



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106066930 B

(45)授权公告日 2020.06.09

(21)申请号 201610352607.5

(22)申请日 2016.04.15

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106066930 A

(43)申请公布日 2016.11.02

(30)优先权数据
14/688148 2015.04.16 US

(73)专利权人 西门子保健有限责任公司
地址 德国埃根根市

(72)发明人 H·E·策廷古尔 D·科马尼丘
F·佩赖拉 S·拉帕卡
A·G·索伦森

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 黄涛 刘春元

(51)Int.Cl.
A61B 5/055(2006.01)
A61B 5/0476(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
G16H 50/50(2018.01)

(56)对比文件

WO 2014025624 A1,2014.02.13,
CN 104207775 A,2014.12.17,
US 2014024071 A1,2014.01.23,
R.M.Miura et al.Cortical spreading
depression:An enigma.《The European
Physical Journal Special Topics》.2007,第
147卷(第1期),第287-302页.

Markus A. Dahlem et al.Cortical hot
spots and labyrinths:Why cortical
neuromodulation for episodic migraine
with aura should be personalized.
《Frontiers in Computational
Neuroscience》.2015,第9卷第1-13页.

I.Bojak et al.Towards a model- based
integration of co-registered
electroencephalography/functional
magnetic resonance imaging data with
realistic neural population meshes.
《Philosophical Transactions of The Royal
Society》.2011,第369卷(第1952期),第3786-
3810页.

审查员 何俊伟

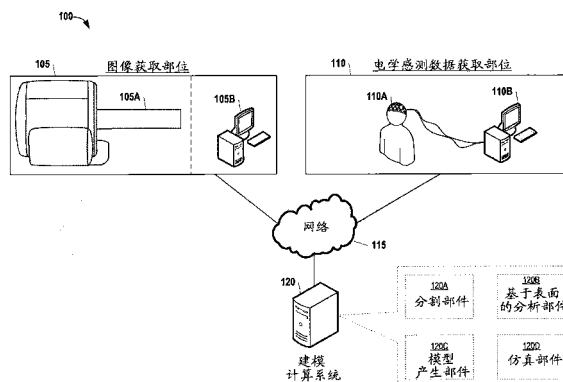
权利要求书3页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

利用生物化学传播机制的神经障碍的受试者特有评估

(57)摘要

一种利用生物化学传播机制的神经障碍的受试者特有评估。一种用于神经障碍的受试者特有评估的方法,该方法包括:接收表示受试者大脑的3D图像数据以及识别该3D图像数据中的受试者特有解剖结构。根据该3D图像数据和该受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型以及使用针对电学动态特性的受试者特有模型计算神经障碍的一个或多个功能性指标。



1. 一种用于神经障碍的受试者特有评估的方法,该方法包括:
接收表示受试者大脑的3D图像数据;
识别该3D图像数据中的受试者特有解剖结构;
使用3D图像数据来执行对受试者大脑的基于表面的分析,产生受试者大脑的平坦化表示;
使用受试者特有解剖结构在受试者大脑的平坦化表示上施加网格;
使用所述网格产生针对电学动态特性的受试者特有模型;
使用针对电学动态特性的受试者特有模型计算脑电描记术(EEG)或脑皮层电描记术(EECoG),
其中基于表面的分析包括:
产生受试者大脑的表面网孔;
对该表面网孔应用膨胀过程以产生膨胀的网孔;
对该膨胀的网孔应用平坦化过程以产生受试者大脑的平坦化表示。
2. 根据权利要求1的方法,其中通过包括如下步骤的过程来识别受试者特有解剖结构:
应用机器学习过程以将受试者大脑分割成多个大脑片段,
其中受试者特有解剖结构包括该多个大脑片段。
3. 根据权利要求1的方法,还包括:
识别包括在3D图像数据中的扩散数据,该扩散数据信息表示流体经过受试者大脑的扩散;
使用该扩散数据识别受试者大脑中的多个解剖学连接,
其中该受试者特有解剖结构还包括该多个解剖学连接。
4. 根据权利要求1的方法,还包括:
接收表示受试者大脑的电学感测数据,
其中使用该电学感测数据产生针对电学动态特性的受试者特有模型。
5. 根据权利要求4的方法,其中通过包括如下步骤的过程产生针对电学动态特性的受试者特有模型:
根据3D图像数据和受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本;以及
使用电学感测数据细化针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本以产生针对电学动态特性的受试者特有模型。
6. 根据权利要求4的方法,其中电学感测数据包括脑电描记术(EEG)数据。
7. 根据权利要求4的方法,其中电学感测数据包括脑皮层电描记术(EECoG)数据。
8. 根据权利要求1的方法,其中针对电学动态特性的受试者特有模型使用一个或多个格子玻尔兹曼(Lattice Boltzmann)方法。
9. 一种用于神经障碍的受试者特有评估的方法,该方法包括:
接收表示受试者大脑的3D图像数据;
识别3D图像数据中的受试者特有解剖结构;
使用3D图像数据来执行对受试者大脑的基于表面的分析,产生受试者大脑的平坦化表示;

使用受试者特有解剖结构在受试者大脑的平坦化表示上施加网格；
使用该网格产生针对电学动态特性的受试者特有模型；
将网格划分为多个块；

使用并行计算平台通过并行执行针对电学动态特性的受试者特有模型的多个拷贝来计算脑电描记术 (EEG) 或脑皮层电描记术 (ECoG)，其中每个相应的拷贝对应于该多个块之一，

其中基于表面的分析包括：

产生受试者大脑的表面网孔；

对该表面网孔应用膨胀过程以产生膨胀的网孔；

对该膨胀的网孔应用平坦化过程以产生受试者大脑的平坦化表示。

10. 根据权利要求9的方法，还包括：

接收表示受试者大脑的电学感测数据，

根据3D图像数据和受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本；以及

使用电学感测数据细化针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本以产生针对电学动态特性的受试者特有模型。

11. 根据权利要求9的方法，其中通过包括如下步骤的过程识别受试者特有解剖结构：

应用机器学习过程将受试者大脑分割成多个大脑片段，

识别包括在3D图像数据中的扩散数据，该扩散数据信息表示流体经过受试者大脑的扩散；以及

使用该扩散数据识别受试者大脑中的多个解剖学连接，

其中受试者特有解剖结构还包括该多个大脑片段以及该多个解剖学连接。

12. 一种用于神经障碍的受试者特有评估的系统，该系统包括：

成像装置，配置成获取表示受试者大脑的3D图像数据；

建模计算系统，可操作地耦合到成像装置并配置成使用多个部件来仿真跨受试者大脑的电学动态特性，该多个部件包括：

分割部件，配置成识别该3D图像数据中的受试者特有解剖结构，

基于表面的分析部件，配置成使用获取的3D图像数据和3D图像数据中的该受试者特有解剖结构产生受试者大脑的平坦化表示，

模型产生部件，配置成根据受试者大脑的平坦化表示产生针对电学动态特性的受试者特有模型，以及

仿真部件，配置成使用针对电学动态特性的受试者特有模型计算从初始扩散点的电波传播

其中基于表面的分析部件被配置为：

产生受试者大脑的表面网孔；

对该表面网孔应用膨胀过程以产生膨胀的网孔；

对该膨胀的网孔应用平坦化过程以产生受试者大脑的平坦化表示。

13. 根据权利要求12的系统，其中成像装置是磁共振成像 (MRI) 装置。

14. 根据权利要求12的系统，还包括：

电学感测数据获取装置,配置成获取表示受试者大脑的电学感测数据。

15.根据权利要求14的系统,其中模型产生部件进一步配置成:

根据3D图像数据和受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本;以及

使用电学感测数据细化针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本。

16.根据权利要求14的系统,其中电学感测数据获取装置包括脑电描记术(EEG)获取装置。

17.根据权利要求14的系统,其中电学感测数据获取装置包括脑皮层电描记术(EECoG)获取装置。

18.根据权利要求14的系统,其中建模计算系统包括:一个或多个图形处理单元(GPU),其配置成使对应于该多个部件的操作的执行并行化。

19.根据权利要求12的系统,还包括:

显示器,配置成呈现从初始扩散点的电波传播的可视化。

20.根据权利要求19的系统,其中该显示器还配置成呈现图形用户界面,该图形用户界面允许用户与从初始扩散点的电波传播的可视化进行交互。

利用生物化学传播机制的神经障碍的受试者特有评估

技术领域

[0001] 本发明一般涉及使用成像数据和专利专用的建模过程执行神经障碍的评估的方法、系统和设备。公开的方法、系统和设备可以应用于例如诸如磁共振成像 (MRI) 的成像模态。

背景技术

[0002] 数学模型已经被推荐用于一些以经过大脑的传播过程为特征的神经障碍,该神经障碍的一个示例是皮层传播抑制 (CSD)。CSD是皮层离子稳态的大规模但临时性的混乱,其导致神经活动的抑制,这种神经活动经过大脑中的皮层和其他灰质区域扩散。已经提出CSD与具有先兆的偏头痛、创伤性大脑损伤、癫痫、缺血性卒中以及蛛网膜下腔出血关联。另一种障碍是癫痫,其中在起源于一个焦点的传播波中许多神经元会同时激动 (fire)。不同模态 (MRI、fMRI、dMRI、SPECT、PET等) 情况下的医学成像在理解神经障碍在大脑结构中的影响方面已经非常有帮助。然而,在理解障碍的功能性特性方面进步较少,其中这种传播过程以受试者特有 (subject-specific) 方式发挥作用。实现这点需要理解该传播过程如何经过大脑皮层的表面移动,并且还需要考虑各脑区域之间的局部和远距离连接。此外,随着传播过程发生,可能还有功能的其他相关方面 (诸如外部 (EEG) 或内部 (ECoG) 电学活动) 的额外的测量。

[0003] 在数学上,结合离子在细胞外空间扩散的物理过程,以及由额外的门控变量控制的离子动态特性,CSD的过程已经被建模为针对不同离子 (K^+ 、 Ca^{2+} 等) 的耦合反应扩散方程的系统。采用这些方程的计算模型已经被用于解释孤波的动态特性,以及更复杂的特征,如螺旋波的形成。然而,由于多种困难,包括缺少对详细皮层几何结构的访问、对这些复杂几何表面的动态特性进行建模的困难以及数值求解过程的大量计算要求,对真实受试者解剖构造进行了非常有限的研究。因此,期望产生一种提供CSD (或其他神经障碍) 的准确建模的受试者特有模型,同时限制模型处理的计算要求。

发明内容

[0004] 本发明的实施例通过提供使用成像数据和专利专用的建模过程执行神经障碍的评估的方法、系统和设备来解决和克服一个或多个上述缺陷和缺点。该技术特别适合于 (但绝非限制于) 诸如磁共振成像 (MRI) 之类的成像模态。

[0005] 根据一些实施例,一种用于神经障碍的受试者特有评估的方法,该方法包括:接收表示受试者大脑的3D图像数据以及识别该3D图像数据中的受试者特有解剖结构。例如通过应用机器学习过程以将受试者大脑分割成多个大脑片段,可以识别受试者特有解剖结构,该大脑片段随后用作解剖结构。一旦已经识别出该结构,就连同3D图像数据一起使用他们以产生针对电学动态特性的受试者特有模型 (例如,基于格子玻尔兹曼 (Lattice Boltzmann) 方法)。然后可以使用该模型计算神经障碍的一个或多个功能性指标。

[0006] 在一些实施例中,诸如水的扩散数据可以连同前述方法中的模型一起使用。例如,

在一个实施例中,在3D图像数据中识别表示流体经过受试者大脑扩散的扩散数据。然后可以使用该扩散数据确定受试者大脑中的解剖学连接。那么上文讨论的受试者特有解剖结构可以进一步包括这些解剖学连接。

[0007] 在前述方法的一些实施例中,使用3D图像数据来执行受试者大脑的基于表面的分析,以产生受试者大脑的平坦化表示。例如,在一个实施例中,产生受试者大脑的表面网孔。膨胀该网孔并应用平坦化过程以产生受试者大脑的平坦化表示。一旦产生该平坦化表示,就可以使用受试者特有解剖结构在它上面施加网格。然后可以使用该网格产生模型。

[0008] 在一些实施例中,表示受试者大脑的电学感测数据被用于产生针对电学动态特性的受试者特有模型。例如,在一个实施例中,根据3D图像数据和受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本。然后使用电学感测数据细化该初始版本以产生针对电学动态特性的受试者特有模型。该电学感测数据例如可以从脑电描记术 (EEG) 或脑皮层电描记术 (ECoG) 装置接收。依照其他实施例,一种用于神经障碍的受试者特有评估的方法包括接收表示受试者大脑的3D图像数据并且在3D图像数据中识别受试者特有解剖结构。在一些实施例中,这些解剖结构包括大脑片段以及使用扩散数据识别出的解剖学连接。一旦识别出解剖结构,就使用该结构对3D图像数据施加网格,并且继而,使用该网格产生针对电学动态特性的受试者特有模型。将网格划分为各个块并且并行计算平台被用于通过并行执行针对电学动态特性的受试者特有模型的多个拷贝来计算神经障碍的一个或多个功能性指标。执行的每个相应拷贝对应于该多个块之一。在该方法的一些实施例中,在执行之前,可以使用表示受试者大脑的电学感测数据来细化该模型。

[0009] 依照其他实施例,一种用于神经障碍的受试者特有评估的系统包括成像装置(例如MRI装置)和建模计算系统。该成像装置配置成获取表示受试者大脑的3D图像数据。该建模计算系统可操作地耦合到成像装置并配置成使用多个部件来仿真跨受试者大脑的电学动态特性。这些部件可以包括配置成识别3D图像数据中的受试者特有解剖结构的分割部件、配置成使用获取的3D图像数据和3D图像数据中的该受试者特有解剖结构产生受试者大脑的平坦化表示的基于表面的分析部件、配置成根据受试者大脑的平坦化表示产生针对电学动态特性的受试者特有模型的模型产生部件以及配置成使用针对电学动态特性的受试者特有模型计算从初始扩散点的电波传播的仿真部件。在一些实施例中,建模计算系统可以包括配置成使对应于这些部件的操作的执行并行化的一个或多个图形处理单元 (GPU)。

[0010] 在一些实施例中,该系统还包括显示器,其被配置成呈现从初始扩散点的电波传播的可视化。在一个实施例中,该显示器呈现图形用户界面,图形用户界面允许用户与从初始扩散点的电波传播的可视化进行交互。

[0011] 在一些实施例中,前述的系统还包括电学感测数据获取装置,其配置成获取表示受试者大脑的电学感测数据。该电学感测数据获取装置例如可以是EEG和/或ECoG获取装置。该模型产生部件随后可以进一步配置成:根据3D图像数据和受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型的初始版本;以及使用电学感测数据细化该初始版本。

[0012] 本发明的额外特征和优势根据参考附图进行的说明性实施例的以下详细描述将变得显而易见。

附图说明

[0013] 当结合附图阅读时从以下详细描述可以最好地理解本发明的前述和其他方面。出于说明本发明的目的,附图示出了目前优选的实施例,然而应当理解,本发明不限于公开的特定手段。附图中包括的是以下的图:

[0014] 图1提供了依照一些实施例的用于执行神经障碍的受试者特有评估的系统;

[0015] 图2图示了依照一些实施例的受试者特有大脑电生理学仿真的方法;

[0016] 图3图示了其中可以实现本发明的实施例的示例性计算环境;以及

[0017] 图4提供了依照一些实施例的可用于加快针对电学动态特性的受试者特有模型的计算和执行的并行处理平台的说明。

具体实施方式

[0018] 本发明一般涉及用于使用成像数据执行精神障碍的受试者特有评估的方法、系统及设备。简单地说,在以下更加详细地描述的各种实施例中,用于快速计算建模的基于格子玻尔兹曼 (Lattice Boltzmann) 方法的手段与图像理解、分割以及用于识别受试者特有皮层结构的白质纤维束成像技术相组合以提供用于传播脑波的完整解决方案。该公开的方法、系统和设备提供了适合于临床使用并且可以用在例如皮层传播抑制 (CSD) 和其他神经障碍的诊断或治疗中的高效技术。针对个性化模型的一些示例应用是具有预兆的偏头痛和癫痫,因为扩散抑制与这些状况密切相关。

[0019] 图1提供依照一些实施例的用于执行神经障碍的受试者特有评估的系统100。简单地说,使用在图像获取部位105的成像装置105A来获取表示受试者大脑的数据。成像处理计算机105B基于该数据重建受试者大脑的图像并使它在网络115上可获得。该网络115可以是本领域已知的任何网络,包括但不限于因特网或设施内联网。然后建模计算系统120使用该大脑图像产生针对个体的电学传播的个性化模型。在一些实施例中,使用来自电学感测数据获取部位110的数据来进一步使针对受试者的模型个性化。应当注意的是,图1中所示的部位和装置的配置仅仅是这些项目可以如何组织的一个示例。在其他实施例中,图1中所示的一个或多个各种装置可以共同位于单个部位。此外,在一些实施例中,各种装置可以被组合成单个单元。

[0020] 在图像获取部位105,使用成像装置105A获得一个或多个3D大脑图像。在图1的示例中,示出了MRI装置。如本领域通常理解的,结构MRI (sMRI) 提供定性且定量地描述大脑中灰质和白质结构的形状、尺寸以及完整性的信息。许多的sMRI扫描是测定体积的,意味着能够进行特定大脑结构的测量以计算组织的体积。应当注意的是MRI是可以应用的成像模式的一个示例。在其他实施例中,可以使用能够产生3D图像的其他成像模式。

[0021] 建模计算系统120根据从图像获取部位105接收的图像数据开发针对电学动态特性的受试者特有模型。例如,在一些实施例中,建模计算系统120根据接收到的图像数据确定受试者特有皮层几何结构和连接信息。然后该受试者特有皮层几何结构与格子玻尔兹曼 (Lattice Boltzmann) 方法 (或类似的流体动态特性计算方法) 组合以开发大脑中电学动态特性的模型,使用现有技术的离子模型能够求解CSD的动态特性。下文参考图2更详细地描述了该模型的产生。针对电学动态特性的模型可以应用在CSD的研究中,并且原则上也可以应用到感兴趣的机制是扩散波 (诸如癫痫) 的其他状况。由于大脑功能在某种程度上取决于

大脑结构的完整性,所述表征下层组织完整性的度量也允许人们检查组织损失或损伤对功能信号的影响。此外,在一些实施例中,结构MRI为激活模式和感兴趣区域的可视化提供解剖学参考以提取功能信号信息。一旦模型产生,它就可以由建模计算系统120用来仿真电波传播经过受试者大脑并且促进检测涉及神经障碍的一个或多个功能性指标。本文使用的术语功能性指标指的是某种神经疾病状态的严重性或存在的任何可测量指标。功能性指标的示例包括但不限于脑皮层电描记术 (ECoG) 和脑电描记术 (EEG)。

[0022] 在图1的示例中,建模计算系统120包括涉及模型产生和执行的四个部件。这些部件例如可以体现在一个或多个软件函数、类或库中。分割部件120A配置成识别3D图像数据中的受试者特有解剖结构。基于表面的分析部件120B配置成使用获取的3D图像数据和3D图像数据中的受试者特有解剖结构产生受试者大脑的平坦化表示。模型产生部件120C配置成根据受试者大脑的平坦化表示产生针对电学动态特性的受试者特有模型。最后,仿真部件120D配置成使用针对电学动态特性的受试者特有模型从初始扩散点计算波的传播。额外的部件可以被包括在建模计算系统120中。例如,在一些实施例中,建模计算系统120可以包括用于根据用户输入和针对电学动态特性的受试者特有模型检测某些功能性指标的部件。

[0023] 通过考虑在各种空间位置的电传感器测量,由建模计算系统120开发的针对电学动态特性的受试者特有模型可以针对个体进一步被个性化。在图2中,在电感测数据获取部位110,使用脑电描记术 (EEG) 装置110A获取针对个体的感测数据。然后由计算机110B处理该感测数据并使该感测数据在网络115上可由建模服务器获得。然后,可以调整来自模型的数据以使得该传播匹配EEG装置110A的各种导程 (lead) 中的EEG时间序列。应当注意的是,EEG只是可以与本文描述的技术一同使用的感测数据的一个示例。例如,在其他实施例中,可以应用脑皮层电描记术 (ECoG) 或类似的技术。在一些实施例中,由建模计算系统120开发的针对电学动态特性的模型的进一步生物物理细化结合了周围代谢区对神经血管和空间耦合 (例如对皮层和神经胶质成分之间的连通路) 的生理状况形式的影响。

[0024] 图2图示了依照一些实施例的针对受试者特有脑电生理学仿真的方法200。如图2中所示,在步骤205,在手术前过程期间从诸如成像装置105A的成像装置接收3D医学图像数据。可以直接地从医学成像装置接收医学图像或者可以通过加载存储的受试者医学图像来接收医学图像。除了医学图像数据,在步骤205还可接收其他受试者特有临床数据,诸如病历信息。

[0025] 在步骤210,根据图像数据识别受试者特有解剖结构。这些结构可以部分通过使用本领域通常已知的一项或多项技术将图像数据分割为多个解剖结构来识别。例如,在一些实施例中,在分割过程中可以使用机器学习手段。在2009年9月14日提交的,并且标题为“Method and System for Segmentation of Brain Structures in 3D Magnetic Resonance Images”的美国专利申请号12/558,736中描述了使用边缘空间学习 (MSL) 的分割技术的一个示例,该专利的全部内容作为参考结合在本文中。另外,如果可以得到图像数据中的扩散信息,则可以应用本领域已知的一项或多项白质纤维束成像技术来识别个体的大脑中的解剖学连接。该扩散信息例如可以是表示流体 (例如,水) 经过受试者大脑扩散的数据。该连接信息然后可以与通过分割确定的其他结构信息组合。在2006年4月5日提交的并且标题为“Systems, devices, and methods for diffusion tractography”的美国专利号7,881,878中描述了一种纤维束成像技术,该专利的全部内容作为参考结合在本文中。

[0026] 在步骤215,使用图像数据和分割的解剖结构执行基于表面的分析(SBA)过程以产生表示大脑皮层的表面网孔。用于产生这种表面网孔的技术在本领域中通常是已知的。在一些实施例中,可以利用常规工具(诸如但不限于FreeSurfer、BrainVISA、Caret或Brain Voyager)来实现SBA过程。该表面网孔包括在顶点接合在一起的多个三角形。这些顶点中每一个的坐标可以至少部分地根据在步骤210确定的分割解剖结构的位置得出。在一些实施例中,诸如病历或临床应用的非图像受试者数据也可以用于确定该坐标。

[0027] 接下来,在步骤220,表示大脑皮层的表面网孔被膨胀,以使得没有区域隐藏在褶皱之后。在一些实施例中,作为在步骤220执行的膨胀过程的一部分,膨胀的表面网孔基于个体皮层褶皱模式被配准到标准球面图谱以确保皮层区域的拓扑对准。可以使用本领域中已知的各种技术来执行步骤220处的膨胀过程。例如,在一些实施例中,能量函数被限定为平滑表面同时保持顶点的空间定位。然后可以将该函数最小化以产生膨胀的形状。在一些实施例中,可以使用上文讨论过的一个或多个常规SBA工具来执行表面网孔的膨胀。在步骤225,将膨胀的网孔平坦化为一个或多个平坦表面。根据诸如在步骤225识别出的受试者特有解剖结构的解剖标志对膨胀的表面网孔进行多个表面切割。这些切割例如可以由受训练的操作者手动地进行或通过自动切割过程进行。一旦已经进行了期望的切割,就在二维平面上扩展开产生的切割表面同时将失真最小化。然后,在步骤230,在步骤225产生的平坦化表面上施加统一的笛卡尔网格。在不同的实施例中笛卡尔网格的大小可以变化,并且可以根据诸如例如计算资源的可用性之类的标准来选择笛卡尔网格的大小。替代地,还可以在不进行平坦化的情况下对网孔运行算法,例如通过将网孔嵌入更高维容积中并使用水平集来描述其表面。

[0028] 继续参考图2,在步骤235,根据该网格产生针对电学动态特性的受试者特有模型。在一些实施例中,该受试者特有解剖学大脑模型使用一个或多个格子玻尔兹曼方法来约束传播波穿过受试者大脑的扩散。如本领域通常理解的,格子玻尔兹曼方法对于大组(large class)的偏微分方程的准确仿真是非常强大的技术。格子玻尔兹曼方法的一些关键优势是:i) 计算算法的局部特性,这在现代并行计算体系结构上提供非常高的可扩展性,ii) 在空间方面的二阶准确度,以及iii) 在一致笛卡尔网格上实现的简单性。通常,在波传播问题的情况下,针对域中特定点的数据的计算需要来自许多邻近点的信息。因此,如果人们想要计算波在特定点行进得多快,则人们必须确定它多快到达附近所有的不同点。只有这样该模型能够前进到下一位置,在那里针对新的位置和邻近位置重复该计算。格子玻尔兹曼方法允许用局部信息执行更多的计算,从而将从邻近位置需要的信息最少化。然后,使用散射分量(快速过程)来向邻近位置传达信息。在这种神经化学障碍中所涉及的不同离子种类的动态特性可以通过偏微分方程来表示。这种模型的一个示例是在组织尺度上的反应扩散方程组的模型,其中对于每个离子种类(例如 Na^+ 、 K^+ 、 Ca^{2+} 等),指定以下形式的方程:

$$[0029] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = \nabla \cdot D \nabla u + J(u, g)$$

$$[0030] \quad \frac{dg}{dt} = f(g, u)$$

[0031] 其中, u 是在每个点处的瞬间离子浓度, D 是针对该离子种类的扩散常数, 并且 $J(u, g)$ 是针对该种类的所有来源和沉没 (sink) 的求和。在该标记法中, 术语 g 用来表示隐藏的模型变量, 其具有它们自身的、由离子种类和其他模型变量的值支配的动态特性。由针对离子浓度的边界和初始条件的详细说明使该描述完整。必须注意的是, 其他数学描述是可能的, 并且本发明不限于反应扩散表达。

[0032] 从计算的角度, 格子玻尔兹曼方法在存储器和处理需求这两个方面都是潜在地资源密集型的。然而, 因为格子玻尔兹曼方法通常只需要最接近的临近位置信息, 该算法对于并行计算而言是理想的候选。因此, 在一些实施例中, 模型计算在并行处理环境中 (例如参见图4) 被执行。例如, 在一个实施例中, 网格沿着一个轴被划分为空间连续的块。然后用于执行模型计算的程序的多个拷贝可以同时地并且独立地运行, 其中每一个对它自己的数据块进行操作。然后, 在每次迭代结束时, 各个过程根据需要可以交换信息以完成该迭代。

[0033] 在一些实施例中, 给定扩散MRI数据, 可以使用确定性或概率性白质纤维束成像技术来识别网孔中任意两点之间的纤维路径, 产生连接所有网格节点的网格权重。这允许根据白质的量或任意两点之间的相干激活来对不一致传播进行建模。在一个实施例中, 使用静止状态功能MRI作为针对该目的的扩散MRI的替代。

[0034] 在一些实施例中, 在步骤235确定的针对电学动态特性的模型可以由通过考虑随时间推移在各个空间位置取得的传感器测量结果的针对电学动态特性的模型进一步细化。例如, 如上文参考图1中的电学感测数据获取部位110讨论的, 在一些实施例中, 可以使用诸如EEG或ECoG之类的感测技术来收集有关的测量结果。然后, 调整针对电学动态特性的受试者特有模型以使得该传播与各种导程中的感测数据时间序列匹配。例如, 可以在迭代循环中细化针对电学动态特性的受试者特有模型直到由该模型预测的数据与通过感应技术产生的真实数据匹配。然后可以相应地设置针对电学动态特性的受试者特有模型的常数和参数。额外地, 在一些实施例中, 通过结合周围代谢区对神经血管和空间耦合 (例如对皮层和神经胶质成分之间的连通路) 的生理状况形式的影响, 模型被进一步细化。

[0035] 返回到图2, 一旦该模型已经形成, 在步骤240, 使用该模型来确定神经障碍的一个或多个功能性指标。然后这些功能性指标可以用作进一步治疗的指导。例如, 在一些实施例中, 给定药理学治疗将如何影响CSD传播的参数 (电生理学、血流量等等) 的知识, 使用本文描述的技术产生的针对电学动态特性的模型可以用于进行关于药理学治疗的治疗效能的预测。除了药理学, 针对电学动态特性的模型还可以应用于经颅磁刺激 (TMS) 治疗。TMS从头皮表面递送波动磁场以在下面的皮层中引起电流, 并且已经显示出作为对于具有先兆的偏头痛的急性治疗是有效的。在这种情况下, 例如可以使用针对电学动态特性的该模型来测试TMS当在不同的头部位置被执行时阻断CSD的效果。

[0036] 在癫痫研究中, 计算模型对于理解不同的离子对癫痫发作事件的频率的影响已经发挥了重要的作用。使用本文描述的技术, 快速模型的可用性可以实现治疗的识别。另一可能的应用将是引起癫痫区域的位置的准确识别, 但是利用波放电的模型而非CSD。这当前通过使用植入的ECoG电极、侵入性过程完成。已经在一些常规系统中存在针对用头皮EEG和结构MRI的组合来代替这个的工作; 然而这可以通过使用针对电学动态特性的更加细化模型而得到改进, 特别是在它也考虑扩散MRI信息的情况下。和偏头痛几乎一样, 个性化模型可以可想到地用于研究药理学和TMS干预二者的效果或定制药理学和TMS干预二者。在一些实

施例中,使用针对电学动态特性的受试者特有模型来提供脑电活动的详细可视化。例如,可以开发示出波传播以供在计算装置上显示的视频。这些视频然后可以呈现在计算装置(例如,桌上型计算机监视器、智能电话、平板电脑等等)上。这样,信息可以容易地在临床环境中访问。另外,在一些实施例中,可视化可以允许交互式的探索。在一些情况下,该可视化可能需要诸如旋转、缩放等的操作,该操作允许用户观察所显示数据的不同视角。在其他实施例中,交互式可视化本质上可以是动态的并且允许用户直接改变下层模型的参数以观察对可视化的影响。可视化还可以使用本领域中通常已知的虚拟现实和/或增强现实技术来进一步加强数据的交互性。

[0037] 图3图示了本发明的实施例可以在其中实现的示例性计算环境300。例如,该计算环境300可以用于实现图1中所示的建模计算系统120,以及图2中所述的方法200。该计算环境300可包括计算机系统310,其为在其上可以实现本发明的实施例的计算系统的一个示例。计算机和计算环境,诸如计算机系统310和计算环境300,对于本领域技术人员来说是已知的,并且因此在此被简要描述。如图3中所示,计算机系统310可包括诸如总线321的通信机构或用于在计算机系统310内传达信息的其他通信机构。计算机系统310还包括一个或多个处理器320,与总线321耦合用于处理信息。处理器320可包括一个或多个中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或本领域已知的任何其他处理器。

[0038] 计算机系统310还包括系统存储器330,其耦合到总线321以用于存储信息和由处理器320执行的指令。系统存储器330可以包括易失性和/或非易失性存储器形式的计算机可读存储介质,诸如只读存储器(ROM) 331和/或随机存取存储器(RAM) 332。系统存储器RAM 332可包括(一个或多个)其他动态存储装置(例如,动态RAM、静态RAM、以及同步DRAM)。系统存储器ROM 331可包括(一个或多个)其他静态存储装置(例如,可编程ROM、可擦除PROM以及电可擦除PROM)。此外,系统存储器330可以在处理器320执行指令期间用于存储临时变量或其他中间信息。包含基础例程的基本输入/输出系统333(BIOS)可以存储在ROM 331中,该基础例程诸如在启动期间帮助在计算机系统310内的元件之间传输信息。RAM 332可以包含可由处理器320立即访问和/或当前由处理器320操作的数据和/或程序模块。系统存储器330可额外地包括例如操作系统334、应用程序335、其他程序模块336和程序数据337。

[0039] 计算机系统310还包括耦合到总线321的磁盘控制器340,用于控制用于存储信息和指令的一个或多个存储装置,诸如硬盘341和可移除介质驱动器342(例如,软盘驱动器、压缩盘驱动器、磁带驱动器和/或固态驱动器)。可以使用合适的装置接口(例如,小型计算机系统接口(SCSI)、集成电子设备(IDE)、通用串行总线(USB)或火线(FireWire))将存储装置添加到计算机系统310。

[0040] 计算机系统310还可包括耦合到总线321的显示控制器365,用于控制用于显示信息给计算机用户的诸如阴极射线管(CRT)或液晶显示器(LCD)之类的显示器366。计算机系统包括输入接口360以及一个或多个输入装置,诸如键盘362和指向装置361,用于与计算机用户交互并提供信息给处理器320。指向装置361例如可以是鼠标、轨迹球或指向杆,用于传达方向信息和命令选择给处理器320并用于控制在显示器366上的光标运动。显示器366可以提供触摸屏界面,其允许输入补充或替换由指向装置361对方向信息和命令选择的传达。计算机系统310可以响应于处理器320执行包含在存储器(诸如系统存储器330)中的一个或多个指令的一个或多个序列而执行本发明实施例的处理步骤的一部分或全部。这种指令可

以从另一计算机可读介质(诸如硬盘341或可移除介质驱动器342)读取到系统存储器330中。硬盘341可包含由本发明的实施例使用的一个或多个数据存储和数据文件。数据存储内容和数据文件可以被加密以提高安全性。还可以在多处布置中采用处理器320来执行包含在系统存储器330中的指令的一个或多个序列。在替代实施例中,可以使用硬连线的电路代替软件指令或与之组合。因此,实施例不限于硬件电路和软件的任何特定的组合。

[0041] 如上所述,计算机系统310可以包括至少一个计算机可读介质或存储器,用于保持依照本发明的实施例编程的指令以及用于包含本文描述的数据结构、表、记录或其他数据。本文使用的术语“计算机可读介质”指的是参与提供指令给处理器320用于执行的任何介质。计算机可读介质可以采用多种形式,包括但不限于非易失性介质、易失性介质以及传输介质。非易失性介质的非限制性示例包括光盘、固态驱动器、磁盘以及磁光盘,诸如硬盘341或可移除介质驱动器342。易失性介质的非限制性示例包括动态存储器,诸如系统存储器330。传输介质的非限制性示例包括同轴电缆、铜线和光纤,包括组成总线321的线。传输介质还可以采用声波或光波的形式,诸如在无线电波和红外数据通信期间产生的那些。

[0042] 计算环境300还可包括计算机系统310,计算机系统310在联网环境中使用到一个或多个远程计算机(诸如远程计算机380)的逻辑连接进行操作。远程计算机380可以是个人计算机(膝上型或桌面型)、移动装置、服务器、路由器、网络PC、对等装置或其他共用网络节点,并且通常包括上文相对于计算机系统310描述的多个或全部元件。当在联网环境中使用时,计算机系统310可以包括用于通过网络371(诸如因特网)建立通信的调制解调器372。调制解调器372可以通过用户网络接口370或通过另一合适的机构连接到总线321。

[0043] 网络371可以是本领域中通常已知的任何网络或系统,包括因特网、内联网、局域网(LAN)、广域网(WAN)、城域网(MAN)、直接连接或一系列连接、蜂窝电话网络或能够促进计算机系统310和其他计算机(例如,远程计算机380)之间通信的任何其他网络或介质。网络371可以是有线的、无线的或他们的组合。有线连接可以使用以太网、通用串行总线(USB)、RJ-11或本领域中通常已知的其他任何有线连接来实现。无线连接可以使用Wi-Fi、WiMAX以及蓝牙、红外、蜂窝网络、卫星或本领域中通常已知的其他任何无线连接方法来实现。另外,几个网络可以单独工作或彼此通信地工作以促进网络371中的通信。

[0044] 图4提供了依照一些实施例的并行处理平台400的图示,并行处理平台400可以被用于加快针对电学动态特性的受试者特有模型的计算和执行。例如,并行处理平台400可以包括在图1中所示的建模计算系统120中,或者替代地,平台400可以以允许建模计算系统120将计算卸载给平台400的方式连接到建模计算系统120。在使用NVIDIA™ CUDA(或类似的并行计算平台)的情况下,并行处理平台400例如可以用于实现本发明。图4中所示的体系结构包括通过总线415(例如,PCIe总线)连接的主计算单元(“主机”)405和GPU装置(“装置”)410。主机405包括CPU(图4中未示出)以及可由CPU访问的主机存储器425。图形处理装置410包括GPU以及它相关的装置存储器420,本文称之为装置存储器。装置存储器420可以包括各种类型的存储器,每种存储器针对不同的存储器用途被优化。例如,在一些实施例中,图形处理装置存储器包括全局存储器、常数存储器和纹理存储器。在平台400上可以执行作为“装置内核”或简单地作为“内核”的应用的并行部分。内核包括配置成执行特定功能的参数化代码。平行计算平台配置成根据用户提供的参数、设置和其他选择以最优方式跨平台400执行这些内核。另外,在一些实施例中,并行计算平台可以包括额外的功能以允许在用户提

供最少输入的情况下以最优方式自动处理内核。

[0045] 由线程块的网格执行每个内核所需的处理。使用并发内核执行、流、以及与不重要事件同步,图4的平台400(或类似的体系结构)可以用来将求解计算模型所涉及的各种操作并行化。图形处理装置410包括一个或多个线程块430,其表示图形处理装置的计算单元。术语“线程块”指的是能够通过共享存储器进行协作以及同步它们的执行以协调存储器访问的线程组。例如,在图4中,线程440、445和450在线程块430中运行并访问共享存储器435。根据使用的并行计算平台,线程块可以被组织成网格结构。然后可以将计算或一系列计算映射到该网格上。例如,在使用CUDA的实施例中,计算可以被映射在一维、二维或三维网格上。每个网格包含多个线程块,并且每个线程块包含多个线程。例如,在图4中,线程块430被组织成具有 $m+1$ 行和 $n+1$ 列的二维网格结构。通常,相同网格的不同线程块中的线程不能彼此通信或同步。然而,相同网格中的线程块能够同时在GPU中的相同多重处理器上运行。每个线程块中线程的数量可以被硬件或软件约束所限制。

[0046] 继续参考图4,寄存器455、460和465表示线程块430可用的快速存储器。每个寄存器只可被单个线程访问。因此,例如寄存器455只可以被线程440访问。相反地,共享存储器分配给每个线程块,因此块中的所有线程都能够访问相同的共享存储器。因此,共享存储器435被设计成被线程块430中每个线程440、445以及450并行访问。线程能够访问共享存储器435中的、由相同线程块(例如线程块430)中的其他线程从装置存储器420装载的数据。装置存储器420可以由网格的所有块访问,并且可以使用例如动态随机存取存储器(DRAM)来实现。

[0047] 本公开的实施例可以利用硬件和软件的任意组合来实现。另外,本公开的实施例可以包括在具有例如计算机可读的非临时性介质的制造产品(例如,一个或多个计算机程序产品)中。该介质具有体现在其中的例如计算机可读程序代码,用于提供和促进本公开的实施例的机制。该制造产品可以作为计算机系统的一部分被包括或单独出售。

[0048] 尽管本文已经公开了各个方面和实施例,对本领域技术人员来说,其他方面和实施例将是显而易见的。本文公开的各个方面和实施例是为了说明的目的而非意图限制,其中真正的范围和精神由以下权利要求表明。

[0049] 本文使用的可执行应用包括用于调节处理器以例如响应于用户命令或输入而实现预定功能(诸如操作系统、情境数据获取系统或其他信息处理系统的那些功能)的代码或机器可读指令。可执行程序是代码或机器可读指令的一段、子例程,或者代码的其他不同区段或用于执行一个或多个特定过程的可执行应用的一部分。这些过程可以包括接收输入数据和/或参数、对接收到的输入数据执行操作和/或响应于接收到的输入参数而执行功能,以及提供产生的输出数据和/或参数。

[0050] 本文使用的图形用户界面(GUI)包括一个或多个显示图像,该显示图像由显示处理器产生并实现用户与处理器或其他装置以及相关的数据获取和处理功能的交互。该GUI还包括可执行程序或可执行应用。该可执行程序或可执行应用调节显示处理器以产生表示GUI显示图像的信号。这些信号被供应到显示装置,显示装置显示该图像供用户观察。在可执行程序或可执行应用的控制下,处理器响应于从输入装置接收的信号而操纵GUI显示图像。这样,用户可以使用输入装置与该显示图像交互,从而实现用户与处理器或其他装置的交互。

[0051] 可以自动地或全部或部分地响应于用户命令来执行本文的功能和过程步骤。自动执行的活动(包括步骤)在没有用户直接启动该活动的情况下响应于一个或多个可执行指令或装置操作而被执行。

[0052] 附图中的系统和过程不是排它性的。依照本发明的原理可以得出用于实现相同目的的其他系统、过程以及菜单。尽管已经参考特定实施例描述了本发明,但应当理解的是,本文示出和描述的实施例和变型只是出于说明的目的。本领域技术人员在不脱离本发明范围的情况下可以实现对当前设计的修改。如本文所述的,使用硬件部件、软件部件和/或他们的组合可以实现各种系统、子系统、媒介物、管理器以及过程。本文中的权利要求要素不应根据35U.S.C.112,第6款的条款进行解释,除非该要素明确地使用短语“用于.....的装置”进行叙述。

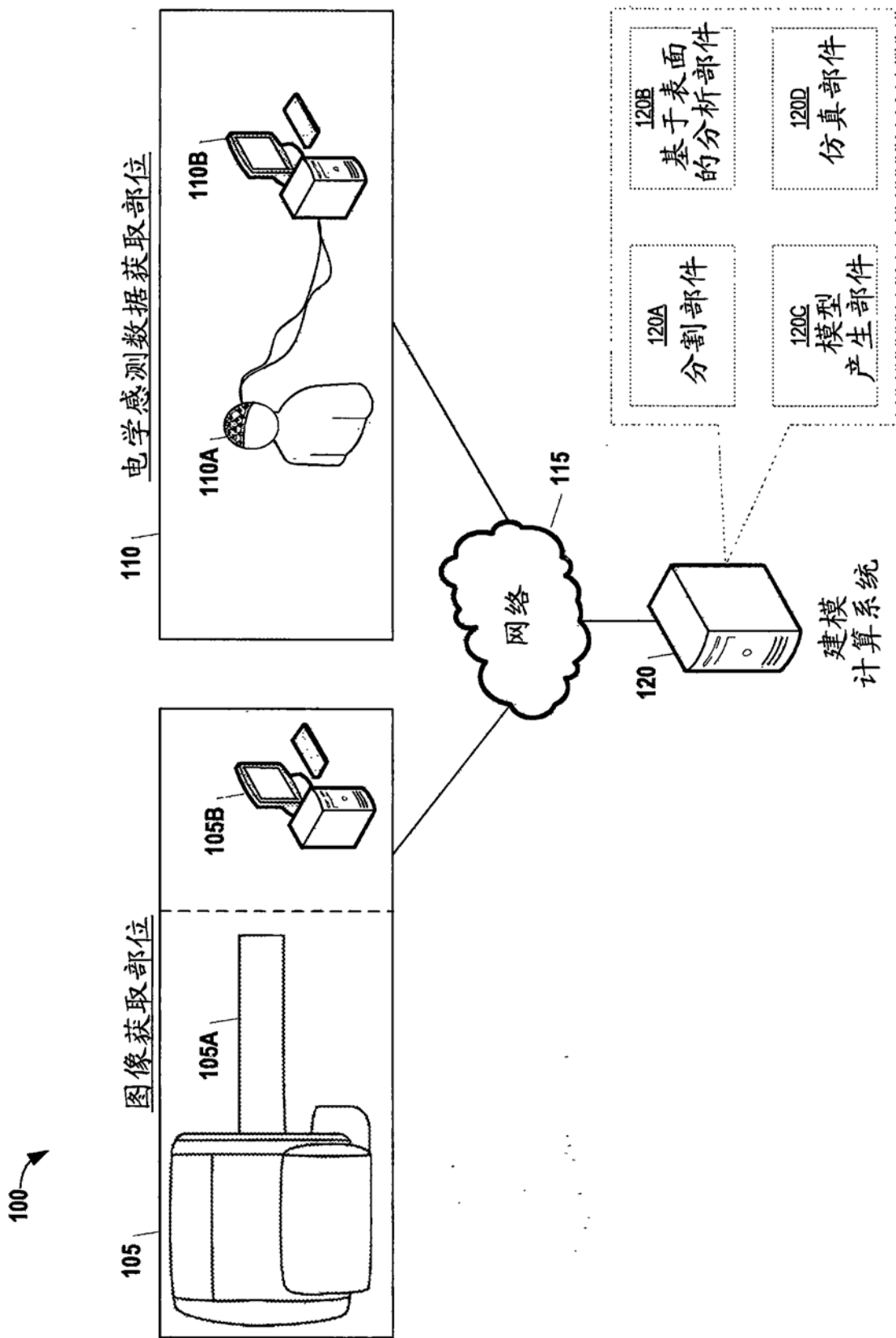


图1

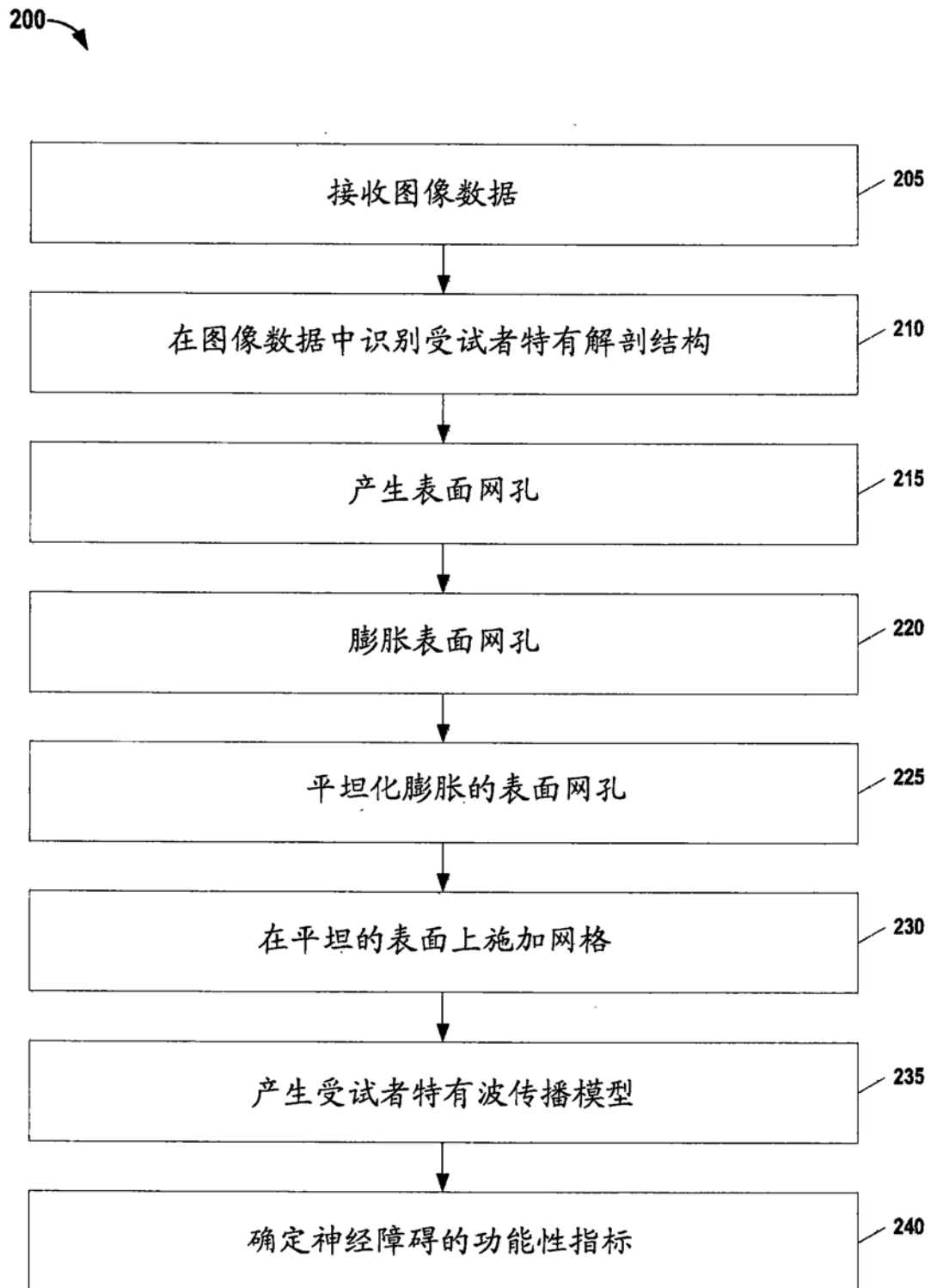


图2

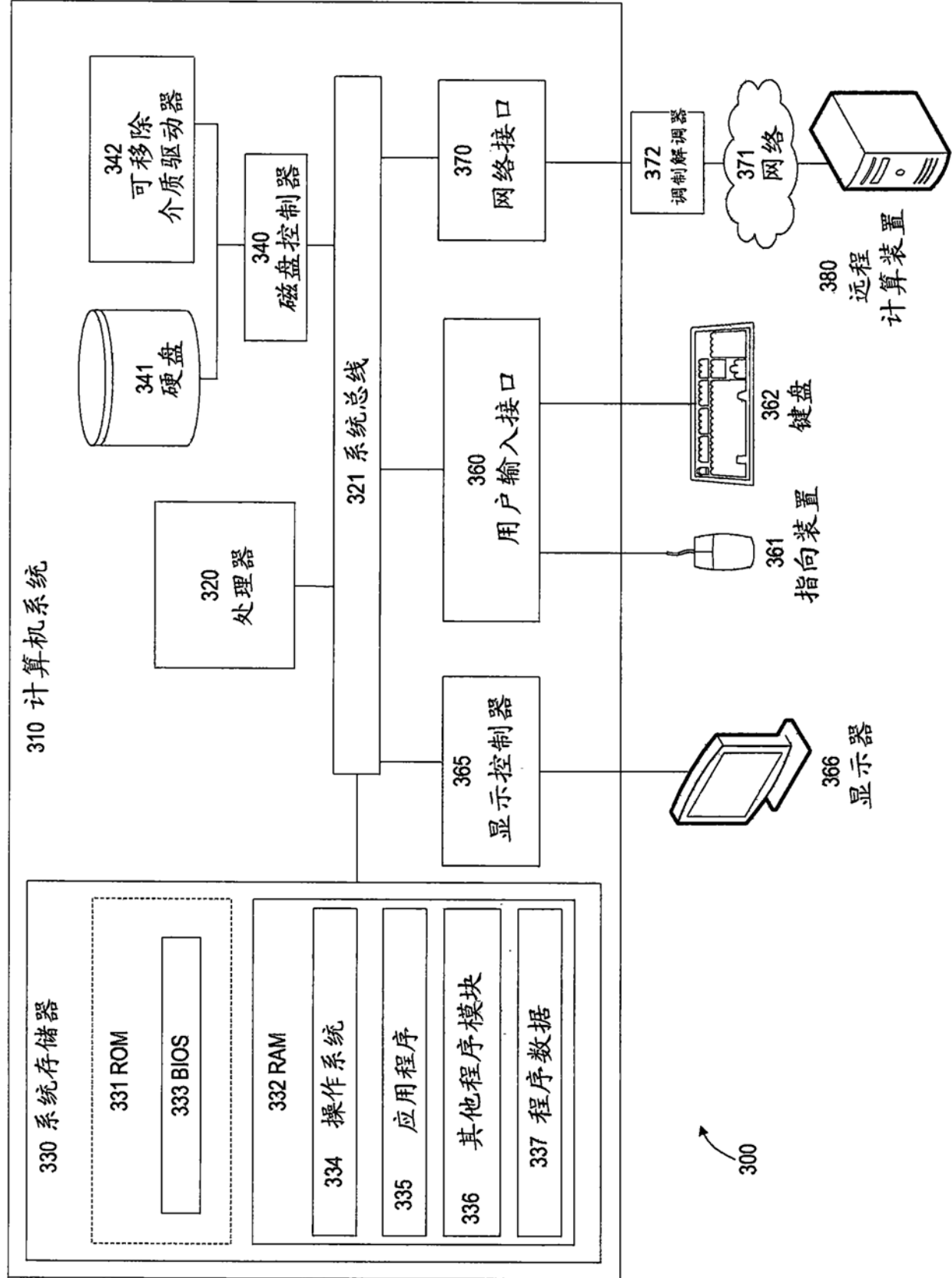


图3

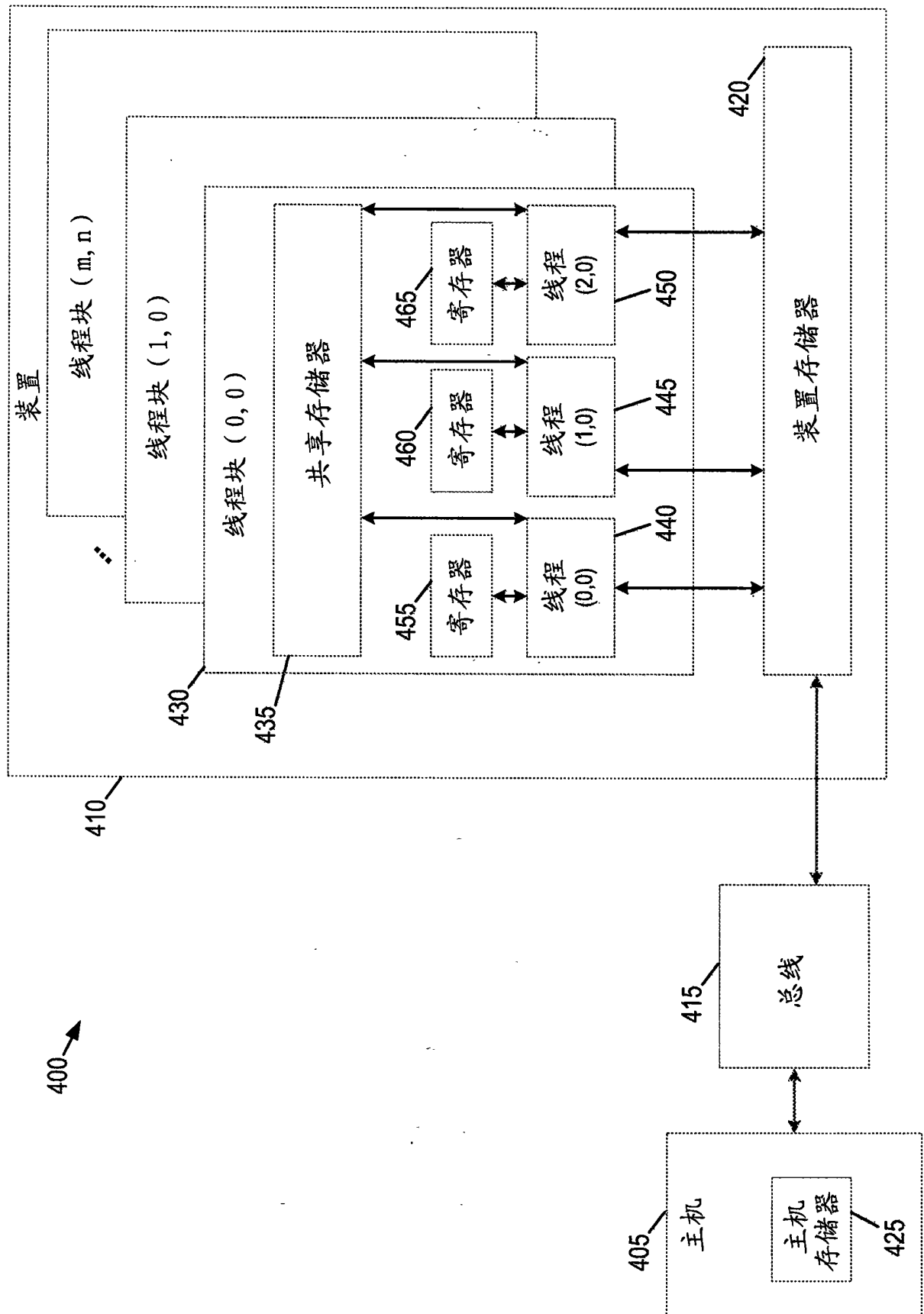


图4

专利名称(译)	利用生物化学传播机制的神经障碍的受试者特有评估		
公开(公告)号	CN106066930B	公开(公告)日	2020-06-09
申请号	CN201610352607.5	申请日	2016-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司 美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司 美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子保健有限责任公司		
[标]发明人	HE策廷古尔 D科马尼丘 F佩赖拉 S拉帕卡 AG索伦森		
发明人	H·E·策廷古尔 D·科马尼丘 F·佩赖拉 S·拉帕卡 A·G·索伦森		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/0476 A61B5/00 G16H50/50		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/4076 G16H50/20 G16H50/30 G16H50/50 A61B5/0042 A61B5/0476 A61B5/055 A61B5/4094 A61B5/72 A61B5/7264 A61B5/7278 A61B2576/026 G06N20/00		
代理人(译)	黄涛 刘春元		
审查员(译)	何俊伟		
优先权	14/688148 2015-04-16 US		
其他公开文献	CN106066930A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种利用生物化学传播机制的神经障碍的受试者特有评估。一种用于神经障碍的受试者特有评估的方法，该方法包括：接收表示受试者大脑的3D图像数据以及识别该3D图像数据中的受试者特有解剖结构。根据该3D图像数据和该受试者特有解剖结构产生针对电学动态特性的受试者特有模型以及使用针对电学动态特性的受试者特有模型计算神经障碍的一个或多个功能性指标。

