



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110418604 A

(43)申请公布日 2019.11.05

(21)申请号 201880018882.0

(22)申请日 2018.03.21

(30)优先权数据

62/475,097 2017.03.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/023643 2018.03.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/175646 EN 2018.09.27

(71)申请人 赛佛欧普手术有限公司

地址 美国马里兰州

(72)发明人 格雷格·约翰斯

里查德·奥布赖恩 罗伯特·斯诺

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 刘彬

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

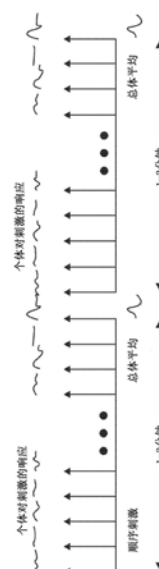
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

用于检测电生理诱发电位变化的医疗系统和方法

(57)摘要

一种自动地改进从患者的生理系统接收的信号的方法,可以包括经由放置在神经通路上的电极用电脉冲将刺激信号传送到患者的神经通路,以基于多个电生理响应(ER)生成多个合成电波形(EP);记录多个合成EP;生成总体平均波形(EA),该生成包括对多个ER的子集进行平均;以及对EA进行去噪,该去噪包括将小波变换应用于EA。



1. 一种自动地改进从患者的生理系统接收的信号的医疗方法,包括:
经由放置在患者的神经通路上的电极用电脉冲将刺激信号传送到所述神经通路,以基于多个电生理响应(ER)生成多个合成电波形(EP);
记录所述多个合成EP;
生成总体平均波形(EA),所述生成包括对所述多个ER的子集进行平均;以及
对所述EA进行去噪,所述去噪包括将小波变换应用于所述EA。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述去噪还包括:
通过分解变换后的EA来衰减所述变换后的EA中的噪声成分;以及
将逆变换应用于所述变换后的EA以生成去噪EA。
3. 根据权利要求1所述的方法,还包括将去噪EA与阈值EA进行比较。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述阈值EA能够包括先前去噪EA。
5. 根据权利要求3所述的方法,还包括确定所述去噪EA与所述阈值EA之间的变化。
6. 根据权利要求5所述的方法,还包括指示已经发生所述去噪EA与所述阈值EA之间的变化的警报。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
计算去噪EA相对于先前去噪EA的变化;以及
基于计算出的变化提供警报。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括将信息传输到手术环境中的其他装置,从而允许所述其他装置手动地或自动地识别去噪EA和先前去噪EA之间的变化。
9. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
从麻醉机或血压计获得信息;以及
确定EP的变化是何时由于麻醉或血压变化引起的。
10. 根据权利要求1所述的方法,还包括在监视器装置上显示去噪EA。
11. 一种自动诱发电位分析系统,用于改进地监视、检测和识别患者的生理系统变化,其中,所述自动诱发电位分析系统包括:
输入装置,用于在对患者的神经通路施加刺激之后从所述患者的生理系统获得电位数据;
至少一个处理器;以及
至少一个存储器,存储指令,当所述指令由至少一个数据处理器执行时进行的操作包括:
经由放置在所述神经通路上的电极用电脉冲刺激所述患者的所述神经通路,以基于多个电生理响应(ER)生成多个合成电波形(EP);
记录所述多个合成EP;
生成总体平均波形(EA),所述生成包括对所述多个ER的子集进行平均;以及
对所述EA进行去噪,所述去噪包括将小波变换应用于所述EA。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述去噪还包括:
通过分解变换后的EA来衰减所述变换后的EA中的噪声成分;以及
将逆变换应用于所述变换后的EA以生成去噪EA。
13. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述操作还包括将去噪EA与阈值EA进行比较。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述阈值EA包括先前去噪EA。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述操作还包括确定所述去噪EA与所述阈值EA之间的变化。

16. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述操作还包括指示所述去噪EA与所述阈值EA之间的变化已经发生的警报。

17. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述操作还包括:

计算去噪EA相对于先前去噪EA的变化;以及

基于计算出的变化提供警报。

18. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述操作还包括将信息传输到手术环境中的其他装置,从而允许所述其他装置手动地或自动地识别去噪EA和先前去噪EA之间的变化。

19. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述操作还包括:

从麻醉机或血压机获得信息;以及

确定EP的变化是何时由于麻醉或血压变化引起的。

用于检测电生理诱发电位变化的医疗系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2017年3月22日提交的美国临时申请第62/475,097号的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

[0003] 本申请涉及2016年5月3日提交的题目为“SYSTEM, METHOD, AND COMPUTER ALGORITHM FOR MEASURING, DISPLAYING, AND ACCURATELY DETECTING CHANGES IN ELECTROPHYSIOLOGICAL EVOKED POTENTIALS”的国际专利申请第PCT/US2016/0030605号(以国际公开W02016/179191公开),该申请要求2015年5月4日提交的美国临时申请第62/156,874号的权益和优先权,这两个申请的全部内容通过引用并入本文。

背景技术

[0004] 本发明总体上涉及用于改进和自动地检测诱发电位(EP)变化的医疗系统、仪器、设备和方法,并且更具体地,涉及通过从信号中消除混杂噪声来自动地检测诱发电位(EP)变化的医疗系统和医疗方法。

[0005] 生物电位(例如体感诱发电位(SSEP)、听觉诱发电位(AER)和/或视觉诱发电位(VER)等)是通常在重复刺激周围神经或神经系统的其他部分之后记录的累加电位。通过在手术期间记录诸如体感诱发电位的波形来监视患者已表明可以早期识别即将发生的损伤,例如神经损伤。

[0006] 这种监视通常需要训练有素的技术人员,在医生的监督下,用复杂的多通道放大器和显示装备。不幸地,这种可用的人员和装备有限,需要预先预订,并且费用昂贵。此外,由于电位(potential)小以及大量的持续噪声,使得这种监视充满了困难,其中,大量的持续噪声使得识别显著变化以及何时对这些变化发出警报变得困难。在用于自动生成警报的典型系统中,大量的噪声和变化性可能导致错误警报。在典型的系统中,所生成的信号可以被预处理和/或不准确测量和/或考虑了噪声。

[0007] 本文描述的实施方式涉及用于准确地检测电生理诱发电位变化的改进的医疗系统、仪器、方法和装置。对现有系统的改进包括减少由于信号噪声导致的对波形变化的错误评估和错误警报。因此,改进的系统、方法和装置生成更准确的警报。与已知系统相比,减少错误警报的数量还可以创建更有效的系统、方法和装置。

发明内容

[0008] 当试图准确地监视或检测EP时,波形可能需要在特定频率处采集并且一起进行平均,以有助于衰减随机的和周期性的噪声。即使是少数受噪声严重影响的异常波形,当一起进行平均时,也可能显著地改变感兴趣(interest)的波形的外视幅度(高度)或潜伏期(开始时间)。虽然通过仔细选择刺激频率和波形的滤波可以部分地避免这一点,但是当感兴趣的波形落在背景噪声的频率范围内并且周期性的背景噪声在频率上稍有变化时,这种方法无法完成。分析和检测波形的变化的困难在于波形的幅度、频率和形状的宽泛变化。这些变化是由包括麻醉和任何先前存在的神经异常的许多因素导致的,然而主要原因是来自周围

的电噪声或来自其他装置的电干扰。例如,最初在患者身上放置电极会产生大量的噪声。在这种情况下,在大约初始放置时由电极测量的阻抗可能更高,这会产生大量的噪声。

[0009] 通常,波形的平均以及电子和数字滤波器两者以及波形分类器已经被采用以尝试衰减来自信号的噪声,并且允许更好的查看和评估或解释波形。这些方法通常以三种方式工作:通过限制记录的波形频率范围;通过将存在包含清晰伪影的高幅度信号的记录时段拒绝,或者通过扩大包括在平均信号中的平均的次数。限制记录的频率范围(频率滤波器)的标准滤波器或拒绝超过某一幅度阈值的原始记录(拒绝阈值滤波器)的波形分类器可能难以从诱发电位记录中消除足够的噪声或伪影,导致不能记录准确的信号,并且因此导致波形变化的不准确计算。此外,这些方法仅提供噪声的部分消除,并且可以进一步改变感兴趣的潜在电位的形态、幅度或甚至有无,使得评估/解释变得困难并且高度依赖于经验。这进而可能导致波形变化的错误评估和错误警报。

[0010] 寻找波形显著变化的自动警报系统受到电噪声的瞬态特性和用于消除它的典型方法的局限性的约束。落在感兴趣的平均波形的中间的伪影可以通过引入附加相位来改变用于分析的平均波形的整体形态并使得对感兴趣成分的潜伏期的分析变得困难。这可能导致被分析的波形的成分的选择的变化并产生错误警报,波形的成分触发警报。否则,这种系统可能需要训练有素的专业人员来连续监视波形并进行评估。这种评估可能不准确和/或费用高昂。由于人为错误和/或由于所显示的波形没有充分消除(account for)噪声,所以这种评估可能不准确。

[0011] 类似地,引入到信号中的噪声可以改变平均信号的幅度,并且触发错误警报或者甚至掩盖幅度的真实变化。

[0012] 用于从脑电图信号中检测和消除伪影的某些典型方法主要应用于连续的EEG或ECG记录。这些方法可能不应用于刺激诱发监视、与周期性定时的伪影相关、和/或不改进对信号变化的警报。这些方法通常不应用于诱发电位和/或耦接以对波形变化的自动警报进行改进,以及其他改进。

[0013] 鉴于上述,需要一种方法、装置、系统、设备和/或手段来实时地自动地和更充分地衰减持续的一系列记录的诱发电位信号中的不期望的伪影,而不会显著地改变感兴趣信号的特征,使得关于波形变化的警报是一致和准确的。这种配置可以允许警报的自动计算,和/或警报的更准确的自动计算和指示。结果是产生不受可变噪声和偏置影响的警报,同时最小化或消除假阴性和假阳性误差。本文描述的实施方式总体上涉及用于完成该任务的计算机信号处理。本文描述的实施方式可以用于代替和/或改进通常由技术人员和医生提供的专家分析。例如,在没有更准确的滤波和/或去噪信号的情况下,技术人员和/或医生可能无法准确评估波形。此外,各种实施方式可以与其他装备结合使用。例如,在检测到EP的变化时,可以移动手术台。这种移动允许自动地移动患者以减轻或避免患者受伤。因此,各种实施方式通过基于EP自动地控制设备来扩展这种设备的益处。

[0014] 在当前主题的一些实施方式中,系统和/或方法可以识别和衰减电生理EP中的不期望的噪声或伪影,产生波形变化的改进的自动警报。EP可以定义为通过对使用合适电极检测到的电生理响应(ER)进行总体平均(EA)获得的电压对时间信号,电生理响应(ER)是针对特定感觉神经系统的重复刺激的。EP的示例是体感EP、听觉EP和/或视觉EP,以及其他EP。该系统和方法可以应用于在每次刺激之后记录的每个ER信号和/或在将那些定时信号累加

到EA中之后记录的每个ER信号,每个ER信号是经过任何初始频率和幅度拒绝滤波或分类后留下来的。然后,该系统和/或方法可以确定感兴趣的基线波形的有无,并且在后续的EA中从基线计算任何后续变化。

[0015] 系统可以与辅助硬件和/或为获取EP序列并提供合适的反馈而开发的其他系统通信,以确保有效的临床工作流程。该系统和/或方法可以为临床有效的应用提供基础,使得假阳性和假阴性最小化。

[0016] 根据一些实施例,本文示出并描述了用于改进的监视、检测和识别患者的生理系统变化的自动诱发电位分析设备。

[0017] 在一些方面,本文描述了一种用于自动地改进从患者的生理系统接收的信号并且提供关于患者的生理系统的变化的更准确的警报的方法。

[0018] 在一些方面,用于改进的监视、检测和识别患者的生理系统变化的自动诱发电位分析设备可以包括输入装置和计算系统。输入装置可以在对患者的神经施加刺激之后从患者的生理系统获得电位数据。计算系统可以接收和分析电位数据。计算系统可以包括处理电路,该处理电路可以基于电位数据生成多个诱发电位波形(EP);计算多个EP的子集的总体平均波形(EA);将数学小波变换应用于合成EA;衰减变换后的EA中的噪声成分;和/或将逆变换应用于变换后的EA以生成去噪EA等。

[0019] 在一些方面,计算系统可以计算去噪EA相对于先前去噪EA的变化;以及基于计算出的变化提供警报。

[0020] 在一些方面,该设备可以集成到手术环境中的其他装置中。

[0021] 在一些方面,计算系统可以将信息馈送到手术环境中的其他装置,该信息允许这些装置手动地或自动地识别去噪EA和先前去噪EA之间的变化。

[0022] 在一些方面,计算系统可以将信息馈送到手术环境中的其他装置,该信息允许这些装置手动地或自动地改善或减轻生理变化并且改进后续获取的EP波形。

[0023] 在一些方面,计算系统可以从麻醉机或血压机获得信息;以及确定EP波形的变化是何时由于麻醉或血压变化引起的。

[0024] 在一些方面,计算系统可以顺序地处理EA以查找一个或多个特征。

[0025] 在一些方面,计算系统可以顺序地处理EA以查找一个或多个特征的变化。

[0026] 在一些方面,特征包括幅度、上升时间、下降时间、峰值持续时间以及峰值前和峰值后斜率中的至少一个。

[0027] 在一些方面,计算系统可以改变一个或多个特征。

[0028] 在一些方面,设备可以包括图形警报系统,该图形警报系统将EA的变化传送给用户。

[0029] 在一些方面,自动地改进从患者的生理系统接收的信号的方法可以包括:用电脉冲刺激周围神经;通过放置在神经通路上的电极记录由神经系统产生的合成电波形(EP);计算多个EP的子集的总体平均波形(EA);将数学小波变换应用于合成EA;衰减变换后的EA中的噪声成分;以及将逆变换应用于变换后的EA以生成去噪EA等。

[0030] 在一些方面,该方法可以包括计算去噪EA相对于先前去噪EA的变化;以及基于计算出的变化提供警报。

[0031] 在一些方面,该方法可以包括将信息馈送到手术环境中其他装置,从而允许这些

装置手动地或自动地识别去噪EA和先前去噪EA之间的变化。

[0032] 在一些方面,该方法可以包括将信息馈送到手术环境中其他装置,从而允许这些装置手动地或自动地改善或减轻生理变化并且改进后续获取的EP波形。

[0033] 在一些方面,该方法可以包括从麻醉机或血压机获得信息;以及确定EP波形的变化是何时由于麻醉或血压变化引起的。

[0034] 在一些方面,该方法可以包括顺序地处理EA以查找一个或多个特征。

[0035] 在一些方面,该方法可以包括顺序地处理EA以查找一个或多个特征的变化。

[0036] 在一些方面,特征包括幅度、上升时间、下降时间、峰值持续时间以及峰值前和峰值后斜率中的至少一个。

[0037] 在一些方面,该方法可以包括改变一个或多个特征。

[0038] 在一些方面,该方法可以包括将EA的变化传送给用户。

[0039] 在一些方面,电极放置在颈部或头部。

[0040] 在一些方面,自动地改进从患者的生理系统接收的信号的方法可以包括经由放置在神经通路上的电极用电脉冲将刺激信号传送到患者的神经通路,以基于多个电生理响应(ER)生成多个合成电波形(EP);记录多个合成EP;生成总体平均波形(EA),该生成包括对多个ER的子集进行平均;以及对EA进行去噪,该去噪包括将小波变换应用于EA。

[0041] 在一些方面,用于改进的监视、检测和识别患者的生理系统变化的自动诱发电位分析系统可以包括输入装置、至少一个处理器和至少一个存储器。输入装置可以在对患者的神经通路施加刺激之后从患者的生理系统获得电位数据。至少一个存储器可以存储指令,当指令由至少一个数据处理器执行时,进行以下操作,其包括:经由放置在神经通路上的电极用电脉冲刺激患者的神经通路,以基于多个电生理响应(ER)生成多个合成电波形(EP);记录多个合成EP;生成总体平均波形(EA),该生成包括对多个ER的子集进行平均;以及对EA进行去噪,该去噪包括将小波变换应用于EA。

[0042] 下面参考附图详细描述当前主题的另外的特征和益处以及本发明的各种实施方式的结构和操作。

附图说明

[0043] 从以下对本发明的优选实施方式的更具体描述,本发明的前述和其他特征和益处将是显而易见的,优选实施方式在附图中示出。

[0044] 图1示出了诱发电位波形(EP)采集和显示的典型方法。

[0045] 图2A示出了根据当前主题的实施例的有无应用滤波技术的总体平均的比较。

[0046] 图2B示出了根据当前主题的实施例的改进信号的示例方法。

[0047] 图3示出了根据当前主题的实施例的EP采集、显示和警报的滑动窗口方法。

[0048] 图4是根据当前主题的实施例的模型EP分析设备的框图。

具体实施方式

[0049] 下面详细讨论包括优选实施方式的本发明的各种示例性实施方式。虽然讨论了特定的示例性实施方式,但是应理解,这仅是出于说明的目的。相关领域的技术人员将认识到,在不脱离本发明的精神和范围的情况下可以使用其他组件和配置。

[0050] 图1示出了采集和显示EP的典型方法。使用这种方法,施加一系列刺激,并且合成的单独波形依照每个波形被采集时而显示或者依照持续平均的不断平均直至最终的总体平均被采集并显示时显示,最终的整体平均作为临床解释的基础。如果用户对平均满意,则他们可以将该平均设置为所有其他平均将与其进行比较的“基线”,或者重复该平均以确认感兴趣的波形的存在和形态。然后,可以在接下来的一系列的刺激中重复整个过程。然后将该系列与选择作为基线的前一个系列进行比较。

[0051] 由于只有5个或6个避免滤波的有噪声的单独波形就可能导致波形形态、幅度和潜伏期发生很大变化,因此如果使用自动警报系统,则在电噪声环境中应用该方法可能导致对潜在的、即将发生的伤害的错误警报。这一般需要专家对单独波形的解释,该解释考虑了临床情况、预期波形和波形模式随时间的一般趋势。在某些情况下,将电极放置在患者身上可以产生大量噪声。这可能导致记录的幅度更大或更小。这种情况可以显著改变平均波形。在诸如本文描述和/或如图1所示的一些典型的方法中,如果例如在高噪声环境中测量信号,则信号可能显著失真。在这种典型情况下,很难区分假阳性和/或假阴性。噪声可以在测量的幅度和/或潜伏期中增加显著的变化量。在没有本文描述的后处理技术的示例的情况下,身体的某些部位可能使得更加难以确定变化是由于噪声还是其他原因引起。当确定变化是由于噪声或其他原因引起时,典型的系统可能难以自动警报和/或区分假阳性和/或假阴性。如本文所描述的,根据当前主题的实施例可以有助于降低噪声,例如通过使用后处理技术来最小化和/或消除平均信号中的噪声。这种噪声可以被最小化和/或消除,减少和/或消除由系统确定的假阳性和/或假阴性。

[0052] 本发明的一个实施方式涉及用于衰减或消除混杂伪影或类似噪声的计算机信号处理和算法,并且将合成(resultant)信号馈送到自动警报算法,以改进基础(underlying)信号的变化识别。该系统可以代替通常由技术人员和医生提供的专家分析。在安装在EP机上的软件中运行的计算机算法可以用于患者处于危险中的任何手术或情况,以便检测、警报和改善定位效果、或任何神经损伤或异常。

[0053] 图2A示出了用典型滤波技术获得的体感诱发响应总体平均信号与用如本文所描述的去噪滤波器获得的体感诱发响应总体平均信号之间的比较。至少如图2A所示,去噪信号更平滑并且具有降低的外来峰值,同时仍然保持信号的整体形态。去噪信号提供了更好的信号的可靠性和由此生成的警报。

[0054] 图2B示出了根据当前主题的实施例的用于自动改进从患者的生理系统接收的信号的方法100。

[0055] 在步骤102,系统可以(例如,自动地)经由放置在神经通路上的电极用电脉冲刺激患者的神经通路。该刺激可以从多个电生理响应(ER)生成多个合成EP。在步骤104,可以由系统记录(例如自动地记录)多个合成EP。

[0056] 在步骤106,系统可以(例如,自动地)生成总体平均波形(EA)。可以使用多个ER中的至少一个子集来生成EA。可以使用本文所描述的方法来确定和/或以其他方式计算EA波形。例如,在一些实施例中,可以使用一个或多个平均技术和拒绝分类器从ER自动地计算EA。

[0057] 在步骤108,可以自动地对EA进行去噪。在一些实施例中,去噪方法可以包括将至少一个小波变换(例如数学小波变换)应用(例如,自动地应用)于EA。如下面所解释的,在一

些实施例中,可以衰减变换后的EA中的噪声成分和/或可以将逆变换应用于变换后的EA以生成去噪EA。

[0058] 在一些实施例中,小波变换可以包括离散小波变换(DWT)和/或逆离散小波变换(IDWT)等。假设有限长度信号的长度等于2的某次幂,则可以使用Mallat算法来计算该变换。

[0059] 在将小波变换应用于EA之前和/或之后,可以对EA进行分解,例如通过自动分解。例如,系统可以以分层方式分解信号,例如通过使用一系列滤波器组,该滤波器组被选择以使用多级低通(LP)和/或高通(HP)滤波器对连续地划分信号功率谱。在一些示例中,每个LP和HP滤波器对将功率谱划分为两半。根据奈奎斯特准则,在每个滤波器的输出端,可以以2倍的方式抽取信号。在一些实施例中,LP和HP滤波器可以在至少一次迭代中应用于信号。例如,初始EA可以由一对LP和HP滤波器分解以生成两个信号带。然后,每个合成信号带可以通过第二对LP和HP滤波器进一步分解,以为每个信号带生成两个信号带。这种分解可能导致四个信号带等。分层分解可以被迭代至少五次或六次。在一些实施例中,分层分解可以被迭代少于10次。例如,分层分解可以允许高频噪声的滤波。这种配置可以有助于期望地聚焦于低频信号。这有助于产生更准确的波形和/或测量。

[0060] 在一些实施例中,LP和HP滤波器的滤波器系数可以得自于母小波。LP系数表示为近似系数,并且HP系数称为细节系数。通过假设记录的和/或EA可以表示为一系列无噪声样本,被噪声污染为: $y_i = f(t_i) + n_i$,其中, n_i 是 $N(0, \sigma)$,并且 $f(t_i)$ 是无噪声样本。

[0061] 通过母小波的正交性,小波系数可以转化为也被白噪声污染的小波系数。DWT的系数可以是稀疏的,使得可以将阈值应用于系数以对信号进行去噪。将阈值应用于系数执行去噪;如果不满足阈值,则将该系数设置为零。然后,可以通过应用IDWT来恢复时域信号。

[0062] 在一些实施例中,例如在步骤110,可以将去噪EA与阈值EA进行比较,例如自动地进行比较。阈值EA可以是先前去噪EA和/或任何选择的先前去噪EA和/或其他EA。通过将去噪EA与阈值EA进行比较,系统可以确定去噪EA相对于阈值EA是否已经发生了任何变化。

[0063] 在步骤112,当确定去噪EA与阈值EA之间的变化时,系统可以(例如,自动地)指示警报。在一些实施例中,一个或多个去噪EA被馈送到警报过程。警报过程可以计算波形的幅度、潜伏期或形态以及其他特征中的一个或多个的变化。在一些实施例中,该方法可以显示去噪EA、EP和/或ER,和/或使用去噪EA、EP和/或ER以用于警报过程中的计算。

[0064] 根据当前主题的实施例,可以使用各种阈值来优化去噪计算。在一些实施例中,可以在去噪计算中使用各种已知或构造的母小波,并且可以对1级或多级分解进行计算。在本发明的示例性实施方式中,可以对源EA进行缩放,以优化去噪计算的结果。

[0065] 图3示出了根据本发明的使用来自自动计算的警报的元数据进行分析 and 警报的滑动窗口的示例性描述,该元数据考虑了噪声的变化并且自动地回顾波形随时间的趋势。除了应用上述改进信号和/或滤波的方法之外,还可以在应用之前或之后,结合使用该滑动窗口分析和警报过程。在2016年5月3日提交的题目为“SYSTEM, METHOD, AND COMPUTER ALGORITHM FOR MEASURING, DISPLAYING, AND ACCURATELY DETECTING CHANGES IN ELECTROPHYSIOLOGICAL EVOKED POTENTIALS”的国际专利申请第PCT/US2016/0030605号(作为国际公开W02016/179191公开)中描述了滑动窗口分析和警报过程的示例,该申请的全部内容通过引用并入本文。

[0066] 参见图4,根据当前主题的一些实施例,用EP分析设备30来实施上述EP分析。EP分析设备30包括用于系统的操作和控制的硬件和软件。根据一些实施例,EP分析设备30包括计算系统31、输入装置36和图形警报系统(例如显示装置37)以及其他组件。计算系统包括具有处理器33和存储器34的处理电路32。处理器33可以实现为通用处理器、专用集成电路(ASIC)、一个或多个现场可编程门阵列(FPGA)、一组处理组件或其他合适的电子处理组件。存储器34(例如,存储器、存储器单元、存储装置等)是用于存储用于完成或促进本申请中描述的各种过程的数据和/或计算机代码的一个或多个装置(例如,RAM、ROM、闪存、硬盘存储装置等)。存储器34可以是或包括易失性存储器或非易失性存储器。存储器34可以包括用于支持本申请中描述的各种活动的数据库组件、目标代码组件、脚本组件或任何其他类型的信息结构。根据一些实施例,存储器34可通信地连接到处理器33,并且包括用于执行本文描述的一个或多个过程的计算机代码。存储器34可以包含各种模块,每个模块能够存储与特定类型的功能相关的数据和/或计算机代码。

[0067] 仍参见图4,计算系统31还包括通信接口35。通信接口35可以是或包括有线或无线接口(例如,插座、天线、发送器、接收器、收发器、有线终端等),用于经由直接连接或网络连接(例如,互联网连接、LAN、WAN或WLAN连接等)与外部源进行数据通信。

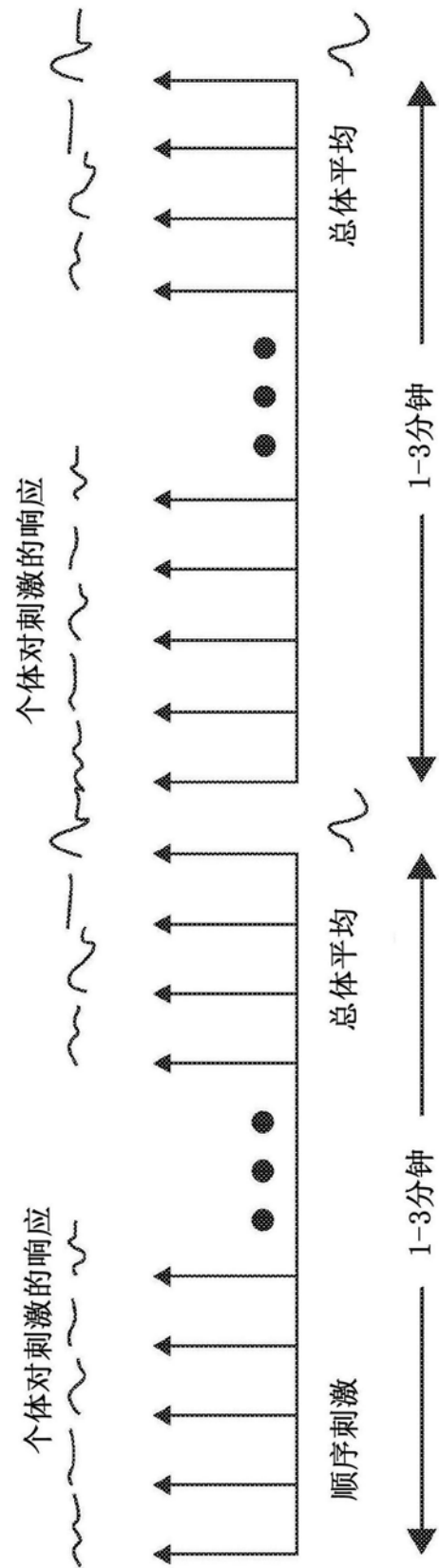


图1

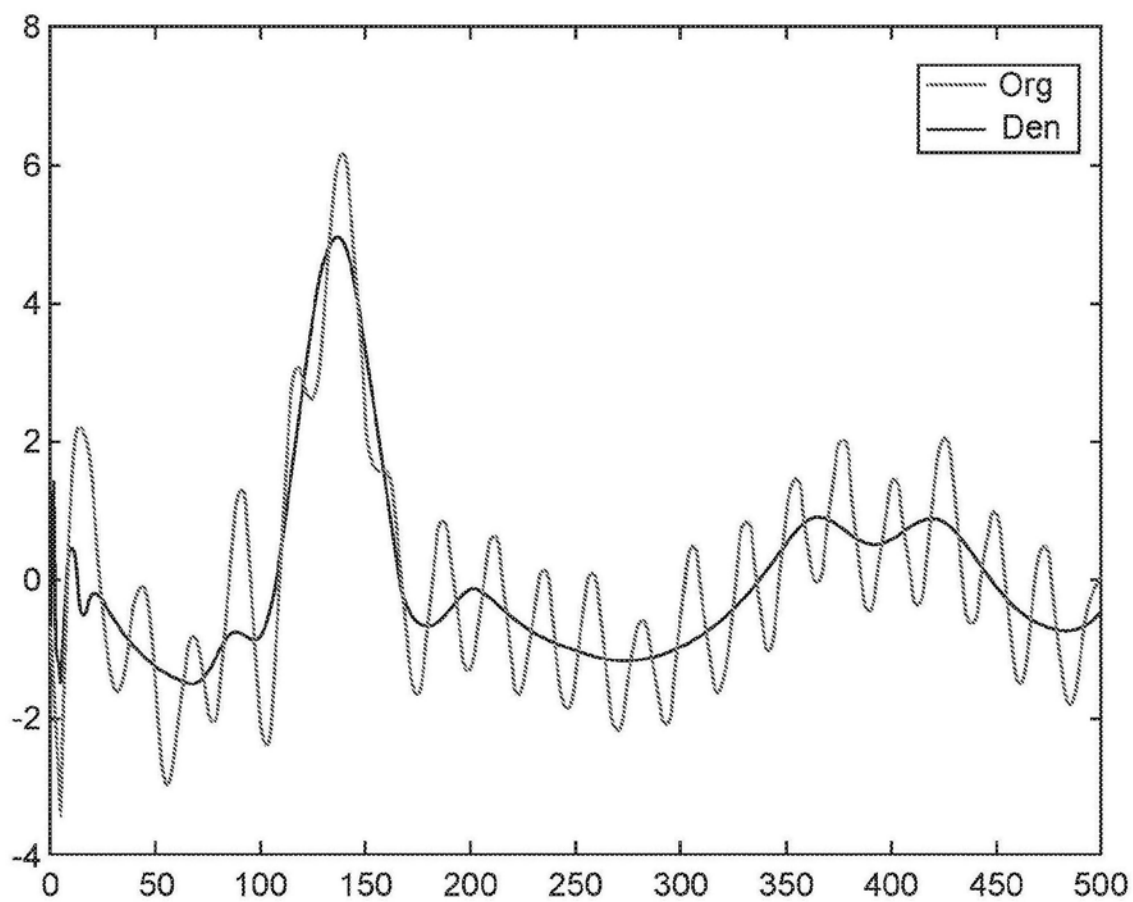


图2A

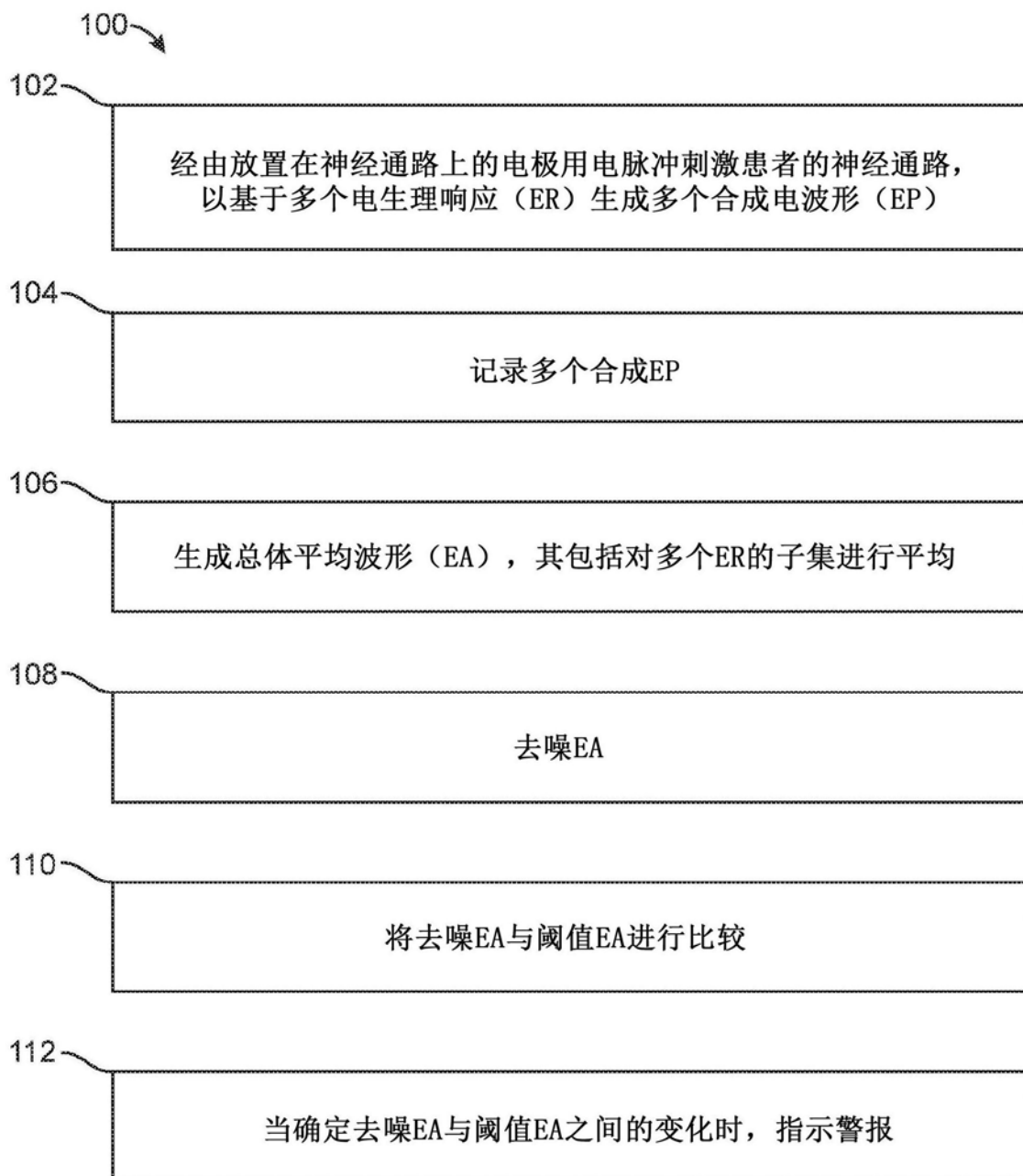


图2B

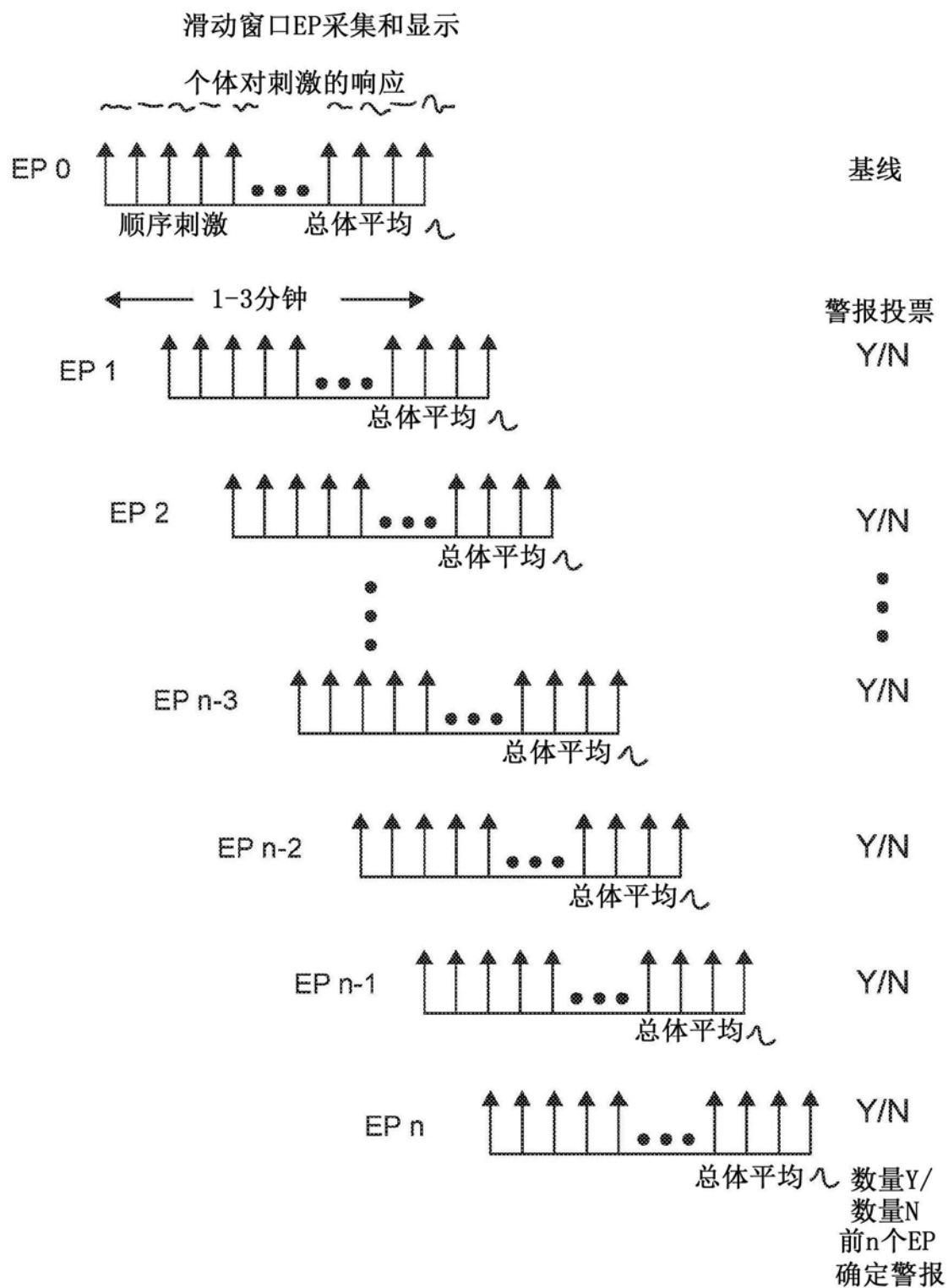


图3

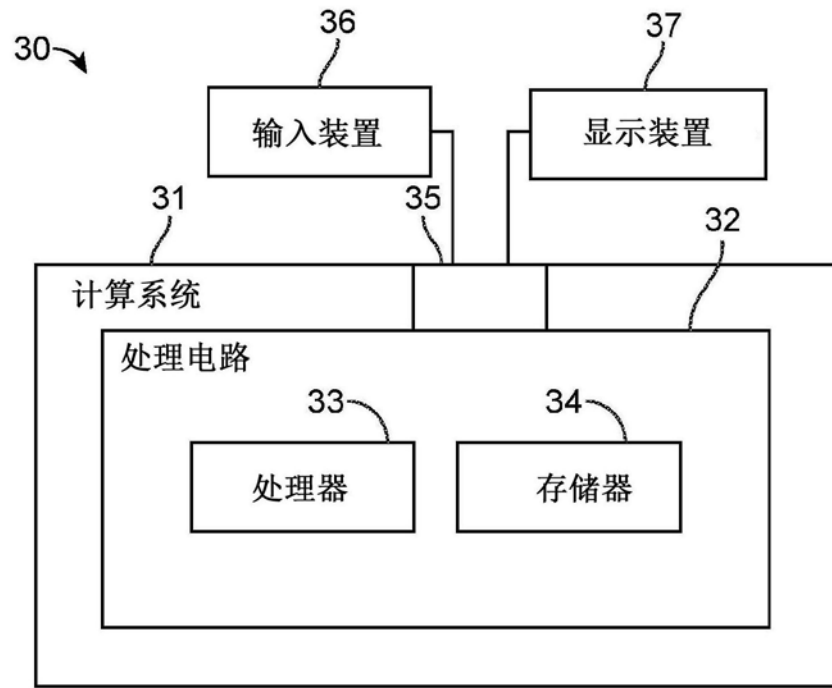


图4

专利名称(译)	用于检测电生理诱发电位变化的医疗系统和方法		
公开(公告)号	CN110418604A	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201880018882.0	申请日	2018-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	赛佛欧普手术有限公司		
申请(专利权)人(译)	赛佛欧普手术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	赛佛欧普手术有限公司		
[标]发明人	格雷格约翰斯 罗伯特斯诺		
发明人	格雷格·约翰斯 里查德·奥布赖恩 罗伯特·斯诺		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/04001 A61B5/04018 A61B5/4821 A61B5/7217 A61B5/746 A61B2505/05 A61N1/0456 A61N1/36014		
代理人(译)	刘彬		
优先权	62/475097 2017-03-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种自动地改进从患者的生理系统接收的信号的方法，可以包括经由放置在神经通路上的电极用电脉冲将刺激信号传送到患者的神经通路，以基于多个电生理响应(ER)生成多个合成电波形(EP)；记录多个合成EP；生成总体平均波形(EA)，该生成包括对多个ER的子集进行平均；以及对EA进行去噪，该去噪包括将小波变换应用于EA。

