



[12] 发 明 专 利 说 明 书

[21] ZL 专利号 00807199.3

[45] 授权公告日 2005 年 4 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 1196437C

[22] 申请日 2000.3.17 [21] 申请号 00807199.3

[30] 优先权

[32] 1999.5.4 [33] US [31] 09/304,378

[86] 国际申请 PCT/US2000/007203 2000.3.17

[87] 国际公布 WO2000/065994 英 2000.11.9

[85] 进入国家阶段日期 2001.11.5

[71] 专利权人 西门子医疗系统公司

地址 美国新泽西州

[72] 发明人 T·K·内勒 C·凯利

S·W·纽厄尔

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 罗 朋 张志醒

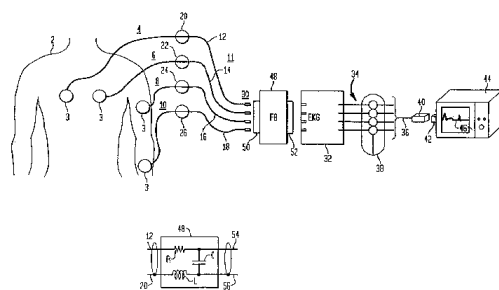
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 1 页

[54] 发明名称 用于一个病人监测器的引线组滤波器

用冒在 EKG 电极处烧伤病人的危险。

[57] 摘要

一个用于在存在由屏蔽传导路径所获得的干扰信号时, 将由一个病人所获取的生理信号连接到病人监测器的屏蔽传导路径, 该屏蔽传导路径包括: 一个第一信号导线, 具有连接到连接于病人的生理信号传感器用于获取一个生理信号的输入端和具有一个适合于将该生理信号连接到病人监测器的生理信号输入端的输出端, 和一个相对于第一信号导线放置的用于为其屏蔽的第二信号导线, 一个串联在第二信号导线的输出端和病人监测器的干扰点之间的电感, 用于形成一个滤波电路以削弱在第二信号导线中的干扰幅度。 在一个优选实施例中, 该电感为包含在一个可选择性地插入在 EKG 引线组和病人监测器的 EKG 信号输入端之间的外壳中的 RLC 滤波器的一部分。 该可选择性插入的滤波器允许在 RF 电外科手术过程中使用标准 EKG 引线组, 而不



1. 一种将由一个病人所获取的生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的装置，这是在有由该设备所获得的干扰信号的情况下，该装置包括：

5 一个第一信号导线，具有连接到连接于病人的生理信号传感器用于获取一个生理信号的输入端和具有一个适合于将该生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的生理信号输入端的输出端，

10 一个被放置以从该输入端到输出端屏蔽该第一信号导线的第二信号导线，该第二信号导线具有一个适合于连接到与病人监测器的生理信号处理电路有关的参考点的输出端，以及

 一个与第二信号导线串联的第一电感，用于形成一个滤波电路以衰减在第二信号导线中的干扰信号幅度，其中在该第一导线中没有对应于该第二导线中的第一电感的串联耦合的电感。

15 2. 权利要求 1 的装置，包括多个屏蔽传导路径，其中每一路径的第一信号导线被连接到安装于病人身上的一个生理信号传感器，和一个串联在每一个第二信号导线的输出端和病人监测器的相关参考点输入端之间用于形成多个滤波器电路的电感，每一个滤波器电路用于对在相应的一个屏蔽传导路径中的干扰信号幅度进行衰减。

20 3. 权利要求 1 的装置，还包括：一个连接到该电感用于选择性地移去滤波器电路对干扰信号的衰减效应的切换装置。

 4. 权利要求 1 的装置，其中该电感为 RLC 滤波器的一部分，该 RLC 滤波器包括：

25 一个串联在第一信号导线的输出端和病人监测器的生理信号输入端之间的电阻，和一个用于在电阻和电感的串联连接之间的点处将第一和第二信号导线桥接到病人监测器的电容。

 5. 权利要求 4 的装置，还包括：

 一个连接到 RLC 滤波器用于选择性地移去滤波器电路对干扰信号的衰减效应的切换装置。

30 6. 权利要求 5 的装置，其中切换装置包括一个用于选择性地桥接电阻的第一开关，和一个用于选择性地断开电容的第二开关，当第一开关打开而第二开关闭合时，使得所述 RLC 滤波器电路工作从而衰减干扰信号。

7. 权利要求 1 的装置, 其中电感位于一个适合于选择性地连接到第二信号导线的输出端和病人监测器的有关参考点输入端之间的外壳中。

5 8. 权利要求 2 的装置, 其中电感位于一个适合于选择性地连接到多个屏蔽传导路径的每一个中的第二信号导线的输出端和病人监测器的参考信号输入端之间的外壳中。

9. 权利要求 8 的装置, 其中该外壳适合于选择性的连接在一个 EKG 引线组和病人监测器的 EKG 信号输入端之间, 该 EKG 引线组适合于连接到安装于该病人身上的多个 EKG 信号传感器。

10 10. 权利要求 8 的装置, 其中该外壳包括一个在引线组中的适合于选择性地移去滤波器电路对干扰信号的衰减效应的切换装置。

11. 一种将由一个病人所获取的生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的传导路径, 这是在有由该传导路径所获得的干扰信号的情况下, 该传导路径包括:

15 一个第一信号导线路径, 具有连接到连接于病人的生理信号传感器用于获取一个生理信号的输入端和具有一个适合于将该生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的生理信号输入端的输出端,

一个被放置以从该输入端到输出端屏蔽该第一信号导线的第二信号导线, 该第二信号导线具有一个适合于连接到与病人监测器的生理信号处理电路有关的参考点处的输出端, 以及

20

一个与该第二信号导线串联的第一电感, 其中在该第一导线中没有对应于该第二导线中的第一电感的串联耦合的电感。

用于一个病人监测器的引线组滤波器

发明背景

5 1. 发明领域

本发明涉及生理信号监测系统，和更具体的，涉及一个用于连接到或与提供生理信号到一个病人监测器的引线组组合的干扰滤波器。

2. 现有技术的描述

10 在一个医疗程序中监测心脏 EKG 和其他生理信号是一个标准操作。外科程序通常使用一个电烙设备，其中一个外科手术刀被供以一个相对较高的射频 (RF) 电流，从而血管和其他组织在被切割的同时被立即烧烙和密封。然而，这种高 RF 信号和病人躯体中能量的存在，特别是在用于获取 EKG 信号的传感器的区域的存在，会引起严重的电外科干扰 (ESI)，这种干扰可以很容易地破坏病人监测器的操作，并引起病人的传感器位置的烧灼。高的 RF 干扰信号还可能来自其他干扰源，诸如在磁谐振成像过程中使用的脉冲 RF 信号。通常，如果没有采用预防措施，这种高 RF 信号将损害病人监测器的灵敏的输入电路，并且最少，将破坏该输入电路使得它们超载和阻碍监
15 测病人的生理信号几秒钟。在病人监测中的这种破坏是非常不希望的。

因此，现有技术在病人监测器的设计中致力于下面几个问题：

1. 用于将装有 EKG 电极的多个病人连接到病人监测器的屏蔽引线无意地为这些 RF 干扰电流提供了一个导通路径。如果这些电极拾取的 RF 电流足够高，在电极位置的皮肤可能被烧伤。该电流路径是由一个电极导线经由其电缆电容到达其屏蔽套并经由另一电极电
25 缆的屏蔽电容回到该另一电极的电极导线。（这是假设，在通常情形下，所有电极导线的屏蔽套都在导向病人监测器前端的信号处理电路的相同点处被连接在一起。）

30 在现有技术中通常都是通过设计一个具有诸如与诸如在接触点或 EKG 电极的“强夺器 (grabber)”处连接到每一电极的信号导线相串联的电感器和/或电阻器的高阻抗元件的特殊电极组来防止这种

潜在的危險。美国专利 4,951,672 是这种设计的典型，并具有在引线组中用于减少磁谐振成像过程中的 RF 信号的串联电阻器。因为高阻抗元件可能与对病人其他生理信号的监测，诸如在经由该 EKG 电极施加一低电流到病人并使用电阻技术确定病人的呼吸的呼吸监测不相兼容，所以这种特殊的电极通常仅用于这种有限和专用的情况中。另一方面，美国专利 4,800,894 是现有技术另一种解决方案的代表，该技术只是通过使用，例如，在 EKG 电极引线组和监测器的信号输入之间的暂停电路来完全避免这一问题。该暂停电路按字面意思是在检测到 RF 干扰存在期间消除来自病人监测器信号输入端的所有信号。

2. 如果病人的 EKG 信号在这一过程中被监测，则在安装有电极的病人处的 RF 干扰电压必须被滤除。通常，在消除这种 RF 干扰信号中，平均值滤波器是有效的。而且，正如美国专利 4,245,649 所示的，放大 EKG 信号的病人监测器输入电路通常使用电压钳位器用以防止输入电路进入有诸如电震发生器产生的过高电压。然而，如果在电极处的 RF 干扰足够高，平均值滤波器的工作将不能提供对干扰信号幅度的足够的削减而电压钳位器将传导，引起 RF 信号的整流和后续的变换到较低的“带内”信号频率。这种频率变换通常引起对 EKG 和其他生理信号的正常监测的干扰。

在病人监测器中的滤波和在电极导线中的阻抗元件或引线强夺器的组合也已经被用于滤除 RF 干扰并被用于将电压幅度减小到放大器保护电路的钳位电压之下。然而，对这种电压进行有效的滤波以防止钳位器工作在阻抗呼吸电路中是有问题的，这是因为呼吸电路应工作在与 RF 干扰信号频率，例如电外科 RF 信号频率相接近的频率处。而且，应注意的是，监测器的呼吸电路（respiration circuit）通常不能容忍与电极相串联的高阻抗，这是因为在呼吸监测过程中经历的阻抗变化是非常小的。

所期望的是提供一个更有效的和通用的用于病人监测系统的 RF 干扰滤波器配置。

发明概述

一个用于在存在由屏蔽传导路径所获得的干扰信号时，将由一个病人所获取的生理信号连接到病人监测器的屏蔽传导路径。该屏蔽传

导路径包括一个具有用于获取一个生理信号的输入端和具有一个适合于将该生理信号连接到病人监测器的生理信号输入端的输出端的第一信号导线，和一个相对于第一信号导线放置的用作第一信号导线输入端到输出端的屏蔽的第二信号导线。该第二导线具有一个适合于连接到与病人监测器的生理信号输入端有关的干扰点处的输出端。一个电感串联在第二信号导线的输出端和病人监测器的干扰点之间用于形成一个滤波电路以削弱在第二信号导线中的干扰幅度。

按照本发明的第一方面，提供了一种将由一个病人所获取的生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的装置，这是在有由该设备所获得的干扰信号的情况下，该装置包括：一个第一信号导线，具有连接到连接于病人的生理信号传感器用于获取一个生理信号的输入端和具有一个适合于将该生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的生理信号输入端的输出端，一个被放置以从该输入端到输出端屏蔽该第一信号导线的第二信号导线，该第二信号导线具有一个适合于连接到与病人监测器的生理信号处理电路有关的参考点的输出端，以及一个与第二信号导线串联的第一电感，用于形成一个滤波电路以衰减在第二信号导线中的干扰信号幅度，其中在该第一导线中没有对应于该第二导线中的第一电感的串联耦合的电感。

按照本发明的第二方面，提供了一种将由一个病人所获取的生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的传导路径，这是在有由该传导路径所获得的干扰信号的情况下，该传导路径包括：一个第一信号导线路径，具有连接到连接于病人的生理信号传感器用于获取一个生理信号的输入端和具有一个适合于将该生理信号连接到病人监测器中的生理信号处理电路的生理信号输入端的输出端，一个被放置以从该输入端到输出端屏蔽该第一信号导线的第二信号导线，该第二信号导线具有一个适合于连接到与病人监测器的生理信号处理电路有关的参考点处的输出端，以及一个与该第二信号导线串联的第一电感，其中在该第一导线中没有对应于该第二导线中的第一电感的串联耦合的电感。

附图简述

图 1 示出了与一个病人监测器一起使用的根据本发明原理构建的引线组。

图 2 详细示出了图 1 中所示的引线组的一部分。

图 3 详细示出了图 2 中所示的引线组的该部分的一个可选实施例。

发明详述

现在参照图 1, 该图示出了与一个病人监测器一起使用的根据本
5 发明原理构建的引线组。

一个病人 2 具有多个安装在地身上的生理传感器 3, 例如 EKG 传感器。一般被称为一个引线组 11 的相应的多个屏蔽导线 4、6、8 和 10 具有它们各自每一信号导线 12, 14, 16 和 18 的连接到相应一个 EKG 传感器的一端, 用于拾取或传感病人心脏 EKG 信号, 并且
10 终止在相应一个导线 30 中的引线连接处 (该引线连接未被特别示出)。每个 EKG 信号导线 12, 14, 16 和 18 包括一个相关的屏蔽 20, 22, 24 和 26, 该屏蔽用作其相应导线的干扰频率信号的屏蔽, 每一个屏蔽还与其相应的一个导线有一连接 (该连接的细节为一设计选择, 因此未被特别示出)。

15 根据现有技术, 导线 30 通常被直接插入一个 EKG 夹 32 (还被称为 EKG 中间电缆或连接盒) 中, 其中配置有一个通常使用无源元件的电震保护电路。单个的 EKG 信号由在单个屏蔽电缆 34 上的 EKG 夹输出, 这些单个屏蔽电缆被物理地组合在一起以形成一个具有连接到单独屏蔽的电缆 34 的屏蔽套的公用屏蔽套 38 的单根电缆 36。电缆
20 36 终止在被插入病人监测器 44 的一个交叉连接器 (mating connector) 42 中的多引线连接器 40 处。交叉连接器 40/42 为这些导

线提供单独的连接以转载 EKG 信号, 避开那个为屏蔽套 38 提供一个到一个屏蔽套和与病人相连的干扰点或病人监测器的地和其 EKG 信号处理电路的公用连接, 未特别示出。检测器 44 对以传统方式施加到其信号输入连接器的 EKG 信号进行处理, 以显示代表该信号的至少一个波形 46。

根据本发明的原理, 配置了一个干扰频率滤波器单元。在本发明的一个优选实施例中, 滤波器单元 48 包括一组输入连接器 50 和输出连接器 52, 有助于其在引线组 11 的连接器 30 和 EKG 连接盒 32 之间的连接。在下面将要更多描述的本发明的另一实施例中, 滤波器单元 48 包括在监测器 44 的信号输入端或甚至“内嵌”到监测器 44 中。

滤波器单元 48 帮助对于监测器 44 为内部的干扰滤波器以阻止, 例如, 与 EKG 放大器有关的电压钳位器和阻抗呼吸电路工作。总之, 这导致了对于监测器的大大改善的干扰排斥性能。

滤波器 48, 如图 2 详细显示的, 包括对于每一个单独的屏蔽导线 4, 6, 8 和 10 都相同的滤波器部件。因此, 仅显示了对于代表性引线组 11 的一个代表性屏蔽导线 4 的滤波器部件。一个图示为电阻器的电阻 R 与导线 4 的导体 12 相串联, 该电阻可抑制电震信号的高电压和高能量。在图示实施例中, 电阻值为 10K 欧姆。接着, 一个图示为电感器的电感 L 与屏蔽套 20 相串联。最后, 一个图示为电容器的电容 C 被用于将滤波器单元 48 的输出端连接在一起, 即, 用于将信号导线 54 桥接到其屏蔽导线 56 处。在图示实施例中, 电容值 C 为 3.3 毫微法。工作中, 滤波器单元 48 通过衰减干扰信号来限制干扰信号电流经由引线组 11 的屏蔽电缆的屏蔽套回到电极 3。在图示实施例中, 电感值 L 为 6.8mH。

根据现有技术, 形成干扰信号滤波器的电感器与“强夺器”相串联, 即, 与 EKG 信号导线相串联。不幸的是, 如果希望提供阻抗呼吸监测, 现有技术将阻止引线组被使用。在本发明的设计中, 电感器与信号导线的屏蔽套相串联, 并且在本发明的一个优选实施例中, 电感器被包围在一个分离单元中, 该单元包括用于允许滤波器单元 48 被选择性地连接在引线组 11 的输出连接 30 和 EKG 连接盒 32 的输入连接之间的输入和输出连接器 50 和 52。分离滤波器模块的使用使得可以使用标准电极电缆组, 并允许当滤波器单元 48 被移除时可以使

用阻抗呼吸操作。应注意的是，虽然这些滤波器的电路布置使得屏蔽套在高频时的有效性较低，但是电感器在 EKG 或其他生理信号的信号频带内为低阻抗。

本发明的图示实施例的另一重要优点是 RLC 滤波器的使用。该
5 滤波器的 RC 部分可以为在大约 5kHz 的转角频率处为 EKG 放大器提供电外科滤波。用于此目的的一个 LC 滤波器将由于电极上允许的受限制容性负载和对电感尺寸的限制而变得不实际。

在本发明中，电感限制了连接到电极电缆的屏蔽套的高频电流而电阻为 LC 滤波器提供了一个衰减。如果 LC 滤波器没有适当衰减，
10 电外科电压可能在接近 LC 滤波器的谐振频率的频率处被放大。另外，使电阻和容性部件的值相匹配以使得干扰信号差分转化的共模最小也是重要的。

本发明的一个优点是电感器不需要承受在电震过程中出现的更高的电流，如果这些电感器是根据现有技术而与电极导体相串联的
15 话，它们将承受这一电流。

应注意的是，在操作中，滤波器 48 允许在电外科手术过程中使用标准电极引线组。当使用随着病人移动到医院的区域，例如进出手术室，的可转移监测器时，该特征是特别有利的，这是因为标准电极引线组（通常包括连接到病人的 3-6 个单独的 EKG 电极连接）
20 不必被打乱，而只需要拔出单根电缆以安装监测器。这一优点对于病人看护者是特别重要的，这是因为当电极被连接到病人躯体的同时，中间盒，EKG 夹子 32 通常被夹到床单上病人看护者易于接近的位置处。

从而，这里显示了和描述了一个用于减少与病人监测器有关的导线中的干扰信号的幅度。然而，在考虑了本发明的公开了一个优选实施例的说明书以及附图之后，本发明的许多改变，变型，变化和其他使用和应用将对于本领域技术人员变得很明显。例如，滤波器 49 的部件被示出为成块的元件，但它们实际上可为分布式的阻抗，或甚至为有源元件。该重要方面为有效的 RLC 值驻留在前述位置。另外，
30 一个替代 RLC 滤波器的 RL 滤波器对于一个给定应用可能是足够的。而且，应注意的是，一旦用于屏蔽套的引线导体被连接到病人监测器，它们可被连接到一个系统或局部的地（或其他参考点），而不需

要将它们的功能改变为一个屏蔽套。而且，虽然，滤波器 48 的部件优选地位于一个分离的外壳中以有助于标准引线组的使用，和易于将滤波器 48 由信号路径移到监测器 44，但是这种部件还可以“内嵌”到监测器 44。在滤波器 48 不易于由引线组 11 或监测器 44 的输入电路移去的情形中，滤波器 48 可以修改为，如图 3 所示，包括一个可切换的配置，该配置包括一个用于选择性地桥接电阻 R 的第一开关 58，和一个用于选择性地断开电容 C 的第二开关 60。在操作中，当开关 58 打开时，开关 60 闭合，使得 RLC 滤波器电路工作从而衰减干扰信号。相反地，当开关 58 闭合，开关 60 打开时，用于将 RLC 滤波器电路的工作旁路。

所有这些不背离本发明构思的改变，变型，变化和其他使用和应用都可以认为是本专利所覆盖的，本专利仅仅由所附的由前述说明书所解释的权利要求来限制。

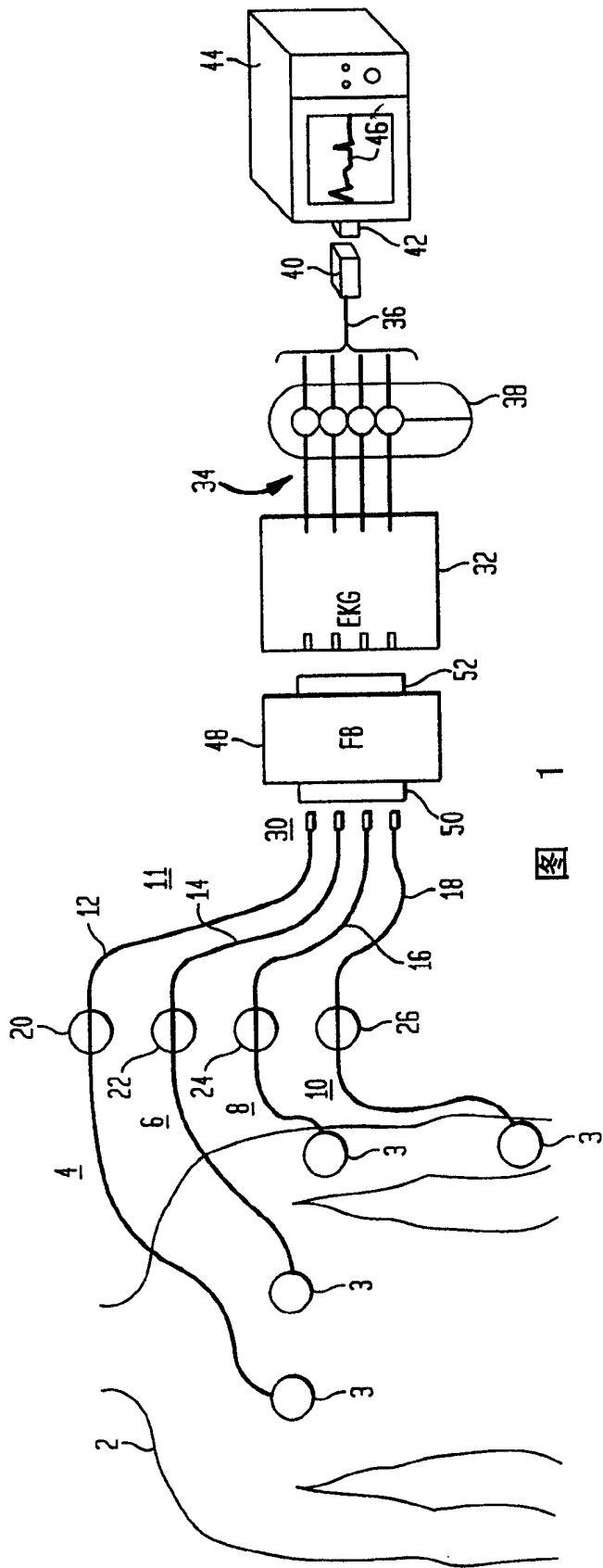


图 1

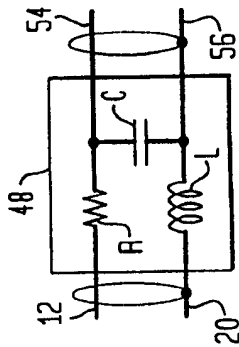


图 2

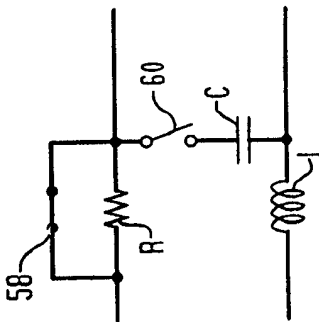


图 3