



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109983502 B

(45) 授权公告日 2023.06.13

(21) 申请号 201780065534.4

T · P · 哈德 J-H · 比克

(22) 申请日 2017.10.25

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(65) 同一申请的已公布的文献号

72002

申请公布号 CN 109983502 A

专利代理人 李光颖 王英

(43) 申请公布日 2019.07.05

(51) Int.CI.

(30) 优先权数据

G06T 7/00 (2017.01)

16195419.3 2016.10.25 EP

G16H 30/40 (2018.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G16H 40/63 (2018.01)

2019.04.23

G16H 40/20 (2018.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 6/00 (2006.01)

PCT/EP2017/077307 2017.10.25

A61B 5/055 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

(56) 对比文件

W02018/077949 EN 2018.05.03

CN 101765843 A, 2010.06.30

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 101896911 A, 2010.11.24

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 102436539 A, 2012.05.02

审查员 林娟

(72) 发明人 T · 比洛 S · 扬 T · 诺德霍夫

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

所确定的相关性信息。

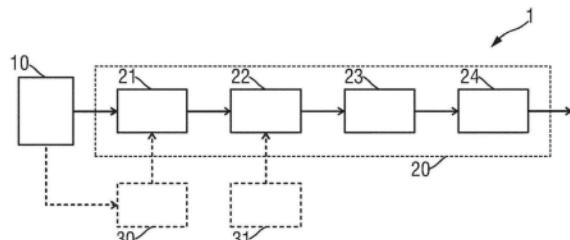
用于医学图像数据集的质量评估的设备和

方法

(57) 摘要

本发明涉及用于医学图像数据集的质量评估的设备和方法。为了实现对医学图像数据集的自动质量评估以识别在将来的成像操作中可以避免的潜在的误差或偏差，所述设备包括：图像输入部(21)，其用于获得医学图像数据集以及相应的采集信息，每个医学图像数据集都是通过扫描检查对象的视场FOV采集的，并且所述相应的采集信息表示与相应的医学图像数据集的采集有关的信息；图像分析单元(22)，其用于将获得的医学图像数据集的所述FOV与参考FOV进行比较，并且用于确定指示所述FOV与所述参考FOV的偏差的差异信息；相关性单元(23)，其用于确定指示针对多个获得的医学图像数据集所确定的差异信息与所述相应的采集信息之间的相关性的相关性信息；以及输出单元(24)，其用于发布

CN 109983502 B



1. 一种用于医学图像数据集的质量评估的设备,所述设备包括:

- 图像输入部(21),其用于获得医学图像数据集以及相应的采集信息,每个医学图像数据集都是通过扫描检查对象的视场FOV采集的,并且所述相应的采集信息表示与相应的医学图像数据集的采集有关的信息;

- 图像分析单元(22),其用于将获得的医学图像数据集的所述FOV与排除预定解剖区域的参考FOV进行比较,并且用于确定指示所述FOV与所述参考FOV的偏差的差异信息;

- 相关性单元(23),其用于确定指示针对多个获得的医学图像数据集所确定的差异信息与所述相应的采集信息之间的相关性的相关性信息;以及

- 输出单元(24),其用于发布所确定的相关性信息。

2. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为根据所述医学图像数据集来确定用于与获得的医学图像数据集的所述FOV进行比较的所述参考FOV。

3. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为通过使用所述获得的医学图像数据集内的解剖界标来确定所述参考FOV,特别是所述参考FOV的一个或多个边界。

4. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为确定所述参考FOV,使得从所述参考FOV中排除预定的一个或多个敏感器官。

5. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为根据基于所述医学图像数据集的数据库来获得用于与获得的医学图像数据集的所述FOV进行比较的所述参考FOV,所述数据库特别是解剖图谱。

6. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为关于预定条件确定指示所述FOV与所述参考FOV的偏差的差异信息,所述预定条件特别是预定解剖区域。

7. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为:首先确定获得的医学图像数据集是否符合预定条件,特别是获得的医学图像数据集是否包含预定解剖区域,并且将获得的医学图像数据集的所述FOV与参考FOV进行比较,并且仅当已经确定获得的医学图像数据集符合预定条件时才确定针对所述获得的医学图像数据集的差异信息。

8. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为确定包括平移信息的差异信息,所述平移信息指示获得的医学图像数据集的所述FOV的大小和/或一个或多个边界相对于参考FOV的偏差。

9. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为确定包括旋转信息的差异信息,所述旋转信息指示获得的医学图像数据集的所述FOV相对于参考FOV在围绕一个或多个不同的旋转轴的一个或多个旋转方向上的偏差。

10. 如权利要求1所述的设备,其中,所述图像分析单元(22)被配置为确定包括存在信息的差异信息,所述存在信息指示在获得的医学图像数据集的FOV中的预定解剖区域的存在的程度,所述预定解剖区域特别是一个或多个敏感器官。

11. 如权利要求1所述的设备,其中,所述采集信息包括以下中的至少一项:

- 时间信息,其指示所述相应的医学图像数据集的所述采集的时间,特别是星期几和当日时间,

- 对象信息,其指示被成像的检查对象的状况,

- 位置信息,其指示所述检查对象相对于已经通过其采集了所述相应的医学图像数据

集的成像设备的位置,以及

-关于操作者的操作者信息,其指示执行相应的医学图像数据集的采集的所述操作者。

12.如权利要求1所述的设备,其中,所述医学图像数据集是CT图像数据集,特别是人的头部的CT图像数据集,其中,所述预定解剖区域是眼睛,并且所述解剖界标是左上眼眶脊和右上眼眶脊以及枕骨的枕后点。

13.一种成像系统,包括:

-图像采集系统(10),其用于采集检查对象的医学图像数据集;以及

-如权利要求1所述的设备(20),其用于采集的医学图像数据集的质量评估。

14.一种用于医学图像数据集的质量评估的方法,所述方法包括:

-获得医学图像数据集以及相应的采集信息,每个医学图像数据集都是通过扫描检查对象的视场FOV采集的,并且所述相应的采集信息表示与相应的医学图像数据集的采集有关的信息;

-将获得的医学图像数据集的所述FOV与排除预定解剖区域的参考FOV进行比较;

-确定指示所述FOV与所述参考FOV的偏差的差异信息;

-确定指示针对多个获得的医学图像数据集所确定的差异信息与所述相应的采集信息之间的相关性的相关性信息;以及

-发布所确定的相关性信息。

15.一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时令所述计算机执行如权利要求14所述的方法的步骤。

## 用于医学图像数据集的质量评估的设备和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于医学图像数据集的质量评估的设备和方法。另外，本发明涉及成像系统。

### 背景技术

[0002] 当对大脑进行CT扫描时，重要的是避免将眼睛包括在视场(FOV)中，因为眼睛晶状体是射频敏感的。辐射引发的对眼睛晶状体的损害会累积并且可能会导致白内障。而且，当扫描患者身体的其他部分(例如，腹部)时，(如果不需要的话)优选不在FOV中包括特别是年轻患者的生殖器。当通过使用除CT之外的另一种成像模态来执行医学成像时(例如在X射线成像或MR成像中)，类似的预防措施可能是可取的。

[0003] 例如，虽然很容易回顾性地识别眼睛是在FOV内部还是FOV外部，但是对个体图像的特定误差/偏差的识别本身并不能得到足够的关于潜在图像质量问题的补救措施的信息。

[0004] US 2011/0246521 A1公开了一种用于发现与医学成像部位处的诊断成像性能有关的信息。所述系统包括：存储的数字诊断图像的至少一个数据库；以及用于获得操作者对与所述存储的数字诊断图像的图像质量有关的信息的请求的用户指令接口。数据处理器与所述至少一个数据库通信，所述数据处理器利用指令被编程为仅使用在所述存储的数字诊断图像自身内发现的信息。数据挖掘引擎与所述数据处理器通信，所述数据挖掘引擎利用指令被编程为仅使用在所检索的数字诊断图像自身内发现的信息。

[0005] US 2009/0041325 A1公开了一种用于在放射摄影图像中检测被夹住的解剖结构的方法，所述方法获得针对所述放射摄影图像的图像数据并根据预定图像取向来布置所述图像数据。形成具有被定位在所述图像的边界附近的一个或多个感兴趣区域的集合。分析所述集合中的每个感兴趣区域的图像内容并识别具有被夹住的解剖结构的一个或多个区域。

### 发明内容

[0006] 本发明的目的是提供回顾性地允许对医学图像数据集的自动质量评估以识别在将来的成像操作中可以避免的潜在的误差或偏差的设备和方法。本发明的另外的目的是提供对应的成像系统。

[0007] 在本发明的第一方面中，提出了一种用于医学图像数据集的质量评估的设备，包括：

[0008] -图像输入部，其用于获得医学图像数据集以及相应的采集信息，每个医学图像数据集都是通过扫描检查对象的视场FOV采集的，并且所述相应的采集信息表示与相应的医学图像数据集的采集有关的信息；

[0009] -图像分析单元，其用于将获得的医学图像数据集的所述FOV与排除预定解剖区域的参考FOV进行比较，并且用于确定指示所述FOV与所述参考FOV的偏差的差异信息；

- [0010] -相关性单元,其用于确定指示针对多个获得的医学图像数据集所确定的差异信息与所述相应的采集信息之间的相关性的相关性信息;以及
- [0011] -输出单元,其用于发布所确定的相关性信息。
- [0012] 在本发明的另外的方面中,提出了一种成像系统,包括:
- [0013] -图像采集系统,其用于采集检查对象的医学图像数据集;以及
- [0014] -如本文所公开的设备,其用于采集的医学图像数据集的质量评估。
- [0015] 在本发明的其他方面中,提供了一种对应的方法、一种计算机程序以及一种非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时令所述计算机执行如本文所公开的方法的步骤,在所述非瞬态计算机可读记录介质中存储了计算机程序产品,所述计算机程序产品当由处理器运行时使得本文公开的方法被执行。
- [0016] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法、系统、计算机程序和介质具有与要求保护的设备,特别是如从属权利要求中限定的和如本文公开的设备相似和/或相同的优选实施例。
- [0017] 一般而言,需要在汇总基础上进行关于误差的性质的统计证据的累积,从而为关于改进动作的决策制定提供基础。因此,本发明基于这样的思想:自动地且回顾性地评估多个图像数据集以获得示出潜在的误差及其来源的相关性信息,使得能够建议改进以在将来的成像操作中避免这种误差。
- [0018] 存在用于确定参考FOV的各种选项,并且可以相应地配置图像分析单元。在一个实施例中,参考FOV是根据分析的医学图像数据集本身来确定的。例如,如根据另一实施例所提供的,可以通过使用解剖界标来确定FOV,所述解剖界标例如为在所获得的医学图像数据集内的可识别的解剖结构(如骨骼、血管分支等)。
- [0019] 在另一实施例中,所述参考FOV可以被确定为使得从所述参考FOV中排除预定的一个或多个敏感器官。例如,如上所述,在CT头部扫描中可能期望从扫描中排除眼睛。
- [0020] 通常,可以通过本发明评估各种类型的医学图像数据集。本发明特别适用于CT图像数据集,特别是人的头部的CT图像数据集,其中,所述预定解剖区域是眼睛,并且所述解剖界标是左上眼眶脊和右上眼眶脊以及枕骨的枕后点。
- [0021] 在又一实施例中,可以根据基于所述医学图像数据集的数据库来确定所述参考FOV,所述数据库特别是解剖图谱。因此,基于医学图像数据集的种类(例如,其是头部的CT扫描的信息)来访问数据库并从数据库中获取针对所述种类的医学图像数据集的对应的参考FOV。关于哪种图像数据集被给出的信息可以在数据集中明确指定,例如,作为与数据集一起提供的元数据,或者可以根据医学图像数据集(例如通过分析所包含的图像信息)来自动确定。
- [0022] 在优选实施例中,所述图像分析单元被配置为关于预定条件确定指示所述FOV与所述参考FOV的偏差的差异信息,所述预定条件特别是预定解剖区域。预定条件可以例如由指令指定要扫描哪个FOV,或者也可以通过关于FOV的通用指南给出。例如,预定条件可以指示FOV的大小和限制和/或要包括和/或排除哪些解剖对象。
- [0023] 在实施例中,所述图像分析单元可以被配置为:首先确定获得的医学图像数据集是否符合预定条件,特别是获得的医学图像数据集是否包含预定解剖区域,并且将获得的

医学图像数据集的所述FOV与参考FOV进行比较，并且仅当已经确定获得的医学图像数据集符合预定条件时才确定针对所述获得的医学图像数据集的差异信息。因此，如果不满足条件（例如，在上述示例中，如果眼睛未被包括在FOV中），则不会进一步分析医学图像数据集以节省时间和处理能力。

[0024] 可以根据所公开的设备和方法的各种实施例来确定不同种类的差异信息。例如，在一个实施例中，所述图像分析单元可以被配置为确定包括平移信息的差异信息，所述平移信息指示获得的医学图像数据集的所述FOV的大小和/或一个或多个边界相对于参考FOV的偏差。在另一实施例中，所述图像分析单元可以被配置为确定包括旋转信息的差异信息，所述旋转信息指示获得的医学图像数据集的所述FOV相对于参考FOV在围绕一个或多个不同的旋转轴的一个或多个旋转方向上的偏差。在又一实施例中，所述图像分析单元可以被配置为确定包括存在信息的差异信息，所述存在信息指示在获得的医学图像数据集的FOV中的预定解剖区域的存在的程度，所述预定解剖区域特别是一个或多个敏感器官。应当确定的差异信息的种类可以取决于医学图像数据集的种类和/或所述种类的医学图像数据集应当满足的重要条件。因此，用户可以例如事先确定要获得哪些差异信息，或者可以例如基于指南来自动确定要确定哪些差异信息。

[0025] 根据另一实施例，所述采集信息包括以下中的至少一项：

[0026] -时间信息，其指示相应的医学图像数据集的采集的时间，特别是星期几和当日时间，

[0027] -对象信息，其指示被成像的检查对象的状况，

[0028] -位置信息，其指示所述检查对象相对于已经通过其采集了所述相应的医学图像数据集的成像设备的位置，以及

[0029] -关于操作者的操作者信息，其指示执行相应的医学图像数据集的采集的所述操作者。

[0030] 这些信息中的一些或全部可以用于期望的质量评估，并且可以用于确定适当且有用的相关性信息以引导对图像数据集的将来采集并避免可能的误差。

## 附图说明

[0031] 参考下文描述的（一个或多个）实施例，本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。在以下附图中：

[0032] 图1示出了根据本发明的系统和设备的示意图；

[0033] 图2示出了具有眼睛概率图的叠加物的脑部CT扫描的轴向切片图像；

[0034] 图3A-3D示出了图示限定脑部CT扫描的最佳下扫描平面的界标的颅骨的不同视图和切片图像；

[0035] 图4A-4C示出了图示扫描FOV与最佳FOV相对于不同参数的偏差的不同示意图；并且

[0036] 图5示出了根据视场内的眼睛的百分比来说明误差来源与图像质量的相关性的示意图。

## 具体实施方式

[0037] 图1示出了根据本发明的用于医学图像数据集的质量评估的系统1和设备20的示意图。系统1包括用于采集检查对象的医学图像数据集的图像采集系统10以及用于采集的医学图像数据集的质量评估的设备20。图像采集系统10可以例如是被配置为采集检查对象(例如,患者或患者的部分,例如,头部、躯干或腹部)的CT图像数据集的CT扫描器。在其他实施例中,图像采集系统10可以是用于采集患者或患者的部分的MR图像数据集的MR扫描器。

[0038] 设备20包括用于获得医学图像数据集以及相应的采集信息的图像输入部21,每个医学图像数据集都是通过扫描检查对象的视场FOV采集的,并且相应的采集信息表示与相应的医学图像数据集的采集有关的信息。图像输入部可以例如是能够访问例如医院的图像数据库30的接口,该图像数据库存储通过相同或不同的操作者利用相同或不同的图像采集系统(例如,相同的CT成像扫描器10或不同的CT成像扫描器)针对多个检查对象随时间采集的大量图像数据集。

[0039] 设备20还包括图像分析单元22,该图像分析单元用于将获得的医学图像数据集的FOV与参考FOV进行比较,并且用于确定指示该FOV与参考FOV的偏差的差异信息。例如,分析患者头部的两个或更多个CT图像数据集以检查是否发生误差以及发生了哪些误差以及是否存在关于以下中的一个或多个的任何相关性:操作者、当日时间、星期几、CT扫描器等。因此,在该示例中,例如从任选的参考数据库31获得参考FOV,该任选的参考数据库也可以是医院数据库的部分或者可以在(例如云中或特定服务器上的)解剖图谱中获得。

[0040] 设备20还包括相关性单元23,该相关性单元用于确定指示针对多个获得的医学图像数据集所确定的差异信息与相应的采集信息之间的相关性的相关性信息。相关性信息可以例如指示特定操作者经常犯相同错误(例如使用太小或太大的FOV或错误放置的FOV或错误放置患者身体的被扫描部分)或者经常在同一天(例如,周一上午)发生相同错误或者相同的扫描器经常显示相同的错误。错误也可以是整个感兴趣器官并非都在FOV中或者器官未被正确取向为例如由对应的指南(其对于实现诊断可能是重要的)规定的那样,所述对应的指南不仅与依赖于电离辐射的模态相关,而且还与例如MR成像相关。

[0041] 然后由输出单元24发布所确定的相关性信息,该输出单元可以包括用于将相关性发送到某个其他实体(例如,医院的中央计算机或质量部门的计算机或医生的计算机)的数据接口。输出单元24还可以包括用于例如以描述相关性信息的内容的推荐结果、统计结果、图表、文本信息等形式直接显示相关性信息的显示器。

[0042] 设备20通常可以以硬件和/或软件来实施,例如被实施为在用户设备(例如,智能电话、膝上型计算机、计算机等)上运行的被相应编程的处理器、计算机或应用程序(“app”)。另外,设备20可以以被设计为执行根据本发明的方法的步骤的合适电路的形式进行配置。设备20可以与图像采集系统10一起一体形成,例如可以被形成在控制图像采集系统10的采集模块的计算机上。然而,在其他实施例中,图像采集系统10和设备20是可以连接以用于将图像数据集从图像采集系统10提供给设备20的独立实体。备选地,图像采集系统10可以不与设备20连接,而是与图像数据库连接,设备20从该图像数据库获得要分析的图像数据集。

[0043] 这种分析可以通过规则间隔或不规则间隔进行,例如,每月一次或每年一次。在一个实施例中,仅分析针对相同检查对象(例如,相同解剖区域(例如,头部))的图像数据集

和/或来自相同的图像采集系统10的图像数据集。在其他实施例中,进行针对不同检查对象和/或不同图像采集系统的图像数据集的分析。

[0044] 在设备20的示例性实施方式中,由图像分析单元22进行自动图像分析,以识别眼睛是在脑部CT扫描的FOV内部还是外部。对于在FOV内具有眼睛的至少部分的图像,图像分析单元22例如根据指南或数据库或解剖成像图谱来检测针对该扫描的最佳FOV(即,参考FOV)。然后,图像分析单元22将脑部CT扫描的最佳FOV与实际FOV进行比较。然后,相关性单元23将所识别的图像质量缺陷与该缺陷的根本原因进行关联以生成相关性信息并且优选地生成针对该缺陷的已知补救措施。将相同的分析应用于大型数据库(例如,PACS中的脑部CT数据)以生成关于总体质量和特定改进机会的累积的相关性信息。

[0045] 存在各种图像分析方法以例如用于在FOV中识别眼睛。优选实施例涉及将CT扫描映射到概率解剖图谱。对于图像中的每个体素,然后如图2所示给出表示眼睛的部分的体素的可能性,该图示出了具有眼睛概率图41的叠加物的脑部CT扫描的轴向切片图像40。基于(在FOV内部或外部)具有高眼睛可能性的区域的位置,将图像标记为“图像中有眼睛”或“图像中没有眼睛”。

[0046] 通过检测界标,能够识别最佳(参考)FOV。这在图3A-3D中进行了图示,这些图示出了图示限定脑部CT扫描的最佳下扫描平面53的界标51、52的颅骨50的不同视图和切片图像。根据指南和临床实践,扫描的最低切片应当与枕骨的枕后点(=枕骨大孔的后点)51以及左眼眶上脊和右眼眶上脊52相交。

[0047] 计算实际扫描体积与最佳扫描体积的偏差,并且可以将该偏差分成四个不同的参数: $\Delta z$ 表示扫描体积的下部范围的偏差,其中,正 $\Delta z$ 指示继续使扫描比所需要的进一步向下。如图4A-4C所示, $\Delta$ 俯仰、 $\Delta$ 翻滚和 $\Delta$ 偏航表示相对于三个角度分量与最佳扫描的偏差。

[0048] 如图5所示,将误差参数与不同的根本原因进行关联,该图示出了根据视场内的眼睛的百分比来说明误差来源与图像质量的相关性的示意图。这些根本原因可能包括以下中的一个或多个:

[0049] -在基于定位片将扫描框放置在扫描器控制台上时产生的大的 $\Delta z$ 。

[0050] -可能是由于患者头部的错误定位造成的俯仰、翻滚和偏航的较大偏差。

[0051] -在扫描器允许机架倾斜的情况下,能够通过更好的患者定位或通过调整机架倾斜来补偿俯仰的偏差。

[0052] 在已经将所描述的步骤应用于大量图像数据集后,将分析特定误差与扫描边界条件的相关性。这些边界条件能够包括以下中的一个或多个:操作者、患者年龄、扫描原因、患者意识和合作情况、当日时间、星期几等。

[0053] 将这种分析与所识别的根本原因进行组合将被使用以便提出有针对性的改进动作,因此通过在其最需要的情况下为工作人员提供有效的培训而节省时间和金钱。这种提出的改进的示例可以是:

[0054] -“平均而言,观察到操作者X将扫描延伸到大于下部方向上的平均距离。建议将重点放在将规划的FOV的下边缘限定为尽可能靠近由枕后点与上眼眶脊之间的连接平面限定的平面。”

[0055] -“操作者X应与操作者Y合作(呈现最佳FOV放置)。”

[0056] -“在夜班期间,应当特别注意对头部的正确定位。”

[0057] 因此,通过使用本发明,能够对医学图像数据集进行自动质量评估以识别潜在的误差或偏差而在将来的成像操作中避免的这种误差或偏差。

[0058] 虽然已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述应当被认为是说明性或示例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、说明书以及权利要求书,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。

[0059] 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。单个元件或其他单元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。

[0060] 计算机程序可以被存储和/或被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分布。

[0061] 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。

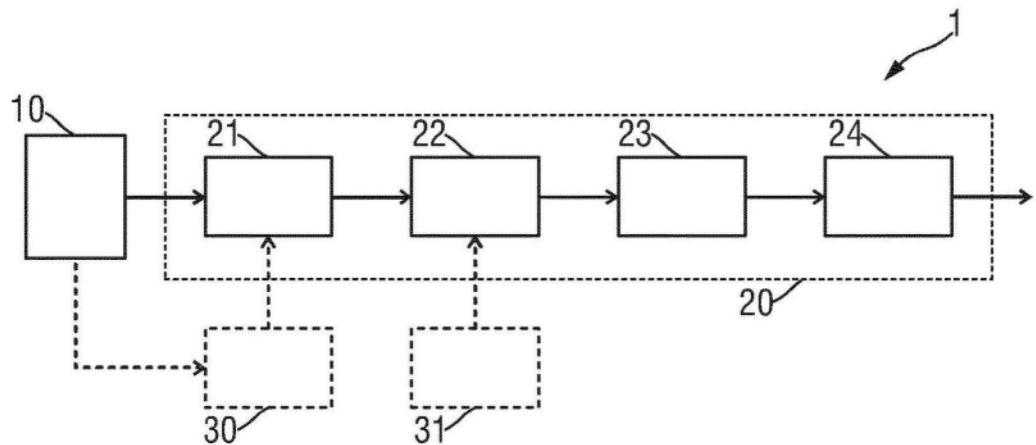


图1

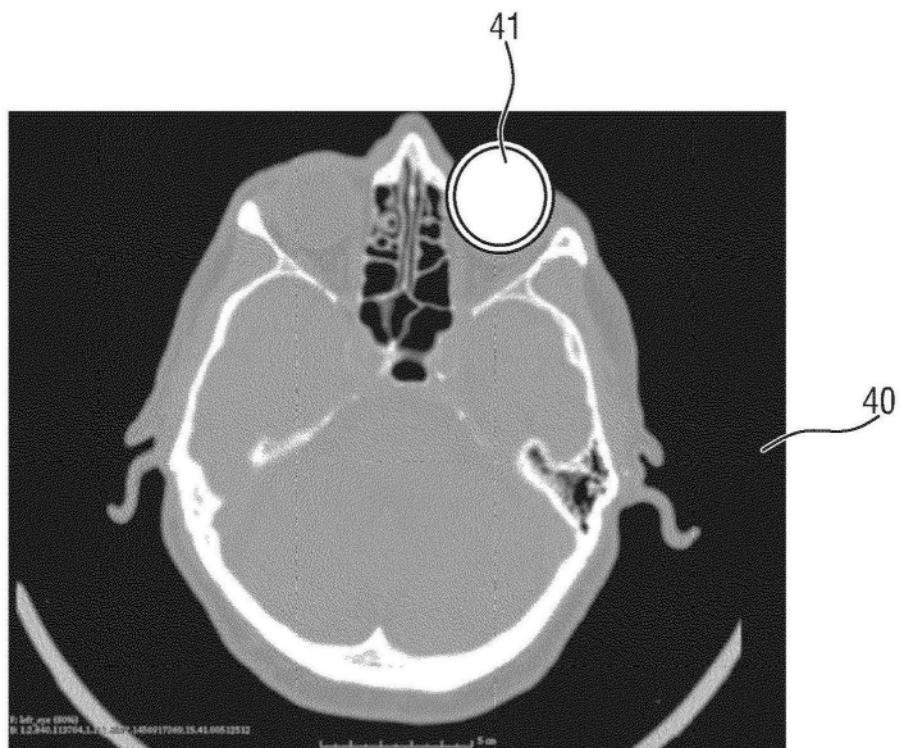


图2

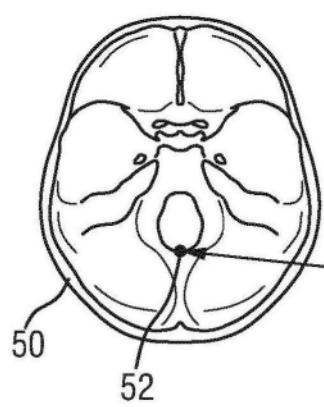


图3A

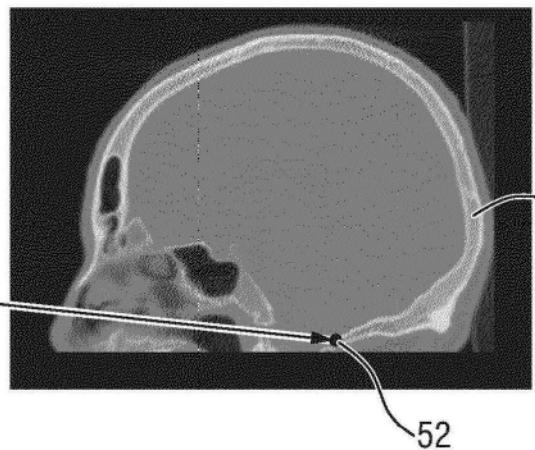


图3B

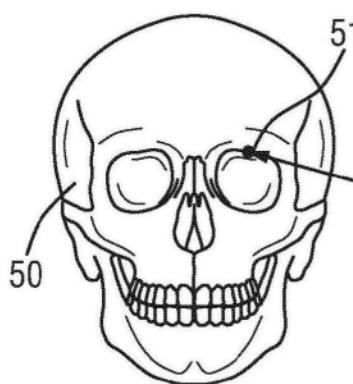


图3C

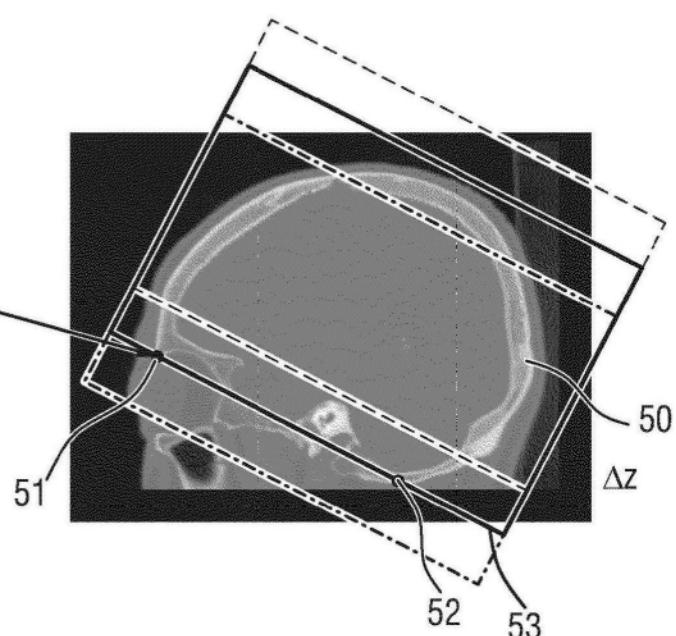


图3D

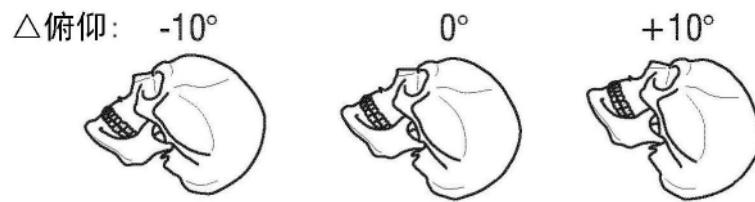


图4A

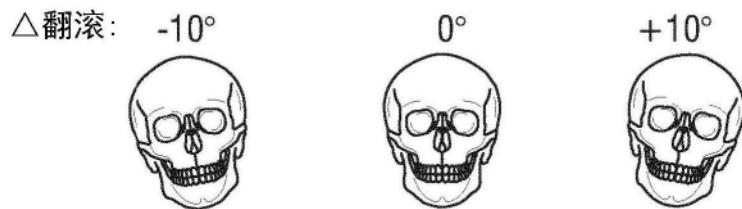


图4B

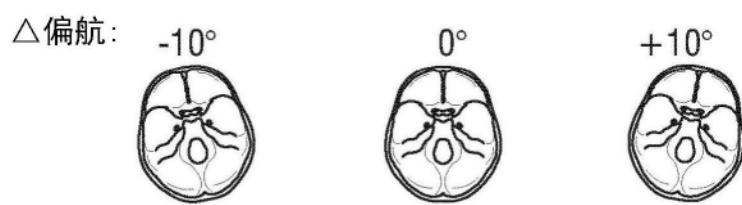


图4C

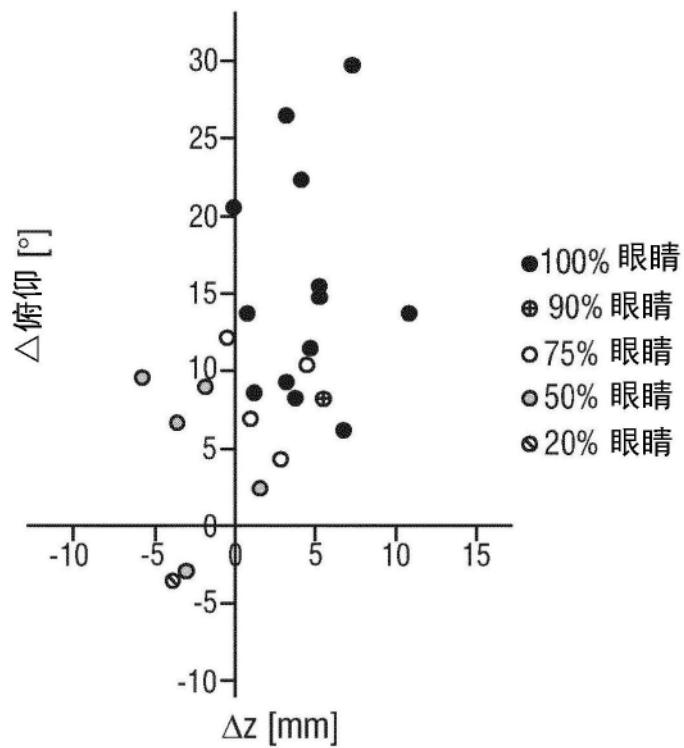


图5