更改天线系统的电路板的角度或朝向的指令,并返回到步骤 620。如果接收到不对电路板进行进一步朝向更改的指令,则步骤 640 包括将信号分析的结果记录在显示器上并返回到步骤 610。如果接收到更改天线系统的电路板的朝向并对来自电路板的信号执行信号分析的指令,则步骤 650 包括测量电路板相对于参考的朝向的改变以用于在显示器上图解。步骤 655 包括检测电路板相对于参考的当前朝向较之电路板其他朝向的信号分析是否产生最大或主导噪声矢量。如果产生主导噪声矢量,则步骤 660 是该方法的结束。如果未产生主导噪声矢量,则步骤 665 包括记录电路板相对于参考的仰角变化,并进行到步骤 640 以在显示器中记录信号分析的结果。步骤 670 包括记录垂直平面中电路板的朝向相对于参考的变化,并进行到步骤 640 以在显示器中记录信号分析的结果。

[0047] 上文描述的发明主题的上述实施例的技术效果可以包括:提供系统 100 和方法,以模仿执行电信号跟踪和处理的环境(如其中可以测量受检者 105 的 ECG 的电生理学研究室)中的噪声相关干扰源的效果、检测和定位该噪声相关干扰源。检测 ECG 研究环境中的噪声干扰源的位置并隔离它的能力可增强过程结果、减少完成 ECG 案例研究的时间。系统 100 和方法还能够增强 ECG 记录系统 120 的服务、维护和调试其差性能。

[0048] 本书面描述使用示例来公开包括最佳模式的本发明,以及还使本领域技术人员能制作和使用本发明。本发明可取得专利的范围由权利要求定义,且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求字面语言无不同的结构要素,或者如果它们包括与权利要求字面语言无实质不同的等效结构要素,则它们规定为在权利要求的范围之内。

[0049] 编号 参考名称

[0050] 100 系统

[0051] 105 患者

[0052] 110 EP 监视系统

[0053] 115 放大器

[0054] 120 记录器

[0055] 125 接口

[0056] 130 电极

[0057] 135 导联线

[0058] 140 右臂电极

[0059] 145 左臂电极

[0060] 150 右腿电极

[0061] 155 左腿电极

[0062] 158 ECG 模拟器

[0063] 160 天线系统

[0064] 170 电路板

- [0065] 175 人的躯干
- [0066] 200 右臂分支电路
- [0067] 205 左臂分支电路
- [0068] 210 右腿分支电路
- [0069] 215 左腿分支电路
- [0070] 220 中心端分支电路
- [0071] 230 第一物体
- [0072] 235 第二物体
- [0073] 250 分支电路
- [0074] 255 第一电阻器
- [0075] 260 电容器
- [0076] 265 第二电阻器
- [0077] 270 电容器
- [0078] 280 组合的天线输出连接器
- [0079] 285 公共端子
- [0080] 290 电接地端
- [0081] 295 同轴线缆
- [0082] 300 患者台
- [0083] 305 电接地
- [0084] 310 电信号装置
- [0085] 400 图形显示器
- [0086] 405 频率
- [0087] 410 对齐 / 方向
- [0088] 415 参考
- [0089] 420 振幅
- [0090] 425 朝向
- [0091] 430 参考
- [0092] 450 定位或跟踪系统
- [0093] 452 物理位置参考
- [0094] 505、510、515 方法
- [0095] 518 存储器
- [0096] 520 处理器或计算机可编程装置
- [0097] 525、530、535、540 步骤
- [0098] 545、550、555、560 步骤
- [0099] 565、570、575、580 步骤
- [0100] 585、600、605、610 步骤
- [0101] 615、620、625、630 步骤
- [0102] 640、650、655、660、665、670 步骤。

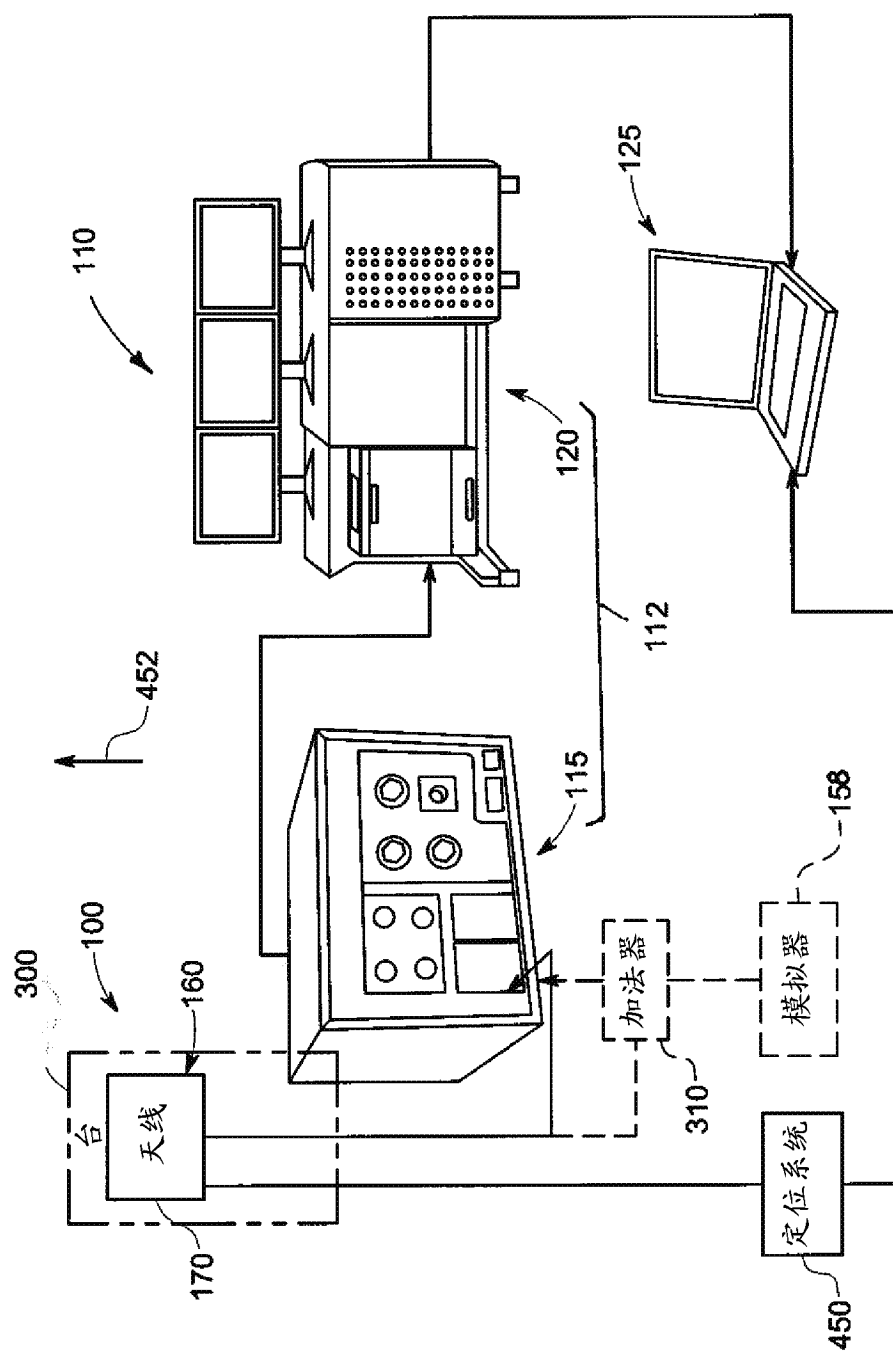


图 1

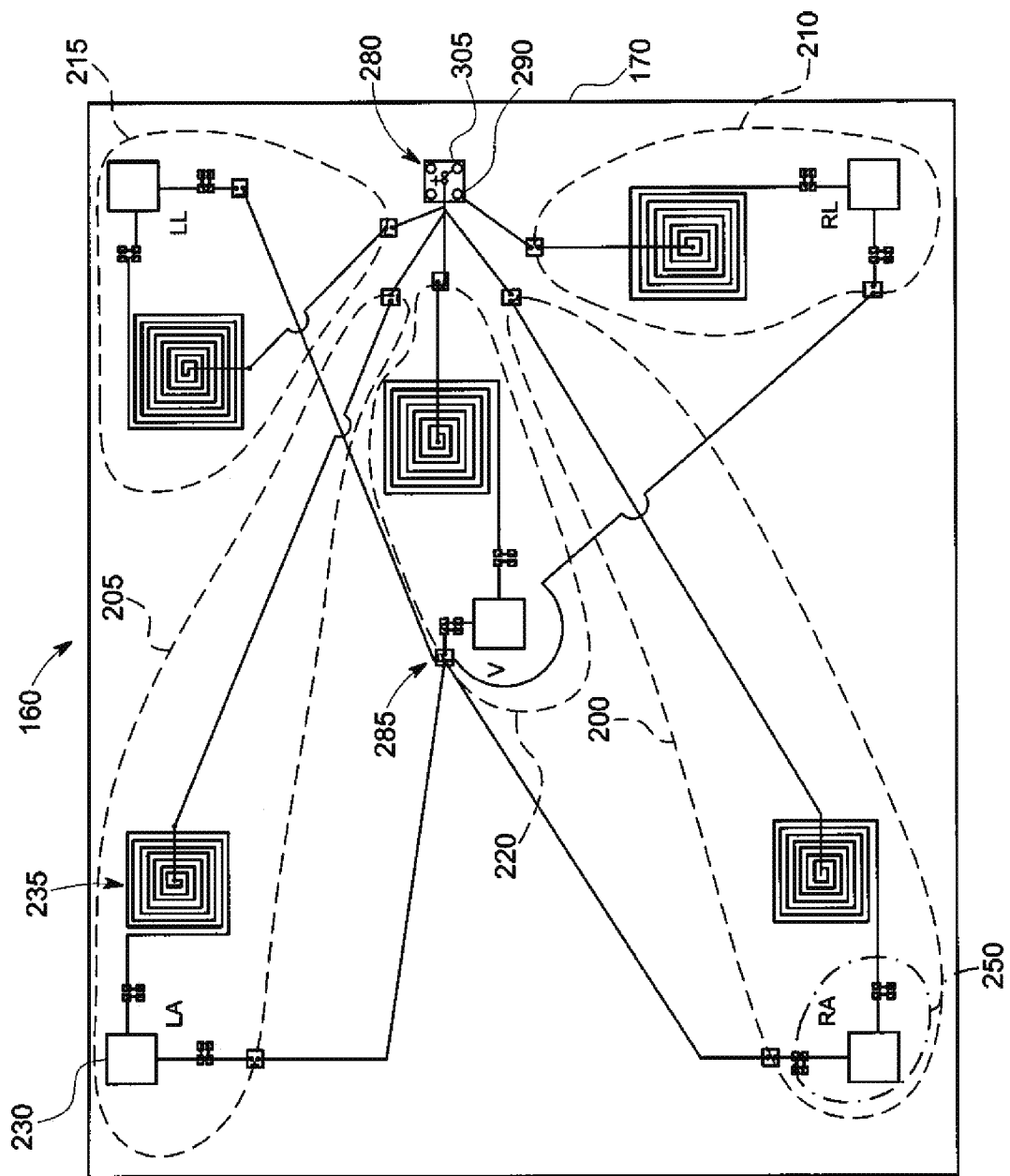


图 2

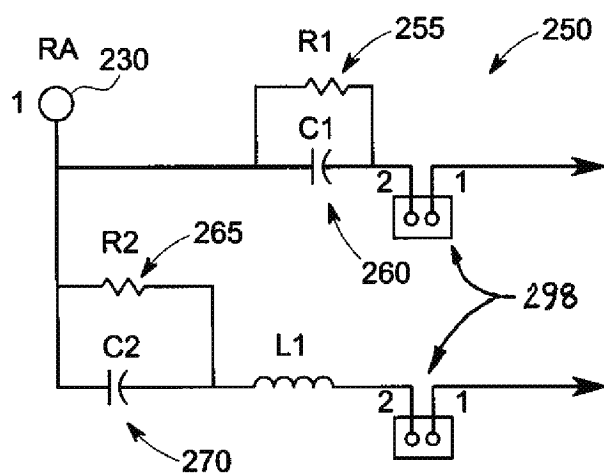


图 3

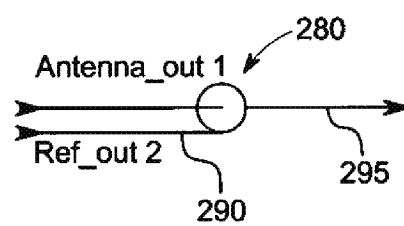


图 4

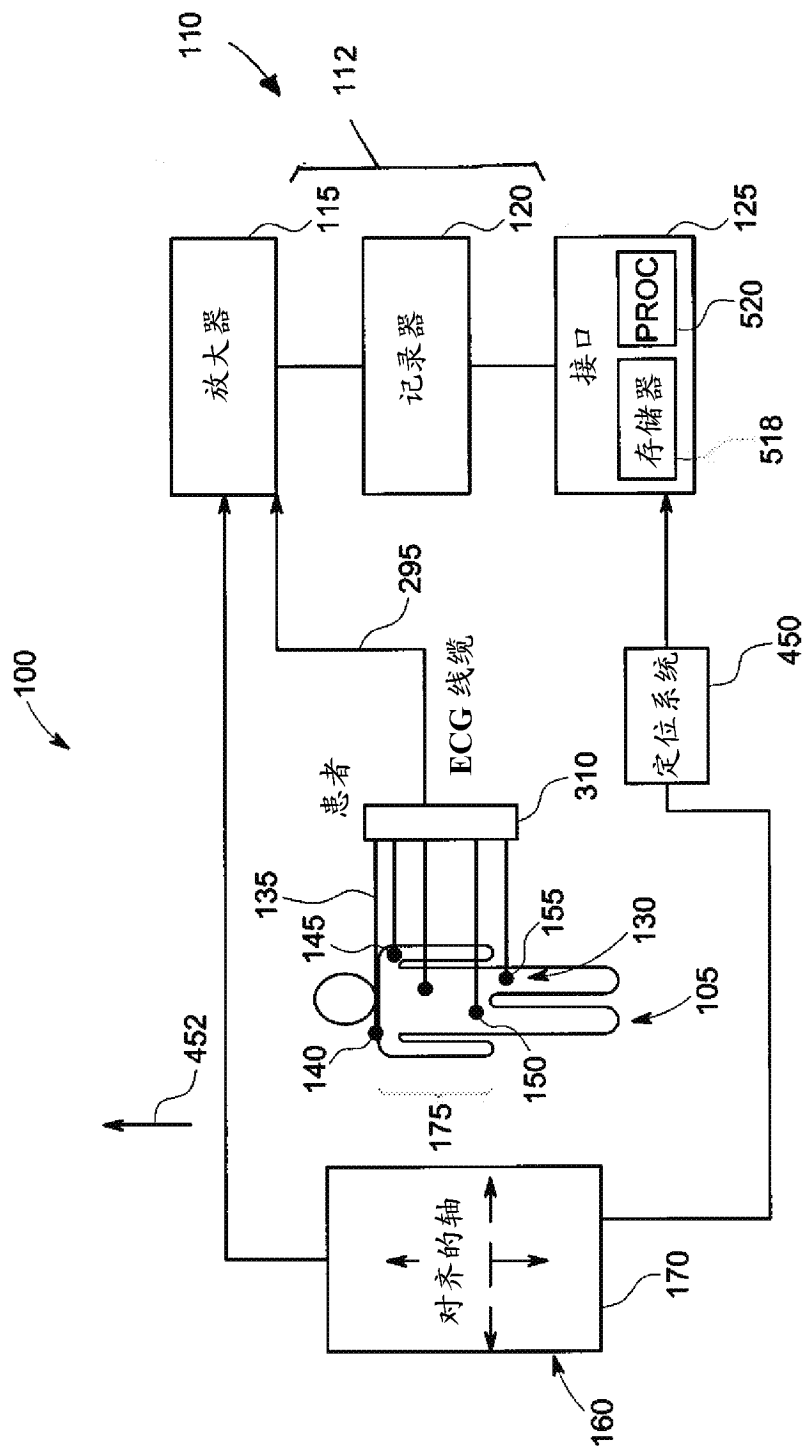


图 5

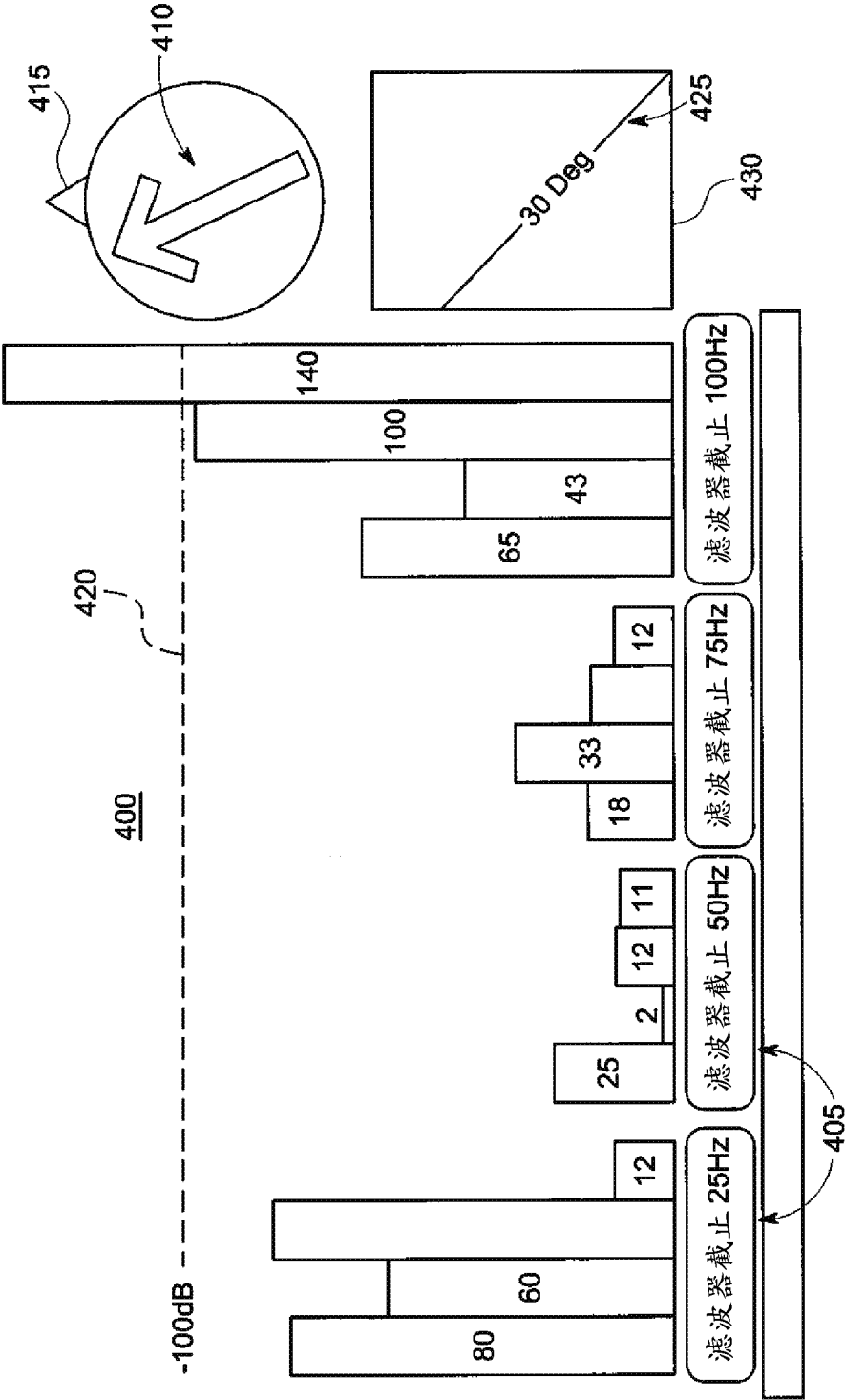


图 6

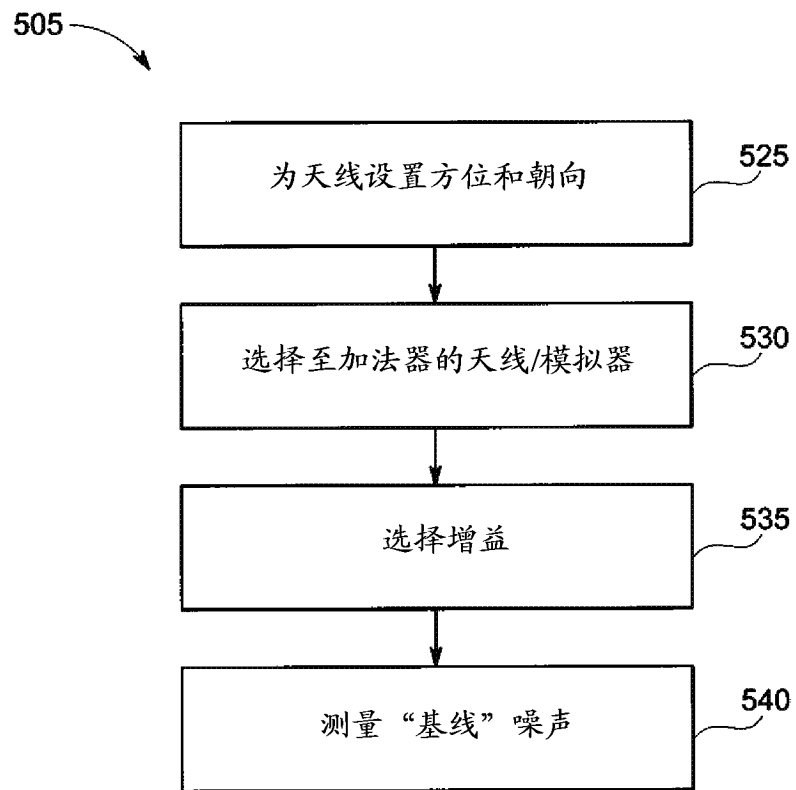


图 7

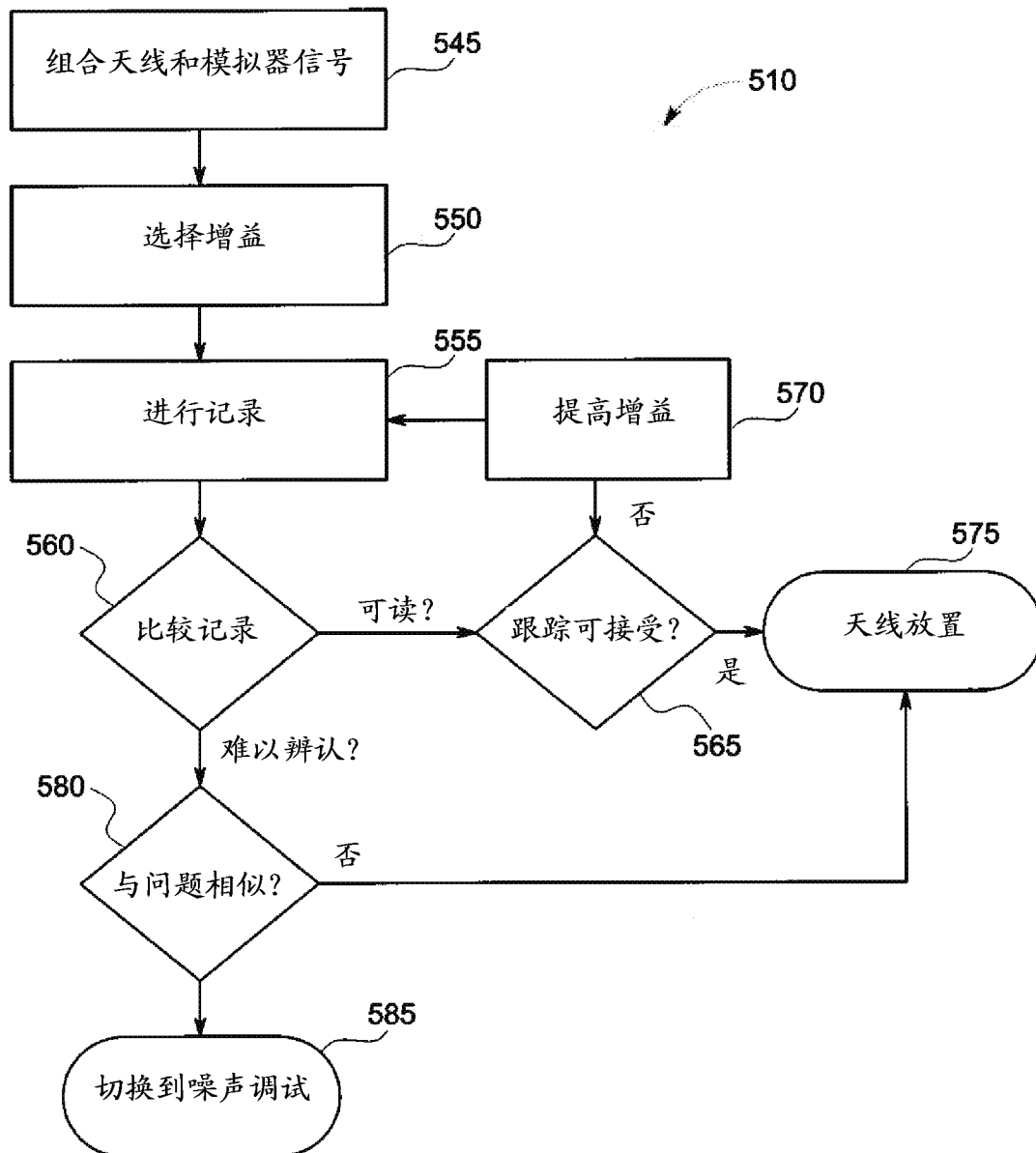


图 8

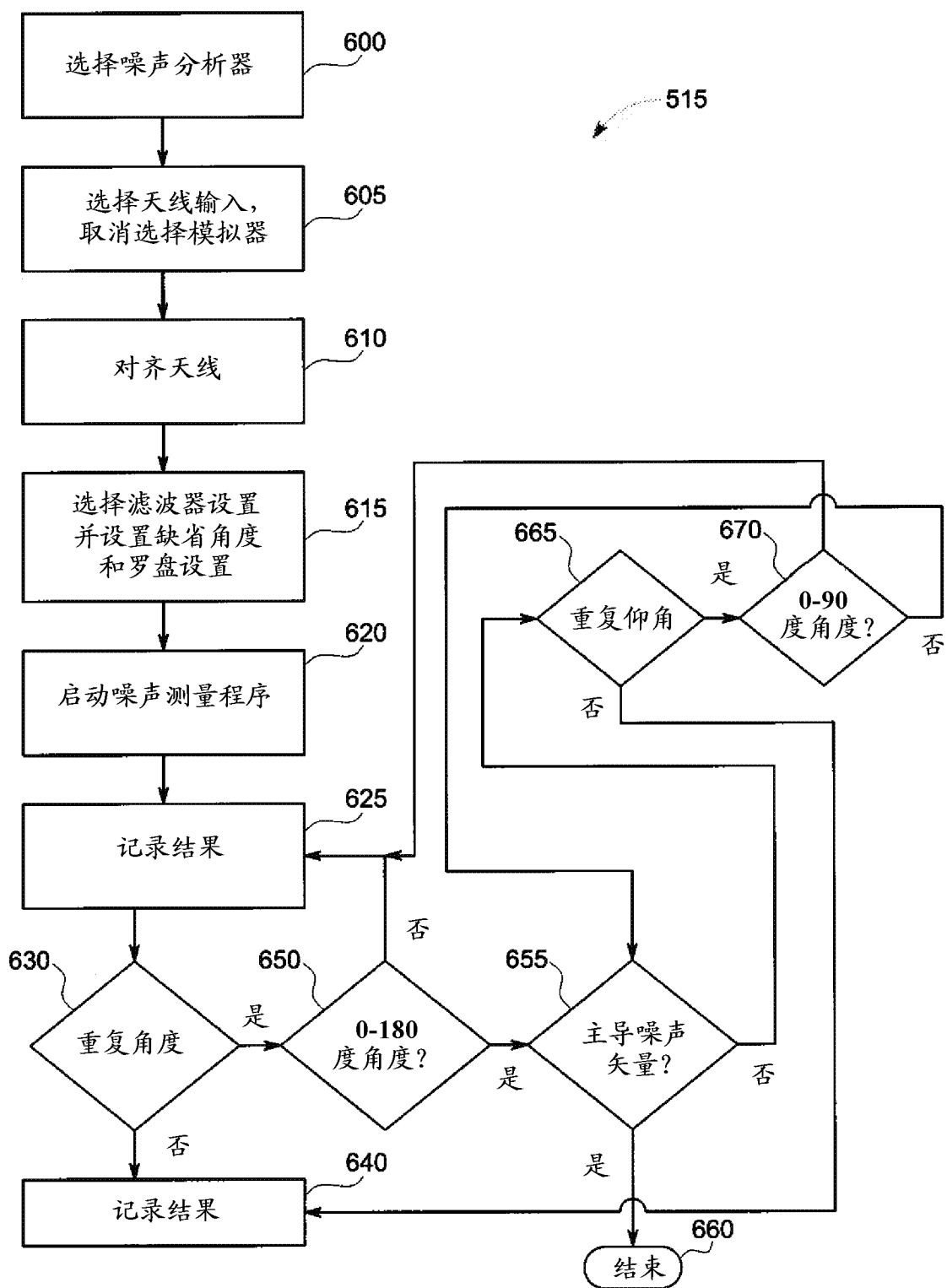


图 9