



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102368951 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201080010627. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 01. 20

A61B 5/0488 (2006. 01)

(30) 优先权数据

12/363, 154 2009. 01. 30 US

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 08. 31

US 6334068 B1, 2001. 12. 25, 权利要求 1, 说明书第 3 栏第 1-5 行, 第 4 栏第 27-43 行, 第 5 栏第 17-36 行, 第 8 栏第 7-64 行, 第 10 栏第 27-33 行, 说明书附图 2.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/021504 2010. 01. 20

WO 2008/097407 A3, 2008. 08. 14, 全文.

US 2009/0018429 A1, 2009. 01. 15, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/090835 EN 2010. 08. 12

CN 1401294 A, 2003. 03. 12, 全文.

审查员 薛艳华

(73) 专利权人 麦德托尼克艾克斯欧麦德股份有限公司

地址 美国佛罗里达州

(72) 发明人 J·M·墨菲 J·A·梅耶

A·L·曼德兹 K·L·麦克法林

D·C·哈克尔

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 李玲

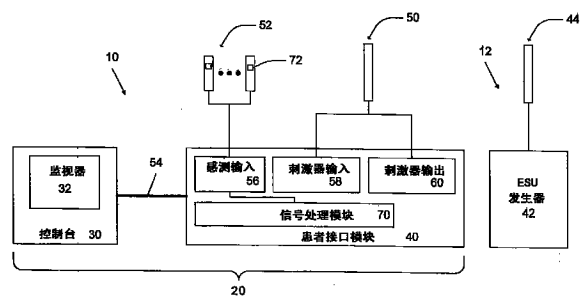
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

电外科手术中的神经监视

(57) 摘要

信号处理模块包括输入模块, 该输入模块电耦合至神经完整性监视系统 (10) 的感测探针 (52)。探针感测在电外科手术单元 (12) 的操作期间来自患者的电信号。输入模块从探针接收输入信号。EMG 检测模块耦合到输入模块且适配成检测输入信号的状况。根据肌电图活动的能级对状况进行分类。耦合至 EMG 检测模块的输出模块基于所检测到的状况提供输入信号中的肌电图活动的指示。



1. 一种适配成在电外科手术单元的操作期间感测来自患者的电信号和 / 或外科手术的金属 - 金属伪像的神经完整性监视系统的信号处理模块, 所述信号处理模块包括:

输入模块, 其电耦合至多个感测探针并适配成同时接收来自所述多个感测探针中每一个的多个输入信号, 所述多个输入信号中的第一输入信号指示患者的肌电图 (EMG) 活动和所述多个输入信号中的第二输入信号指示金属 - 金属接触的伪像;

EMG 检测模块, 其耦合至所述输入模块并适配成检测所述第一输入信号中的状况, 并根据从所述患者接收的 EMG 活动能级对所述状况进行分类;

伪像检测模块, 其适配成检测所述第二输入信号中的所述伪像; 以及

输出模块, 其耦合至所述 EMG 检测模块和所述伪像检测模块并适配成同时提供指示所述第一输入信号中所检测状况的第一输出信号和提供指示所述伪像的第二输出信号。

2. 如权利要求 1 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述伪像基于所述第二输入信号中的功率估计来检测。

3. 如权利要求 1 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述伪像基于所述第二输入信号的频率成分估计来检测。

4. 如权利要求 1 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述伪像检测模块适配成选择性地抑制所述第二输入信号。

5. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的信号处理模块, 其特征在于, 还包括直流滤波器模块, 其适配成抑制所述第二输入信号中频率低于阈值的噪声。

6. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述 EMG 检测模块适配成比较所述多个输入信号中检测到的 EMG 活动能级与阈值, 并向所述输出模块提供所述比较的指示。

7. 如权利要求 6 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述 EMG 检测模块估计所述第一输入信号中的能级以便确定所述 EMG 活动是否大于能级阈值。

8. 如权利要求 7 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述 EMG 检测模块计算所述第一输入信号的自协方差或自相关性以便检测所述 EMG 活动能级。

9. 如权利要求 7 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述 EMG 检测模块通过使用所述第一输入信号的多个样本来计算所述输入信号的自协方差或自相关性。

10. 如权利要求 8 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述 EMG 检测模块通过使用所述第一输入信号的多个样本来使用所述输入信号的小波或 S 形分类函数。

11. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的信号处理模块, 其特征在于, 还包括 EMG 恢复模块, 其适配成滤除由所述电外科手术单元生成的噪声并向所述输出模块提供所述患者体中的 EMG 活动的指示。

12. 如权利要求 11 所述的信号处理模块, 其特征在于, 所述 EMG 恢复模块使用基准探针来估计由所述电外科手术单元生成的所述噪声。

13. 一种在所述电外科手术单元操作期间使用的神经完整性监视系统, 包括:

多个感测探针, 其适配成生成指示所述患者的 EMG 活动和金属 - 金属接触伪像的多个输入信号; 以及

如权利要求 1-12 的任一项所述的信号处理模块。

14. 如权利要求 13 所述的神经完整性监视系统, 其特征在于, 所述多个感测探针中的

---

至少一个包括滤波器,用以滤除由所述电外科手术单元生成的噪声信号的基波频率。

## 电外科手术中的神经监视

### 背景技术

[0001] 本公开涉及神经监视系统。更具体地,本发明涉及在电外科手术期间或者在存在来自金属手术仪的伪像的情况下监视神经活动。

[0002] 电生理学监视辅助外科医生在模糊的手术域内对神经定位,以及在手术期间实时保持并评估神经功能。为此,通常采用神经完整性监视来监视肌电图学(EMG)活动。在神经完整性监视期间,感测电极或记录电极耦合至适当的组织(例如,由感兴趣的神经、外周神经、脊髓、脑干等支配或控制的颅肌)以便感测EMG活动。例如电刺激或机械刺激的刺激可造成组织的激发。在电刺激期间,刺激探针对受试神经可能所处的区域附近施加刺激信号。如果刺激探针接触神经或适度靠近神经,所施加刺激信号通过神经传送来激发受神经支配的组织。在机械刺激中,与适当组织的直接物理接触可造成组织的激发。在任一情形下,相关组织的激发会产生由记录电极(或者其它感测装置)来感测的电脉冲。(诸)记录电极将所感测到的电脉冲信息传递给外科医生以用于在确定EMG活动的背景下的解释。例如,可在显示器上显示和/或以听得见的方式呈现该EMG活动。

[0003] 神经完整性监视对于包含或涉及神经组织、肌肉组织、或神经性电位记录的众多不同外科手术或评估而言是有用的。例如,各种头颈外科手术要求定位并识别颅神经和外周运动神经。在一些实例中,电外科手术单元用于执行这些外科手术。当前的电外科手术单元包括用作电路中的一个电极的导电尖头或针头,该电路经由耦合至患者的接地电极来接通。通过应用电能源(最常见为射频发生器至尖头)来完成切开组织。一旦尖头被施加到组织,就产生电压梯度,从而在接触点处感生出电流并产生与之关联的热。在电能能级充分高的情况下,所产生的热足以切开组织,且有利地,足以同时灼烧切开的血管组织。

[0004] 由于由电外科手术单元所产生的电能能级,在电外科手术期间使用时用于神经完整性监视的系统经历大量电干扰。电干扰可产生EMG活动的不正确信号(例如,假阳性)以及将大量噪声引入到神经完整性监视系统中。因此,现有技术涉及在电外科手术期间使用探针来使神经完整性系统的全部信道静噪。因此,在电外科手术单元的操作期间,暂停EMG活动的监视。为了防止外科医生用电外科手术单元切割神经,外科医生将进行短时间的切割,然后停止切割,从而神经完整性监视可被恢复。如果没有检测到EMG活动,则外科医生可进行另一短时间的切割,同时间歇地暂停以恢复神经完整性监视,从而避免切割神经。重复该过程直到外科医生完成该电外科手术。在电外科手术期间不能监视EMG活动的情况下,电外科手术可能变得既麻烦又耗时。

### 发明内容

[0005] 本文所呈现的概念涉及信号处理模块、外科手术方法以及神经完整性监视系统。信号处理模块的输入模块电耦合到神经完整性监视系统的感测探针。该探针感测在电外科手术单元操作期间来自患者的电信号。

[0006] 输入模块从探针接收输入信号。EMG检测模块耦合到输入模块且适配成检测输入信号的状况。根据肌电图活动的能级对状况进行分类。耦合至EMG检测模块的输出模块提

供所检测状况的指示。

[0007] 伪像检测模块还可用来检测输入信号中的伪像状况。伪像检测模块可估计输入信号的功率,从而检测伪像。另外,可包含诸如直流滤波模块和 EMG 恢复模块等其它模块。

[0008] 附图简述

[0009] 图 1 是包括神经完整性监视系统和电外科手术单元的外科手术环境的示意性框图。

[0010] 图 2 是图 1 的神经完整性监视系统中的信号处理模块的示意性框图。

[0011] 图 3 是图 1 的神经完整性监视系统中用于处理信号的方法的流程图。

[0012] 图 4 是用于检测向图 1 的神经完整性监视系统提供输入的一个或多个信道中的伪像的方法的流程图。

[0013] 图 5 是用于从向图 1 的神经完整性监视系统提供数据的一个或多个信道过滤低频噪声成分的方法的流程图。

[0014] 图 6 是用于检测来自向图 1 的神经完整性监视系统提供输入的一个或多个信道的 EMG 活动的方法的流程图。

[0015] 图 7 是向图 1 的神经完整性监视系统提供数据的一个或多个信道的 EMG 信号恢复方法的流程图。

## 具体实施方式

[0016] 在图 1 中示出包括神经完整性监视系统 10 和电外科手术单元 (ESU) 12 的外科手术环境。一般而言,系统 10 被配置成辅助并执行人体解剖学的实质上任何神经 / 肌肉组合的神经完整性监视,以及记录神经电位。系统 10 包括控制单元 20,该控制单元 20 可采取宽泛的各种形式,且在一个实施例中包括具有监视器 32 的控制台 30 以及患者接口模块 40。电外科手术单元 12 包括耦合至手术仪 44 的 ESU 发生器 42。ESU 发生器 42 生成发送至外科手术仪 44 的电流以用于切割或者以其它方式处理患者的组织。

[0017] 系统 10 包括:刺激探针组件 50,其可用于电刺激;以及一个或多个感测探针 52,其可以是诸如电极的任何类型的感测装置。控制单元 20 便于探针组件 50 的操作,并且处理感测探针 52 和其它系统 10 的组件(未示出)在使用期间生成的所有信息。探针组件 50 和控制单元 20 适配成允许控制和改变经由设置在探针组件 50 上的致动器向探针组件 50 传递的刺激能量,且因此允许控制和改变由探针组件 50 传递的刺激电平。为此,探针组件 50 和控制单元 20 适配成经由操纵探针组件 50 的致动器来允许刺激能量分一系列分立的、有序的阶段的连续变化(例如递增或递减)。此外,控制单元 20 处理从感测探针 52 接收的由所传递刺激引起的信息(例如,患者反应)。

[0018] 系统 10 通过使用感测探针 52 基于所记录的 EMG 活动来执行监视,该所记录的 EMG 活动响应于由探针组件 50 传递的电流能量和 / 或组织的物理操纵。在图 1 的一个实施例中,将控制台 30 和患者接口模块 40 设置成独立的、通过电缆 54 通信耦合的部件。替代地,可采用无线链路。此外,可将控制台 30 和患者接口模块 40 设置成单个装置。然而,一般而言,患者接口模块 40 用于促进刺激 / 感测部件(诸如探针组件 50 和感测探针 52)的简单连接,以及对传入和传出电信号进行管理。控制台 30 进而进行以下步骤:解释传入信号(由感测探针 52 所感测的脉冲),显示用户期望的信息,提供听得见的反馈信号,呈现用户界面

(如通过包括触摸屏),以及按照来自探针组件 50 的控制信号向探针组件 50 传递刺激能量(经由至患者接口模块 40 的连接),以及按需执行其它任务。

[0019] 如上所述,患者接口模块 40 通过电缆 54 与控制台 30 传达发给探针组件 50 的信息和来自探针组件 50 的信息,以及来自感测探针 52 的信息。实际上,患者接口模块 40 用于连接患者(未示出)与控制台 30。为此,在一个实施例中,患者接口模块 40 包括一个或多个(优选 8 个)感测输入 56,诸如电耦合以接收来自感测探针 52(图 1 中大致标示)的信号的一对电极输入。此外,患者接口模块 40 提供刺激器输入端口 58(图 1 中大致标示)和刺激器输出端口 60(图 1 中大致标示)。刺激器输入端口 58 从探针组件 50 接收与期望刺激电平和/或其它活动相关的控制信号,而刺激器输出端口 60 便于将刺激能量传递给探针组件 50。患者接口模块 40 还可提供诸如接地(或者返回电极)插孔、附加刺激器探针组件的辅助端口等的(多个)附加部件端口。

[0020] 控制单元 20、尤其是控制台 30 和患者接口模块 40 在某种意义上与诸如可从美国佛罗里达州杰克逊维尔的 Medtronic Xomed 购买的 NIM-Response™ 神经完整性监视器的可用监视系统相似。例如,由 NIM-Response™ 神经完整性监视器提供的触摸屏性能可被结合到控制单元 20 中。然而,此外,系统 10 采用执行信号处理技术的信号处理模块 70,该信号处理模块 70 对从感测探针 52 接收的输入信号进行分类并传递与电外科手术单元 12 操作期间的神经监视相关的输出信号。具体而言,信号处理模块 70 可在电外科手术单元 12 的操作期间提供低 EMG 活动(包括无 EMG 活动)或者高 EMG 活动的指示。另外,信号处理模块 70 可选择性地使从感测探针 52 向感测输入端口 56 提供信息的一个或多个信道静噪,阻断所接收信号中的直流(DC)成分或低频噪声并恢复 EMG 数据。

[0021] 感测探针 52 耦合至患者(例如,选定组织)以向信号处理模块 70 提供信号。在一个实施例中,多个探针 52 包括电耦合至感测输入 56 的 8 个探针。在正常操作中,探针 52 感测来自患者的电信号并将这些信号发送给信号处理模块 70。这些信号包括来自患者组织的、指示患者体中的 EMG 活动的电脉冲。但是,一些条件可将噪声引入到探针 52 中,由此破坏向信号处理模块 70 提供的信号。例如,ESU 12 所生成的电流产生由一个或多个探针 52 检测到的噪声。

[0022] 多个探针 52 的每一个构成可在信号处理模块 70 中独立处理的一单独信道,如下面所论述的。例如,如果总共使用 8 个感测探针,则可由信号处理模块 70 独立地处理 8 个单独信道。为此,信号处理模块 70 包括对从感测探针 52 接收的信号进行分类并允许外科医生在电外科手术期间维持监视一个或多个信道的神经活动的部件。分类可以是低能级 EMG 活动(包括零)或高能级 EMG 活动。

[0023] 在一个实施例中,多个探针 52 的每一个包括例如滤波器 72 的前端滤波器,其可用于滤除由 ESU 12 生成的基波频率。替代地,可设置单个前端滤波器以便对从多个感测探针 52 的每一个接收的信号进行滤波。通过分析 ESU 12 的操作和/或由 ESU 12 生成的信号,可确定在 ESU 12 的操作期间存在哪些成分。在一个实施例中,ESU 12 生成 29kHz 脉冲调制的 500kHz 射频信号和附加谐波。可调节滤波器 72 以优化由 ESU 12 生成的信号的过滤,且因此减少提供给信号处理模块 70 的噪声。

[0024] 图 2 是信号处理模块 70 的示意性框图,信号处理模块 70 接收输入信号 110 并处理这些信号以产生指示输入信号 110 中的 EMG 活动能级的输出信号 120。输出信号 120 还

可由附加指示来补充,例如伪像检测条件、恢复的 EMG 信号等。来自感测探针 52(图 1)的信号通过输入模块 122 在信号处理模块 70 中接收。示意性地,输入模块 122 可将信号与由信号处理模块 70 内的其它模块所使用的特定探针(即,信道)相关联。另外,输入模块 122 可包括模数转换器(ADC),其以特定速率采样所接收的信号以便将信号从模拟形式转换成数字形式,如以下更具体论述的。除输入模块 122 之外,信号处理模块 70 包括例如向控制台 30(图 1)提供输出信号 120 的输出模块 124。介于输入模块 122 和输出模块 124 之间的是用于检测由输入模块 122 接收的信号状况并向输出模块 124 提供对应响应从而能在外科手术期间维持神经完整性监视的多个模块。具体地,信号处理模块 70 包括伪像检测模块 126、直流滤波器模块 128、EMG 检测模块 130 以及 EMG 信号恢复模块 132。

[0025] 图 3 是由神经完整性监视系统 10 具体是感测探针 52 获取的信号的前端处理方法 200 的流程图。在步骤 202,由例如一个或多个探针 52 的感测探针获取信号。该信号给出 ESU 数据(由 ESU 12 的操作引起)以及 EMG 活动(由来自患者的神经电位引起)两者的指示。在步骤 204,滤除 ESU 数据的基波频率。例如,可由探针 52 处的滤波器 72(图 1)来执行该滤波。经滤波的信号则被发送给信号处理模块 70 的输入模块 122。

[0026] 如上所述,输入模块 122 包括以采样速率工作以便处理从感测探针 52 接收的信号 ADC。为了避免混叠,输入模块 122 在步骤 206 对来自探针 52 的信号进行过采样。由于电外科手术单元 12 生成的噪声具有宽范围的频率,可使用过采样来防止所接收的信号中发生混叠。过采样速率可以比 ADC 的采样速率大几倍。在一个实施例中,过采样速率可以是采样速率的 128 倍。在步骤 208,可通过使用抽选滤波器将在探针 52 处感测到的模拟信号转换成数字信号,对信号进行降采样。在步骤 210,输出数字信号。在一个示例中,ADC 以 16kHz 的速率采样该信号。如果在步骤 206 以采样速率的 128 倍速率或以 2.048MHz 进行过采样,可在防止频率比 1.024MHz 低的成分中发生混叠,且在步骤 210 的数字信号输出中,不会出现比 8kHz 大的 ESU 信号。该数字信号可被发送至伪像检测模块 126、直流滤波器模块 128、EMG 检测模块 130 和 / 或 EMG 信号恢复模块 132。如下所述,这些模块可处理该数字信号以检测被提供给输出模块 124 的状况。

[0027] 图 4 是用于检测提供给信号处理模块 70 的一个或多个信道中的伪像的、由伪像检测模块 126 执行的方法 250 的流程图。伪像检测模块 126 可有助于用于检测由接触组织的金属外科手术仪造成的伪像的情形和 / 或两个或多个外科手术仪相互接触的情形。

[0028] 当具有不同静电电荷的仪器相互接触或者患者由于电荷达到平衡而造成电流流动时,可产生金属-金属(或金属-患者)伪像。由包含宽带噪声频谱的电火花进行电荷传送,该宽带噪声频谱包括远比 EMG 高的高频。夜间频率作为不可能是 EMG 的快速垂直响应显示在监视器上。这经常在需要滤波的同一时间出现在多个信道上。

[0029] 如果信道的信号可能是伪像,则可与其它信道无关地使该信道静噪,从而避免 EMG 活动的假阳性指示。在步骤 252,由方法 200 生成的数字信号(图 3)从输入模块 122 被接收到伪像检测模块 126 中。在步骤 254,向具有阻带的数字信号施加高通滤波器,该阻带的范围将 EMG 数据排斥在外。在一个示例中,确定的 EMG 活动处于 0 至 3.5kHz 的范围中,且因此所施加阻带为 0 至 3.5kHz。所得信号是可进一步处理以确定与该信号相关联的信道是否应被静噪的限带信号。

[0030] 在步骤 256,通过自乘信号并通过样本缓冲器寻找均值来评估限带信号的功率。缓

冲器可以是任何大小,且在一个实例中包括 80 个样本,构成 5 毫秒数据。在步骤 258,可通过平均化无限脉冲响应来对功率评估均值进行过滤。在一个实施例中,该平均可包括 50% 的老数据和 50% 的新数据。在步骤 260,经过滤的平均值与阈值进行比较。如果需要,可在阈值比较中采用滞后作用。根据比较结果,可在步骤 262 选择性地使信道静噪(即,抑制)。可向输出模块 124 输出已检测到伪像的指示。然后可将该指示例如通过监视器 32 中继给外科医生。因此可避免假阳性,且外科医生不会错误地得到 EMG 活动的警告。

[0031] 图 5 是用于从输入到信号处理模块 70 的数据滤除直流成分的方法 300 的流程图。在步骤 302,获取由方法 200(图 3)生成的信号的均值。然后在步骤 304 使用低通无限脉冲响应滤波器以便滤除信号均值并阻断信号中的直流。一个示例滤波器使用以下等式:

$$[0032] \quad y[n] = x[n] - x[n-1] + ay[n-1],$$

[0033] 其中  $x[n]$  是输入信号(从数据模块 122 接收),  $y[n]$  是输出信号,而  $a$  是常数。如果需要, $a$  的值可被调节成还阻断该信号的低频成分。在应用滤波器之后,阻断该信号的直流成分。然后,在步骤 306 输出阻断了直流的信号。

[0034] 图 6 是被 EMG 检测模块 130 所用的用于在噪声(例如由电外科手术引起的噪声)环境内检测 EMG 活动能级的方法的流程图。为了检测 EMG 活动能级,利用自协方差法来确定高能级 EMG 活动的存在性。如果在电外科手术期间检测到高能级 EMG 活动,可警告外科医生。在 352,开始方法 350 并从方法 300(图 5)获取信号样本。然后在步骤 354 估计样本能量。然后在步骤 356 比较该能级与阈值。基于该比较,在步骤 358 关于样本是否包含用来指示高能级 EMG 活动存在的足够能量作出判定。如果探针连接不良或者已从患者组织断开,所得的信号将具有受限能量,且因此将向输出模块 124 提供低能级 EMG 活动。

[0035] 在步骤 360 计算信号的自协方差。如已知的,自协方差是可基于根据观察值之间的延迟的、信号的随时间偏移的观察值确定的系数。通过 EMG 数据的分析,已确定了 EMG 数据是高度相关联的。因此,高度相关联数据可指示高能级 EMG 活动。在步骤 362,可对所有或选定数量的延迟计算自协方差信号的均值。然后在步骤 364 比较所计算出的均值与阈值。如果均值超过阈值,在步骤 366 中提供高能级 EMG 活动存在的指示。

[0036] 可对方法 350 进行若干调节以改善稳健性。例如,可向获取的样本施加窗口函数(例如 Bartlett 窗口),从而减小可能由计算有限数量样本的自协方差系数所引起的末端效应。此外,可利用电平检测器来确定该信号是否接近输入模块 122 的 ADC 的电轨(例如,上电压电平或下电压电平)。在该情况下,不会有 EMG 活动被报告。还可对直流阻断滤波器进行另一调节。例如,该滤波器可制成更积极以衰减低频数据。此外,多个数据缓冲器(例如 4 个)可用于改善自协方差结果。如果需要,自协方差计算可扩充计算性能。另外,在比较该数据和 EMG 阈值前,选定系数平方的均值可被用作滤波器输入以便减小噪声和平滑数据。值得注意的是,还可使用其它分类方法。例如,自相关性、小波、S 形函数等都可用于将噪声信号分类成包含 EMG 和 / 或检测信号中的 EMG 活动。

[0037] 图 7 是在 EMG 恢复技术中应用自适应滤波器的方法 400 的流程图。方法 400 开始于步骤 402,在步骤 402 从输入模块 122 获取输入信号。在步骤 404,向信号施加自适应滤波器以便阻断由 ESU 12 生成的噪声。滤波器可以是使用各种技术的基于基准的或者是不基于基准的滤波器。一旦滤除由 ESU 生成的噪声,即在步骤 406 输出指示 EMG 活动的信号。

[0038] 可在方法 400 中采用各种自适应滤波器和自适应滤波技术。当使用基于基准的滤



波器时,感测探针 52 中的一个可被用于估计输入信号中由电外科手术单元 12 生成的噪声。来自基准探针的数据被用作至自适应滤波器的噪声估计。例如,最小均方算法、归一化最小均方算法、或递归算法可被用作基于基准的自适应滤波器。这些算法可被调节成改变许多所使用的术语,以及改变如何处理滤波器中的数据以在由电外科手术单元 12 所生成的噪声信号中恢复 EMG 数据。

[0039] 另外,可在方法 400 中使用不基于基准的自适应算法来恢复 EMG 数据。示例滤波器包括卡尔曼 (Kalman) 滤波器和 H- 无限滤波器。还可按需对这些滤波器进行调节以生成经恢复的 EMG 信号。

[0040] 虽然已参考各优选实施例对本公开进行描述,但是本领域的技术人员将认识到可作形式或细节上的改变而不背离本公开的精神和范围。

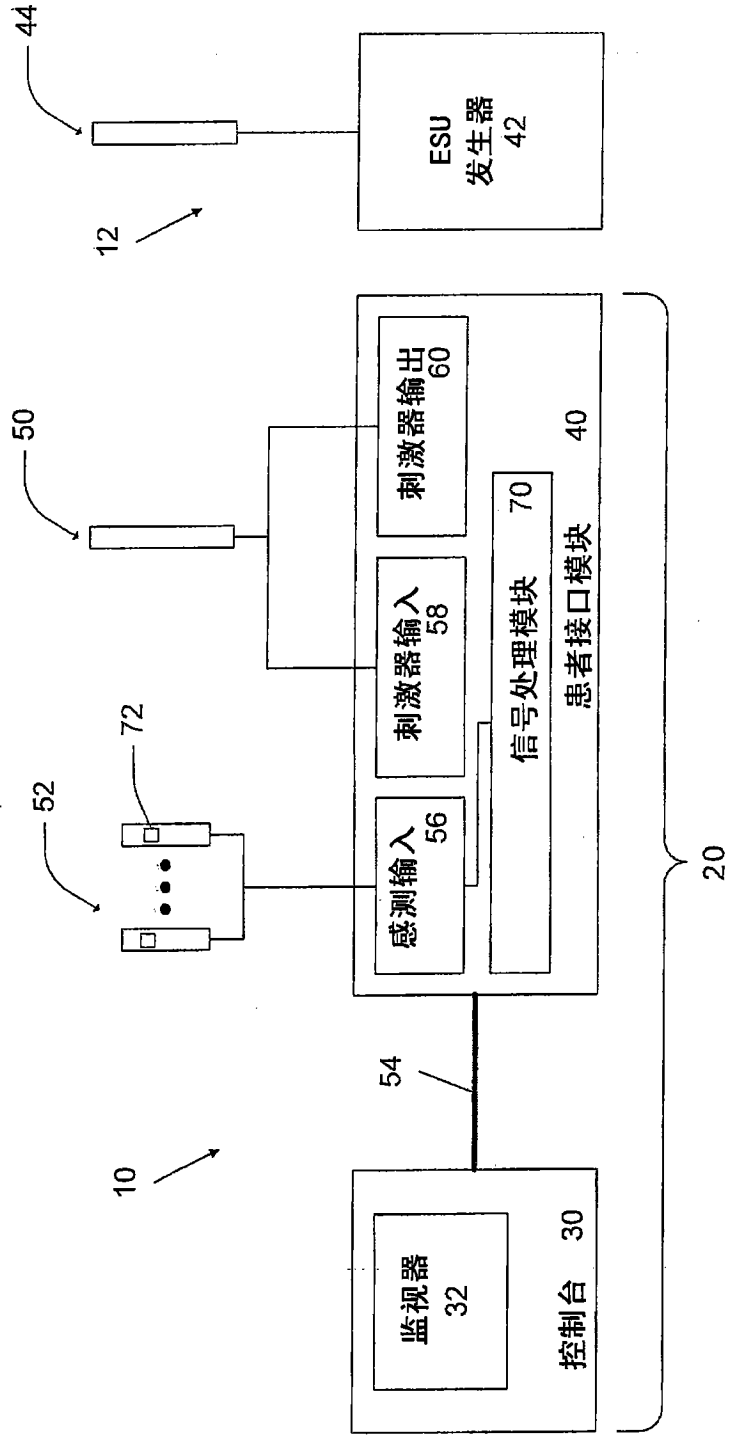


图 1

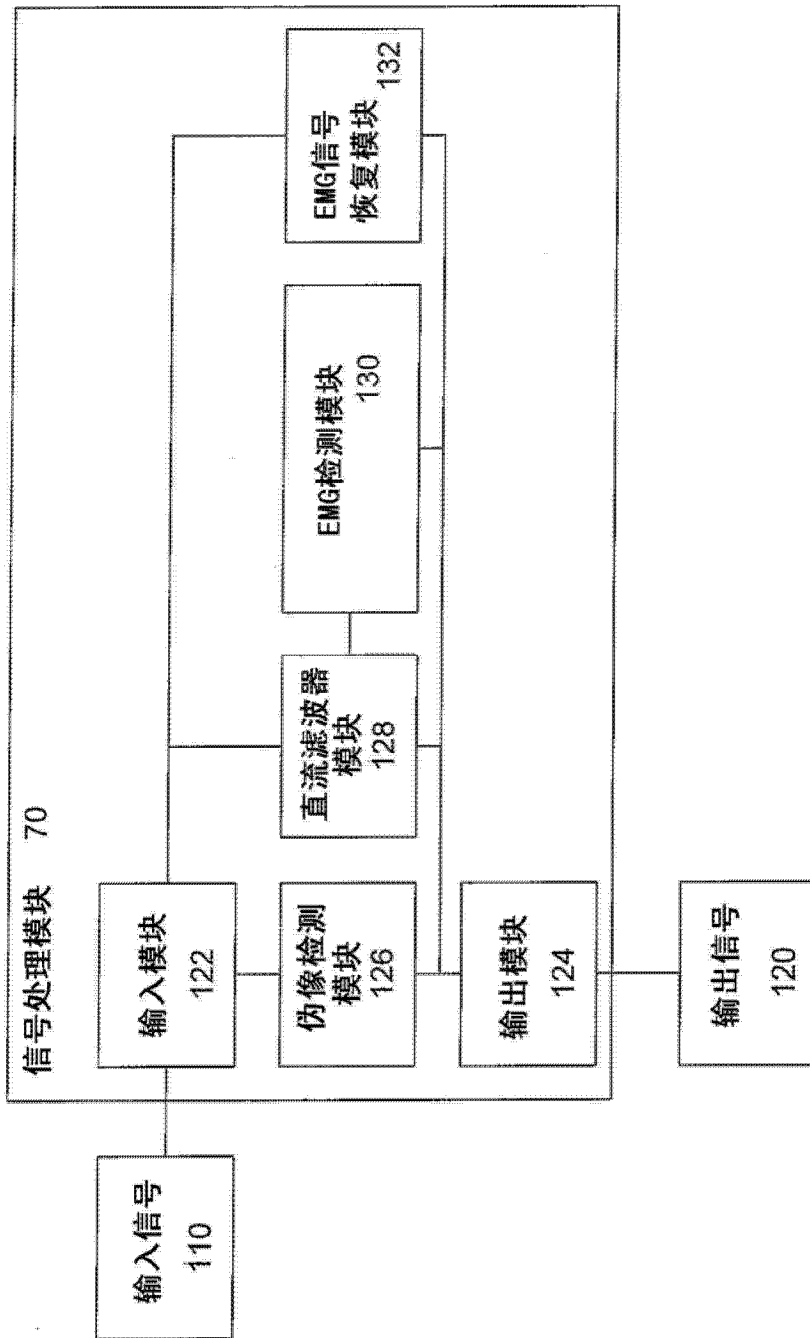


图 2

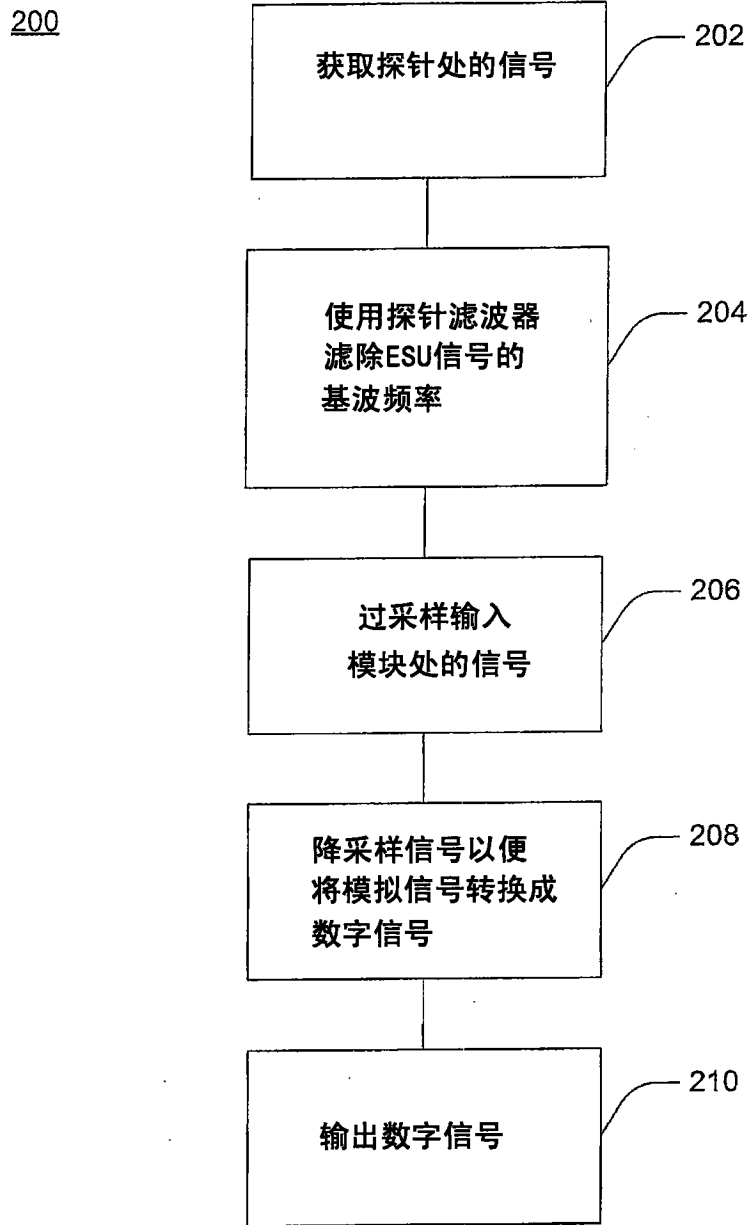


图 3

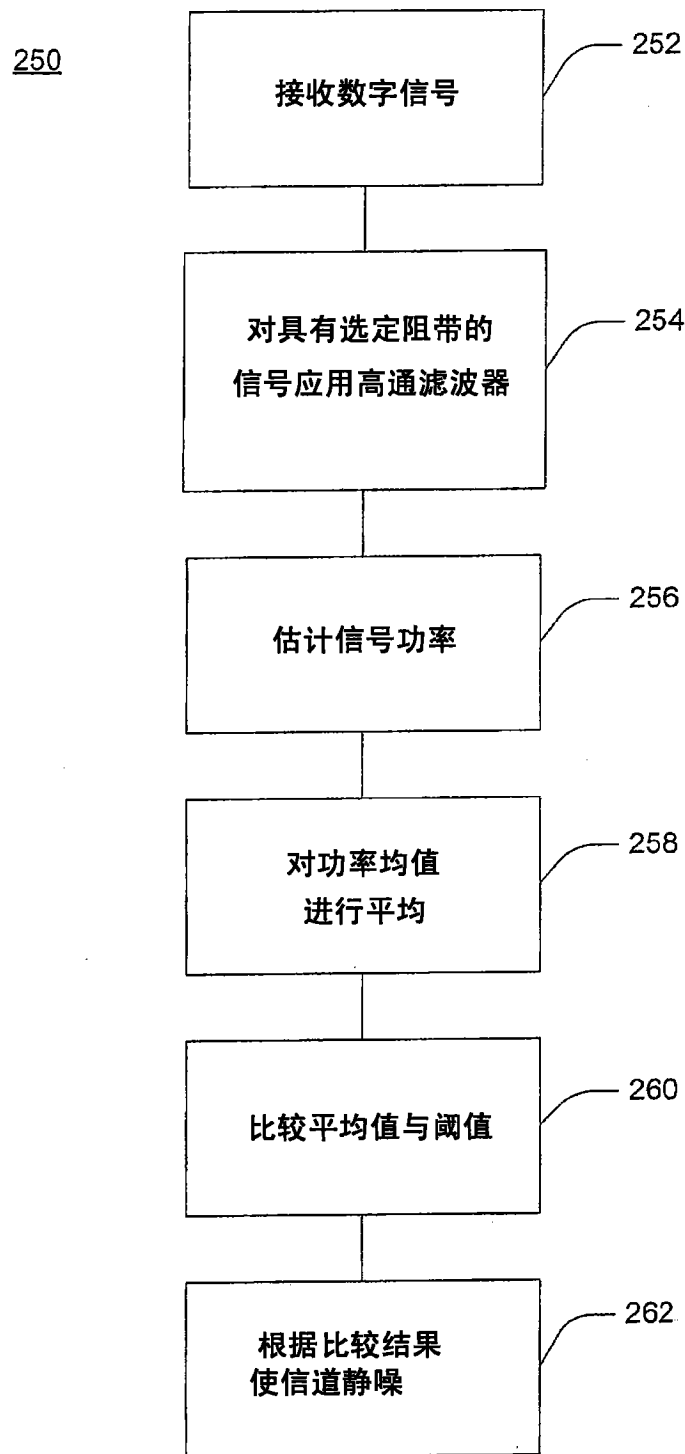


图 4

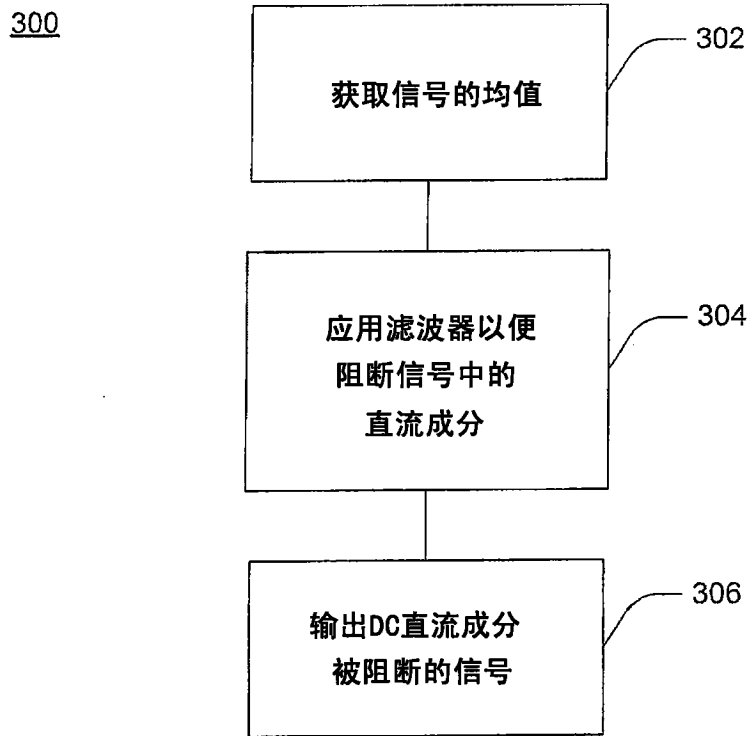


图 5

350

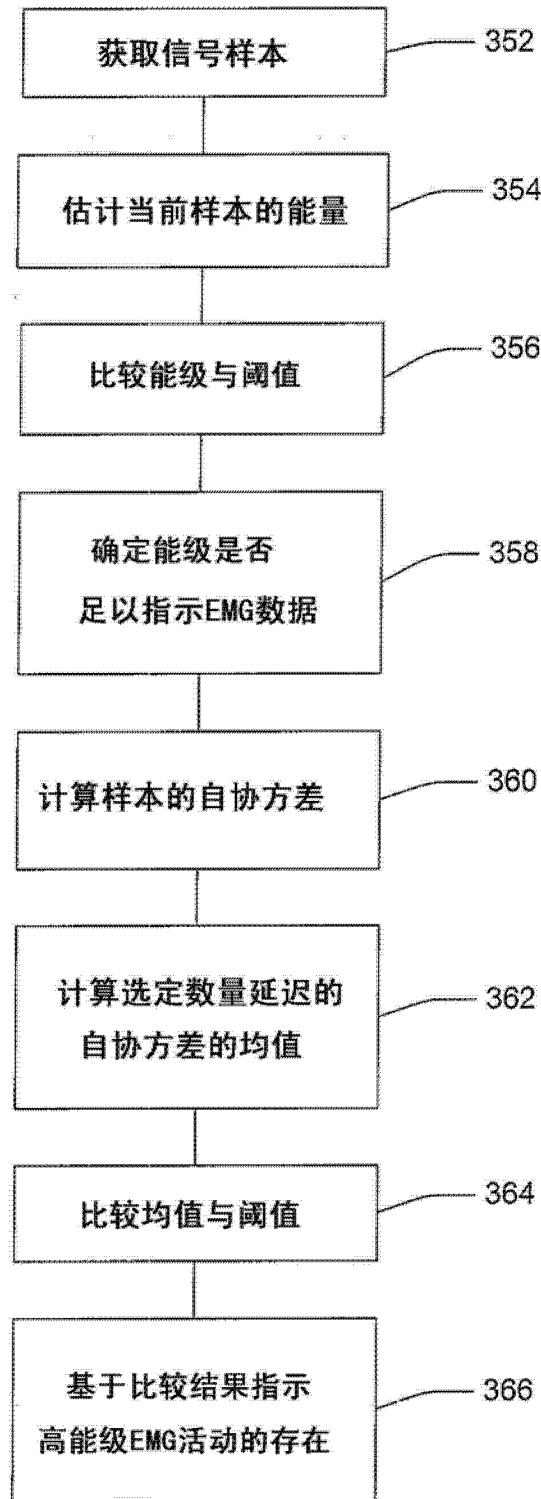


图 6

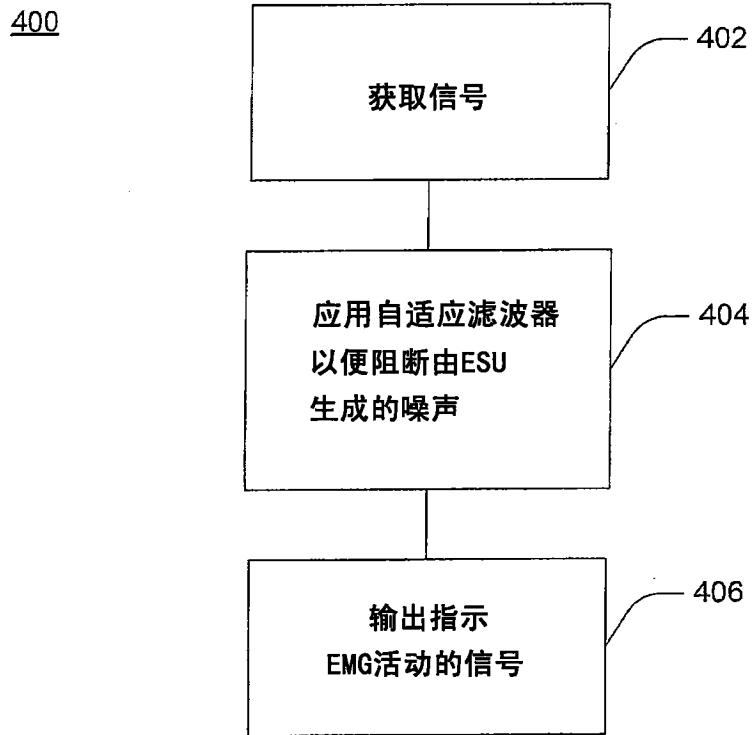


图 7