



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105902267 B

(45)授权公告日 2019.10.11

(21)申请号 201610246021.0

(22)申请日 2013.08.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105902267 A

(43)申请公布日 2016.08.31

(30)优先权数据

61/684640 2012.08.17 US

13/728913 2012.12.27 US

13/728900 2012.12.27 US

13/730212 2012.12.28 US

(62)分案原申请数据

201310471815.3 2013.08.17

(73)专利权人 尼尔森公司(美国)有限责任公司
地址 美国伊利诺伊州

(72)发明人 Y.巴道尔 R.古鲁穆尔蒂
A.K.普拉迪普 R.T.克奈特

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 张健 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 5/0478(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

(56)对比文件

WO 2011056679 A2,2011.05.12,

US 3735753 ,1973.05.29,

US 3735753 ,1973.05.29,

CN 102458242 A,2012.05.16,

CN 102334989 A,2012.02.01,

US 2012136233 A1,2012.05.31,

US 2011237923 A1,2011.09.29,

CN 86102789 A,1986.11.19,

US 2012143020 A1,2012.06.07,

审查员 王兆雨

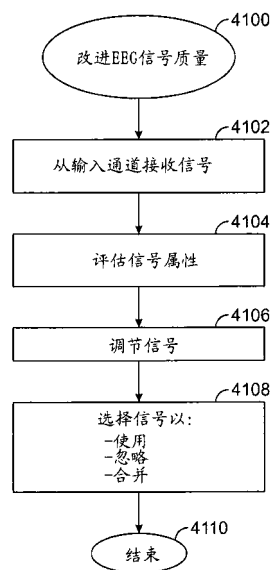
权利要求书3页 说明书40页 附图54页

(54)发明名称

用于收集和分析脑电图数据的系统和方法

(57)摘要

本发明涉及用于收集和分析脑电图数据的系统和方法。这里公开了示例方法,包括评估第一神经信号的第一属性,评估第二神经信号的第二属性,在基于第一属性确定第一神经信号不依从质量阈值的情况下调节第一神经信号以获得第三神经信号,在基于第二属性确定第二神经信号不依从质量阈值的情况下调节第二神经信号以获得第四神经信号,评估第三神经信号的第三属性,评估第四神经信号的第四属性,基于与质量阈值的相应依从性选择第一、第二、第三或第四神经信号中的第一个以执行下述至少一项:用于附加分析、忽略第一、第二、第三或第四神经信号中的第二个或者与其合并。



1. 一种用于收集脑电图数据的装置,包括:
中央主体部,该中央主体部包括第一凸出、第二凸出、以及第一凸出和第二凸出之间的凹陷;
从中央主体部延伸的多个延伸部,延伸部中的相应延伸部具有承载电极的对应末端;
以及
沿中央主体部的纵轴在凹陷中设置的调节带,用于调节延伸部的相应位置。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中调节带是弹性的。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中调节带沿纵轴可滑动地设置。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,进一步包括封装在中央主体部和延伸部中的柔性印刷电路板。
5. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其中延伸部中的多个延伸部在远离中央主体部的方向上弯曲。
6. 根据权利要求5所述的装置,其中延伸部在相同方向上弯曲。
7. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其中电极包括环的至少一部分。
8. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,进一步包括设置在中央主体部的一侧上的电极阵列。
9. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其中调节带的收紧使电极施加力至佩戴该装置的对象头部。
10. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其中中央主体部和延伸部是柔性但非弹性的,而调节带是柔性且弹性的。
11. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,进一步包括电极上的银尼龙涂层。
12. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其中电极是可拆卸的。
13. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其中所述多个延伸部中的第一延伸部位于越过中央主体部在所述多个延伸部中的第二延伸部的对面。
14. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,进一步包括罩体,该罩体部分地围绕电极,以使得罩体的第一部分设置于电极的第一侧上,罩体的第二部分设置于电极的第二侧上,以及电极的接触对象组织的末端从罩体延伸。
15. 根据权利要求14所述的装置,其中该电极具有小于0.5毫米的横截面,罩体的第一部分的第一外侧端和罩体的第二部分的第二外侧端分离小于1毫米的距离,以及电极的接触组织的末端从罩体延伸小于0.2毫米。
16. 根据权利要求14所述的装置,其中由延伸部承载的电极是第一组电极,其进一步包括由中央主体部承载的第二组电极,第一组电极包括第一类型的电极,以及第二组电极包括不同于第一类型的第二类型的电极。
17. 根据权利要求16所述的装置,其中第一类型的电极包括单独安装的电极,以及第二类型的电极包括电极阵列。
18. 根据权利要求17所述的装置,其中阵列中的两个或更多个电极能够电气短路以形成具有增加表面积的一个电极。
19. 根据权利要求16或17中任一项所述的装置,其中第一组电极沿中央主体部的第一外侧以及沿中央主体部的第二外侧设置,以及第二组电极沿中央主体部的中心轴设置。

20. 根据权利要求1所述的装置,其中中央主体部是第一细长带,该第一细长带耦合至定位在对象第一只耳朵附近的第一壳体以及定位在对象第二只耳朵附近的第二壳体,该第一细长带包括具有至少八个电极的第一组电极,进一步包括:

第二细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第二细长带包括具有至少八个电极的第二组电极;

第三细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第三细长带包括具有至少八个电极的第三组电极;以及

第四细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第四细长带包括具有至少八个电极的第四组电极。

21. 根据权利要求20所述的装置,其中第一、第二、第三和第四细长带中的一个或多个可旋转地耦合至第一壳体和第二壳体中的一个或多个。

22. 根据权利要求20或21中任一项所述的装置,其中第一、第二、第三和第四细长带中的一个或多个可拆卸地耦合至第一壳体和第二壳体中的一个或多个。

23. 根据权利要求20或21中任一项所述的装置,其中第一细长带定位在对象的鼻根点上方、处于在对象头部中心上测量的对象的鼻根点和枕骨隆突之间距离的10%处,第二细长带定位在鼻根点上方处于该距离的30%处,第三细长带定位在鼻根点和枕骨隆突之间的半途处,以及第四细长带定位在枕骨隆突上方处于该距离的30%处。

24. 根据权利要求20或21中任一项所述的装置,其中第一、第二、第三和第四细长带中的一个或多个包括可调节弹性带来改变细长带和对象头部之间的距离。

25. 根据权利要求20或21中任一项所述的装置,进一步包括附加的细长带,该附加的细长带耦合至第一壳体和第二壳体,该附加的细长带包括附加电极组。

26. 根据权利要求20或21中任一项所述的装置,其中第一组电极中的一个或多个电极以1牛顿每平方毫米至2牛顿每平方毫米的力压缩对象的角质层。

27. 根据权利要求20或21中任一项所述的装置,进一步包括:

用于将电极收集的信号转换为数字数据的模数转换器;

用于放大信号的放大器;

用于从信号中移除噪声的信号调节器;

用于根据分析协议分析数据以确定对象精神状态的数据处理器;以及

用于发送数字数据或精神状态中的至少一个的发送器。

28. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括第一带,第一带包括中央主体部,其中电极是第一组电极,进一步包括:

第二带,其包括第二组电极,其中第一带和第二带在第一方向上相对于对象的头部定向以从对象获得第一神经响应数据,以及第一带和第二带在第二方向上相对于对象的头部定向以从对象获得第二神经响应数据,第二方向基本垂直于第一方向。

29. 根据权利要求28所述的装置,其中第二方向上的该装置从对象的大脑收集中线读数。

30. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括第一壳体,第一壳体包括多个磁锁,其中调节带是第一调节带,其中中央主体部是第一细长带,第一细长带具有可调节地耦合至第一壳体的第一端,第一调节带包括第一磁力扣件,用于与磁锁中的第一个磁锁磁性地链接以

将第一细长带紧固在第一位置中,以及用于与磁锁中的第二个磁锁磁性地链接以将第一细长带紧固在第二位置中。

31. 根据权利要求30所述的装置,其中该装置佩戴在对象头部上,其中第一位置相比于第二位置更加靠近头顶,以及第一磁力扣件从第一位置至第二位置的调节收紧了第一细长带,并使电极更加靠近头部。

32. 根据权利要求30或31中任一项所述的装置,其中第一细长带可拆卸地耦合至第一壳体。

33. 根据权利要求30或31中任一项所述的装置,进一步包括:第二细长带,其具有可调节地耦合至第一壳体的第二端,第二细长带包括第二多个电极和第二调节带,第二调节带包括第二磁力扣件,用于与磁锁中的第一个磁锁磁性地链接以将第二细长带紧固在第三位置中,以及用于与磁锁中的第二个磁锁磁性地链接以将第二细长带紧固在第四位置中。

34. 根据权利要求33所述的装置,其中第一细长带和第二细长带是可独立调节的。

35. 根据权利要求33所述的装置,其中第一细长带和第二细长带是可独立拆卸的。

用于收集和分析脑电图数据的系统和方法

[0001] 本申请为分案申请,其母案的发明名称为“用于收集和分析脑电图数据的系统和方法”,申请日为2013年8月17日,申请号为201310471815.3。

技术领域

[0002] 本公开总体上涉及神经和生理监测,以及更特别的,涉及用于收集和分析脑电图数据的系统和方法。

背景技术

[0003] 脑电描记法(EEG)包括测量和记录与大脑的不同部位相关联的上千个同时神经过程所产生的电活动。通常使用置于使用者头皮上的多个电极测量由大脑神经元内的该电活动所导致的电压波动来测量EEG数据。颅下EEG能够以高精度测量电活动。尽管人头部的骨和真皮层趋向于减弱多种频率的传输,但是表面EEG还提供了有用的电生理信息。

发明内容

[0004] 根据本发明的第一方面,提供了一种方法,其包括:评估第一神经信号的第一属性;基于第一属性确定第一神经信号是否依从质量阈值;评估第二神经信号的第二属性;基于第二属性确定第二神经信号是否依从质量阈值;在第一神经信号不依从质量阈值的情况下调节第一神经信号以获得第三神经信号;在第二神经信号不依从质量阈值的情况下调节第二神经信号以获得第四神经信号;评估第三神经信号的第三属性;基于第三属性确定第三神经信号是否依从质量阈值;评估第四神经信号的第四属性;基于第四属性确定第四神经信号是否依从质量阈值;基于与质量阈值的相应依从性选择第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第一个,以执行下述至少一项:用于附加分析、忽略第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个、或者与第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个合并。

[0005] 根据本发明的第二方面,提供了一种系统,其包括:头戴式装置,用于从对象大脑收集第一神经信号和第二神经信号;以及处理器,用于:评估第一神经信号的第一属性;基于第一属性确定第一神经信号是否依从质量阈值;评估第二神经信号的第二属性;基于第二属性确定第二神经信号是否依从质量阈值;在第一神经信号不依从质量阈值的情况下调节第一神经信号以获得第三神经信号;在第二神经信号不依从质量阈值的情况下调节第二神经信号以获得第四神经信号;评估第三神经信号的第三属性;基于第三属性确定第三神经信号是否依从质量阈值;评估第四神经信号的第四属性;基于第四属性确定第四神经信号是否依从质量阈值;基于与质量阈值的相应依从性选择第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第一个,以执行下述至少一项:用于附加分析、忽略第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个、或者与第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个合并。

附图说明

- [0006] 图1示意了根据本公开教导的具有多个可调节带的示例头戴式装置(headset)的透视图。
- [0007] 图2是图1的头戴式装置的右侧视图。
- [0008] 图3是图1的头戴式装置的左侧视图。
- [0009] 图4A是图1的头戴式装置在示例定向上的透视图。
- [0010] 图4B是图1的头戴式装置在另一示例定向上的透视图。
- [0011] 图5是图1的头戴式装置的示例可调节带或脊的透视图。
- [0012] 图6是图5的示例脊的末端的放大视图。
- [0013] 图7是图5的示例脊的横截面图。
- [0014] 图8A是示例EEG系统的电路图。
- [0015] 图8B是具有湿电极的示例EEG系统的电路图。
- [0016] 图8C是根据本公开教导的具有干电极的示例EEG系统的电路图。
- [0017] 图9是示意了示例电极和接地放置位置的头顶的示意图。
- [0018] 图10是示于图1的头戴式装置上的示例可调节机构的放大视图。
- [0019] 图11A是图1-7的示例电极的透视图。
- [0020] 图11B和11C是两个可替代示例电极设计的前视图。
- [0021] 图11D是示例中心电极阵列板的透视图。
- [0022] 图12A是示例开关电路的框图。
- [0023] 图12B是对数据的多个通道求平均的图形表示。
- [0024] 图13A是与使用者头皮接触的示例电极的横截面图。
- [0025] 图13B是与使用者头皮接触的可替代示例电极的横截面图。
- [0026] 图14是示例电极的电路图。
- [0027] 图15是根据本公开教导构造的可替代带或脊以及可替代电极的透视图。
- [0028] 图16是图15的示例电极的分解图。
- [0029] 图17是根据本公开教导构造的另一示例按扣(snap)电极的分解图。
- [0030] 图18是根据本公开教导构造的另一示例电极的透视图。
- [0031] 图19A是根据本公开教导构造的另一示例电极的透视图。
- [0032] 图19B是图19A的示例电极的横截面图。
- [0033] 图20是用于制造示例脊的示例模具的透视图。
- [0034] 图21是在图20的示例模具中的制造后的示例脊的透视图。
- [0035] 图22A-22J是使用者的头以及用于电极接触的示例区域的透视图。
- [0036] 图23是根据本公开教导构造的且具有带有电极头的多个带的另一示例头戴式装置的透视图。
- [0037] 图24是图23的示例头戴式装置和USB连接端口的底视图。
- [0038] 图25是USB基座上的图23的示例头戴式装置的透视图。
- [0039] 图26是图23的示例头戴式装置的后侧视图。
- [0040] 图27是图23的示例头戴式装置的顶侧视图。
- [0041] 图28是图23的示例头戴式装置的右侧视图。

- [0042] 图29是图23的示例头戴式装置的底部透视图。
- [0043] 图30示意了示例头戴式装置的示例层的分解图。
- [0044] 图31是图30的示例电路壳体的分解图。
- [0045] 图32A-32D是用在图23的示例头戴式装置中的示例电极连接件的分解图。
- [0046] 图33是处于部分组装状态的图32A-32D的示例电极连接件的侧视图。
- [0047] 图34是根据本公开教导构造的另一示例头戴式装置的透视图。
- [0048] 图35是用于图34的示例头戴式装置的可调节旋钮的透视图。
- [0049] 图36是来自图1、23和/或34中的头戴式装置的示例电路的框图。
- [0050] 图37是实现图1-7和12的处理器和信号选择器的示例方式的框图。
- [0051] 图38是实现图1、23和/或34的(一个或多个)头戴式装置的示例方式的框图,该头戴式装置具有附加的生理传感器系统。
- [0052] 图39是实现图1、23和34的处理和调节的示例方式的框图。
- [0053] 图40是表示根据本公开教导的分析EEG数据的示例方法的流程图。
- [0054] 图41是表示根据本公开教导的改进EEG信号质量的示例方法的流程图。
- [0055] 图42是表示根据本公开教导的进行在家患者监测/治疗的示例方法的流程图。
- [0056] 图43是表示根据本公开教导的对使用者对媒体的注意以及对控制装置的期望进行处理的示例方法的流程图。
- [0057] 图44是表示根据本公开教导的收集和分析脑电图数据的示例方法的流程图。
- [0058] 图45示意了可执行用于实现这里公开的任何或全部示例方法、系统和/或设备的图40-44的一个或多个指令的示例处理器平台。

具体实施方式

[0059] 某些示例在上述附图中示出,并在下面详细公开。在描述这些示例时,相似或相同附图标记用于标识相同或相似的元件。附图不必按比例绘制,并且为了清楚和/或简明起见,某些特征及附图的某些视图可以被夸大比例或夸大示意地示出。另外,在整个本说明书中描述了多个示例。

[0060] 生物细胞和组织具有能被读取的电气属性,它们提供关于细胞或组织的功能的信息。已经开发出各种类型的电生理技术来从人体测量电气信号。例如,心电图描记法(ECG或EKG)测量心脏中的电活动。脑电描记法(EEG)测量大脑中的电活动。皮层脑电描记法(EECoG)使用直接置于大脑裸露表面上以记录大脑皮层中的电活动的电极来测量电活动。肌电描记法(EMG)测量肌肉中的电活动。眼动电描记法(EOG)测量视网膜的静息电位,以及视网膜电描记法测量视网膜细胞的电响应。这些和/或其他电生理信号在许多健康状况的治疗、诊断和监测中是重要的。

[0061] EEG数据指示神经元的电活动,包括由五种感觉(诱发活动)中的一种或多种的刺激引起的大脑中的神经去极化,以及根据思维过程(自发性活动)产生大脑中的电活动。这些电活动的总和(例如,脑波)传播到表面并可利用脑电图检测。由于人体中的电流是由离子流引起的,因此使用生物电势电极,其与人体皮肤一起形成双电层来感测离子分布。

[0062] EEG数据能够以各种频带分类。脑波频率包括 δ 、 θ 、 α 、 β 和 γ 频率范围。 δ 波被分类为小于约4赫兹(Hz)的波,并在睡眠期间是突出的。 θ 波具有约3.5Hz至约7.5Hz之间的频率,并

且与记忆、注意力、情绪和感觉相关联。 θ 波通常在内专注的状态期间是突出的。 α 频率位于约7.5Hz与约13Hz之间并通常在10Hz周围达到峰值。 α 波在松弛的状态期间是突出的。 β 波具有约14Hz与约30Hz之间的频率范围。 β 波在运动控制、各区域之间的大范围同步、分析问题解决、判断和决定作出的状态期间是突出的。 γ 波发生在约30Hz与约100Hz之间并涉及将不同神经元群体一起绑定为网络以用于执行某些认知或运动功能的目的、以及注意力和记忆。由于头骨和真皮层衰减了该频率范围内的波,因此高于约75Hz(例如,高 γ 频带或 κ (kappa)频带)的脑波相比于更低频带中的波更不易于测量。EEG数据可以用于确定个人的情绪或精神状态,包括例如注意力、情感投入、记忆或共鸣等。

[0063] EEG信号可使用置于个人(例如,使用者、观察者、对象、小组成员、参与者或患者)头皮上的多个电极测量,以测量在大脑神经元中毫秒范围内发生的与突触后电流相关联的电活动所产生的电压波动。尽管颅下EEG能够以高精度测量电活动,但诸如例如干电极之类的表面电极也提供有用的神经响应信息。

[0064] 许多传统的EEG电极经受高阻抗和/或需要杂乱的凝胶来增加信号质量。另外,许多已知的EEG头戴式装置利用头盔或头带型组件,该头盔或头带型组件包括有限数量的电极。这些已知的头戴式装置在佩戴上不舒服且通常不能够有效地容纳多种不同尺寸的头部。

[0065] 为了使得表面EEG电极能够有效地接收来自大脑的信号,电极要尽可能靠近头皮放置。电极可以手动地置于对象的头部上或可以包含在诸如例如头戴式装置之类的可佩戴设备中。然而,对象的头发可能由于限制了电极的表面接触而与电极和头皮之间的接触发生干扰。例如,平均个人趋向于具有每平方厘米从约80至约200个毛囊(囊/平方厘米)。介于电极和头皮之间的发股(hair strand)和毛囊将阻抗提高了若干兆欧(M Ω)。具有大于100千欧(k Ω)的阻抗的EEG系统易受各种噪声源的影响,该噪声源模糊EEG信号的读取。能够通过施加压力至电极从而减少电极和头皮组织之间的距离来减小阻抗。然而,诸如例如大于2牛顿每平方毫米(N/mm²)的太大压力会导致对象不舒服。在一些示例中,压力轻微地压缩作为表皮最外层的、例如最外侧10-40微米(μ m)的基层角质层。已知的EEG传感器没有考虑到一股或多股头发或毛囊的厚度,以及未有效地调节到使用者头部的特定尺寸,并且因此,已知的系统不能够对头皮施加有效量的压力。在这里公开的一些示例中,包括电极头的电极的轮廓被设计为实现舒适度和噪声降低这两者。另外,在这里公开的示例中,同样为了增强舒适度和噪声降低,并入电极的头戴式装置可模块化地调节,如在下文中更详细地公开。

[0066] 由于EEG数据的非常低的信号幅度以及高阻抗,噪声是在高质量EEG仪器中要考虑的重要因素。噪声类型可通过各种噪声源而分类,诸如例如皮肤电位噪声、热噪声、放大器噪声、电极噪声和干扰噪声。

[0067] 皮肤电位噪声涉及皮肤的拉伸,其引起电极处的电位变化。这里公开的示例通过利用使得由电极施加至头皮上的压力减少皮肤电位噪声的(一个或多个)特殊电极形状来减轻皮肤电位噪声。由于皮肤由这里所描述的示例电极拉伸和按压,因此通常存在较少噪声以及在对象移动时存在较少噪声。由电极施加至头皮上的优化的压力减少了皮肤电位噪声而增加了舒适度。示例压力小于约2 N/mm²。

[0068] 热噪声是由电荷承载电子部件的热骚动产生的电子噪声。热噪声与阻抗和带宽成

比例,并且可以由下面的等式表示: $V_{TH} = (4kTBR)^{1/2}$,其中k是玻尔兹曼常数,T是以开尔文(K)为单位的温度,B是以赫兹为单位的带宽,以及R是以欧姆(Ω)为单位的电极阻抗。例如,在室温($T = 300K$)和150Hz带宽处具有 $1M\Omega$ 目标阻抗的情况下,热噪声将是约1微伏均方根(μV_{rms})。在数目n个独立数字化电极上求平均将信噪比改进了约 $1/(n)^{1/2}$ (例如参见图12B)。如下文中更详细公开的,具有低于0.2毫米(mm)的有效直径的电极形状允许在具有约小于15mm的直径的区域中多达约100个独立数字化电极。在一些示例EEG系统中,在头皮表面处存在最大大约15mm的空间分辨率。本文公开的示例通过在多个电极上对读数求平均来减轻热噪声,诸如例如对n=100个电极以因子10求平均。

[0069] 放大器噪声是对放大过程来说固有的噪声。放大器噪声通常较小,诸如例如在约150Hz的带宽处约 $0.5\mu V_{rms}$ 。这里公开的示例通过在多个电极上对读数求平均来减轻放大器噪声,从而抵消掉至少部分噪声。在数目n个独立数字化电极上求平均将信噪比改进了约 $1/(n)^{1/2}$ (例如,参见图12B,因此考虑了热噪声以及放大器噪声这两者)。此外,如上所述,对于具有低于0.2mm的有效直径的下面公开的示例电极形状,在具有小于约15mm的直径的区域中有超过100个独立数字化电极的情况下,并且在头皮表面处具有最大大约15mm的空间分辨率的情况下,这里公开的示例还通过在多个电极上对读数求平均来减轻放大器噪声,诸如例如通过对n=100个电极以因子10求平均。

[0070] 干扰噪声由于外部电磁场(例如,输电线)的存在而存在。电磁感应噪声能够在多个路径上渗入EEG信号。例如,电场能够感应位移电流进入电极引线、电极-皮肤界面或EEG装置的各个部件(例如,放大器、电源等)。另一种电磁噪声源是对象身体上的共模电压(V_c),其由静电压分量(V_s)和输电线感应分量(V_a)组成。输电线感应分量(V_a)由流经寄生电容(C_d)的位移电流(I_d)引起。该电容的大小由对象与电源的接近度来确定。输电线感应分量(V_a)例如在对象抓住绝缘电源线的情况下能够是20V那么大。摩擦创建了存储在身体和底面之间的电容(C_b)中的电荷。例如,以该方式带电的第三人能够在其移动靠近该对象的情况下感应静电压进入该对象。这里公开的示例使得EEG信号能够封装免于外部电磁场,这增强了EEG信号抵抗电磁噪声源的鲁棒性。在一些公开的示例中,在EEG系统周围建立法拉第笼来将EEG系统从环境噪声去耦。此外,具有与对象身体的低阻抗连接($Z_{sh} < 100k\Omega$)的专用屏蔽电极确保了没有位移电流渗入该系统。

[0071] 这里公开了示例头戴式装置器件和用于从使用者头部接收神经响应数据的附随部件。这里公开的示例头戴式装置是便携的并包括多个可独立调节带,该多个可独立调节带在操作上在一端上耦合至包装处理器的第一壳体以及在另一端上耦合至包括调节机构的第二壳体。

[0072] 这里所述的示例头戴式装置适合于任何头部形状,同时还施加足够的力至与头戴式装置耦合的多个电极(例如,干电极)中的每一个以提供优质EEG读数。一些这样的示例头戴式装置提供了针对大量干电极的使用的简单、有成本效益且可靠的解决方案。一些这样的示例头戴式装置确保了穿过头发操作的舒适、良好的电极接触以及针对线路噪声和(一种或多种)其他类型的噪声的屏蔽。这里公开的示例还包括可独立调节的部件以增强舒适度和可佩戴性。另外,这里公开的示例大大增加了能够收集来自头部的信号的通道(例如,电极)的数量,如下文所详述,这增强了数据收集和分析。

[0073] 这里公开了一种示例装置,该装置包括第一细长带,其耦合至定位在对象第一只

耳朵附近的第一壳体以及定位在对象第二只耳朵附近的第二壳体,该第一细长带包括第一组电极。该示例装置还包括第二细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第二细长带包括第二组电极。另外,该装置包括:第三细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第三细长带包括第三组电极;以及第四细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第四细长带包括第四组电极。其他示例装置包括更少或更多的可调节带,例如包括三个、两个、一个、五个等。

[0074] 在一些示例中,第一、第二、第三和第四细长带中每个可旋转地耦合至第一壳体和第二壳体中的每一个。在一些示例中,第一、第二、第三和第四细长带中每个可拆卸地耦合至第一壳体和第二壳体中的每一个。

[0075] 在一些示例中,第一细长带定位在对象的鼻根点(例如,额骨和两个鼻骨的交点)上方、处于在对象头部中心上测量的对象的鼻根点和枕骨隆突(例如,枕骨的凸出)之间距离的约10%处,第二细长带定位在鼻根点上方处于该距离的约30%处,第三细长带定位在鼻根点和枕骨隆突之间的约半途处,以及第四细长带定位在枕骨隆突上方处于该距离的约30%处。

[0076] 在一些示例中,第一、第二、第三和第四电极组中的电极的数量总和包括至少2000个电极。在一些示例中,电极或通道的数量能够是3000个电极或更多。此外,在其他示例中,在需要或期望更少数据通道时,可以存在更少的电极。

[0077] 在一些示例中,第一、第二、第三和第四细长带中每个包括可调节弹性带或条来改变细长带和对象头部之间的距离。

[0078] 在一些示例中,该装置还包括一个或多个附加的细长带,每个附加的细长带耦合至第一壳体和第二壳体,并且每个附加的细长带包括相应的附加电极组。

[0079] 在一些示例中,该装置包括耦合至第一壳体和/或第二壳体的调节机构,用于调节该装置在对象上的适合度。

[0080] 在一些示例中,第一细长带包括多个延伸部,以及第一组的多个电极分别设置在各延伸部的相应末端处。在一些示例中,延伸部是柔性的。

[0081] 在这里公开的一些示例中,电极包括环的至少一部分。在一些示例中,电极包括球体。在一些示例中,电极包括钩。在一些示例中,电极包括销(pin)。

[0082] 在一些示例中,电极可拆卸地耦合至相应的第一、第二、第三或第四细长带。

[0083] 在一些示例中,一个或多个电极以约1 N/mm² 至约2 N/mm²的力压缩对象的角质层。

[0084] 在一些示例中,所公开的装置包括用于将电极收集的信号转换为数字数据的模数转换器、用于放大信号的放大器、以及用于从信号中移除噪声的信号调节器。一些这样的示例装置还包括:用于根据一个或多个分析协议分析数据以确定对象精神状态的数据处理器;以及用于发送数字数据或精神状态中的至少一个的发送器。

[0085] 在一些示例中,该装置佩戴在对象头部上。

[0086] 这里还公开了示例方法,其包括从装置获得脑电图数据,该装置包括:第一细长带,其耦合至定位在对象第一只耳朵附近的第一壳体以及定位在对象第二只耳朵附近的第二壳体,该第一细长带包括具有至少八个电极的第一组电极;以及第二细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第二细长带包括具有至少八个电极的第二组电极。用在一些这样的示例方法中的一些装置包括:第三细长带,其耦合至第一壳体和第二壳体,该第三细长带包

括具有至少八个电极的第三组电极;以及第四细长带,其耦合至第一壳体 and 第二壳体,该第四细长带包括具有至少八个电极的第四组电极。一些这样的示例方法还包括分析脑电图数据来确定对象的精神状态。

[0087] 一些示例方法包括将从电极收集的脑电图数据转换为数字数据、放大脑电图数据以及从脑电图数据移除噪声。其他示例方法包括根据一个或多个分析协议来分析数据以确定观察者的精神状态和/或发送数字数据或精神状态中的至少一个。

[0088] 这里还公开了一种有形机器可读存储介质,其包括指令,所述指令在被读取时使机器至少从装置获得脑电图数据,该装置包括:第一细长带,其耦合至定位在对象第一只耳朵附近的第一壳体以及定位在对象第二只耳朵附近的第二壳体,该第一细长带包括具有至少八个电极的第一组电极;以及第二细长带,其耦合至第一壳体 and 第二壳体,该第二细长带包括具有至少八个电极的第二组电极。一些这样的示例装置还包括:第三细长带,其耦合至第一壳体 and 第二壳体,该第三细长带包括具有至少八个电极的第三组电极;以及第四细长带,其耦合至第一壳体 and 第二壳体,该第四细长带包括具有至少八个电极的第四组电极。一些示例指令使机器分析脑电图数据来确定对象的精神状态。

[0089] 一些示例指令使机器将从电极收集的脑电图数据转换为数字数据、放大脑电图数据以及从脑电图数据移除噪声。一些指令使机器根据一个或多个分析协议来分析数据以确定精神状态以及发送数字数据或精神状态中的至少一个。

[0090] 这里公开的示例装置包括诸如例如脊之类的中央主体部以及从中央主体部延伸的多个延伸部,每个延伸部具有耦合至电极的末端。该示例装置还包括沿中央主体的纵轴设置的调节带,用于调节延伸部的位置。

[0091] 在一些示例中,调节带是弹性的。此外,在一些示例中,调节带具有圆形横截面。在其他示例中,调节带具有矩形横截面。在一些示例中,调节带沿纵轴可滑动地设置。

[0092] 在这里公开的一些示例中,中央主体部包括第一凸出、第二凸出、以及在第一凸出和第二凸出之间形成的凹陷,并且,调节带设置在凹陷中。在一些示例中,中央主体部和延伸部包括硅酮或橡胶中的一个或多个。此外,在一些公开的示例中,该装置包括封装在中央主体部和延伸部中的柔性印刷电路板。

[0093] 在一些示例中,每个延伸部在远离中央主体部的方向上弯曲。在一些这样的示例中,每个延伸部在相同方向上弯曲。此外,在一些示例中,第一延伸部位于直接越过中央主体部在第二延伸部的对面。在一些示例中,中央主体部和延伸部是柔性但非弹性的,而调节带是柔性且弹性的。

[0094] 在一些示例中,电极是有回弹力的(例如,有弹力的)。此外,在一些示例中,电极是可拆卸的。在一些示例中,示例电极包括环的至少一部分。示例装置在一些示例中还包括设置在中央主体部的一侧上的电极阵列。在一些示例中,该阵列是压花板,以及该装置包括多达256个电极。

[0095] 在一些示例中,调节带的收紧使电极施加力至佩戴该装置的对象头部。在一些示例中,该力在每个电极处大致相同。

[0096] 在一些示例中,所公开的装置包括银尼龙涂层。

[0097] 这里公开的一些示例装置包括模数转换器,用于将从电极获得的信号转换为数字信号。此外,一些示例装置包括信号调节器,用于执行下述至少一项:放大从电极获得的信

号或从信号移除噪声。

[0098] 在一些示例中,该装置包括罩体,该罩体部分地围绕电极,以使得罩体的第一部分设置于电极的第一侧上,罩体的第二部分设置于电极的第二侧上,以及电极的接触对象组织的末端从罩体延伸。在一些示例中,该电极具有小于约0.5mm的横截面,罩体的第一部分的第一外侧端和罩体的第二部分的第二外侧端分离约小于1mm的距离,以及电极的接触组织的末端从罩体延伸约小于0.2mm。

[0099] 这里公开的另一示例方法包括从对象佩戴的装置获得脑电图数据,该装置包括中央主体部和从中央主体部延伸的多个延伸部,每个延伸部具有耦合至电极的末端。一些这样的示例方法的装置还包括沿中央主体的纵轴设置的调节带,用于调节延伸部的位置。一些这样的示例方法还包括分析数据以确定对象的精神状态。

[0100] 一些示例方法还包括下述一项或多项:将从电极获得的信号转换为数字信号、放大从电极获得的信号和/或从信号移除噪声。

[0101] 这里公开的另一示例有形机器可读存储介质包括指令,所述指令在被读取时使机器至少从对象佩戴的装置获得脑电图数据。一些这样的示例指令的装置包括:中央主体部;从中央主体部延伸的多个延伸部,每个延伸部具有耦合至电极的末端;以及沿中央主体的纵轴设置的调节带,用于调节延伸部的位置。一些示例指令还使机器分析数据以确定对象的精神状态。

[0102] 一些示例指令还使机器执行下述一项或多项:将从电极获得的信号转换为数字信号、放大从电极获得的信号和/或从信号移除噪声。

[0103] 这里公开的一些示例装置包括:第一带,其包括第一组电极;以及第二带,其包括第二组电极。在一些示例中,第一带和第二带在第一方向上定向以从对象获得第一神经响应数据,以及第一带和第二带在第二方向上定向以从对象获得第二神经响应数据,第二方向基本垂直于第一方向。

[0104] 在一些示例中,第一带具有第一端和第二端,第二带具有第三端和第四端,第一端耦合至第三端,以及第二端耦合至第四端。此外,在一些示例中,第一端通过第一壳体耦合至第三端,以及第二端通过第二壳体耦合至第四端。在一些示例中,第二壳体包括处理器,用于分析从电极采集的数据。另外,在一些示例中,第一壳体包括调节机构,用于调节装置在对象上的适合度。

[0105] 在一些示例中,该装置以第二方向定向以从对象的大脑收集中线读数。

[0106] 这里公开的其他示例方法包括在装置以第一方向定向的情况下从对象获得第一神经响应数据。一些这样的示例方法的装置包括:第一带,其包括第一组电极;以及第二带,其包括第二组电极。该示例方法还包括在装置以第二方向定向的情况下从对象获得第二神经响应数据,第二方向大致垂直于第一方向。

[0107] 一些示例方法还包括使用设置于第二壳体中的处理器分析从电极收集的数据。此外,一些示例方法包括在设备处于第二方向的情况下从对象的大脑收集中线读数。

[0108] 这里还公开了一种有形机器可读存储介质,其包括指令,所述指令在被读取时使机器在装置以第一方向定向的情况下至少从对象获得第一神经响应数据,该装置包括:第一带,其包括第一组电极;以及第二带,其包括第二组电极。一些示例指令还使机器在装置以第二方向定向的情况下从对象获得第二神经响应数据,第二方向垂直于第一方向。

[0109] 一些示例指令还使机器使用设置于第二壳体中的处理器分析从电极收集的数据。一些示例指令还使机器在装置处于第二方向的情况下从对象的大脑收集中线读数。

[0110] 这里还公开了示例装置,其包括:第一组电极,用于从对象组织读取电信号;以及第二组电极,用于读取该电信号。在这样的示例中,第一组和第二组电极机械地耦合至头戴式装置。另外,在示例装置中,第一组电极包括第一类型的电极,以及第二组电极包括不同于第一类型的第二类型的电极。

[0111] 在一些示例中,第一类型的电极包括单独安装的电极,以及第二类型的电极包括电极阵列。在一些示例中,阵列中的两个或更多个电极能够电气短路以形成具有增加表面积的一个电极。此外,在一些示例中,第一类型的电极包括部分环、球点和/或钩中的至少一个。另外,在一些示例中,第一组沿细长带的第一外侧以及沿细长带的第二外侧设置,以及第二组沿细长带的中心轴设置。

[0112] 这里公开的一些示例方法包括使用第一组电极从对象组织读取电信号。一些这样的示例方法还包括使用第二组电极读取该电信号,其中,第一组和第二组电极机械地耦合至头戴式装置,以及,第一组电极包括第一类型的电极,并且第二组电极包括不同于第一类型的第二类型的电极。

[0113] 这里还公开了一种有形机器可读存储介质,其包括指令,所述指令在被读取时使机器至少使用第一组电极从对象组织读取电信号以及使用第二组电极读取该电信号。与这种示例指令一起使用的第一组和第二组电极机械地耦合至头戴式装置,以及,第一组电极包括第一类型的电极,并且第二组电极包括不同于第一类型的第二类型的电极。

[0114] 这里公开的一些示例装置包括第一壳体,其包括磁锁。一些这样的示例装置还包括第一细长带,其具有可调节地耦合至第一壳体的第一端。第一细长带包括第一多个电极。一些这样的示例装置还包括第一可调节条。第一可调节条包括第一磁力扣件,用于在第一啮合点处与磁锁磁性地链接以将第一细长带紧固在第一位置中,以及用于在第二啮合点处与磁锁磁性地链接以将第一细长带紧固在第二位置中。

[0115] 在一些示例中,该装置佩戴在对象头部上,其中第一位置相比于第二位置更加靠近头顶,以及第一磁力扣件从第一位置至第二位置的调节收紧了第一细长带,并使电极更加靠近头部。在一些示例中,第一细长带可拆卸地耦合至第一壳体。

[0116] 一些这样的示例装置还包括第二细长带,其具有可调节地耦合至第一壳体的第二端。第二细长带包括第二多个电极。一些这样的示例装置还包括第二可调节条。第二可调节条包括第二磁力扣件,用于在第三啮合点处与磁锁磁性地链接以将第二细长带紧固在第三位置中,以及用于在第四啮合点处与磁锁磁性地链接以将第二细长带紧固在第四位置中。

[0117] 在一些示例中,第一细长带和第二细长带是可独立调节的。此外,在一些示例中,第一细长带和第二细长带是可独立拆卸的。

[0118] 这里公开的其他方法包括将装置的第一细长带的可调节条的第一磁力扣件从与第一壳体的磁锁的第一啮合点释放来将第一细长带从第一位置解锁。一些这样的示例方法还包括在第二啮合点处将第一磁力扣件耦合至磁锁以将第一细长带紧固在第二位置中。

[0119] 一些示例方法包括将装置的第二细长带的可调节条的第二磁力扣件从与磁锁的第三啮合点释放来将第二细长带从第三位置解锁。一些示例方法还包括在第四啮合点处将第二磁力扣件耦合至磁锁以将第二细长带紧固在第四位置中。

[0120] 此外,一些示例方法包括下述一项或多项:独立调节第一细长带及第二细长带和/或独立移除第一细长带及第二细长带。

[0121] 这里公开的一些示例装置包括第一毂(hub)和第一可拆卸带,该第一可拆卸带包括可拆卸地耦合至第一毂的第一多个电极。在一些这样的示例中,第一带包括第一罩体,其包括尼龙或银中的至少一个。第一带可在自动化洗衣机中洗涤。在一些示例中,罩体是可伸展的。在一些示例中,该装置包括第二可拆卸、可洗涤带,其包括第二多个电极。此外,在一些示例中,第一可拆卸带可调节地耦合至第一毂并可用于具有第一头部尺寸的第一对象以及具有第二头部尺寸的第二对象,第二头部尺寸不同于第一头部尺寸。

[0122] 这里公开的一些示例方法包括从第一毂移除包括第一多个电极的第一可拆卸带,第一带包括第一罩体,其包括尼龙或银中的至少一个。一些这样的示例方法还包括在自动化洗衣机中洗涤该第一带。此外,一些示例方法包括:从第一毂移除包括第二多个电极的第二可拆卸、可洗涤带;以及在自动化洗衣机中洗涤该第二带。另外,一些示例方法包括相对于第一毂调节第一可拆卸带以适合具有第一头部尺寸的第一对象和/或相对于第一毂重新调节第一可拆卸带以适合具有第二头部尺寸的第二对象,第二头部尺寸不同于第一头部尺寸。

[0123] 这里公开的一些示例方法包括经由包括两个或更多个可独立调节带的装置从对象获得脑电图(EEG)数据,每个带具有用于从对象的大脑检测脑电图数据的多个电极,每个带选择性地相对于邻近带可旋转,以及每个带选择性地可压缩以增加电极对患者头部的力。一些这样的示例方法包括将EEG数据转换为数字EEG信号并且调节该数字EEG信号。另外,一些这样的示例方法包括:使用一个或多个分析协议来分析数字EEG信号以确定对象的精神特征;以及将该精神特征发送至输出装置。

[0124] 在一些示例方法中,该装置还包括处理器,其用于执行转换、调节、分析和发送。在一些示例中,转换发生在每个电极处。在一些示例中,该装置包括至少2000个电极。

[0125] 在一些示例方法中,该装置包括用于发送精神特征的无线发送器。在一些示例中,调节包括放大数字EEG信号或滤波数字EEG信号中的至少一个。

[0126] 在一些示例中,输出装置包括手持装置、警报器、装置上的显示屏、远程服务器或远程计算机中的一个或多个。在一些示例方法中,输出装置用于执行下述至少一项:发出警报、显示消息、在屏幕上呈现警报、发出报告至本地计算机或发出报告至远程计算机。此外,在一些示例中,精神特征包括精神状态、健康状况、生理状态、注意力水平、共鸣水平、记忆属性或情感投入指示符中的一个或多个。

[0127] 这里还公开了一种有形机器可访问存储介质,其包括指令,所述指令在被执行时使机器至少从佩戴装置的对象获得脑电图(EEG)数据,该装置包括两个或更多个可独立调节带,每个带具有用于从对象的大脑检测脑电图数据的多个电极,每个带选择性地相对于邻近带可旋转,以及每个带选择性地可压缩以增加电极对患者头部的力。在示例中,指令还使机器将EEG数据转换为数字EEG信号、调节该数字EEG信号、使用一个或多个分析协议来分析数字EEG信号以确定对象的精神特征、以及将精神特征发送至输出装置。在一些示例中,该存储介质设置在该装置内。

[0128] 这里公开的一些示例系统包括用于从对象获得脑电图(EEG)数据的装置,该装置包括两个或更多个可独立调节带,每个带具有用于从对象的大脑检测脑电图数据的多个电

极,每个带选择性地相对于邻近带可旋转,以及每个带选择性地可压缩以增加电极对患者头部的力。该示例系统还包括用于将EEG数据转换为数字EEG信号的模数转换器以及用于调节该数字EEG信号的信号调节器。一些这样的示例系统还包括:处理器,用于使用一个或多个分析协议来分析数字EEG信号以确定对象的精神特征;以及发送器,用于将该精神特征发送至输出装置。

[0129] 在一些示例系统中,模数转换器、信号调节器、处理器和发送器设置于装置上。一些示例系统在每个电极处包括模数转换器。一些示例系统还在每个电极处包括信号调节器。一些示例系统包括降趋(detrending)单元,用于补偿电极的极化。

[0130] 这里公开的示例方法包括:评估第一神经信号的第一属性;基于第一属性确定第一神经信号是否依从质量阈值;评估第二神经信号的第二属性;以及基于第二属性确定第二神经信号是否依从质量阈值。该示例方法还包括:在第一神经信号不依从质量阈值时调节第一神经信号以获得第三神经信号;以及在第二神经信号不依从质量阈值时调节第二神经信号以获得第四神经信号。另外,该示例方法包括:评估第三神经信号的第三属性;基于第三属性确定第三神经信号是否依从质量阈值;评估第四神经信号的第四属性;以及基于第四属性确定第四神经信号是否依从质量阈值。该示例方法还包括基于与质量阈值的相应依从性选择第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第一个来执行下述至少一项:用于附加分析、忽略第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个或者与其合并。

[0131] 在一些示例中,该方法发生在用于收集第一神经信号和第二神经信号的头戴式装置器件上。在一些示例中,第一、第二、第三和第四属性包括相应第一、第二、第三或第四神经信号的强度、幅度、信噪比或持续时间中的至少一个。

[0132] 在一些示例方法中,与质量阈值的依从性基于第一、第二、第三或第四神经信号与参考值的比较。在一些这样的示例中,参考值包括绝对阈值、光谱阈值、斜坡率阈值或低活动阈值。

[0133] 在一些示例方法中,调节包括放大第一或第二神经信号或者滤波第一或第二神经信号中的至少一个。在一些示例中,忽略或合并由通信耦合至通过其收集第一神经信号的第一通道和通过其收集第二神经信号的第二通道的开关电路来进行。

[0134] 这里还公开了一种有形机器可访问存储介质,其包括指令,所述指令在被执行时使机器至少评估第一神经信号的第一属性,基于第一属性确定第一神经信号是否依从质量阈值,评估第二神经信号的第二属性以及基于第二属性确定第二神经信号是否依从质量阈值。示例指令还使机器在第一神经信号不依从质量阈值时调节第一神经信号以获得第三神经信号,在第二神经信号不依从质量阈值时调节第二神经信号以获得第四神经信号,评估第三神经信号的第三属性,基于第三属性确定第三神经信号是否依从质量阈值,评估第四神经信号的第四属性以及基于第四属性确定第四神经信号是否依从质量阈值。另外,指令还使机器基于与质量阈值的相应依从性选择第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第一个来执行下述至少一项:用于附加分析、忽略第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个或者与其合并。

[0135] 在一些示例中,所述存储介质设置于用于收集第一神经信号和第二神经信号的头戴式装置器件内。在一些示例中,所述指令还使机器通过放大第一或第二神经信号或者滤

波第一或第二神经信号中的至少一个来调节第一神经信号或第二神经信号中的一个或多个。

[0136] 在一些示例中,所述指令还使机器通过促动与通过其收集第一神经信号的第一通道和通过其收集第二神经信号的第二通道通信耦合的开关电路来忽略第一、第二、第三或第四神经信号中的一个或多个或者合并第一、第二、第三或第四神经信号中的两个或更多个。

[0137] 这里公开了一种示例系统,其包括头戴式装置器件,用于从对象大脑收集第一神经信号和第二神经信号。该示例系统还包括处理器,用于评估第一神经信号的第一属性,基于第一属性确定第一神经信号是否依从质量阈值,评估第二神经信号的第二属性以及基于第二属性确定第二神经信号是否依从质量阈值。在该示例系统中,处理器在第一神经信号不依从质量阈值时调节第一神经信号以获得第三神经信号,在第二神经信号不依从质量阈值时调节第二神经信号以获得第四神经信号,评估第三神经信号的第三属性,基于第三属性确定第三神经信号是否依从质量阈值,评估第四神经信号的第四属性以及基于第四属性确定第四神经信号是否依从质量阈值。在该示例系统中,处理器还基于与质量阈值的相应依从性选择第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第一个来执行下述至少一项:用于附加分析、忽略第一神经信号、第二神经信号、第三神经信号或第四神经信号中的第二个或者与其合并。

[0138] 在一些示例中,所述系统包括开关电路,该开关电路选择性地通信耦合至用于收集第一神经信号的第一通道且选择性地通信耦合至用于收集第二神经信号的第二通道,以执行下述至少一项:忽略第一、第二、第三或第四神经信号中的一个或多个或者合并第一、第二、第三或第四神经信号中的两个或更多个。

[0139] 这里公开的一些示例方法包括监测患者在家庭环境中的活动以及分析从耦合至患者的第一传感器收集的第一数据以确定患者的第一特征,所述第一传感器包括耦合至患者头部的电极。该示例方法还包括:分析从耦合至患者的第二传感器收集的第二数据以确定患者的第二特征;基于所述活动、第一特征和第二特征确定患者的健康评估;以及基于健康评估产生输出信号。

[0140] 在一些示例方法中,第二数据被无线发送至容纳第一传感器的装置。在一些示例中,第二传感器包括生物计量传感器、神经传感器或生理传感器中的一个或多个。在一些示例中,第二传感器包括心电图、葡萄糖监测系统、眼动电描记系统、面部监测系统、或插入式/即插即用装置。在一些示例方法中,第二传感器包括眼球追踪传感器、流电皮肤响应传感器、肌电描记仪器、摄像机、红外传感器、交互速度检测器或触摸传感器。在一些示例中,第二传感器包括全面部或半面部覆盖摄像机。

[0141] 一些示例方法还包括将健康评估与参考评估进行比较并将健康评估或输出信号中的至少一个发送至远程设施。在一些这样的示例中,远程设施包括医生办公室、医院、诊所、实验室、档案室、研究设施或诊断设施中的至少一个。

[0142] 在一些示例方法中,输出信号耦合至警报器。在一些这样的示例中,警报器包括光、声或显示中的至少一个。在一些示例中,输出信号用于激活自动输送设备以自动地给药至患者。一些示例方法还包括基于健康评估来针对输入提示患者。

[0143] 一些示例方法还包括经由全球定位系统(GPS)装置追踪患者的位置。在一些这样

的示例中,GPS装置设置于容纳第一传感器的装置内。一些示例方法还包括在一段时间内将健康评估记入日志。

[0144] 这里公开了一种有形机器可访问存储介质,其包括指令,所述指令在被执行时使机器至少监测患者在家庭环境中的活动以及分析从耦合至患者的第一传感器收集的第一数据以确定患者的第一特征,所述第一传感器包括耦合至患者头部的电极。所述指令还使机器分析从耦合至患者的第二传感器收集的第二数据以确定患者的第二特征,基于所述活动、第一特征和第二特征确定患者的健康评估,以及基于健康评估产生输出信号。

[0145] 这里公开了一种示例系统,其包括:第一传感器,用于从患者收集第一数据,第一传感器包括耦合至患者头部的电极;以及第二传感器,用于从患者收集第二数据,第二传感器耦合至患者。该示例系统还包括处理器,用于监测患者在家庭环境中的活动,分析从第一传感器收集的第一数据以确定患者的第一特征,分析从第二传感器收集的第二数据以确定患者的第二特征,基于所述活动、第一特征和第二特征确定患者的健康评估,以及基于健康评估产生输出信号。

[0146] 这里公开的示例方法包括:在对象暴露于媒体时分析从耦合至对象的头戴式装置的第一传感器收集的第一数据以确定对象的第一行为,第一传感器包括耦合至对象头部的电极;以及基于第一行为确定对象的精神状态。该示例方法还包括:分析从第二传感器收集的第二数据以确定对象的第二行为;以及基于所述精神状态和第二行为确定对象的预期活动。

[0147] 在一些示例方法中,第一行为是大脑活动中的变化。在一些示例中,第二行为是凝视的方向。在一些示例中,精神状态是投入水平。

[0148] 在一些示例方法中,预期活动是电子装置的促动。在一些这样的示例中,电子装置的促动是呈现媒体的装置的音量、静音状态、频道或功率状态中的至少一个的变化。在一些示例中,电子装置的促动是光标移动、击键、或鼠标点击。一些示例方法还包括从头戴式装置发送信号至电子装置以完成该预期活动。

[0149] 在一些示例方法中,第一数据的分析包括分析躯体感觉系统中的脑电图标志(signature),脑电图标志集中在运动对侧的感觉运动皮质上并包括 μ 和 β 频率的变化。

[0150] 在一些示例中,预期活动是媒体的消耗。一些这样的示例方法还包括通过检测频道、采集指示节目的音频代码或在远程数据采集设施处检查加时间戳的数据中的至少一个来识别媒体中的节目。其他示例包括基于预期活动和节目识别来确定收视率。

[0151] 这里公开了一种有形机器可访问存储介质,其包括指令,所述指令在被执行时使机器:在对象暴露于媒体时至少分析从耦合至对象的头戴式装置的第一传感器收集的第一数据以确定对象的第一行为,第一传感器包括耦合至对象头部的电极;以及基于第一行为确定对象的精神状态。该指令还使机器:分析从第二传感器收集的第二数据以确定对象的第二行为;以及基于所述精神状态和第二行为确定对象的预期活动。

[0152] 这里公开了一种示例系统,其包括:用于收集第一数据的第一传感器,第一传感器在对象暴露于媒体时设置在耦合至对象的头戴式装置中,第一传感器包括耦合至对象头部的电极;以及用于从对象收集第二数据的第二传感器。该示例系统还包括处理器,用于分析从第一传感器收集的第一数据以确定对象的第一行为,基于第一行为确定对象的精神状态,分析从第二传感器收集的第二数据以确定对象的第二行为,以及基于所述精神状态和

第二行为确定对象的预期活动。

[0153] 这里公开的一些示例方法包括将头戴式装置以第一定向置于使用者头部上,该头戴式装置包括设置于使用者头部上的一个或多个可独立调节带,每个带具有多个电极,用于从使用者大脑接收电信号。该方法还包括:通过选择性地相对于相应邻近带旋转一个或多个带来调节电极在使用者头部上的位置;以及通过选择性地改变与相应带相关联的相应弹性条的有效长度以改变电极对头部的力来调节电极在使用者头部上的压缩。另外,该示例方法包括:从电极获得脑电图(EEG)数据;调节脑电图数据;以及分析脑电图数据以确定使用者的精神状态。

[0154] 在一些示例方法中,调节包括转换信号为数字信号、放大该信号或者滤波该信号中的一个或多个。在一些示例中,调节发生在头戴式装置中。一些示例方法还包括评估从电极获得的脑电图数据的质量并基于该质量确定电极位置是否要被调节。

[0155] 一些示例方法还包括调节电极的位置,包括物理地移动一个或多个电极。一些这样的示例方法还包括将一个或多个带旋转至使用者头部上的第二定向。

[0156] 在一些示例中,调节电极的位置包括虚拟地移动一个或多个电极。一些这样的示例还包括在从多个电极获得的EEG数据的质量低于阈值质量时使这些电极的一部分短路。

[0157] 一些示例方法还包括基于精神状态输出信号至医疗系统、观众测量设施或远程设备中的一个或多个。

[0158] 这里公开了一种有形机器可访问存储介质,其包括指令,所述指令在被执行时使机器至少从头戴式装置获得脑电图(EEG)数据,所述头戴式装置包括设置于使用者头部上的一个或多个可独立调节带,每个带具有多个电极,用于从使用者的大脑接收电信号。所述指令还使机器调节电极在使用者头部上的位置、调节脑电图数据以及分析脑电图数据以确定使用者的精神状态。

[0159] 这里公开的一些示例系统包括头戴式装置,用于从使用者获得脑电图(EEG)数据,所述头戴式装置包括设置于使用者头部上的一个或多个可独立调节带,每个带具有多个电极,用于从使用者的大脑接收电信号,每个带选择性地相对于相应邻近带可旋转以调节电极的位置,以及每个带包括被有效地延长或缩短以调节电极在使用者头部上的压缩的相应弹性条。该示例系统还包括处理器,用于从电极接收EEG数据、调节EEG数据以及分析脑电图数据以确定使用者的精神状态。

[0160] 现在转至附图,图1-4示出了示例头戴式装置100。该示例头戴式装置可以例如用于从医疗环境或家庭环境中的患者收集医疗信息,用于控制游戏或其他娱乐的方面,用于提供数据作为健身计划的部分,用于收集观众测量数据,用于控制远程装置和/或多种其他用途。图1的示例头戴式装置100包括多个可独立调节带,每个带包括多个电极,用于从使用者、对象、观察者和/或小组成员的头部接收信号。如这里使用的,参与者是同意被监测的个人。通常,参与者提供他们的人口统计信息(例如,年龄、种族、收入等)至监测实体(例如,Nielsen Company),其采集并编译关于感兴趣主题(例如,媒体曝光)的数据。更具体而言,所示意的示例的头戴式装置100包括第一带102、第二带104、第三带106和第四带108。带102-108中的每个包括多个电极。在所示意的示例中,电极是部分环形电极。环形电极可以具有例如小于约3mm的直径和小于约3mm的长度。电极的尺寸越大和越宽,则将电极充分施加至头皮所需的力越大。在一些示例中,电极具有约1mm至约2mm的直径。然而,附加地或可

替代地,可以使用许多其他类型、尺寸和/或形状的电极,如下文进一步详细地讨论。在图1的示例中,带102-108旨在在使用者头部上方从头部的左侧延伸至头部的右侧。每个带102-108包括具有纵轴的细长结构。在该示例中,每个带102-108分别采取脊形结构110、112、114和116的形式。每个脊110、112、114、116分别支撑弹性调节带或条118、120、122和124。每个带102-108在一侧上可旋转且可拆卸地耦合至第一壳体126,以及在另一侧上可旋转且可拆卸地耦合至第二壳体128。例如,带102-108可以包括用于将带102-108插入头戴式装置中的按扣件和/或枢轴型连接。在其他示例中,这些带固定地耦合至头戴式装置。在所示的示例中,第一壳体126可以靠近使用者的右耳放置,以及第二壳体128可以靠近使用者的左耳放置,使得带102-108设置在使用者的头部上以用于读取沿头皮的电活动。所示意的示例的头戴式装置100还包括附加支撑带130,其是可调节的并可以是例如可用于绕使用者头部的后侧收紧和紧固头戴式装置100的弹性的或任何其他合适的材料。在所示的示例中,头戴式装置100包括四个带。然而,在其他示例中,头戴式装置100可以包括更少或更多(例如,三个或更少或者十个或更多)可调节带。每个带可以每带承载约八个至约256个或者更多个电极。

[0161] 在图1的示例中,带102-108可旋转且可拆卸地耦合至第一和第二壳体126和128,以允许使用者调节带102-108在使用者头部上的位置。该示例的带102-108可以朝使用者的枕骨隆突(枕骨的凸起)或鼻根点(额骨和两个鼻骨的交点)旋转以将电极定位在用于测量电活动的特定位置中。图1的每个脊110-116由柔性材料组成,诸如例如塑料、橡胶、聚氨酯、硅酮和/或任何其他合适材料。示例脊110-116的柔性允许头戴式装置100舒适地位于使用者头部上。此外,所示意的示例的弹性条118-124由脊110-116支撑并可被牵拉以向下收紧脊110-116,并因此增加电极对使用者头皮的压力。在所示意的示例中,弹性条118-124是柔性且弹性的。另外,图1的弹性条118-124可滑动且可平移地耦合至脊110-116。此外,在图1的示例中,整个头戴式装置100和/或各个带102-108可以在用于日常清洗的典型洗衣机中洗涤和/或诸如例如在使用之间或在使用者之间对头戴式装置100消毒和杀菌。在一些示例中,存在用于不同尺寸的头部头戴式装置的各种模板。基于年龄、性别、种族和/或遗传学,人们具有不同的头部尺寸。例如,人类头部可能在周长方面具有从约54cm至约65cm的范围。在一些示例中,可以存在两个或三个模板头戴式装置。例如,第一模板可容纳约56cm周长的头部,第二模板可容纳约59cm周长的头部,以及第三模板可容纳约62cm周长的头部。在这些示例中,中心带(例如,沿着中线)可以分别是约23cm、约25cm和约26cm。因此,在一些示例中,这些模板可包括多个尺寸的带,这些带在不同模板之间具有从约1cm至约2cm的长度差异。在将头戴式装置拟合在对象上时,将不同的模板尺寸用作粗调节。然后使用细长带的调节来使该拟合完美为细调节,这在下文中更多地详述。

[0162] 在所示的示例中,第一壳体126包括示例调节机构132(示于图10),用于调节弹性条118-124的长度。所示意的示例的弹性条118-124可以经由调节机构132而拉紧,以定位相应带102-108并向下朝向头皮收紧脊110-116。下文中结合图10更详细地公开了示例调节方法。

[0163] 在所示的示例中,第二壳体128支撑在下文中更详细地公开的电气部件134,诸如例如,用于处理来自电极的信号的处理单元。在一些示例中,该处理发生在头戴式装置处作为一体化或自含式系统。在其他示例中,一些处理发生在头戴式装置处,而一些处理在头戴式装置诸如例如经由无线连接发送数据或半处理结果至远程站点后远程地发生。在另外其他

示例中,所有数据都流传输至远程分析器以进行处理。所示意的示例的电气部件134用于例如将脑电图数据从模拟数据转换为数字数据、放大脑电图数据、从数据中移除噪声、分析数据、并将数据发送至计算机或其他网络。所示意的示例的第二壳体128包括硬件和软件,诸如例如放大器、信号调节器、数据处理器和/或用于发送信号至数据中心或计算机的发送器。所示意的示例的每个脊110-116经由有线连接和/或无线地通信耦合至包括示例处理器的电气部件。在其他示例中,在第一壳体126中支撑电气部件134,以及在第二壳体128上或在第二壳体128中支撑调节机构132。

[0164] 图4A示意了佩戴在使用者头部上的头戴式装置100的透视图。如所示,带102-108从左侧至右侧横跨在头部上。带102-108的位置可以被调节,并且弹性条118-124可以被收紧以将带102-108向下收紧在使用者头部上。在所示的示例中,附加支撑带130绕头部的后侧拉伸并可以被拉紧或调节以将头戴式装置100紧固至使用者的头部。

[0165] 如图4B中所示,除了以上述的侧至侧定向佩戴之外,所示意的示例的头戴式装置100可以以前至后定向佩戴,其中第一壳体126或第二壳体128置于使用者的前额上,以及带102-108横跨至第二壳体128或第一壳体126中的另一个,该另一个设置在使用者头部的后侧上。带102-108可以被横向地单独调节和/或收紧以用于最优读数。图4的定向促进了通过头戴式装置100的中线读数。

[0166] 图5示意了可与头戴式装置100一起使用的示例带102。如所看到的那样,第一带102由第一脊110和第一弹性条118组成。第一脊110被设计为脊状结构,其具有多个相对的延伸部136a-136t,类似于脊和椎骨布置的结构。每个延伸部136a-136t分别耦合至部分环形电极138a-138t。延伸部136a-136t是柔性的,从而随着第一带102在使用者头部上向下收紧而回缩和弯曲。在图5中所示的示例中,电极138a-138t被模制在第一脊110的延伸部136a-136t内。然而,在其他示例中,电极138a-138t可以可拆卸地耦合至延伸部136a-136t(例如,扣合在延伸部136a-136t上)。每个电极138a-138t具有穿过脊110运行的其自身的通道。此外,在一些示例中,来自多个电极的读数可以一起被求平均以增加电极和头皮之间的有效表面积并减少阻抗,如在下文中更详细地公开。第一脊110还包括壳体140,其可以包含用于每个电极通道的各个放大器和模数转换器。脊110还包括线142,用于将电极138a-138t通信耦合至处理器134和/或第二壳体128的其他电气部件以进行处理。在其他示例中,脊110例如在壳体140中包括无线发送器和电源,用于无线地发送数据至第二壳体128中的处理器134或至头戴式装置100外的另一处理器。

[0167] 第一脊110的顶侧包括多个滑轨(runner)144a-144j,它们用于沿第一脊110的顶侧引导和紧固第一弹性条118的延伸部或凸出。在所示意的示例中,以沿弹性条118的相对侧延伸的两个细长滑轨的对形成滑轨144a-144j。在其他示例中,滑轨144a-144j由在弹性条118上运行的一个或多个细长圆管来实现。第一脊110还包括第一眼146和第二眼148。在所示的示例中,第二眼148耦合至壳体140。第一弹性条118沿第一脊110顶侧上的纵轴设置在滑轨144a-144j之间,并且还穿过第一和第二眼146、148。第一和第二眼146、148辅助保持弹性条118在脊110上的位置。第一弹性条118沿第一脊110的顶侧可滑动地啮合,以随着第一弹性条118被拉伸和拉紧或释放而滑动。在图5中所示的示例中,第一弹性条118具有圆形横截面。然而,在其他示例中,第一弹性条118具有矩形、椭圆形或任何其他横截面形状。在一些示例中,弹性条118被成形为增强对通过脊110传播的电子信号的屏蔽。

[0168] 在图5中所示的示例中,第一带102包括第一脊110上的20个电极。然而,在其他示例中,第一脊110可以承载其他数量的电极(例如,256或更多个单独电极)。

[0169] 图6是第一带102的部分的放大视图。从图6中看到的那样,延伸部136a-136c和136k-136m是稍微向下弯曲的,其将电极138a-138c以及138k-138m定位为向下朝向头皮。如图6中所示,第一弹性条118沿第一脊110的顶部设置并由滑轨144a-144c以及第一眼146保持就位。每个延伸部136a-136c和136k-136m耦合至电极138a-138c和138k-138m中相应的一个。随着第一弹性条118被拉得更紧,弹性条118有效地缩短,从而产生延伸部136a-136c及136k-136m上的向下的力,延伸部136a-136c及136k-136m向上屈曲或向外弯以迫使电极靠住使用者头皮。示例带102-108被设计为在使用者头皮上产生约1 N/mm²至约2 N/mm²的力。在一些示例中,所施加的力针对每个电极是相同的。

[0170] 图7是第一带102的横截面图,第一带102具有第一脊110和第一弹性带118。延伸部136a和136k是向下弯曲的。电极138a和138k是分别耦合至延伸部136a及136k底侧的部分环形电极。电极138a和138k的末端被模制在第一脊主体110内并在操作上耦合至穿过第一脊110运行的印刷电路板(PCB) 150。每个电极138a-138t(示于图5)通信耦合至PCB 150。所示意的示例的PCB 150包括三个电子层(例如,包括至少一个电气部件或电路线路的层)和一个屏蔽层。

[0171] 这里公开了屏蔽的若干示例方法,用于减少或消除与EEG读数的电磁干扰,包括例如减少阻抗以减少和/或消除在一些实例中对外部屏蔽的需要。这里所公开的示例利用高阻抗皮肤-电极界面和电极间高阻抗失配来实现高分辨率EEG测量。在一些示例中,高分辨率测量由电池供电的EEG测量装置(诸如例如这里公开的头戴式装置)来实现,其可以包括浮动驱动低阻抗接地、无线通信、以及示例公开的屏蔽技术。图8A、8B和8C示意了通过没有外部噪声源的EEG系统(图8A)、具有外部噪声源的湿电极EEG系统(图8B)、以及具有外部噪声源的干电极EEG系统(图8C)的示例电路表示的阻抗的效果,其表示了这里公开的示例系统。

[0172] 图8A示意了示例EEG系统800,其中,对象802耦合至EEG测量装置804,诸如例如这里公开的头戴式装置。在该示例中,头戴式装置804是无线EEG测量装置。通过在对象802头部上施加生物电位电极来测量驱动接地电极806和数据电极808之间的电势。图8A表示了其中不存在外部噪声的理想或理论情形,诸如例如对象从不移动的完全屏蔽房间。在该系统中,数据电极808和接地电极806之间的测量指示来自EEG源(例如,对象大脑)的没有噪声伪像的信号。

[0173] 在真实世界环境(图8B和8C)中,存在来自电磁(例如,输电线)或静电(例如,步行)源的外部噪声。由于EEG数据的低信号幅度(例如,约1 μ V至约100 μ V)和高电极-皮肤阻抗(例如,大于约100k Ω),外部噪声源在EEG数据的质量中发挥重要作用。电磁感应噪声能够在多个路径上渗入EEG信号。例如,电场能够感应位移电流820(I_{EM2H} ,电磁源至头戴式装置),位移电流820流经关联电容822(C_{EM2H} ,电磁源至头戴式装置)进入头戴式装置804的电极引线、电极-皮肤界面或EEG装置的各个部件(例如,放大器、电源等)。另一电磁噪声源是对象身体上的共模电压。位移电流824(I_{EM2S} ,电磁源至对象)流经寄生电容(C_{EM2S} ,电磁源至对象)。寄生电容是任何两个相邻导体之间的电容。该电容的大小通过对象与电源的接近程度而确定。可归因于寄生电容的噪声能够与例如在对象抓住绝缘电源线时一样大,为20V。

[0174] 另一噪声源是静电。摩擦产生了在身体和地之间的电容828 (C_{ES2S} , 静电源至对象) 中存储的电荷。例如, 带静电的第三人能够在其移动靠近对象时感应进入对象的静电压和关联电流830 (I_{ES2S} , 静电源至对象)。位移电流832 (I_{ES2H} , 静电源至头戴式装置) 也被注入, 并且电容834 (C_{ES2H} , 静电源至头戴式装置) 也从外部静电噪声感应至头戴式装置804。

[0175] 外部噪声电容性地注入对象802或头戴式装置804中的位移电流820 (I_{EM2H})、832 (I_{ES2H}), 其将由数据电极的阻抗 (Z_E) 和接地电极的阻抗 (Z_G) 转换为附加噪声, 该附加噪声能够比感兴趣的信号高一定量级。如果存在相等阻抗, 则这些噪声将抵消掉。在低阻抗湿系统 (图8B) 中, 位移电流至附加噪声的转换被最小化以使得噪声能够被保持低于可接受值。然而, 通常, 数据电极的阻抗 (Z_E) 和接地电极的阻抗 (Z_G) 相等是不可实现的。

[0176] 在包括具有高阻抗电极-皮肤界面 (例如, 大于约100k Ω) 的干电极的系统 (图8C) 中, 来自数据电极的阻抗 (Z_E) 远大于来自接地电极的阻抗 (Z_G)。在该配置中, 位移电流820 (I_{EM2H})、832 (I_{ES2H}) 将通常以噪声泛滥该系统。然而, 这里公开的示例将具有小于约100k Ω 的电极-皮肤阻抗的导电材料耦合至对象802的身体。示例导电材料包括铝片和/或涂银的尼龙。导电材料和对象802形成屏蔽840, 使得EEG装置 (例如, 头戴式装置804) 与环境电容性去耦。屏蔽840经由具有低阻抗 (Z_S) 的屏蔽电极842耦合至对象。屏蔽840和屏蔽电极848有效地封装头戴式装置804。由诸如电磁源 (例如, 输电线) 或静电噪声源 (例如, 诸如对象的步行或靠近其他人) 之类的外部噪声源产生的位移电流820 (I_{EM2H})、832 (I_{ES2H}) 流经最小电阻的路径 (例如, 经过具有低阻抗 Z_S 的屏蔽电极), 并且因此, 这些位移电流820 (I_{EM2H})、832 (I_{ES2H}) 在EEG测量装置 (例如, 头戴式装置804) 的输入处不可见。

[0177] 在这里公开的一些示例中, 通过引入针对接地电极的非传统位置来实现用于接地和屏蔽电极的低阻抗电极-皮肤界面。例如, 图9是头顶的示意图, 其示出了使用图1的示例头戴式装置或这里公开的其他示例头戴式装置的示例电极和接地放置。在图中存在若干缩略词, 包括“N”代表鼻根点、“F”代表前额 (例如, 关于大脑额叶, 其是位于每个大脑半球前侧处的区域)、“A”代表耳垂、“C”代表中心 (例如, 关于大脑中心区域)、“T”代表颞 (例如, 关于大脑颞叶, 其位于每个大脑半球处的额叶下面和后面)、“P”代表顶骨 (例如, 关于大脑顶叶, 其位于额叶后面)、“O”代表枕骨 (例如, 关于大脑枕叶, 其位于头部的后侧处)、“I”代表枕骨隆突、以及下标“z”用于沿大脑中线作出的读数。

[0178] 如图9中所示, 在该示例中作为低阻抗干电极的驱动接地电极151、以及用于屏蔽的电极置于前额处。第二数据电极153置于典型接地位置 (诸如例如耳垂或乳突) 处。由于下层肌肉运动, 前额是接地电极151的非传统位置。耳垂和乳突是头皮的相对安静的区域 (例如, 相对不受电活动的影响), 该区域没有头发 (这降低了这些位置处的阻抗), 具有低脑波活动且较不易受来自诸如例如颞肌运动之类的肌肉运动的伪像影响。从每隔一个数据通道减去该附加增加的数据通道153 (在数字域或模拟域中) 将抵消前额处的接地电极的不利影响。这被称为参照, 其中该系统的“0”电势必须被移位 (或参照)。图9中的等式示出了前额处的接地电极151的效果在从数据通道 (例如, 数据通道FC5) 减去数据电极153时消失。因此, 在对象前额处不使用凝胶的情况下实现了低阻抗电极-皮肤连接 (例如, 小于约100k Ω)。

[0179] 除了使系统能够具有干的低阻抗界面, 这些示例还增强了共模抑制比 (CMRR), 这是由于共用信号 (噪声) 将被相减衰减, CMRR是装置在何处趋于抑制两个输入引线所共用的输入信号。在感兴趣的信号是叠加在潜在地大的电压偏移上的小电压的应用中期望高

CMRR。

[0180] 这里公开的示例出于多个原因获得具有低噪声的高质量EEG读数。一些这样的示例是自含式单元,并且因此,这些示例的EEG平台从外部电源电气断开或去耦。附加地或可替代地,这里公开的示例包括耦合至人体(例如,图8C的屏蔽)且包装EEG平台(例如,图8C的头戴式装置804)的导电层。具有导电层和人体之间的低阻抗耦合以及对EEG平台的高阻抗也将EEG平台从环境电容性断开,使得外部源不能渗入EEG平台,以及电容性耦合的位移电流在EEG平台的输入处不可检测或不可见,如上所公开。因此,EEG平台电隔离于外部噪声源。这里公开的示例提供了诸如例如与约100k Ω 一样低的低电极-皮肤阻抗。

[0181] 在其他示例中,提供了附加屏蔽。在一些这样的示例中,每个电极包括各自的屏蔽,电缆被屏蔽,和/或所有电子装置包括进一步的屏蔽。在一些示例中,头戴式装置包括导电涂料来增强屏蔽。此外,在一些示例中,头戴式装置包括罩体,诸如例如涂银的尼龙,这也增强了屏蔽。

[0182] 此外,如这里所公开的,一些示例系统利用减小的屏蔽或者不利用屏蔽,这是因为电极以如此低的阻抗收集数据,以至于信噪比足够高以使得能够在没有附加屏蔽的情况下处理数据。同样以如此低的阻抗,噪声源变得较不相关。一些示例系统中的部件的低电容减少了对附加屏蔽的需要,并从而降低了系统的复杂度。如这里所公开的,可以例如利用柔性电路板150中的微型信号线且经由被保持靠近头部的小型电极的使用来实现低阻抗和低电容。

[0183] 图10是示例调节机构132的放大视图,其能够被并入到第一或第二壳体126、128中。所示意的示例的调节机构132包括磁块或锁152。每个弹性条118-124分别耦合至附着条154-160。每个附着条154-160分别包括多个垂直布置的磁性元件162a-162f、164a-164f、166a-166f和168a-168f。每个附着条154-160可磁性释放且可利用磁锁152锁定在多个位置处。在所示意的示例中,存在用于将每一个附着条154-160耦合至磁锁152的多个位置。附着条154-160上的磁性元件162a-162f、164a-164f、166a-166f和168a-168f允许使用者调节弹性条118-124的长度。例如,如果使用者为了舒适和/或信号连接而想要收紧带102,则使用者释放对应的附着条154以与磁锁152啮合,沿向下的方向上牵拉附着条154至另一磁性元件162a-162f,这牵拉弹性条118并使带102的脊110在更靠近使用者头部的方向上移动,从而使相应电极更接近地啮合使用者头皮。使用者然后将磁性条154与磁锁152啮合以将带102锁定在期望位置中。如果使用者为了舒适而想要松开带102,以调节电极放置和/或信号连接、和/或移除头戴式装置100,则使用者可以将附着条154从磁锁152释放并在向上的方向上移动附着条154,以松开弹性条118并使带102的脊110在远离使用者头部的方向上移动,从而使相应电极更轻地啮合或脱离使用者头皮。使用者然后将附着条154与磁锁152重新啮合以将带102锁定在期望位置中。可以利用任何其他带来重复相同过程。为了完全移除带,将对应的磁性条从附着锁152移除且不再啮合。此外,在一些示例中,针对每个弹性条可以存在磁性球或端点,其啮合在调节机构132上支撑的多个磁锁中的一个。在这样的示例中,带可调节至由磁锁的位置限定的多个位置中。在其他示例中,脊上的弹性带可以以任何其他方式调节。

[0184] 图11A、11B、11C和11D示意了可与头戴式装置100的带102-108一起使用的示例电极。传感器(电极)几何形状和材料影响信号连接的阻抗特征。在一些示例中,电极例如由银

或氯化银形成,这可以提供例如每平方毫米接触表面约 $10\text{M}\Omega$ 阻抗。附加地或可替代地,可以使用具有其他每面积阻抗值的其他材料。

[0185] 图11A中所示的示例环形电极138a包括平滑弯曲元件。在图11A的示例中,环形电极138a的末端被模制到脊110的主体中。然而,在其他示例中,电极可拆卸地耦合至脊110的主体。所示意的示例的电极138a可以由任何导电元件构成。所示意的示例中的电极在直径方面小于约 3mm 且在长度方面大于约 3mm 。该配置允许电极穿透使用者的头发并与头皮形成接触。所示意的示例的环形电极138a足够有回弹力(例如,有弹力)以在向下朝头部施加压力时屈曲和调节。

[0186] 图11B中所示的示例是钩形电极170。类似于图10的示例环形电极138a,图11B的示例钩形电极170是弯曲的,从而允许电极穿透头发并抵靠使用者头皮放置。图11C示意了示例球电极172。图11C的示例球电极172包括轴杆174和球体176。所示意的示例的球体176能够容易地穿透头发并触碰使用者的头皮。在一些示例中,球电极具有约 $1.3\text{M}\Omega$ 的阻抗,球体具有约 1.8mm 的直径,并且在被按压到组织中时,球体具有约 7.7mm^2 的有效接触面积。增大电极的尺寸增加了接触面积且进一步减小了阻抗。例如,如果使用具有上述示例球电极的直径四倍的直径的球电极,则接触面积将是约 30mm^2 ,以及阻抗将减少至约 $300\text{k}\Omega$ 。

[0187] 图11D是第一脊110的示例实施方式,该第一脊110配备有中央阵列板178。在该示例中,存在一个阵列板178。然而,在其他示例中,可以存在多个阵列板。所示意的示例的第一脊110的底侧包括中央阵列板178,以增加触碰头皮的电极的量。所示意的示例的中央阵列板178被压花以包括多个销状单独电极。随着第一弹性条118(示于图1)被收紧,来自头皮的反射压力迫使第一脊110的延伸部136a-136t(示于图5)向外屈曲,从而第一脊110的底部移动更靠近头皮。随着第一脊110的底部逼近头皮,中央阵列板178上的一些或全部单独电极穿透头发并触碰使用者的头皮。在图11D中所示的示例中,中央阵列板包含大约256个单独电极或更多。每个电极具有其自身的通道,该通道经由PCB 150通信耦合至处理器。在示例阵列板178上包括大量电极、在脊的延伸部处设置了大量电极、以及在头戴式装置100中包括大量脊的情况下,示例头戴式装置100从非常大数量的通道收集信号。如果例如头戴式装置100包括十个脊,则通道的数量可以容易地超过2000或3000个通道。该大数量有利地提供了来自大脑的多个区域的更大量数据,从而创建了大脑活动的更清楚且更全面的图像。该大量的通道还提供了过采样,这实现了对电极的虚拟移动,如下所公开。

[0188] 在一些示例中,阵列板178使得头戴式装置100能够在约 1.5cm 半径内包括约24个电极。相同区域内的电极可能采集到相同信号或基本相似的信号。在一些示例中,通过组合两个或更多个电极和/或通过对经由该半径内的电极收集的信号中的两个或更多个求平均以用作单个值,有效地增加电极与头皮的接触的表面积,从而能够改进通过电极采集的信号的质量。

[0189] 在一些示例中,各个电极可以以并联连接的方式耦合,以便将电极的接触面积有效地增加并联耦合的电极的数量。由于并联连接,如果一个电极具有高阻抗或以其他方式收集到较差信号,则该电极的效果在整个并联配置上较小。电极的耦合减少了阻抗以及热噪声效应。在一些示例中,电极固定地并联耦合。在其他示例中,两个或更多个电极经由开关电路耦合,该开关电路可以被选择性地激活以使一个或多个电极短路,从而有效地增加电极和头皮上的组织之间的表面积接触。通过使一个电极短路并增加第二电极的有效表面

积,降低了阻抗,这还使得第二电极能够有效地读取更高频带。

[0190] 在图12A中示出了示例开关电路300。示例电路300包括多个电极:电极A 302、电极B 304、电极C 306以及电极D 308。在其他示例中,可以存在其他数量的电极,包括例如两个、五个、十个、五十个等。这些电极302、304、306、308可以表示在诸如例如上面以约1.5cm半径限定的区域之类的小区域内设置的多个电极的子集。在该示例中,每个电极302、304、306、308耦合至相应模数转换器310、312、314、316。在其他示例中,电极302、304、306、308可以耦合至相同的模数转换器或不同数量的模数转换器。另外,在一些示例中,附加地或可替代地,电极302、304、306、308可以耦合至其他信号处理部件,诸如例如下面由图36和37公开的部件。

[0191] 另外,如图12A中所示,诸如例如邻近电极之类的多个电极可经由开关耦合。例如,电极A 302和电极B 304可以选择性地经由第一开关318电耦合。电极B 304和电极C 306可以选择性地经由第二开关320电耦合。此外,电极C 306和电极D 308可以选择性地经由第三开关322电耦合。在其他示例中,(一个或多个)附加的和/或可替代的电极可以由开关318、320、322和/或(一个或多个)附加的开关耦合。在一些示例中,一个或多个开关包括晶体管。此外,在一些示例中,控制器控制每个开关(例如,控制器2 324控制开关322)。在一些示例中,单个控制器控制多个开关(例如,控制器1 326控制开关318、320)。能够打开开关318、320、322以对关联电极进行电去耦,或者能够闭合开关318、320、322来电耦合关联电极。电耦合两个电极是短路,其增加了短路电极的接触面积,如上所提及,这降低了阻抗并提高了信号质量。

[0192] 如上所提及,用于提高信号质量的另一方法包括对来自两个或更多个通道(例如,电极)的信号求平均。该求平均将通过减少热噪声和放大器噪声这两者来增加信噪比。在图12B中示出了信号求平均的示例图形表示。如所示,存在在对数标度上表示的四个信号通道(C1、C2、C3、C4)。来自每个通道的信号包括EEG信号加上背景噪声。10Hz处的第一峰值示出了对象闭上了他的眼。因此,来自对象肌肉的收缩的静电噪声增加。背景噪声的另一增加是50Hz处的第二峰值,其是由输电线(例如,欧洲的输电线频率)引起的电磁噪声。如图12B中所示,四个通道的平均(其被示为最暗的线)具有y轴上的最低值,并因此承载最低量的噪声。随着频率水平增加,平均信号中的噪声降低增加,以使得平均值相比于任何个体分量信号从噪声更纯化。该差别随着频率增加而增长。因此,对信号求平均使得能够在更少噪声干扰的情况下读取更高频率,包括例如高达约100Hz或甚至约120Hz的频率。

[0193] 还可以使用组合或混合系统,其将耦合电极和平均信号进行组合。例如,特定区域内的电极集合可以包括经由固定并联耦合或经由选择性开关而电耦合的电极子集。每个子集可以提供高质量信号。可以对来自两个或更多个子集的信号求平均以进一步提高信号质量。

[0194] 此外,由于大量电极,使用者或自动化分析器能够通过比较来自各电极的信号质量来确定哪些电极与头皮最优地接触且收集最清楚的信号。然后,可以忽略较低信号质量附近的电极。另外,如果电极具有相对较弱的信号并且邻近电极具有较强信号,则使用者或自动化分析器能够利用该较强信号并忽略该较弱信号。这使得使用者或机器(例如,分析器)能够将电极虚拟地移动至较强信号收集位置而不必物理地调节任何机械部件(即,无需物理地调节带的位置和定向)。

[0195] 图13A和13B是与使用者头皮接触的示例电极的横截面图。图13A示出了不能够穿透使用者头发的传统电极180。因此,传统电极180未与使用者的头皮形成充分物理接触,这增加了阻抗并降低了信号质量。在图13B的示例中,电极182比传统电极180更小且更薄,并被尺寸调整为穿透头发以直接接触使用者的头皮而在电极182下没有任何发股和/或毛囊。示例电极182还包括罩体184(例如,屏蔽),用于将电极屏蔽于来自环境的电磁干扰(例如,电磁波和噪声)。图13B的示例罩体184足够宽以使得它不能穿透使用者头部上的全部头发,并因此增强使用者的舒适度。然而,在所示意的示例中,电极182比罩体184更小且更薄,使得电极182穿透头发以接触使用者的头皮。因此,电极180能够压缩角质层的至少一部分。如果电极太厚,则它将不能够穿透使用者的头发(如图13A的传统电极180中所示)。如果电极太薄并探出太远,则电极将在使用者头部上产生剧痛。在图13B中所示的示例中,电极182具有约0.5mm的直径 d_2 ,以及罩体184具有约1mm的外径 d_1 。在图13B的示例中,电极182具有从罩体184延伸约0.2mm的长度 l_1 以接触使用者的头皮。由于电极182能够在没有头发的干扰的情况下与头皮形成直接接触,因此在从电极182收集的信号中相比于从图13A中示出的电极180收集的信号存在更小阻抗以及更少噪声。因此,需要更少屏蔽。通常,与头皮接触的电极的直径越小,则使用者可能经历的不舒适越多。然而,如果邻近电极之间的距离减少和/或在特定区域中的电极的数量增加,则施加至头戴式装置并因此至电极的力或张力在各电极之间分担,这增加了使用者的舒适度并因此可以抵消小电极点的影响。

[0196] 图14是示例电极与皮肤接触的电路图1400,其可以表示例如图8A-C的 Z_E 。皮肤和电极之间的耦合是分层的导电和电容性结构,其由串联连接的并联电阻器和电容器(RC)元件的组合表示。并联电容器 C_d 1402和电阻器 R_d 1404表示皮肤-电极界面处的双层的耦合阻抗,以及并联电容器 C_i 1406和电阻器 R_i 1408表示放大器1410的输入阻抗。电阻器 R_s 1412表示最小串联接触电阻,以及电压 V_{pol} 1414表示身体的DC极化电位。

[0197] 图15和16示意了根据本公开教导构造的可替代脊和电极。示例带1500具有脊状体1502和用于将脊状体1502抵靠使用者头部收紧的弹性条1504。脊状体1502包括多个单独电极单元1506,每个具有枢轴地耦合至单元1506的一对腿形电极1508和1510,并向下凸出以将电极1508和1510瞄准在使用者头皮处。

[0198] 在图16中示出了示例电极单元1506的分解图。所示意的示例的电极单元1506包括电极1508和1510,其中每个电极分别包括轴杆1512、1514和接触球1516、1518。每个电极1508、1510还分别包括安装环1520、1522。安装环1520、1522设置在壳体1526内的开口1524内。壳体1526包括板1528和套管1530、1532。电极1508、1510的安装环1520、1522拟合在套管1530、1532之间。在所示意的示例中,轴杆1512、1514在板1528之下伸出并从彼此向外成角度以接触使用者的头皮。电极1508、1510经由穿过套管1530、1532以及穿过安装环1520、1522中的相应孔洞设置的相应销1534、1536以枢轴方式耦合壳体1526。在图16的示例中,弹簧1538设置在安装环1520、1522与套管1530、1532之间。弹簧1538包括垂片(tab) 1540、1542。随着电极单元1506向下朝向头部收紧,电极1508、1510向上旋转和屈曲。轴杆1512、1514邻近安装环1520、1522的端部被按压抵靠弹簧1538的相应垂片1540、1542,这将电极1508、1510向下偏置回到头部。在施加力至电极单元1506时,电极1508、1510屈曲并保持使用者头皮上向下的一致压力。在所示意的示例中,弹簧1538包括非导电材料,以保持从第一电极1508收集的信号与从第二电极1510收集的信号分离。

[0199] 所示意的示例的电极单元1506允许使用者容易地移除和替换各个电极。板1528的顶部包括柔性PCB 1544,其将电极1508、1510通信耦合至处理器以用于数据处理。PCB和电极1508、1510可以经由有线或无线连接耦合至处理器和/或任何其他分析单元。如图15中所示,所示意的示例的带1500包括多个单独电极单元1506。每个电极单元铰接至邻近电极单元,以使得整个带1500可以绕使用者的头部弯曲以及抵靠使用者的头部放置。

[0200] 图17是根据本公开教导构造的另一示例电极单元1700的分解图。在该示例中,电极1702、1704是按扣电极。每个电极1702、1704分别具有轴杆1706、1708和接触球1710、1712。第一电极1702具有顶部钩构件1714和底部钩构件1716。同样地,第二电极1704具有顶部钩构件1718和底部钩构件1720。所示意的示例的示例按扣电极单元1700还包括第一连接件1722、第二连接件1724、柔性板1726、背板1728和正板1730。第一和第二连接件1722、1724每个分别包括垂直部1732、1734,以及分别包括水平部1736、1738。第一和第二连接件1722、1724中每个还分别包括两个孔1740、1742、1744、1746。垂直部1732、1734被大小调整为拟合在顶部和底部钩构件1714、1716、1718、1720中的相应钩构件内。背板1728包括通道1748,其被配置为接纳柔性板1726。正板1730同样具有通道1750,用于接纳柔性板1726。背板还包括四个挂钉(peg) 1752-1758。两个挂钉1752、1754被尺寸调整为啮合第一连接件1722上的孔1740、1742。其他两个挂钉1756、1758被尺寸调整为啮合第二连接件1724上的孔1744、1746。所示意的示例的正板1730在操作上耦合至背板1728的相反侧。

[0201] 在操作中,将按扣电极单元1700向下按压抵靠使用者的头部。向下的力使轴杆1706、1708向上枢转。顶部钩构件1714、1718分别向内旋转至水平部1736、1738上,并因此抵靠柔性板1726。柔性板1726提供反射力,从而电极1702、1704保持对使用者头皮的一致力。柔性板1726还用作PCB以传播从电极1702、1704收集的任何信号至处理器和/或如这里所公开的其他分析单元。

[0202] 图18示意了根据本公开教导构造的另一示例电极1800。在所示意的示例中,电极1800包括线带1802和线圈电极1804。在图18的示例中,线圈电极1804是卷绕在线带1802周围的线的线圈并被定位以抵靠使用者的头皮。线圈电极1804的各个线圈将穿透使用者的头发以与头皮形成接触。如果电极1804旋转,则电极1804将继续保持与头皮的接触,并且所收集的任何信号不会丢失。

[0203] 图19A和19B示意了根据本公开教导构造的另一示例电极1900。在所示意的示例中,电极1900包括线带1902和单个弯曲电极1904。图19B是图19A的电极1900的横截面图。所示意的示例的单个弯曲电极1904在电极1904的末端处具有两个球体头1906、1908。单个弯曲电极1904在线带1902上弯曲,以使得两端都指向下以及两个球体头1906、1908都可以接触使用者的头皮。随着线带1902被拉伸或收紧,耦合至其的电极也被拉伸,以及电极1904的中心部移动更加靠近头皮以提供球体头1906、1908抵靠头皮的附加压力。

[0204] 图20示出了可用于制造如图1-7中所示出和描述的脊的模具2000。在所示意的示例中,模具2000包括模具体2002和模具腔2004。模具腔2004限定了平坦脊的形状。在示例制造过程中,首先将PCB和电极置于模具内,并且然后将液体塑料或树脂注入到腔2004中以形成脊主体。在模制处理后,移除并形成脊以向下弯曲各个延伸部。

[0205] 图21示出了直接在结合图20描述的过程中的模制后且在脊成形前的多个脊2100、2102、2104。在图21的示例中,脊2100、2102、2104包括从脊2100、2102、2104伸出的多个电极

2106、2108、2110。球电极2106、2108、2110可以向下弯曲。在该示例中，每个脊2100、2102、2104的末端包括销端口2112、2114、2116，用于将脊2100、2102、2104耦合至头戴式装置的处理单元。

[0206] 图22A-22J是识别用于电极接触的最优区域的使用者头部的透视图。如这些附图中所示，存在多个电极部位，包括例如涉及国际10-20系统的20个部位。这些部位提供了对包括额叶、顶叶、枕叶和颞叶的大脑的所有脑叶的覆盖。这些部位是针对临床上有效的EEG而接受的EEG电极部位。示于图22A-22J中的部位被选择以给出广泛覆盖并避免具有过度肌肉活动的部位。在具有八十个通道的示例头戴式装置中，国际10-20系统的20个部位被覆盖作为肌肉上的附加部位。例如，八十个通道系统提供对非肌肉污染部位的突出覆盖，以及覆盖在标准临床EEG系统中包括的肌肉部位。

[0207] 图22J示意了具有五个带2202-2210的示例头戴式装置，其位于使用者头部上以用于读数。各个带2202-2210可调节并可以沿特定路径放置以优化电极放置。图22J的示例方案通过形成鼻根点(两眼之间)至枕骨隆突(头后侧)之间的线将头部二分(bisect)为左部和右部。第二条线沿左耳道至右耳道的线来二分头部。这些线中的每条还以其距离的10%和20%的间隔进一步分割。在所示意的示例中，第一细长带2202定位在对象头部中心上测量的在对象的鼻根点上方在对象的鼻根点和枕骨隆突之间的距离的约10%处。第二细长带2204定位在鼻根点上方与枕骨隆突的距离的约30%处。第三细长带2206定位在鼻根点和枕骨隆突之间的约半途处。第四细长带2208定位为越过半途点，例如相比于鼻根点更靠近枕骨隆突但超过距枕骨隆突的距离的30%。第五细长带2210定位在枕骨隆突上方约30%距离处。该布置可以优化整个头部的覆盖。在其他示例中，在五个所示意的带之间的位置中包括附加的带。更进一步，在其他示例中，根据期望读数和/或电极和头皮之间的电接触的质量，带2202-2210以任何其他期望的旋转度定位。

[0208] 图23示意了根据本公开教导构造的用于测量头皮处的电活动的可替代示例头戴式装置2300。该示例的头戴式装置2300包括主头带2302，其在使用者头顶上弯曲。具有各个电极的多个支撑带从头带2302在多个方向上延伸以将电极定位在使用者头部上的多个位置上。头戴式装置2300包括左毂2304和右毂2306，它们两者都可旋转且可拆卸地耦合至头带2302的末端。在所示意的示例中，左毂2304包括七个支撑带2308-2320。所示意的示例的右毂2306也包括七个支撑带2322-2334。然而，在其他示例中，使用(一个或多个)不同数量的支撑带来增加、减少和/或以其他方式调节电极放置的数量和/或位置。在该示例中，每个支撑带2308-2334具有设定的长度和两个末端，这两个末端分别固定且柔性地耦合至左毂和右毂2304、2306。在一些示例中，支撑带2308-2334的长度中的一个或多个是可调节的。头带2302还包括前支撑带2336-2344和后带2346-2348。在该示例中，每个支撑带2336-2348具有设定的长度并且在一端上固定且柔性地附着至头带2302。此外，在一些示例中，支撑带2336-2344的长度中的一个或多个是可调节的。所有支撑带2308-2348的远端在操作上耦合至相应电极壳体2250a-2250u。每个壳体2250a-2250u分别容纳单独电极2352a-2352u。在一些示例中，一个或多个电极壳体2250a-2250u支撑多个电极。在所示意的示例中，支撑带2308-2348中的不同带具有不同长度以在头皮上的不同位置上定位相应电极2352a-2352u。这些位置可以被选择以优化大脑中电活动的检测。支撑带2308-2348向内稍微弯曲以施加足够的力在使用者头部上，从而使相应电极稍微按压至头皮上，以便减少噪声并增加信噪

比以增强信号质量。此外,所示意的示例中的支撑带2308-2348包括柔性塑料,以使得每个支撑带2308-2348能够在置于使用者头部上时屈曲,并相应地调节至不同头部尺寸,以及施加恒定和/或充分的力至头皮以用于读取大脑的电信号。在图23中所示的示例中,头戴式装置2300具有21个支撑带和21个电极。然而,在其他示例中,头戴式装置包括更多或更少支撑带和/或可以包括每支撑带多于一个电极。

[0209] 此外,如图23中所示,头戴式装置2300可耦合至底座2354,以用于在不使用时存储头戴式装置2300,用于对头戴式装置2300充电,和/或用于数据传输,如在下文中更详细地公开。底座2354包括通常垂直延伸的支撑轴杆2356,用于将头戴式装置2300保持在诸如桌、凳或架之类的支撑表面上。底座2354还包括底板2358,用于以直立位置支撑底座2354。在一些示例中,底座2354经由有线连接传输数据至数据分析器。在其他示例中,底座2354无线地传输数据。

[0210] 图24是图23的示例头戴式装置2300的底视图。头带2302在底部上具有微USB端口2386,用于电池充电和数据传输。头戴式装置2300包括中央头带2302内和/或壳体内部的电池,该壳体诸如例如位于头部侧面附近的壳体(参见例如下文结合图30公开的壳体3010、3012,其可以并入图23的示例头戴式装置2300中)。如从图25中看到的那样,底座2354的底座轴杆2356包括阳型(male)微USB连接件2388,其可以被插入到微USB端口2386中以用于对头戴式装置2300充电和/或从基于头戴式装置的处理器的处理器传输数据至计算机或数据库以用于进一步处理。在其他示例中,可以使用任何其他合适的电气和/或通信耦合,包括例如其他类型的物理端口和/或无线耦合。

[0211] 图26-29是示例头戴式装置2300的不同视图。如从图26和27中看到的那样,左毂和右毂2304、2306可旋转且以枢转方式耦合至头带2302的末端。左毂2304具有调节球2360,其拟合在头带2302内侧上的左承窝(socket)2362内。调节球2360和左承窝2362(即,球窝接头)允许毂2304以任何期望的方向旋转和枢转以便将支撑带2308-2320定位在使用者头部左侧上的期望位置上。右毂2306也具有调节球2364,其被设计为拟合在头带2302上的右承窝2366内。因此,右毂2306也经由球窝接头耦合至头带以使得毂2304能够在任何期望位置中旋转和枢转。图28示出了头带2302稍微弯曲至后侧以使得头戴式装置2300被支撑在头部的冠处,而左毂和右毂2304、2306分别位于左耳和右耳附近。

[0212] 图29是头戴式装置2300的底视图并示出了头戴式装置2300包括衬垫2368,其对使用者提供了舒适度并且还可以用于对头戴式装置2300提供稳定性,使得在使用者移动其头部时,头戴式装置2300保持其位置。增加头戴式装置2300的稳定性也减少了可通过由电极沿使用者头皮的移动引起的摩擦而产生的任何噪声。另外,衬垫2368可以兼用作壳体,其包装诸如例如处理器之类的电气部件,所述处理器可以例如包括硬件、固件和/或软件,用于处理来自电极的信号、将脑电图数据从模拟数据转换为数字数据、放大大脑电图数据、从数据移除噪声、分析数据、和/或传输数据至计算机或其他网络。头戴式装置2300包括印刷电路板2370,其设置在头带2302和支撑带2308-2344内,以将电极2352a-2352u通信耦合至处理器以便进行处理。此外,在一些示例中,壳体2368可以包装诸如例如一个或多个电池之类的电源。

[0213] 图30示意了示例头戴式装置3000的示例层的分解图。尽管在图30中示出了可替代形状,但是图30中所示的分层构思可以用于任何合适的头戴式装置结构,包括例如图1的头

戴式装置100、图15的头戴式装置1500、图20的模具2000中创建的头戴式装置、图23的头戴式装置2300和/或其他合适的头戴式装置。第一层3002包括塑料和/或金属壳体层。第一层3002提供了针对头戴式装置3000的张力和形状以及调节头戴式装置和在每个电极处施加足够力所需的柔性,以优化信号收集。层中的每个臂的尺寸(例如,宽度)是针对特定张力具体设计的(例如,为了优化性能)。第二层3004是柔性电路板,其用于传输在每个电极处收集的数据至电子装置/处理器。头戴式装置3000在每个末端处包括第三层3006和第四层3008。第三层3006对应于第一层3002的材料,以及第四层3008对应于第二层3004的材料。随着信号沿第二层3004和第四层3008传播,第一层3002和第三层3006提供对信号的屏蔽。此外,所使用的材料可以被选择以增强针对柔性PCB的屏蔽以及针对示例系统的电磁干扰屏蔽。此外,第二层3004和第四层3008的PCB是柔性且薄的,并包括具有低阻抗及低电容的薄布线,这减少了信号传播期间的损耗。

[0214] 头戴式装置3000还包括第一壳体3010和第二壳体3012。在图31中更详细地示出了第一和第二壳体的示例。每个壳体包括罩体3014和支撑环3016。电子部件和处理器被支撑在壳体3010、3012中的一个或多个中。附加地或可替代地,在一些示例中,调节机构(诸如例如图9的调节机构)由一个或多个壳体支撑。尽管在图30和31中示出了椭圆形状,但是可以针对壳体使用任何合适形状。

[0215] 图32A和32B示意了示例按扣电极单元2372的顶部和底部透视图。按扣电极单元2372包括背板2374和电极层2376。电极层2376可以包括涂银的电极或以任何合适导体涂覆或制成的电极。背板2374具有轴杆2378,其延伸穿过PCB 2370和支撑带2390进入电极2376的后侧,从而将电极2376耦合至PCB 2370和支撑带2390。电极可以容易地与背板组装或从背板拆卸以促进电极的替换。图32C和32D示意了具有可替代接触电极2380的按扣电极单元2372。

[0216] 图33是图23的示例电极壳体2350和示例电极单元2352的放大视图。如图33中所示,壳体包围了背板2374(示于图32A-32D),但轴杆2378从壳体延伸以接纳电极。在所示意的示例中,电极单元2352包括可替代细长电极2382。在其他示例中,电极具有适合于接触使用者头皮以接收电信号的任何其他形状或尺寸。

[0217] 图34是示例网状阵列头戴式装置3400的透视图。网状阵列头戴式装置3400包括形成之字形或十字形图案的多个弹性带3402a-3402m。电极3404a-3404t定位在弹性带3402a-3402m的每个交点处。多个弹性带3402a-3402g在网状阵列头戴式装置3400的后侧中汇聚并耦合至调节旋钮3406。随着调节旋钮3406转动,各个弹性带3402a-3402m(和其他未编号的)被拉紧,以及电极3404a-3404c(和其他未编号的)被迫使向下到使用者头皮上。调节旋钮3406允许网状阵列头戴式装置3400可调节地用在多种不同尺寸的头部上。如图35中所示,调节旋钮3406可旋转以卷起各个弹性带3402a-3402g,并因此将网状阵列头戴式装置3400收紧到使用者头部上。网状阵列头戴式装置3400增强了电极在不同形状的头部上的拟合并产生了轻且便携的头戴式装置。

[0218] 图36是用于与这里所公开的任何头戴式装置一起使用的示例处理系统3600的框图。示例系统3600包括多个电极3602。电极3602例如耦合至佩戴在对象头部上的头戴式装置。在一些示例中,头戴式装置包括多个细长带,该多个细长带在位于对象第一只耳朵附近的第一壳体和位于对象第二只耳朵附近的第二壳体之间延伸。在一些示例中,一个或多个

细长带可旋转地和/或可拆卸地耦合至第一和第二壳体中的每个,以使得电极3602能够移动到头部上的不同位置和/或从头戴式装置移除。头戴式装置可以包括多个电极通道,以使得多个(例如,2000或更多个)电极被包括在示例系统3600中。另外,在一些示例中,可以通过调节与每个细长带相关联的弹性带或条来调节由每个电极施加在头部上的压力。

[0219] 电极可以具有任何合适形状,诸如例如环、球、钩和/或阵列的至少部分。电极3602可以包括本专利中所公开的任何电极的一个或多个属性。另外,不同类型的电极可以被包括在系统3600中。此外,在一些示例中,电极3602以及电极3602所耦合至的细长带具有保护层,诸如例如尼龙和/或银网。在一些示例中,该罩层是可拉伸的涂银的尼龙网。该罩层提供了附加的屏蔽和保护。另外,包括罩层的电极3602是可机洗的。

[0220] 示例电极3602还可以诸如例如经由细长带可调节地机械耦合至第一壳体,在该第一壳体中,支撑可调节锁定机构以可释放地将细长带并因此将电极3602保持在一个或多个位置中。示例锁定机构包括上面公开的磁锁。

[0221] 电极3602也经由通信线路3606通信耦合至支撑电气处理单元3604的第二壳体(例如,图1中所示的头戴式装置100的第二壳体128),所述通信线路3606可以是例如有线或无线通信链路,包括例如上面公开的PCB通信通道。示例处理单元3604包括模数转换器3608、信号调节器3610、数据库3612、分析器3614以及发送器3616。

[0222] 模数转换器3608将在电极3602处接收到的模拟信号转换至数字信号。在一些示例中,模数转换器3608定位在头戴式装置的壳体之一处的处理单元3604中。在其他示例中,模数转换器3608包括被定位以服务于单独电极或电极组的多个A-D转换器,其距源头尽可能近地转换信号,这可以进一步减少干扰。

[0223] 所示意的示例的信号调节器3610准备所收集的信号以使得数据具有更可使用的形式。例如,信号调节器3610可以包括用于将信号放大至更加可检测水平的放大器。另外,信号调节器3610可以包括用于从信号移除噪声的滤波器。滤波器还可以用作带通滤波器,以根据期望的处理和/或分析来通过一个或多个频带和/或操纵选择频带。例如,在仅研究 α 波的分析中,信号调节器可以被编程为仅呈现约7.5Hz和约13Hz之间的那些频率。在一些示例中,每个电极3602可以在电极3602处或附近包括信号调节器。示例信号调节器3610可以包括用于执行信号调节方法的硬件和/或软件。在一些示例中,信号调节器包括用于补偿电极极化的降趋单元,其中,存在由电极极化引起的与脑波活动不相关的电压信号的缓慢运动。示例处理单元3604还提供了信号处理,其可以包括用于执行快速傅里叶变换(FFT)测量、相干性测量、和/或定制自适应滤波的硬件和/或软件。

[0224] 分析器3614用于依照期望研究、根据一个或多个分析协议来分析从电极3602收集且由模数转换器3608和信号调节器3610处理的数据。例如,根据一些研究,分析器3614可以处理数据以确定对象的精神状态、生理状态、注意力、共鸣或记忆、情感投入和/或对象的其他合适特征中的一个或多个。

[0225] 发送器3616将任何处理阶段处的数据和/或来自分析器3614的分析结果传送至输出3618。输出3618能够是手持装置、警报器、头戴式装置上的显示屏、远程服务器、远程计算机、和/或任何其他合适的输出。数据传输可以通过蓝牙传输、wi-fi传输、ZiGBee传输和/或传输前的专有加密来实施。在所示意的示例中,数据库3612存储所有数据收集的流。这些流能够被缓冲以在板上(即,在头戴式装置处)流传输或存储,以用于在例如低活动时段期间

周期性地或非周期性地上载。

[0226] 处理单元3604部件3608-3616经由通信链路3620通信耦合至示例系统3600的其他部件。通信链路3620可以是使用任何过去、目前或未来通信协议(例如,蓝牙、USB 2.0、USB 3.0等)的任何类型的有线连接(例如,数据总线、USB连接等)或无线连接机制(例如,射频、红外等)。此外,示例系统3600的部件可以集成在一个装置中或分布在两个或更多个装置上。

[0227] 虽然在图36中已经示意了实施系统3600的示例方式,但是可以以任何其他方式组合、划分、重新布置、省略、消除和/或实施图36中示意的一个或多个元件、过程和/或装置。此外,图36的示例信号调节器3610、示例A/D转换器3608、示例数据库3612、示例发送器3616、示例分析器3614、示例输出3618、和/或更一般地示例系统3600可以通过硬件、软件、固件、和/或硬件、软件和/或固件的任意组合来实施。因此,例如,图36的示例信号调节器3610、示例A/D转换器3608、示例数据库3612、示例发送器3616、示例分析器3614、示例输出3618、和/或更一般地示例系统3600能够通过一个或多个电路、可编程处理器、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑器件(PLD)和/或现场可编程逻辑器件(FPLD)等来实施。在本专利的任何设备或系统权利要求被理解为覆盖纯粹软件和/或固件实施方式时,示例信号调节器3610、示例A/D转换器3608或示例数据库3612中的至少一个特此被明确地限定为包括存储软件和/或固件的诸如存储器、DVD、CD等的硬件和/或有形计算机可读介质。更进一步,图36的示例系统3600可以包括除了或替代图36中所示意的那些的一个或多个元件、过程和/或装置,和/或可以包括任何或全部所示意的元件、过程和装置中的多于一个。

[0228] 图37示意了可例如由图1、23和34中所示出的示例头戴式装置100、2300、3400中的一个或多个实施的另一示例系统3700。图37的示例系统3700可以用于通过例如使用例如图12A的示例电路300使一个或多个电极短路以有效地增加电极的表面积,来增强信号强度。增加表面积降低了阻抗并改进了在电极处收集的数据的信噪比。另外,示例系统3700可以用于通过下述操作来虚拟地移动电极:选择一个或多个输入通道以选择由获得高质量和更低噪声的信号的电极占据的更有效的电极位置。这些电极可以例如是具有与头皮的最优或接近最优的接触的电极。系统3700使得使用者或操作者能够丢弃不可操作、误操作或不充分耦合至头皮和/或头戴式装置其余部分的电极。

[0229] 图37的示例系统3700包括任何数量的输入通道(例如,第一输入通道3702、第二输入通道3704、第三输入通道3706、第四输入通道3708……第n输入通道3710)。例如,如上所公开,这里公开的一个或多个头戴式装置可以包括2000或更多个输入通道。在该示例中,输入通道3702-3710每个与电极相关联。在其他示例中,一个或多个输入通道3702-3710可以与(一种或多种)其他类型的(一个或多个)传感器相关联,诸如例如,眼球追踪仪、流电皮肤响应传感器、呼吸率传感器、温度计、用于测量血压的血压计、功能磁共振成像传感器和/或任何合适类型的传感器。(一个或多个)这种传感器可以被自由地添加或移除。某个或某些传感器可以被添加至头戴式装置自身,以及(一个或多个)其他传感器可以耦合至臂、胸或其他身体部位并通信耦合至头戴式装置。

[0230] 图37的示例系统3700包括分析器3712。在所示意的示例中,分析器3712由所编程的处理器来实施。图37的示例分析器3712包括评估器3714、调节器3716以及选择器3718。在一些示例中,分析器3712的一个或多个部件3714-3718并入壳体中,诸如例如图1-3中所示

的头戴式装置100的第二壳体128。在其他示例中,分析器3712的一个或多个部件3714-3718并入手持装置、本地计算机、远程服务器或其他合适装置中。评估器3714评估输入信号的属性,诸如例如强度、幅度、信噪比、持续时间、稳定性和/或指示数据完整性和/或头戴式装置与头皮之间的连接的质量的其他合适的信号特征。用于确定何种信号可接受的示例方法包括例如:将来自给定电极的信号的一个或多个方面(例如,其幅度、频率等)与绝对阈值、光谱阈值、斜坡率阈值、低活动(平坦)阈值中的一个或多个进行比较;和/或执行给定电极的信号和来自给定电极附近的一个或多个其他电极的信号之间的邻位相关。

[0231] 所示意的示例的示例调节器3716放大和/或滤波信号以改进信号质量。如果调节器3716将信号质量增强至可接受水平以使得信号可使用,则所示意的示例的评估器3714确定来自关联电极的数据完整性是可接受的并且数据不需要被丢弃,和/或确定来自电极的数据需要被忽略或丢弃。

[0232] 所示意的示例的选择器3718基于评估器3714的确定来选择要忽略、使用和/或合并(例如,求平均)哪些输入通道以改进(例如,优化)总体输入。多个输入通道3702-3710经由通信链路3720(例如,任何有线或无线通信链路)通信耦合至分析器3712和对应部件3714-3718。

[0233] 在图37中所示的示例系统3700中,示例评估器3714确定输入通道3702-3710(例如电极)中的哪些采集最佳、最有用和/或最精确的数据。基于该确定,示例选择器3718识别哪些电极/输入通道是最有效的(例如,对于最佳EEG读数)以及哪些电极/输入通道应该被忽略以改进读数。忽略电极/通信可以包括禁用该通道(例如,经由开关电路)和/或忽略其所采集的数据。禁用电极有效地增加了同被禁用的电极邻近的一个或多个电极与头皮上的组织之间的表面积接触。禁用一个电极/通道能够被称作使电极短路。通过使输入通道短路(例如,有效地增加邻近输入通道处另一电极的有效表面积),降低了通道的总体阻抗以及改进了信号质量。更低的阻抗和更好的信噪比使得图37的示例系统3700能够读取更高频带。对哪个(哪些)电极作为短路候选的选择基于区域覆盖和数据质量。例如,如果在电极的小相邻区域中的多个电极中存在增加的噪声,则这些电极中的一些或全部能够被短路以改进信噪比。此外,在大量的输入通道的情况下,选择器3718可以确定哪些电极与头皮最佳接触并收集最清楚信号。可以利用开关电路300(图12A)、3722(图37)来忽略和/或短路附近的其他电极。另外,如果输入通道提供相对较弱的信号以及邻近输入通道提供较强信号,则选择器3718通过取消选择具有该较弱信号的通道来强调具有该较强信号的输入通道。取消选择信号(例如,经由开关电路3722来禁用它)并且依赖于由邻近电极采集的数据能够被认为是将取消选择的电极的功能移动至邻近电极。因此,图37的示例系统3700能够虚拟地将电极移动到较强信号收集位置而不必物理地调节任何机械部件(即,无需物理地移开电极)。

[0234] 虽然在图37中已经示意了实施系统3700的示例方式,但是可以以任何其他方式组合、划分、重新布置、省略、消除和/或实施图37中示意的一个或多个元件、过程和/或装置。此外,图37的示例分析器3712、示例评估器3714、示例调节器3716、示例选择器3718、示例开关电路、和/或更一般地示例系统3700可以通过硬件、软件、固件、和/或硬件、软件和/或固件的任意组合来实施。因此,例如,图37的示例分析器3712、示例评估器3714、示例调节器3716、示例选择器3718、示例开关电路3720、和/或更一般地示例系统3700能够通过一个或多个电路、可编程处理器、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑器件(PLD)和/或现场可编程逻辑

辑器件(FPLD)等来实施。在本专利的任何设备或系统权利要求被理解为覆盖纯粹软件和/或固件实施方式时,示例分析器3712、示例评估器3714、示例调节器3716、示例选择器3718或示例开关电路3720中的至少一个特此被明确地限定为包括存储软件和/或固件的诸如存储器、DVD、CD等的硬件和/或有形计算机可读介质。更进一步,图37的示例系统3700可以包括除了或替代图37中所示意的那些的一个或多个元件、过程和/或装置,和/或可以包括任何或全部所示意的元件、过程和装置中的多于一个。

[0235] 图38示意了包括头戴式装置3812的示例系统3800,其表示这里所述的一个或多个示例头戴式装置和/或系统,诸如例如,图1的头戴式装置100、图23的头戴式装置2300、图34的头戴式装置3400、图36的系统3600、图37的系统3700、和/或具有(一个或多个)附加生理传感器的图39的系统3900(下文中公开)。示例系统3800可以用于医疗状况的在家患者监测、治疗和/或诊断,以检测危及生命的情形、查明患者对方医疗养生法的依从性、和/或其他合适应用。当前,患者需要去医院进行神经监测。这使得暴露于医院病原体(诸如例如,获得性细菌感染)的风险成为必然。然而,在医院环境中,存在用于监测数据、检测问题以及警示医务人员的技术人员。但是并不保证限定神经状态的感兴趣数据不会丢失。在家庭环境中,如果存在医疗问题和/或紧急情况,则这里公开的示例头戴式装置和/或系统自动监测数据、检测问题以及警示患者、紧急呼叫中心、护理人员、医生和/或本地医院。例如,患者可能在家里有发作的预兆(警告)且没有时间去医院进行监测。包括这里公开的示例头戴式装置的自应用、家用EEG监测系统使得能够捕获对适当护理来说关键的该信息。另外,这里公开的自应用系统使患者能够在患者感觉他们生理存在某种不对的症状(包括例如认知领域中的表现不佳(underperformance))时传输数据、(一个或多个)问题、(一个或多个)通信和/或其他信息至医疗护理专业人员。此外,医院具有用于监测数据质量和设备功能的技术人员。这里公开的示例自动执行这些功能,从而实现成本节省并减少人为误差的可能性。

[0236] 此外,头戴式装置和/或系统产生数据,该数据可以与电信和/或其他信息技术一起使用以提供来自远程位置的临床保健。例如,可以通过发送传感器数据至远程医生或内科医师来检查和/或监测患者。在一些示例中,可以监测EKG数据,诸如例如,对心律失常患者的24小时在家监测。在这样的示例中,EKG传感器附着至在家的患者,由此该系统耦合至电话线、互联网或其他通信链路。EKG读数通过通信链路直接发送至患者的心脏病专家(和/或技术员、护士等)。图38的示例系统3800可用于具有许多类型的症状的许多类型的患者,所述症状包括:心律失常、癫痫发作、中风、小血管病、痴呆、失忆、阿兹海默症、葡萄糖监测、血压、压力过高(hypertonia)、认知衰退、抑郁和/或其他症状。其他生理状况、精神病状况、疾病进展、疾病干预功效和/或发育障碍也可利用系统3800监测,诸如例如双相型障碍、精神分裂症、注意力缺乏多动症(ADHD)和/或自闭症。

[0237] 关于EEG数据和用于收集数据的头戴式装置,传统系统已在佩戴上不舒适、需要杂乱的凝胶、制造成本高、和/或需要广泛的使用训练。这里公开的示例头戴式装置100、2300、3400、3812对于在家患者监测来说是有用的(例如,最优的),这是因为这种所公开的头戴式装置100、2300、3400、3812在佩戴上舒适、容易操作、提供有效的电极对组织接触、包括大量电极和/或可调节以适应不同尺寸的头部。在一些示例中,在头戴式装置处对来自示例头戴式装置100、2300、3400、3812的数据进行处理并将其传输至现场外的监测站,以供医务人员(例如,医生或内科医师)分析。在一些示例中,数据存储发生在头戴式装置处、远程数据中

心处或其组合。

[0238] 这里公开的示例头戴式装置100、2300、3400、3812可与(一个或多个)附加的生物计量、神经和/或生理系统组合以监测、检查、治疗和/或诊断包括生理状况和/或精神状况的多种医疗状况。在示例系统3800中,来自EEG系统3802的数据与来自EKG系统3804、葡萄糖监测系统3806、EOG系统3808、面部监测系统3809和/或任何其他插入式/即插即用系统3810(例如,用于添加附加功能的可安装或可耦合的程序和/或装置)的数据组合和聚合,所述其他插入式/即插即用系统3810诸如例如(一个或多个)眼球追踪传感器(例如,图39的眼球追踪传感器3910)、(一个或多个)流电皮肤响应(GSR)信号、(一个或多个)EMG信号、(一个或多个)摄像机、(一个或多个)红外传感器、(一个或多个)交互速度检测器、(一个或多个)触摸传感器和/或能够输出生理和/或神经数据至头戴式装置3812或直接至现场外的监测站的任何其他传感器。另外,在一些示例中,示例面部监测系统3809包括以具有全面部和/或半面部覆盖摄像机以实现面部表情编码(FACS),这允许面部表情的分类。在一些示例中,示例面部监测系统3809包括耦合至伸缩臂的摄像机。

[0239] 在所示意的示例中,头戴式装置3812包括EEG系统3802、本地分析器3814(其例如可以并入图1的头戴式装置100的第二壳体128中)、输出3816和手动输入3818。在所示意的示例中,子系统3802-3810通信耦合头戴式装置3812并因此经由通信链路3820耦合本地分析器3814,通信链路3820可以包括硬线和/或无线技术。此外,在一些示例中,一个或多个子系统3802-3810可以并入头戴式装置自身(例如,EOG系统3808和/或面部监测系统3809)中。

[0240] 来自不同子系统3802-3810的每个信号表示输入。每个输入可以被滤波、调节和/或处理以形成表示患者状况的一个或多个属性或特征的输出。在所示意的示例中,EKG系统3804耦合至患者胸部,以及EKG数据被无线地发送至EEG头戴式装置3812。EKG数据由本地分析器3814处理并被发送至远程设施3822以用于治疗、诊断和/或监测患者。远程位置可以例如是医生办公室、医院、诊所、实验室、档案室、研究设施和/或任何其他诊断设施。本地分析器3814可以经由诸如公共电话线、陆地线路、互联网连接、无线电波、和/或能够发送信号的任何其他通信技术之类的通信信道3824通信耦合至远程设施。在图38中所示的示例中,本地分析器3814包括时钟3826和数据库3828。所示意的示例的时钟3826对数据加时间戳以例如用于监测健康状况或治疗的进程和/或生成医疗记录。所示意的示例的数据库3828用于本地存储。

[0241] 在图38中所示的示例中,本地分析器3814创建输出3816。输出3816可以是例如光、声、显示和/或任何其他输出,其可以例如用于提醒患者需要寻求医疗关注、服用一定剂量的药物、开始活动、停止活动、吃东西、和/或任何其他合适的警告和/或命令。在一些示例中,输出3816在操作上耦合至自动输送系统以响应来自系统3800的特定读数自动输送药物至患者。糖尿病患者例如经常需要连续的葡萄糖和血压监测。示例系统3800可以基于所测量的生理特征来监测胰岛素并自动地输送胰岛素至患者。在所示的示例中,输出3816(例如,光、扬声器、显示器、自动输送系统)并入头戴式装置3812中。在其他示例中,输出3816可以与头戴式装置3812分离,以及头戴式装置可以经由这里公开的有线或无线通信链路 with 输出3816通信。

[0242] 示例系统3800可能用于检测和/或治疗诸如例如抑郁之类的精神病状况。例如,患者的脑波可以由头戴式装置3812经由EEG子系统3802监测。如果本地分析器3814检测到患

者正在变得更加抑郁,则小剂量的抗抑郁药可以被自动注射和/或输出3816可以发出可听消息或警报,其引导患者自给药一定剂量的药物。可替代地,输出信号3816可以通信耦合至诸如医生寻呼机之类的远程监测站,以使得在特定读数指示患者已发展到危险状况时,寻呼医生以作出响应,和/或设定警报以引导患者寻求医疗关注。

[0243] 在家系统3800的另一益处是由于患者重要器官和/或(一个或多个)其他生理和/或神经状况的连续记录和测量而引起的患者数据的量和完整性。通常,向人们询问刚好在诸如例如发作之类的医疗事件发生之前和之后他们正在做什么。患者通常在以这样的精度追踪和/或回忆他们日常活动时经历困难。然而,在示例系统3800的情况下,本地分析器3814记录患者的统计和/或活动。这里公开的示例自应用系统实现了大脑活动的每日记录或流程图的开发,这可用于识别行为、药物和生理表现之间的关系和/或其中的趋势。此外,在一些示例中,头戴式装置被提供有地理跟踪技术(例如GPS等)以识别患者在特定时间位于何处(例如,厨房、邻居家、起居室等)。在一些示例中,本地分析器3814周期性地或在特定医疗事件发生时(诸如例如,在一个或多个读数中的尖峰出现时)提示患者输入他或她的日常活动。图38的示例系统3800包括手动输入3818以促进患者输入该信息。在一些示例中,手动输入3818由头戴式装置3812承载。例如,手动输入3818可以是头戴式装置3812表面上的交互式(例如,触摸)屏、麦克风和/或键区。在其他示例中,手动输入3818能够是通信耦合至系统3800的远程装置,诸如例如手持装置、计算机、移动电话、写字板和/或电视。

[0244] 因此,这里公开的示例实现了基线活动的采集、记录、制图表和/或开发以及在持续的基础上患者活动与基线的比较。基于所收集的数据的量,基线开发是患者特定的。因此,基线不基于社会规范或平均值,而是可变换且可适配至个体患者。这里公开的示例系统和头戴式装置还包括板上存储、处理器、时间跟踪和光谱跟踪以实现患者的连续制图表/状态评估、医疗用途和/或反馈改进应用,从而增加患者依从性和/或响应。在一些示例中,这里公开的自应用系统还提供响应于潜在显著事件的提示。例如,这里公开的示例能够在需要时提示患者去看内科医师。在一些示例中,这些提示基于精神状态和/或活动中的变化和/或与个体患者的规范的显著偏离,使得该响应或动作提示是针对特定个体定制的。

[0245] 由示例系统3800采集的数据的量和完整性实现了实时报告的开发,实时报告提供诊断和治疗医疗状况时的有效数据。例如,患有ADHD的患者可能具有指示他/她在与注意力缺乏相关联的大脑特定区中具有增加的脑活动的读数。作为响应,本地分析器3814可以由手动输入3818提示使用者输入他/她最近做了什么(例如,喝一罐可乐)。在另一示例中,抑郁患者可能具有指示他/她愉快和幸福的读数。本地分析器3814将提示患者记录他/她刚好在该读数之前在做什么。该活动可以并入治疗计划中以辅助患者维持期望的精神状态(例如,幸福)。在另一示例中,可以监测患有高血压的个人。如果他/她的血压升高,则可以向患者询问他或她刚好在该读数之前吃或喝了什么。因此,在示例系统3800的情况下,患者能够容易地输入数据,并且内科医师能够解释该数据且更加准确地诊断健康状况和/或影响该状况的活动。

[0246] 虽然在图38中已经示意了实施系统3800的示例方式,但是可以以任何其他方式组合、划分、重新布置、省略、消除和/或实施图38中示意的一个或多个元件、过程和/或装置。此外,图38的示例本地分析器3814、示例时钟3826、示例数据库3828、示例输出3816、示例手动输入3818、示例EEG子系统3802、示例EKG子系统3804、示例葡萄糖监测子系统3806、示例

EOG子系统3808、示例面部监测系统3809、示例插入式/即插即用装置3810、和/或更一般地示例系统3800可以通过硬件、软件、固件、和/或硬件、软件和/或固件的任意组合来实施。因此,例如,图38的示例本地分析器3814、示例时钟3826、示例数据库3828、示例输出3816、示例手动输入3818、示例EEG子系统3802、示例EKG子系统3804、示例葡萄糖监测子系统3806、示例EOG子系统3808、示例面部监测系统3809、示例插入式/即插即用装置3810、和/或更一般地示例系统3800能够通过一个或多个电路、可编程处理器、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑器件(PLD)和/或现场可编程逻辑器件(FPLD)等来实现。在本专利的任何设备或系统权利要求被理解为覆盖纯粹软件和/或固件实施方式时,示例本地分析器3814、示例时钟3826、示例数据库3828、示例输出3816、示例手动输入3818、示例EEG子系统3802、示例EKG子系统3804、示例葡萄糖监测子系统3806、示例EOG子系统3808、示例面部监测系统3809或示例插入式/即插即用装置3810中的至少一个特此被明确地限定为包括存储软件和/或固件的诸如存储器、DVD、CD等的硬件和/或有形计算机可读介质。更进一步,图38的示例系统3800可以包括除了或替代图38中所示意的那些的一个或多个元件、过程和/或装置,和/或可以包括任何或全部所示意的元件、过程和装置中的多于一个。

[0247] 图39示意了示例注意力和控制系统3900,其可用于确定、处理和/或评估使用者对媒体的注意力和/或用于在没有物理移动的情况下操纵外部电气装置上的输入(例如通过使用仅使用者的思想)。示例系统3900包括头戴式装置3902,其可以例如利用这里公开的示例头戴式装置和/或系统来实现,诸如例如图1的头戴式装置100、图23的头戴式装置2300、和/或图34的头戴式装置3400。头戴式装置3902处理EEG信号和/或其他传感器数据来开发使用者的精神状态的图像,该精神状态包括例如情感状态、投入状态、注意力状态、和/或任何其他神经状态。如下所公开,图39的示例系统3900可用于确定使用者是否注意媒体节目、确定使用者眼睛聚焦在哪里、确定使用者想要控制远程装置和实现该控制(例如,改变电视上的音量)、和/或其他应用。在所示意的示例系统3900中,头戴式装置3902包括分析器部件,其包括EEG传感器3904、节目识别器3906、远程动作评估器3908、眼球追踪传感器3910、加速度计3911、注意力评估器3912、数据库3914和发送器3916。分析器部件3904-3914经由诸如例如图1中所述的任何通信之类的通信链路3918通信耦合。分析器部件3904-3914可以例如并入诸如图1中所示的头戴式装置100、图23中所示的头戴式装置2300或图34中所示的头戴式装置3400之类的头戴式装置3902中或以其他方式由其支撑。在一些示例中,分析器部件3904-3916被容纳在头戴式装置上的隔室中,诸如图1-3中所示的头戴式装置100的第二壳体128中。

[0248] 如上所公开,示例头戴式装置100、2300、3400包括多个单独电极来检测沿使用者头皮的电活动。该数据可用于确定注意力、记忆、集中度和/或其他神经状态。图39的示例的EEG传感器3904由上面公开的头戴式装置的电极来实现。

[0249] 示例眼球追踪传感器3910用于追踪眼球运动和/或使用者的眼睛所导向的方向。例如,眼球追踪传感器3910可以是摄像机或其他传感器,其并入从头戴式装置3902延伸的附件中并导向至使用者的一只眼睛或双眼。在其他示例中,眼球追踪传感器3910可以是计算机、电视、移动电话屏幕或其他位置上或附近的摄像机或其他传感器,用于收集与使用者的眼球运动相关的数据。眼球追踪传感器3910可以连续地记录对象看到什么。在一些示例中,眼球追踪传感器置于对象眉毛中间周围。此外,在一些示例中,眼球追踪传感器包括单眼或

双眼(例如,单眼或双眼罩)红外(IR)摄像机以追踪瞳孔和/或角膜反射位置,从而辅助确定对象视点的注视点。在一些示例中,眼球追踪传感器3910并入加速度计/姿态测量系统3911中和/或结合加速度计/姿态测量系统3911使用。被安装至对象头部的许多移动眼球追踪系统易受误差测量影响,因为对象在系统校准期间相对于他或她所具有的位置移动他或她的头。示例加速度计3911连续地追踪与校准的相对眼睛位置,这增强了来自眼球追踪传感器3910的注视点测量的精度。

[0250] 眼球追踪数据可以与EEG数据同步和/或以其他方式用于确证EEG数据,或可以以其他方式与EEG结合使用以确定使用者的神经状态。眼球运动提供了使用者注意力分配的目标。例如,如果使用者看向电视的方向并且他或她的EEG数据指示他或她处于投入或注意状态,则眼球追踪数据和EEG数据一起证实注意力可能被导向至电视。

[0251] 图39的示例系统还包括数据库3914,用于原始数据、处理后数据、结果数据、历史日志、来自媒体源的节目数据和/或任何其他类型的数据的本地存储。所示意的示例的发送器3916将任何处理阶段处的数据和/或来自头戴式装置3902的分析结果传送至远程数据设施3920和/或电气装置3922,如下文中更详细地公开。

[0252] 在一些示例实施方式中,系统3900用于采集观众测量数据。示例系统3900确定使用者的神经状态是否指示该使用者在收看特定媒体时是否集中精力(例如,投入于该媒体)。节目识别器3906识别使用者所暴露于的媒体。节目识别能够以任何技术进行,例如,可以通过使用头戴式装置上的麦克风采集音频信号从而采集音频码和/或标志来识别节目,如Thomas的美国专利5,481,294中所公开。节目识别器3906采集关于媒体的数据,诸如例如电视节目、广告、电影、新闻剪辑、无线电节目、网页、或任何其他媒体,并基于所采集的数据来识别该媒体(例如,内容或广告),和/或将所采集的数据转发至另一装置以执行识别。

[0253] 在观众测量数据的采集中,示例系统3900从头戴式装置3902的EEG传感器3904收集EEG数据。系统从眼球追踪系统3910收集眼球追踪数据以确定使用者在媒体广播期间注视哪个方向。注意力评估器3912使用来自EEG传感器3904和眼球追踪传感器3910的数据来确定使用者是否注意该媒体。例如,如果EEG传感器3904检测到指示增加的思维的脑波(即,电活动),并且眼球追踪传感器3910确定使用者正在观看电视,则注意力评估器3912将输出使用者集中并沉浸在正在广播的该特定媒体节目中的信号。然而,如果节目识别器3906确定正在呈现特定节目,以及EEG传感器3904指示减少的大脑活动,或者如果眼球追踪传感器3910确定使用者未观看电视,则注意力评估器3912将输出使用者未集中或沉浸在该特定媒体节目中的信号。

[0254] 反映使用者注意该节目、使用者不注意该节目或使用者处于对该节目的半参与状态的数据以及该节目的标识可存储在数据库3914中,并可由发送器3916发送至输出,包括例如远程数据设施3920。原始数据、处理后数据、历史日志或观众测量指示器也可以被发送至远程数据设施3920以用于采集。远程数据设施3920可以是例如营销公司、广播公司、娱乐工作室、电视网络和/或可能受益于或以其他方式期望知道使用者何时集中于和/或不集中于广播节目以及这些节目是什么的任何其他组织。在一些示例中,头戴式装置3902经由诸如公共电话线、陆地线路、互联网连接、无线电波、和/或能够发送信号的任何其他通信技术之类的通信信道3924通信耦合至远程数据设施3920。该示例允许广播公司和/或营销人员分析人们正在收看哪些节目、他们何时收看这些节目和/或他们在广播期间何时集中精力。

[0255] 在另一示例实施方式中,示例系统3900和头戴式装置3902作为直接神经接口或脑机接口(BMI)进行操作,该接口用于产生针对电气装置3922的输入,诸如例如电视、无线电、计算机鼠标、计算机键盘、遥控器、微波、应用接口和/或其他装置。针对电气装置3922的输入信号基于来自头戴式装置3902的EEG传感器3904和/或眼球追踪传感器3910的数据。例如,眼球追踪传感器3910确定使用者正在注视他/她计算机的特定区域,以及EEG传感器3904检测指示集中度的电活动。用于控制电气装置3922的系统3900使用触发控制的特定EEG标志,其包括例如躯体感觉系统中的标志,它们集中在运动对侧的感觉运动皮质上并包括 μ (例如,10-14Hz)和 β (例如,15-30Hz)节律中的变化。基于EEG和眼球追踪数据,头戴式装置3902的远程动作评估器3908确定使用者想要移动他或她的光标(即,鼠标)至计算机屏的不同区域。远程动作评估器3908经由发送器3916发送信号至电气装置3922以移动屏幕上的光标。在另一示例中,远程动作评估器3908分析来自EEG传感器3904的数据并确定使用者想要改变电视上的音量水平。远程动作评估器3908经由发送器3916发送信号至电气装置3922(即,电视或电缆接收器)以改变音量水平。在所示的示例中,头戴式装置3902经由通信链路3926通信耦合至电气装置3922,所述通信链路3926可以是硬线或无线通信技术,诸如例如这里所讨论的任何通信链路。在一些示例中,远程动作评估器开发出用于进行多个其他功能的信号,诸如例如使电视静音、改变频道、开关电视、计算机或其他设备、打开计算机上的特定程序、设定微波、作出音乐选择、操作遥控装置、操作汽车中的立体声、操作灯开关、接电话、操作DVR(数字录像器)和/或视频点播和/或通常包括使用者按压装置或该装置的遥控器上的按钮的任何其他功能。包括躯体感觉 μ 和 β 节律中的变化的EEG信号还用在其他脑机接口应用中,包括例如驱动轮椅、控制小机器人、控制瘫痪肢体上的外骨骼装置、和/或其他功能。

[0256] 虽然在图39中已经示意了实施系统3900的示例方式,但是可以以任何其他方式组合、划分、重新布置、省略、消除和/或实施图39中示意的一个或多个元件、过程和/或装置。此外,图39的示例节目识别器3906、示例远程动作评估器3908、示例注意力评估器3912、示例数据库3914、示例发送器3916、示例远程数据设施3920、示例电气装置3922、和/或更一般地示例系统3900可以通过硬件、软件、固件、和/或硬件、软件和/或固件的任意组合来实施。因此,例如,图39的示例节目识别器3906、示例远程动作评估器3908、示例注意力评估器3912、示例数据库3914、示例发送器3916、示例远程数据设施3920、示例电气装置3922、和/或更一般地示例系统3900能够通过一个或多个电路、可编程处理器、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑器件(PLD)和/或现场可编程逻辑器件(FPLD)等来实现。在本专利的任何设备或系统权利要求被理解为覆盖纯粹软件和/或固件实施方式时,示例节目识别器3906、示例远程动作评估器3908、示例注意力评估器3912、示例数据库3914、示例发送器3916、示例远程数据设施3920、或示例电气装置3922中的至少一个特此被明确地限定为包括存储软件和/或固件的诸如存储器、DVD、CD等的硬件和/或有形计算机可读介质。更进一步,图39的示例系统3900可以包括除了或替代图39中所示意的那些的一个或多个元件、过程和/或装置,和/或可以包括任何或全部所示意的元件、过程和装置中的多于一个。

[0257] 图40-44是至少部分地表示可被执行以实现示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902和/或示例系统3600、3700、3800、3900的示例机器可读指令的流程图。在图40-44的示例中,机器可读指令包括供处理器(诸如下文结合图45所讨论的示例处理平台4500中

示出的处理器4512)执行的程序。该程序可以体现为存储在有形计算机可读介质上的软件,所述有形计算机可读介质诸如CD-ROM、软盘、硬盘驱动器、数字多功能盘(DVD)或与处理器4512相关联的存储器,但整个程序和/或其部分能够可替代地由处理器4512以外的装置来执行和/或体现为固件或专用硬件。此外,尽管参照图40-44中所示意的流程图描述了示例程序,但是可替代地,可以使用实现示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902和/或示例系统3600、3700、3800、3900的许多其他方法。例如,框的执行顺序可以变化,和/或所描述的一些框可以被变化、消除或组合。

[0258] 如上所提及,图40-44的示例过程可以至少部分地使用编码指令(例如,计算机可读指令)实现,该编码指令存储在有形计算机可读介质上,诸如硬盘驱动器、闪存、只读存储器(ROM)、紧凑盘(CD)、数字多功能盘(DVD)、高速缓存、随机存取存储器(RAM)和/或其中针对任何持续时间(例如,针对扩展的时间段、永久地、短暂时刻、针对暂时缓冲和/或针对信息高速缓存)存储信息的任何其他存储介质。如这里所使用的,术语有形计算机可读介质被明确地限定为包括任何类型的计算机可读存储介质并排除传播信号。附加地或可替代地,图40-44的示例过程可以至少部分地使用存储在非瞬变计算机可读介质上的编码指令(例如,计算机可读指令)实现,所述非瞬变计算机可读介质诸如硬盘驱动器、闪存、只读存储器、紧凑盘、数字多功能盘、高速缓存、随机存取存储器和/或其中针对任何持续时间(例如,针对扩展的时间段、永久地、短暂时刻、针对暂时缓冲和/或针对信息高速缓存)存储信息的任何其他存储介质。如这里所使用的,术语非瞬变计算机可读介质被明确地限定为包括任何类型的计算机可读介质并排除传播信号。

[0259] 图40是示意了分析从示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902采集的EEG数据(框4000)且由图36的示例系统3600实现的示例过程的流程图。示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902具有与对象头皮接触以接收来自对象大脑的电信号的多个电极。分析EEG数据的示例过程(4000)包括从电极读取EEG信号(框4002)。在所示意的示例中,将信号从模拟信号转换为数字信号(框4004)。在一些示例中,模数转换发生在处理单元中,诸如例如示例系统3600的处理单元3604中。在其他示例中,模数转换发生在头戴式装置内的电极附近,以尽可能靠近源头来转换信号。

[0260] 在所示意的示例中,调节信号(框4006)以改进信号的有效性以及在其中包含的数据的可访问性。例如,如上所公开,调节可以包括放大该信号和/或滤波该信号(例如,利用带通滤波器)。分析信号(框4008)以便例如确定对象的精神状态、健康状况、作为观众成员对媒体的投入度、对电气装置的输入期望、和/或根据本公开教导的其他内容。

[0261] 在所示意的示例中,将信号发送至输出(框4010),诸如例如示例系统3600的输出3618。上面详述了输出的示例模式,包括例如发出警报、在屏幕上显示消息和/或其他警示、发出报告至本地和/或远程计算机和/或任何其他合适的输出。另外,输出可以包括这里详述的有线或无线通信。在输出(框4010)后,示例过程(4000)结束(框4012)。

[0262] 图41是示意了改进例如从一个或多个示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902采集的EEG信号质量(框4100)且由图37的示例系统3700实现的示例过程的流程图。示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902包括与对象头部接触以接收来自对象大脑的电信号的多个电极(即,输入通道)。在一些示例中,改进信号质量的示例过程(4100)由位于头戴式装置处的处理器来实现,诸如例如位于图1-3中所示的头戴式装置100的第二壳体128中。在其

他示例中,改进信号质量的示例过程(4100)发生在远程站点处,诸如例如手持装置、本地计算机、远程服务器和/或另一合适装置。

[0263] 示例过程(4100)包括从一个或多个输入通道(例如,电极)接收信号(框4102)。在一些示例中,系统3700的分析器3712从输入通道接收信号以用于分析。评估一个或多个信号的一个或多个属性(框4104)。例如,评估信号以确定信号强度、幅度、信噪比、持续时间、和/或根据本公开教导的其他特征。

[0264] 在所示意的示例过程(4100)中,调节一个或多个信号(框4106)来改进信号质量。在一些示例中,调节信号增强信号质量至可接受水平以使得信号可使用。在其他示例中,信号调节可能未对信号提供充足的改进。示例过程(4100)还包括选择使用一个或多个信号、忽略一个或多个信号、合并两个或更多个信号(框4108)。如上所公开,可以通过短路信号之一、耦合并联提供信号的电极和/或对两个或更多个信号求平均来合并两个或更多个信号,这降低了阻抗且改进了信号质量,如上文所详述。示例过程(4100)通过选择使用那些信号和通过忽略质量差的信号来改进信号质量。在选择了有价值和/或改进的信号(框4108)后,改进信号质量的示例过程(4100)结束(框4110),并且信号和其中包含的内容可以用在其他过程中,诸如例如图40的示例分析过程(4000)。

[0265] 图42是示意了使用示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902进行在家患者监测和治疗(框4200)且由图38的示例系统3800实现的示例过程的流程图。如上所公开,示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3902具有与对象头皮接触以接收来自对象大脑的电信号的多个电极。在一些示例中,头戴式装置100、2300、3400、3812、3902由对象佩戴以进行医疗状况的在家监测、治疗和/或诊断,以便检测危及生命的情形、查明患者对处方医疗养生法的依从性、和/或根据本公开教导的其他合适应用。

[0266] 示例过程(4200)包括从电极或其他合适传感器收集信号(框4202)。如上所讨论,在家患者监测系统可以不仅结合来自示例头戴式装置的EEG读数,而且还结合其他生物计量、神经和/或生理系统,来监测、治疗和/或诊断在家患者的医疗状况。分析一个或多个信号(框4204)来确定在家患者的精神/身体状态。可以例如利用分析器或处理器来分析信号,诸如图1-3中所示的头戴式装置100的第二壳体128中的上面公开的处理器134。可以根据本公开教导来调节和滤波一个或多个信号,诸如例如,如图40的示例过程(4000)和/或图41的示例过程(4100)中所公开。

[0267] 示例过程(4200)确定信号、信号的分析、或关于信号的通知(例如,诸如警报和/或其他合适通信)是否应该发送至远程设施(框4206)。远程设施可以例如是医生办公室、医院、诊所、实验室、档案室、研究设施和/或任何其他诊断设施。例如,如果信号指示发生或即将发生心脏病发作、中风、癫痫病发作和/或跌倒,则示例过程(4200)确定该信号、分析或通知是否应该发送至远程设施(框4206),以及示例过程(4200)发送信号和/或通知或警报至远程设施(框4208)。在发送通信至远程设施(框4208)后,示例过程(4200)可以结束(框4218)或通过从传感器收集信号(框4202)来继续监测对象。

[0268] 如果示例过程(4200)确定该信号、分析或通知将不发送至远程设施(框4206),则示例过程(4200)确定是否要产生输出信号(框4210)(诸如例如,向患者警告状况或向他或她提醒如本专利中所公开的活动)。如果将不产生输出信号(框4210)(诸如例如,信号指示患者状况正常和/或数据以其他方式良性),则示例过程可以结束(框4218)或通过从传感器

收集信号(框4202)来继续监测对象。

[0269] 如果示例过程(4200)确定应该产生输出信号(框4210),则可以产生多种类型的输出,包括这里所公开的任何合适的输出,诸如例如针对输入提示使用者(框4212)。如上所讨论,患者通常在追踪和/或回忆他们日常活动时经历困难。如果该分析指示所发生的读数中的特定尖峰,则输出信号(框4210)可以针对输入提示使用者(框4212)他/她刚好在尖峰之前正在做什么。

[0270] 在另一示例中,输出信号(框4210)给予药物的自动输送(框4214)。例如,如果患者是糖尿病患者,则他/她可能需要连续葡萄糖和血压监测。该过程可以在他/她的读数需要(例如,信号指示需要药物剂量)时自动输送一定剂量的药物给患者。

[0271] 在另一示例中,输出信号(框4210)产生信号(框4216),诸如光、声、显示和/或任何其他输出,例如用于向患者警示需要寻求医疗关注、服用一定剂量的药物、开始活动、停止活动、吃东西、和/或任何其他合适的警告和/或命令。在产生一个或多个输出(框4212、4214、4216)后,示例过程(4200)可以结束(框4218)或通过从传感器收集信号(框4202)来继续监测对象。

[0272] 图43是示意了使用示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3900评估使用者对节目的注意力和/或操纵一个或多个电气装置(框4300)且由图39的示例系统3900实现的示例过程的流程图。示例头戴式装置100、2300、3400、3812、3900包括多个电极以接收来自大脑的电信号,以根据示例过程(4300)进行处理。示例过程(4300)示意了EEG数据和其他生理数据(例如,眼球追踪数据)处于多种目的的效用。

[0273] 示例过程(4300)包括从EEG传感器(例如,电极和/或输入通道)收集信号(框4302)。来自这些信号的数据用于确定注意力、记忆、集中度和/或其他神经状态。示例过程(4300)还包括从眼球追踪传感器收集信号(框4304)。如上所讨论,眼球追踪数据可以用于确证EEG数据,并且这两组数据(例如EEG和眼球追踪)均可以用于确定使用者的神经状态(框4306)。

[0274] 在示例实施方式中,使用者的神经状态(框4306)有益于观众测量。例如,如果使用者看向电视的方向并且他或她的EEG数据指示他或她处于投入或注意状态,则眼球追踪数据和EEG数据一起证实使用者正在注意节目。示例过程(4300)还识别使用者被暴露于什么媒体或节目(框4308)。例如,过程(4300)可以使用麦克风和/或使用根据本公开教导的任何其他装置来采集音频码和/或标志。基于所采集的数据,示例过程(4300)识别使用者所暴露于的节目或媒体(框4308)。在所示意的示例中,将反映使用者是否正在注意以及使用者注意或不注意什么节目的数据发送至远程设施(框4310)。如上所讨论,远程设施可以是营销公司、广播公司、或可能受益于或以其他方式期望知道使用者何时集中于和/或不集中于广播节目的任何其他组织。在发送结果(框4310)后,示例过程(4300)可以结束(框4316)。

[0275] 在另一示例实施方式中,使用者的神经状态(框4306)有益于评估使用者是否希望操纵装置(框4312),包括例如如上所公开的电气装置。例如,EEG数据和眼球追踪数据可以指示使用者正在注视他/她的计算机的特定区域和/或使用者具有增加的集中水平。示例过程(4300)通过例如打开新的应用和/或移动光标来确定使用者想要控制装置(例如,计算机)。如果示例过程(4300)确定使用者想要控制装置(框4312),示例过程(4300)发送信号至该装置(框4314)以实现对该装置的期望控制,如上所公开。在发送控制信号(框4314)后,示

例过程(4300)可以结束(框4316)。

[0276] 图44是示意了可例如利用这里公开的任何头戴式装置和/或系统实施的收集和分析EEG数据(框4400)的示例过程的流程图。示例过程(4400)通过将头戴式装置置于对象的头部上(框4402)来开始。如上所公开,示例头戴式装置具有在使用者头部上延伸的多个可调节带。头戴式装置可以包括三个、四个、五个或十个或者更多个单独带。在一些示例中,头戴式装置可以包括更少的带,诸如例如一个或两个。这些带在每个末端上可拆卸且可旋转地耦合至第一壳体 and 第二壳体。每个带包括多个电极,用于读取沿使用者头皮的电活动。头戴式装置可以被定向为使得第一壳体靠近使用者右耳,以及第二壳体靠近使用者左耳。使用者能够将各个带朝向枕骨隆突(枕骨的凸出)或鼻根点(额骨和两个鼻骨的交点)旋转以将电极定位在用于测量电活动的特定位置中(框4404)。每个带还包括弹性条。使用者可以调节带上的弹性条以收紧带并将电极向下按压在带上,朝向且抵靠使用者头部(框4406)。使用者可以收紧后侧带以将头戴式装置紧固在使用者头部上(框4408)。

[0277] 示例过程(4400)还包括诸如例如从上面公开的一个或多个电极读取EEG数据(框4410)。然后可以利用硬件、固件和/或软件部件(诸如,如上所公开的A/D转换器、放大器和/或一个或多个滤波器)来调节来自电极的原始信号(框4412)。在一些示例中,一个或多个调节部件可以并入头戴式装置上的壳体中、各个可调节带中、每个单独电极处和/或远程处理器处。在示例过程(4400)的一些示例实施方式中,使用者确定是否期望针对附加或可替代EEG数据旋转头戴式装置90°(或任何其他合适角度)(框4414)。在旋转的头戴式装置的情况下,带从前额横跨至头部的后侧。这种定向可以是期望的,例如为了获得中线读数。如果使用者希望在垂直位置中获取附加数据(框4414),则他或她旋转头戴式装置90°(框4416)并将如上所述重新定位和调节带(框4402-4408)。在针对期望读数定位了头戴式装置(框4414)的情况下,分析调节后信号(框4418)。

[0278] 示例过程(4400)还包括确定是否需要或应该调节一个或多个电极(框4420)。例如应该调节电极以获得更清楚信号。如果一个或多个电极要被调节,则示例过程(4400)包括确定该调节是物理调节还是非物理调节(4422)。如果该调节是物理调节(4422),则示例过程(4400)的控制返回至框4404,并且将(一个或多个)恰当的带旋转入位和/或调节(一个或多个)细长带或带(框4406-4408)。如果(一个或多个)电极要被非物理调节(4422),则示例过程(4400)包括虚拟地移动和/或短路一个或多个电极(框4424),如上所详述。在调节了(一个或多个)电极的情况下,示例过程(4400)返回以继续读取EEG信号(框4410),并且示例过程(4400)继续。

[0279] 如果(一个或多个)电极不需要被进一步调节(框4424),则分析信号以产生输出评价或精神图像(框4426)。如上所公开,输出评价或精神图像可以确定例如个人的神经状态。例如,如上面公开的示例中所提供的那样,EEG数据包括多个频带,其能够被分析以确定例如个人是否具有高专注度、是否正在睡觉、是否抑郁、是否幸福、是否镇静、和/或如上所公开的任何其他情感和/或神经状态。输出评价/精神图像提供了对个人的思维、情感和/或健康的洞察。

[0280] 示例方法4400还包括确定输出是否要与一个或多个附加应用一起使用(框4428)。如果输出要与一个或多个附加应用(诸如例如医疗应用、观众测量、远程装置控制和/或如这里所公开的任何其他合适应用)一起使用,则执行这种应用(框4430)。示例过程(4400)还

确定EEG数据的监测是否应该继续(框4432)。如果要进行进一步监测,则该方法的控制返回至框4410,并且读取EEG信号数据。如果将不进行进一步监测,则示例方法4400结束(框4434)。

[0281] 图45是能够执行图40-44的一个或多个指令以实现图1、23、34和36-39的设备和/或系统的一个或多个部分的示例处理平台4500的框图。处理平台4500能够是例如头戴式装置、服务器、个人计算机和/或任何其他类型的计算装置中的处理器。

[0282] 当前示例的系统4500包括处理器4512。例如,处理器4512能够由来自任何期望族或厂商的一个或多个微处理器或控制器来实现。

[0283] 处理器4512包括本地存储器4513(例如,高速缓存)且经由总线4518与包括易失性存储器4514和非易失性存储器4516的主存储器通信。易失性存储器4514可以由同步动态随机存取存储器(SDRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)、RAMBUS动态随机存取存储器(RDRAM)和/或任何其他类型的随机存取存储装置来实现。非易失性存储器4516可以由闪存和/或任何其他期望类型的存储装置来实现。通过存储控制器来控制对主存储器4514、4516的访问。

[0284] 处理平台4500还包括接口电路4520。接口电路4520可以由任何类型的接口标准来实现,诸如以太网接口、通用串行总线(USB)、和/或PCI快速接口。

[0285] 一个或多个输入装置4522连接至接口电路4520。(一个或多个)输入装置4522允许使用者输入数据和命令至处理器4512中。(一个或多个)输入装置可以由例如电极、生理传感器、键盘、鼠标、触摸屏、跟踪板、跟踪球、等值点(isopoint)和/或语音识别系统来实现。

[0286] 一个或多个输出装置4524也连接至接口电路4520。输出装置4524可以例如由显示装置(例如,液晶显示器和/或扬声器)来实现。接口电路4520因此通常包括图形驱动器。

[0287] 接口电路4520还包括诸如调制解调器或网络接口卡之类的通信装置(例如,发送器3616、3916),以促进经由网络4526(例如,以太网连接、数字订户线路(DSL)、电话线、同轴电缆、蜂窝电话系统等)与外部计算机的数据交换。

[0288] 处理平台4500还包括一个或多个大容量存储装置4528,用于存储软件和数据。这种大容量存储装置4528的示例包括软盘驱动器、硬盘驱动器、紧凑盘驱动器和数字多功能盘(DVD)驱动器。大容量存储装置4628可以实现本地存储装置3612、3822、3914。

[0289] 图40-44的编码指令4532可以被存储在大容量存储装置4528中、易失性存储器4514中、非易失存储器4516中、和/或诸如CD或DVD之类的可移除存储介质上。

[0290] 尽管这里已经描述了特定示例设备,但是本专利的覆盖范围不限于此。相反,本专利覆盖在字面上或在等同原则下完全落入所附权利要求书的范围内的所有方法、设备和制品。

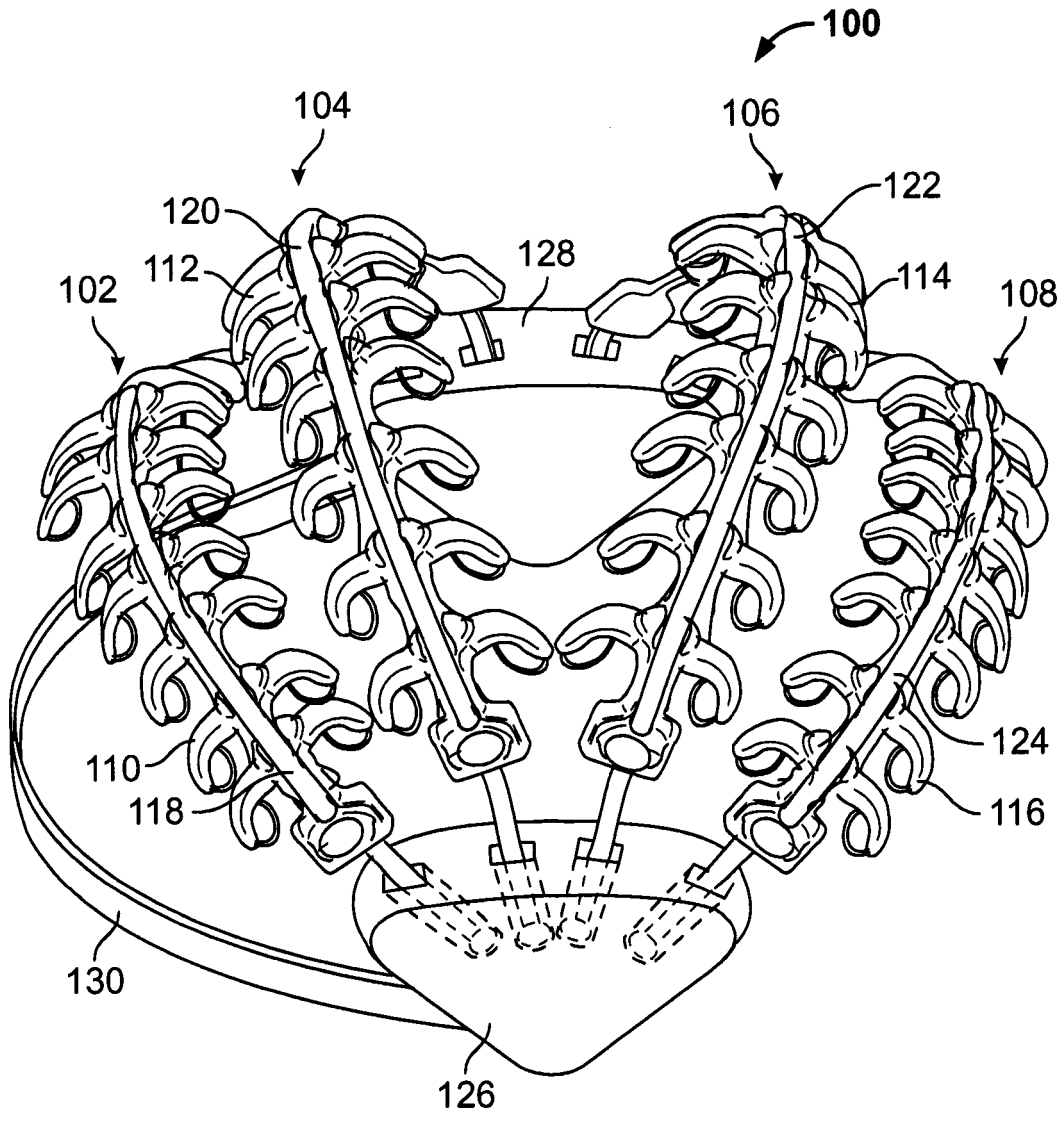


图 1

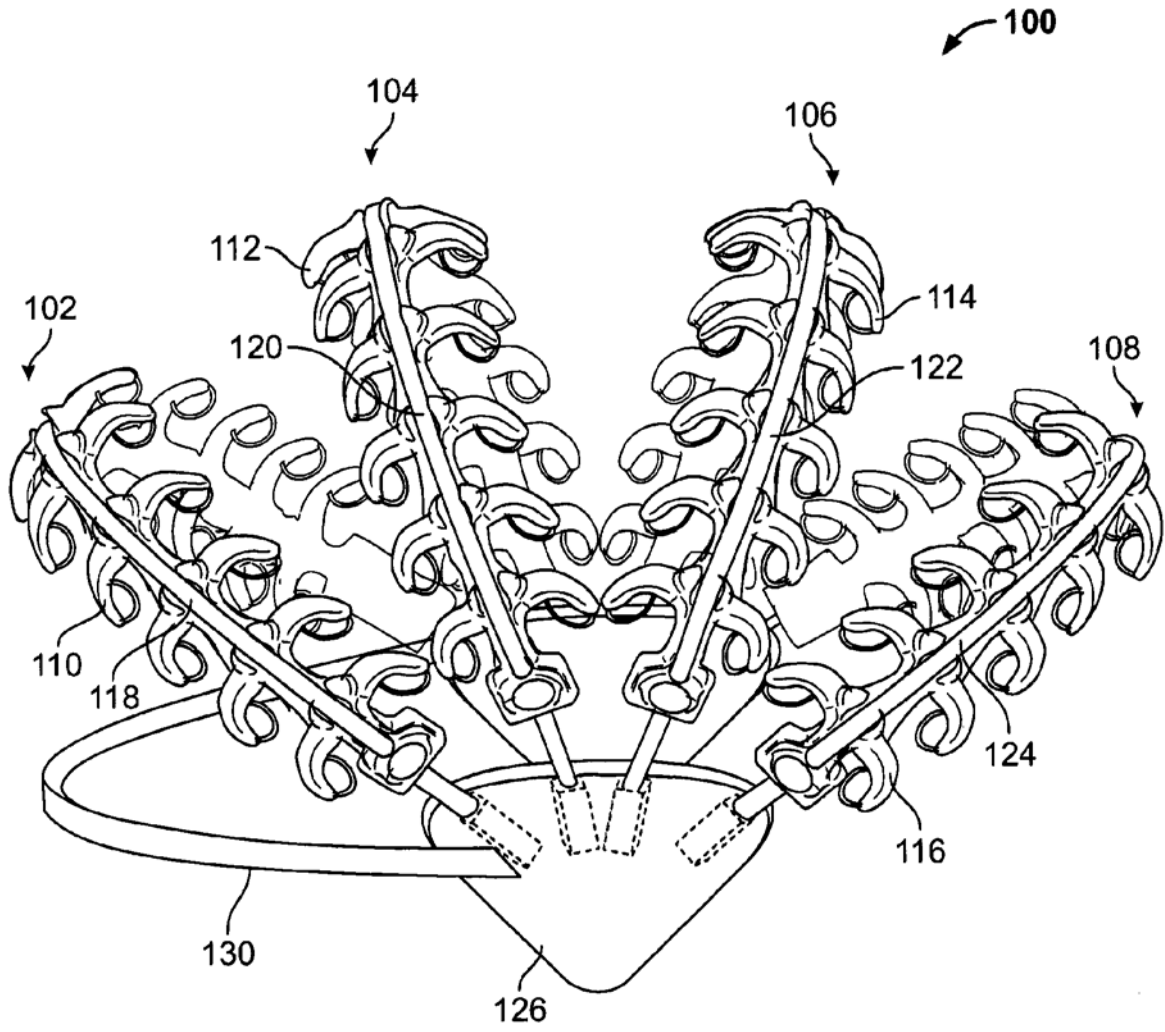


图 2

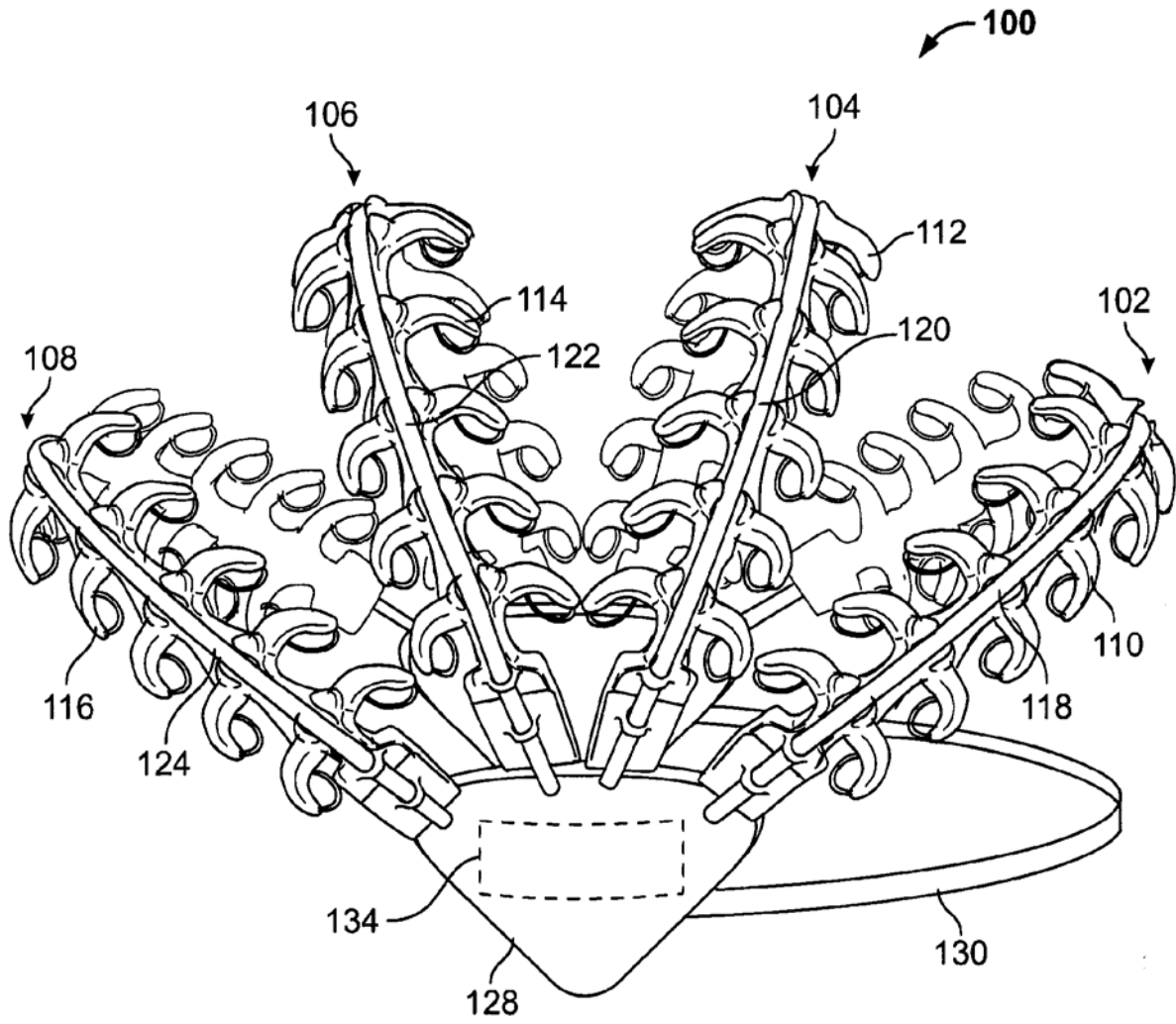


图 3

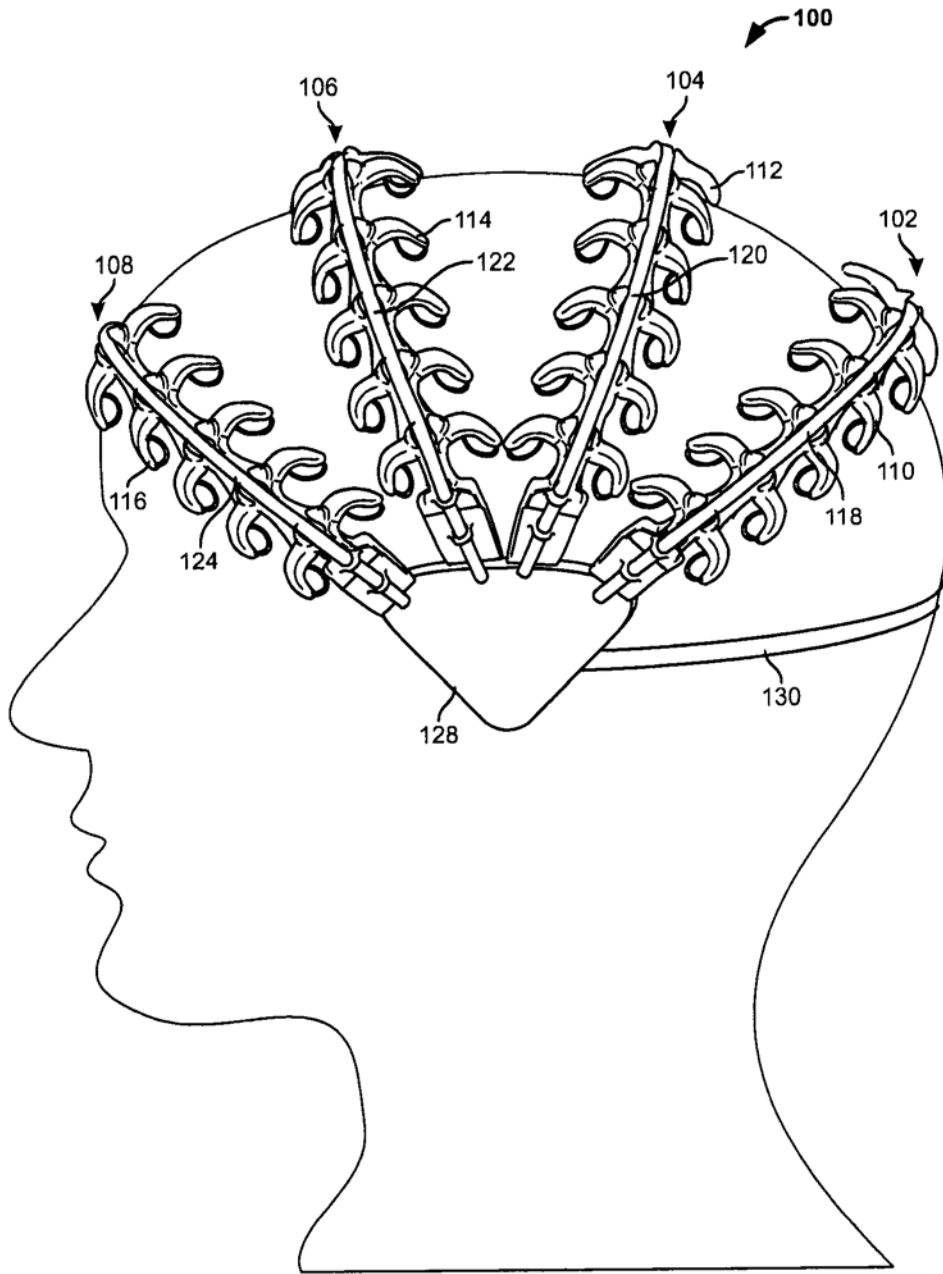


图 4A

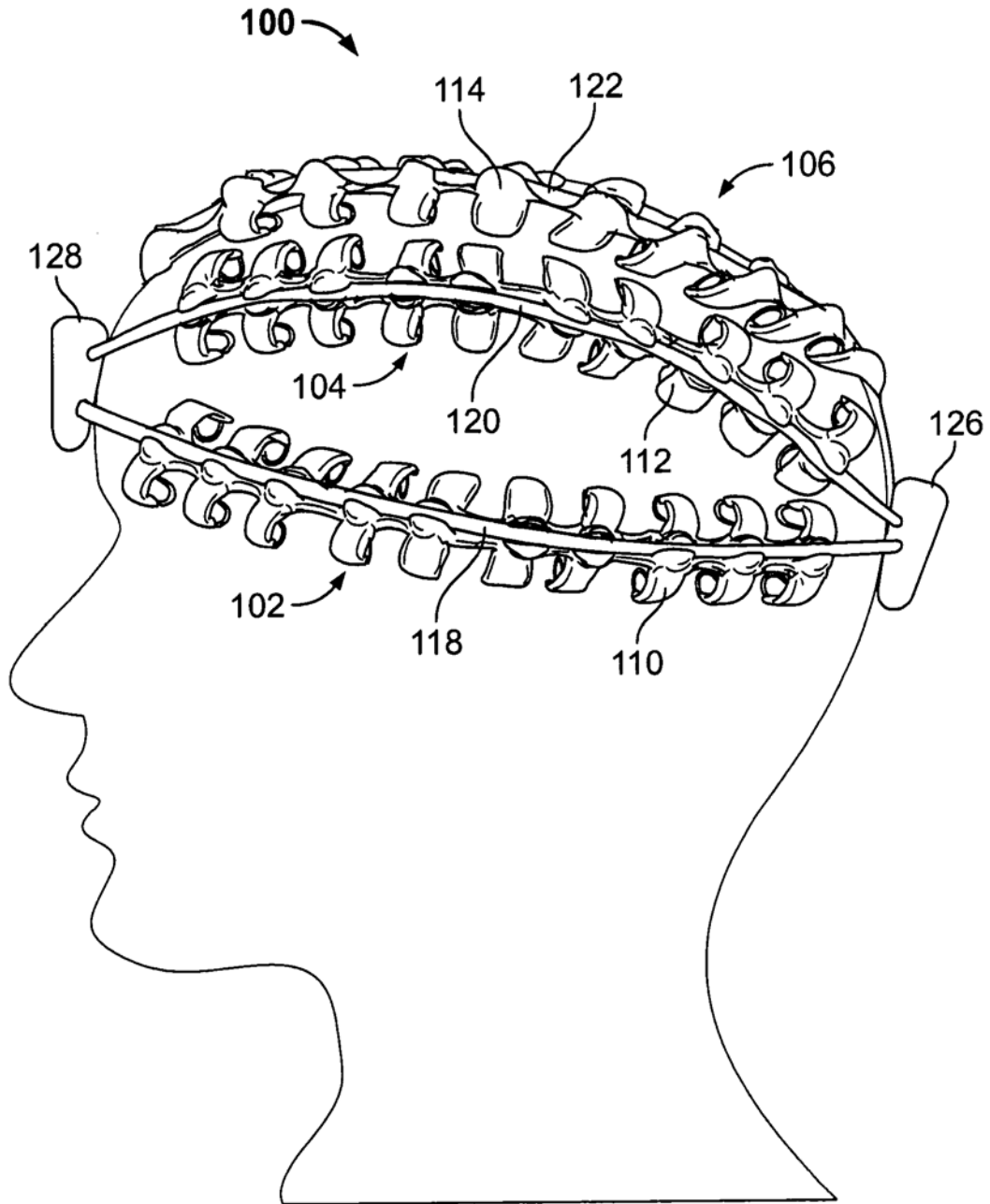


图 4B

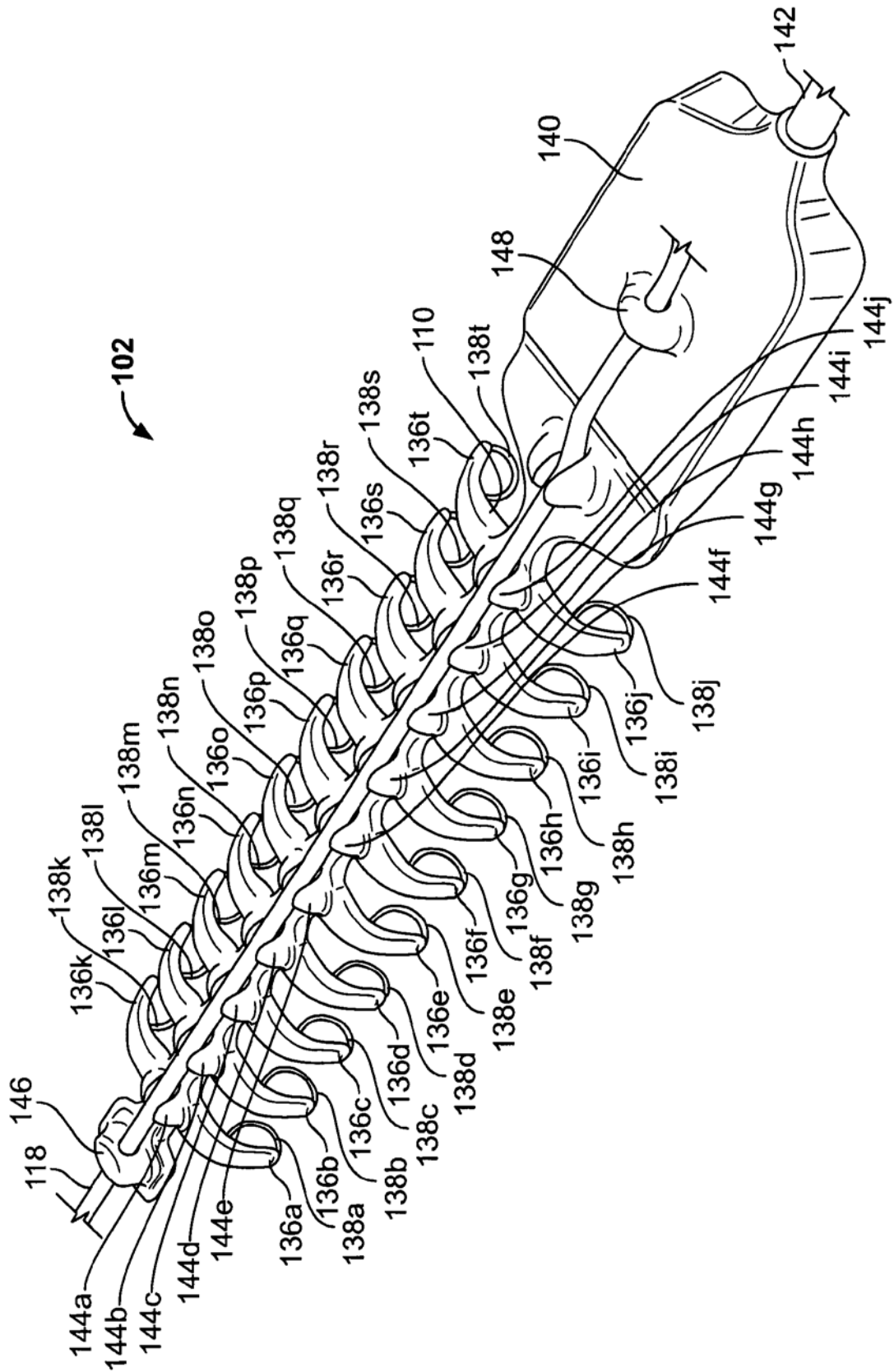


图 5

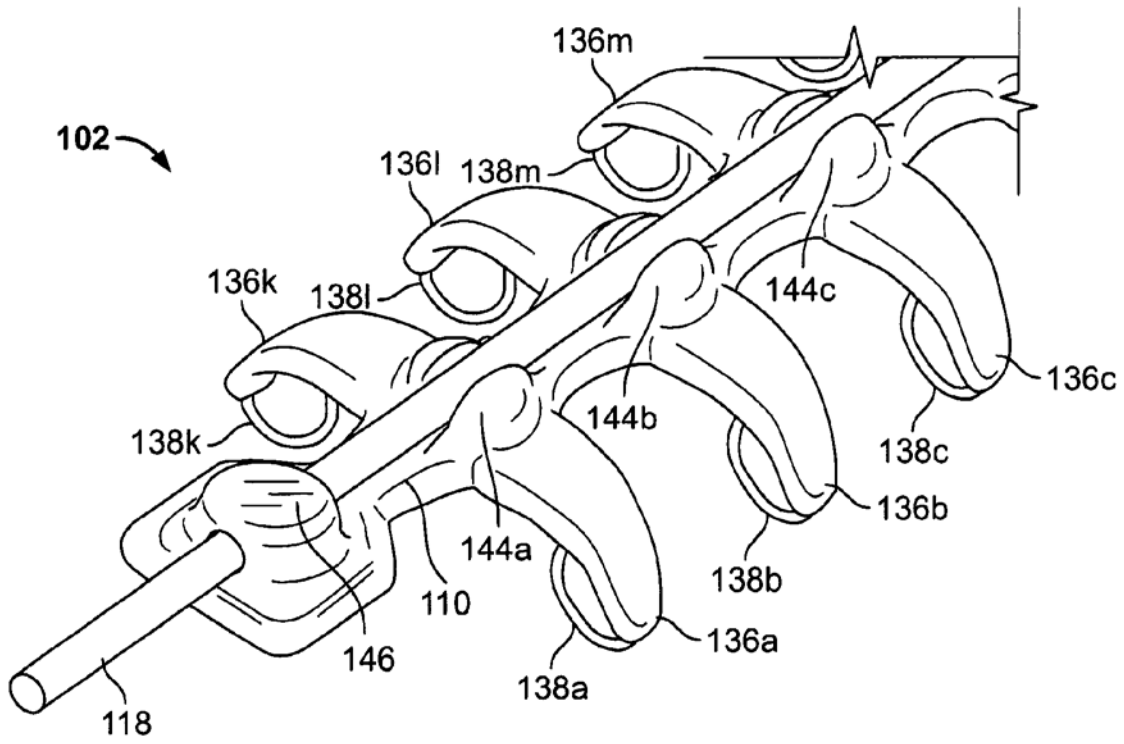


图 6

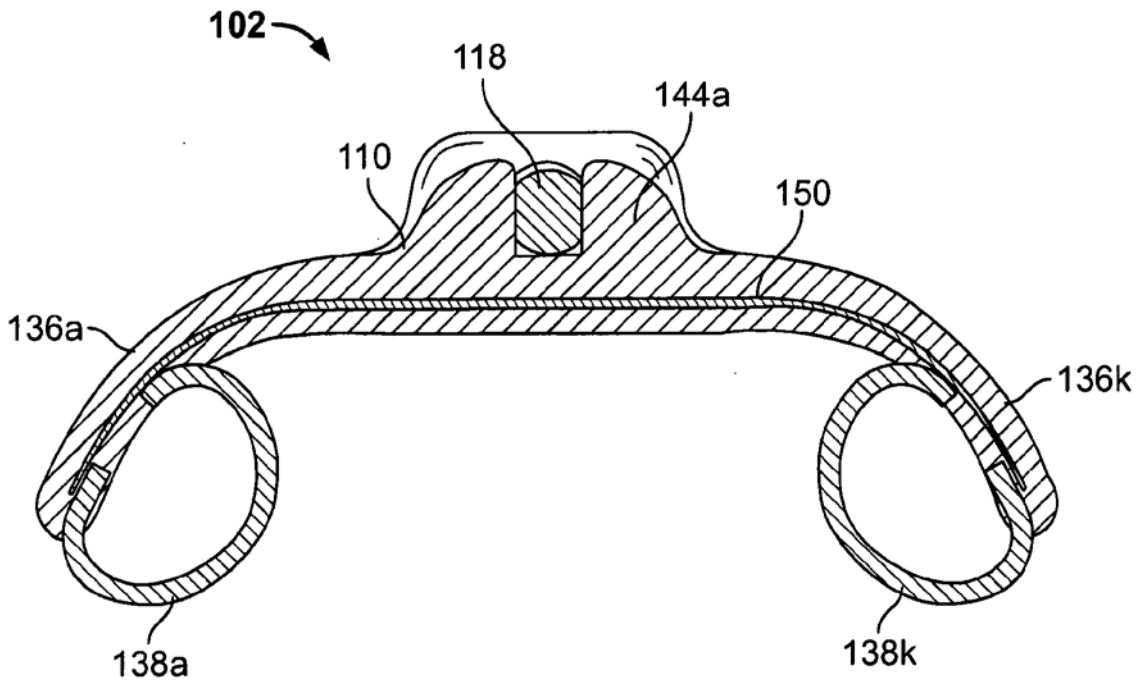


图 7

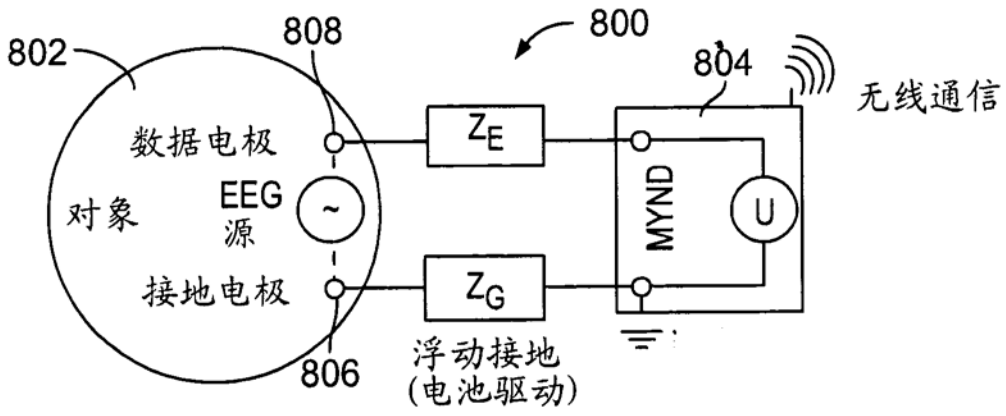


图 8A

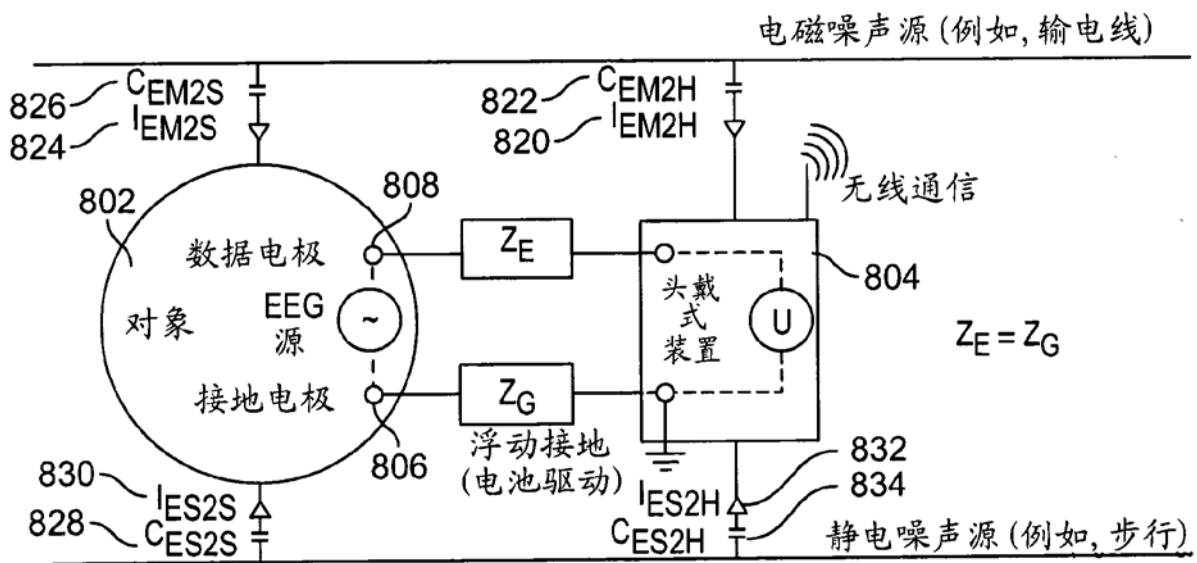


图 8B

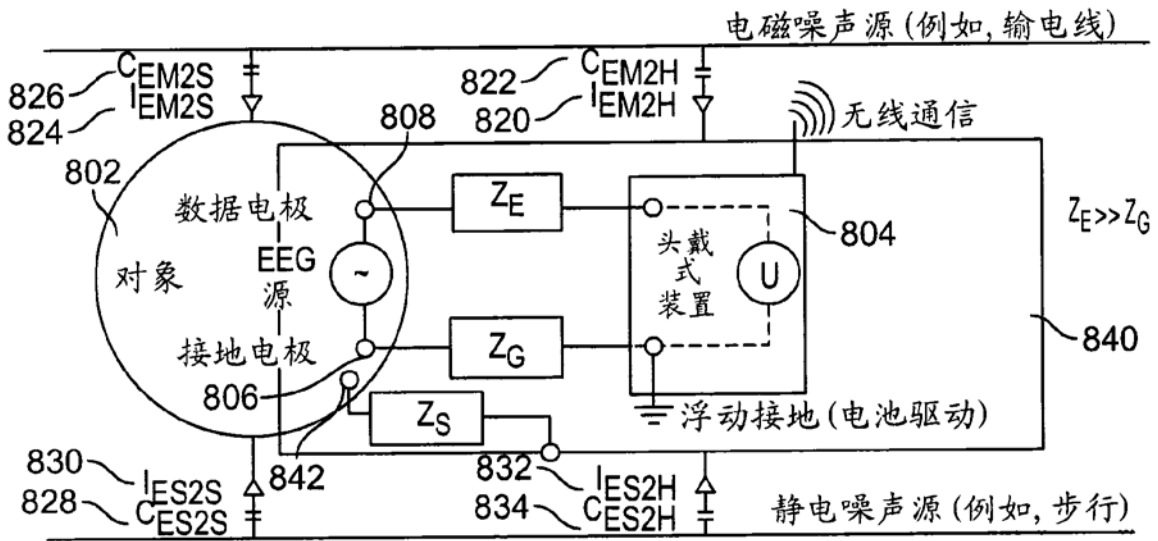


图 8C

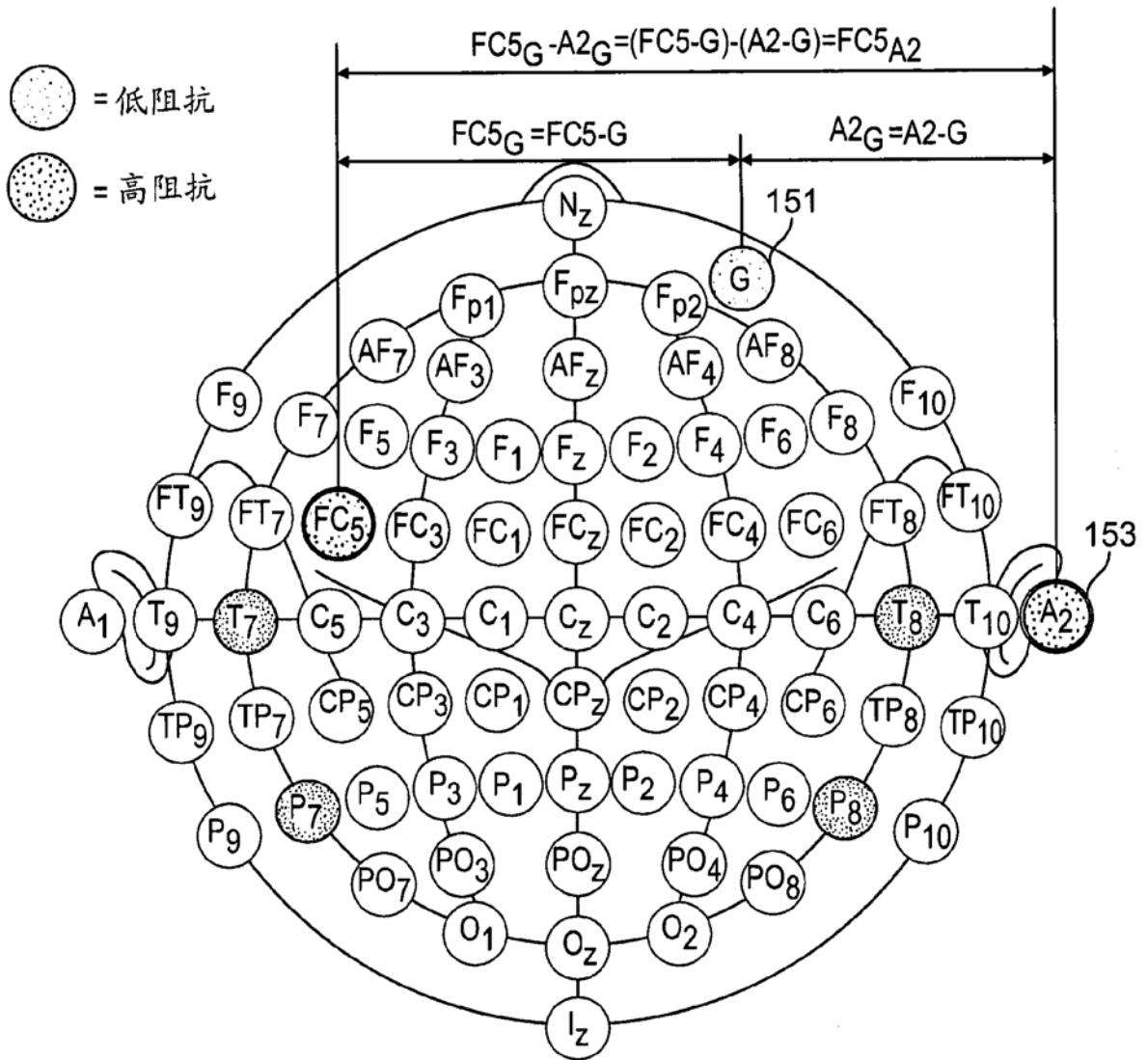


图 9

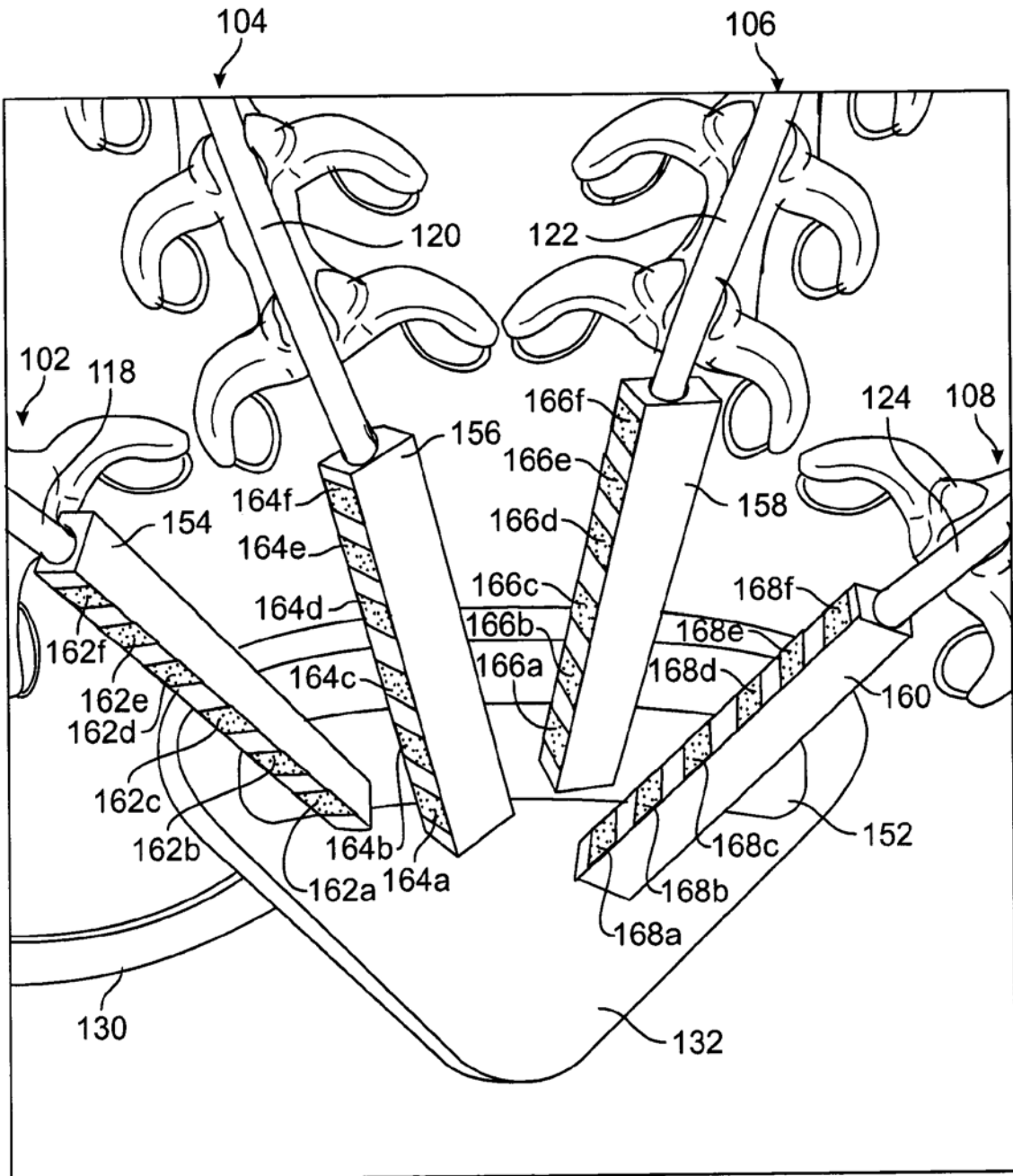


图 10

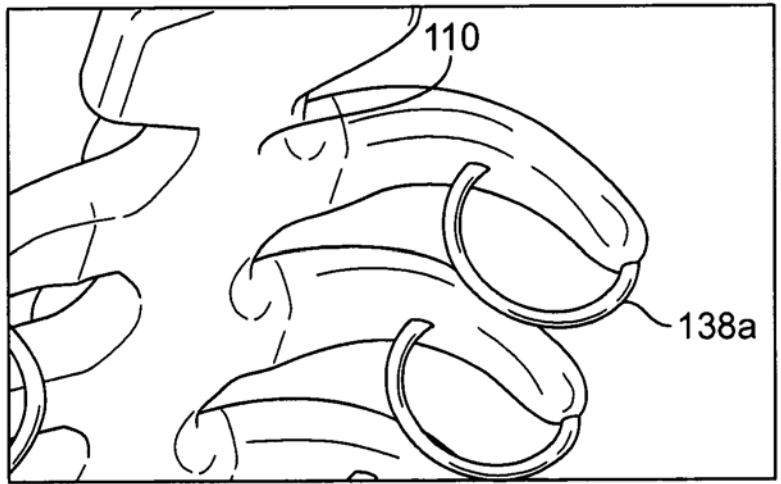


图 11A

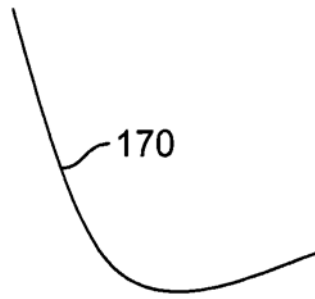


图 11B

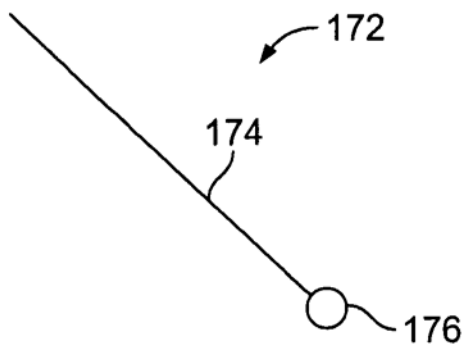


图 11C

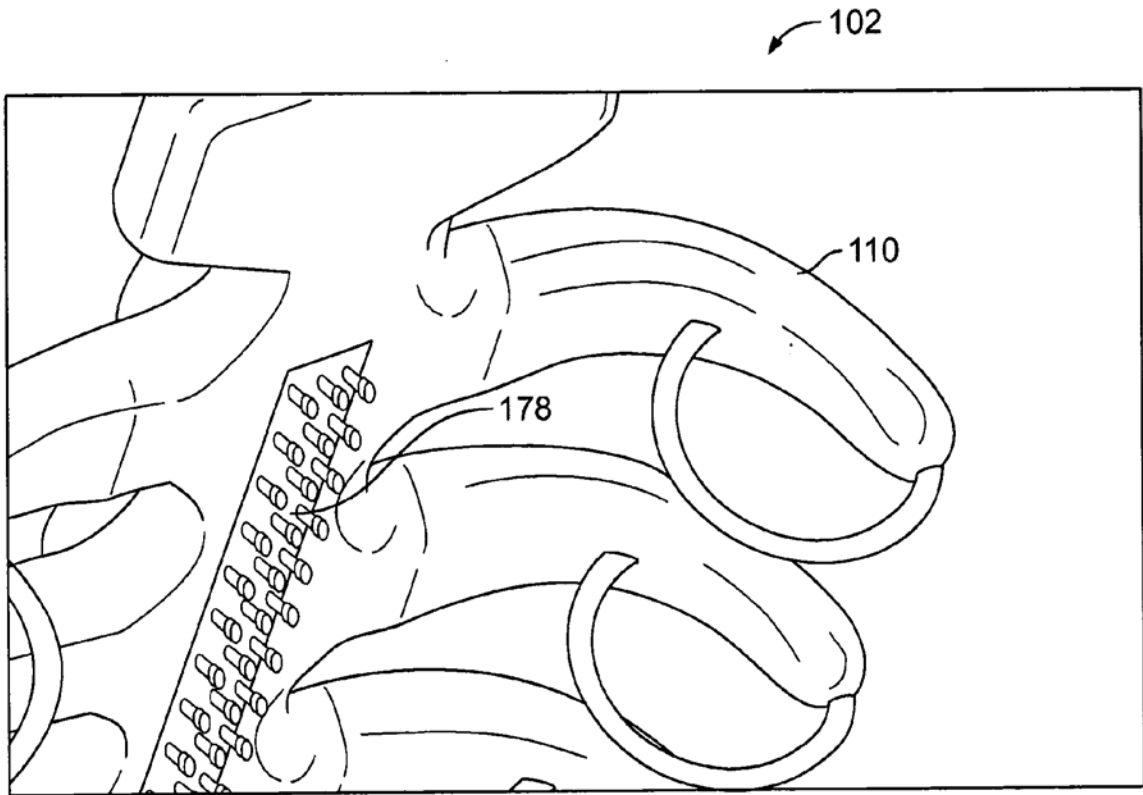


图 11D

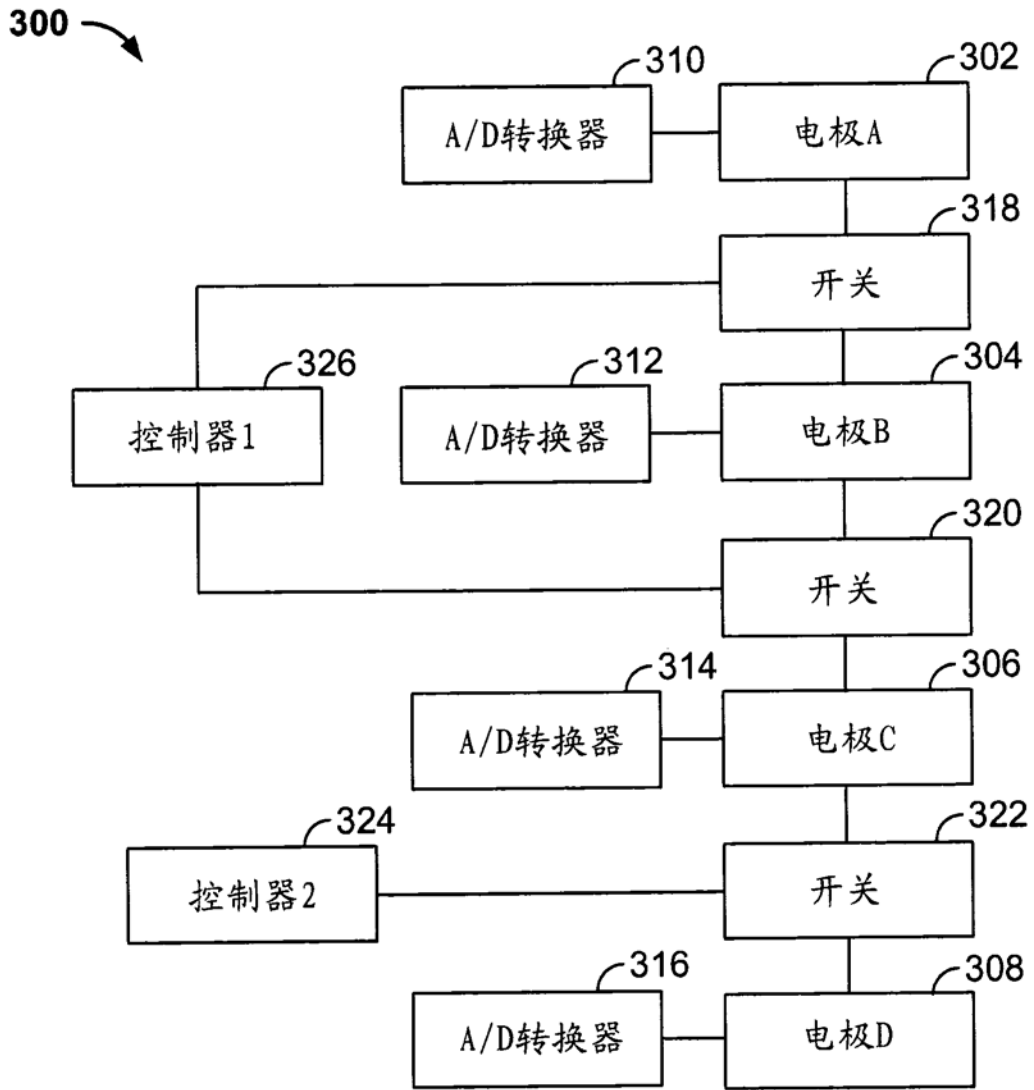


图 12A

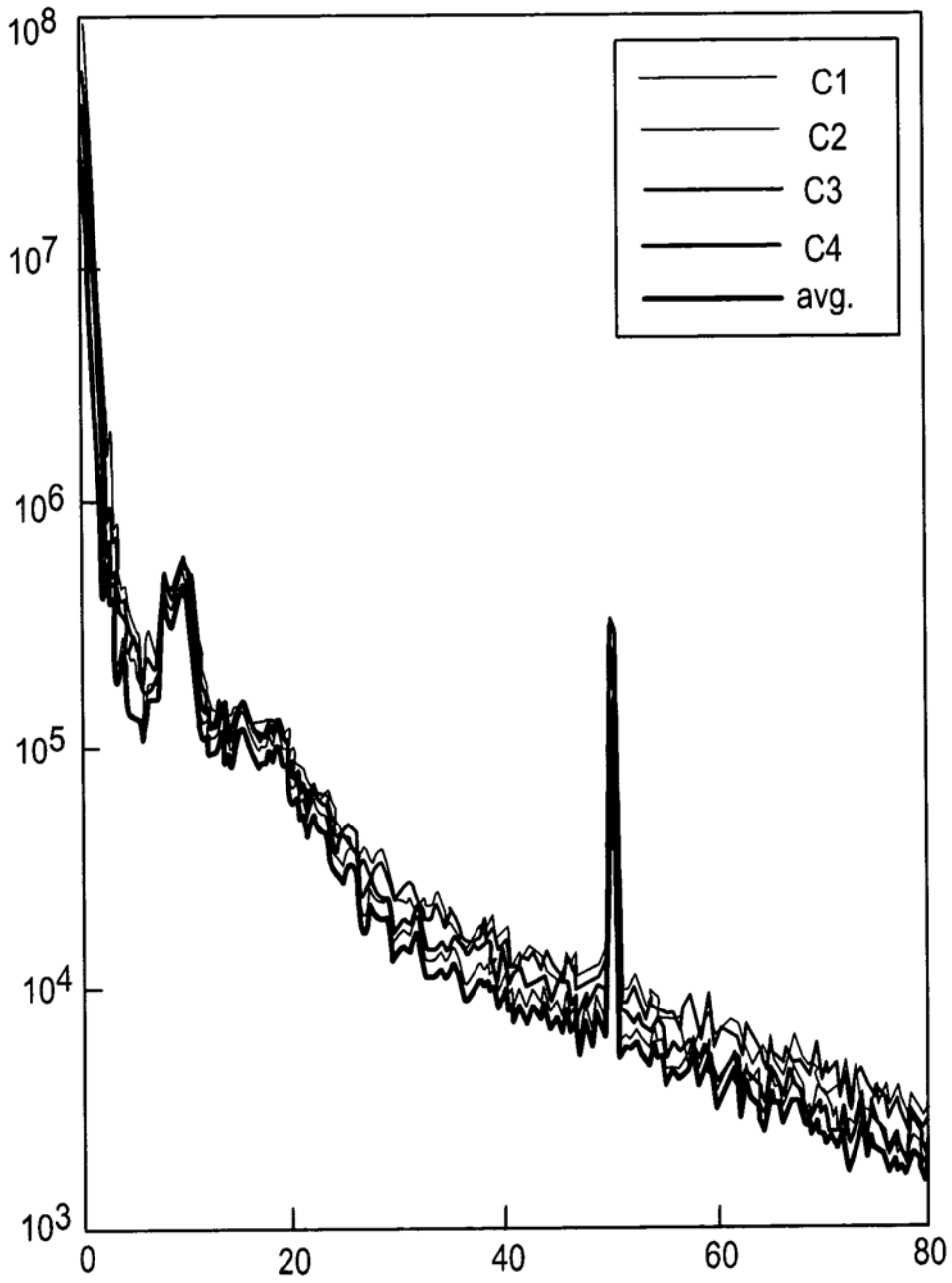


图 12B

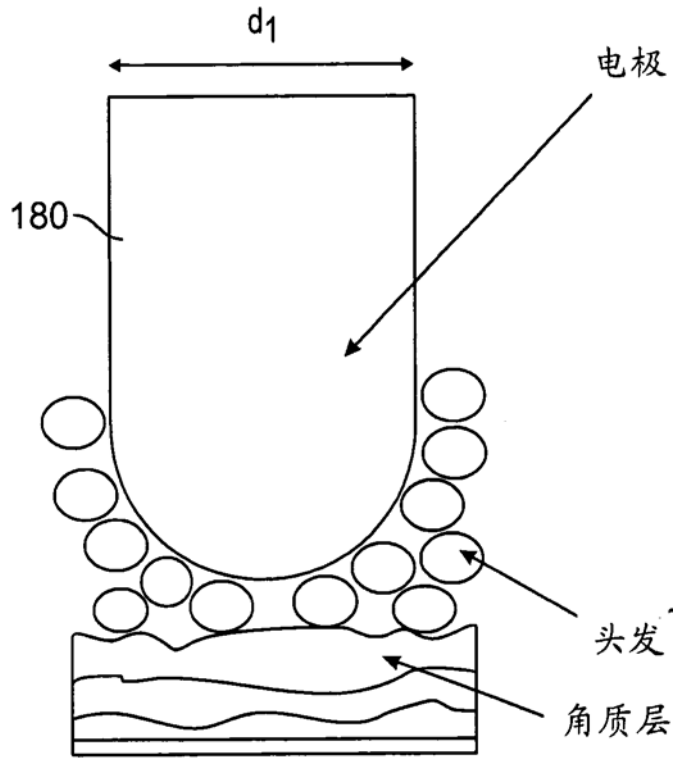


图 13A

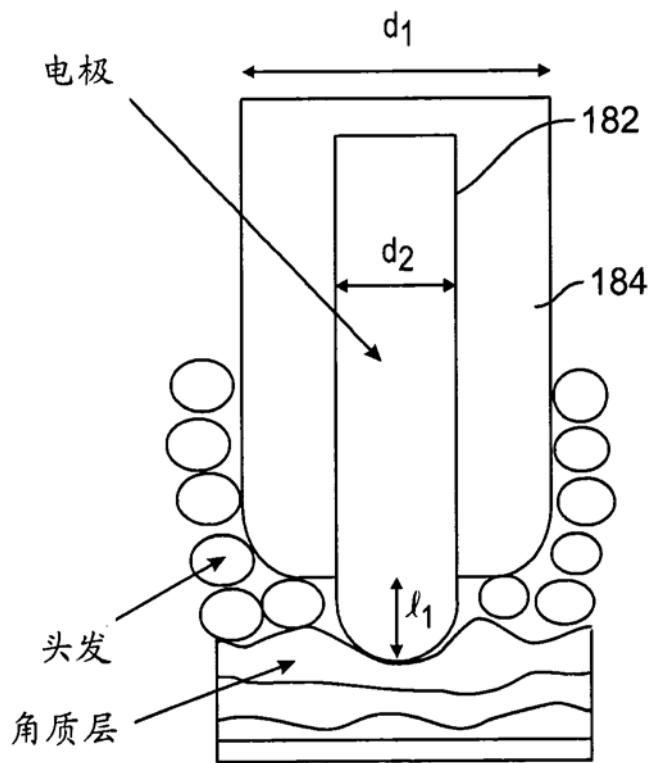


图 13B

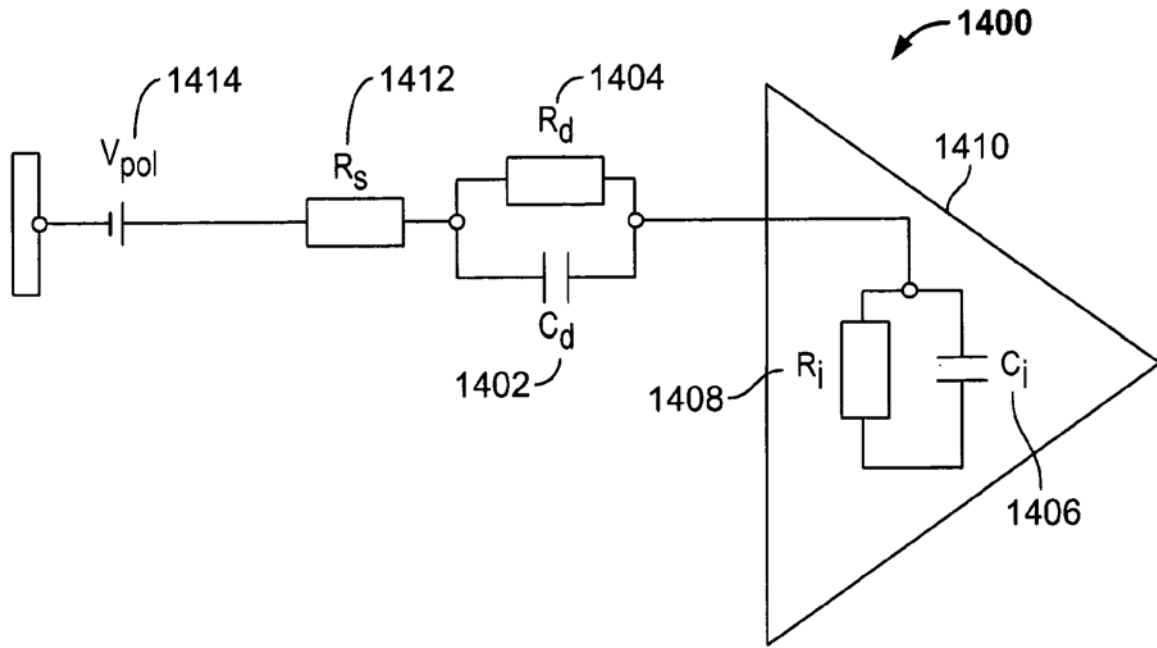


图 14

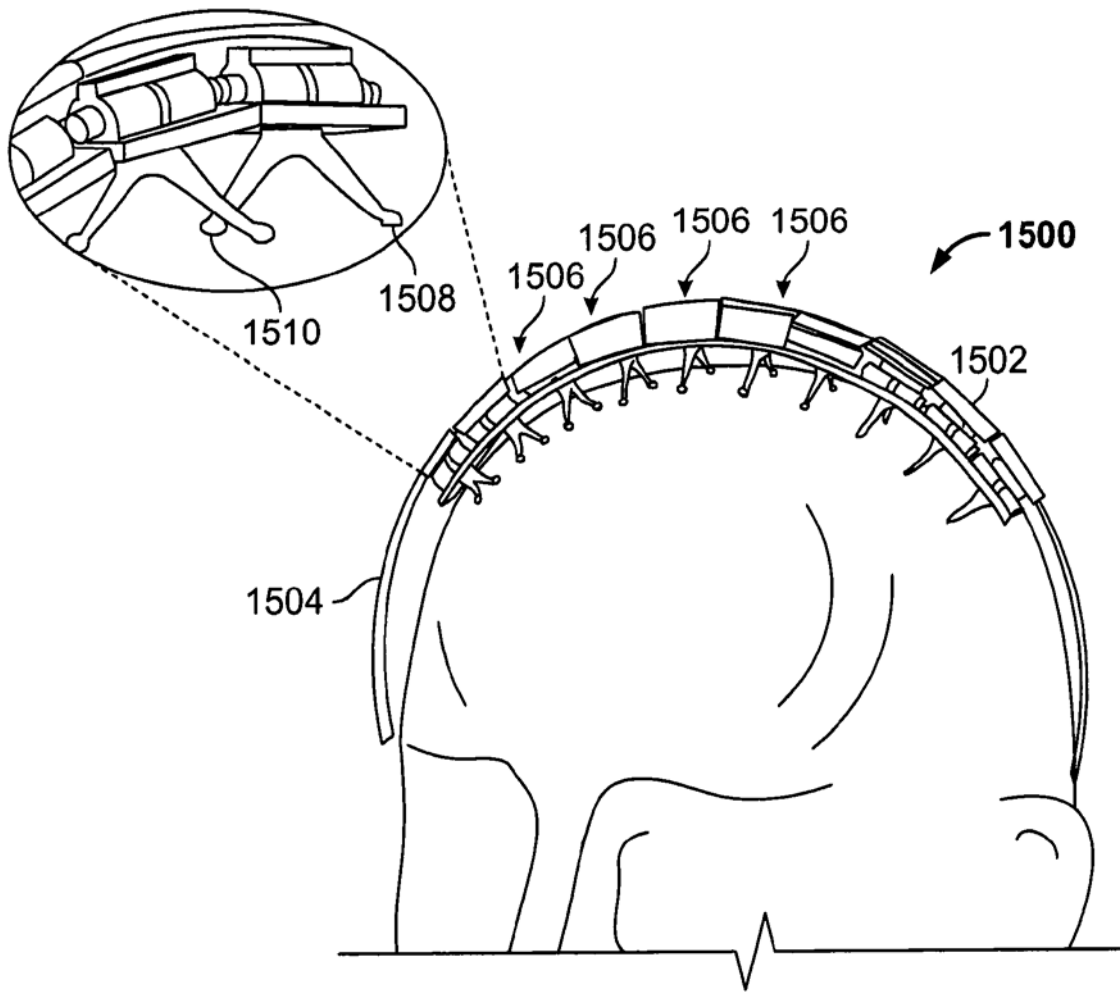


图 15

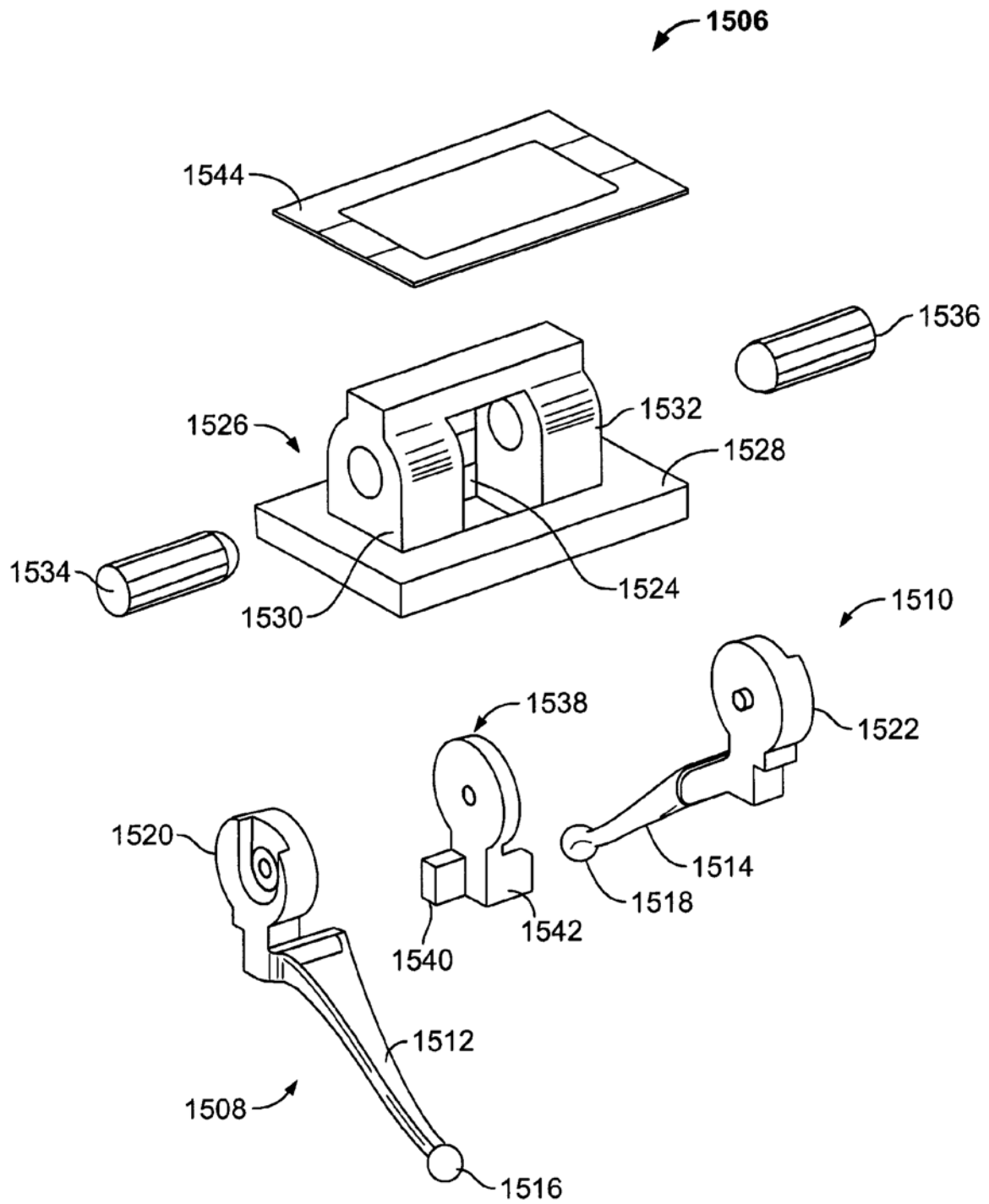


图 16

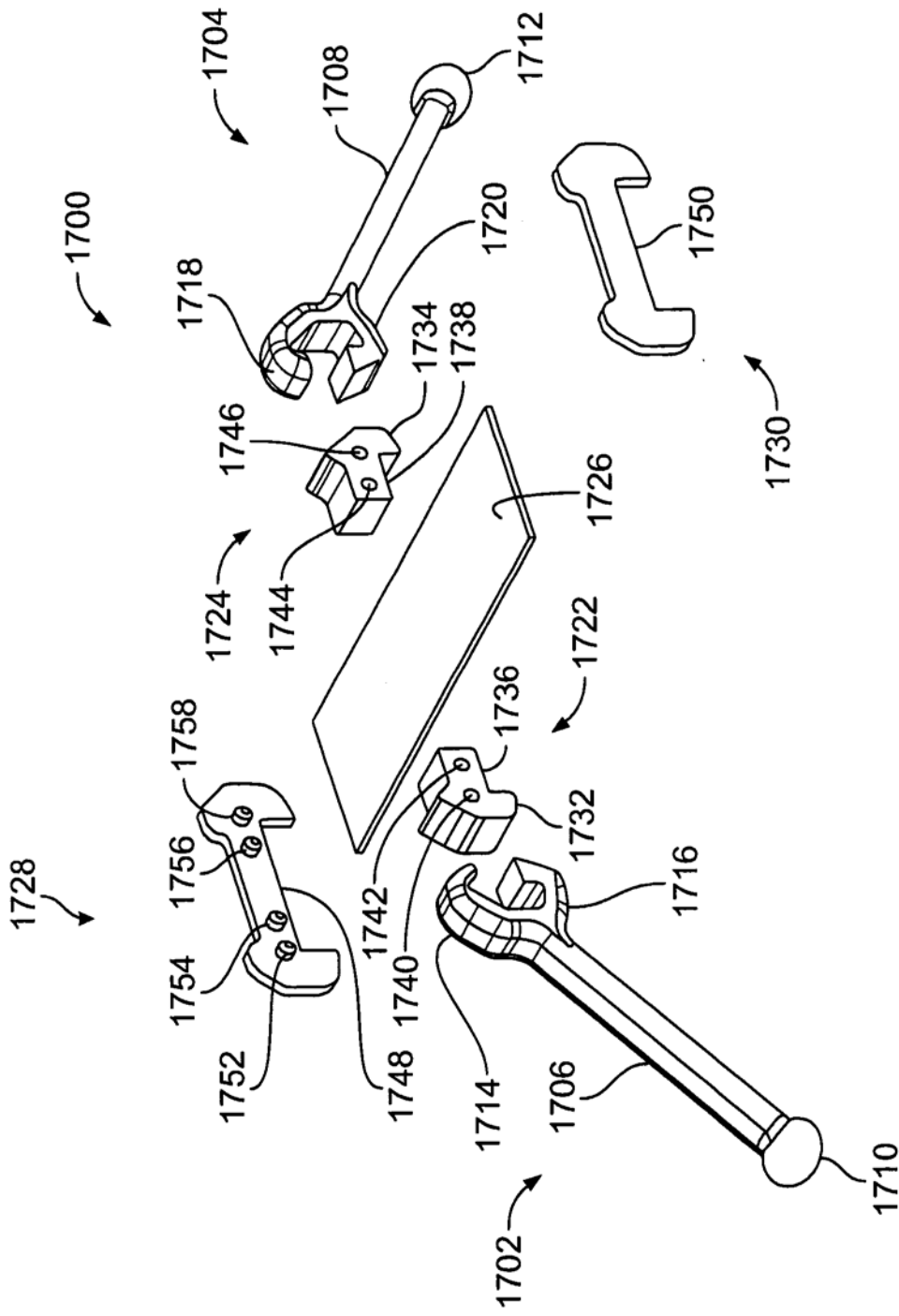


图 17

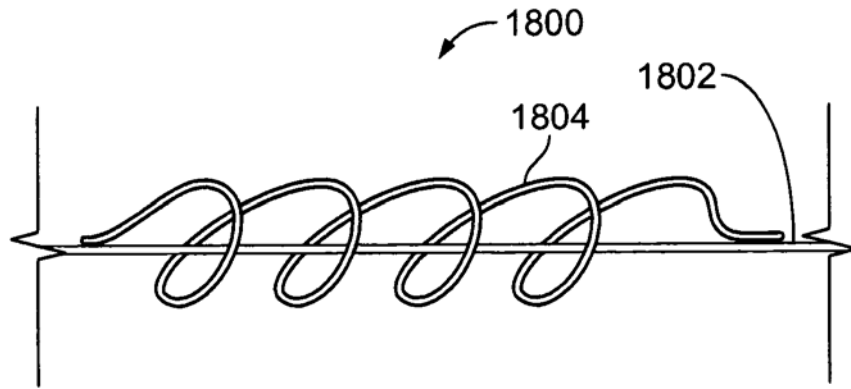


图 18

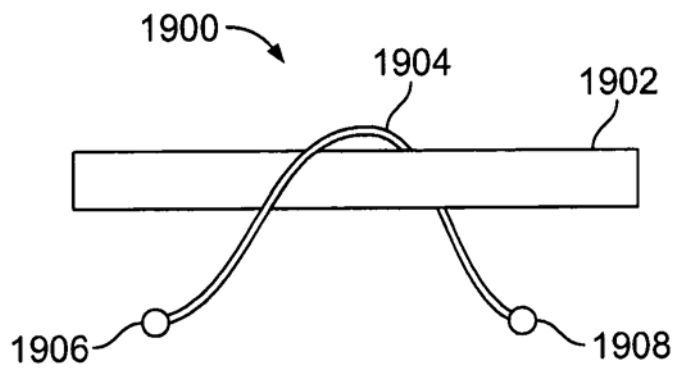


图 19A

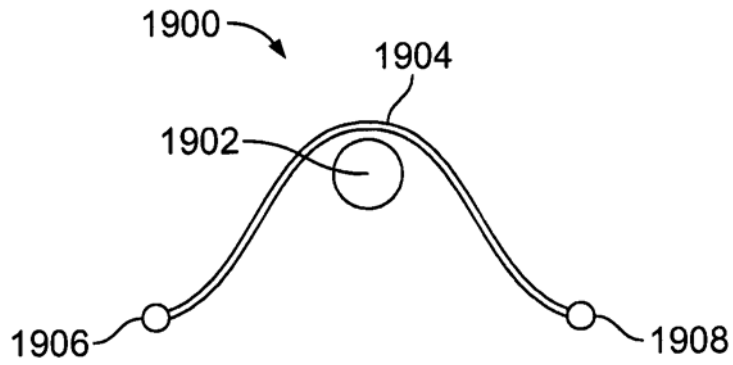


图 19B

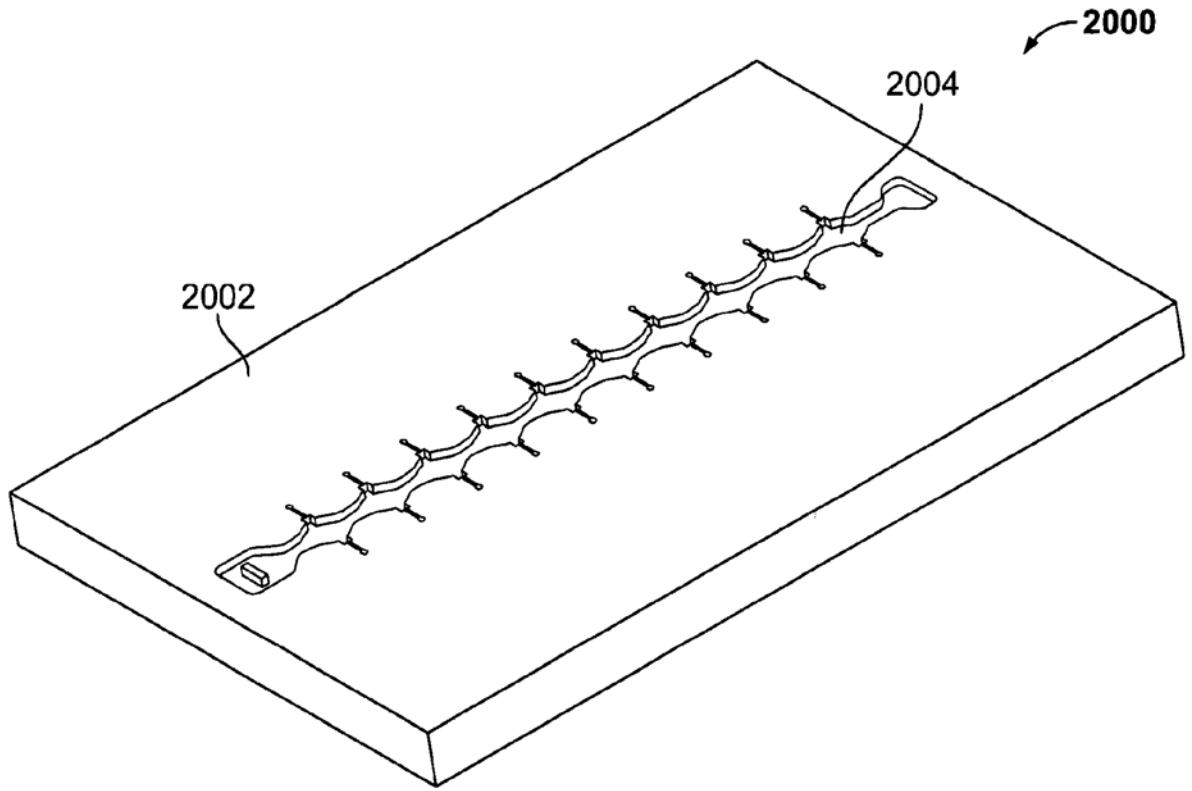


图 20

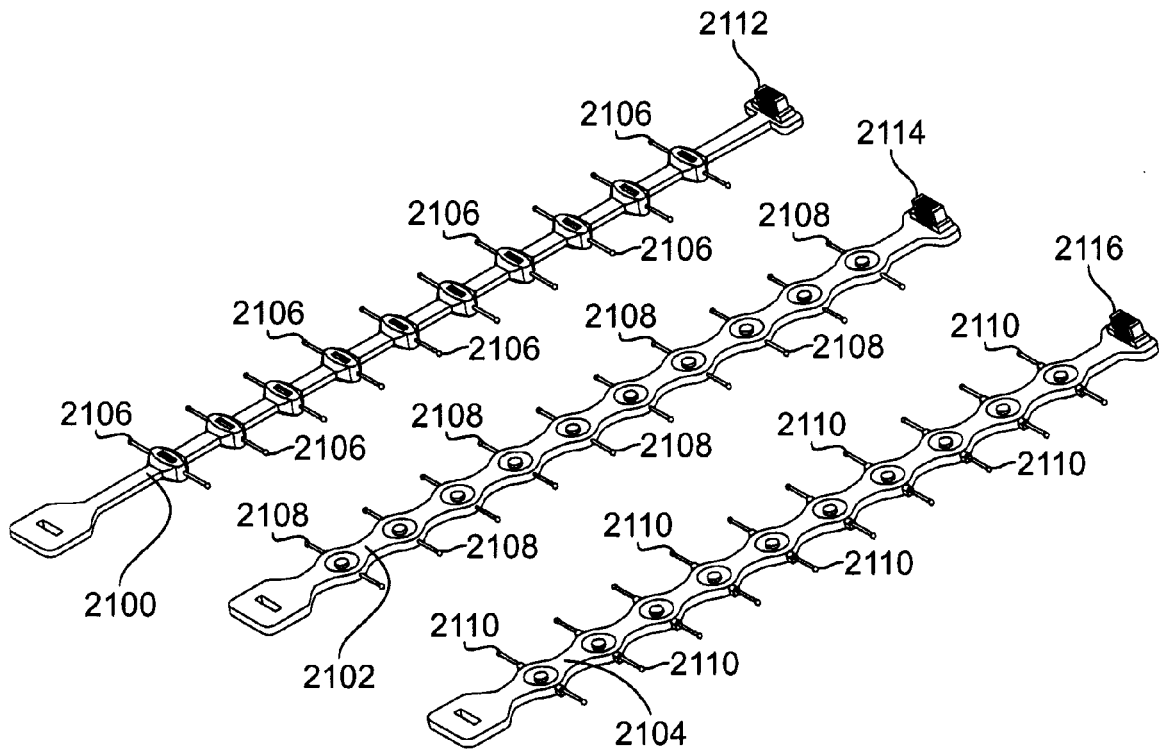


图 21

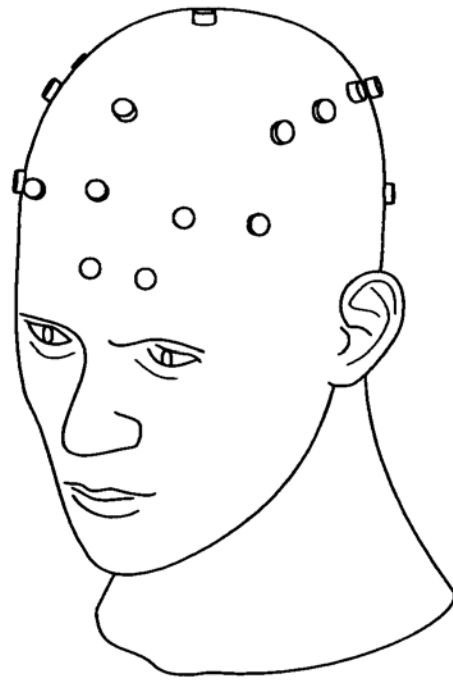


图 22A

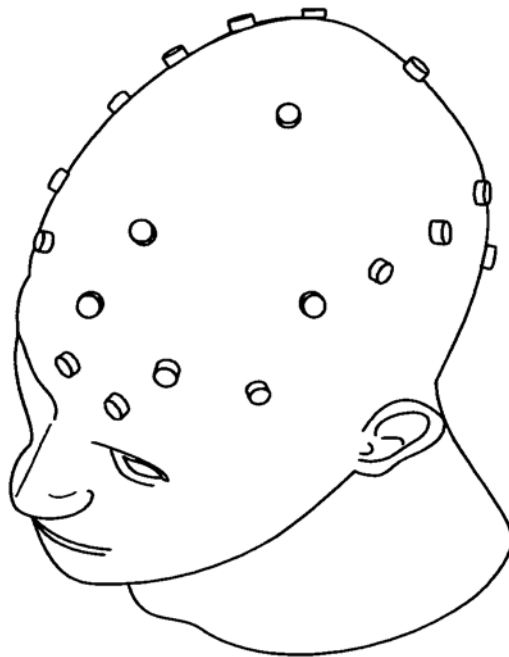


图 22B

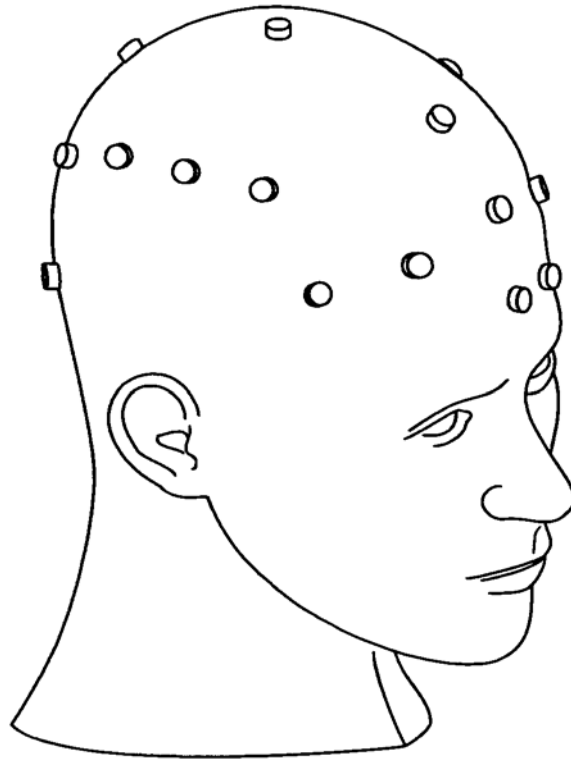


图 22C

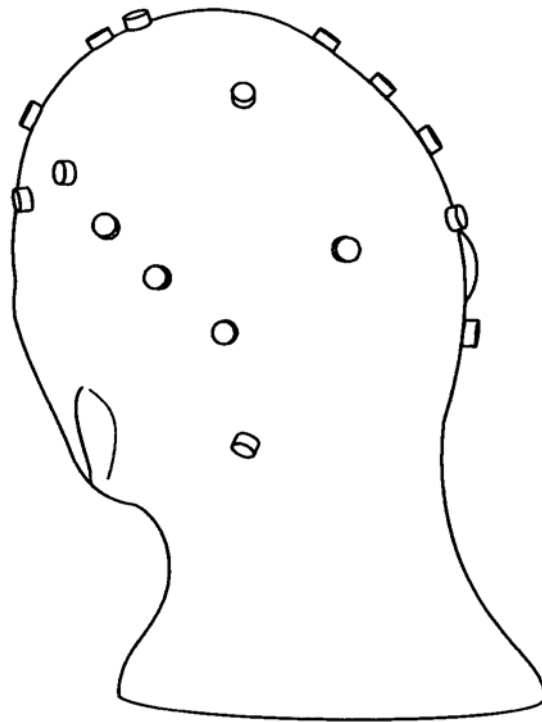


图 22D

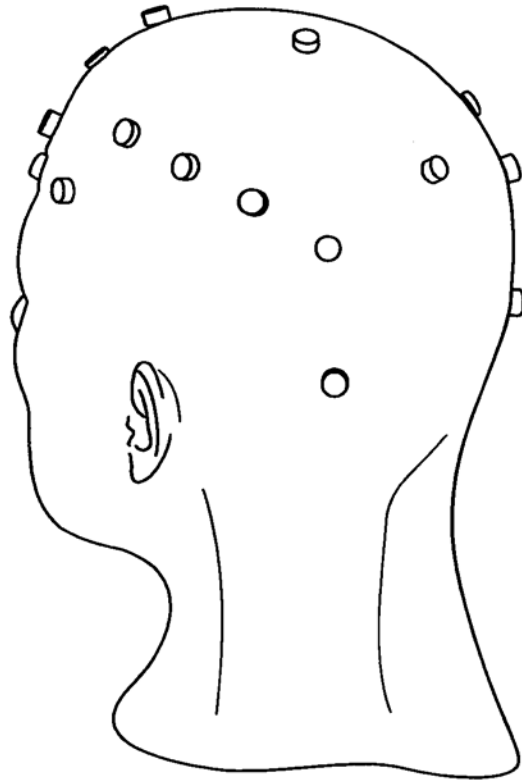


图 22E

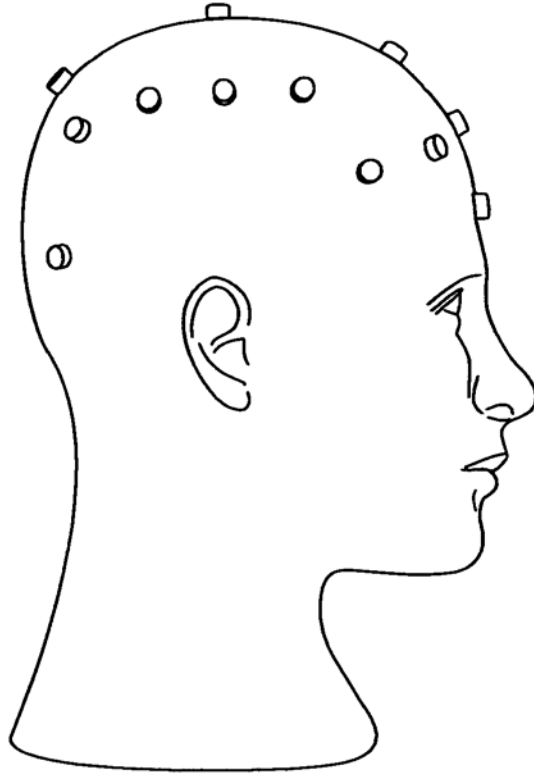


图 22F

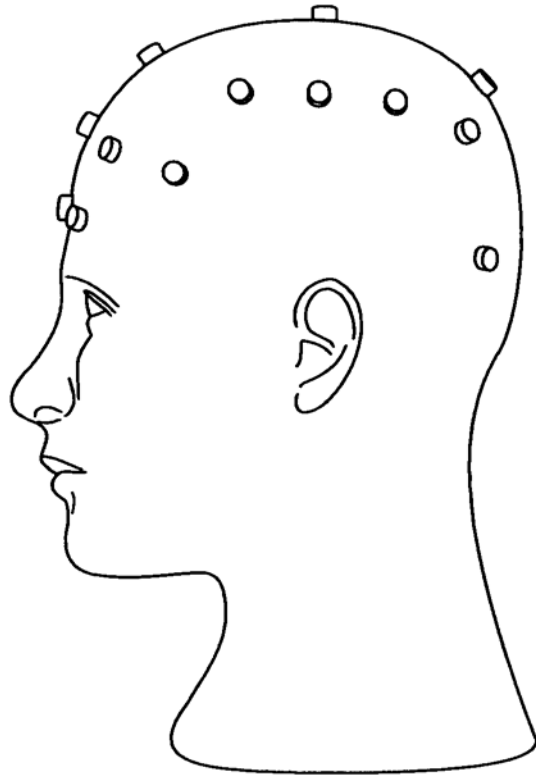


图 22G

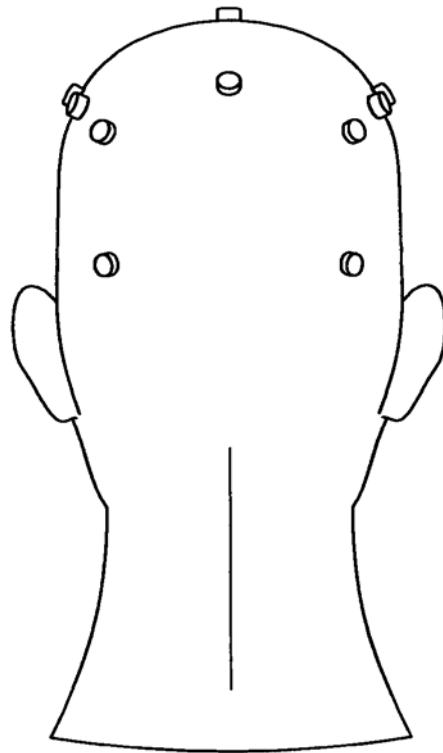


图 22H

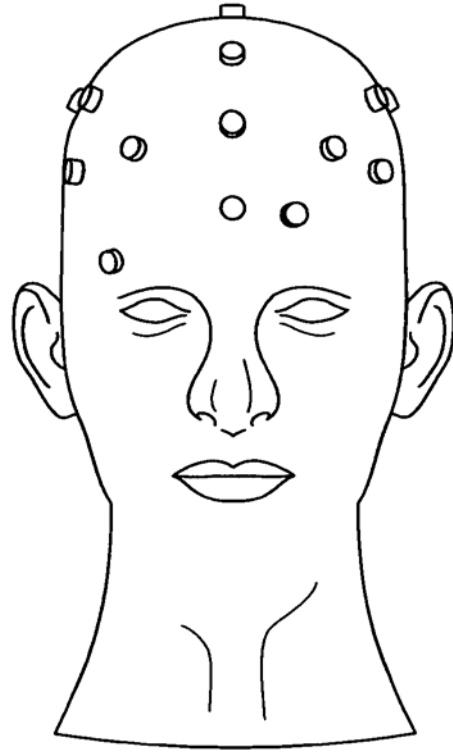


图 22I

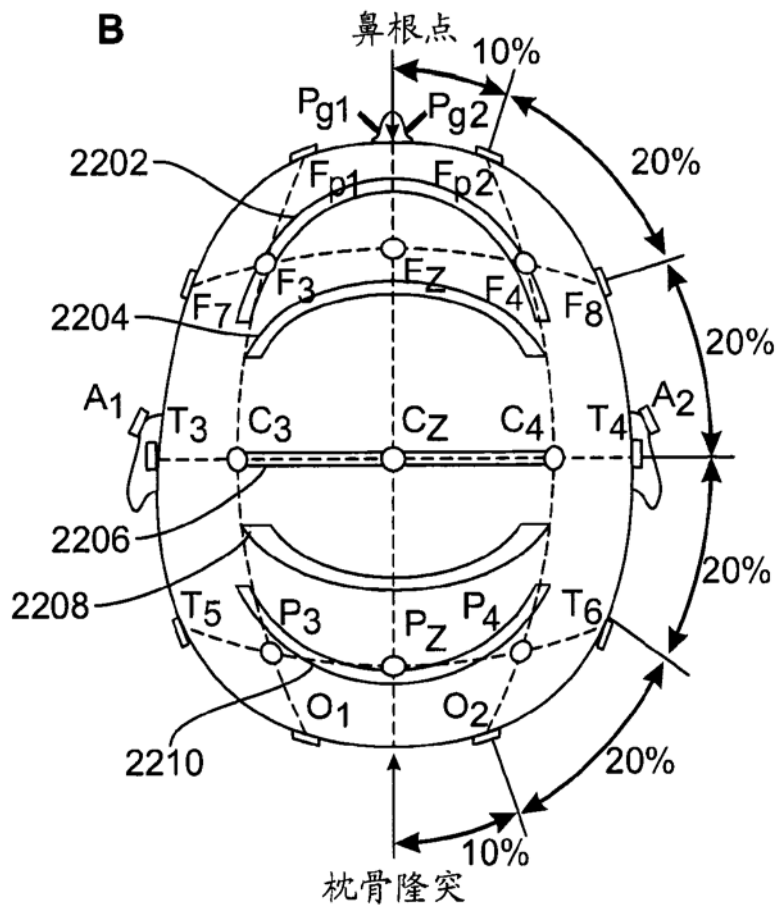
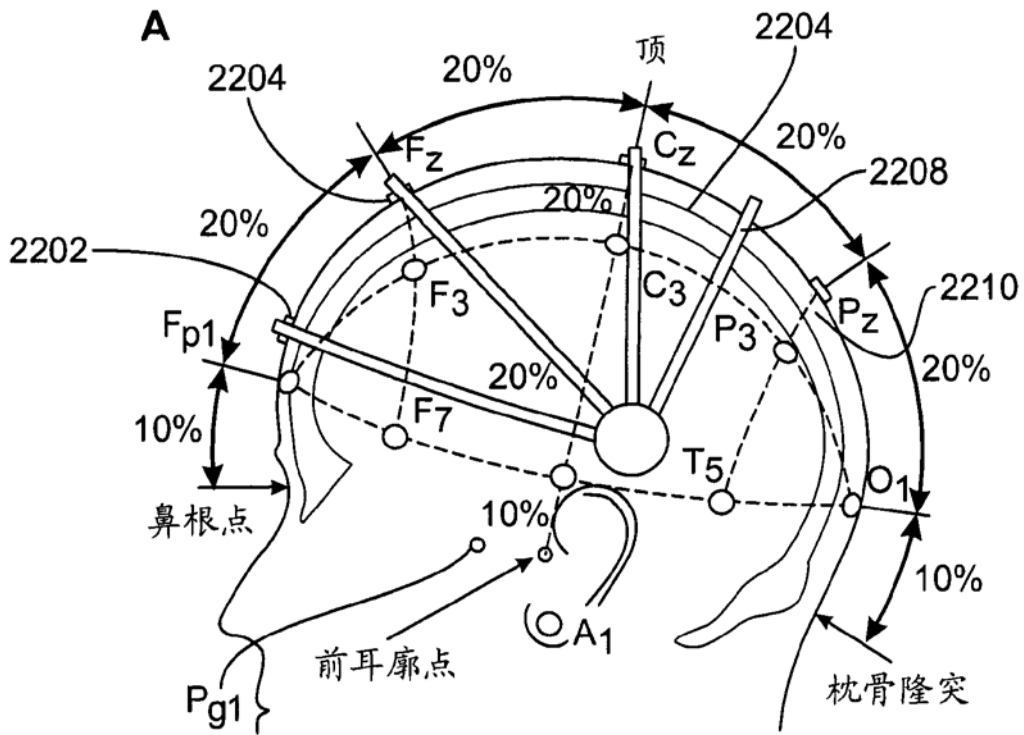


图 22J

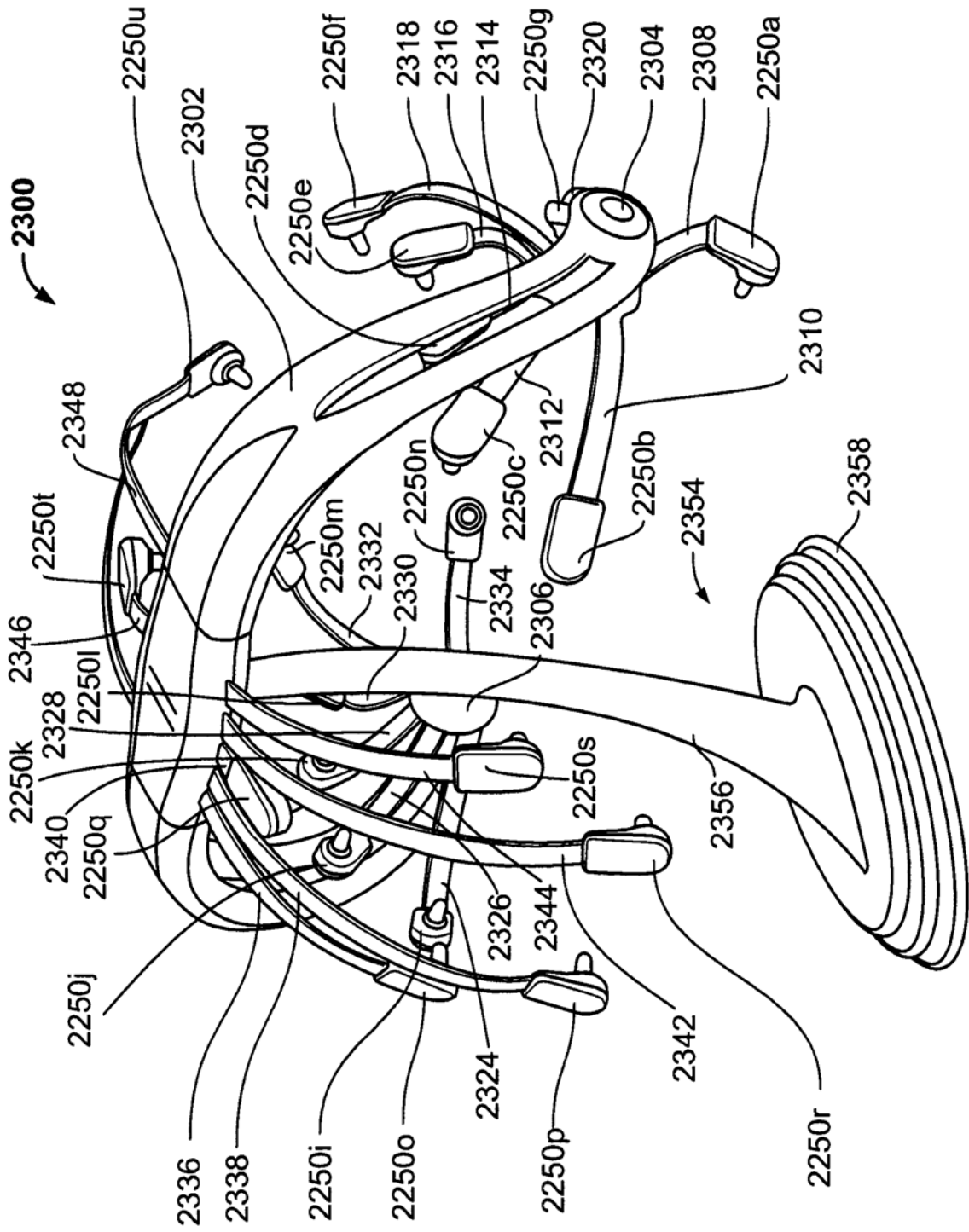


图 23

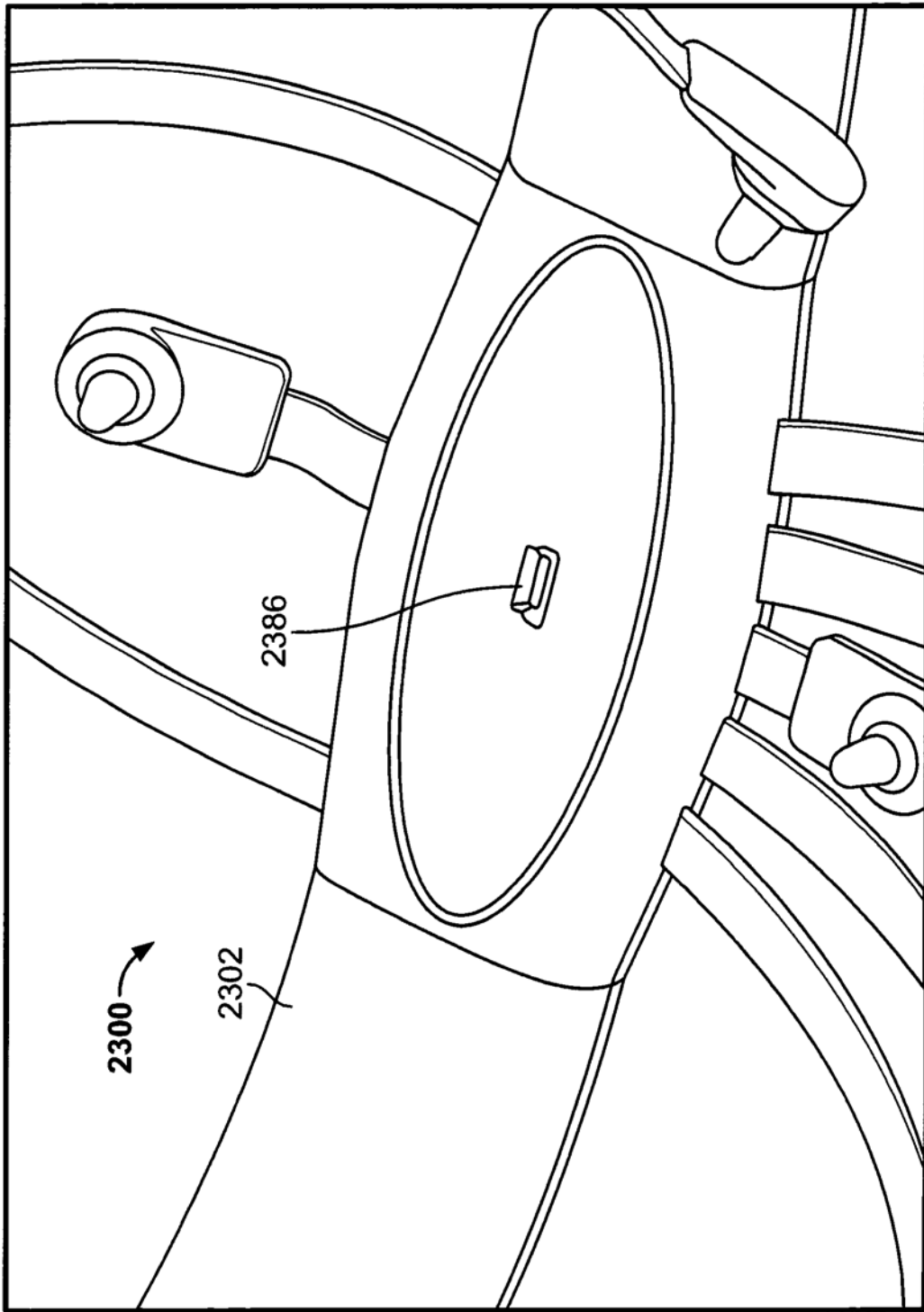


图 24

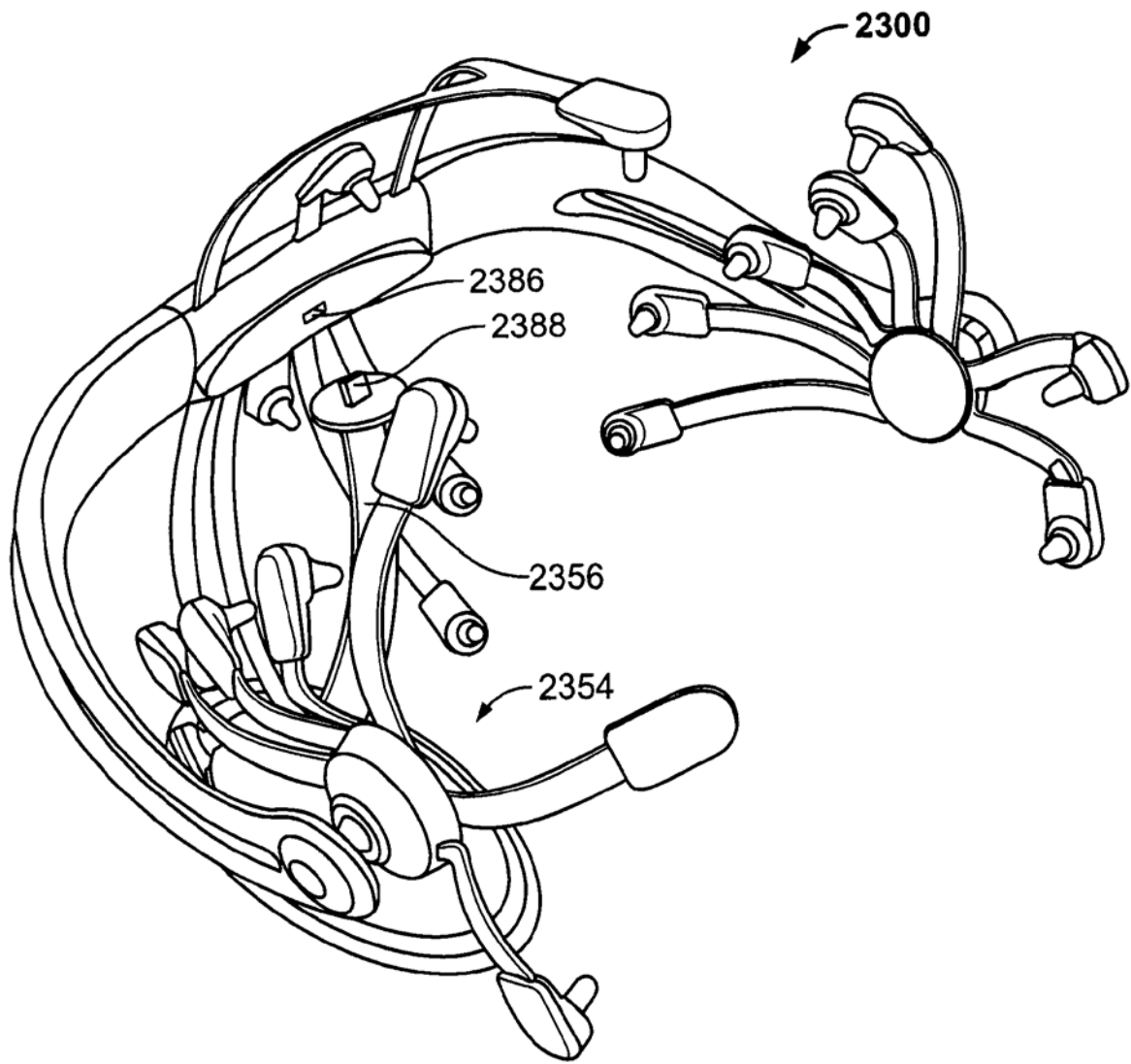


图 25

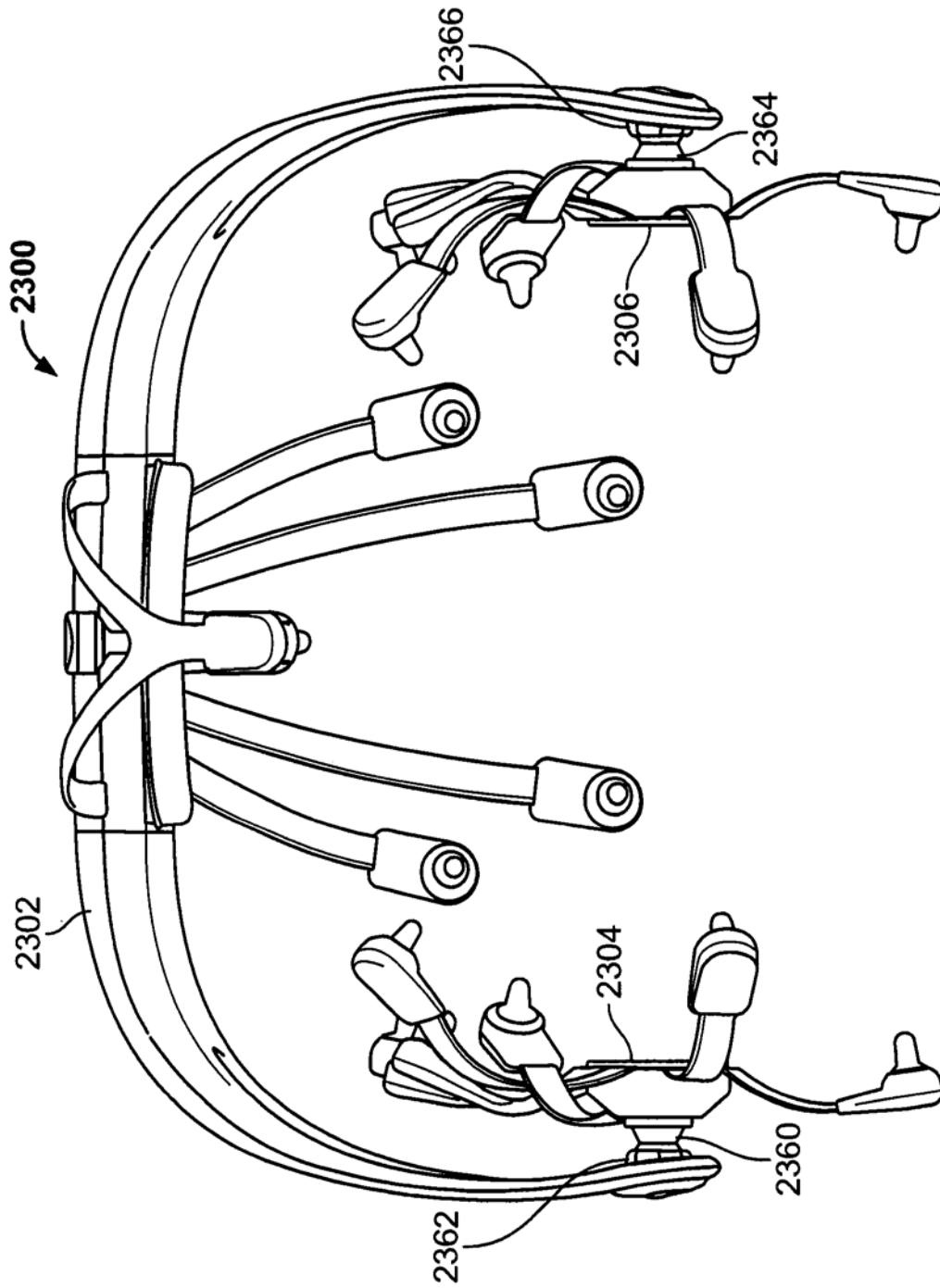


图 26

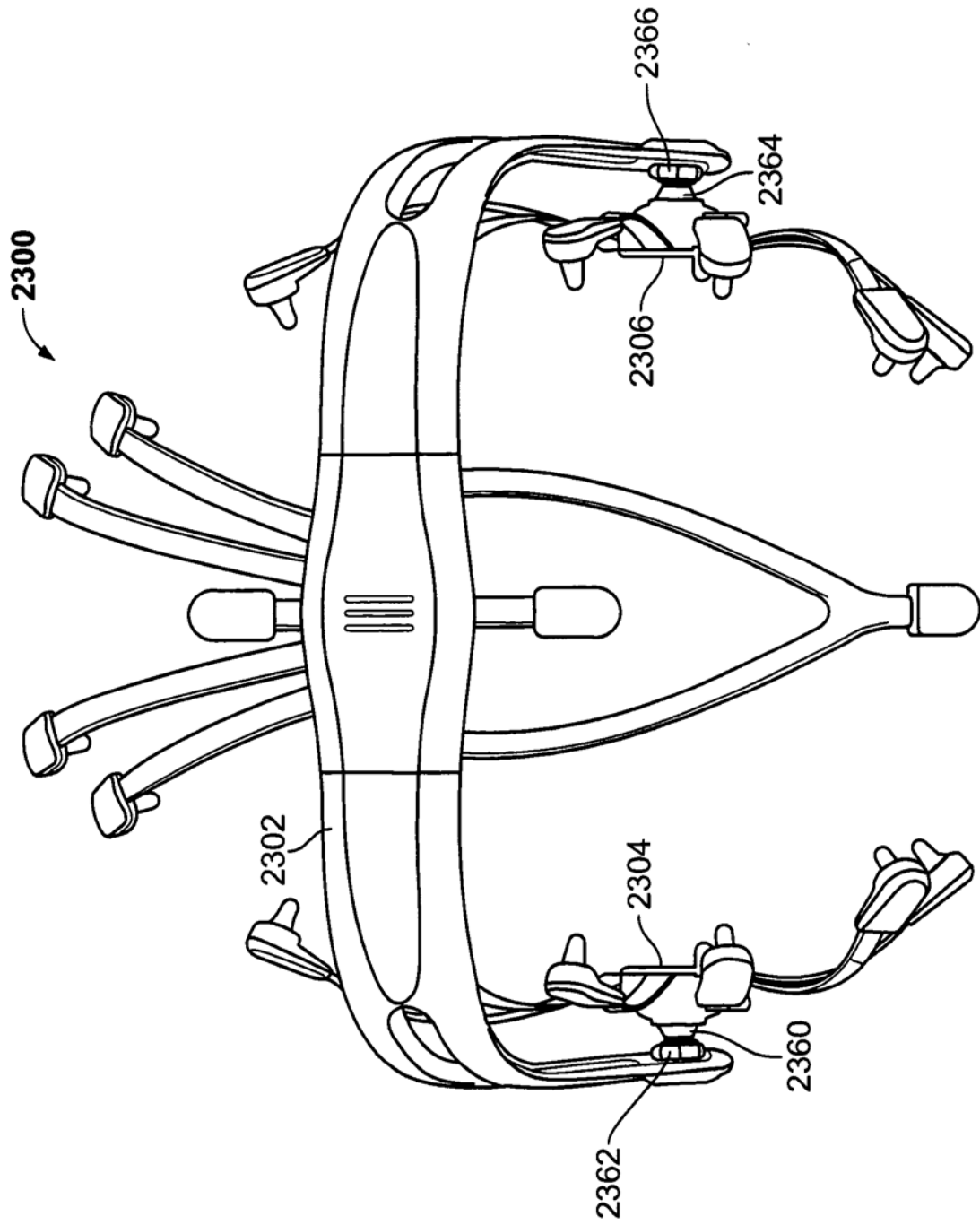


图 27

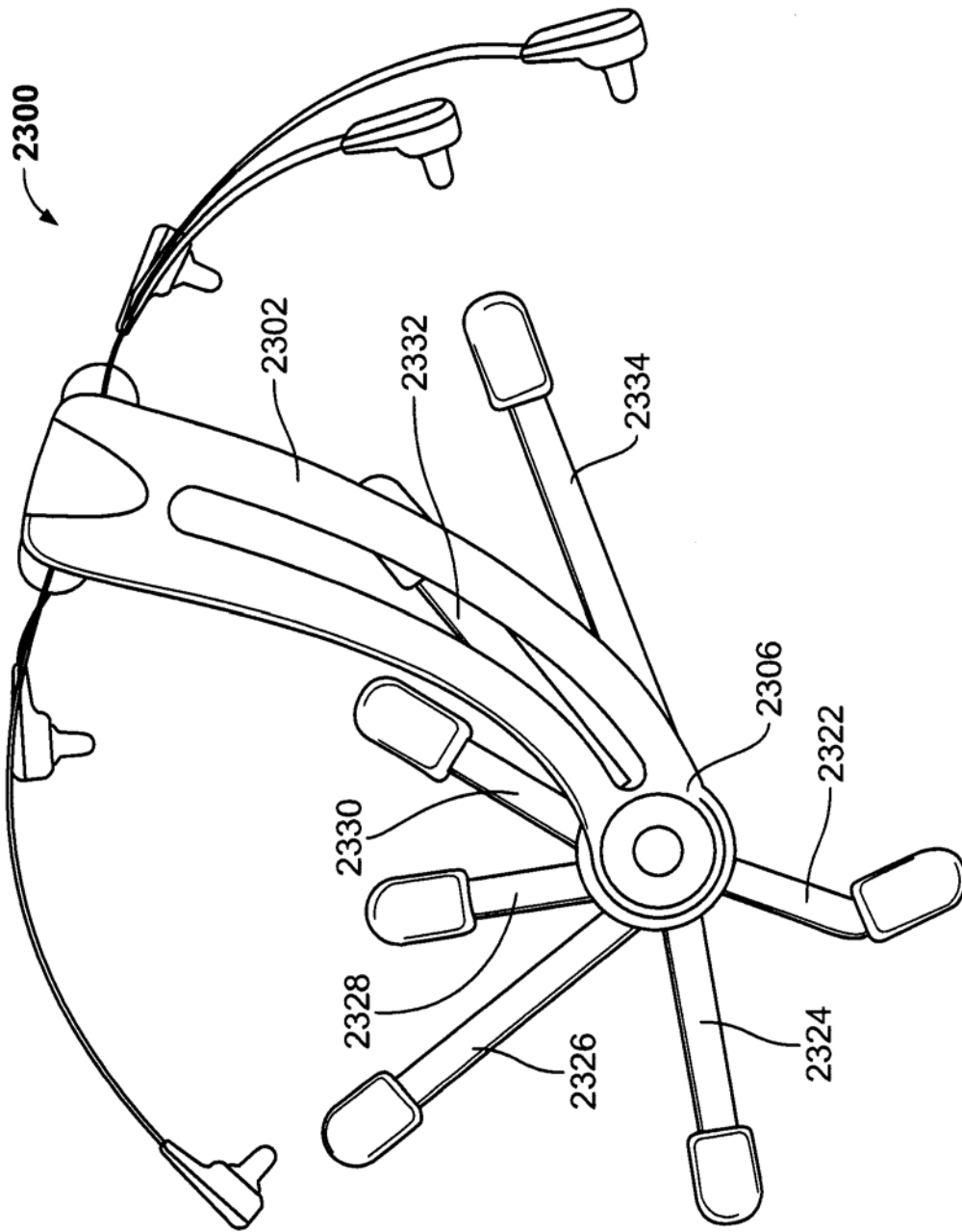


图 28

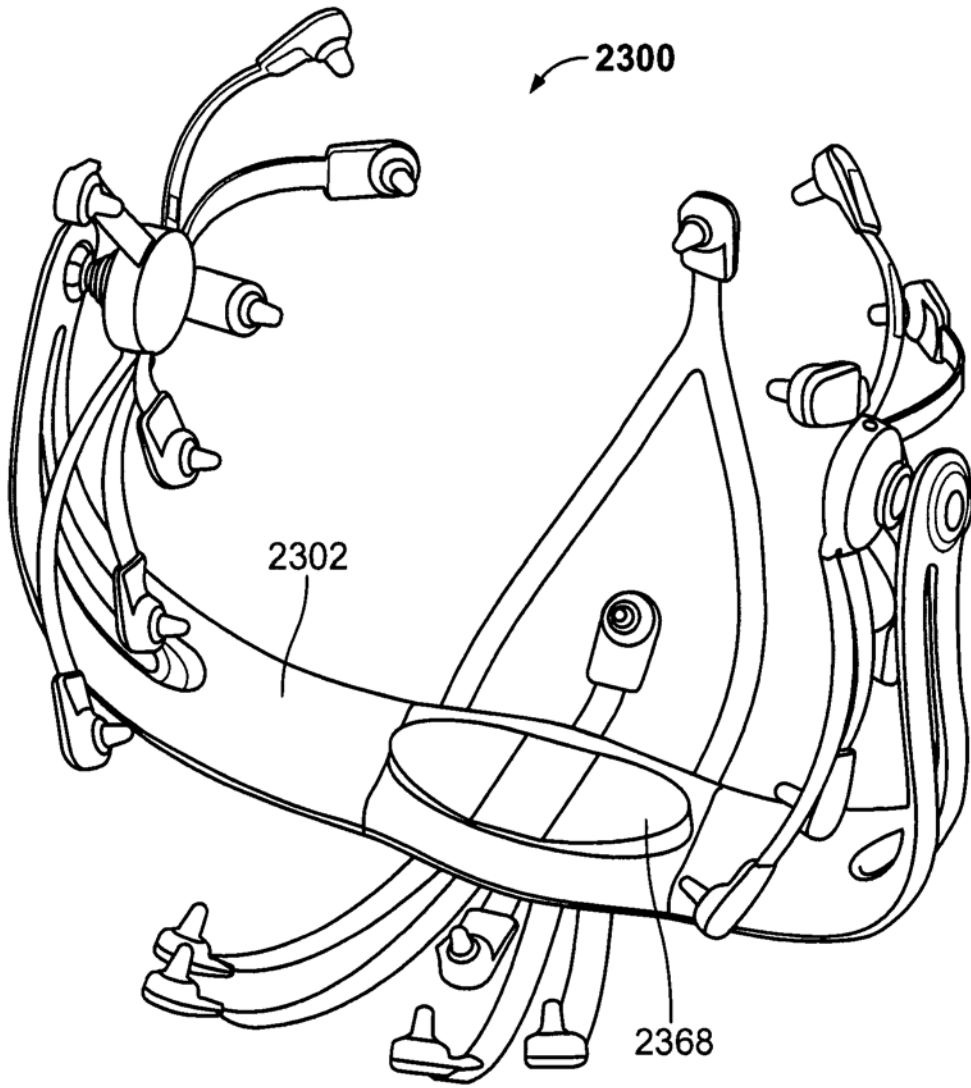


图 29

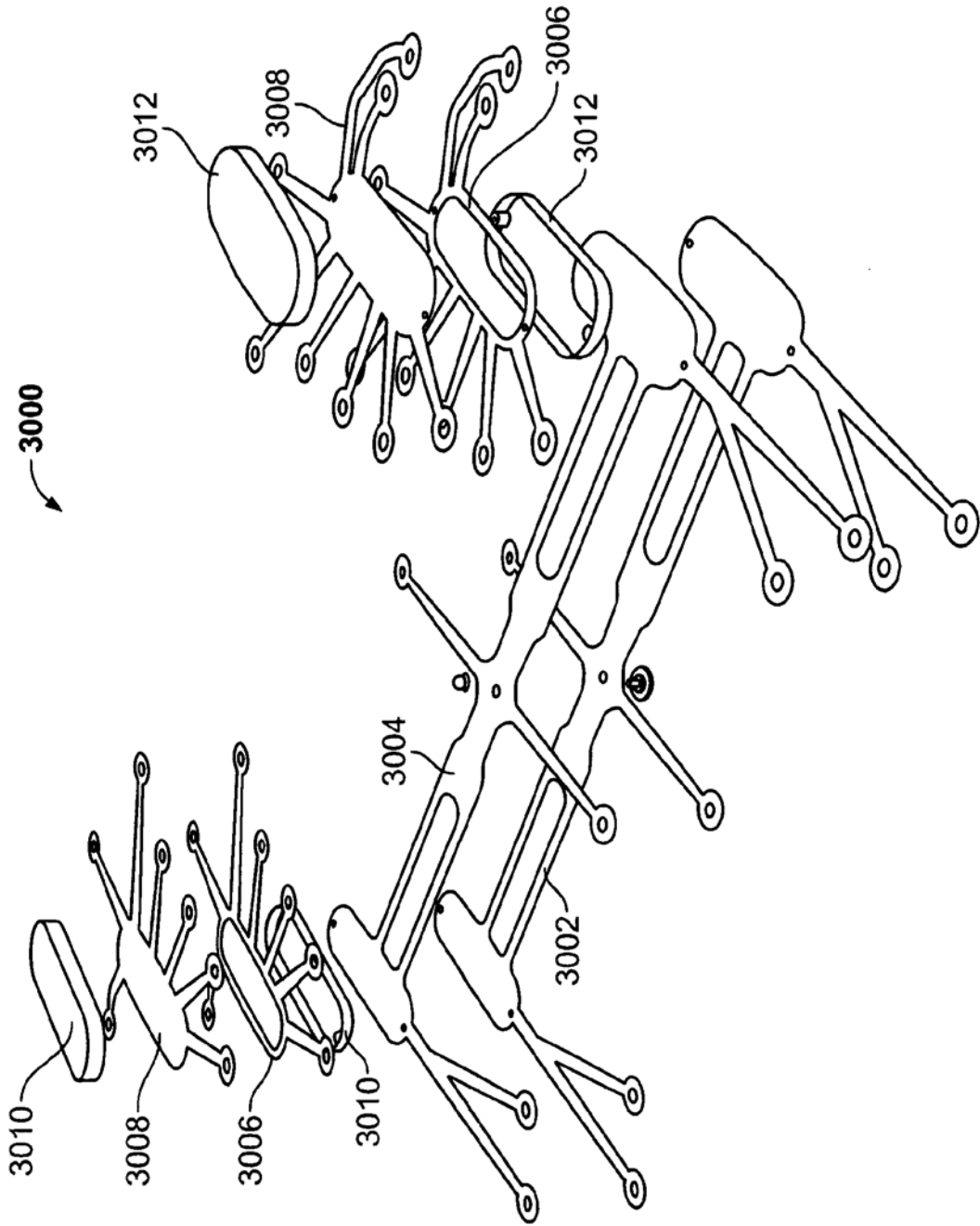


图 30

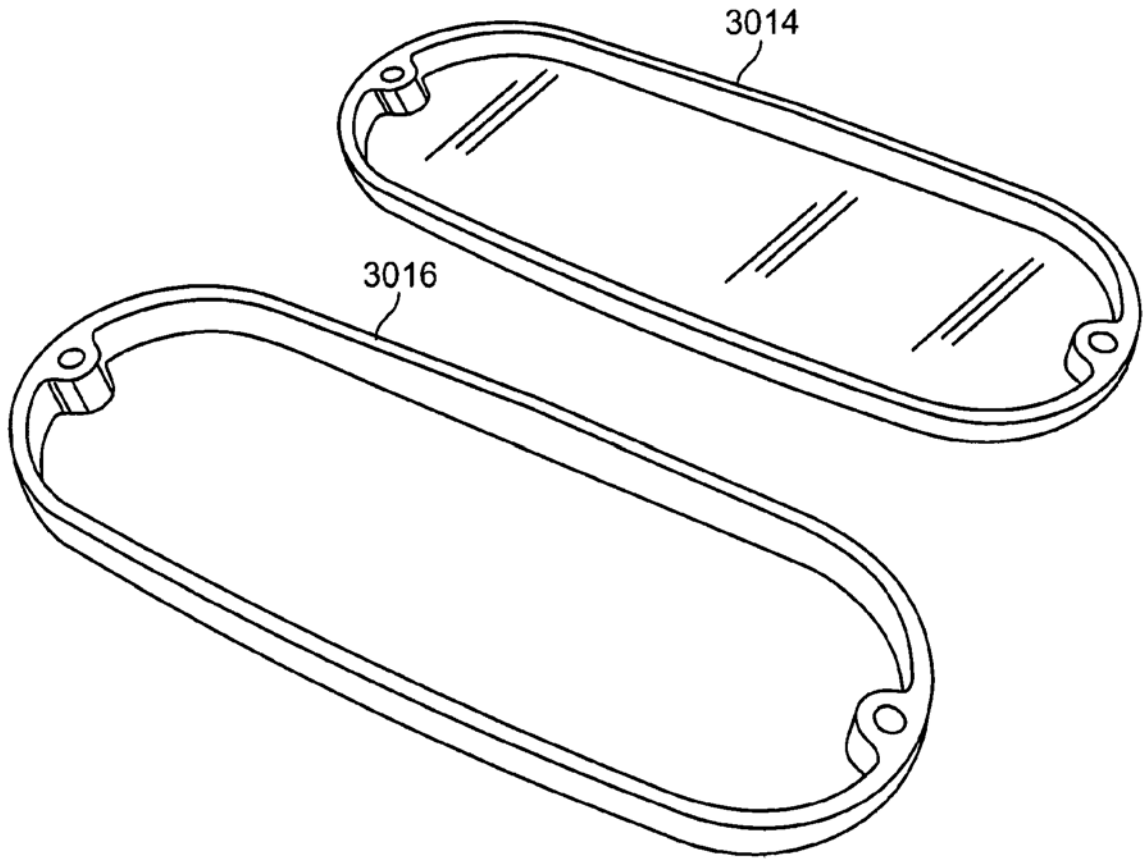


图 31

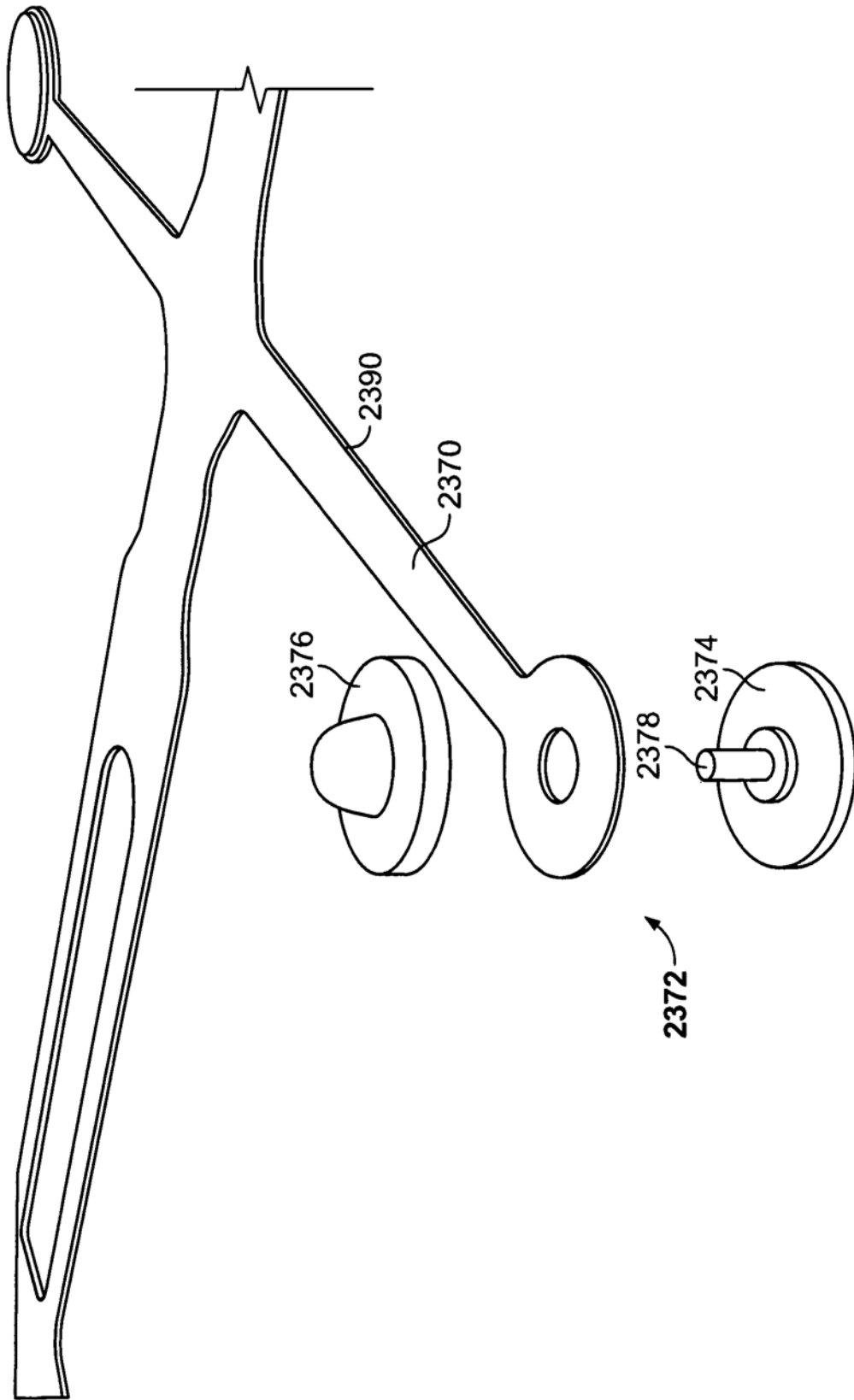


图 32A

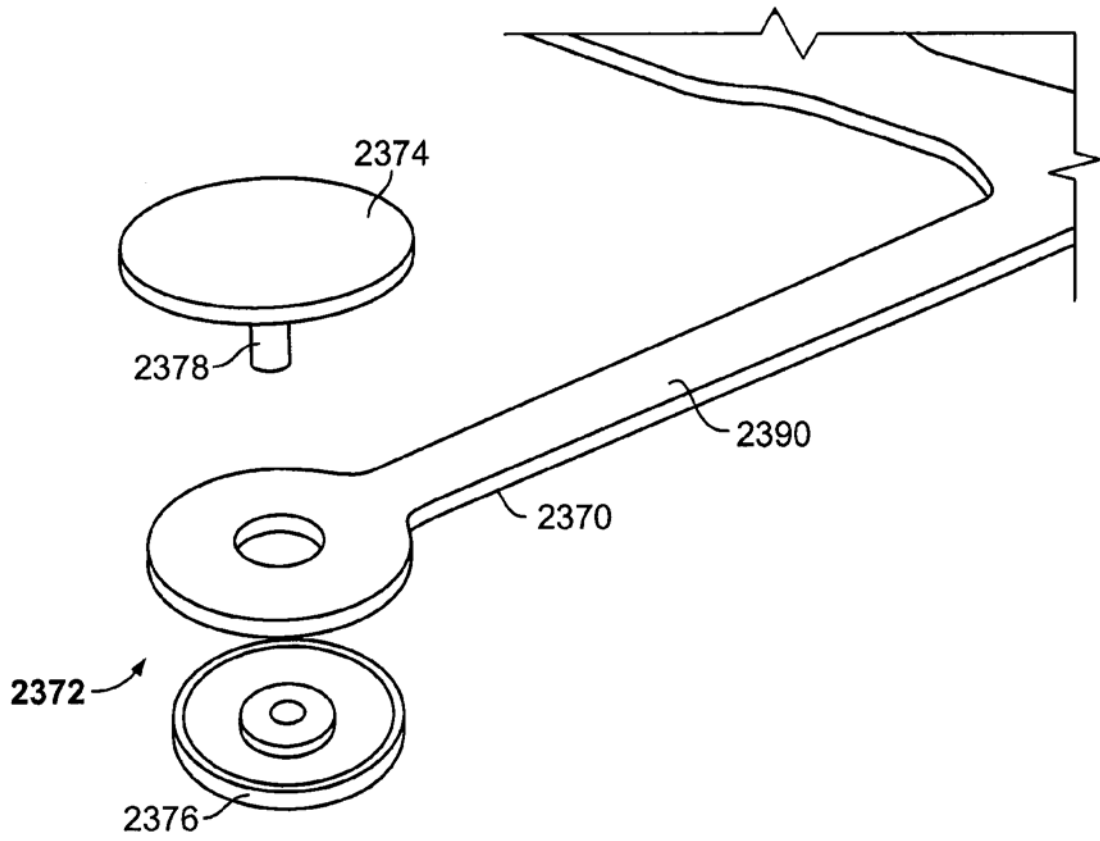


图 32B

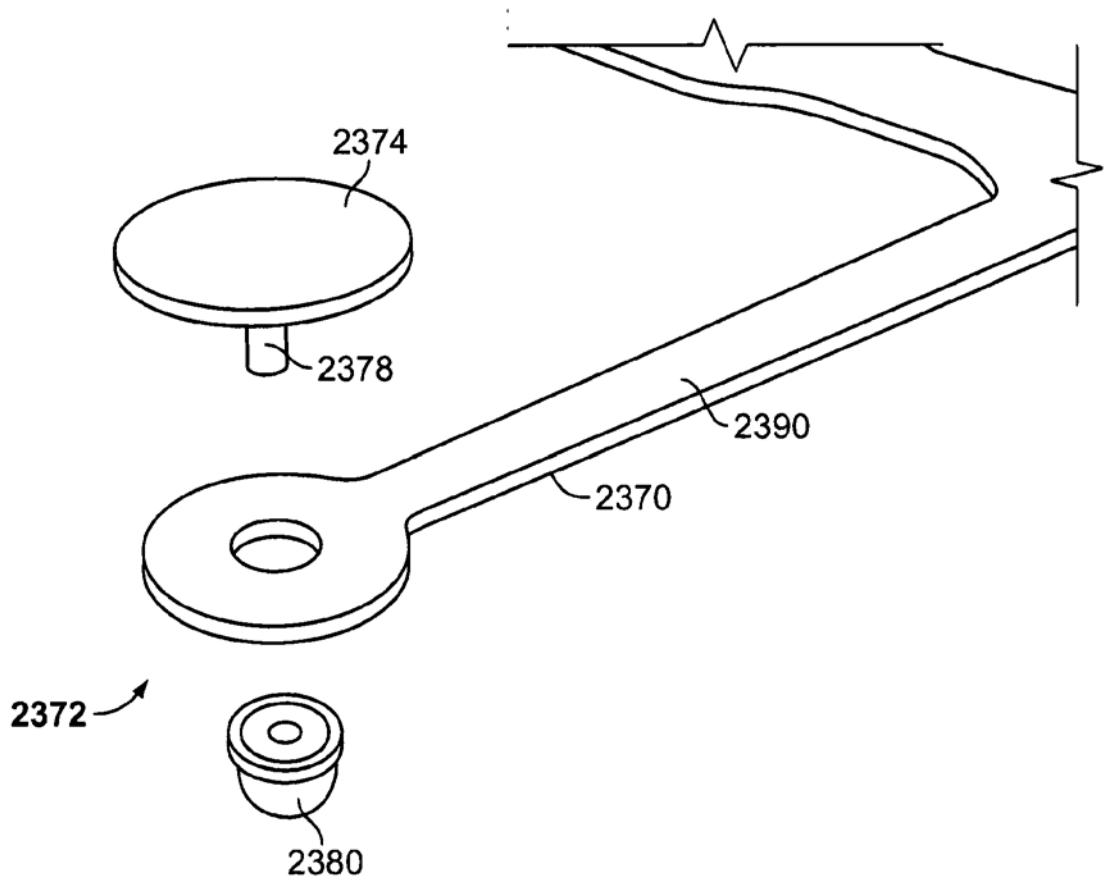


图 32C

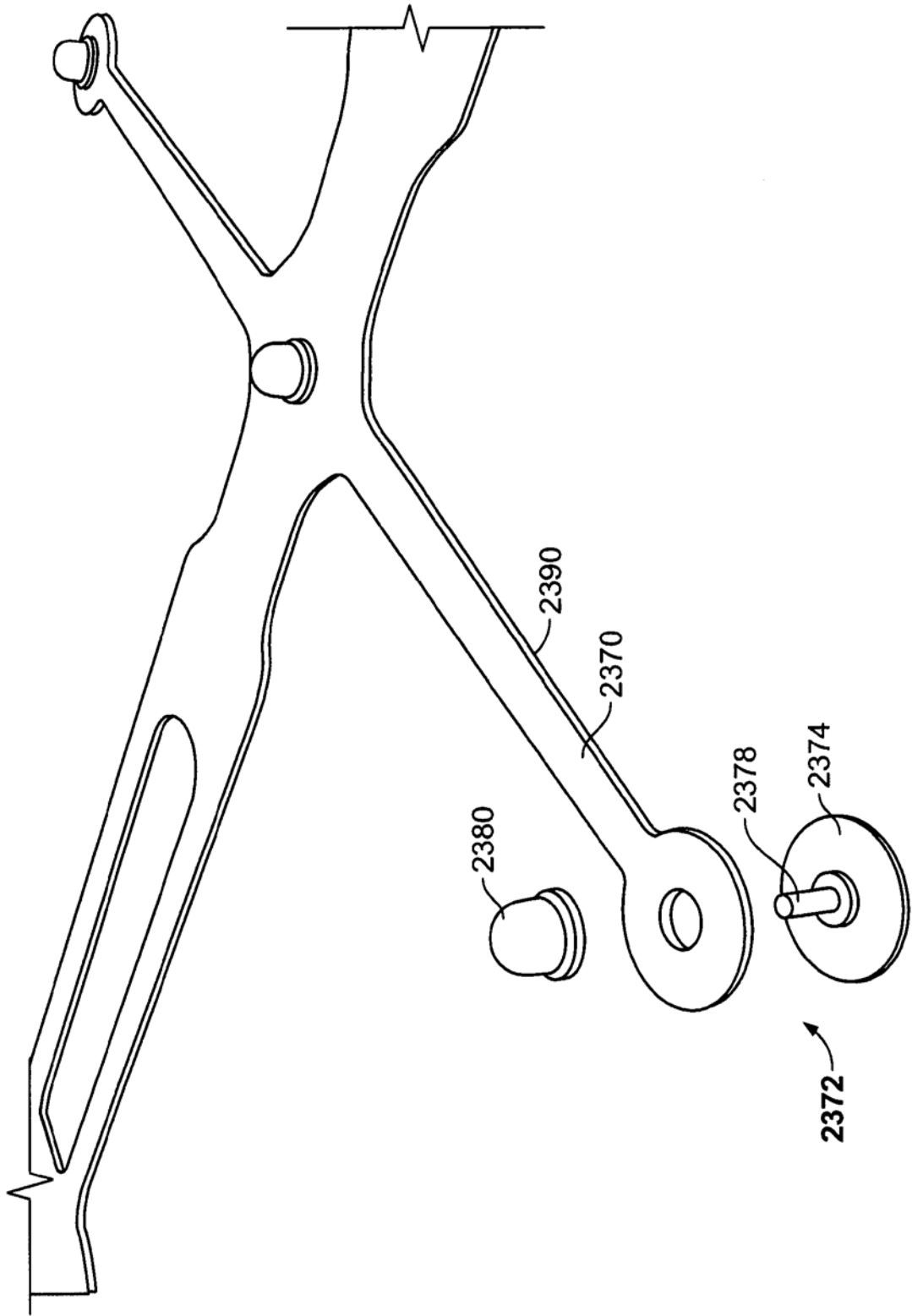


图 32D

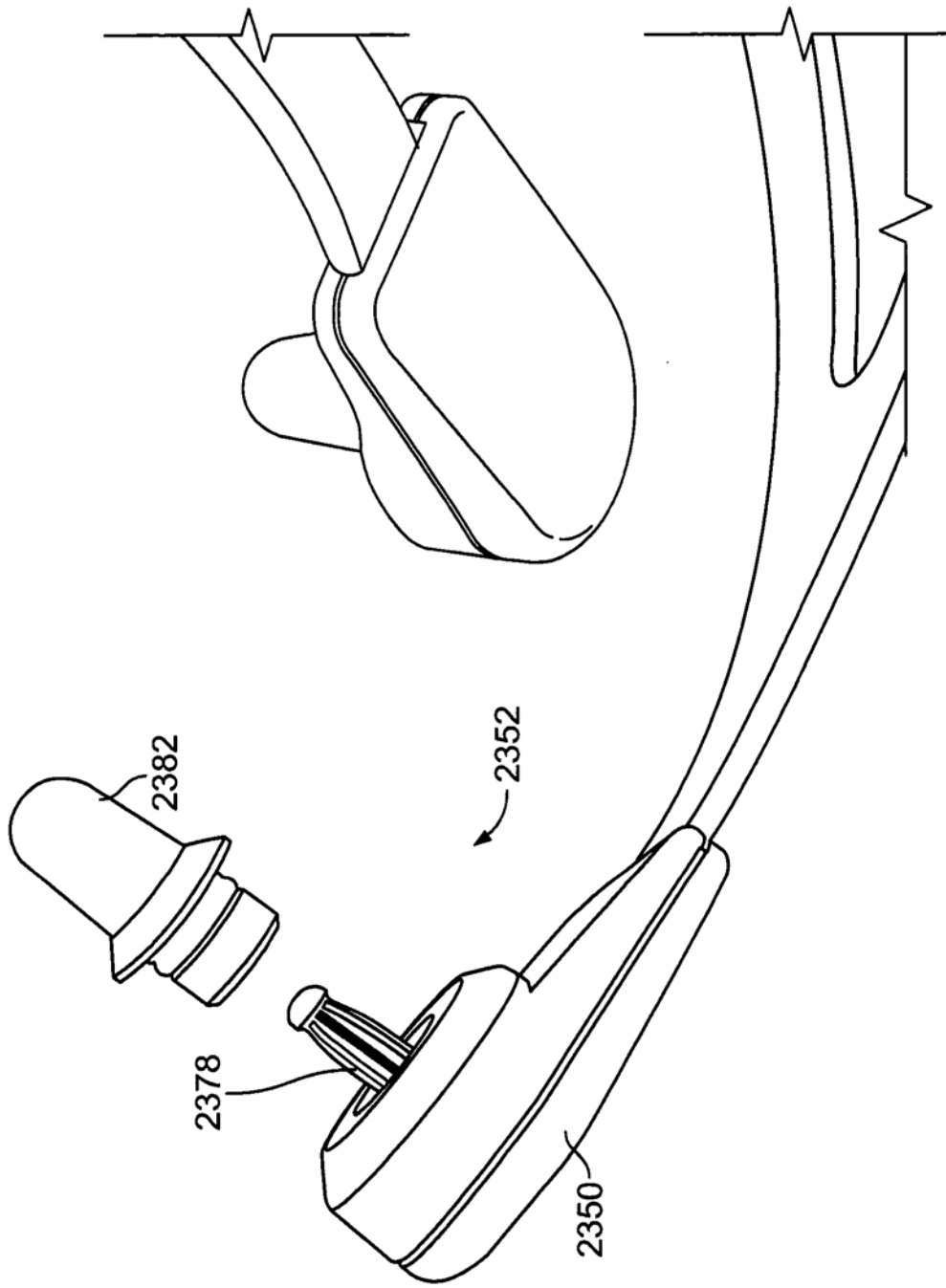


图 33

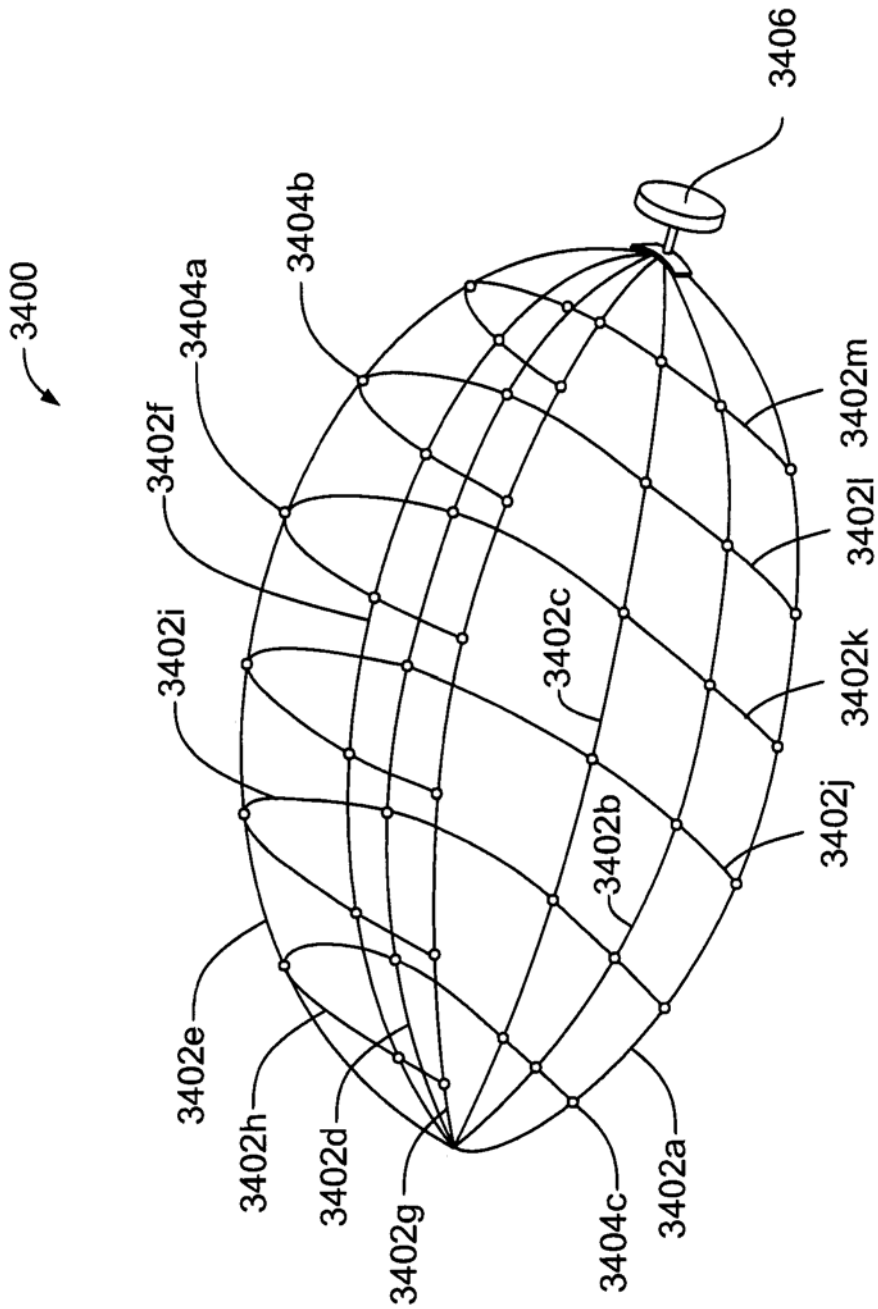


图 34

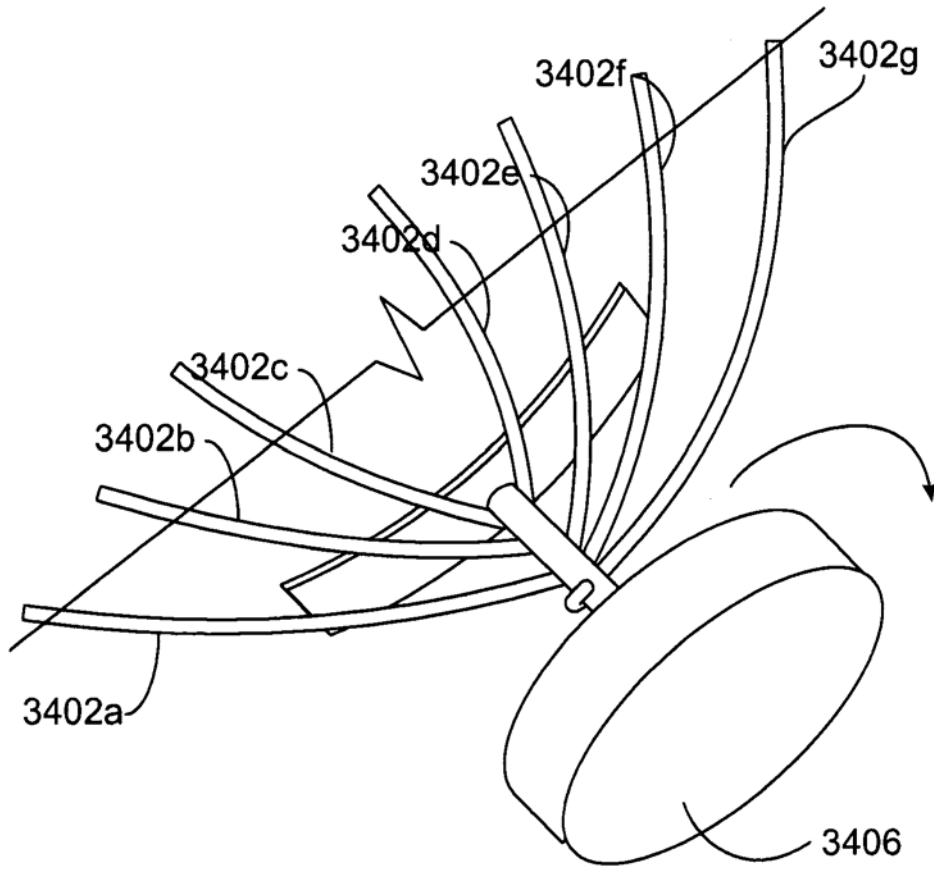


图 35

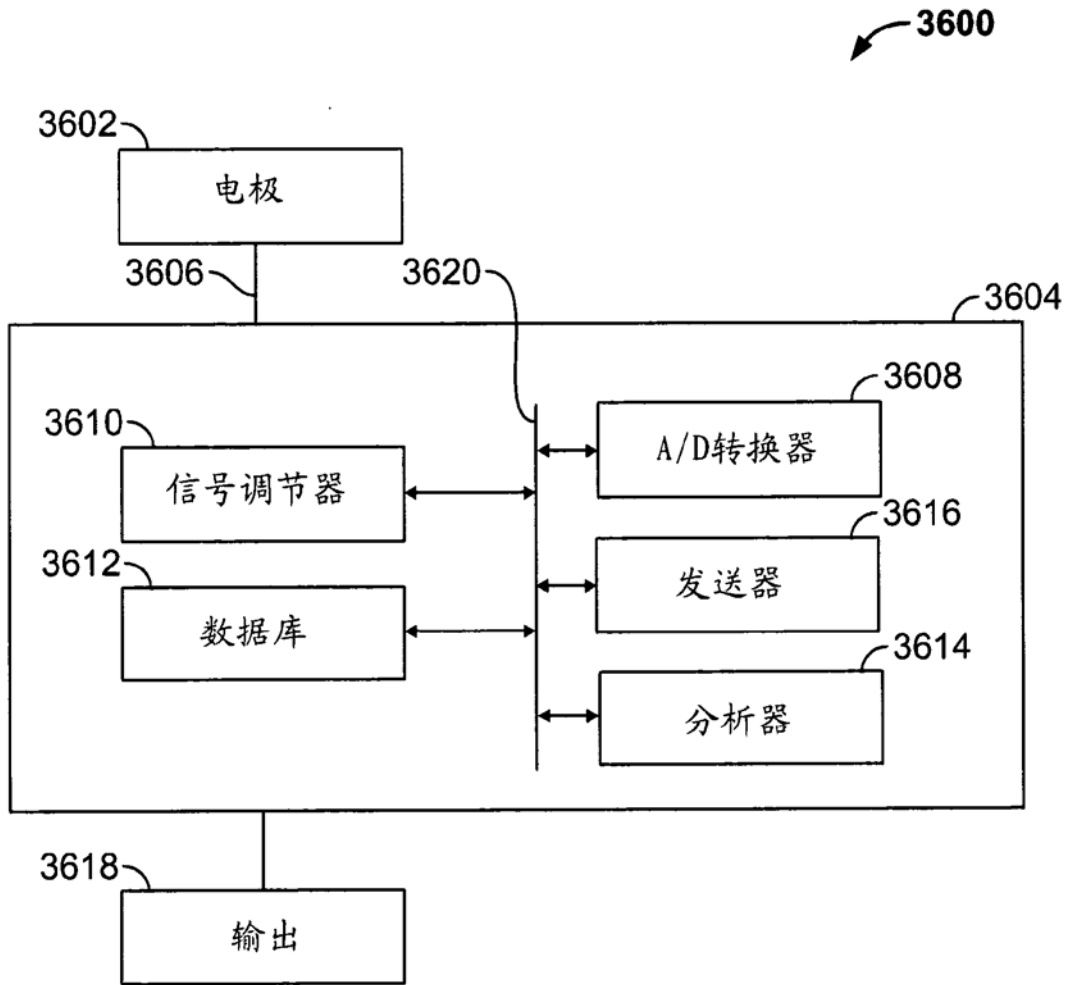


图 36

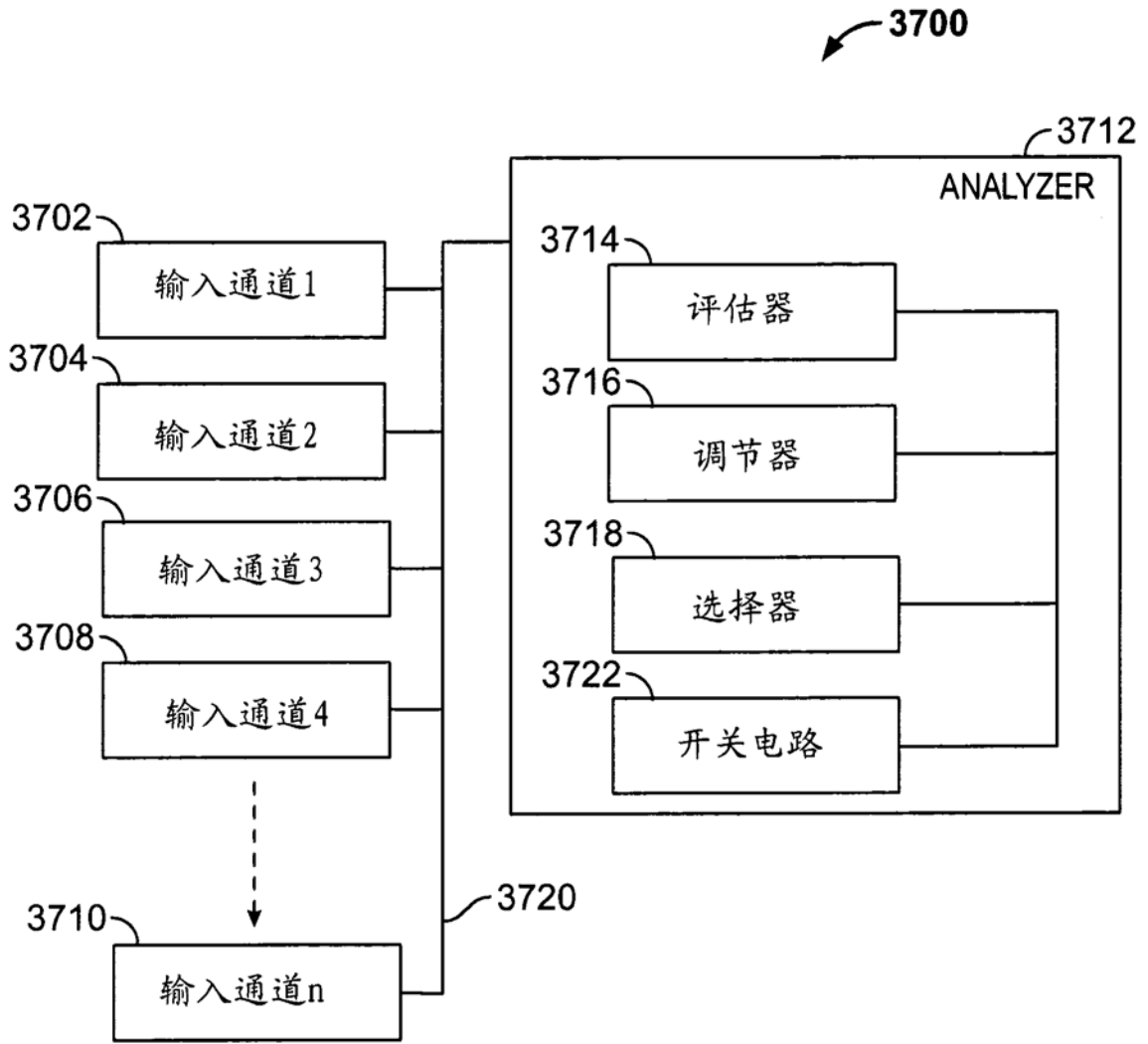


图 37

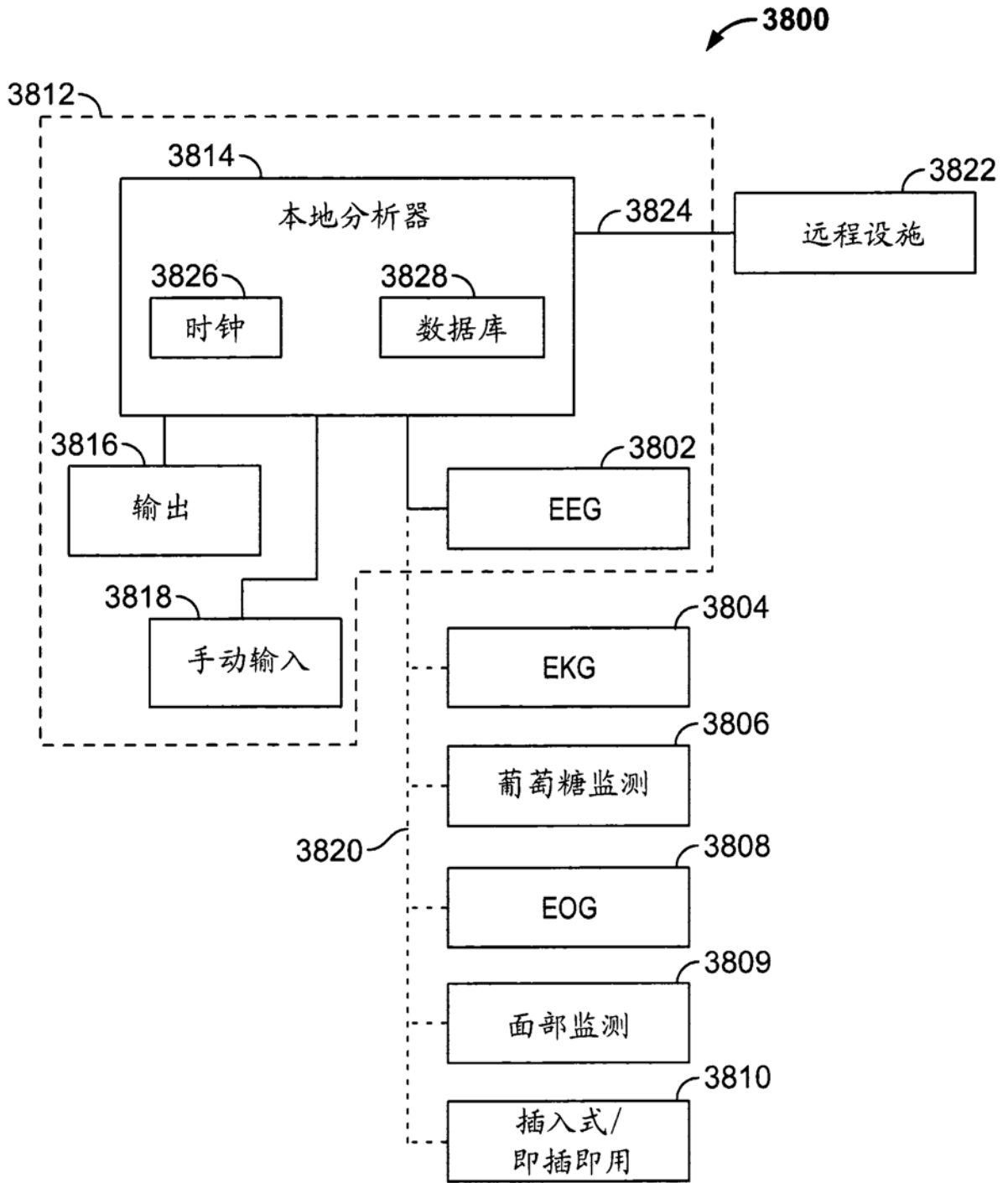


图 38

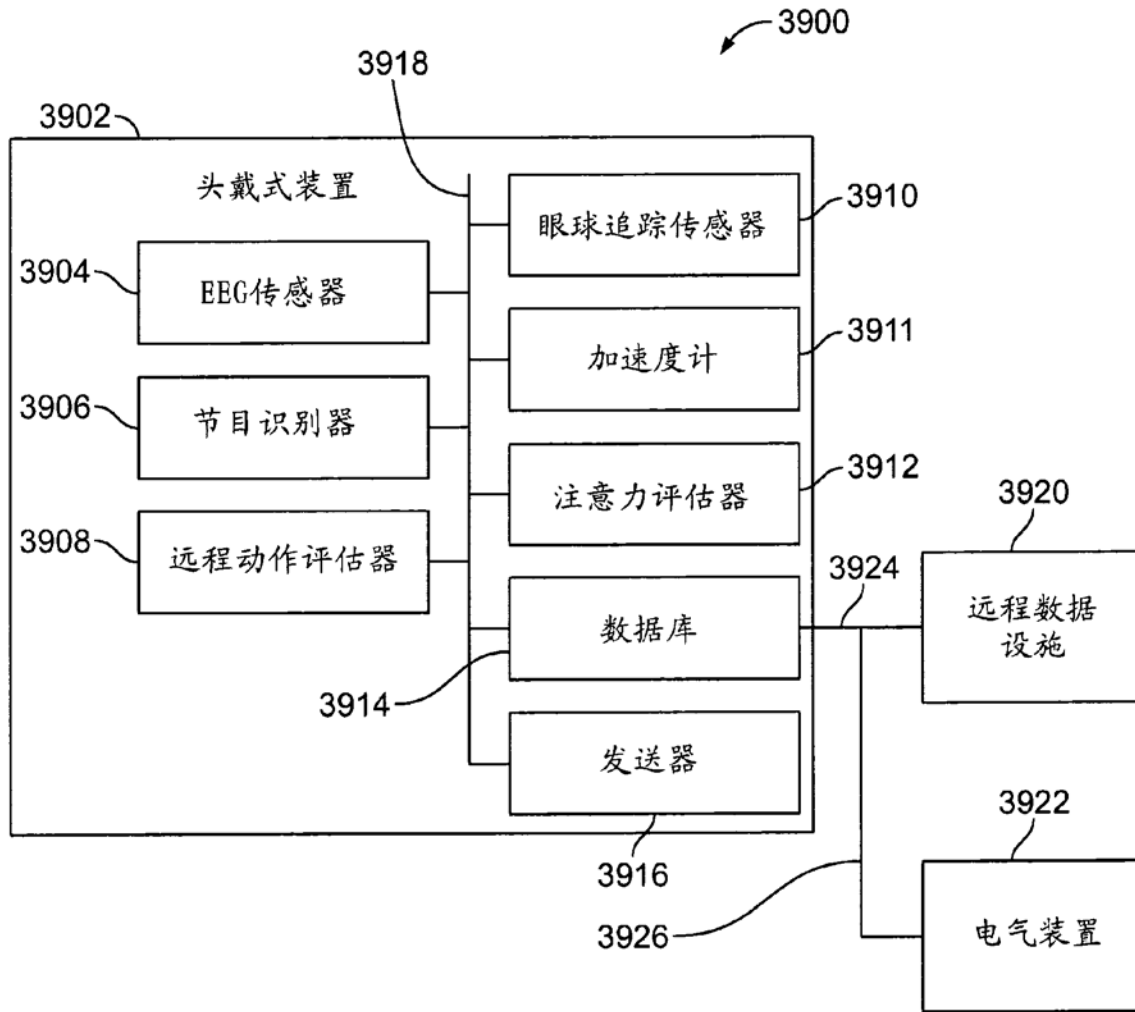


图 39

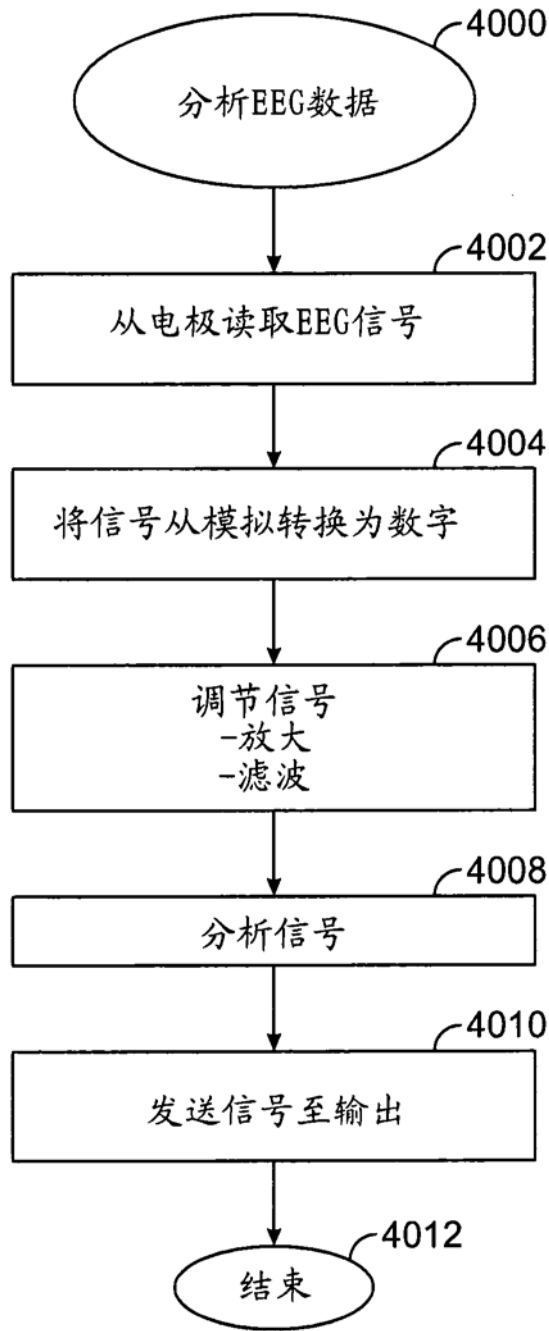


图 40

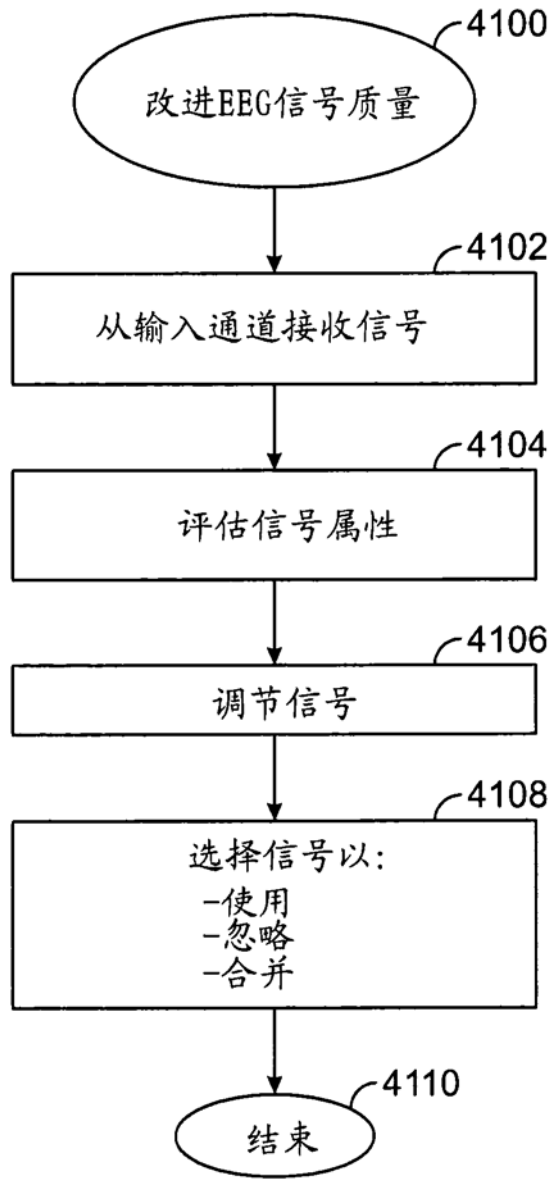


图 41

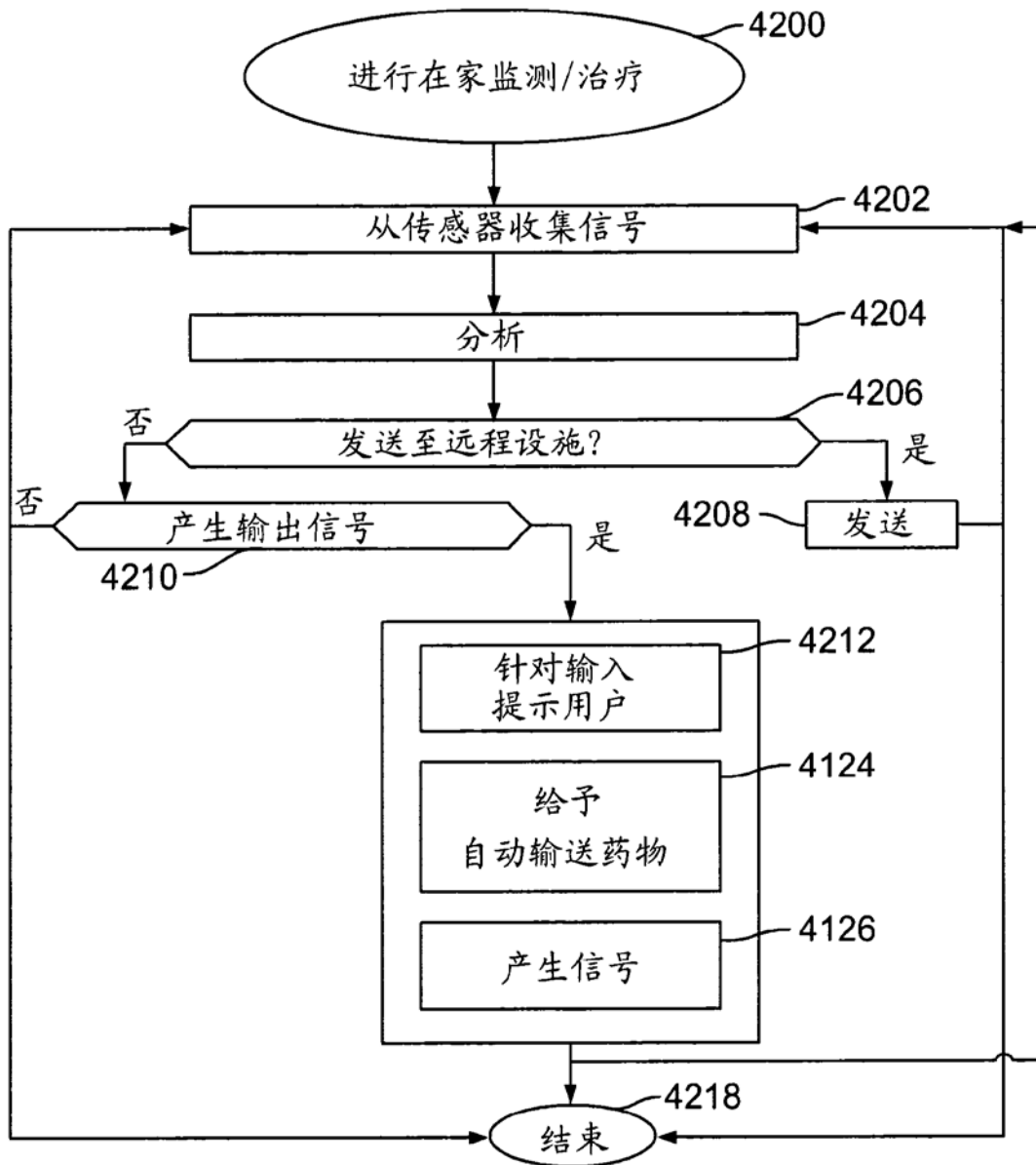


图 42

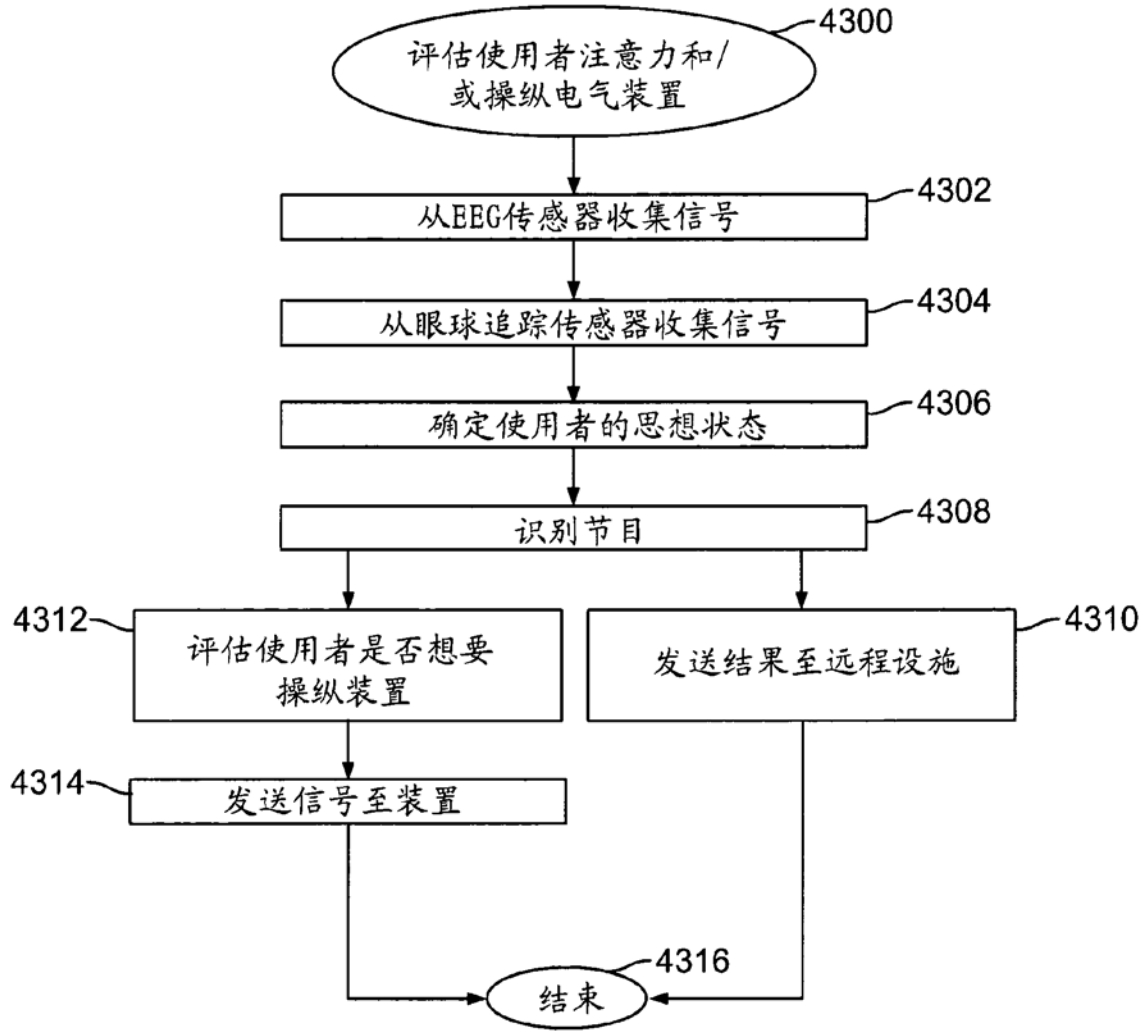


图 43

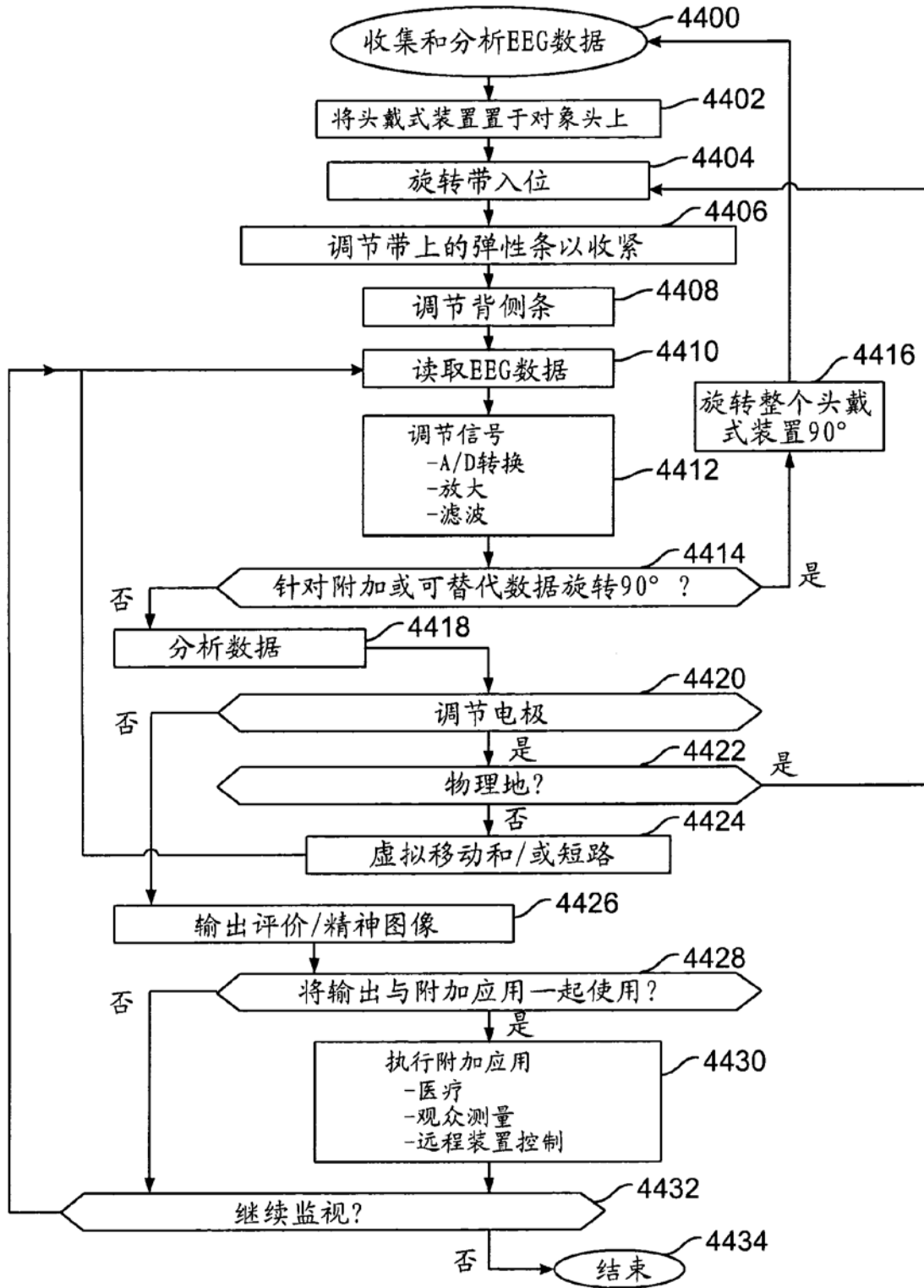


图 44

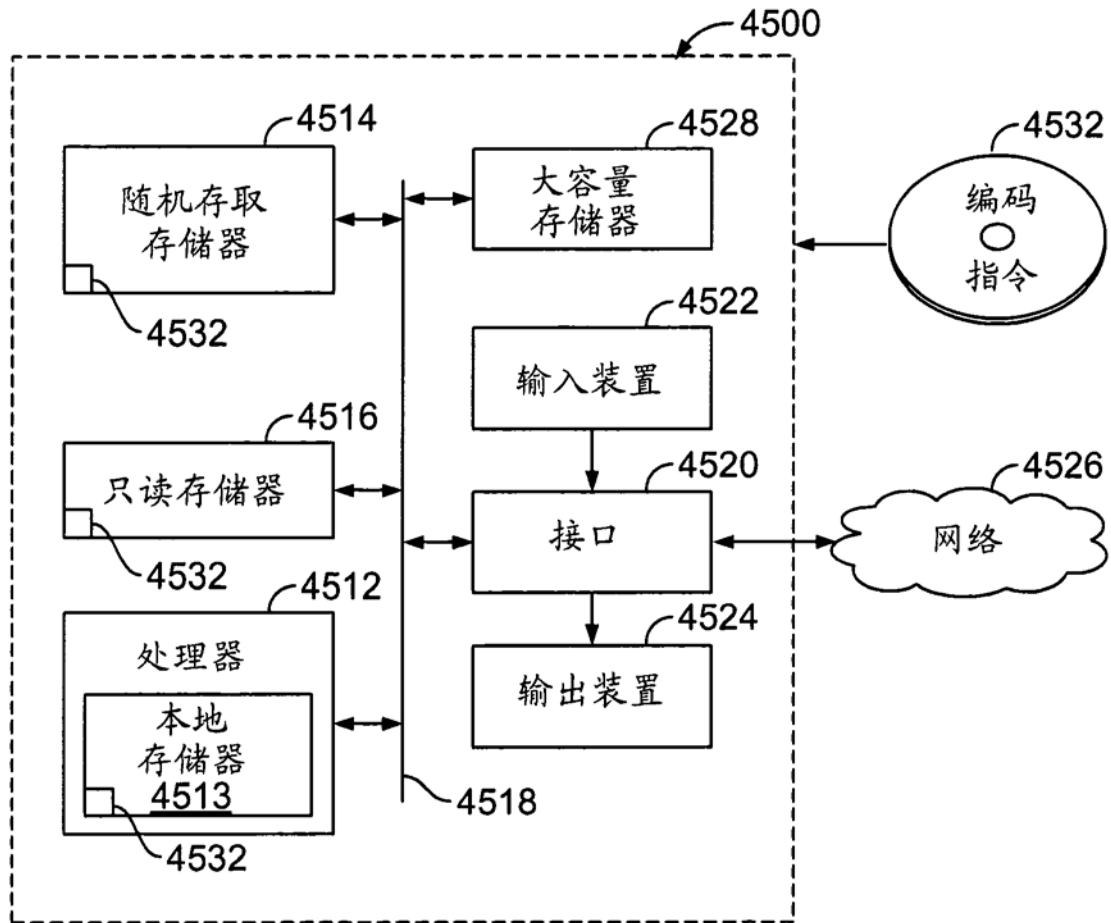


图 45

专利名称(译)	用于收集和分析脑电图数据的系统和方法		
公开(公告)号	CN105902267B	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201610246021.0	申请日	2013-08-17
申请(专利权)人(译)	尼尔森公司(美国)有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	尼尔森公司(美国)有限责任公司		
[标]发明人	Y 巴道尔 R 古鲁穆尔蒂 A K 普拉迪普 R T 克奈特		
发明人	Y.巴道尔 R.古鲁穆尔蒂 A.K.普拉迪普 R.T.克奈特		
IPC分类号	A61B5/0478 A61B5/00 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/0478 A61B5/048 A61B5/165 A61B5/6803 A61B5/6831 A61B5/7203 A61B2562/0209 A61B2562/182 A61B5/163 A61B2562/0215 A61B5/0476		
代理人(译)	张健 刘春元		
优先权	61/684640 2012-08-17 US 13/728913 2012-12-27 US 13/728900 2012-12-27 US 13/730212 2012-12-28 US		
其他公开文献	CN105902267A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于收集和分析脑电图数据的系统和方法。这里公开了示例方法，包括评估第一神经信号的第一属性，评估第二神经信号的第二属性，在基于第一属性确定第一神经信号不依从质量阈值的情况下调节第一神经信号以获得第三神经信号，在基于第二属性确定第二神经信号不依从质量阈值的情况下调节第二神经信号以获得第四神经信号，评估第三神经信号的第三属性，评估第四神经信号的第四属性，基于与质量阈值的相应依从性选择第一、第二、第三或第四神经信号中的第一个以执行下述至少一项：用于附加分析、忽略第一、第二、第三或第四神经信号中的第二个或者与其合并。

