



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112399826 A

(43) 申请公布日 2021. 02. 23

(21) 申请号 201980027777.8

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

(22) 申请日 2019.04.26

代理人 俞海舟

(30) 优先权数据

102018110275.5 2018.04.27 DE

(51) Int.Cl.

A61B 5/374 (2021.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00 (2006.01)

2020.10.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/060788 2019.04.26

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2019/207130 DE 2019.10.31

(71) 申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国科罗拉多

(72) 发明人 S·科赫 C·斯皮斯

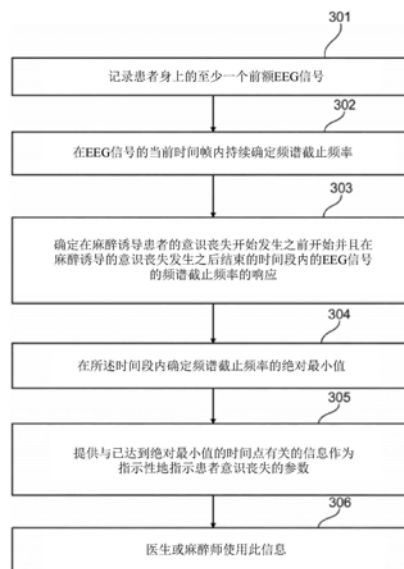
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

提供指示麻醉下患者意识丧失的参数

(57) 摘要

本发明涉及一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的方法和装置。所述方法具有以下步骤:检测(301)所述患者的头部上的至少一个EEG信号;在所述EEG信号的当前时间窗口内持续确定(302)频谱截止频率;确定(303)所述EEG信号在施用麻醉诱导药物之前开始并且在引发麻醉诱导的意识丧失之后结束的时间段内的所述频谱截止频率的曲线;确定(304)所述时间段内的所述频谱截止频率的绝对最小值,其中所述频谱截止频率的负峰处于所述绝对最小值,并提供(305)与达到所述绝对最小值的时间点有关的信息作为指示性地通知所述患者的所述意识丧失的参数。



1. 一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的方法,其中所述方法包括以下步骤:

- 记录 (301) 所述患者的头部上的至少一个EEG信号,
- 在所述EEG信号的当前时间帧内持续确定 (302) 频谱截止频率,其中所述频谱截止频率指示总功率的95%包含在功率谱中的频率,
- 确定 (303) 所述EEG信号在施用麻醉诱导药物之前开始并且在麻醉诱导的意识丧失发生之后结束的时间段内的所述频谱截止频率的响应,
- 确定 (304) 所述时间段内的所述频谱截止频率的绝对最小值,其中所述频谱截止频率中的负峰以所述绝对最小值存在,并且
- 提供 (305) 与已达到所述绝对最小值的时间点有关的信息作为用于指示性地指示所述患者的意识丧失的参数。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,拾取至少一个前额EEG信号。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,拾取在确定所述频谱截止频率之前被平均化的多个前额EEG信号。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,在10-20系统中,由位于位置F7、F8、Fp1、Fp2和Fpz的电极推导信号。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,通过至少每30秒,特别是至少每10秒,特别是至少每2秒进行重新确定来持续确定所述频谱截止频率。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,一旦已确定所述最小值,就提供与已达到所述绝对最小值的所述时间点有关的所述信息。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,如果所述频谱截止频率已下降到低于10赫兹的值,特别是低于9赫兹的值并且重新增大,则提供与已达到所述最小值的所述时间点有关的所述信息。

8. 根据权利要求6或权利要求7所述的方法,其特征在于,如果对于限定数量的测量值,所述频谱截止频率的所述测量值大于先前的测量值,则提供与已达到所述最小值的所述时间点有关的所述信息。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,在通过带通滤波器对所述EEG信号进行滤波之后确定此信号的所述频谱截止频率。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,通过频谱分析来确定所述频谱截止频率,在每一情况下评估所述EEG信号的并行时间帧。

11. 一种计算机程序,其包括程序代码,所述程序代码用于当所述计算机程序在计算机上运行时执行根据权利要求1所述的方法。

12. 一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的装置,所述装置尤其用于执行根据权利要求1所述的方法,其中所述装置包括:

- 构件 (2),其设计成记录所述患者的头部上的至少一个EEG信号,
- 构件 (2),其设计成在所述EEG信号的当前时间帧内持续确定频谱截止频率,其中所述频谱截止频率指示总功率的95%包含在功率谱中的频率,
- 构件 (2),其设计成确定所述EEG信号在施用麻醉诱导药物之前开始并且在麻醉诱导的意识丧失发生之后结束的时间段内的所述频谱截止频率的响应,

-构件(2),其设计成确定所述时间段内的所述频谱截止频率的绝对最小值,其中所述频谱截止频率的负峰以所述绝对最小值存在,以及

-构件(2),其设计成提供与已达到所述绝对最小值的时间点有关的信息作为用于指示性地指示所述患者的意识丧失的参数。

13.根据权利要求12所述的装置,其特征在于,设计成在所述EEG信号的当前时间帧内持续确定所述频谱截止频率的所述构件(2)设计成至少每30秒,特别是至少每10秒,特别是至少每2秒重新确定所述频谱截止频率。

14.根据权利要求12或权利要求13所述的装置,其特征在于,设计成提供与已达到所述绝对最小值的所述时间点有关的信息的所述构件(2)设计成一旦已确定所述绝对最小值就提供所述信息。

15.根据权利要求14所述的装置,其特征在于,设计成提供与已达到所述绝对最小值的时间点有关的信息的所述构件(2)设计成在所述频谱截止频率已下降到低于10赫兹的值,特别是低于9赫兹的值并且重新增大的情况下提供所述信息。

16.根据权利要求14或权利要求15所述的装置,其特征在于,设计成提供与已达到所述绝对最小值的所述时间点有关的信息的所述构件(2)设计成在对于限定数量的测量值,所述频谱截止频率的测量值大于先前的测量值的情况下提供所述信息。

17.根据权利要求12至16中任一项所述的装置,其特征在于,设计成持续确定所述频谱截止频率的所述构件(2)包括设计成执行频谱分析的构件,在每一情况下评估所述EEG信号的并行时间帧。

18.根据权利要求12至17中任一项所述的装置,其特征在于,设计成持续确定所述频谱截止频率的所述构件(2)设计成在通过带通滤波器对所述EEG信号进行滤波之后确定此信号的所述频谱截止频率。

19.根据权利要求12至18中任一项所述的装置,其特征在于,设计成记录所述患者的头部上的至少一个EEG信号的所述构件(2)设计成拾取至少一个前额EEG信号。

20.根据权利要求19所述的装置,其特征在于,设计成记录所述患者的头部上的至少一个EEG信号的所述构件(2)设计成接收在确定所述频谱截止频率之前被平均化的多个前额EEG信号。

21.一种EEG麻醉监测器(1),其包括根据权利要求12所述的装置。

提供指示麻醉下患者意识丧失的参数

[0001] 本发明涉及一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的方法和装置。

[0002] 通过表面电极将大脑活动推导为脑电图 (EEG) 自20世纪30年代以来就已为人所知。自20世纪90年代以来,就经常通过前额EEG推导来监测麻醉深度,其中EEG数据分析限于计算通过存储算法计算出的指数,并且旨在为麻醉师提供简单估计麻醉深度的方法;参见 Sebel PS、Lang E、Rampil IJ、White PF、Cork R、Joplin M、Smith NT、Glass PSA、Manberg P:“《用于监测麻醉效果的脑电双谱分析的多中心研究(A Multicenter Study of Bispectral Electroencephalogram Analysis for Monitoring Anesthetic Effect)》”, Anesth Analg,1997;84(4):891-899。

[0003] 在麻醉师的日常工作中,麻醉师能够在已施用麻醉剂时准确地确定意识丧失 (LOC) 的发生是有利的,因为(1)可以避免插管时间过早而使患者随后感到疼痛,并且(2)可以避免插管时间过晚,这会带来由于处于深层麻醉状态并且丧失防御反射而导致的例如误吸等并发症的风险。上述EEG指数示出在丧失意识 (LOC) 的时间点上的下降。因此,却也无法确定丧失意识的确切时间点。

[0004] 本发明的目的是提供一种自动提供信息的方法和装置,所述信息允许麻醉师在已施用麻醉剂时更精确地确定患者意识丧失的发生。

[0005] 此目的是通过具有特征的根据技术方案1所述的方法和具有特征的根据技术方案12所述的装置来实现的。在从属权利要求中指示了本发明的实施例。

[0006] 在第一方面中,本发明随后提供了一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的方法。根据本发明的方法,记录患者的头部上的至少一个EEG信号。此外,在EEG信号的当前时间帧内持续确定频谱截止频率。在这种情况下,将频谱截止频率限定为指示总功率的95%包含在功率谱中的频率。在功率谱中,相对于频率绘制平方振幅。其反映了原始信号总功率比例中各个频率区域的特定比例。因此,频谱截止频率高于总频谱的能量的特定比例所处的频率。根据本发明,在这种情况下考虑95%的比例。

[0007] 所考虑的时间帧考虑了从当前时间返回限定时间长度的时间段内的EEG信号,例如最后一分钟或最后30秒或最后20秒的EEG信号。这是随时间迁移的时间帧。在这种情况下,通过频谱分析来确定频谱截止频率。特别地,进行离散傅里叶变换,例如快速傅里叶变换(FFT)。在这种情况下,所考虑的时间帧指示形成频谱分析基础的时间帧。

[0008] 根据本发明的方法,另外在施用麻醉剂之前以及在麻醉剂诱导患者的意识丧失发生之前开始并且在麻醉剂诱导的意识丧失发生之后结束的时间段内确定EEG信号的频谱截止频率的响应。确定所考虑的时间段内的频谱截止频率的绝对最小值,其中频谱截止频率的负峰存在以绝对最小值存在,并且提供或输出与已达到绝对最小值的时间点有关的信息作为用于指示性地指示患者意识丧失的参数。

[0009] 在此指出,所述时间段的长度不一定是预限定的。例如,一旦确定已绝对最小值的存在,就可以结束所述时间段。

[0010] 本发明涉及意识丧失点LOC伴随着频谱截止频率的短暂下降这一出人意料的的知识,所述知识得到了研究的支持。已证实,当丧失意识时,频谱截止频率会在确切的时间点

短暂下降,然后又重新上升。在这种情况下,频谱截止频率中会形成明显的负峰,对所述负峰进行评估并确定其绝对最小值。频谱截止频率的值在绝对最小值之前下降,并且在绝对最小值之后重新增大。因此,可以明确地确定绝对最小值。频谱截止频率在丧失意识的时间点短暂下降,并且其中重新增大通常在大约1到3分钟的时段内,特别是在大约2分钟的时段内发生。

[0011] 通过确定负峰的时间点,即在所考虑的时间段内频谱截止频率的绝对最小值的时间点,可以因此提供指示性地指示在施用麻醉剂时患者的意识丧失的参数,并且在必要时,麻醉师可以考虑所述参数以及其它参数。这样可以改进麻醉管理。

[0012] 应指出,在所考虑的时段内,确定绝对最小值且将其出现的时间点给定为参数。还可能出现局部最小值,特别是在信号的下降期间,然而,所述局部最小值具有明显大于指示频谱截止频率中的负峰的绝对最小值的最小值。在宽度和深度两个方面,含有绝对最小值的负峰明显大于任何潜在的局部最小值,并且因此易于检测。

[0013] 根据本发明,优选地拾取前额EEG信号,即进行前额推导,其中在布置在患者前额上不同位置的至少两个电极处测量EEG信号。在这种情况下,可拾取在确定频谱截止频率之前被平均化的多个前额EEG信号。在通常使用的10-20系统中,信号是从例如位于位置F7、F8、Fp1、Fp2和Fpz的电极推导出来的。

[0014] 可以进行双极推导(两个有源电极之间的差)或单极推导(多个有源电极相对于公共基准的差)。

[0015] 本发明的一个实施例规定,通过至少每30秒,特别是至少每10秒,特别是至少每2秒进行重新确定来持续确定频谱截止频率。显然,越频繁地确定频谱截止频率,就可以越准确地确定频谱截止频率的最小值的时间点。

[0016] 本发明的另一实施例规定,一旦已确定所述最小值,就提供与已达到绝对最小值的时间点有关的信息。一旦可以可靠地确定绝对最小值的存在,就输出已达到绝对最小值的时间点作为参数。由于此信息作为意识丧失的发生的指示对于麻醉师来说很重要,因此应尽快提供所述信息。

[0017] 为了分析频谱截止频率是否包括绝对最小值,可以使用本身已知的数据分析和曲线分析方法。例如,如果频谱截止频率已下降到低于10赫兹的值,特别是低于9赫兹的值并且重新增大,则可以提供与已达到最小值的时间点有关的信息。显然,频谱截止频率的响应中的局部最小值通常大于此频率,并且因此频谱截止频率的响应下降到低于值10赫兹或9赫兹(或甚至达到8赫兹)指示存在绝对最小值。

[0018] 一种替代性评估方法规定,如果对于限定数量的测量值,频谱截止频率的测量值大于先前的测量值,则提供与已达到最小值的时间点有关的信息。作为频谱截止频率已重新增大且因此已达到绝对最小值的指示建立的测量值的数量当然取决于确定频谱截止频率的频率。

[0019] 另一个实施例规定,在已通过带通滤波器对EEG信号进行滤波之后,确定所述信号的频谱截止频率。带通滤波器设计成使其仅允许例如在0.5-40Hz频率范围内的信号通过。

[0020] 本发明的一个实施例规定,通过频谱分析来确定频谱截止频率,在每一情况下评估EEG信号的并行时间帧。例如,通过FFT算法来进行频谱分析。然而,存在可以替代地使用的频谱分解EEG信号的其它可能方式,例如离散余弦变换、离散小波变换或通过带通滤波器

组进行的信号分解。

[0021] 根据本发明的方法是自动执行的,特别是通过计算机程序执行的。计算机程序含有程序代码,所述程序代码用于当计算机程序在计算机上运行时执行根据技术方案1所述的方法。

[0022] 在本发明的另一个方面中,本发明涉及一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的装置。所述装置包括:

[0023] -构件,其设计成记录患者的头部上的至少一个EEG信号,

[0024] -构件,其设计成在EEG信号的当前时间帧内持续确定频谱截止频率,其中频谱截止频率指示总功率的95%包含在功率谱中的频率,

[0025] -构件,其设计成确定EEG信号在施用麻醉诱导药物之前开始并且在麻醉诱导的意识丧失发生之后结束的时间段内的频谱截止频率的响应,

[0026] -构件,其设计成确定所述时间段内的频谱截止频率的绝对最小值,其中频谱截止频率的负峰以绝对最小值存在,以及

[0027] -构件,其设计成提供与已达到绝对最小值的时间点有关的信息作为用于指示性地指示患者意识丧失的参数。

[0028] 可以由微处理器结合微处理器运行的程序代码来形成所述构件。

[0029] 在另一方面中,本发明涉及一种包括根据技术方案12所述的装置的EEG麻醉监测器。因此,根据本发明的装置集成在EEG麻醉监测器中,其中所述监测器旨在并且设计成实时分析和呈现EEG数据。

[0030] 下面将参考附图中的图式并且基于若干实施例更详细地解释本发明,其中:

[0031] 图1通过实例以时间相关信号和功率谱形式示出处于清醒状态和在麻醉诱导的意识丧失之后的EEG信号;

[0032] 图2通过实例示出频谱截止频率在麻醉诱导患者的意识丧失发生之前开始并且在麻醉诱导的意识丧失发生之后结束的时间段内的时间进程;

[0033] 图3是根据本发明的方法的流程图;

[0034] 图4通过实例示出用于执行图3中的方法的装置;并且

[0035] 图5示出根据10-20系统的EEG电极的定位点。

[0036] 首先将基于图1和图2来解释根据本发明首先识别频谱截止频率的时间进程与在已施用麻醉剂时意识丧失的发生之间的关系,所述关系已通过研究得到证实。

[0037] 为了解释本发明的背景,图1在上部图示(“输出信号”)中示出在清醒的患者身上出现的EEG信号。在频谱分析之后,以时间信号(左)和功率谱(右)的形式描绘信号。在功率谱中,相对于以Hz为单位的频率绘制以db为单位的功率(平方振幅)。功率谱显示各个频率范围构成的原始信号的总功率比例的相关比例。同样示出了频谱截止频率SEF。这被限定为高于总频谱的能量的95%的比例所处的频率。还描绘了中值频率F50,但这在目前情况下并不重要。

[0038] 图1的底部图示(“麻醉”)示出麻醉下的EEG信号。显然,频谱截止频率SEF相对于患者清醒时的值向左移动。

[0039] 因此,频谱截止频率(SEF)提供关于患者清醒程度的信息。由于清醒状态下的EEG信号含有较高的频率,因此频谱截止频率会出现较高的值。在睡眠状态或麻醉下,慢频率在

EEG中占主导地位,使得频谱截止频率出现较低值。

[0040] 现在观察麻醉剂引入过程。在引入麻醉剂时,患者最初是清醒的。出现大约17-20Hz的高SEF值。患者在麻醉下会进入深度的意识丧失。Purdon PL、Pierce ET、Mukamel EA、Prerau MJ、Walsh JL、Wong KFK、Salazar-Gomez AF、Harrell PG、Sampson AL、Cinemser A、Ching S、Kopell NJ、Tavares-SToeckel C、Habeeb K、Merhar R、Brown E:“《注射丙泊酚后关于意识的丧失和恢复的脑电图特征(Electroencephalogram signatures of loss and recovery of consciousness from propofol)》”,美国科学院院报2013;110(12):E1142-1151已示出通过GABA激活麻醉剂诱导的深度意识丧失会激活前额 α 波(frontal alpha-band)。因此,在深度意识丧失下进行手术期间也示出12-17Hz的相对较高SEF值。

[0041] 在目前情况下,前瞻性观察研究能够示出SEF值在麻醉剂诱导的意识丧失时正好出现了极短暂的下降,这与随后的重新增大相关联。此处的所得负峰的最小值指示麻醉诱导的意识丧失的时间点。

[0042] 对总共37名老年患者进行研究,其中将麻醉剂与最常用的麻醉剂中的一种一起引入,确切地说,与丙泊酚一起引入。可假设,在年轻人中,在麻醉剂诱导的意识丧失时,频谱截止频率下降得甚至更显著。

[0043] 测量进行如下:

[0044] a) EEG推导:

[0045] 在围手术期EEG确定中,在麻醉师首次施用药物之前患者仍处于清醒状态,此时将EEG电极固定在患者身上。为此,对前额和太阳穴进行了彻底消毒并清除了皮肤油脂。此措施提高了皮肤的导电性,并因此保证了EEG信号的推导不受到干扰。然后将由麦斯莫(Masimo)(4248RD SEDLine传感器、单次患者使用、非灭菌)制造的现成的EEG自粘电极固定在准备好的皮肤区域的前额上,其中根据10/20系统,EEG电极各自位于F7、F8、FP1和FP2,其中Ppz作为参考电极。图5中示出对应位置。在推导期间,各个电极的阻抗低于5k Ω ,并且取样速率为250Hz。带通滤波器预设0.5-40Hz。

[0046] 在将自粘电极连接到基于EEG的脑功能监测器(加利福尼亚州尔湾市的麦斯莫公司(Masimo Corporation)的“SEDLine监测器”)后,开始对连续4通道EEG进行推导和记录。此时患者仍处于清醒状态,并且因此,第一推导值对应于基线活动。为了确定EEG推导期间的特定时间点,在EEG记录期间将“事件标记”手动输入EEG中。在此过程中,麻醉师开始施用药物。此时间点被标注为“开始麻醉”的事件标记。对所有患者静脉注射药物丙泊酚以开始麻醉。通过眼睑反射来持续检查患者的意识状态,在没有眼睑反射的情况下,假定意识丧失并设置“意识丧失”的事件标记。此过程允许将数据精确评估到秒。

[0047] b) EEG评估

[0048] 通过SEDLine监测器记录以下数据:频谱截止频率(SEF)、麻醉指数(PSI)、伪影水平和肌电活动。从SEDLine监测器中手动导出这些EEG数据,并且以数字格式的形式将这些EEG数据显示在计算机上的Excel表中。

[0049] 通过30个值/分钟的SEDLine记录速率,每两秒就可提供所有测量值。首先,对每位患者进行检查,以查看是否已完全绘制出所检验的“基线”、“开始麻醉”和“意识丧失”时间点,并且没有伪影。为此,检查由仪器计算出的伪影水平和以同样方式绘制的EMG伪影。将可

使用的数据记录划分成20秒的时间帧,每个时间帧用于“意识丧失”。在从“意识丧失”之前的200秒持续到“意识丧失”之后的200秒的每个时间帧内,将每个患者的右侧大脑半球和左侧大脑半球的无伪影的频谱截止频率平均化。

[0050] 因此,在20秒的EEG信号时间帧内确定用于确定频谱截止频率的功率谱,其中每2秒进行一次更新。通过数字计算机辅助的EEG信号处理来进行计算。此计算的基础是通过快速傅里叶变换来对原始EEG进行频谱分析,由此可以计算出当前待分析的每个时间帧的功率比例。

[0051] 为了首先确定右侧大脑半球与左侧大脑半球的检查之间是否存在差异,将惯用右手的所有患者($n=36$)在施用药物之前(-200秒)、在意识丧失的时间点(0秒)和在“引入”之后(+200秒)的值用于对相依样本进行双侧(2-sided) t检验。由于在任何时间点都不存在显著差异(在施用药物之前 $p=0.26$ 、在意识丧失期间 $p=0.940$ 、在引入之后 $p=0.44$),因此在另一进程中,相关平均值适用于右侧大脑半球和左侧大脑半球。

[0052] 检验所有变量的正态分布。为此,各自以肉眼检测直方图和分位数(Q-Q)图,并通过Lilliefors检验、Shapiro-Wilk检验来分析数据,并分析值的偏度和峰度。

[0053] 为了描述引入、操作和去除,针对平均值和标准差通过描述性统计评估并检验了针对EEG推导的事件标记指示的时间。

[0054] 为了在单因素单向ANOVA(“方差分析”)和相关联的事后检验的情况下确定麻醉诱导的意识丧失的发生,检查了频谱截止频率的响应。

[0055] 为了针对插管时间点的可能影响检查从麻醉诱导的意识丧失发生之前的200秒到麻醉诱导的意识丧失发生之后的200秒的时间段的频谱截止频率,使用根据Pearson的相关性使插管的开始与从“意识丧失”之后的20秒到“意识丧失”之后的200秒的时间点相关。为了在不受插管的可能影响的情况下展示响应,将研究群体分为两组。在“意识丧失”之后的200秒内开始插管的患者代表一组,在超过200秒后开始插管的患者代表另一组。然后使用方差齐性检验(Levene test)检查方差是否相等,然后对独立样本使用t检验来检验组之间的显著差异。由于仅呈现仅在所考虑的时间段之后进行插管的那些情况,因此插管可能不再是可能的干扰因素。

[0056] 图2示出在研究期间针对随时间而变的频谱截止频率(SEK)确定的平均值。在此情况下,在从意识丧失之前的200秒到意识丧失之后的280秒的时间段期间,在意识丧失的时间点上以Hz为单位给出频谱截止频率的平均值。意识丧失(LOC)在此处的时间轴上表示为“00”。

[0057] 下表指示图2中的图表的数值,包含特定标准差:

	以秒为单位的 LOC 之前/之后的时间点	以 Hz 为单位的平均值	标准差
	-200	16.1522	6.63732
	-180	13.4322	5.82472
	-160	14.2643	6.29292
	-140	13.4243	6.27143
	-120	14.3168	6.59561
	-100	12.5081	6.12921
	-80	13.0448	5.61589
	-60	13.8354	5.55857
	-40	12.6829	5.85254
	-20	10.1051	4.09247
	00	7.9307	3.96740
[0058]	20	9.0013	3.71247
	40	9.6232	3.08994
	60	10.9800	2.94291
	80	10.6930	3.24560
	100	12.0464	2.41244
	120	12.4408	2.80897
	140	12.5120	3.03307
	160	12.0910	2.51989
	180	12.1213	3.70452
	200	11.8718	3.60563
	220	12.0961	3.69842
	240	12.8673	3.18760
	260	12.8035	3.35782
	280	12.4916	3.15537
	总计	11.8354	4.38536

[0059] 可以看到清晰的负峰,其在意识丧失的时间点(时间点“00”)具有最小值。在此情况下,频谱频率平均值从大约12-14Hz的值下降到大约8Hz,并且接着增大到大约12-13Hz。负峰的宽度大约为2分钟。通过确定负峰的最小值,可以20秒或更短的准确度确定意识丧失的发生。

[0060] 根据本发明,通过电子方式或使用计算机来评估所确定的相关性,并使用所述相关性确定EEG信号的频谱截止频率的响应,并将所述响应中的频谱截止频率的绝对最小值确定为用于麻醉诱导的意识丧失的发生的参数。在此情况下,相关联的程序可作为软件工具集成在基于EEG的脑功能监测器或脑电图仪中。

[0061] 图3示出用于确定指示麻醉下患者的意识丧失的参数的方法。根据步骤301,记录患者身上的至少一个前额EEG信号。例如,根据10/20系统,通过在位置F7、F8、FP1和FP2的电极拾取四个EEG信号,并给出这些信号的平均值,其中Fpz作为参考电极。

[0062] 根据步骤302,在EEG信号的当前时间帧内持续确定频谱截止频率。持续进行确定,例如,每2秒或每5秒进行频谱频率的最新确定。当前时间帧的长度例如为20秒,其中仅通过实例理解所述值。

[0063] 在步骤303中,评估EEG信号的频谱截止频率的响应。这是在施用麻醉诱导药物(例如丙泊酚)之前开始并且在麻醉诱导的意识丧失发生之后结束的时间段内进行的。在此情况下,可以或不关于时间段的持续时间而建立所述时间段。在第二种情况下,例如,一旦可以确定频谱截止频率的最小值,就结束时间段。

[0064] 在步骤304中,在所考虑的时间段内确定频谱截止频率的绝对最小值。例如,这可以通过评估频谱截止频率是否已下降到低于10赫兹的值,特别是低于9赫兹的值并重新增

大来进行。替代地或另外,对于限定数量的测量值,还可以评估频谱截止频率的测量值是否大于先前的测量值。因此,评估频谱截止频率的负峰,其中频谱截止频率的绝对最小值处于负峰的负尖端。可以使用额外数据分析和曲线草图绘制法 (curve sketching method) 以尽可能最高的准确度确定频谱截止频率的绝对最小值。

[0065] 一旦已确定频谱频率的绝对最小值,就例如以声音方式和/或在EEG监测器的显示器上提供此信息作为参数,以指示性地指示患者的意识丧失。

[0066] 根据步骤306,医生或麻醉师可以使用此信息使待进行的插管准确地适于患者的个体意识状态,从而不会过早或过晚地进行插管。这在引入麻醉剂时为患者提供更高的安全性。

[0067] 为了执行所述方法,通常可以使用基于EEG的脑功能监测器或计算机。用于确定和评估频谱截止频率以及用于确定频谱截止频率的绝对最小值的方法步骤在此由程序代码执行,所述程序代码在处理器中运行。程序代码存储在处理器的存储器中或在运行之前在所述存储器中加载。运行程序代码的处理器可以是EEG监测器的主处理器,或独立的处理器。

[0068] 图4通过实例示出实施此类基于EEG的脑功能监测器1的可能的方式。EEG监测器1包括微处理器2、存储器3、控制设备4、输出单元5和用于连接EEG电缆的接口7。

[0069] 通过接口7,可以将包括EEG电极61、62的EEG电缆连接到EEG监测器1。通过实例描绘了拾取EEG信号的两个EEG电缆,由此可以提供额外的EEG电缆以拾取多通道EEG信号。

[0070] 将EEG信号供应到微处理器2。程序代码存储在存储器3中,或者程序代码可以在存储器3中加载,当在微处理器2中运行所述程序代码时,所述程序代码执行参考图3所解释的方法。所述过程可以通过控制设备4来控制,并且此过程可以设计成获得对应的输入命令。控制设备4可以是EEG监测器1的主处理器,或者在这种情况下可以含有此类处理器。替代地,控制单元4可以接管微处理器2的功能。通过控制单元4和/或额外模块(未示出),可以实施EEG监测器1的额外功能。

[0071] 当执行所加载的程序代码时,微处理器2因此确定频谱截止频率的绝对最小值以及此绝对最小值存在的时间点。将对应信息传输到输出单元5并输出到所述输出单元。例如,这可以通过监测器51和/或声学单元52来完成。

[0072] 当然,本发明不限于上述实施例,并且在不脱离此处所描述的概念的情况下可以进行各种修改和改进。可以单独使用任何特征或在所述特征与任何其它特征不相互排斥的情况下与任何其它特征组合使用,并且本公开扩展到并包括此处所描述的一个或多个特征的所有组合和子组合。因此,无论如何限定范围,这些范围都包含这些范围内的所有值以及范围内的所有子范围。

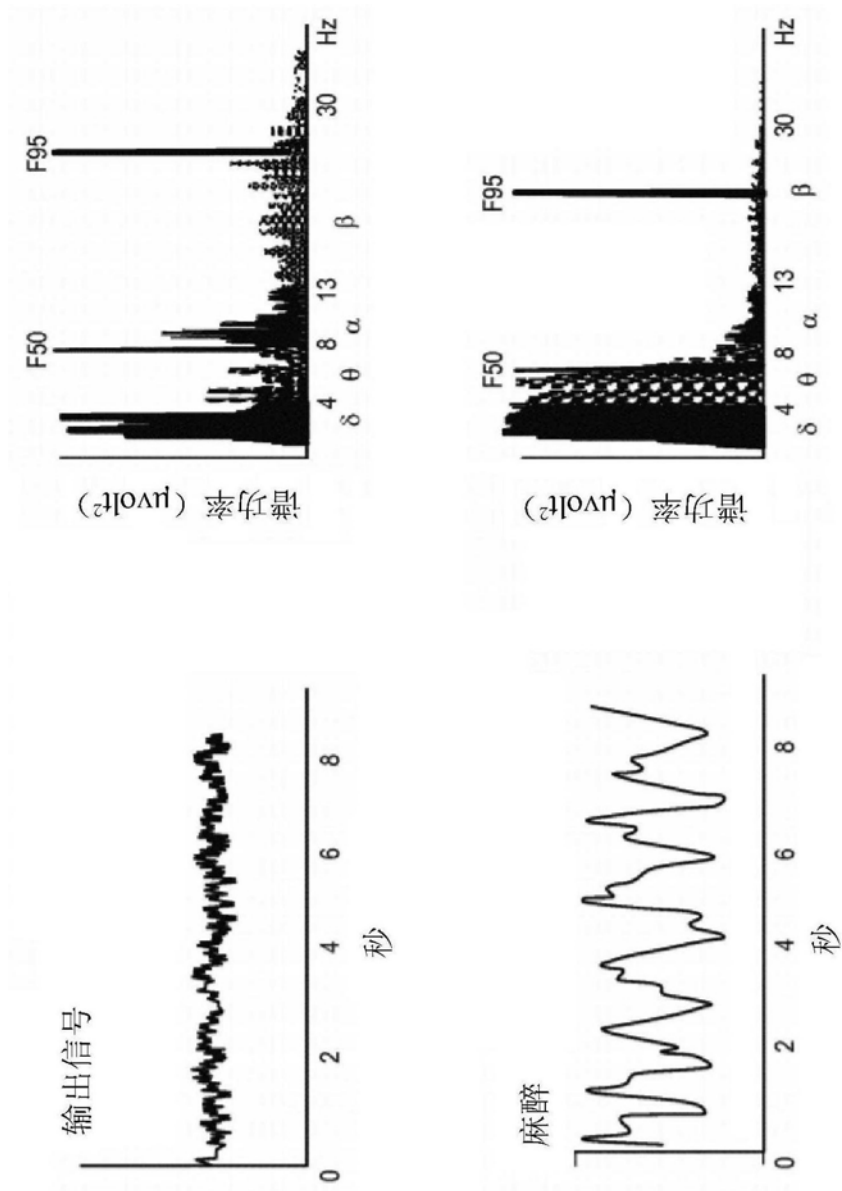


图1

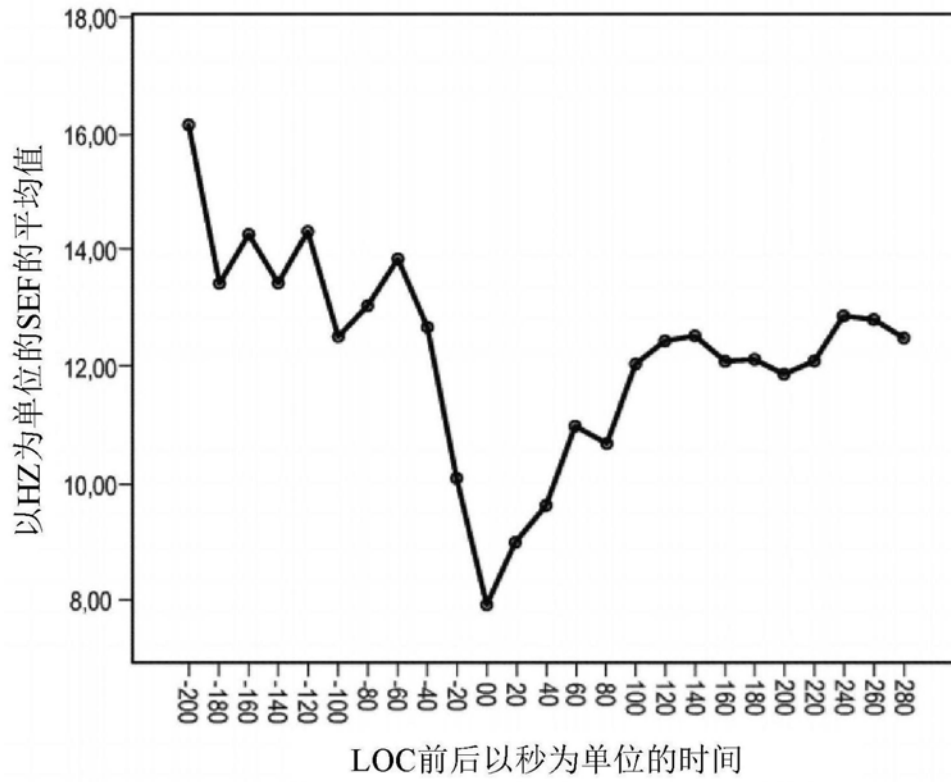


图2

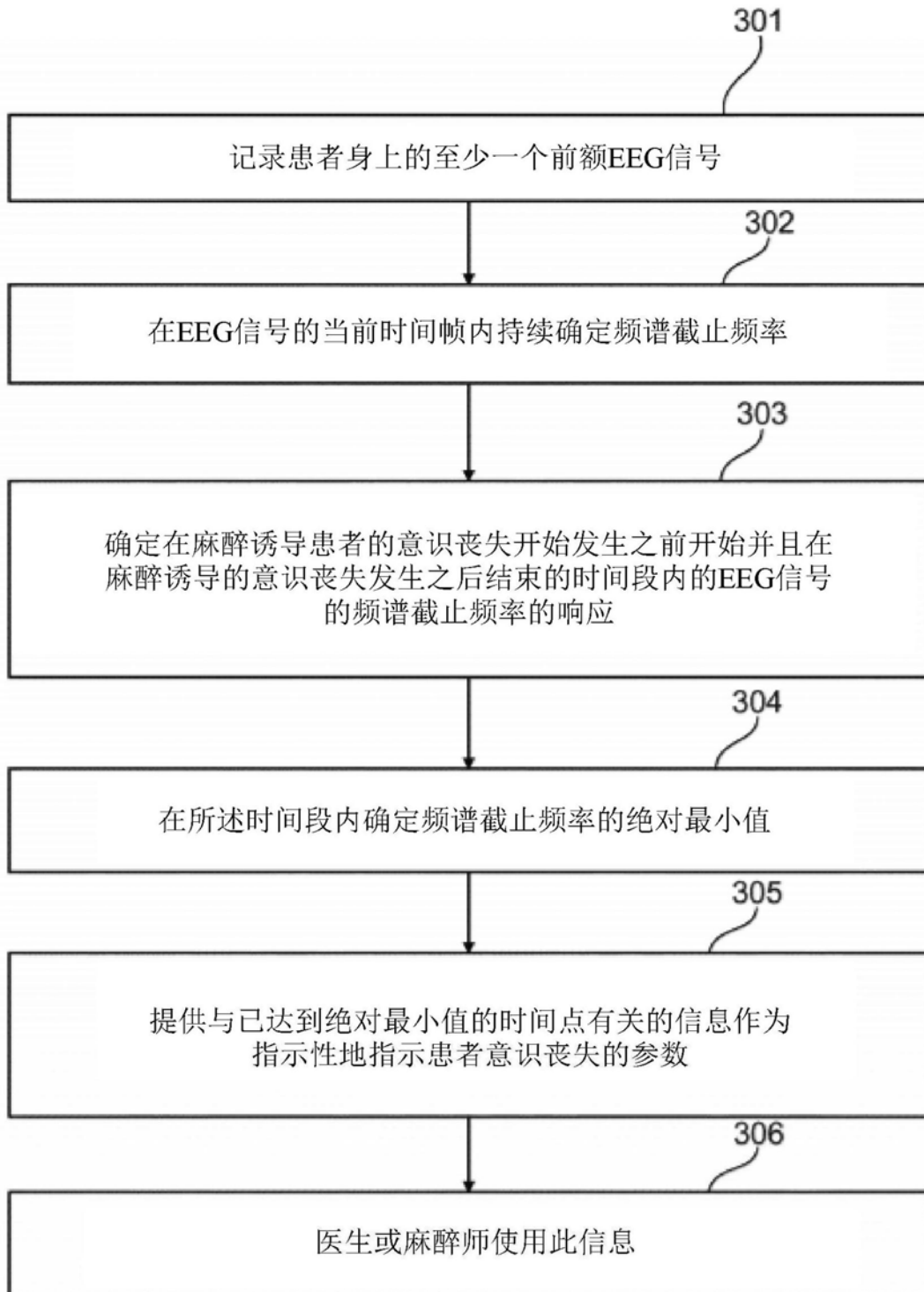


图3

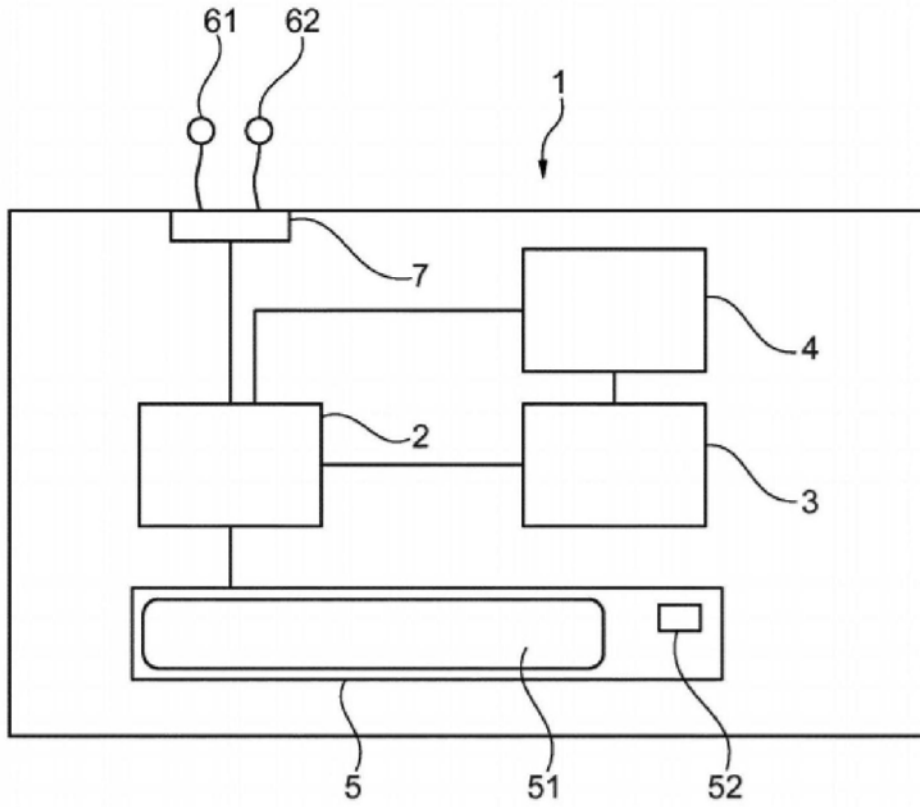


图4

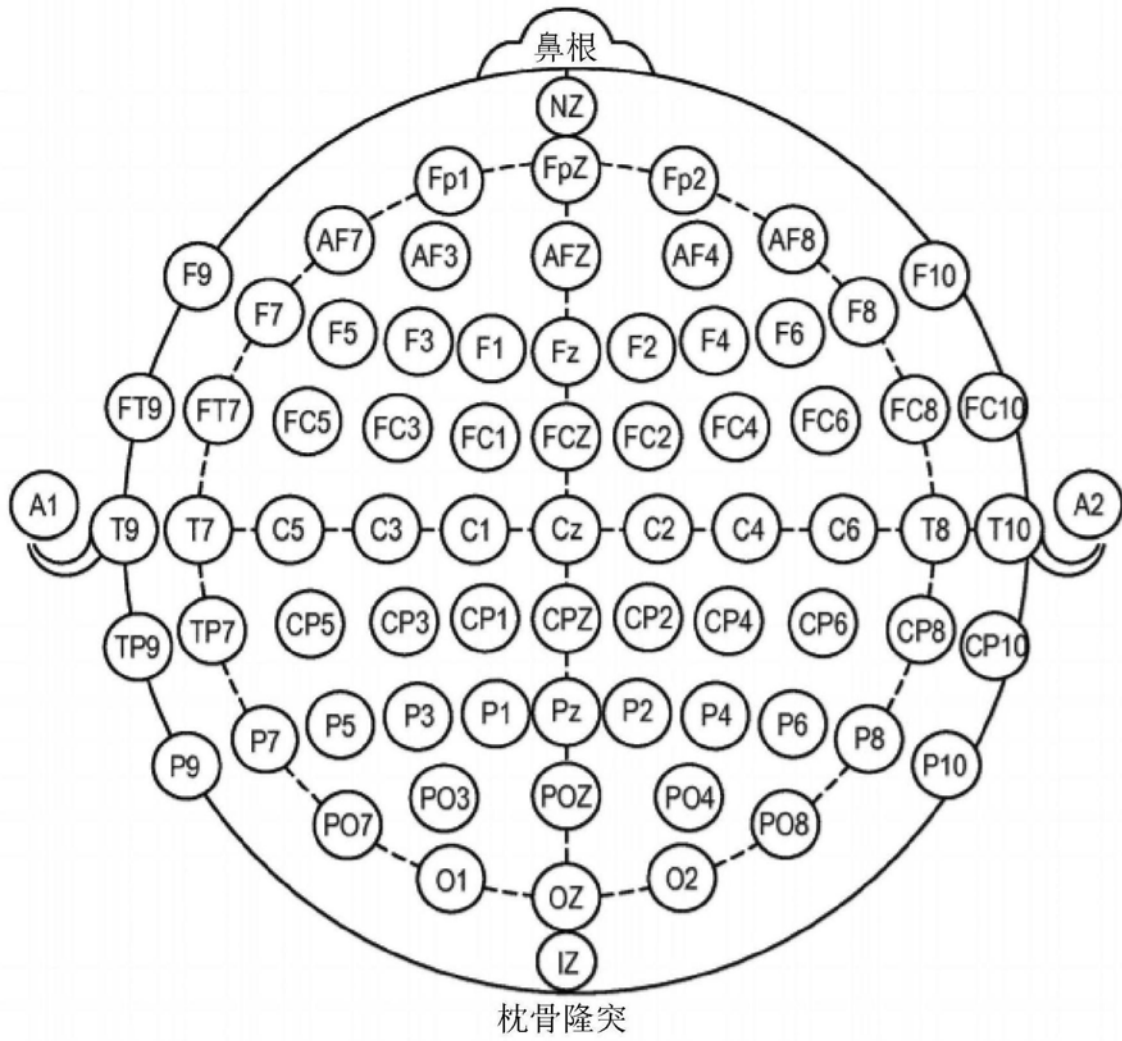


图5

专利名称(译)	提供指示麻醉下患者意识丧失的参数		
公开(公告)号	CN112399826A	公开(公告)日	2021-02-23
申请号	CN201980027777.8	申请日	2019-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
[标]发明人	S科赫 C斯皮斯		
发明人	S·科赫 C·斯皮斯		
IPC分类号	A61B5/374 A61B5/00		
优先权	102018110275 2018-04-27 DE		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于提供指示麻醉下患者的意识丧失的参数的方法和装置。所述方法具有以下步骤：检测(301)所述患者的头部上的至少一个EEG信号；在所述EEG信号的当前时间窗口内持续确定(302)频谱截止频率；确定(303)所述EEG信号在施用麻醉诱导药物之前开始并且在引发麻醉诱导的意识丧失之后结束的时间段内的所述频谱截止频率的曲线；确定(304)所述时间段内的所述频谱截止频率的绝对最小值，其中所述频谱截止频率的负峰处于所述绝对最小值，并提供(305)与达到所述绝对最小值的时间点有关的信息作为指示性地通知所述患者的所述意识丧失的参数。

