

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510059954.0

[51] Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G06Q 50/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)

[43] 公开日 2006 年 10 月 18 日

[11] 公开号 CN 1846614A

[22] 申请日 2005.4.4

[21] 申请号 200510059954.0

[71] 申请人 沈渊瑶

地址 台湾省台北市文山区兴隆路三段 111 号

[72] 发明人 沈渊瑶

[74] 专利代理机构 北京连和连知识产权代理有限公司

代理人 高翔

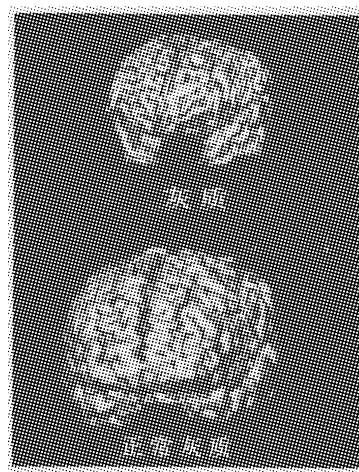
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 4 页

[54] 发明名称

构建组织三维图像的方法

[57] 摘要

本发明涉及一种由组织之二维图像构建成三维图像的方法。



1. 一种由组织之二维图像构建成三维图像的方法,其特征是该组织之二维图像得自于灰阶亮度分析人体器官之二维图像,该方法包括:

(1)取得连续复数的人体器官二维图像,

(2)由该人体器官二维图像选取欲检测组织之灰阶亮度,以决定该组织灰阶亮度之范围;

(3)依该组织之灰阶亮度范围分别对连续复数的人体器官二维图像作片断(segmentation)切割,以获取连续断切割图像;及

(4)重组连续断切割图像,以完成欲检测组织之三维图像。

2. 根据权利要求1所述之方法,其特征是该灰阶亮度为介于2的九次幂至十一次幂之灰阶层次。

3. 根据权利要求2所述之方法,其特征是该灰阶亮度为2的十次幂之灰阶层次。

4. 根据权利要求1所述之方法,其特征是该组织灰阶亮度之范围系测量欲检测组织之特定灰阶亮度区间而决定。

5. 根据权利要求1所述之方法,其特征是该组织系正常或病理组织。

6. 根据权利要求5所述之方法,其特征是该正常组织来自脑部、心脏、肾脏、肺脏、骨骼、肌肉、脊髓、消化器官、泌尿器官、耳鼻喉器官、视觉系统或循环血管系统。

7. 根据权利要求6所述之方法,其特征是该脑部组织系皮质(灰质)、髓质(白质)、脑室或脑血管。

8. 根据权利要求5所述之方法,其特征是该病理组织系来自肿瘤、出血、血管瘤、脑瘤、发炎、梗塞、坏死、空洞或钙化异常结构。

9. 根据权利要求1所述之方法,其特征是该图像来自计算机断层、核磁共振(MRI)、正子发射计算机断层摄影(PET)、单光子发射计算机断层扫描术(SPECT)、超声波、病理切片或染色片。

10. 根据权利要求 1 所述之方法,其特征是该特定区域是组织轮廓或组织浸润,可以分别成像。

11. 根据权利要求 10 所述之方法,其特征是该组织轮廓或组织浸润选自肿瘤、脂肪、淋巴、结缔组织、纤维、血凝块(hemorrhage)、创伤(trauma)、骨折、中风(infarction of Stroke patient)、硬脑膜下血肿 (subdural hematoma)、出血性脑中风 (hemorrhagic stroke)、栓塞性脑中风(ischemic stroke)、动静脉畸形之脑出血 AVM hemorrhage、脑内动脉瘤(intracranial aneurysm)、脑瘤、脑膜瘤(meningioma)或恶性脑瘤及脓疡。

12. 根据权利要求 1 所述之方法,其特征是进一步增加时间因素分析步骤,而获得四维动态图像(3D plus time)。

构建组织三维图像的方法

技术领域

本发明涉及一种由组织之二维图像构建成三维图像的方法。

背景技术

在数字时代，医学图像的重要性不应落后，图像数字化将成为一条必走之路，医师只要在计算器前输入病人之数据如病历号码，便可立即看到该病人所做的各种检查图像，做出诊断，可减少病人等候时间，增进工作效率及大幅降低人力成本。在 21 世纪图像诊断发展目标即在于传统 X 光摄影数字化、CT、US、MRI 与 PET 等各种扫描技术的数字图像之多功能图像处理与速度之增进，以及医学图像摄取传输系统之整合发展与应用。

从图像诊断作业角度而言，医学图像之诊断可解析成三个环节：

(1)图像生成(Generation);(2)图像认知(Perception);(3)图像解读及交流(Interpretation and Communication)。其中每一环节都会影响诊断质量。

目前一般的医学图像摄取的技术主要包含计算机断层扫描(computed tomography, CT)、核磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、核医学图像(nuclear medicine, NM) 及超声波图像(ultra-sound, US)。这些图像一般均为被摄影物体的某一横断面的图像，即二维(2 Dimensional, 2D)图像。此部分包含图像数据格式之译码，目前许多医学图像设备公司均有支持医学数字图像及通信(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 标准的图像格式码，但有部分图像并非此标准格式。医学图像软件系统即装在此计算机上，再对原有的图像进一步处理，而产生立体医学图像。

1. 立体数据的组成,是指将原始之2D图像,根据其立体几何结构组成立体数据组(3D data set)。此部分包含使用内插法或外插法来弥补可能缺乏的立体数据。

2. 目标物体的撷取:使用者所选定之目标物体(object of interest),在立体数据组中,与其它物体夹杂在一起,必须先将其与其它物体分开。此部分包含根据目标物体的各种特性,使用图像处理、图形识别以及人工智能等技术,将目标物体自立体数据组中以自动、半自动,或人工方式撷取出来。

3. 目标物体之立体显示:此部分包含使用各种计算机图学上之技术,来进行各种不同之物体立体显示。

4. 目标物体之操作:在很多情况下,医师希望将目标物体移动、旋转,或切开观察。医师也希望进行一些医学上之测量,如肿瘤的体积、长度的测量等。

当一个物体被撷取出来或被切割操作后,便会有一个“新”的物体产生,使用者可以对该新物体命名,并加以储存起来,以为后续操作之用。

现阶段在经过机器扫描后,事实上已可掌握大部分的病患数据,但是仅将二维的图像作为医师诊断的依据,似乎不能完全符合医师的需求,同时还可能导致一些前述盲点的产生,而增加一些不确定的因素。

平面医学图像未能完全解决医疗上的问题,若能利用计算机,将一系列的计算机断层扫描图像或核磁共振图像叠起来,经过一连串的计算机处理后,重建出原来三维的人体器官形态于计算机屏幕上,可使医生直接观察病人的立体器官,而不必再像以往只能凭想象猜测,对医疗诊断、治疗作业有深远正面的影响。

以目前现有之三维图像方法只能以单一画面或单一显示公式来呈现物体之外缘图像,或将二维之连续切割图像转换为三维体积测定模式(3D-volumetric model),以及增加时间因素分析而得之所谓四维动态图像(3D plus time)这些分析方式及其态样固然增加了以二维图像分析为主之利用性,但在生成三维图像精密度及易判读性仍然难以克服,进一步也限

制了常规判读自动化的效益。(K park et al.,Volumetric heart model and analysis., Communications of the ACM Feb 2005/ Vol.48,No2.pps43-47).

流空效应

心血管的血液由于流动迅速,使发射 MR 信号的氢原子核离开接收范围之外,所以测不到 MR 信号,在 T1WI 或 T2WI 中均呈黑影,这就是流空效应 (flowing Void)。这一效应使心腔和血管显影。

三维成像

MRI 可获得人体横面、冠状面、矢状面及任何方向断面的图像 (tomography),有利于病变的空间定位。一般 CT 则难于作到显示空间关系,需采用重建的方法才能获得冠状面或矢状面图像以及三维重建立体图像。

MRI 显示解剖结构清晰而逼真,目前医界可在其所提供之良好的解剖背景进行较容易的病变观察,是 MRI 诊断的突出优点。然而在观察病变时,医事人员除需注意病变的位置、大小、形状、边缘轮廓和同有关器官的关系等,还要了解并根据各种准则及临床经验判读各种 MR 信号的强弱、衰减与均匀性,进一步作出诊断,事实上,这样的诊断极需仰赖高素质的训练与推断能力,不同的医事人员对 MRI 数据的判断产生差异的确难以消除。目前,不论在诊断或治疗用途方面的各种基于二维计算机辅助断层扫描影像图像的三维立体影像图像重建方法,先前已披露于例如 Aoki S., et al., Cerebral aneurysms: detection and delineation using 3-D-CT angiography. **AJNR** 13:1115-1120, 1992. Hu X.,et al Three-dimensional magnetic resonance images of the brain: application to neurosurgical planning. **J Neurosurg** 72:433-440, 1990. Rubin GD., et al Perceptive volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic imaging. **Radiology** 199:321-330, 1996. Schwartz RB., et al: Common carotid artery bifurcation: evaluation with spiral CT -work in progress. **Radiology** 185:513-519, 1992. 等文献。足见三维立体图像重建技术是目前能提供医事人员对 MRI 数据判断上绝佳的辅助利器。

然而时至最近，三维立体图像重建技术在实用上仍未臻完善，原因有以下数点：

1) 取得高分辨率(high resolution) 二维扫描图像的限制

2) 扫描图像时移动受测物所造成之误差及质量下降

3) 扫描磁场的均匀性，造成同一组织中不同区域信号强度误差（见 Aoki S.,et al Cerebral aneurysms: detection and delineation using 3-D-CT angiography. **AJNR** 13:1115-1120, 1992）。

由于前述几个方面的进步，不但提供精确的原始数据(二维扫描图像数据)，也使得借助于其它辅助运算法如计算机三维图像实时运算逐渐成为被接受的工具，以往医学手段难以触及的领域如分析活体脑型态或组织性质等，若能撷取有效数据及选择正确的演算函数，将能实际导入临床之用。

发明内容

本发明的目的是希望医师能在动手术打开病患体腔之前，医师可利用个人计算机，透过通过鼠标的移动及按键，即可对三维立体影像图像进行旋转、放大、切割，或直接由不同之角度观察病人体内器官的立体形态（亦即三维的器官形态），除了可选择从各个不同角度实时地显示物体的立体形态之外，还可以在个人计算机上进行各种不同的模拟手术。例如，在立体影像图像上将病人脑部切开，取出一部分放大仔细观察，或再做进一步切割。若觉得切割取样不好，则可再下刀重取。每一个动作均可连续操作，并立即看到结果，此系统同时也提供计算如肿瘤的体积大小、骨头裂痕的长度等各种测量功能。这些都是在实际开刀过程中无法做到的，但却可利用此系统事先进行手术仿真，提高医师手术时的熟练度、正确度以及精准度。

同时，这套系统也可作为医学院学生或临床医师教育训练之用。如诊断更正确的病情，规划适当的治疗方法，将病患的部位完善处理，而不伤及邻近的重要器官，并做好将来手术后之康复计划等。另一方面，本发明

之系统可在一般个人计算机系统上执行，所以不必另外购买硬件，即可在自己的桌上型个人计算机中得到快速而立即的三维立体影像图像显示。

MRI

MRI 因其没有游离辐射之安全顾虑而且又能得到高软组织对比图像，使其成为图像诊断的一大利器。MRI 于 21 世纪之发展将朝向增进病人的舒适性而改进，由于所发出的射频信号非常小，于是接收线圈必须紧贴着病人，造成病人很大的压迫感，新一代的短通道 MR，既能使用高磁场又能减少病人的压迫感，使 MRI 在使用上更容易为病患所接受。另一个有待发展的领域是功能性 MRI，功能性 MRI 在脑外科手术前之评估扮演一定的角色，目前具有功能性图像之正子发射计算机断层摄影（PET），因造价昂贵，只有一般大型医学中心所能负担，故此项检查的普遍性并不高。相对地，功能性 MRI 的限制就少了许多，不但扫描时间短，也没有非密封放射源污染之问题。另 MRI 技术之研发如磁共振胰胆管成像(MR cholangiopancreatography)、磁共振肾盂成像 (MR urography)、磁共振血管成像 (MR angiography)及 磁共振脊髓成像 (MR myelography) 已多少取代传统的较侵袭性的检查。

MRI 成像的基本原理

含单数质子的原子核，例如人体内广泛存在的氢原子核，其质子有自转运动，带正电，产生磁矩，有如一个小磁体。小磁体自转轴的排列无一定规律。但如在均匀的强磁场中，则小磁体的自转轴将按磁场磁力线的方向重新排列）。在这种状态下，用特定频率的射频脉冲（radiofrequency, RF）进行激发，作为小磁体的氢原子核吸收一定量的能而共振，即发生了磁共振现象。停止发射射频脉冲，则被激发的氢原子核把所吸收的能逐步释放出来，相位和能级都恢复到激发前的状态。这一恢复过程称为松弛过程（relaxation process），而恢复到原来平衡状态所需的时间则称之为松弛时间（relaxation time）。有两种松弛时间，一种是自转-晶格松弛时间（spin-lattice relaxation time）又称纵向松弛时间（longitudinal relaxation time）反映自转核把吸收的能传给周围晶格所需要的时间，也是 90°射频

脉冲质子由纵向磁化转到横向磁化之后再恢复到纵向磁化激发前状态所需时间,称 T_1 。另一种是自转-自转松弛时间 (spin-spin relaxation time), 又称横向松弛时间 (transverse relaxation time) 反映横向磁化衰减、丧失的过程,也即是横向磁化所维持的时间,称 T_2 。 T_2 衰减是由共振质子之间相互磁化作用所引起,与 T_1 不同,它引起相位的变化。

人体不同器官的正常组织与病理组织的 T_1 是相对固定的,而且它们之间有一定的差别, T_2 也是如此(表1及2)。这种组织间松弛时间上的差别,是MRI的成像基础。有如CT时,组织间吸收系数(CT值)差别是CT成像基础的道理。但MRI不像CT只有一个参数,即吸收系数,而是有 T_1 、 T_2 和自转核密度(P)等几个参数,其中 T_1 与 T_2 尤为重要。因此,获得选定层面中各种组织的 T_1 (或 T_2) 值,就可获得该层面中包括各种组织图像的图像。

MRI的成像方法也与CT相似。有如把检查层面分成 N_x , N_y , N_z 一定数量的小体积,即体素,用接收器收集信息,数字化后输入计算机处理,获得每个体素的 T_1 值(或 T_2 值),进行空间编码。用转换器将每个T值转为模拟灰度,而重建图像。MRI设备中的数据采集、处理和图像显示,除图像重建由Fourier变换代替了反投影以外,与CT非常相似。

表1 人体正常与病变组织的 T_1 值 (ms)

肝	140~170	脑膜瘤	200~300
胰	180~200	肝癌	300~450
肾	300~340	肝血管瘤	340~370
胆汁	250~300	胰腺癌	275~400
血液	340~370	肾癌	400~450
脂肪	60~80	肺脓肿	400~500
肌肉	120~140	膀胱癌	200~240

表2 正常颅脑的 T_1 与 T_2 值 (ms)

组 织	T_1	T_2
胼胝体	380	80
桥 脑	445	75
延 髓	475	100
小 脑	585	90
大 脑	600	100
脑脊液	1155	145
头 皮	235	60
骨 髓	320	80

灰阶成像

具有一定 T_1 差别的各种组织，包括正常与病变组织，转为仿真灰度的黑白影，则可使器官及其病变成像。MRI 所显示的解剖结构非常逼真，在良好清晰的解剖背景上，再显出病变图像，使得病变同解剖结构的关系更明确。

其中，MRI 的图像虽然也以不同灰度显示，但反映的是 MR 信号强度的不同或松弛时间 T_1 与 T_2 的长短，而不像 CT 图像，灰度反映的是组织密度。

MRI 的图像如主要反映组织间 T_1 特征参数时，为 T_1 加权像 (T_1 weighted image, T_1WI)，它反映的是组织间 T_1 的差别。如主要反映组织间 T_2 特征参数时，则为 T_2 加权像 (T_2 weighted image, T_2WI)。因此，一个层面可有 T_1WI 和 T_2WI 两种扫描成像方法。分别获得 T_1WI 与 T_2WI 有助于显示正常组织与病变组织。正常组织，如脑神经各种软组织间 T_1 差别明显，所以 T_1WI 有利于观察解剖结构，而 T_2WI 则对显示病

变组织较好。在 T1WI 上, 脂肪 T1 短, MR 信号强, 图像白; 脑与肌肉 T1 居中, 图像灰; 脑脊液 T1 长; 骨与空气含氢量少, MR 信号弱, 图像黑。在 T2WI 上, 则与 T1WI 不同, 例如脑脊液 T2 长, MR 信号强而呈白影。表 3 例举几种组织在 T1WI 和 T2WI 上的灰度。

表 3 人体不同组织 T1WI 和 T2WI 上的灰度

	脑白质	脑灰质	脑脊液	脂肪	骨皮质	骨髓质	脑膜
T ₁ WI	白	灰	黑	白	黑	白	黑
T ₂ WI	白	灰	白	白灰	黑	灰	黑

前述目前现有之三维图像方法仅能达到以单一画面或单一显示公式来呈现物体之外缘图像, 或将二维之连续切割图像转换为三维体积测定模式(3D-volumetric model), 或更进一步增加时间因素分析而得之所谓四维动态图像(3D plus time)。

本发明突出之特色, 在于以二维 MRI 图像, 由其中亮度高低之不同灰阶分离出各个不同结构, 而达成区分不同组织部位, 使实现分别标示出大脑皮质(灰质)、髓质(白质)、脑室、脑血管、出血、血管瘤、脑瘤、发炎、梗塞、坏死、空洞或小脑结构异常等之独立三维立体图像。

本发明提供一种由组织之二维图像构建成三维图像的方法, 其中该组织之二维图像得自于灰阶亮度分析人体器官之二维图像, 该方法包括:

- (1)取得连续复数的人体器官二维图像,
- (2)由该人体器官二维图像选取欲检测组织之灰阶亮度, 以决定该组织灰阶亮度之范围;
- (3)依该组织之灰阶亮度范围分别对连续复数的人体器官二维图像作片断(segmentation)切割, 以获取连续断切割图像;及
- (4)重组连续断切割图像, 以完成欲检测组织之三维图像。

在一较佳实施例中, 图像中灰阶亮度为 2 的九次幂至十一次幂之灰阶层次。 在一更佳实施例中, 图像中灰阶亮度为 2 的十次幂之灰阶层次。

本发明方法中决定图像之灰阶亮度系测量正常或病理组织灰阶亮度所求得。在一较佳实施例中，该组织灰阶亮度之范围系测量欲检测组织之特定灰阶层亮度区间而决定。

本发明所指之正常组织系脑部、心脏、肾脏、肺脏、骨骼、肌肉、脊髓、消化器官、泌尿器官、耳鼻喉器官、视觉系统或循环血管系统。在一较佳实施例中，本发明所指之脑部组织系皮质(灰质)、髓质(白质)、脑室、脑血管。在另一较佳实施例中，本发明所指之病理组织系肿瘤、出血、血管瘤、脑瘤、发炎、梗塞、坏死、空洞或钙化异常结构。

在较佳实施例中，本发明所指之该特定区域系组织轮廓或组织浸润，可以分别成像。在更佳实施例中，本发明所指之组织轮廓或组织浸润系选自肿瘤、脂肪、淋巴、结缔组织、纤维、血凝块(hemorrhage)、创伤(trauma)、骨折、中风(infarction of Stroke patient)、硬脑膜下血肿(subdural hematoma)、出血性脑中风(hemorrhagic stroke)、栓塞性脑中风(ischemic stroke)、动静脉畸形之脑出血 AVM hemorrhage、脑内动脉瘤(intracranial aneurysm)、脑瘤、脑膜瘤(meningioma)、恶性脑瘤或脓疡。

可应用本发明之方法之二维图像来源可来自计算机断层扫描、核磁共振(MRI)、正子发射计算机断层摄影(PET)、单光子发射计算机断层扫描术(SPECT)、超声波、病理切片或染色片。

计算机断层扫描(CT)

在放射诊断学之领域中，最早数字化的就是 CT，于 1972 年由 G. N. Hounsfield 所发展之技术，当时叫做 computerized axial transverse scanning，是利用一个点射源与单一侦检器，来侦测穿透病人之加马射线总量，称为投影量(projection)，在取得每一个角度与位置的投影量之后，即可利用计算机进行反投影而重组图像，以得到切面图像。整个 CT 的发展，便是如何以最少的时间而得到更好的图像为出发点。随着计算机速度的增进，处理的运算也就越复杂，在目前螺旋式 CT 中所取得的资料就已经不再是一个横断面的数据，而是具有体积特性之数据，利用计算机进行重组可取得任意一个切面的图像。在图像的显示方面也以通过三维空间重建

(three-dimensional reconstruction)得到三维立体图像，亦可通过假彩色 (pseudo-color) 的处理，使得灰阶图像变为彩色图像，增加色阶分辨率以方便诊断。通过以上之图像处理所得到的图像信息已经大大地增加诊断之正确性。

超声波

现今所使用之超声波扫描仪皆为实时扫描仪 (real-time scanner)。其探头或换能器 (transducer) 内之芯片具有压电效应，可为传播器及接受器并将机械能 (声波) 与电能相互转换。超声波探头之芯片受电击所发射出之声波在介质中行进，当声波经过两个不同声波阻抗物质形成的接口时，部分声波即会反射回探头。此反射波或回声经收信性能芯片转换成电子信号，再经仪器数字化处理后形成图像。US 在下一世纪临床上之最新发展包括超声波显影剂之使用、US 三度空间立体成像、谐波式 (harmonic) 图像、轻便型 US 扫描仪 (类似手提式笔记本电脑) 将发挥如同听筒的作用。以提高服务、检查及诊断品质质量。

在 CT、MRI 与 US 数字图像发展中，提供分辨率更高、扫描速度更快以及增加病人之舒适度，同时将图像由二维发展至三维，以更清楚了解组织或器官间相关位置。

单光子发射计算机断层扫描术(SPECT)

单光子发射计算机断层扫描术(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)--基本原理与一般核医学扫描大致相同，不同处乃是针对特定组织或器官做 360 度、三度空间静态的成像扫描，所得图像为包含立体及三个断层切面的图像，且所提供的主要也是人体特定组织或器官功能性方面的信息，而有时亦能提供类似人体中有关生理、生化和代谢活动及定量分析的讯息。

正子发射断层成像(PET)

正子发射断层成像(Positron Emission Tomography, PET)--是近几年来核子医学中一门发展相当快速且崭新的图像诊断技术。其方法乃是将经由正子发射核种标记 (Labeled) 的核子医学药剂，以静脉注射或吸入的途径

注入人体，等待一段特定的时间后，再使用正子断层扫描仪予以测定，以此了解放射性追踪剂在人体内的分布状况或新陈代谢是否异常。PET 所使用的核子医学药剂多属具有高度专一性的生命基质或其衍生物之标化物，可以针对特定组织或器官，以定量的方式测定其单位体积内的放射放射性浓度，以此了解该特定组织或器官对特定药剂的代谢情形，进而探讨出疾病的致病机转，因此，PET 所能提供的是有关人体中特定组织或器官的生理、生化和代谢活动方面的信息，以及解剖结构的相对位置。由于绝大多数人类疾病在发生初期，其生理、生化和代谢活动方面的变化皆在解剖结构变化之先，使 PET 能在疾病初期便精确地提供多方面定性与定量的信息。PET 是属于三度空间的成像扫描，所得图像为包含立体及三个断层切面的图像，其图像质量与分辨率皆优于一般核子医学扫描及 SPECT。且除了核子医学药剂及仪器本身有些许的放射性外，整个检查过程对病人本身并不会造成任何伤害，可以达到“早期诊断，早期治疗”的功效。

附图说明

图1为三维立体图像重建处理前计算机辅助断层扫描之连续二维图像。

图 2 为大脑皮质二维计算机辅助断层扫描图像的三维立体图像重建图，上图为异常病历，下图为该部分正常之对照组。

图3为大脑髓质二维计算机辅助断层扫描图像的三维立体图像重建图，上图为异常病历，下图为该部分正常之对照组。

图4为脑室二维计算机辅助断层扫描图像的三维立体图像重建图，上图为异常病历，下图为该部分正常之对照组。

具体实施方式

实例1. MRI图像扫描方式与条件:

脑部MRI图像扫描参数(scanning parameters)

病患位置:supiae

线圈:头部

T_1W : 三维扰相梯度回波(3D SPGR)解析

TR= 33

TE= 3.0

转置角度(flip angle)=35度

频宽(bandwidth)=15.63

NEX: 1

Matria: 256*192 Zip512

FOV:22公分

图像切割厚度(slice thickness):1.5毫米

扫描区域:全脑

实例2.图像处理方法(以全脑扫描为例):

1. 依特定参数扫描所得之MRI标准图像文件(如图1所示)由核磁共振单元传送至数据库,
2. 使用Amira®(3.1.1版, 美国Mercury Computer System公司)进行图像三维转换运算,
3. 图像文件预先做片段处理, 接着汇入Amira®软件,
4. 在软件中使用”刷状工具”及”包裹工具”, 定义欲分析之器官内各特定部位,
5. 依照算术系数将头骨部份之图像排除在目标区域(region of interest)外, 以获得大脑部份,
6. 以100至200灰阶亮度值范围初步区分出髓质部分,
7. 在软件中使用”阈值工具”及”边缘测定工具”自动清楚区分出髓质部分,
8. 剔除其它小于50像素(pixel)小型分散区域, 以删除自动区分功能误

判,

9. 继续根据传统Marching-cube(GMC)算法, 构建髓质部分之三维立体图像并显示其表面图(如图3所示),

10. 体积测量是依据以下公式计算: 体积=(三维像素量(the amount of voxels))x(每个三维像素体积(volume of each voxel)), 及

11. 重复以上步骤以构建皮质(如图 2 所示)及其它欲求区域(例如脑室)之三维立体图像(如图 4 所示)。

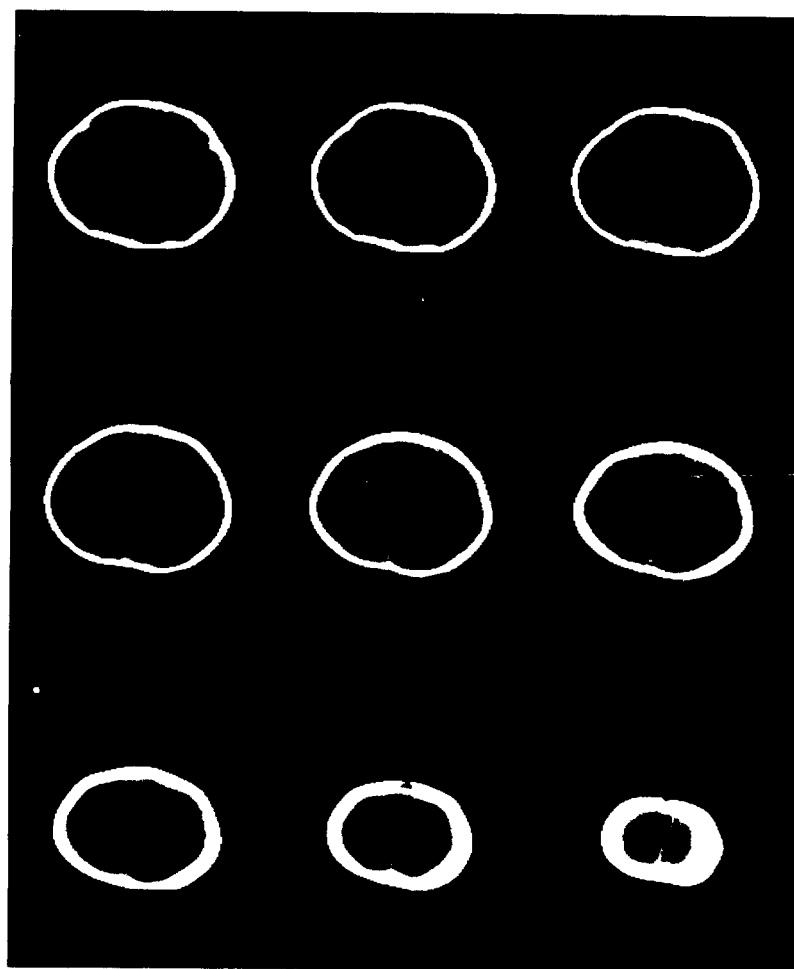


图 1

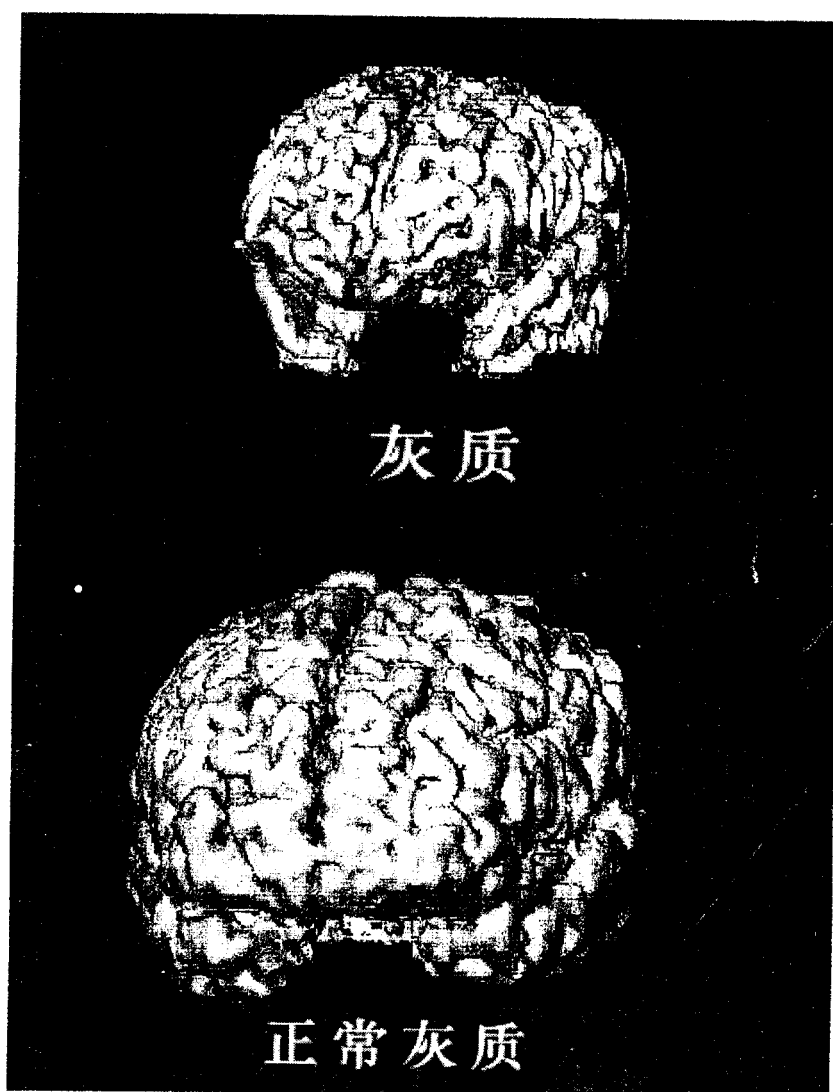


图 2

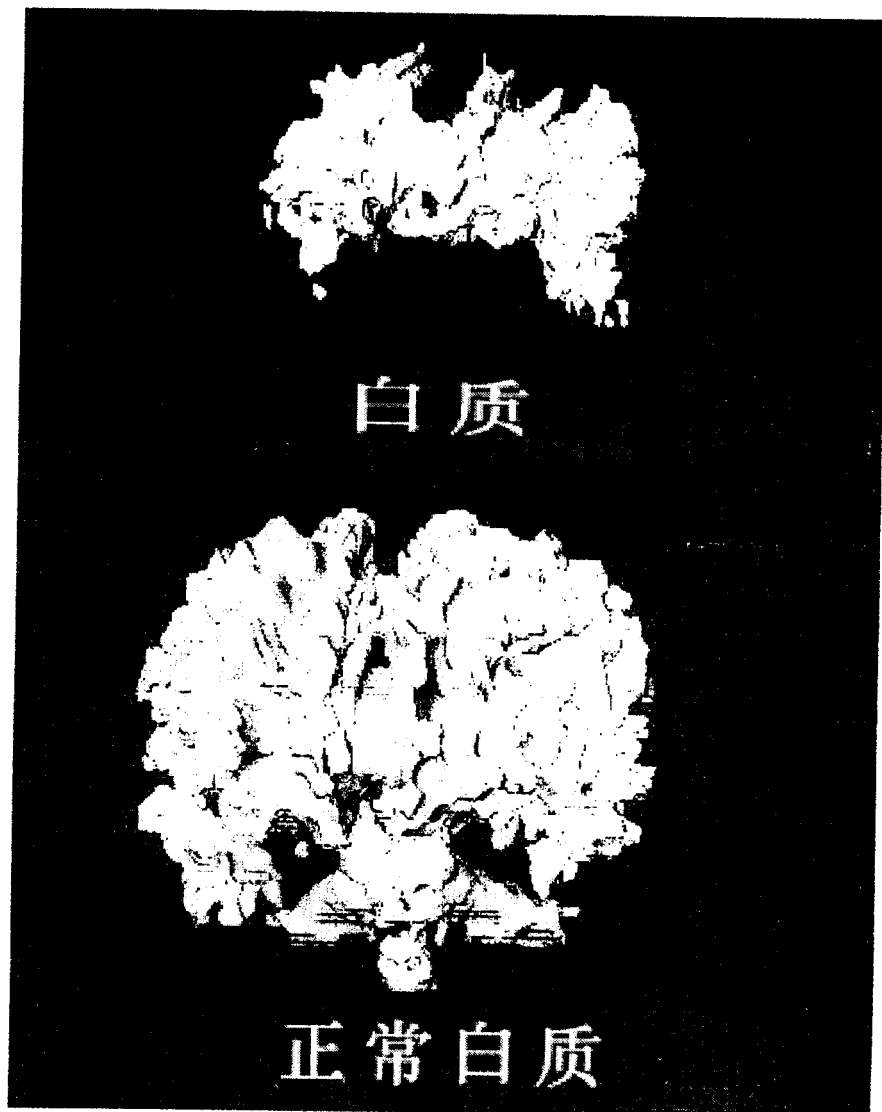


图 3

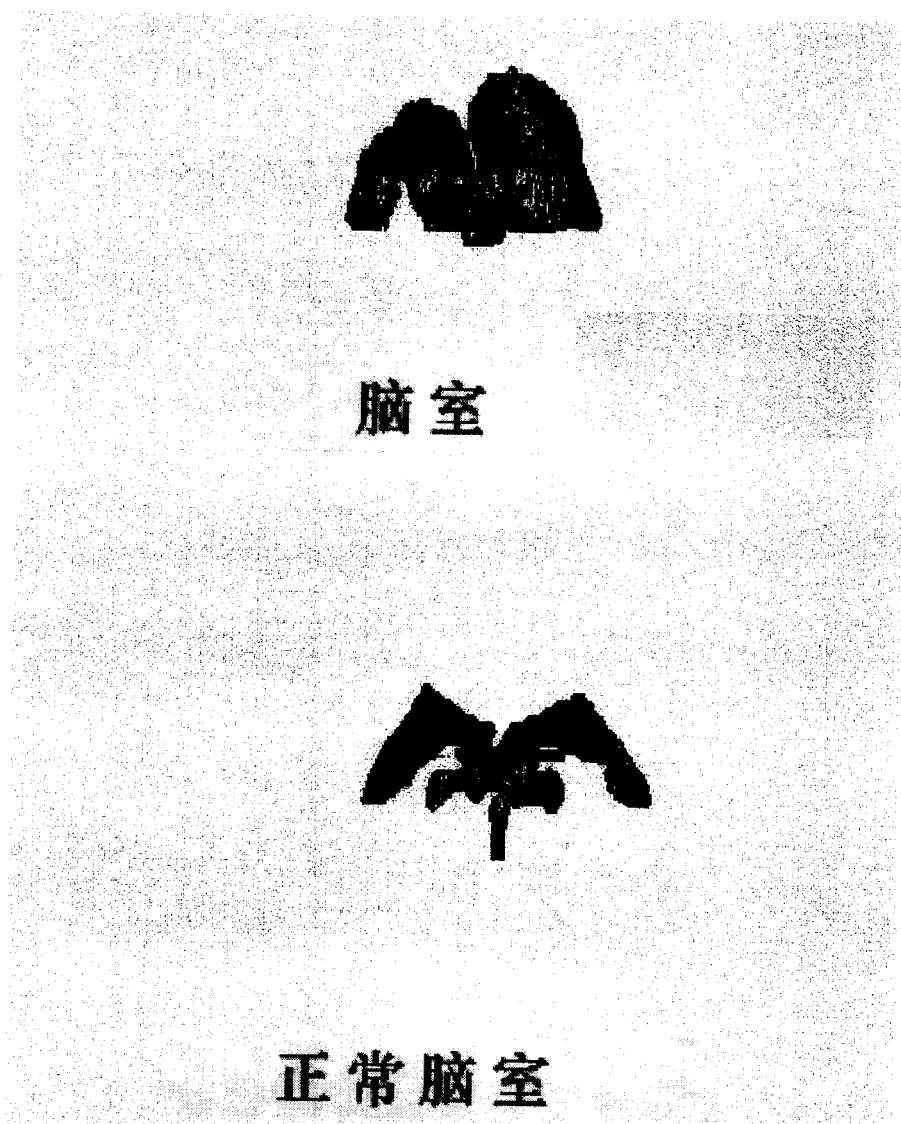


图 4

专利名称(译)	构建组织三维图像的方法		
公开(公告)号	CN1846614A	公开(公告)日	2006-10-18
申请号	CN200510059954.0	申请日	2005-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	沈渊瑶		
申请(专利权)人(译)	沈渊瑶		
当前申请(专利权)人(译)	沈渊瑶		
[标]发明人	沈渊瑶		
发明人	沈渊瑶		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/03 G06T1/00 G06T15/00		
代理人(译)	高翔		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种由组织之二维图像构建成三维图像的方法。

