



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111345809 A

(43)申请公布日 2020.06.30

(21)申请号 201911323826.0

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2019.12.20

(30)优先权数据

16/230654 2018.12.21 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 A.戈瓦里 Y.埃弗拉特

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 万欣 金飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0432(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

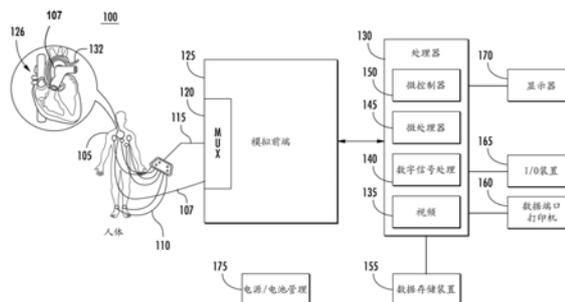
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

使用突发脉冲防止ECG中出现噪声的阻抗测量

(57)摘要

本发明题为“使用突发脉冲防止ECG中出现噪声的阻抗测量”。本发明公开了用于测量心电图(ECG)中的多根导联线中的一根或多根的阻抗的系统和方法。该系统和方法可包括将多根导联线施加到患者的身体,向患者的身体施加多个阻抗垫,从ECG的导管电极提供突发脉冲,测量跨多个阻抗垫中的阻抗垫和多根导联线中的导联线的阻抗信号,以及根据所测量的阻抗信号确定一根或多根导联线的阻抗。多个阻抗垫可限定从患者的胸部的右侧到患者的胸部的左侧的第一轴线,从患者的上胸部区域到患者的下腹部区域的第二轴线,以及从患者的背部的中心到患者的胸部的中心的第三轴线。



1. 一种用于测量心电图 (ECG) 中的多根导联线中的一根或多根的阻抗的方法, 所述方法包括:

将多根导联线施加到患者的身体;

将多个阻抗垫施加到所述患者的身体;

提供来自所述 ECG 的导管电极的突发脉冲;

测量跨所述多个阻抗垫中的阻抗垫和所述多根导联线中的导联线的阻抗信号; 以及由所测量的阻抗信号确定一根或多根导联线的所述阻抗。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多个阻抗垫限定从所述患者的胸部的右侧到所述患者的胸部的左侧的第一轴线。

3. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多个阻抗垫限定从所述患者的上胸部区域到所述患者的下腹部区域的第二轴线。

4. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多个阻抗垫限定从所述患者的背部的中心到所述患者的胸部的中心的第三轴线。

5. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多根导联线包括标准 12 导联 ECG。

6. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多根导联线包括三根肢体导联线。

7. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多根导联线包括在冠平面上以辐条方式布置的三根加压肢体导联线。

8. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中所述多根导联线包括在垂直横向平面上配置的六根心前区导联线。

9. 一种用于测量心电图 (ECG) 中的多根导联线中的一根或多根的阻抗的方法, 所述方法包括:

将多根导联线施加到患者的身体; 以及

在 ECG 测量之间的周期期间测量跨所述多根导联线中的成对导联线的阻抗信号。

10. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中所述多根导联线包括标准 12 导联 ECG。

11. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中所述多根导联线包括三根肢体导联线。

12. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中所述多根导联线包括在冠平面上以辐条方式布置的三根加压肢体导联线。

13. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中所述多根导联线包括在垂直横向平面上配置的六根心前区导联线。

14. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中所述多根导联线中的导联线各自与所述多根导联线中的相邻导联线配对。

15. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中所述配对针对所述多根导联线中的每根导联线提供两次阻抗测量。

16. 根据权利要求 15 所述的方法, 其中将所述两次阻抗测量被平均以提供所述导联线的所述阻抗。

17. 一种用于执行心电图 (ECG) 并测量阻抗的系统, 所述系统包括:

多根导联线, 所述多根导联线用于附接到受检者以便捕集电信号;

信号处理器, 所述信号处理器用于处理所捕集的电信号; 和

输出装置, 所述输出装置用于输出所述经处理的捕集的电信号,

其中所述测量的所述阻抗受到监测并且所述信号处理器从所述经处理的捕集的信号中去除所述阻抗。

18. 根据权利要求17所述的系统,还包括被配置为提供用于所述测量的阻抗信息的多个阻抗垫。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中导管电极提供突发脉冲以实现所述阻抗信息的所述测量。

20. 根据权利要求17所述的系统,其中跨所述多个电极的对测量用于所述测量的所述阻抗信息。

## 使用突发脉冲防止ECG中出现噪声的阻抗测量

### 技术领域

[0001] 本发明涉及心电图,其在本文称为ECG,并且也可称为EKG。更具体地讲,本发明涉及使用突发脉冲防止ECG中出现噪声的阻抗测量。

### 背景技术

[0002] 当前,心电图(本文中称为ECG,并且也可称为EKG)受到患者身体的阻抗、将探针连接到患者身体的触点的阻抗以及来自连接件自身的阻抗的影响。为了理解和读取ECG,需要考虑此阻抗。当医生使用ECG来研究心脏活动时,需要考虑阻抗以便有效地将电信号与心脏隔离。先前确定阻抗的尝试是使用频率多路复用进行的。在这些频率多路复用尝试中,使用其他频率来测量阻抗。这些其他频率通常是高频率,并且不干扰对来自心脏的电信号的测量。然而,所使用的显著不同的频率会影响阻抗测量的准确性。即,响应可基于信号的频率而变化,并且由于频率存在差异,频率多路复用趋于影响准确性。因此,需要提供测量阻抗的改善方法,使得可从ECG研究中去除此类阻抗的影响,从而能够更清楚地辨别心脏的电信号。

### 附图说明

[0003] 通过以举例的方式结合附图提供的以下具体实施方式可得到更详细地理解,其中:

[0004] 图1示出了使用突发脉冲执行阻抗测量来防止噪声的ECG装置的框图;

[0005] 图2示出了使用阻抗垫结合图1的装置来测量阻抗的阻抗构型的图示;

[0006] 图3示出了结合图1的装置的导联线构型的图示;

[0007] 图4示出了以单极性构型使用突发脉冲来测量阻抗的本发明的方法;以及

[0008] 图5示出了以双极性构型测量阻抗的本发明的方法。

### 具体实施方式

[0009] 本文中被称为ECG并且也可被称为EKG的心电描记法是使用放置在皮肤上的电极或使用专用导管在心脏的内部(即,心内ECG)记录心脏在一段时间内的电活动的过程。这些电极检测每次心跳期间由心肌的去极化的电生理模式引起的小的电变化。ECG通常或常规地执行心脏病学测试。

[0010] 心内电描记图(ICEG)是具有一些增加的心内导联线(即,在心脏内部)的ECG。此类电描记图可与常规12导联ECG结合使用,或者替代常规12导联ECG使用。在常规12导联ECG中,将10个电极放置在患者的肢体和胸部的表面上。然后从12个不同的角度(“导联”)测量心脏的电势的总体大小,并记录一段时间。该过程持续时间可从数十分钟变化至几小时。在每个规程期间,通常存在几十个消融期,例如,每个消融期持续几秒钟至长达约1分钟。以举例的方式,可在一段时间(诸如10秒)内执行常规12导联ECG。以这种方式,在整个心动周期的每个时刻捕集心脏的电去极化的总体大小和方向。通过该医疗过程产生的电压对时间的

曲线图被称为心电图。

[0011] 在每次心跳期间,健康的的心脏具有有序的去极化进程。这种有序的去极化模式产生特征性ECG描记线。对于训练有素的临床医生,ECG传达关于心脏结构及其电传导系统功能的大量信息。除其他外,ECG可用于测量心跳的速率和节律、心室的尺寸和位置、对心脏的肌肉细胞或传导系统的任何损伤的存在、心脏药物的作用以及植入的起搏器的功能。对ECG的判读从根本上来讲是关于理解心脏的电传导系统。正常传导以可预测模式开始并传播,并且偏离该模式可为正常变化或为病理性的。

[0012] 然而,为了确定来自心脏的电传导系统的信号,需要对所测量的信号进行滤波以去除任何不需要的和杂散(spurious)信号或噪声。

[0013] 本发明公开了一种用于测量心电图(ECG)中的多根导联线中的一根或多根的阻抗的系统和方法。该系统和方法可包括将多根导联线施加到患者身体,向患者身体施加多个阻抗垫,从ECG的导管电极提供突发脉冲,测量跨多个阻抗垫中的阻抗垫和多根导联线中的导联线的阻抗信号,以及根据所测量的阻抗信号确定一根或多根导联线的阻抗。多个阻抗垫限定从患者的胸部的右侧到患者的胸部的左侧的第一轴线。多个阻抗垫限定从患者的上胸部区域到患者的下腹部区域的第二轴线。多个阻抗垫限定从患者的背部的中心到患者的胸部的中心的第三轴线。多根导联线包括标准12导联ECG,其包括三根肢体导联线(limb lead)、在冠平面上以辐条方式布置的三根加压肢体导联线(augmented limb lead)、以及在垂直横向平面上配置的六根心前区导联线。

[0014] 另选地,该系统和方法可包括将多根导联线施加到患者身体,并且在ECG测量之间的周期期间测量跨多根导联线的成对导联线的阻抗信号。多根导联线包括标准12导联ECG,其包括三根肢体导联线、在冠平面上以辐条方式布置的三根加压肢体导联线、以及在垂直横向平面上配置的六根心前区导联线。多根导联线各自与多根导联线中的相邻导联线配对。

[0015] 用于执行ECG和测量阻抗的系统包括用于附接到受检者以捕集电信号的多根导联线、用于处理所捕集的电信号的信号处理器、以及用于输出经处理的捕集的电信号的输出装置,其中测量的阻抗受到监测并且信号处理器从经处理的捕集的电信号中去除阻抗。该系统可包括被配置为提供用于测量的阻抗信息的多个阻抗垫。导管电极可提供突发脉冲以实现阻抗信息的测量。另选地,该系统可测量跨多个电极的电极对的阻抗信息。

[0016] 图1示出了可利用使用突发脉冲的阻抗测量的装置100的框图。装置100可采用ECG机器的形式。装置100包括渐缩到单个多路复用输入115中的一连串导联线110。该一连串导联线110可放置在人类测试受检者105上。附加的导联线107可为心内导联线107,其可与一连串导联线110一起被包括,或者与导联线分离(如图所示)。

[0017] 心内导联线107可用于诊断或治疗处理,诸如用于标出患者105的心脏126中的电势。另选地,以必要的变更,心内导联线107可用于心脏中或其他身体器官中的其他治疗和/或诊断用途。

[0018] 心内导联线107可插入患者105的血管系统中,以使得导联线107的远侧端部132进入患者心脏126的心室。虽然图1示出具有单个位置传感器的单根导联线107,但是本发明的实施方案可利用具有多于一个位置传感器的探头。

[0019] 一连串导联线110上的信号经由输入复用器120被输入到模拟前端125中。模拟前

端125提供给处理器130并由其控制。如图所示,处理器130可包括视频控制器135、数字信号处理器140、微处理器145以及微控制器150。处理器130耦合到数据存储装置155。数据端口和打印机160可耦合到处理器130。其他输入/输出装置165可耦合到处理器130。显示器170可用于提供ECG的信号的输出。可包括电源/电池管理系统175以为装置100提供电力来进行操作。

[0020] 一连串导联线110包括通常使用的电极形式,并且还可包括用于ECG规程的导联线。一连串导联线110中的每一根可包括与身体105接触的导电垫,该导电垫与心电图仪形成电路。在标准12导联ECG上,仅有10根导联线110。一连串导联线110可被分组成三组:肢体、加压肢体和心前区。一般来讲,12导联ECG具有总共三个肢体导联和在冠平面(竖直)上布置成像车轮辐条一样的三个加压肢体导联,以及位于垂直横向平面(水平)上的六个心前区导联。

[0021] 模拟前端125接收来自一连串导联线110的信号,并且执行信号的模拟处理诸如滤波。

[0022] 数据存储装置155是记录信息的任何装置。数据存储装置可为包括在装置100内的信号提供存储介质,并且为处理器130的待存储的计算提供位置。

[0023] 微处理器145可为将计算机的中央处理单元(CPU)的功能结合到单个集成电路(IC)或几个集成电路上的计算机处理器。微处理器145可为多用途、时钟驱动、基于寄存器的可编程电子装置,其接受数字或二进制数据作为输入,根据存储在其存储器或数据存储装置155中的指令对数字或二进制数据进行处理,并提供结果作为输出。微处理器145包含组合逻辑和顺序数字逻辑两者。

[0024] 微控制器150可为单个集成电路上的一个或多个小型计算机。微控制器150可包含一个或多个CPU以及存储器和可编程输入/输出外围装置。以铁电RAM、NOR闪存或OTP ROM形式的程序存储器以及少量RAM也经常包括在芯片上。微控制器被设计用于嵌入式应用,与个人计算机或由各种离散的芯片组成的其他通用应用中使用的微处理器形成对比。

[0025] 数字信号处理器140可执行数字信号处理以执行各种各样的信号处理操作。以这种方式处理的信号是表示域诸如时间、空间或频率中的连续变量的样本的数字序列。数字信号处理可涉及线性或非线性操作。非线性信号处理与非线性系统识别密切相关,并且可在时间、频率和时空域中实现。将数字计算应用于信号处理允许在许多应用中具有优于模拟处理的许多优点,诸如传输中的错误检测和校正以及数据压缩。DSP适用于流式数据和静态(存储的)数据两者。

[0026] 图2示出了使用阻抗垫来结合图1的装置测量阻抗的阻抗构型200的图示。构型200包括被配置为测量相对于患者250的三条轴线中的每一条的阻抗的一系列阻抗垫。可将第一轴线第一阻抗垫205放置在患者250的胸部的右侧。垫205可形成具有位于患者250的胸部的左侧的第一轴线第二阻抗垫210的轴线(第一轴线)(在图2中水平示出)。

[0027] 第二阻抗轴线(第二轴线)(在图2中垂直示出)可由第二轴线第一阻抗垫215和第二轴线第二阻抗垫220限定。第二轴线第一阻抗垫215可放置在患者250的上胸部或喉部。第二轴线第二阻抗垫220可位于患者250的腹部。

[0028] 第三阻抗轴线(第三轴线)(以进出图2页面的方向示出)可由第三轴线第一阻抗垫225和第三轴线第二阻抗垫230限定。可将第三轴线第一阻抗垫225放置在患者250的背部中

心。可将第三轴线第二阻抗垫230放置在患者250的胸部中心。

[0029] 本系统通过ECG研究来协调阻抗测量,并且利用从导管电极(图2中未示出)传输至患者250上的六个垫205、210、215、220、225、230的电信号来测量阻抗。熟悉ECG规程的人将会理解,导管电极可直接定位在患者的心脏中。例如,导管可在内部插入患者的心脏。导管电极可例如容纳在导管轴的尖端处。导管电极发射从小于1毫安至100微安的低频电信号的突发脉冲,该突发脉冲被患者250身体上的六个垫205、210、215、220、225、230吸收。一般来讲,垫205、210、215、220、225、230和导管电极的使用是单极性测量。突发脉冲可具有与ECG期间测量的信号相同或大致相同的频率,以便消除阻抗测量和阻抗去除中的任何频率误差。

[0030] 仅以举例的方式,ECG测试中的每个通道可每秒采样20,000次,测量时间为1/640秒。这在测量之间得到大约略短于1/20000秒的时间,在此期间,可采用时间多路复用来测量阻抗。更具体地讲,在该例中,测量之间的时间可为1/19200秒。

[0031] 当ECG未采样来自心脏的电信号时,可提供来自导管的突发脉冲。该时间多路复用避免了对ECG读数的干扰。因为系统使用时间多路复用(而不是频率多路复用),所以可将任何频率用于突发脉冲。这允许使用频率相同或大约相同的信号来测量阻抗。来自心脏的电信号不是连续采样的,仅以多路复用形式采样。因此,当来自心脏的电信号未被采样时,可使用导管电极。典型值为约100欧至200欧。

[0032] 图3示出了结合图1的装置的导联线构型300的图示。导联线构型300包括被配置为测量相对于患者350的电信号的一系列导联线。一般来讲,有十根导联线连接到身体的特定部分。导联线分为两组:六根胸部导联线325和四根周边导联线335。

[0033] 六根胸部导联线325通常相对于患者350的胸腔定位。胸部导联线中的第一根325<sub>1</sub>定位在患者350的胸部中心附近。侧导联线325<sub>6</sub>定位在患者350的身体侧面。其他胸部导联线325<sub>2</sub>、325<sub>3</sub>、325<sub>4</sub>、325<sub>5</sub>位于第一胸部导联线325<sub>1</sub>与侧面胸部导联线325<sub>6</sub>之间。以说明的方式,胸部导联线325<sub>2</sub>定位在患者350的第4肋间隙和胸骨的交汇处。胸部导联线325<sub>4</sub>定位在第5肋间隙,与锁骨中部成一直线。胸部导联线325<sub>3</sub>可居中定位在胸部导联线325<sub>2</sub>与胸部导联线325<sub>4</sub>之间。胸部导联线325<sub>5</sub>可定位在腋下区域中的第5肋间隙。

[0034] 四根外围导联线335可被定位成用于捕集左手腕和右手腕以及左腿和右腿处的信号。在参考来自臂和腿的信号时,这些导联线可定位在肩部和腹部(如图所示)或直接定位在四肢上。例如,导联线335<sub>RA</sub>可定位在患者350的右肩,导联线335<sub>LA</sub>可定位在患者350的左肩,导联线335<sub>RL</sub>可定位在患者350的右下腹,并且335<sub>RL</sub>可定位在患者350的左下腹。单独地,导联线可如所述以单极构型使用,其中每根导联线单独操作。例如,可将此类导联线合在一起并系在地面或垫上。

[0035] 另选地,导联线可以双极性构型使用。即,导联线可成对使用,并且该对具有在导联线之间收集的信号。例如,可使用穿过假想的爱氏三角形的导联线。

[0036] 可通过从一根导联线传输到另一根导联线来测量阻抗。此类阻抗测量可利用已经包括在患者325身体上的导联线350,因此可能不需要参照图2所示和所述的垫。两根导联线之间的阻抗测量被称为阻抗的双极性测量。

[0037] 在双极性测量中使用导联线可提供附加有益效果,即最近一次测量中最远的导联线可用于测量阻抗。例如,如果在导联线1和2上测量心脏的电信号,则可在导联线16和17上

测量阻抗。导联线可被定义为两个电极之间的联接件。例如，导联线1可被定义为例如导联线335<sub>LA</sub>与335<sub>RA</sub>之间的联接件。导联线2可包括导联线335<sub>RA</sub>与335<sub>LL</sub>之间的联接件。导联线3可包括导联线335<sub>LA</sub>与335<sub>LL</sub>之间的联接件。可使用的一种图案是例如通过将电极连接到相邻电极以形成对。根据本文所包含的公开内容，也可使用由电极组合形成的其他导联线，并且这对于相关领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0038] 在双极性操作期间，在至少20kHz的采样频率下进行双极性阻抗测量的机会窗口为每个电极提供50 $\mu$ s。为了实现测量，多路复用器可提供用于测量两个电极之间的阻抗的3 $\mu$ s连接。可使用最大200kHz的采样频率。在给定的机会窗口期间，仅连接单根导联线，而不连接N-1根导联线。

[0039] 图4示出了可以单极性构型执行的方法400。方法400包括在步骤410处施加多根导联线。在步骤420处，方法400包括施加多个阻抗垫。在步骤430处，单极性阻抗测量可通过施加来自导管电极的突发脉冲来执行。在步骤440处，可跨多个阻抗垫中的阻抗垫和多根导联线中的导联线进行多次测量。在步骤450处，可通过多次测量来确定一根或多根导联线的阻抗。

[0040] 图5示出了可以双极性构型执行的方法500。方法500包括在步骤510处施加多根导联线。在步骤520处，可在ECG测量之间跨导联线对中的导联线执行双极性阻抗测量。

[0041] 所提供的方法可在通用计算机、处理器或处理器核中实现。以举例的方式，合适的处理器包括通用处理器、专用处理器、常规处理器、数字信号处理器 (DSP)、多个微处理器、与DSP核相关联的一个或多个微处理器、控制器、微控制器、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA) 电路、任何其它类型的集成电路 (IC) 和/或状态机。可通过使用处理的硬件描述语言 (HDL) 指令和包括网络表的其它中间数据的结果 (此类指令能够被存储在计算机可读介质上) 配置制造过程来制造此类处理器。这种处理的结果可以是掩码作品 (maskwork)，其随后在半导体制造过程中用于制造实现本公开的特征的处理器。

[0042] 本文提供的方法或流程图可在并入非暂态计算机可读存储介质中的计算机程序、软件或固件中实施以用于由通用计算机或处理器执行。非暂态计算机可读存储介质的示例包括只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、寄存器、高速缓冲存储器、半导体存储器装置、磁性介质 (例如内部硬盘和可移动盘)、磁光介质以及光学介质 (例如CD-ROM盘和数字多功能盘 (DVD))。

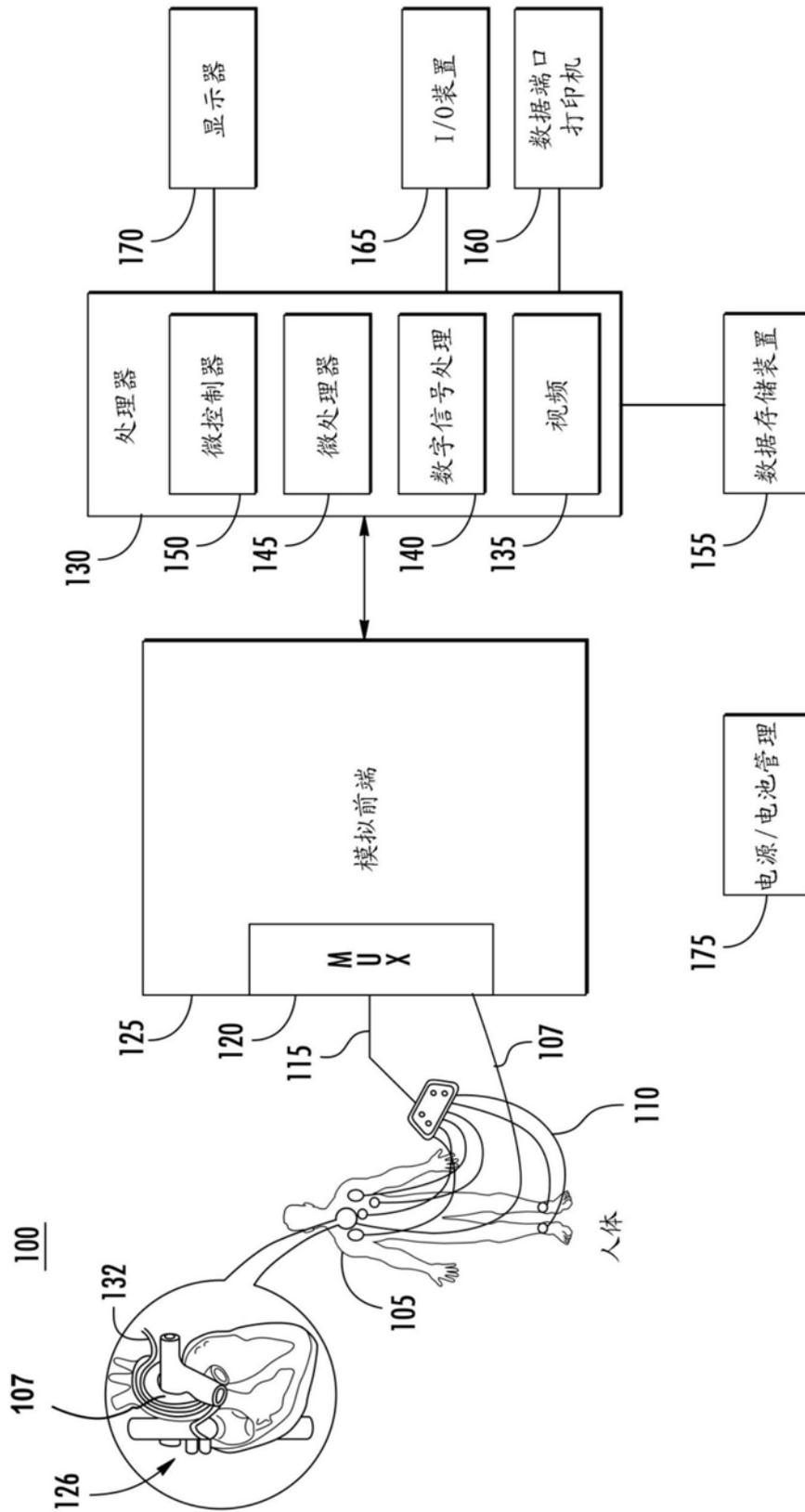


图1

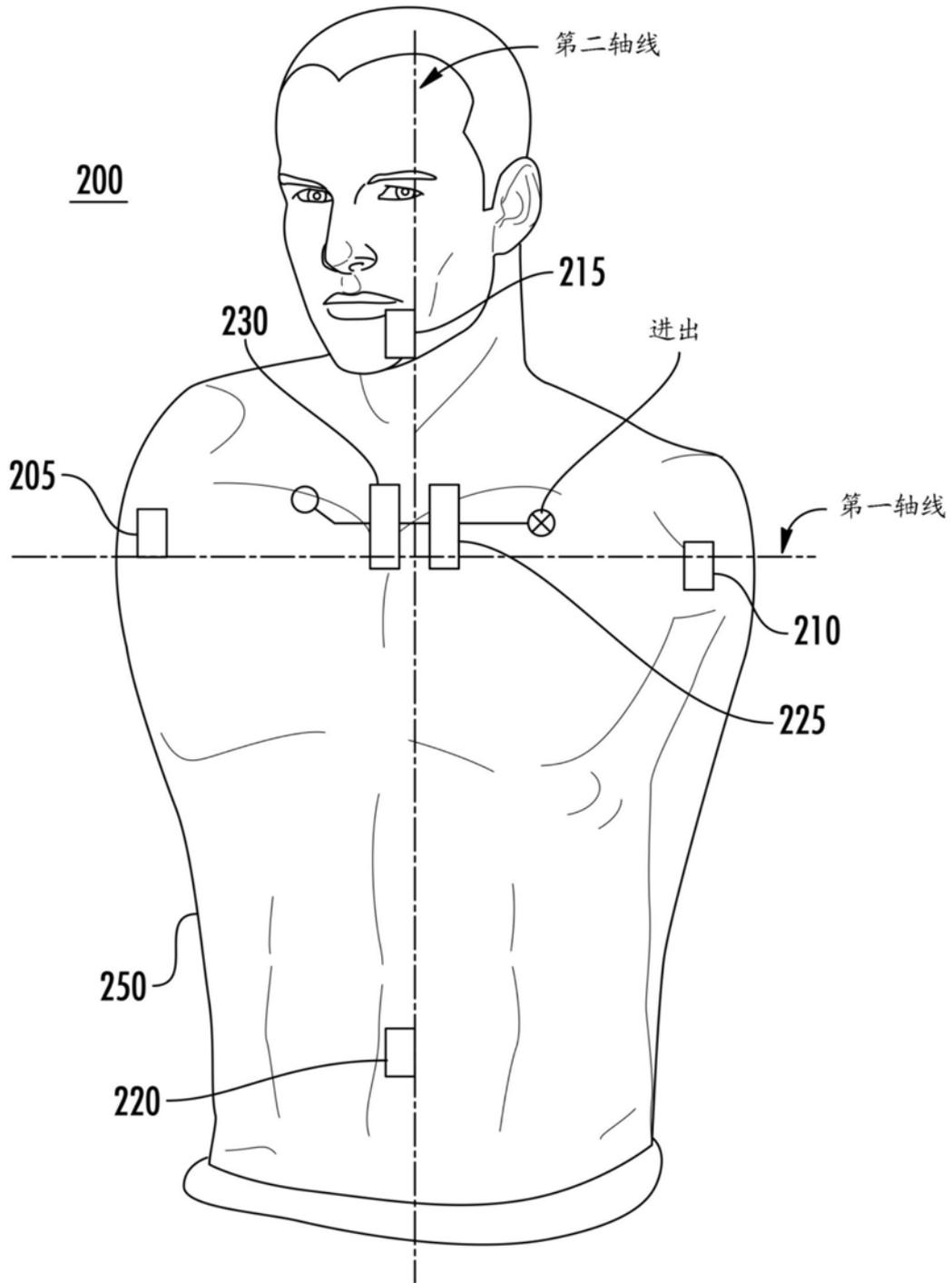


图2

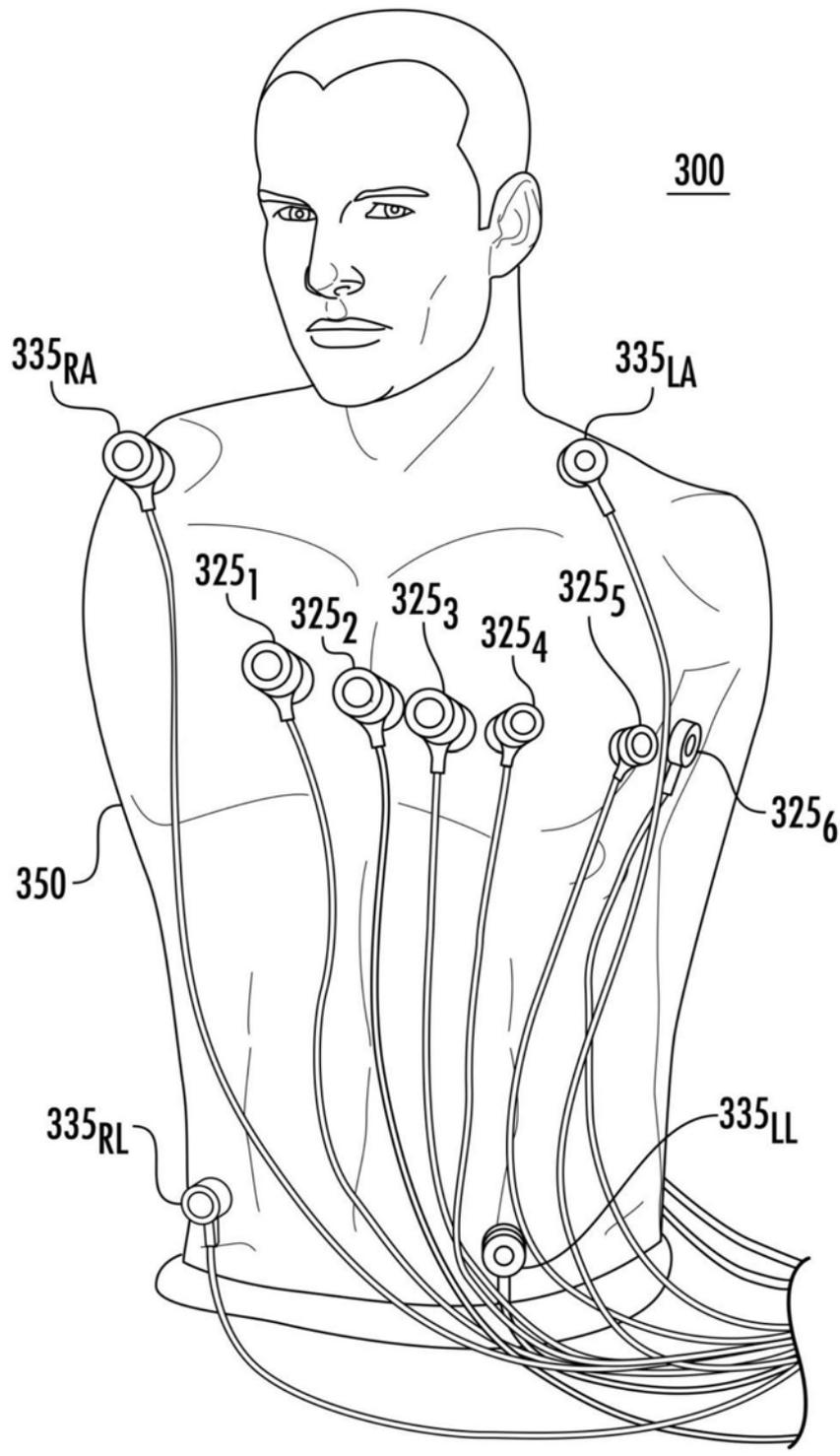


图3

400

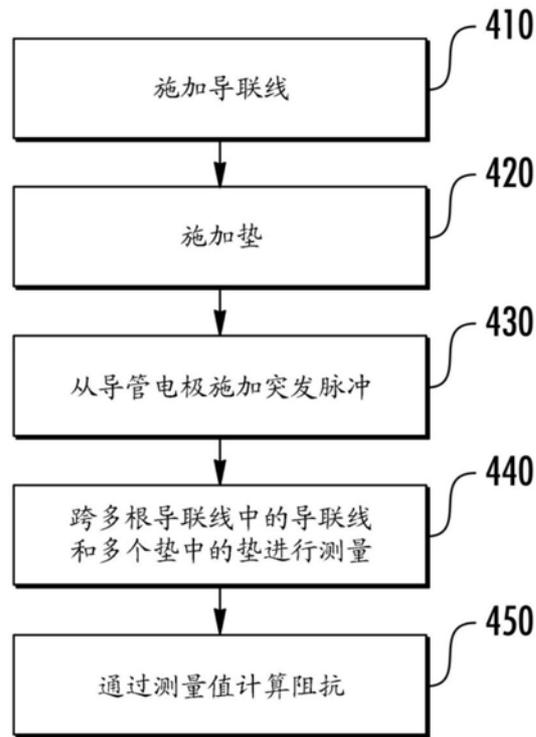


图4

500

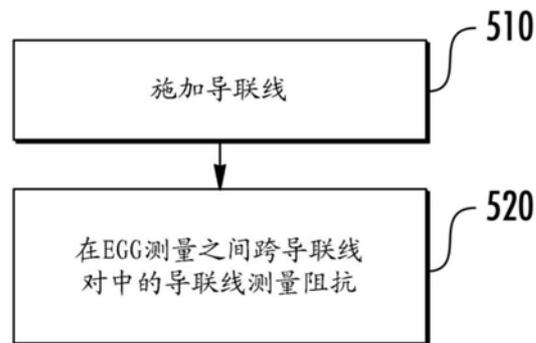


图5

专利名称(译)	使用突发脉冲防止ECG中出现噪声的阻抗测量		
公开(公告)号	<a href="#">CN111345809A</a>	公开(公告)日	2020-06-30
申请号	CN201911323826.0	申请日	2019-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	A 戈瓦里		
发明人	A.戈瓦里 Y.埃弗拉特		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0432 A61B5/0428 A61B5/00		
代理人(译)	万欣 金飞		
优先权	16/230654 2018-12-21 US		
外部链接	<a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明题为“使用突发脉冲防止ECG中出现噪声的阻抗测量”。本发明公开了用于测量心电图(ECG)中的多根导联线中的一根或多根的阻抗的系统和方法。该系统和方法可包括将多根导联线施加到患者的身体，向患者的身体施加多个阻抗垫，从ECG的导管电极提供突发脉冲，测量跨多个阻抗垫中的阻抗垫和多根导联线中的导联线的阻抗信号，以及根据所测量的阻抗信号确定一根或多根导联线的阻抗。多个阻抗垫可限定从患者的胸部的右侧到患者的胸部的左侧的第一轴线，从患者的上胸部区域到患者的下腹部区域的第二轴线，以及从患者的背部的中心到患者的胸部的中心的第三轴线。

