



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109068982 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780008602.3

(22)申请日 2017.02.13

(30)优先权数据

16/70039 2016.02.12 FR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/053156 2017.02.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/137627 FR 2017.08.17

(71)申请人 雷恩第一大学

地址 法国雷恩

申请人 国家健康和医疗研究所

国家科学研究中心

雷恩大学医疗中心

(72)发明人 A·埃尔南德斯 B·马丁

A·比拉本

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 赵志刚 赵蓉民

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

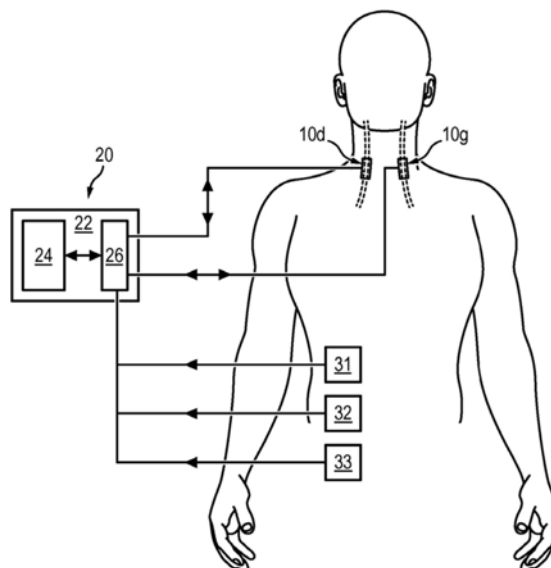
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

包括检测动作电位集群放电的探针和刺激癫痫患者迷走神经的探针的系统

(57)摘要

描述了一种用于刺激迷走神经的治疗系统，包括以下元件：-检测和控制单元(20)；-至少一个检测探针(10d,10g)连接到检测和控制单元并且旨在应用于患者的两个迷走神经中的至少一个迷走神经，-设置在检测和控制单元中使用所述检测探针或多个检测探针检测至少一个迷走神经中的动作电位集群放电现象的装置(24)，-用于刺激迷走神经的刺激探针(10d,10g)，-以及设置在检测和控制单元中能够响应集群放电的检测将预定的不对称刺激信号施加到所述刺激探针的装置(24)，所述刺激探针能够引起迷走神经的去极化和/或超极化并且至少在传出方向上阻滞动作电位的传导。该系统旨在预防癫痫患者癫痫发作时猝死的风险。



1. 旨在限制癫痫发作时猝死风险的系统,其特征在於,它包括:
  - 检测和控制单元(20);
  - 至少一个检测探针(10g,10d),连接到检测和控制单元并旨在应用于患者的两个迷走神经中的至少一个,
    - 设置在检测和控制单元中,使用所述检测探针或多个检测探针检测至少一个迷走神经中的动作电位的集群放电现象的装置(24),
    - 至少一个刺激探针,用于刺激迷走神经,以及
    - 设置在检测和控制单元中的装置(24),能够响应于集群放电的检测,将预定的不对称刺激信号施加到一个或多个刺激探针(10g,10d),该刺激探针能够引起一个或多个迷走神经的去极化和/或超极化,并且至少在传出方向上阻滞动作电位的传导。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中一个或多个所述检测探针和一个或多个所述刺激探针构成相同的探针(10g,10d)。
3. 根据权利要求1和2中的一个所述的系统,其中集群放电检测装置被配置成确定至少一个迷走神经中的总电能密度。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中集群放电检测装置(24)包括将设定频带中的电功率与阈值进行比较的装置。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中通过对所述频带内已经历低通滤波的信号进行平方和低通滤波,来确定电功率。
7. 根据权利要求1至6中的一个所述的系统,其包括用于刺激左迷走神经和右迷走神经的两个探针。
8. 根据权利要求1至7中的一个所述的系统,其中刺激信号是周期性的和确定性的。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中选择刺激信号的不对称性,以实现一个或多个迷走神经的神经纤维的去极化。
10. 根据权利要求8所述的系统,其中选择刺激信号的不对称性,以实现一个或多个迷走神经的神经纤维的超极化。
11. 根据权利要求8至10中的一个所述的系统,其中非对称周期信号具有在大约15和300kHz之间的频率。
12. 根据权利要求9至11中的一个所述的系统,其中刺激信号包括一连串通常的正方形正电流脉冲和负电流脉冲,正脉冲和负脉冲的幅度不同。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中较大幅度的电流脉冲比较小幅度的电流脉冲的持续时间更短。
14. 根据权利要求13所述的系统,其中选择幅度和持续时间,使得施加到电极以及取自电极的电荷的平衡基本上是中性的。
15. 根据权利要求12至14中的一个所述的系统,其中刺激脉冲的持续时间(TS)被预设并且持续在大约0.5和大约2秒之间。
16. 根据权利要求12至14中的一个所述的系统,其包括用于确定心率的装置,并在其中施加脉冲直到恢复高于阈值的心率。
17. 根据权利要求1至16中的一个所述的系统,其中检测和控制单元还包括用于从心脏信号、呼吸信号、血氧信号和肌电图信号中选择的至少一个信号的输入端。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中检测和控制单元包括用于肌电图信号的输入端,该信号来源于一个或多个检测探针提供的信号。

19. 根据权利要求1至18中的一个所述的系统,包括被配置成定位在两个迷走神经上的检测探针,并且其中集群放电检测装置被配置成对来自两个检测探针的信号进行操作。

20. 在根据权利要求1所述的系统中实现的方法,用于选择性地生成患者迷走神经的至少一个探针的电控制信号,为了在癫痫发作时遏制猝死的风险,其特征在于,它包括以下步骤:

-检测由至少一个检测探针(10g,10d)提供的并代表迷走神经中动作电位的集群放电的电现象;

-响应于该检测,生成预定的非对称刺激电信号,旨在施加于至少一个刺激探针,并具有适合于在其应用中引起一个或多个迷走神经的去极化和/或超极化并且至少在传出方向上阻滞动作电位的传导的特性。

21. 根据权利要求20所述的方法,其还包括将心率信号与阈值进行比较的步骤,在同时检测集群放电以及心率信号显示心率下降低于阈值的事实的情况下,进行刺激信号的生成。

22. 根据权利要求20或21所述的方法,其还包括在生成刺激信号的步骤之后,将心率信号与阈值进行比较的步骤,以及如果心率信号显示心率下降低于阈值的话,则生成刺激信号的新步骤。

## 包括检测动作电位集群放电的探针和刺激癫痫患者迷走神经的探针的系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及旨在预防人类癫痫发作的最严重后果的医疗设备领域。

[0002] 更具体地说,它涉及这样一种医疗设备,目的在于基于至少一个迷走神经以及优选地两个迷走神经的活动,识别可能是致命的、继发于癫痫发作(SUDEP现象,其代表癫痫突发性猝死)的异常活动的出现,并通过作用于(多个)迷走神经以消除这种现象来减小这种风险。

### 背景技术

[0003] 今天,我们不知道如何预防猝死的风险,或者根除癫痫在其出现时可能会引起猝死的现象。

[0004] 最接近的现有技术状况由以下文件表示:

[0005] a) 文件US2014/0142653A1描述了一种治疗癫痫患者的方法,基于生理信号的测量(通常是神经电图,可能与心率的测量相结合),使得能够确定患者是否正在承受癫痫发作或刚刚经历了发作。根据所获得的测量结果,该方法在传出方向一侧的两个迷走神经中的一个或两个上施加刺激,以作用于心率,并在传入方向的另一侧,以图减少癫痫现象。然而,该文件并未给出指示,以确定癫痫引起的猝死的实际风险的方式,或者在刺激可以减少或甚至消除风险的方式,或者甚至是除了通过减少癫痫发作之外来降低死亡率的方法的容量。因此,一般而言它只涉及癫痫发作的治疗。

[0006] b) 文件U8634922B1公开了一种用于治疗癫痫的迷走神经刺激系统,该系统考虑到心脏信号的测量以优化治疗,更确切地说,为了改正旨在治疗癫痫发作的刺激,以防止心率方面的不良作用。此外,根据该文献,只有传入方向的一个刺激对于治疗癫痫发作是适当的。

[0007] 还有许多关于迷走神经刺激的其他文献,但它们中没有一个特别涉及在癫痫发作出现时防止猝死的风险。这些文件包括,特别是,US 2007/027486 A1和US 2007/255320 A1。

[0008] 最后,存在用于刺激迷走神经的商业解决方案,其目的是减少癫痫患者癫痫发作的次数,但这些解决方案在保护患者以在癫痫发作出现时防止猝死方面是无效的。这种迷走神经神经刺激系统的例子是由Cyberonics出售的,并标示为用于致残性或抗药性癫痫。

### 发明内容

[0009] 本发明的目的在于,一方面,使得在迷走神经或优选地在两个迷走神经处,如果必要的话,结合一个或多个其他生理信号,异常且强烈的阵发性活动的发生的检测成为可能,这种活动很可能导致死亡(这种活动可能与癫痫发作有关联,但本发明的主题其本身不在于检测癫痫发作的发生),而另一方面,通过作用于迷走神经或优选地两个迷走神经,基本上减少多动和死亡的这种风险。

[0010] 根据按照第一方面的本发明,因此提出了一种旨在限制癫痫发作时猝死风险的系统,其特征在于,它包括:

[0011] -检测和控制单元;

[0012] -至少一个检测探针,连接到检测和控制单元,并旨在应用于患者的两个迷走神经中的至少一个处,

[0013] -设置在检测和控制单元中的装置,使用检测探针或多个检测探针检测至少一个迷走神经中的动作电位的集群放电现象;

[0014] -用于刺激迷走神经的至少一个刺激探针,以及

[0015] -设置在检测和控制单元中的装置,能够响应于集群放电的检测,将预定的非对称刺激信号施加于(多个)刺激探针,该刺激探针能够引起(多个)迷走神经的去极化和/或超极化,以及阻滞至少在传出方向上的动作电位的传导。

[0016] 上述系统有利地但可选地包括以下另外的特性,单独或以任何组合来看,本领域技术人员将认为技术上是兼容的:

[0017] \*(多个)检测探针和(多个)刺激探针构成相同的探针;

[0018] \*集群放电检测装置被配置成确定至少一个迷走神经中的总电能密度;

[0019] \*集群放电检测装置包括将设定频带内的电功率与阈值进行比较的装置;

[0020] \*通过对在所述频带内已经历过低通滤波的信号进行平方和低通滤波来确定电功率;

[0021] \*其包括用于刺激左迷走神经和右迷走神经的两个探针;

[0022] \*其中的刺激信号是周期性的和确定性的;

[0023] \*选择刺激信号的不对称性,以实现(多个)迷走神经的神经纤维的去极化;

[0024] \*选择刺激信号的不对称性,以实现(多个)迷走神经的神经纤维的超极化;

[0025] \*不对称周期信号的频率在大约15和300kHz之间;

[0026] \*刺激信号包括一连串通常的正方形的正电流脉冲和负电流脉冲,正脉冲和负脉冲的幅度不同;

[0027] \*较大幅度的电流脉冲比较小幅度的电流脉冲的持续时间更短;

[0028] \*选择幅度和持续时间,使施加到电极的电荷和取自电极的电荷的平衡基本上是中性的;

[0029] \*刺激脉冲的持续时间(TS)被预设成并且持续在大约0.5和大约2秒之间;

[0030] \*系统包括用于确定心率的装置,其中施加脉冲直到恢复阈值以上的心率;

[0031] \*检测和控制单元还包括用于从心脏信号、呼吸信号、血氧信号和肌电图信号中选择的至少一个信号的输入端;

[0032] \*检测和控制单元包括用于肌电图信号的输入端,该信号来源于由(多个)检测探针提供的信号;

[0033] \*系统包括被配置成定位在两个迷走神经上的多个检测探针,并且集群放电检测装置被配置成对来自两个检测探针的信号进行操作。

[0034] 根据本发明的第二方面,提出了一种在如上所述的系统中实现的方法,用于选择性地生成患者的迷走神经的至少一个探针的电控制信号,为的是在癫痫发作时遏制猝死的风险,其特征在于,它包括以下步骤:

[0035] -检测由至少一个检测探针提供的并代表迷走神经中动作电位的集群放电的电现象;

[0036] -响应于该检测,生成预定的非对称刺激电信号,旨在施加于至少一个刺激探针,并具有适合于在其应用中导致(多个)迷走神经的去极化和/或超极化、以及至少在传出方向上阻滞动作电位的传导的特性。

[0037] 有利地,该方法还包括将心率信号与阈值进行比较的步骤,在同时检测集群放电、以及心率信号显示心率下降低于阈值的事实的情况下,执行刺激信号的生成。

[0038] 以同样有利的方式,该方法还包括在生成刺激信号的步骤之后,将心率信号与阈值进行比较的步骤,以及如果心率信号显示心率下降低于阈值的话,则生成刺激信号的新步骤。

[0039] 此外,系统的优选但可选特性同样适用于上述方法。

### 附图说明

[0040] 本发明的其他特征、目的和优点将从下面的优选实施例的详细描述中更清楚地浮现出,通过参考附图的非限制性示例给出,其中:

[0041] -图1是根据本发明的系统的示意性表示;

[0042] -图2示出了根据本发明的系统实现的过程;

[0043] -图3给出了迷走神经上收集的信号的示例并示出集群放电现象;以及

[0044] -图4给出了施加于迷走神经刺激探针的刺激信号的外形的例子。

### 具体实施方式

[0045] a) 一般原则

[0046] 根据本发明的系统的目的是防止与癫痫发作相连系的死亡风险(基本上通过“SUDEP”现象),一方面是由于在迷走神经处,优选地在两个迷走神经处,收集的电生理信号的某种特性,以及另一方面,由于在传出方向施加于(多个)迷走神经的某种电刺激。

[0047] 如后面将描述的,使用放置在两个迷走神经中的一个周围的探针,或者优选地使用放置在左迷走神经和右迷走神经周围的两个探针,通过在迷走神经的传出方向上检测集群放电执行该特性。

[0048] 可能地,这种特性可以与患者的一个或多个其他生理信号相结合,特别是心脏信号和/或呼吸信号和/或血氧信号和/或肌电信号。

[0049] 根据本发明,通过对迷走神经中的一个或优选地在两个迷走神经上的电刺激,在适于中和在神经中传递的信号的情况下,执行降低猝死风险的行动。这种中和可以这样实现,即通过给(多个)神经施加去极化,从而引起由于不应期的瞬时抑制,或者通过给(多个)神经施加到超极化,对于受控的时间段,由于兴奋性的抑制而具有阻滞效应。

[0050] 为了确定去极化或超极化的最佳条件,特别有帮助的是参考文献“高频(KHz)非对称双相刺激诱导的有髓鞘轴突传导阻滞”,Z. Zhao等人,计算机神经科学前沿,2015年7月,第9卷,第86条,其建议使用非对称交替电波形式的可能性,各自地具有它们的正分量或它们的负分量的优势,以实现阻滞动作电位在不同神经纤维中的传导。

[0051] 更具体地说,在第一种方法中,可以使用具有比负脉冲更长的正脉冲的交变信号

的非对称双相电作用,以便产生超极化,以及在第二种方法中,具有比负脉冲更短的正脉冲的交变信号,以便产生去极化。

[0052] 现在参考图4,旨在引起迷走神经的超极化的信号的具体例子。

[0053] 此外,可以将这种刺激电信号特性与空间选择性探针的使用相结合。特别是,现在已知,由于探针电极的具体结构,以优先方式将刺激施加到迷走神经的某些区段,以实现这种空间选择性。因此,去极化或超极化可以以优选的方式施加到某些神经纤维上,从而对不需要阻滞动作电位传导的其他纤维造成较少的干扰。这种空间选择性还允许减小阻滞传导所需的电流幅度。

[0054] 通过在(多个)迷走神经的不同区域根据不同的定时执行去极化和/或超极化,而使用时间维度是可能的。

[0055] b) 详细实施

[0056] 现在,下面是参考图1和图2对本发明的更详细的实施的描述。

[0057] 图1分别示出患者的左和右迷走神经,即LVN和RVN。

[0058] 在每个迷走神经上,分别植入检测和神经刺激探针10g和10d。每个探针优选地包括电极矩阵,以具体地产生具有空间和/或时间选择性的电刺激。有利地,电极的组合,或者可能只一对这种组合,也可在没有治疗期间使用,以便检测集群放电。这可以对一个迷走神经或两个迷走神经执行。在特定的实施例中,本发明可以仅在两个迷走神经中的一个上实施。特别地,由于右迷走神经基本上负责影响心率(窦房结),因此可以仅在该神经上设想检测和去极化和/或超极化的刺激。然而,也可以在左迷走神经上执行检测和刺激,这主要与房室结的调节相关联。

[0059] 两个探针都通过多股导线连接到单元20,优选地是便携式或可植入式的,包括在盒22中的中央处理单元24和输入/输出电路26,通过它们将信号施加到探针10g、10d,并从所述探针收集信号。未示出的电池为单元20的电路供电。

[0060] 该系统还包括心率传感器31,例如脉冲传感器或心脏探针,并且如果必要的话,还包括呼吸传感器32和/或血氧传感器33。

[0061] 如后面将看到的,心率传感器至少用于确定动作电位的中和是否导致心率保持在阈值以上,即心跳骤停的风险是否已经消除。

[0062] 它还可以被用作可能导致猝死的癫痫发作的另外的检测器,结合两个迷走神经其中至少一个的集群放电的检测。例如,这种另外的检测可以包括确定心率是否超过顶预设阈值和底预设阈值,这些超出量为患者产生风险状况。它还可以包括检测房室传导阻滞的存在,这可能是由迷走神经的肌集群激动所引起。

[0063] 呼吸传感器和/或血氧传感器使得能够确定患者的呼吸功能是否正常完成。如果提供了传感器,则检测呼吸衰竭(减少或不存在呼吸肌运动,或血液中氧的比率降低)与使用至少一个探针10g、10d来检测集群放电以识别有猝死风险的癫痫发作相结合。

[0064] 根据另一改进,单元20可包括分析肌电图信号以检测异常肌肉活动的装置,异常肌肉活动例如是由于在SUDEP事件之前经常出现的全身性强直阵挛发作。这些信号通常可以通过使用存在于迷走神经(ENG+EMG复合信号的捕获)上的(多个)检测探针中的电极或者甚至在刺激盒与(多个)检测探针上的外围电极其中之一之间的电极,直接获得。

[0065] 优选地,肌电图分析连同图2的步骤110被执行,并且仅在与集群放电现象同时或

在这种现象之前检测到高于阈值的肌肉活动时,才执行刺激。

[0066] 现在参考图2,现在将描述使用图1的系统实施的过程的优选和简化的示例。

[0067] 在步骤100,周期性地收集来自探针10g和10d中的至少一个的信号的单元20执行对各自迷走神经中动作电位的总能量的计算。有利地,该计算是数字地执行的,信号在电路26中形成模拟/数字转换的对象。有利地,以信号处理领域中已知的方式,它实施例如在大约300Hz和3kHz之间的频带上的带通滤波,以及时间调整和积分。

[0068] 因此,只要该能量不超过给定的阈值,则通过闭环指令周期性地重复测试,例如,周期为0.5至10秒。

[0069] 当该单元检测到该能量高于阈值时,则在步骤110测试其他生理参数,尽管该步骤是可选的。特别地,如上文所解释的,单元20可以检测心率窗输出、房室传导阻滞、低于阈值的呼吸活动降低或者甚至高于阈值的肌肉活动。

[0070] 只要这些参数保持在正常范围内,该过程在步骤100的上游被重定向,并且再次监视动作电位的全局能量。

[0071] 如果设想步骤110确认心脏或呼吸异常时,在步骤120使用探针10g、10d执行两个迷走神经的去极化和/或超极化循环,以便至少在迷走神经的传出方向中和动作电位,如上面解释的。

[0072] 接着这个循环,其可能涉及应用去极化和/或超极化信号的短脉冲,如上面所述的交替的和非对称的,单元20使用传感器31的信号在步骤130确定心率是否降低到低于某一阈值,例如,取决于患者,在20至30bpm的数量级。如果是这样,这意味着死亡的风险总是很高,并且实施了新的去极化或超极化循环,等等。如果不是,则可以以一定的可靠性消除猝死的风险,并且结束该过程,以及根据单元20中定义的定时进行新的监测过程。

[0073] 图3以说明的方式示出了由带通滤波处理产生的信号,然后是从迷走神经上的检测探针获得的信号的二次(平方)函数,然后低通滤波。所得到的信号合并了神经电图和肌电图的元素,但是可以通过滤波和信号的另外的处理来分离。

[0074] 图3在时间点 $t_a$ 和 $t_b$ 之间示出集群放电现象。可以理解,通过上述处理,可以检测集群放电。当这个结果信号超过给定的阈值时,就识别了癫痫发作期间猝死的风险。

[0075] 图4示出了根据本发明的施加于迷走神经探针的刺激信号的示例,为了实现在传出方向上的神经的超极化。

[0076] 这些信号包括一连串不同持续时间的电流P1的正脉冲和电流P2的负脉冲,以已知的方式,接着脉冲P2是被动放电的脉冲P2'。在所讨论的情况下,电流的正脉冲具有比负脉冲更大的幅度,但更短的持续时间。有利地,这些幅度和这些持续时间被选择成,使得施加到迷走神经的电荷和取自迷走神经的电荷的平衡是中性的,以便防止刺激对身体的这个区域充电。

[0077] 优选地,取决于信号的频率,正脉冲P1和负脉冲P2之间的持续时间失配在大约1和 $4\mu\text{s}$ 之间。

[0078] 该频率有利地在15和300kHz之间,并且更优选地在20kHz附近或高于100kHz,以便通过最小化所传递的能量来取得期望的效果。

[0079] 因此,对于20kHz的频率,即 $50\mu\text{s}$ 的总脉冲持续时间(图4中的时间段TP),可以设想,例如, $15\mu\text{s}$ 持续时间的正脉冲P1, $18\mu\text{s}$ 持续时间的负脉冲,剩余的 $17\mu\text{s}$ 由被动放电脉冲

和下一正脉冲前的等待时间所占用。

[0080] 取决于探针的性质和类型,刺激信号的电强度可以变化,但通常使用3至5mA数量级的强度幅度。为了获得(至少近似地)上述电中性,上述数字示例中的每个正脉冲的幅度比每个负脉冲的幅度大18-15倍。

[0081] 此外,脉冲P1、P2、P2'的序列在数秒数量级的总持续时间(图4中的TS)重复一定次数,或者甚至连续地直到集群放电停止或直到阈值以上的心率恢复为止。

[0082] 在上述示例中,刺激在传出方向上执行迷走神经的超极化。通过实施比电流的正脉冲(更优选较短的持续时间)更大幅度的电流的负脉冲,作为变化,可以实现迷走神经在传出方向上的去极化。

[0083] 显然,可以引入本发明的许多变化和修改。特别地:

[0084] -可以在一个迷走神经或两个迷走神经中同一地或不同地检测集群放电,集群放电可表明与癫痫发作相连的生理病理活动,癫痫发作可能会造成突然死亡现象;

[0085] -目的在于中和动作电位的电作用可以同一地或不同地施加于两个迷走神经;

[0086] -用于检测集群放电的(多个)探针可以是与用于中和动作电位的那些探针相同的探针,或不同的探针;

[0087] -通过临床试验可调整检测参数以及刺激电作用参数的标准和值,以优化检测和动作效率;

[0088] -除了心率、呼吸活动和肌肉活动之外的生理参数,如果必要的话,可以用来遏制或通过对比消除由癫痫引起的猝死的风险。

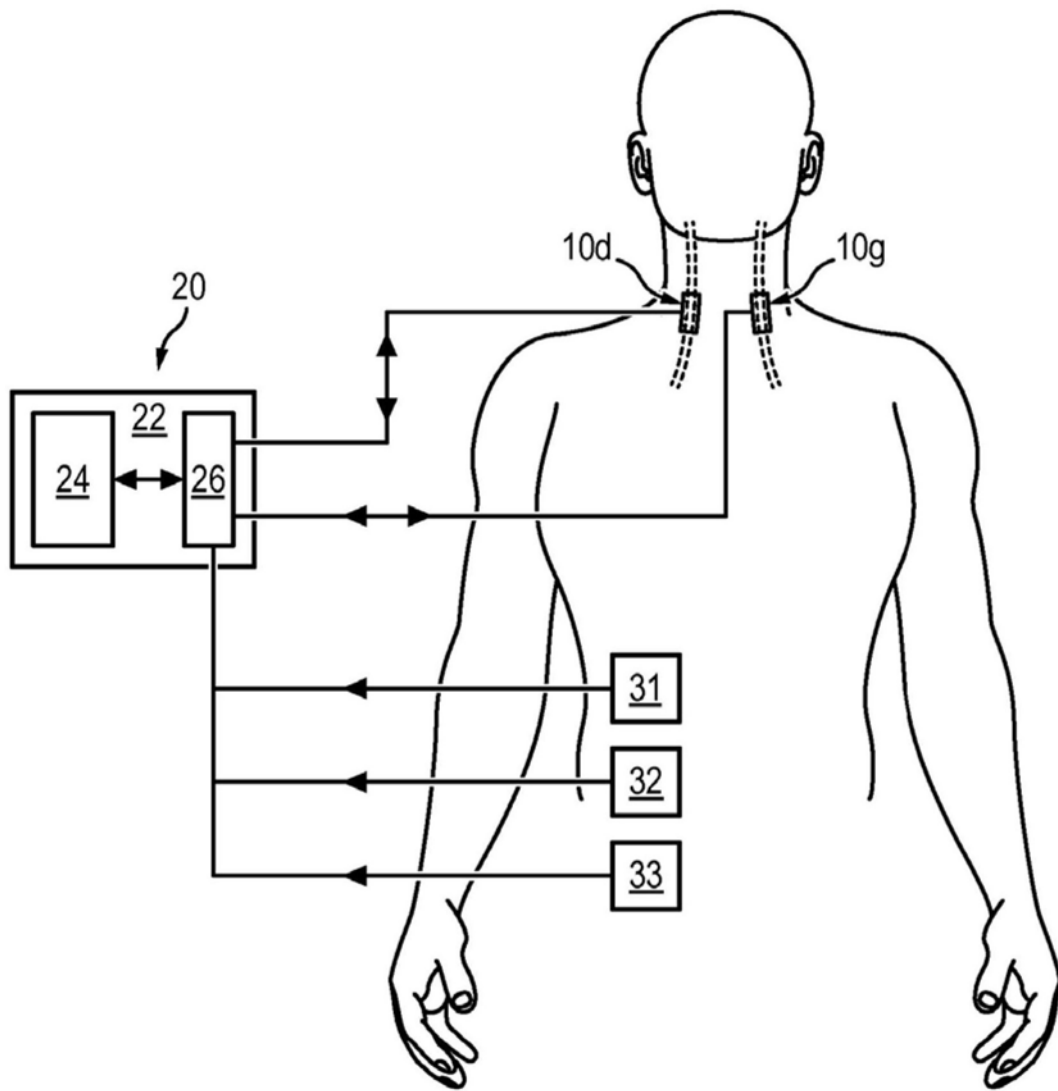


图1

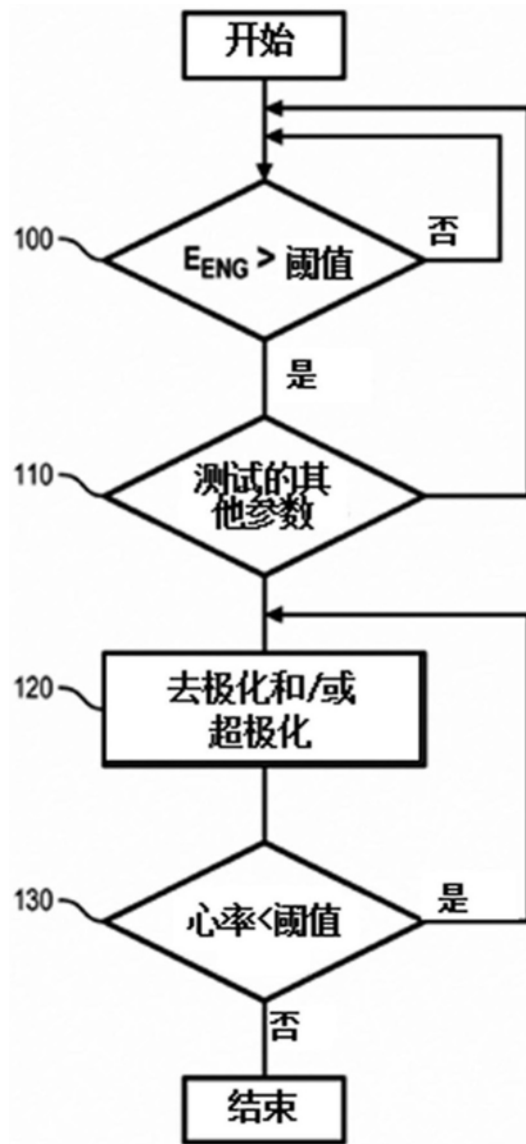


图2

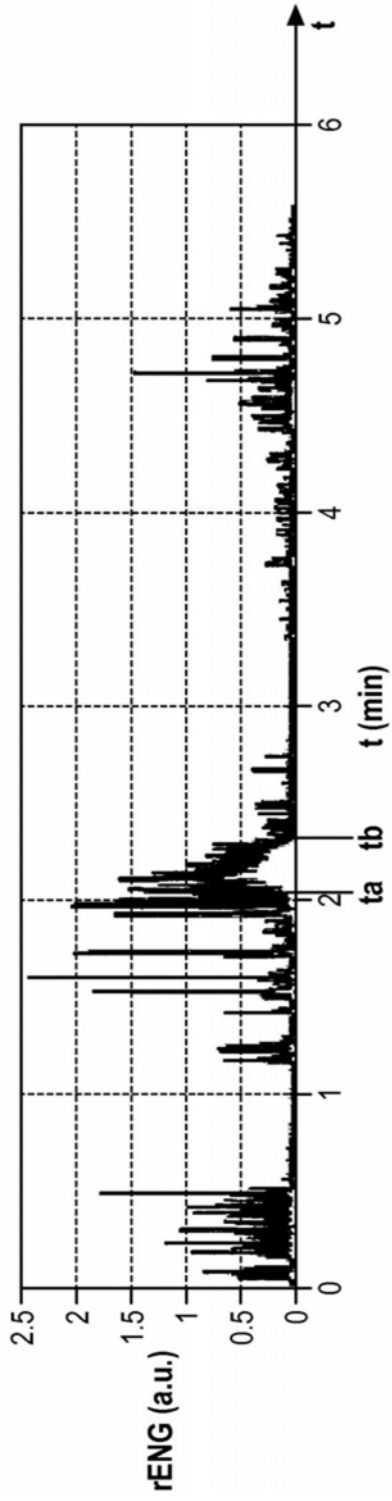


图3



专利名称(译)	包括检测动作电位集群放电的探针和刺激癫痫患者迷走神经的探针的系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109068982A</a>	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780008602.3	申请日	2017-02-13
[标]申请(专利权)人(译)	雷恩第一大学 国家科学研究中心		
申请(专利权)人(译)	雷恩第一大学 国家科学研究中心		
当前申请(专利权)人(译)	雷恩第一大学 国家科学研究中心		
[标]发明人	A埃尔南德斯 B马丁 A比拉本		
发明人	A·埃尔南德斯 B·马丁 A·比拉本		
IPC分类号	A61B5/00 A61N1/36		
CPC分类号	A61N1/36053 A61B5/04001 A61B5/4094 A61B5/4836 A61N1/36064		
代理人(译)	赵志刚		
优先权	2016070039 2016-02-12 FR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

描述了一种用于刺激迷走神经的治疗系统，包括以下元件：-检测和控制单元(20)；-至少一个检测探针(10d, 10g)连接到检测和控制单元并且旨在应用于患者的两个迷走神经中的至少一个迷走神经，-设置在检测和控制单元中使用所述检测探针或多个检测探针检测至少一个迷走神经中的动作电位集群放电现象的装置(24)，-用于刺激迷走神经的刺激探针(10d, 10g)，-以及设置在检测和控制单元中能够响应集群放电的检测将预定的不对称刺激信号施加到所述刺激探针的装置(24)，所述刺激探针能够引起迷走神经的去极化和/或超极化并且至少在传出方向上阻滞动作电位的传导。该系统旨在预防癫痫患者癫痫发作时猝死的风险。

