(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 113168690 A
(43)申请公布日 2021.07.23

(21)申请号 201980077759.0

(22)申请日 2019.11.14

(30)优先权数据
18208216.4 2018.11.26 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2021.05.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/081253 2019.11.14

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2020/109006 EN 2020.06.04

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·T·奥勒沙努 F·文策尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 刘兆君

(51)Int.Cl.
G06T 7/00(2017.01)
G06K 9/62(2006.01)
G06N 3/04(2006.01)
G06N 3/08(2006.01)

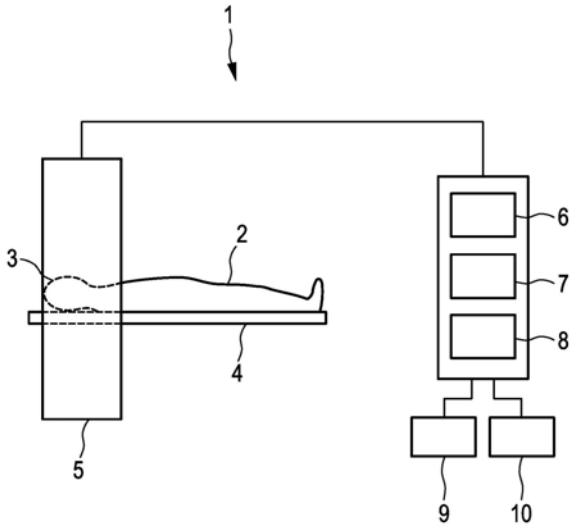
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

用于识别脑部图像中的区域的装置

(57)摘要

本发明涉及一种用于识别示出脑部的图像(如计算机断层摄影图像)中的区域的区域识别装置(1)。模型提供单元(6)提供生物的头部的三维模型,其中,所述三维模型包括脑部的阿尔伯特中风程序早期CT得分(ASPECTS)区域,并且区域识别单元(7)通过将所述三维模型应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的ASPECTS区域。这允许独立于头部在成像系统中的取向,独立于图像切片厚度并且还独立于相应用户(如医生)而准确自动地识别ASPECTS区域。这使得确定ASPECTS区域的准确度提高,从而允许改进对中风后的脑部中的缺血性变化的量化。这继而又允许改进处置建议。



CN 113168690 A

1.一种用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置,其中,所述区域识别装置(1;101)包括:

图像提供单元(5;105),其被配置为提供示出生物的脑部的三维图像,

模型提供单元(6),其被配置为提供生物的头部的三维模型(30),其中,所述三维模型(30)包括脑部的阿尔伯特中风程序早期CT得分(ASPECTS)区域(34…37),

区域识别单元(7),其被配置为通过将所述三维模型(30)应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的ASPECTS区域。

2.根据权利要求1所述的区域识别装置,其中,所述模型提供单元(6)被配置为提供所述三维模型(30),使得所述三维模型还包括头骨(31)、左半球(33)、右半球(32)和脑室(38)中的至少一项。

3.根据权利要求2所述的区域识别装置,其中,所述模型提供单元(6)被配置为提供所述三维模型(30),使得所述三维模型包括所述脑部的所述左半球(33)和所述右半球(32),其中,所述模型(30)的所述左半球和所述右半球彼此对称。

4.根据权利要求2和3中的任一项所述的区域识别装置,其中,所述模型提供单元(6)被配置为提供所述三维模型(30),使得所述三维模型包括所述脑部的所述左半球(33)和所述右半球(32),其中,所述脑部的所述左半球(33)和所述右半球(32)中的相同结构具有相同的拓扑结构。

5.根据权利要求1至4中的任一项所述的区域识别装置,其中,所述模型提供单元(6)被配置为提供所述三维模型(30),使得所述三维模型还定义所述脑部的切片,其中,所述区域识别单元(7)还被配置为:基于应用于所述三维图像的所述三维模型(30)来确定所述三维图像中的所述脑部的二维切片(20、21),并且识别所确定的二维切片(20,21)中的所述ASPECTS区域。

6.根据权利要求5所述的区域识别装置,其中,所述区域识别单元(7)被配置为:基于应用于所述三维图像的所述三维模型(30)来确定所述三维图像中的所述脑部的仅两个二维切片(20、21),并且识别所确定的两个二维切片中的所述ASPECTS区域。

7.根据权利要求1至6中的任一项所述的区域识别装置,其中,所述区域识别装置(1)还包括得分确定单元(8),所述得分确定单元被配置为基于所述ASPECTS区域内的图像值来确定指示所述脑部中的缺血性变化的得分。

8.根据权利要求7所述的区域识别装置,其中,所述得分确定单元(8)被配置为针对每个ASPECTS区域将所述图像值与对照人员或对照人群的图像值进行比较,以用于确定所述得分。

9.根据权利要求8所述的区域识别装置,其中,所述对照人员或所述对照人群对应于健康的脑部,其中,所述得分确定单元(8)被配置为:

通过将相似性度量应用于所述图像值来将所述生物的相应ASPECTS区域的图像值与所述对照人员或所述对照人群的所述相应ASPECTS区域的图像值进行比较,

在给定所述相似性度量的情况下确定候选ASPECTS区域,所述候选ASPECTS区域的图像值与所述对照人员或所述对照人群的对应ASPECTS区域的图像值不相似,

确定在所述候选ASPECTS区域中示出新的缺血性中风病变的候选ASPECTS区域,

提供初始得分值,

通过针对已经被确定为示出新的缺血性中风病变的每个候选ASPECTS区域从所提供的初始得分减去预定义值来确定所述得分。

10.根据权利要求7至9中的任一项以及权利要求5和6中的任一项所述的区域识别装置,其中,所述得分确定单元(8)被配置为基于所确定的二维切片中的所述ASPECTS区域内的图像值来确定指示所述脑部中的缺血性变化的得分。

11.根据权利要求1至10中的任一项所述的区域识别装置,其中,所述模型提供单元(6)被配置为提供所述脑部的所述三维模型(30),使得所述三维模型包括10个ASPECTS区域(34…37),其中,所述区域识别单元(7)被配置为通过将所述三维模型(30)应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的所述10个ASPECTS区域(34…37)。

12.根据权利要求1至11中的任一项所述的区域识别装置,其中,所述图像提供单元(5;105)被配置为提供计算机断层摄影图像作为所述三维图像。

13.一种用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别方法,其中,所述区域识别方法包括:

由图像提供单元(5;105)提供示出生物的脑部的三维图像,

由模型提供单元(6)提供生物的头部的三维模型(30),其中,所述三维模型(30)包括脑部的ASPECTS区域(34…37),

由区域识别单元(7)通过将所述三维模型(30)应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的ASPECTS区域。

14.一种用于识别示出脑部的图像中的区域的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序在控制根据权利要求1所述的区域识别装置(1)的计算机上运行时,所述程序代码单元用于使所述区域识别装置执行根据权利要求13所述的区域识别方法的步骤。

用于识别脑部图像中的区域的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置、方法和计算机程序。

背景技术

[0002] 在中风后采集的计算机断层摄影图像中对早期缺血性变化的检测和量化对于识别对患者最适当的治疗和处置至关重要。R.I.Aviv等人的文章“Alberta Stroke Program Early CT Scoring of CT Perfusion in Early Stroke Visualization and Assessment”(美国神经放射学杂志,第28卷,第1975至1980页,2007年)公开了基于所谓的阿尔伯特中风程序早期计算机断层摄影得分(ASPECTS)对这些早期缺血性变化的量化。基于相应的计算机断层摄影图像的两个二维切片中的10个感兴趣区域(其能够被称为ASPECTS区域)中的缺血损伤评估该得分。对二维切片中的ASPECTS区域的识别常常由于若干原因(例如,患者的头部在计算机断层摄影扫描器中的取向不是最优,切片厚度不是最优或者用户间变化性(即,不同用户常常以不同方式勾画ASPECTS区域))而并不十分准确。这会导致所确定的得分的质量降低,因此导致量化脑部中的缺血性变化的质量降低。

[0003] Stoel Berend C等人的“Automated brain computed tomographic densitometry of early ischemic changes in acute stroke”公开了一种自动化ASPECTS方法,作为辅助手动评分的补充工具。

[0004] Noriyuki takahashi等人的“computer-aided detection scheme for identification of hypoattenuation of acute stroke in unenhanced CT”公开了一种用于在未增强的CT图像上识别急性中风的低衰减以选择要进行急性中风溶栓的患者的计算机辅助检测方案。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置、方法和计算机程序,该区域识别装置、方法和计算机程序允许对中风后的患者的脑部的缺血性变化的改进的量化。

[0006] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置,其中,所述区域识别装置包括:

[0007] 图像提供单元,其被配置为提供示出生物的脑部的三维图像,

[0008] 模型提供单元,其被配置为提供生物的头部的三维模型,其中,所述三维模型包括脑部的ASPECTS区域,

[0009] 区域识别单元,其被配置为通过将所述三维模型应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的ASPECTS区域。

[0010] 由于提供了包括脑部的ASPECTS区域的三维模型(其中,该三维模型被应用于示出生物的脑部的三维图像,以用于识别三维图像中的ASPECTS区域),因此能够独立于生物的

头部在用于生成三维图像的成像系统中的取向，独立于图像切片厚度并且还独立于相应用户(如医生)而识别ASPECTS区域。这使得确定ASPECTS区域的准确度提高，从而允许改进对中风后的脑部中的缺血性变化的量化。这继而又允许改进处置建议。

[0011] 图像提供单元能够是用于生成示出脑部的三维图像的成像扫描器(如计算机断层摄影扫描器、磁共振成像扫描器等)。然而，图像提供单元也能够是存储单元和/或接收单元。例如，图像提供单元能够适于从例如成像扫描器或数据库(例如，医院的数据库)接收三维图像，其中，图像提供单元能够将接收到的三维图像直接提供给区域识别单元或者能够首先存储接收到的三维图像，该三维图像然后能够被随后检索以用于提供该三维图像。

[0012] 所述模型提供单元优选被配置为提供所述三维模型，使得所述三维模型还包括头骨、左半球、右半球和脑室中的至少一项。特别地，在实施例中，除了ASPECTS区域之外，所提供的三维模型还包括头骨、左半球、右半球和脑室中的所有项目。由于在所提供的三维图像中通常能够很好地识别这些元素，因此能够进一步改进该三维模型在三维图像上的应用，因此能够进一步改进对三维图像中的ASPECTS区域的识别。

[0013] 模型提供单元能够是存储单元和/或接收单元。模型提供单元能够适于从例如适于生成三维模型的模型生成单元或数据库(例如，医院的数据库)接收三维模型，其中，图像提供单元能够将接收到的三维图像直接提供给区域识别单元或者能够首先存储接收到的三维图像，该三维图像然后能够被随后检索以用于提供该三维图像。模型提供单元也能够是模型生成单元本身。

[0014] 如果三维模型包括脑部的左半球和右半球，则模型的左半球和右半球优选彼此对称。因此，三维模型关于将左半球与右半球分开的脑部的纵裂优选具有左右对称性。特别地，脑部左半球和右半球的相同结构具有相同的拓扑结构。例如，该模型能够是包括表面网格的表面模型，该表面网格优选为三角形，其中，术语“相同的拓扑结构”优选是指相同数量的表面网格(如三角形)。因此，在优选实施例中，由所提供的三维模型的相同数量的表面网格对左半球和右半球中的相同结构进行建模。这允许在左半球和右半球中的结构之间进行容易的比较，从而能够改进对脑部中的病变的检测。

[0015] 优选地，所述模型提供单元被配置为提供所述三维模型，使得所述三维模型还定义所述脑部的切片，其中，所述区域识别单元还被配置为：基于应用于所述三维图像的所述三维模型来确定所述三维图像中的所述脑部的二维切片，并且识别所确定的二维切片中的所述ASPECTS区域。这允许独立于生物的头部在用于生成三维图像的成像扫描器内的取向而非常准确地识别预定义的二维切片中的ASPECTS区域，该预定义的二维切片优选是轴向切片。特别地，所述区域识别单元能够被配置为：基于应用于所述三维图像的所述三维模型来确定所述三维图像中的所述脑部的仅两个二维切片，并且识别所确定的两个二维切片中的所述ASPECTS区域。

[0016] 所述区域识别装置还能够包括得分确定单元，所述得分确定单元被配置为基于所述ASPECTS区域内的图像值来确定指示所述脑部中的缺血性变化的得分。特别地，所述得分确定单元能够被配置为针对每个ASPECTS区域将所述图像值与对照人员或对照人群的图像值进行比较，以用于确定所述得分。在实施例中，所述对照人员或所述对照人群对应于健康的脑部，其中，所述得分确定单元被配置为：a)通过将相似性度量应用于所述图像值来将所述生物的相应ASPECTS区域的图像值与所述对照人员或所述对照人群的所述相应ASPECTS

区域的图像值进行比较，b)在给定所述相似性度量的情况下确定候选ASPECTS区域，所述候选ASPECTS区域的图像值与所述对照人员或所述对照人群的对应ASPECTS区域的图像值不相似，c)确定在所述候选ASPECTS区域中示出新的缺血性中风病变的候选ASPECTS区域，d)提供初始得分值，并且e)通过针对已经被确定为示出新的缺血性中风病变的每个候选ASPECTS区域从所提供的初始得分减去预定义值来确定所述得分。能够基于在三维图像中识别的三维ASPECTS区域和/或基于在二维切片中识别的二维ASPECTS区域来确定得分。特别地，如果仅考虑二维切片中的二维ASPECTS区域，则已经能够确定准确的得分。甚至仅使用两个二维切片就足以确定得分了，从而需要相对较低的计算工作量。

[0017] 所述模型提供单元优选被配置为提供所述脑部的所述三维模型，使得所述三维模型包括10个ASPECTS区域，其中，所述区域识别单元被配置为通过将所述三维模型应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的所述10个ASPECTS区域。这10个ASPECTS区域优选均由两个对应子区域形成，一个子区域在脑部的左半球中，而另一个子区域在脑部的右半球中。特别地，第一ASPECT区域由两个半球中的大脑中前动脉(MCA)皮质(M1)形成，第二ASPECT区域由两个半球中的岛带(M2)侧向的MCA皮质形成，第三ASPECT区域由两个半球中的后MCA皮质(M3)形成，第四ASPECT区域由两个半球中的头侧紧靠M1的前皮质(M4)形成，第五ASPECT区域由两个半球中的头侧紧靠M3的侧皮质(M5)形成，第六ASPECT区域由两个半球中的头侧紧靠M3的后皮质(M6)形成，第七ASPECT区域由两个半球中的豆状核(L)形成，第八ASPECT区域由两个半球中的尾状体(C)形成，第九ASPECT区域由两个半球中的岛带(I)形成，并且第十ASPECT区域由两个半球中的内囊(IC)形成。此外，所述图像提供单元优选被配置为提供计算机断层摄影图像作为所述三维图像。如果三维模型包括10个ASPECTS区域，则能够进一步改进三维模型在三维图像上的应用。此外，如果三维图像是三维计算机断层摄影图像，则甚至能够进一步改进该应用并因此进一步提高确定三维图像中的ASPECTS区域的准确度，从而也能够进一步改进对缺血性变化的量化。

[0018] 在本发明的另外的方面中，提出了一种用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别方法，其中，所述区域识别方法包括：

[0019] 由图像提供单元提供示出生物的脑部的三维图像，

[0020] 由模型提供单元提供生物的头部的三维模型，其中，所述三维模型包括脑部的ASPECTS区域，

[0021] 由区域识别单元通过将所述三维模型应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的ASPECTS区域。

[0022] 在本发明的另一方面中，提出了一种用于识别示出脑部的图像中的区域的计算机程序，其中，所述计算机程序包括程序代码单元，当所述计算机程序在控制根据权利要求1所述的区域识别装置的计算机上运行时，所述程序代码单元用于使所述区域识别装置执行根据权利要求11所述的区域识别方法的步骤。

[0023] 应当理解，根据权利要求1所述的区域识别装置，根据权利要求13所述的区域识别方法和根据权利要求14所述的计算机程序具有相似和/或相同的优选实施例，特别是如从属权利要求中所定义的优选实施例。

[0024] 应当理解，本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或以上实施例与相应独立权利要求的任意组合。

[0025] 参考下文描述的实施例，本发明的这些方面和其他方面将变得显而易见并且得到阐明。

附图说明

[0026] 在以下附图中：

[0027] 图1示意性且示例性地示出了用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置的实施例，

[0028] 图2示意性且示例性地图示了生物的头部的三维模型的若干元素，

[0029] 图3图示了图2所示的三维模型的另外的元素，

[0030] 图4示意性且示例性地示出了所提供的三维图像的两个二维轴向切片，这两个二维轴向切片是已经通过使用图2和图3所示的三维模型确定的，

[0031] 图5示出了示例性地图示用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别方法的实施例的流程图，并且

[0032] 图6示意性且示例性地示出了用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置的另外的实施例。

具体实施方式

[0033] 图1示意性且示例性地示出了用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置的实施例。区域识别装置1包括图像提供单元5，该图像提供单元5被配置为提供躺在支撑单元(如患者台4)上的生物2的头部3的三维图像，其中，在该实施例中，图像提供单元5是用于提供三维计算机断层摄影图像的计算机断层摄影扫描器。三维计算机断层摄影图像优选是非对比度计算机断层摄影图像，即，在头部中不存在造影剂时生成的计算机断层摄影图像。

[0034] 区域识别装置1还包括模型提供单元6，该模型提供单元6被配置为提供头部的三维模型30，在图2和图3中示意性且示例性地图示了该三维模型30。三维模型包括头骨31、左半球32、右半球33和脑室38。此外，三维模型30包括在图2中由附图标记34指示的ASPECTS区域M1-M6和由附图标记35指示的皮质下ASPECTS区域内囊(IC)、由附图标记36指示的豆状核(L)以及由附图标记37指示的岛带(I)。另外的ASPECTS区域尾状体(C)也被包括在三维模型30中，但是其在图2和图3中不可见。因此，除了头骨31、左半球32、右半球33和脑室38之外，三维模型30还包括10个ASPECTS区域，其中，每个ASPECTS区域由脑部的两个半球中的两个对应子区域形成。

[0035] 模型30的左半球32和右半球33彼此对称。特别地，脑部的左半球32和右半球33中的相同结构具有相同的拓扑结构。在该实施例中，三维模型是由三角形表面元素构成的表面网格，其中，左半球32和右半球33中的相同结构具有相同数量的三角形网格元素。例如，左尾状体和右尾状体由相同数量的三角形网格元素来建模。

[0036] 区域识别装置1还包括区域识别单元7，该区域识别单元7被配置为通过将三维模型30应用于所提供的三维计算机断层摄影图像来识别所提供的三维计算机断层摄影图像中的ASPECTS区域。因此，通过使用所提供的三维模型30，对所提供的三维计算机断层摄影图像中的10个ASPECTS区域进行分割。

[0037] 提供三维模型30，使得三维模型30还定义脑部的轴向切片，其中，区域识别单元7

还被配置为:基于应用于三维计算机断层摄影图像的三维模型30来确定三维计算机断层摄影图像中的脑部的二维切片20、21,并且识别所确定的二维轴向切片20、21中的ASPECTS区域,在图4中示意性且示例性地图示了这些ASPECTS区域。在该示例中,切片20是头部内的上轴向切片,而切片21是头部内的下轴向切片。在图4中用线40指示二维轴向切片20、21中的所识别的ASPECTS区域。

[0038] 区域识别装置1还包括得分确定单元8,该得分确定单元8被配置为基于所确定的二维轴向切片20、21中的ASPECTS区域内的图像值来确定指示脑部中的缺血性变化的得分。特别地,得分确定单元8被配置为将ASPECTS确定为得分。区域识别装置1还包括输入单元9(如键盘、计算机鼠标、触摸板等)和输出单元10(如显示器)。

[0039] 在下文中,将参考图5所示的流程图来示例性地描述用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别方法的实施例。

[0040] 在步骤101中,由图像提供单元5提供示出生物的脑部的三维图像,其中,在该实施例中,由图像提供单元5提供三维计算机断层摄影图像。在步骤102中,模型提供单元6提供生物的头部的三维模型30,其中,该三维模型30包括脑部的10个ASPECTS区域,其中,每个ASPECTS区域由脑部的两个半球中的两个对应子区域形成。在该实施例中,三维模型30还包括头骨、左半球、右半球和脑室(即,对它们进行建模)。

[0041] 在步骤103中,由区域识别单元7将三维模型30应用于三维计算机断层摄影图像,以用于识别三维计算机断层摄影图像中的ASPECTS区域。因此,通过使用所提供的三维模型30,在三维计算机断层摄影图像中分割10个ASPECTS区域。在步骤104中,基于应用于三维计算机断层摄影图像的所提供的三维模型在三维计算机断层摄影图像中确定脑部的两个二维轴向切片,并且基于三维计算机断层摄影图像中的对应分割在所确定的两个二维轴向切片中识别ASPECTS区域。在步骤105中,得分确定单元8基于在所确定的两个二维轴向切片中识别的ASPECTS区域内的图像值来确定指示脑部(特别是ASPECTS)中的缺血性变化的得分。

[0042] 虽然在以上参考图1描述的实施例中图像提供单元是成像扫描器(特别是计算机断层摄影扫描器),但是在另一实施例中,图像提供单元也能够仅是存储单元,在该存储单元中存储三维图像,并且能够从该存储单元检索所存储的三维图像以用于提供该三维图像。图像提供单元还能够是用于从例如成像扫描器或图像数据库接收三维图像的接收单元,其中,也在该示例中,图像提供单元能够适于提供三维图像(即,在这种情况下为接收到的三维图像)。

[0043] 图6示意性且示例性地示出了以下实施例,其中,图像提供单元105是用于存储三维图像并且用于将所存储的三维图像提供给区域识别单元7的存储单元。如上面参考图1所述,对应的区域识别装置101还包括模型提供单元6、区域识别单元7、得分确定单元8、输入单元9和输出单元10。

[0044] 在中风后采集的计算机断层摄影中对早期缺血性变化的检测和量化对于识别对患者最适当的治疗和处置至关重要。如在例如R.I.Aviv等人的上述文章中所公开的,这些变化的变化性能够使用ASPECTS进行量化。该得分是关于感兴趣区域(即,ASPECTS区域)中的缺血性损伤而评估的,并且其准确度取决于通常手动执行的对ASPECTS区域的勾画的质量。上面参考图1至图6描述的用于识别示出脑部的图像中的区域的区域识别装置和方法使用人的头部的三维模型,该三维模型示出了脑部,因此也可以被认为是三维脑部模型。能够

通过使用真实数据(即,真实患者的真实三维图像)以及为了训练目的而非常准确地勾画的对应ASPECTS区域来训练三维模型。三维模型用于以一致的方式自动勾画ASPECTS区域。通过使用三维模型来识别ASPECTS区域,对ASPECTS区域的这种识别能够独立于计算机断层摄影图像的采集取向和切片厚度或不同观察者间的变化性。此外,这种确定ASPECTS区域的方法还具有计算效率很高的优点。

[0045] 如果要检测和量化在中风后的早期缺血性变化,则应在溶栓处置超急性缺血性中风前采集三维图像(特别是三维计算机断层摄影图像),因为它对于脑出血的检测非常灵敏,如在例如P.A.Barber等人的文章“Validity and reliability of a quantitative computed tomography score in predicting outcome of hyperacute stroke before thrombolytic therapy”(柳叶刀,第355卷,第1670至1674页,2000年)中所公开的那样。基于三维图像(如三维计算机断层摄影图像)对早期缺血性变化的检测和量化及其与功能性预后相关的重要性能够用于识别对于利用溶栓药物进行介入性中风治疗的最合适的患者。

[0046] ASPECTS(即,得分)对于在来自患有大脑中动脉中风的患者的计算机断层摄影脑部扫描结果上量化早期缺血性变化特别有用。ASPECTS是10得分点量化地形计算机断层摄影扫描得分,其中,对MCA血管区进行分段评估,并且针对显现出缺血性损伤(如注意力下降、灰质-白质丧失区别或局灶性肿胀)的证据的ASPECTS区域中的每个ASPECTS区域,从10分的初始得分中扣除一个得分点。在MCA区中没有缺血的图像的最高得分将为10,而在整个MCA区中具有弥漫性累及的扫描结果的得分将为0。如果ASPECTS得分小于或等于7,则预示3个月后的功能性预后恶化以及症状性出血。ASPECTS(即,相应得分)所基于的ASPECTS区域是皮质下结构(尾状体(C)、岛带(I)和内囊(IC))和MCA皮质区域(豆状核(L)、前MCA皮质(M1)、岛带侧向的MCA皮质(M2)、后MCA皮质(M3)、头侧紧靠M1的前皮质(M4)、头侧紧靠M3的侧皮质(M5)、头侧紧靠M3的后皮质(M6))。在没有上面参考图1至图6描述的区域识别装置和方法的情况下,可以在两个轴向计算机断层摄影切片上手动勾画这10个ASPECTS区域,在这10个ASPECTS区域上能够执行评分。然而,不是将ASPECTS区域手动勾画到轴向计算机断层摄影切片上,而是上面参考图1至图6描述的区域识别装置和方法允许以相对较低的计算工作量且独立于患者的头部在计算机断层摄影扫描器中的取向或倾斜而在三维计算机断层摄影图像中并因此在(从三维计算机断层摄影图像获得的)轴向计算机断层摄影切片上准确地自动勾画ASPECTS区域。相对较低的计算工作量使得能够快速识别ASPECTS区域,这一点很重要,因为在中风情况下,时间窗口至关重要并且必须在相对较短的时间内执行处置规划。

[0047] 区域识别装置和方法能够准确快速地识别三维图像中的ASPECTS区域,因此能够准确快速地识别三维图像的二维切片中的ASPECTS区域,而不要求例如用于执行对三维图像的倾斜或取向校正的预处理,因为使用了至少包括ASPECTS区域的三维模型。特别地,三维模型用于以相对较低的计算工作量分割所提供的三维图像中的ASPECTS区域,以便独立于患者的头部在计算机断层摄影扫描器中的取向(即,相同的ASPECTS区域能够得到一致的分割),独立于相应的头部取向和切片厚度。对所提供的三维图像中的ASPECTS区域的分割还能够用于重新格式化图像取向,以用于对ASPECTS区域进行恰当一致的可视化以及对ASPECTS评分的自动化量化。因此,该装置能够适于示出三维图像,使得头部具有期望的取向,该期望的取向可以由用户来选择并且/或者可以是预定义的。特别地,因为由于针对三

维图像对三维模型的调整而知晓头部在三维图像中的取向，所以该装置能够调整三维图像，使得三维图像示出的头部处于期望的和/或预定义的取向。因此，能够独立于在成像期间和在最初提供的三维图像中的头部的实际取向而以期望的和/或预定义的取向示出头部。这意味着，例如，不同患者的头部都能够以相同的取向示出，而独立于在成像期间和在最初提供的三维图像中的头部的实际取向。

[0048] 由于通过使用对ASPECTS区域进行建模的三维图像模型在所提供的三维图像中分割ASPECTS区域，因此该分割能够被认为是基于模型的分割。该模型优选包括三角形网格，该三角形网格表示要建模的不同元素的边界(如头骨、左半球、右半球、脑室和不同ASPECTS区域的边界)。表示要建模的不同元素的边界的三角形网格是基于先验的解剖学知识生成的，使得对特别是ASPECTS区域的分割是基于先验的解剖学知识的，这使得该技术对抗所提供的三维图像中的可能伪影相当鲁棒。对先验的解剖学知识的这种考虑能够被认为是基于先验的解剖学知识对分割的规范化。执行分割而使得保留要分割的不同元素的总体形状。对于分割，能够使用已知的分割算法，如由O.Ecabert等人的文章“Automatic Model-Based Segmentation of the Heart in CT Images”(IEEE医学成像汇刊，第27卷，第1189至1201页，2008年)、J.Peters等人的文章“Optimizing boundary detection via simulated search with applications to multi-modal heart segmentation”(医学图像分析，第14卷，第70至84页，2010年)和T.Brosch等人的文章“Deep Learning-Based Boundary Detection for Model-Based Segmentation with Application to MR Prostate Segmentation”(医学图像计算和计算机辅助介入-MICCAI2018)中公开的分割算法。

[0049] 所提供的三维模型优选是包括ASPECTS区域的三角形模型，该三角形模型用于一致且自动地分割ASPECTS区域。如上所述，使用三个维度的优点是独立于图像中的患者的头部的取向，其中，该方法还具有计算效率很高的优点。

[0050] 三维模型(由于对脑部进行建模，它也可以被视为三维脑部模型)优选为左右对称模型，其包括10个ASPECTS区域，其中，每个ASPECTS区域由脑部的两个半球中的两个对应子区域以及额外结构(例如，半球和脑室，它们在计算机断层摄影图像中是可见的并将用于辅助对ASPECTS区域的正确分割)形成。优选的三维模型的左右对称性涉及脑部的纵裂，该纵裂将左半球与右半球分开。如上所述，三维模型还能够对头骨进行建模。为了生成三维模型，能够在真实数据上(即，在具有对应的准确的手动生成的ASPECTS区域勾画的真实患者的真实三维计算机断层摄影图像上)训练该三维模型。用于训练该模型的手动勾画优选遵循如Aviv等人在上述文章中公开的ASPECTS勾画指南。

[0051] 能够根据在O.Ecabert等人的上述文章和J.Peters等人的上述文章中公开的训练算法来训练模型。也能够通过使用如在T.Brosch等人的上述文章中公开的深度学习方法来执行模型训练。

[0052] 得分确定单元8能够使用所提供的三维图像中的ASPECTS区域的自动勾画来自动计算ASPECTS(即，得分)，其中，得分的这种确定能够基于对ASPECTS区域中的图像值与对照人群的对应ASPECTS区域的对应图像值的比较或者通过机器学习算法(例如，深度学习)来实现。特别地，由于三维模型在所有对象上均以一致的网格描述感兴趣的ASPECTS区域，因此在每个提供的三维图像中，很明显地看出哪个图像元素对应于哪个ASPECTS区域，使得得分确定单元8能够比较不同图像中的相同ASPECTS区域的图像值。在实施例中，针对每个

ASPECTS区域，将患者的图像值与健康对象的对照人员或对照人群的图像值进行比较。为了该比较，优选定义相似性度量，其中，如果在给定相似性度量的情况下患者的相应ASPECTS区域的图像值与健康对象的对应ASPECTS区域的图像值不相似，则该ASPECTS区域为被视为候选ASPECTS区域。然后，在分类步骤中，确定候选ASPECTS区域中的哪个候选ASPECTS区域真正受到当前中风的影响，以便将这样的ASPECTS区域与包括旧的缺血性病变、肿瘤、Virchow空间等的ASPECTS区域区分开。基于已被分类为示出新的缺血性病变的候选ASPECTS区域的数量，能够确定得分。特别地，针对示出新的缺血性病变的每个候选ASPECTS区域，从初始值十中减去一。因此，如果所有ASPECTS区域都是示出新的缺血性病变的候选ASPECTS区域，则得分将为零，并且如果没有ASPECTS区域是示出新的缺血性病变的候选ASPECTS区域，则得分将为10。这里应当注意，每个ASPECTS区域是由两个对应子区域形成的，其中，如果在相应的两个子区域中的一者或两者中确定它们受到当前中风的不利影响，则从最初为十的得分中扣除一。因此，如果形成第一ASPECTS区域M1的子区域中的一个子区域受到影响，则从得分中扣除一；如果形成第二ASPECT区域M2的子区域中的一个子区域受到影响，则从得分中再扣除一，以此类推。

[0053] 相似性度量可以基于在对应的ASPECTS区域中的图像的强度分布的直方图彼此之间的偏差。然而，也能够使用其他相似性度量来将当前患者的ASPECTS区域中的图像值与对照人员或对照人群的ASPECT区域中的图像值进行比较。相似性度量能够输出相似性值，该相似性值能够与阈值进行比较以用于确定不同区域的图像值是否相似。

[0054] 为了对候选ASPECTS区域进行分类，能够使用基于人工智能的分类技术(例如，针对该分类步骤而训练的神经网络、基于直方图的分类技术、基于特征的分类技术、基于图案的分类技术等)。

[0055] 能够在三维图像或该图像的二维轴向切片中确定哪个ASPECTS区域受到当前中风的不利影响以及哪个ASPECTS区域不受当前中风的不利影响。能够基于已经针对所提供的三维图像进行调整的三维模型来自动确定图像的这些二维轴向切片。特别地，能够关于三维模型来定义二维轴向切片，使得通过针对所提供的三维图像调整三维模型，可以自动确定二维轴向切片。例如，能够自动确定两个二维切片，使得这两个二维切片彼此平行，其中，第一切片处于丘脑和基底核的水平，而第二切片邻近神经节结构的最上缘，使得看不到它们。

[0056] 通常，可以将计算机断层摄影图像配准到具有与该计算机断层摄影图像中的脑部的取向相对应的取向的图集模板，以便在该计算机断层摄影图像中选择二维轴向切片。然而，这样的配准会引入配准误差，这会影响对二维轴向切片的选择，因此可能影响随后的勾画和得分确定。与此相比，上面参考图1至图6描述的区域识别装置和方法并不是非要这样的配准步骤，这可以减少误差。根据图1至图6所示的所描述的区域识别装置和方法对二维切片的选择还独立于脑部在三维图像中的取向，因为它涉及包括ASPECTS区域的三维模型并且针对所提供的三维图像对该三维模型的调整。此外，所提供的三维图像与图集模板的这样的配准仍将不包括对ASPECTS区域的自动确定和对得分的自动计算。此外，与仅针对所提供的三维图像对包括ASPECTS区域在内的三维模型的调整相比，三维图像与图集模板的这样的配准要求相对较大的计算工作量。

[0057] 通过由优选为三角形的对称表面网格来定义ASPECTS区域，ASPECTS区域优选为拓

扑对称的。因此，左半球中的ASPECTS区域的子区域(如左尾状体)的拓扑结构与右半球中的ASPECTS区域的子区域(如右尾状体)的拓扑结构相同(即，优选具有相同数量的三角形)。因此，能够例如经由基于网格的图像扭曲来轻松地比较左半球和右半球中相同ASPECTS区域的子区域，而不要求额外的预处理步骤。例如，能够检测不对称的病变。这意味着，在考虑预定义的相似性度量的情况下，能够检测在ASPECTS区域的左子区域中的由中风引起的病变与ASPECTS区域的对应右子区域中的病变是否相似。这里，相似性度量也基于相同ASPECTS区域的对应子区域中的图像值的强度分布的直方图彼此之间的偏差。然而，也能够使用其他相似性度量来将ASPECTS区域的左子区域中的图像值与相同ASPECTS区域的对应右子区域中的图像值进行比较。

[0058] 虽然在上述实施例中，所提供的三维模型图像是计算机断层摄影图像，但是它也可以是另一种图像，该另一种图像允许识别ASPECTS区域是否受到中风的不利影响。例如，所提供的包括脑部在内的头部的三维图像也可以是磁共振图像。

[0059] 虽然在上述实施例中，ASPECTS(即，得分)是通过上述操作(通过将相似性度量应用于图像值来将相应ASPECTS区域的图像值与对照人员或对照人群的相应ASPECTS区域的图像值进行比较；在给定相似性度量的情况下确定候选ASPECTS区域，该候选ASPECTS区域的图像值与对照人员或对照人群的对应ASPECTS区域的图像值不相似；确定在候选ASPECTS区域中示出新的缺血性中风病变的候选ASPECTS区域；提供初始得分值；并且通过针对已经被确定为示出新的缺血性中风病变的每个候选ASPECTS区域从所提供的初始得分减去预定义值来确定得分)自动确定的，但是也能够以其他方式来自动确定该得分。例如，也可以通过将相似性度量应用于图像值来比较相应ASPECTS区域的左子区域的图像值与相同的相应ASPECTS区域的右子区域的图像值，其中，在给定相似性度量的情况下，如果左子区域的图像值不同于相应ASPECTS区域的右子区域的图像值，则该相应ASPECTS区域也能够被确定为候选ASPECTS区域。因此，为了确定候选ASPECTS区域，能够将生物(即，当前患者)的ASPECTS区域的图像值与对照人员或对照人群的对应ASPECTS区域的图像值进行比较，并且/或者能够将生物(即，当前患者)的相同的相应ASPECTS区域的子区域的图像值彼此进行比较。

[0060] 为了确定哪些ASPECTS区域受到当前中风的影响，还可以使用其他手段(如人工智能，例如，经过训练的卷积神经网络)。也可以使用图案识别技术，该图案识别技术能够基于检测到的病变的形状、检测到的病变的图像值的平均值等。在确定了哪些ASPECTS区域确实受到新的中风的影响之后，能够(例如通过针对已经被确定为受到新的中风的影响的每个ASPECTS区域从所提供的初始得分减去预定义值)自动确定得分。

[0061] 虽然在上述实施例中自动确定了ASPECTS(即，得分)，但是当然也可以将所识别的ASPECTS区域仅显示给像医生这样的用户，然后像医生这样的用户能够使用这些所识别的ASPECTS区域来确定得分。

[0062] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求，在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0063] 在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0064] 单个单元或设备可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0065] 能够与一个或多个单元或设备执行的诸如提供三维模型，通过针对三维图像调整三维模型来将三维模型应用于所提供的三维图像以识别三维图像中的ASPECTS区域，基于所识别的ASPECTS区域中的图像值来计算得分等的流程也能够由任何其他数量的单元或设备来执行。例如，上面参考图5描述的步骤101至105能够由单个单元或由任何其他数量的不同单元来执行。这些流程和/或根据区域识别方法对区域识别装置的控制能够被实施为计算机程序的程序代码单元和/或被实施为专用硬件。

[0066] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上，例如，与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质，但是也可以以其他形式分布，例如，经由互联网或其他有线或无线的电信系统来分布。

[0067] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0068] 本发明涉及一种用于识别示出脑部的图像(如计算机断层摄影图像)中的区域的区域识别装置。模型提供单元提供生物的头部的三维模型，其中，所述三维模型包括脑部的ASPECTS区域，并且区域识别单元通过将所述三维模型应用于所述三维图像来识别所述三维图像中的ASPECTS区域。这允许独立于头部在成像系统中的取向，独立于图像切片厚度并且还独立于相应用户(如医生)而准确自动地识别ASPECTS区域。这使得确定ASPECTS区域的准确度提高，从而允许改进对中风后的脑部中的缺血性变化的量化。这继而又允许改进处置建议。

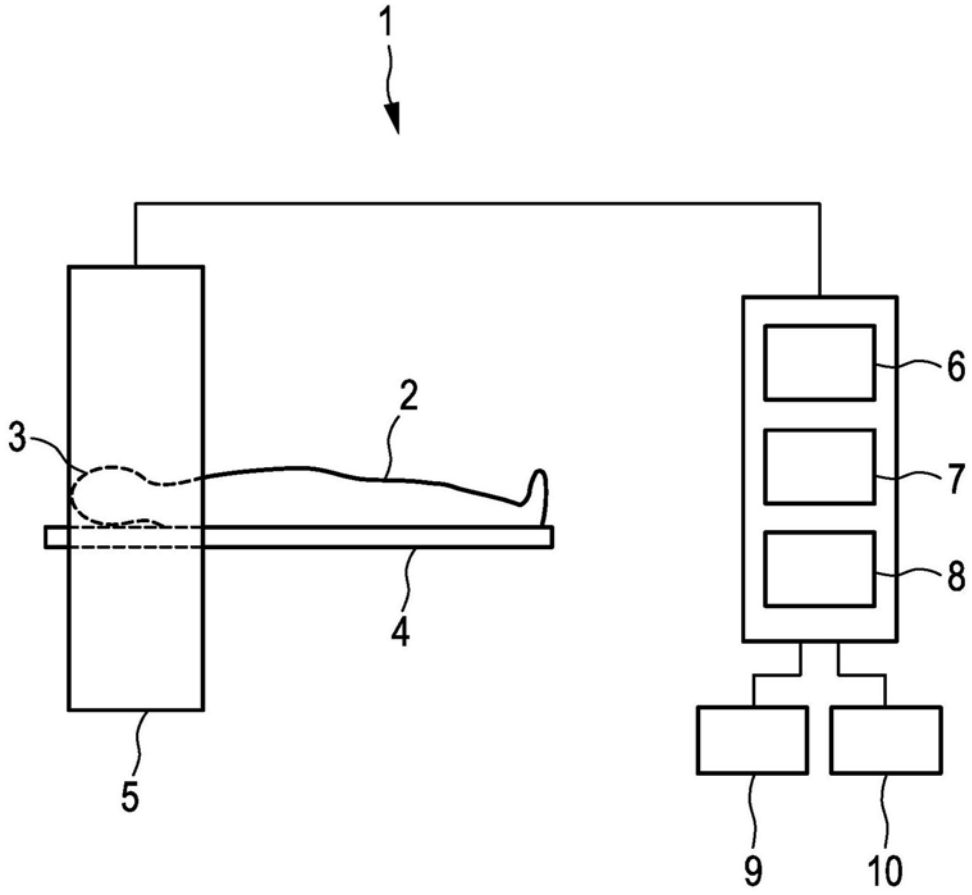


图1

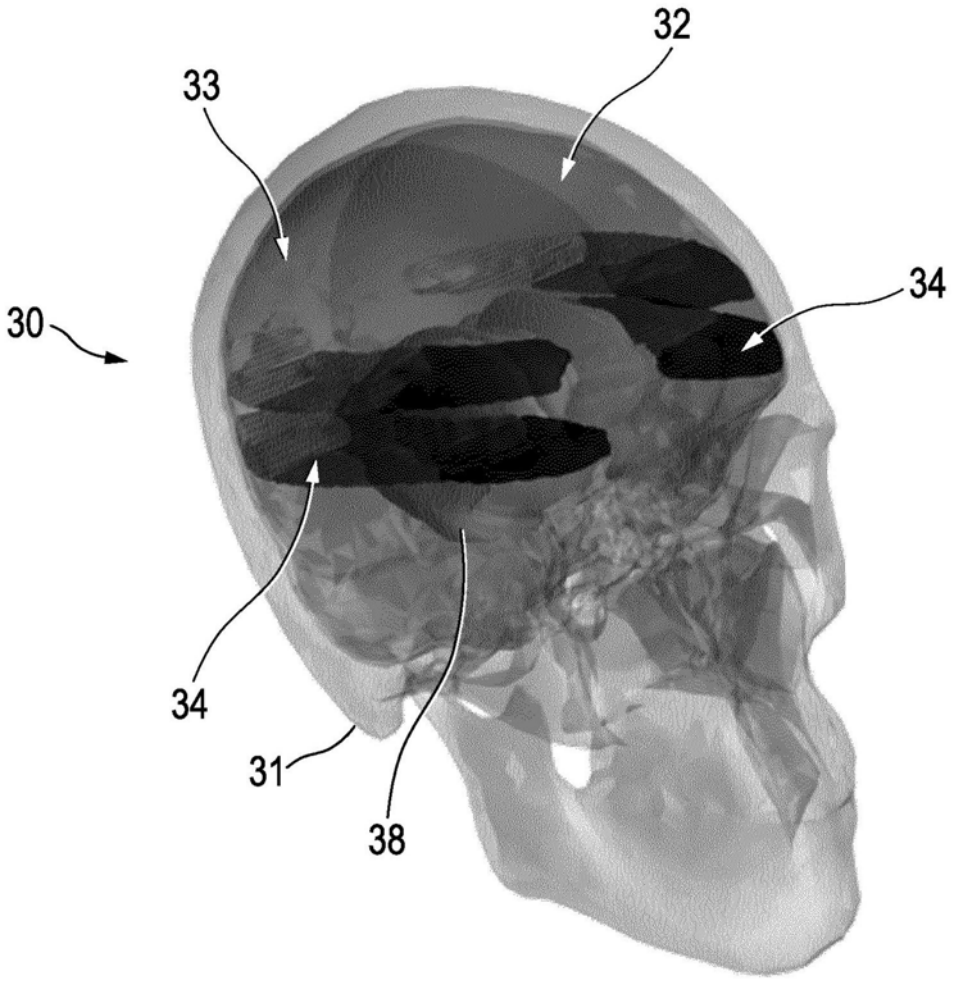


图2

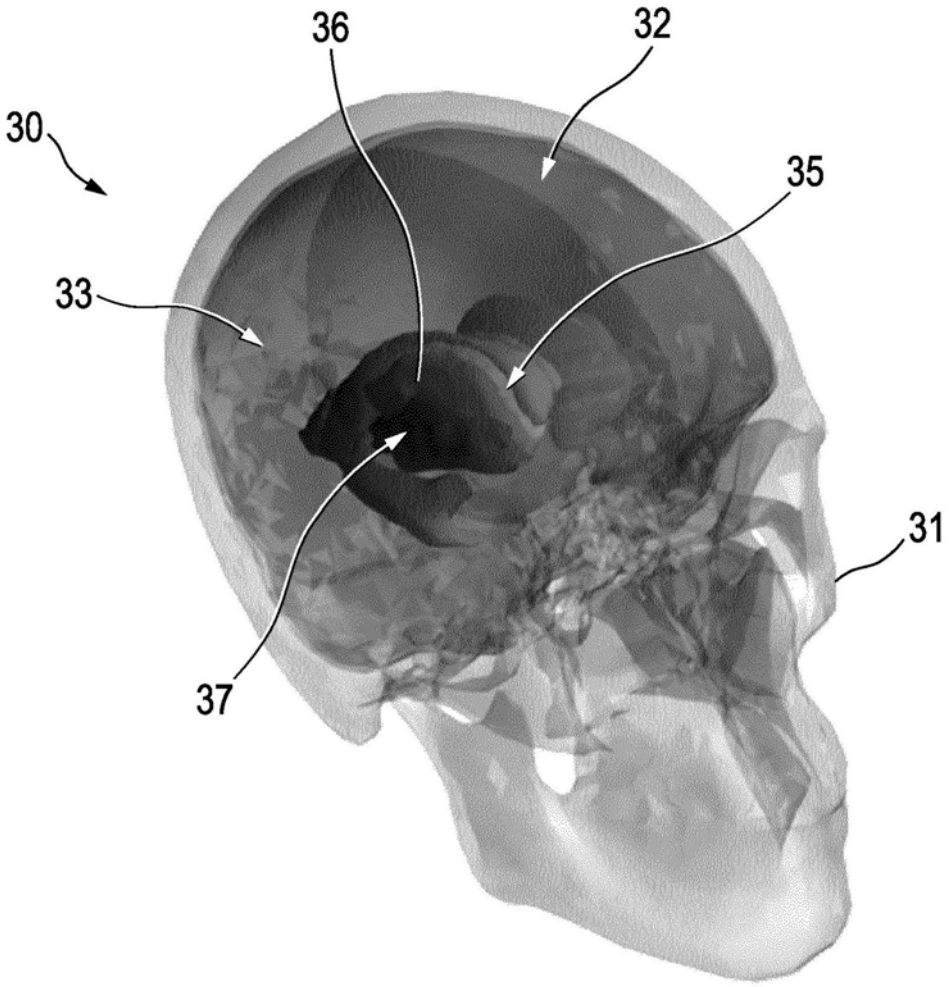


图3

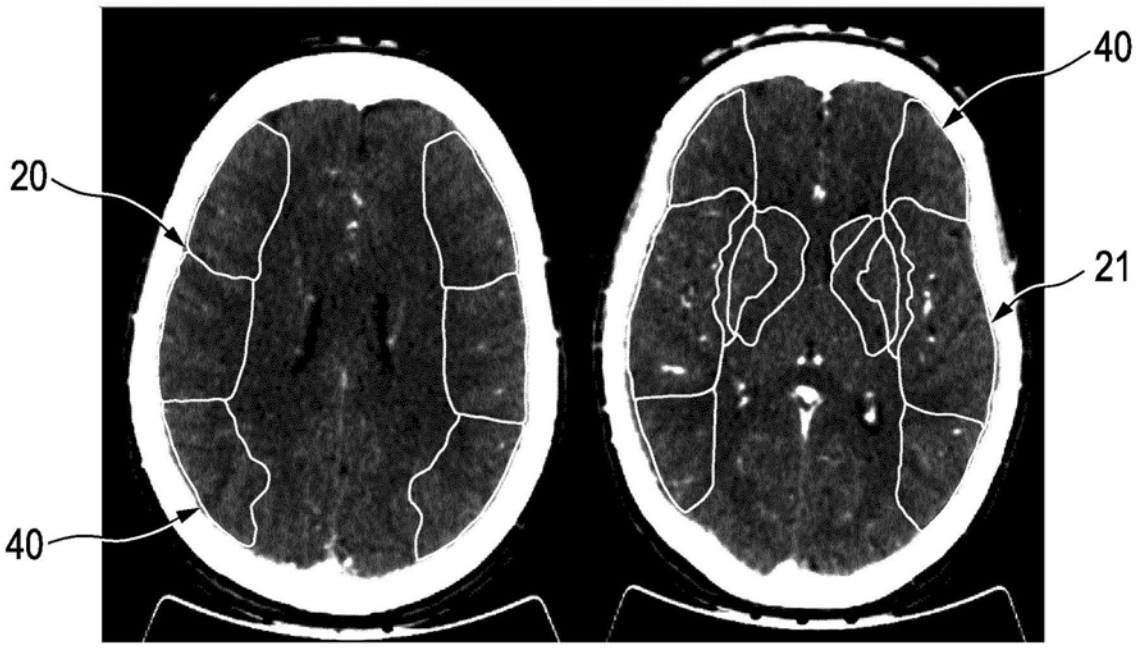


图4

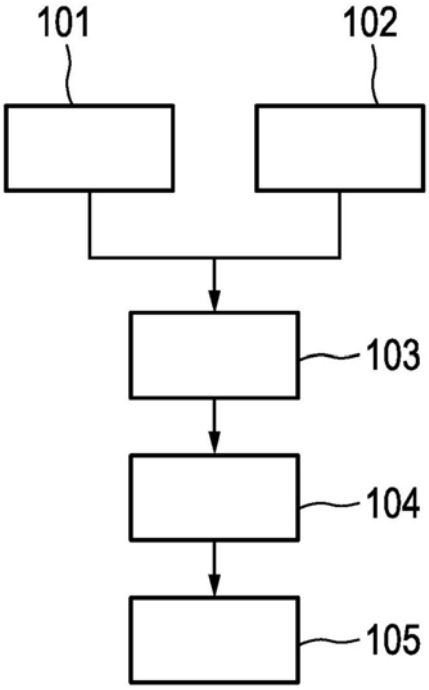


图5

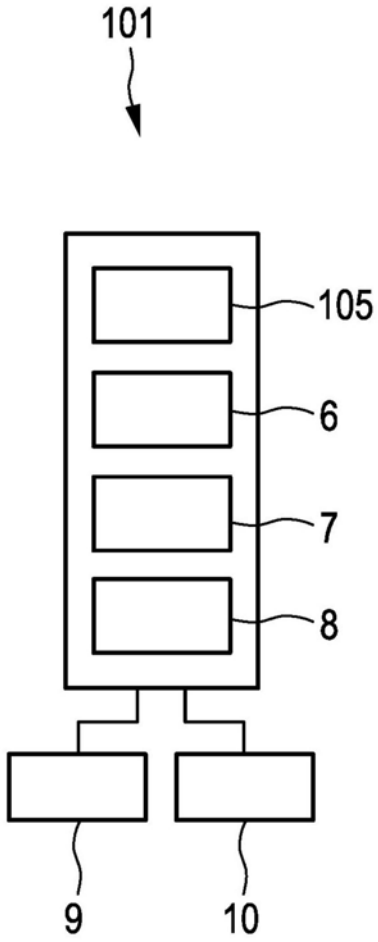


图6