

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01R 33/563 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03810909.3

[45] 授权公告日 2009年1月21日

[11] 授权公告号 CN 100454036C

[22] 申请日 2003.5.12 [21] 申请号 03810909.3

[30] 优先权

[32] 2002.5.15 [33] US [31] 10/145,917

[86] 国际申请 PCT/IB2003/001989 2003.5.12

[87] 国际公布 WO2003/098253 英 2003.11.27

[85] 进入国家阶段日期 2004.11.15

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 A·M·C·范穆斯温克

R·F·J·霍图伊泽恩

[56] 参考文献

CN1234508A 1999.11.10

US5969524A 1999.10.19

JP11-000320A 1999.1.6

US5560360A 1996.10.1

US5488297A 1996.1.30

WO0191639A1 2001.12.6

审查员 隋欣

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 龚海军 张志醒

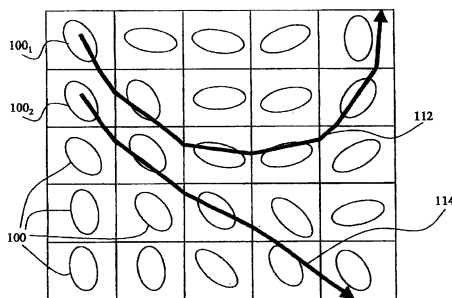
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

[54] 发明名称

使用实时示踪成像技术的磁共振成像的方法和设备

[57] 摘要

一种用于对包括纤维/各向异性结构(102)的对象(18)进行成像的磁共振成像方法包括采集具有和没有多个不同的扩散权重和方向的三维图像表示。在用户(56)使选择装置悬停在图像的体素上时,实时地抽取纤维表示(54)。通过逐个体素地跟随主要的特征矢量  $e_1$  的方向产生该表示。产生纤维表示的人可看的显示(210)。



1. 一种磁共振成像的方法，包括：
  - 采集具有扩散权重与方向以及没有扩散权重与方向的多个图像表示；
  - 将图像表示之一转换到人可看的显示器 (52)；
  - 通过手动输入装置选择一个体素；
  - 从图像表示中确定在所选择的体素中最大扩散特征值的方向；
  - 识别在最大扩散的所确定的方向中的相邻体素；
  - 从图像表示中确定在相邻体素中的最大扩散的方向；
  - 重复最近的两个步骤以产生相邻体素的单个纤维轨迹；
  - 将该纤维轨迹的图像叠加在人可看的显示器 (52) 上；
  - 确定感兴趣区域，这个感兴趣区域的子区域包括所述纤维轨迹；
  - 根据所采集的多个图像表示计算所述感兴趣区域中的扩散张量图。
2. 如权利要求 1 所述的方法，其中纤维的图像实时地被产生并转换到人可读的显示器上。
3. 如权利要求 1 和 2 中任一权利要求所述的方法，其中转换步骤包括使人可看的显示 (52) 彩色化。
4. 如权利要求 3 所述的方法，其中选择步骤包括选择光标 (56) 悬停在人可看的显示器 (52) 上。
5. 如权利要求 4 所述的方法，其中计算步骤包括：
  - 查找体素的主要的、中等的和最小的特征矢量；
  - 识别主要的特征矢量。
6. 如权利要求 5 所述的方法，进一步包括在计算步骤中在主要特征矢量的正和负方向上识别相邻的体素。
7. 如权利要求 6 所述的方法，进一步包括计算纤维路径直到满足结束标准。
8. 如权利要求 7 所述的方法，其中结束标准包括如下标准中的至少一种：
  - 遇到这样的个体素，该体素的主要的特征矢量不大于该相同体素的最小或中等的特征矢量—预定阈值；
  - 遇到这样的个体素，该体素的主要的特征矢量方向不同于先

前的特征矢量方向超过一预定角度;

- 遇到具有扩散权重在信号强度阈值之下的体素。

9. 如权利要求 8 所述的方法, 其中重叠步骤包括将所计算的纤维路径叠加在转换步骤的显示器 (52) 上。

10. 如权利要求 9 所述的方法, 其中计算步骤包括:

- 从静态扩散加权图像表示中确定表观扩散系数张量;

- 从表观扩散系数张量中抽取特征矢量和特征值。

11. 如权利要求 10 所述的方法, 进一步包括从特征矢量和特征值中计算每个体素的各向异性值。

12. 如权利要求 11 所述的方法, 其中重叠步骤包括:

- 再现轨迹的体素的部分各向异性的图像;

- 使所再现的图像彩色化。

13. 一种磁共振设备, 包括:

- 采集没有多个扩散权重和方向以及具有多个扩散权重和方向的多个图像表示的装置 (10);

- 将图像表示转换成人可读的图像的显示装置 (52);

- 选择一个体素作为开始点的装置 (56);

- 沿与该开始点交叉的纤维束计算流体扩散的路径的装置 (60);

用于计算的装置 (60) 包括具有如下作用的扩散方向处理装置 (42):

a) 识别开始点的主要的特征矢量;

b) 通过按照主要的特征矢量的方向识别相邻的体素;

c) 通过识别相邻体素的主要的特征矢量查找相邻体素的扩散;

d) 标记相邻体素;

e) 重复步骤 b)、c) 和 d) 来将该纤维生长为一连串的这种被标记的体素直到满足结束标准;

- 将所计算的纤维束路径重叠在人可读的图像上的装置 (66);

- 确定感兴趣区域的装置, 这个感兴趣区域的子区域包括纤维轨迹;

- 根据所采集的多个图像表示计算所述感兴趣区域中的扩散张量图的装置。

14. 如权利要求 13 所述的磁共振设备, 其中用于选择的装置 (56) 包括显示在显示装置 (52) 上的手动控制的光标。

15. 如权利要求 13 所述的磁共振设备, 其中计算装置 (60) 对体素进行插值以给被插值的体素比所采集的体素更高的分辨率。

16. 如权利要求 13 和 15 中任一权利要求所述的磁共振设备, 其中扩散方向处理装置 (42) 在主要的特征矢量的负方向上反复地执行步骤 b)、c) 和 d)。

17. 如权利要求 16 所述的磁共振设备, 进一步包括识别如下至少一种的结束标准识别装置 (62):

- 遇到这样的一个体素, 该体素的主要的特征矢量不大于该相同体素的最小或中等特征矢量—预定阈值;

- 遇到这样的一个体素, 该体素的主要的特征矢量方向不同于先前的特征矢量方向超过一预定角度;

- 超过了时间阈值。

18. 如权利要求 17 所述的磁共振设备, 其中主要的、中等的和最小的特征矢量都是相互正交的矢量。

19. 如权利要求 18 所述的磁共振设备, 进一步包括:

- 计算表现扩散系数的装置 (42);

- 计算特征矢量的装置 (46)。

20. 如权利要求 19 所述的磁共振设备, 进一步包括计算并显示各种各向异性映射图 (66, 52) 的装置。

## 使用实时示踪成像技术的磁共振成像的方法和设备

### 发明领域

本发明涉及医疗成像领域。具体地说，它涉及通过扩散张量磁共振成像（DT-MRI）神经纤维和纤维束的成像、跟踪和显示，并以特定的参考方式描述。然而，本发明也可以结合其它类型的纤维结构的跟踪和图形再现以及其它的成像模态应用。

### 背景技术

人类和其它哺乳动物的神经组织包括具有设置成用于形成沿其传递电信号的神经纤维或纤维束的延长的轴突部分的神经。例如，在大脑中通过非常高的神经密度所界定的区域通常通过结构复杂的轴突纤维束的神经网络链接。轴突纤维束和其它的纤维材料基本都由其它的组织包围。

神经疾病的诊断、脑外科手术的规划和其它与神经学相关的临床活动以及关于脑功能的研究都受益于轴突纤维和纤维束的非侵入式成像和跟踪。具体地，扩散张量磁共振成像（DT-MRI）已经给图像轴突纤维束提供了足够的图像对比度。在DT-MRI技术中，扩散灵敏的磁场梯度施加在激励/成像序列中以使磁共振图像包括与水或其它的流体分子的扩散相关的对比度。通过在激励/成像序列期间在所选择的方向上施加扩散梯度，从而为在图像的空间中的每个体素位置获得的表现扩散张量系数中获取扩散加权图像。

与部分或全部正交于纤维的方向相比，流体分子沿轴突纤维束的方向可以更加容易地扩散。因此，表现扩散系数的方向性和各向异性易于与轴突纤维和纤维束的方向相关。

在常规的MRI图像中纤维的结构通常并不容易辨认。从DT-MRI图像中抽取纤维结构的信息在计算上强度较大。对于临床上有价值的图像，重构通过所选择的区域的纤维的图像的处理时间通常从几十分钟到一小时或更多。如果所选择的区域与感兴趣的纤维束完全或部分地错开，则平移所选择的区域并重新开始该处理。为避免浪费宝贵的时间，对于临床医生来说获知所选择的数据是否能够产生有用的诊断图像是有益的。在数据是无用的情况下，浪费了重构的时间。

## 发明内容

本发明涉及一种能够克服前述的局限以及其它局限的改进的设备和方法。

根据本发明的一方面，提供一种磁共振方法。采集具有扩散权重和没有扩散权重的多个图像表示。将这些图像表示中的一个图像表示转换成人可读的显示。选择所显示的图像的体素作为开始点。计算与开始点交叉的纤维的纤维路径并将该路径的图像叠加在人可读的显示器上。

根据本发明的另一方面，提供一种磁共振设备。采集装置采集多个图像表示。显示装置将图像表示转换为人可读的图像。选择装置选择一个体素和一组体素之一作为开始点。计算装置计算沿与开始点交叉的纤维束的扩散路径。叠加装置将纤维的表示重叠在人可读的图像上。

本发明的一个优点在于以实时的结构实现。

本发明的另一优点在于改进的计算速度。

本发明的另一优点在于更加有意义的图像。

通过下文对优选实施例的详细描述对于熟悉本领域的人来说将会更加清楚本发明的许多其它的优点和好处。

## 附图概述

本发明可以采取多种部件和部件设置以及多种步骤和步骤设置。附图仅用于说明优选实施例的目的并不构成对本发明的限制。

附图 1 所示为根据本发明的示例性磁共振成像 (MRI) 技术的图示。

附图 2 所示为扩散系数张量的特征矢量和特征值以及它们与轴突纤维或纤维束的关系的透视性表示。

附图 3 所示为纤维跟踪的二维表示。

附图 4 所示为采集扩散张量磁共振成像数据并从其中计算表观扩散系数张量映射图、特征值/特征矢量映射图和部分各向异性图的示例性过程的流程图。

附图 5 所示为纤维束的检测和再现的流程图。

## 优选实施例的详细描述

参考附图 1，磁共振成像 (MRI) 扫描器 10 通常包括沿检查区 14 的 z-轴形成基本均匀的且时间上恒定的主磁场  $B_0$  的超导或电阻性磁体

12. 虽然孔型磁体在附图 1 中示出, 但是本发明也可以应用到开放式磁体系统和其它类型的 MRI 扫描器中。通过对至少部分地置于在检查区 14 内 (通常感兴趣的部位在磁体 12 的等角点上) 的正成像的对象 (例如患者 18) 执行磁共振激励和读出序列来实施成像。对于脑部的扩散张量 MRI 成像, 患者的头部优选置于等角 (isocenter) 点上。

磁共振序列包括施加给对象以控制并检测磁共振的一系列 RF 和磁场梯度脉冲序列。更具体地说, 梯度脉冲放大器 20 将电流脉冲施加给整个身体梯度线圈组件 22 以沿检查区 14 的 x、y 和 z-轴形成的磁场梯度。在扩散加权 MRI 中, 施加所选择的运动敏感磁场梯度以检测在所选择的方向上运动的人体流体分子的扩散。

RF 发射器 24 (优选为数字型) 将 RF 脉冲或脉冲包施加给整个身体 RF 线圈 26 以将 RF 脉冲发射给检查区。使用 RF 脉冲来饱和、激励共振、转换磁化、再聚焦共振或控制在检查区的所选择区中的共振。

对于整个身体应用, 作为选择的控制的结果产生的所得的共振信号通过整个身体 RF 线圈 26 接收。可替换地, 为在对象的有限的区域内产生 RF 脉冲, 将局部 RF 线圈与发射和/或接收的所选择的区域连续地放置。对于脑部成像, 优选使用可插入的局部头部线圈 28。

不管 RF 线圈结构和应用如何, 所得的 RF 磁共振信号都通过 RF 接收器 30 (优选为数字接收器) 接收和解调。序列控制处理器 32 控制梯度脉冲放大器 20、RF 发射器 24 和 RF 接收器 30 以产生积分的 MRI 脉冲序列和产生磁共振信号和可选择的回波的读出波形, 提供适当的编码梯度以对所得的 MR 响应进行空间和扩散编码并调整 MR 拾取和接收操作。

MRI 序列通常包括磁场梯度脉冲的复序列和/或通过梯度线圈 22 发射的扫描脉冲, 这些脉冲连同通过 RF 线圈 26 发射的所选择的 RF 脉冲产生了磁共振回波串。该回波中的某些回波没有运动敏感性。而每个回波串中的其它回波在 N 扩散加权方向 (以 1...N 编号) 以运动敏感梯度对运动敏感。可取的是,  $N > 6$ 。所得的磁共振数据通过分类器 34 分类并存储在 k-空间存储器 36 中。采集静态和扩散加权数据组并存储到对应于 k-空间存储器  $36_0, 36_1, \dots, 36_N$  中。通过重构处理器 38 对 k-空间数据组  $36_0, 36_1, \dots, 36_N$  进行处理以形成重构的图像表示  $40_0, 40_1, \dots, 40_N$ , 该重构处理器 38 通常是反向傅立叶变换处理器或本领域公知的其

它的重构处理器。在不扩散加权的情况下重构静态图像  $S_0$ ，并应用  $N$  扩散权重的每个重构  $N$  运动敏感图像。

对于 DT-MRI，通过以不同的扩散加权的图像的线性回归获得所选择的方向上的表现扩散系数 (ADC)。通过根据下式采集在与静态图像  $S_0$  相关的  $(i, j)$  方向上扩散加权的扩散加权图像  $S_{i,j}$  确定所选择的方向  $(i, j)$  的 ADC:

$$S_{i,j} = S_0 e^{-B \cdot ADC_{i,j}} \quad (1)$$

这里  $B$  是磁场参数， $ADC_{i,j}$  是  $(i, j)$  方向的表现扩散系数。ADC 从公式 (1) 中计算如下:

$$ADC_{i,j} = -\frac{1}{B} \ln\left(\frac{S_{i,j}}{S_0}\right) \quad (2)$$

有利的是，从除了扩散加权比如  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_2^*$  等图像对比度机理之外的机理得出的图像对比度基本通过图像线性回归消除。扩散张量处理器 42 根据等式 (2) 基于每个体素计算多个 ADC 值以构成扩散张量映射图 44。六个扩散方向通常提供足够的信息以构成在每个体素上的扩散张量。

继续参考附图 1 和进一步参考附图 2，特征矢量/特征值处理器 46 在每个体素上获得扩散张量特征矢量和特征值以构成特征矢量/特征值映射图 48。

在优选的实施例中，特征值处理器 46 使用乘法变量的雅可比 (Jacobi) 法或另一数学技术对扩散张量对角化以获得特征矢量和特征值。如附图 2 所示，扩散张量的特征值  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$  和对应的特征矢量  $e_1$ ,  $e_2$ ,  $e_3$  具有有用的物理意义。最大的特征值在附图 2 中指定为  $\lambda_1$ 。对应的特征矢量  $e_1$  称为主要的特征矢量，并与具有最高的扩散系数的空间方向对准。其余的特征值  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$  具有称为中等和最小的特征矢量的对应的特征矢量  $e_2$ ,  $e_3$ 。这些特征矢量  $e_2$ ,  $e_3$  与  $e_1$  正交并彼此正交，并且与具有较低的扩散系数的空间方向对准。特征值  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$  的相对值表示扩散张量各向异性的空间取向和幅值。

为预检这个过程，操作员选择开始点的开始体素。在适合的选择



过程中，用户操作接口装置 50，比如包括图形显示器 52、键盘 54、鼠标或其它的指定装置 56 和/或类似的输入和输出元件的个人计算机或者工作站。显示器 52 显示了表示对象 18 的图像表示，例如通过一个图像（比如静态图像 40。）的片层或其它的二维表面。可取的是，将显示器分为象限。在一个象限中显示 A3D 再现，在公共点上交叉的三个正交片层显示在其它三个象限上。显示器也包括叠加的交互式光标或本领域公知的其它的图形选择工具，这些工具可以由用户通过指点装置 56、键盘 54 或其它的输入装置操作。可取的是，光标标记公共交叉点并在所有四个象限中显示。点击鼠标等可以用于选择由光标指示的体素。

计算所选择的起始点的特征矢量和特征值。跟踪或投影处理器 60 确定最大的特征矢量的方向并识别在该方向上的下一体素。结束标准处理器 62 确定是否满足任何预选择的结束或分支标准。如果不符合，则对于所识别的下一体素重复该过程。所计算的特征矢量和特征值也存储在映射图 48 中。可取的是，在开始点的负特征矢量方向也执行预查过程，即纤维在从开始点的两个方向上生长。在这个过程中计算特征矢量的体素形成了存储在临时图像存储器 64 中的细丝轨迹。

继续参考附图 1 和 2 并进一步参考附图 3，跟踪处理器 60 使用由种子体素和每个随后的体素的扩散张量的主要的特征矢量  $e_1$  给定的跟踪方向反复地跟踪纤维。附图 3 所示为在开始点  $100_1$  上开始的第一纤维表示轨迹 112 和在开始点  $100_2$  上开始的第二纤维表示轨迹 114。

虽然在附图 3 中所示为单向跟踪，应该理解的是可以可选择地在双向上进行跟踪，即在  $e_1$  和  $-e_1$  两个方向上延伸，以提供更完整的纤维跟踪。此外，虽然在附图 3 中示出了体素示意性的二维阵列，但是应该理解的是跟踪一般在三维上进行。视频处理器 66 从临时存储器中高亮显示体素的轨迹并将高亮的体素叠加在监视器 52 上显示的人可读的图像上。此外，优选利用有限的可视技术，例如多线技术，以使处理器使用最小化并促进纤维的可视化。仅计算仅一个纤维丝或者一小束丝的特征矢量可以节省整个特征矢量映射图的进一步的处理。

通过从体素到体素移动光标，由于可以快速地将可能的感兴趣的纤维的结束和线路可视化。用户将这个信息使用到对应于感兴趣的纤维束的体素的子区域中。由于这种信息，对于扩散成像可以选择有限

的体素子组。

继续参考附图 2，特征矢量和特征值通过其长轴与特征矢量  $e_1$  对准（即具有最高的扩散系数的方向）的椭圆 100 可在几何上表示。椭圆 100 自完美的球体的偏离表示扩散张量的各向异性，即具有球形表示的体素在所有的方向上具有均等的扩散。各向异性扩散系数张量可以反映易于在与纤维 102 部分地或完全地正交的方向（例如特征矢量  $e_2$ 、 $e_3$  的方向）上禁止扩散的神经纤维束 102 的影响。相反，与纤维 102 平行（即沿主要的特征矢量  $e_1$  的方向）的扩散比沿  $e_2$ 、 $e_3$  的方向更大。

返回参考附图 1，例如各向异性映射图比如本领域公知的部分各向异性映射图或者强调各向异性幅值的其它各向异性映射图从特征矢量/特征值映射图 48 中可选择地计算。在适合的实施例中，部分各向异性根据下式基于每个体素计算：

$$FA = \begin{cases} \sqrt{\frac{3 \sum_{i=1,2,3} (\lambda_i - \lambda_{avg})^2}{2 \sum_{i=1,2,3} \lambda_i^2}}, & \sqrt{\frac{1}{3}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)} \geq 0.10 \\ 0.10 & \sqrt{\frac{1}{3}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)} < 0.10 \end{cases} \quad (3)$$

其中

$$\lambda_{avg} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3} \quad (4)$$

公式 (3) 和 (4) 的各向异性映射图已经被发现特别适合于在选择扩散纤维跟踪的纤维区域中使用。正如本领域的普通技术人员所公知，各向异性映射图提供了各向异性幅值的常规图像表示。

可取的是，处理器 66 产生了能够通过用户经鼠标、键盘或其它的输入装置旋转、调整大小或其它控制的 3D 再现。

参考附图 4，在步骤 152 中对象位于并固定在磁共振成像 (MRI) 扫描器内。作为 DT-MRI 成像包括在基本时间周期上的大量的图像的采

集，对象优选固定以使运动模糊和运动引起的图像失真最小。

在步骤 154 中，使用成像序列比如包括产生所选择的扩散加权的附加磁场梯度脉冲的自旋回波序列采集 DT-MRI 成像数据。可取的是，使用多回波序列，其中在对应于扩散系数张量的所选择的表观扩散系数 (ADC) 分量的几个扩散权重 156 采集图像。对于所描述的张量六个表观扩散系数一般足够。在所示的实施例中，应用在  $(x, 0, 0)$ 、 $(0, y, 0)$ 、 $(0, 0, z)$ 、 $(x, -y, 0)$ 、 $(x, 0, -z)$  和  $(0, y, -z)$  方向上施加的磁场梯度脉冲与未加权的图像  $(0, 0, 0)$  一起收集六个扩散权重 156。然而，其它的扩散加权组合也可以使用。使用多回波序列有利地减少了数据采集时间并使运动引起的模糊或图像重合失调最小。为改善信号噪声比，可取的是对每个扩散加权收集多个图像的数据。可选择的是，成像序列也可以包括附加的 RF 脉冲或者磁场梯度脉冲或者扫描脉冲以补偿磁场梯度引起的涡流和其它的成像假象。

在步骤 154 中收集的图像数据在步骤 158 中重构以形成静态和扩散加权图像重构  $S_0$  和  $S_{ijk}$ ，这里  $ijk$  表示各种扩散权重 156。使用本领域公知的反向傅立叶变换重构是适合的，虽然其它的重构方法也可以使用。

尽管注意了对象的移动 152，但是 DT-MRI 图像仍然通常包括与对象运动相关的图像重合失调。因此，在步骤 160 中执行图像重合以在空间上与相应的图像相对地重合并对准。可选择地，相对于对准或图像特征严重偏离平均的任何图像都放弃。在采集并平均几个冗余图像时可以实施这种放弃而不损失标准信息，而且放弃偏离的图像通常改善了平均的图像的信号噪声比。

操作员显示静态图像 162 并使用光标选择 164 个感兴趣的体素。对于每个所选择的体素，在步骤 166 中根据公式 (2) 计算表观扩散系数 (ADC)。在步骤 168 中抽取特征值和特征矢量。在优选的实施例中，步骤 164 使体素扩散张量对角化以抽取特征矢量和特征值映射图。在步骤 170 中通过查找最大的方向、确定它所正指向的体素以及查找该体素的特征矢量/特征值，跟踪经过所选择的体素的轨迹。使轨迹彩色化并叠加 172 在显示的静态图像上。

在察看了多个纤维轨迹之后，在步骤 174 中操作员确定感兴趣的区域。在特征矢量/特征值映射图产生步骤 176 中，给在确定的感兴趣

的区域中的每个体素计算特征矢量/特征值并将其载入到特征矢量/特征值张量映射图 178 中。

可选择地，在步骤 180 中根据公式 (3) 和 (4) 计算部分各向异性 (FA) 映射图。FA 映射图优选在步骤 182 中再现，例如通过基于 FA 值使体素彩色化，以获得给相关的用户显示的彩色化的 FA 图像 184。在步骤 174 中识别感兴趣的区域的各种技术都可以使用。例如，操作员可以选择纤维束所通过的平面。该纤维束在从体素部分各向异性映射图中在该平面中识别。基于部分各向异性，该束从一个平面到一个平面地生长 (grown) 直到到达该束的末端。

参考附图 5，在步骤 170 中，用户选择 190 感兴趣的开始区域。在优选的实施例中，选择 192 参考静止图像进行。选择优选通过用户使用鼠标指针或其它的图形选择装置图示地指示。所选择的感兴趣区域优选是单个体素、共享公共平面的一组体素或者三维体素区。

在步骤 192 中计算所选择的开始体素的特征矢量和特征值。在步骤 194 中识别对应于主要的特征矢量  $e_1$  方向的局部方向 (参见附图 2)。在步骤 196 中识别沿局部方向的当前体素附近的下一体素 (参见附图 3)。在优选的实施例中，通过在正和负局部  $e_1$  方向上通过识别下一体素执行正和负 (双向) 跟踪。在双向上进行跟踪时，正纤维末端通过在正局部方向上连续地识别体素生长，同时负纤维末端通过在负局部方向上连续地识别体素生长。当然，单向纤维跟踪也可以考虑，在某些情况下比如跟踪从较深的白质的较大的、致密的区域沿伸开的纤维的某些情况中可能是优选的。

附图 5 的方法叠代地重复步骤 192、194 和 196 以照亮单向或双向跟踪的纤维。可取的是，在叠代循环内的决定步骤 198 检查前进的纤维末端的结束。一种适合的纤维末端结束标准包括在所选择的值之下的部分各向异性，例如等于在公式 (3) 中所示用的  $FA=0.10$  阈值或之下。在主要特征矢量  $e_1$  变得与中间特征矢量  $e_2$  相当时满足这个标准。由于较低的部分各向异性 (FA) 对应于较高的各向同性的扩散张量，因此合理得推测下降到所选择的阈值之下的 FA 值对应于跟踪的纤维的结束点，即在该区域中的扩散基本停止。

另一适合的纤维结束标准是在大于所选择的角度的连续体素之间的局部方向上的改变。在局部方向上的较大的改变可能对应于纤维分

支点。可选择地，不是在这种表现分支点上结束，而是在分支点上或其周围界定新的感兴趣区域，并对新的感兴趣区域重复跟踪过程 170 以跟踪分支的纤维或纤维束。

另一适合的纤维结束标准是前进的纤维进入在步骤 190 中通过用户所选择的末端感兴趣区域。在此所描述的示例性的结束标准的各种组合，和/或附加的或替代的其它适合的结束标准也都可以考虑。

表示所跟踪的纤维的所识别的体素存储在存储器 200 中。所跟踪的纤维表示优选通过不同的颜色指示并在步骤 202 中图示地显示以可被用户看见，例如显示纤维的路径的 3D 曲线再现。该纤维有利地叠加显示在开始图像上以给用户提提供解剖标记。应该理解的是也可以使用其它类型的再现。优选交互地再现以使用户可以高亮所选择的纤维、旋转三维纤维表示或其它方式控制数据。

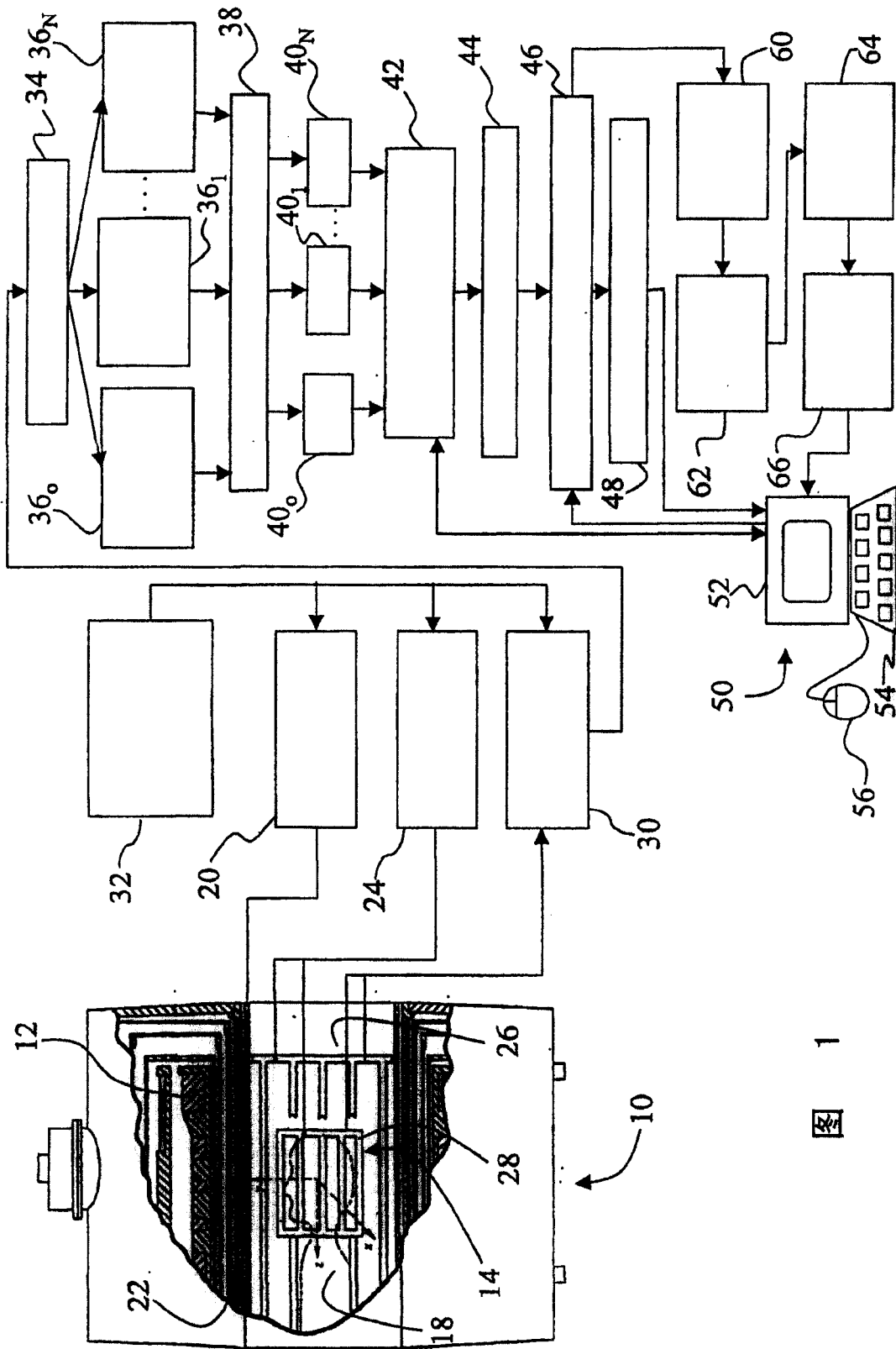


图 1

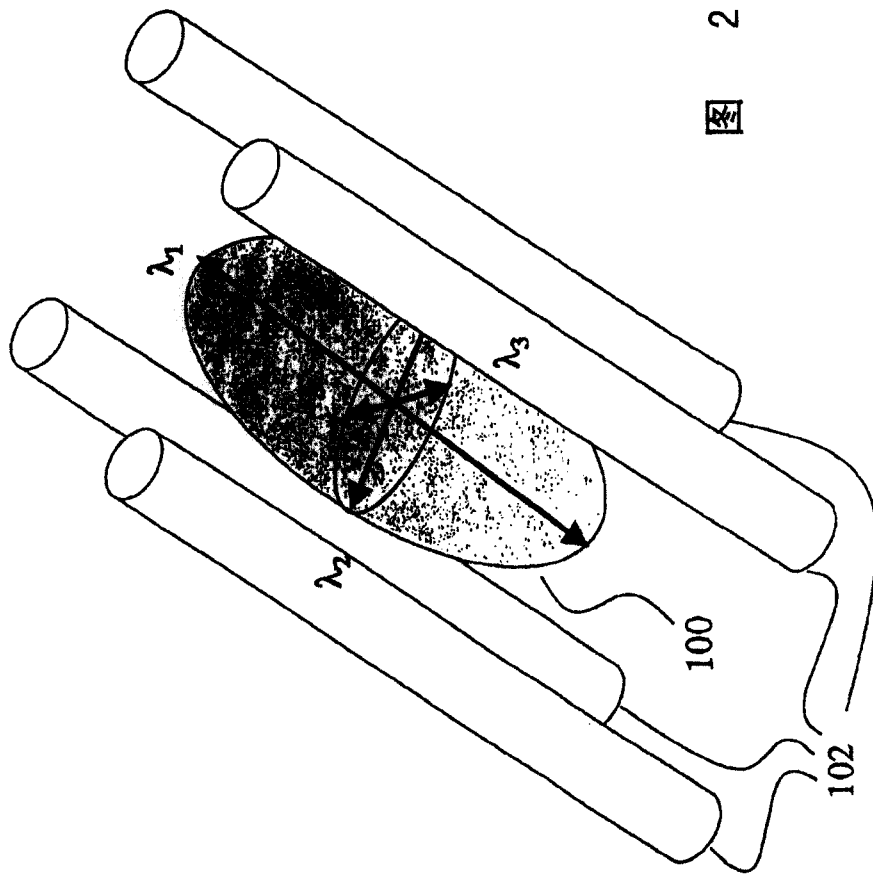


图 2

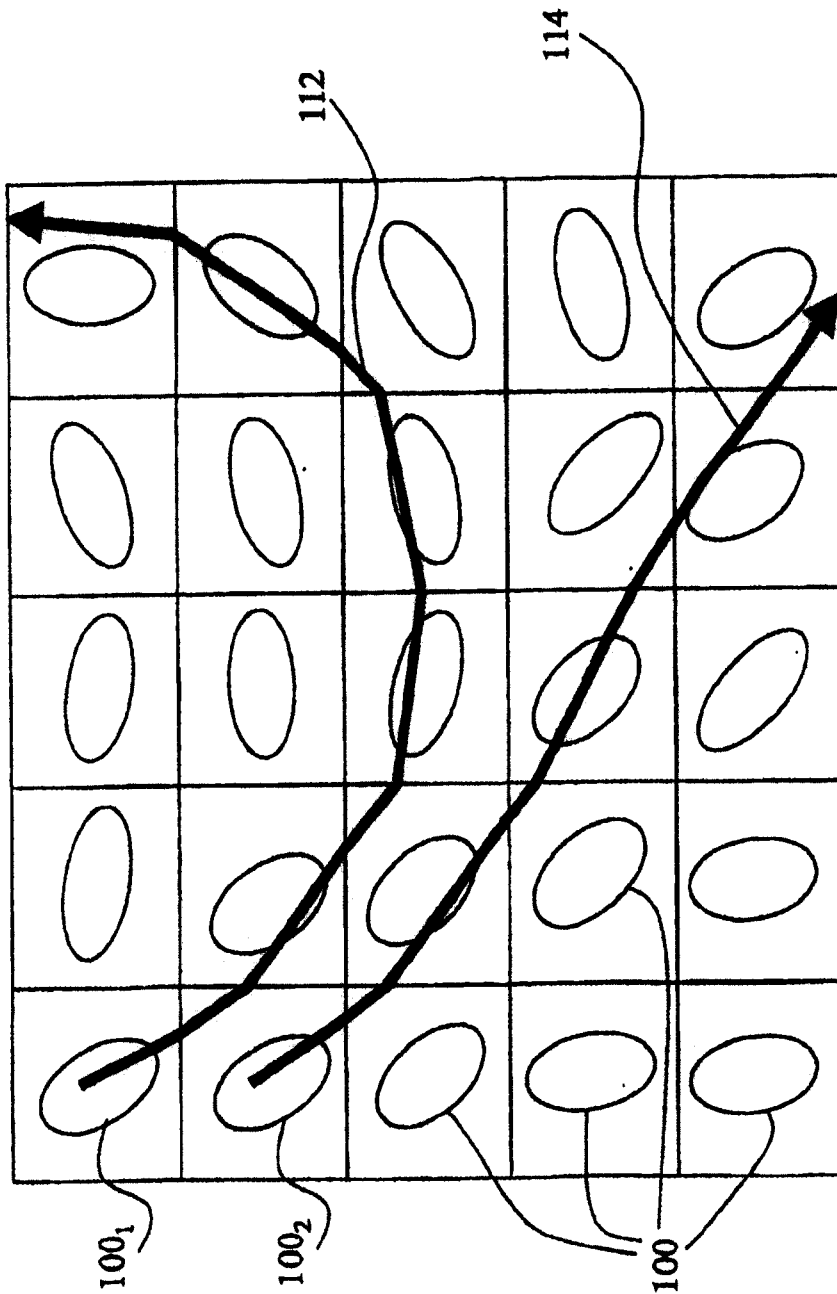


图 3



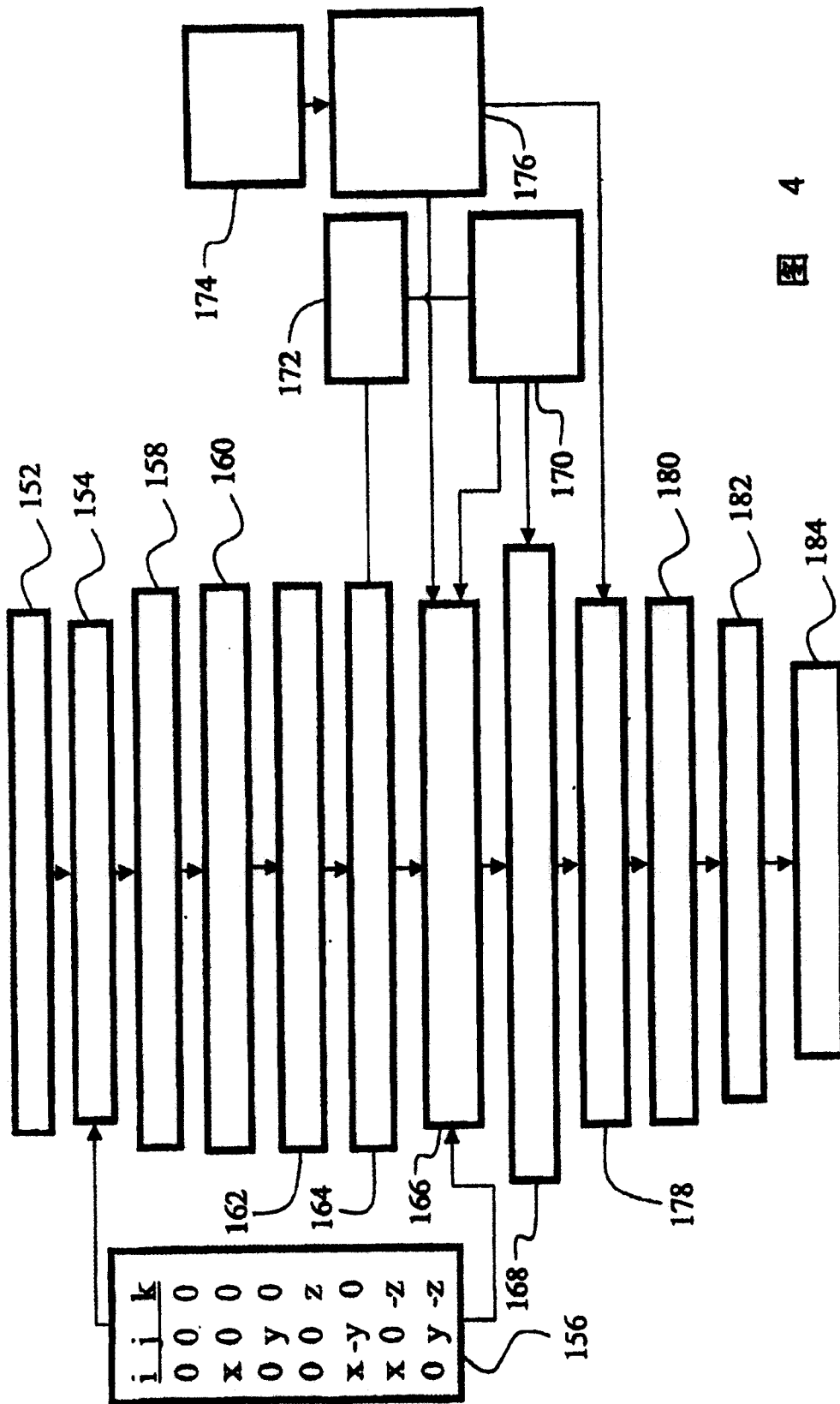


图 4

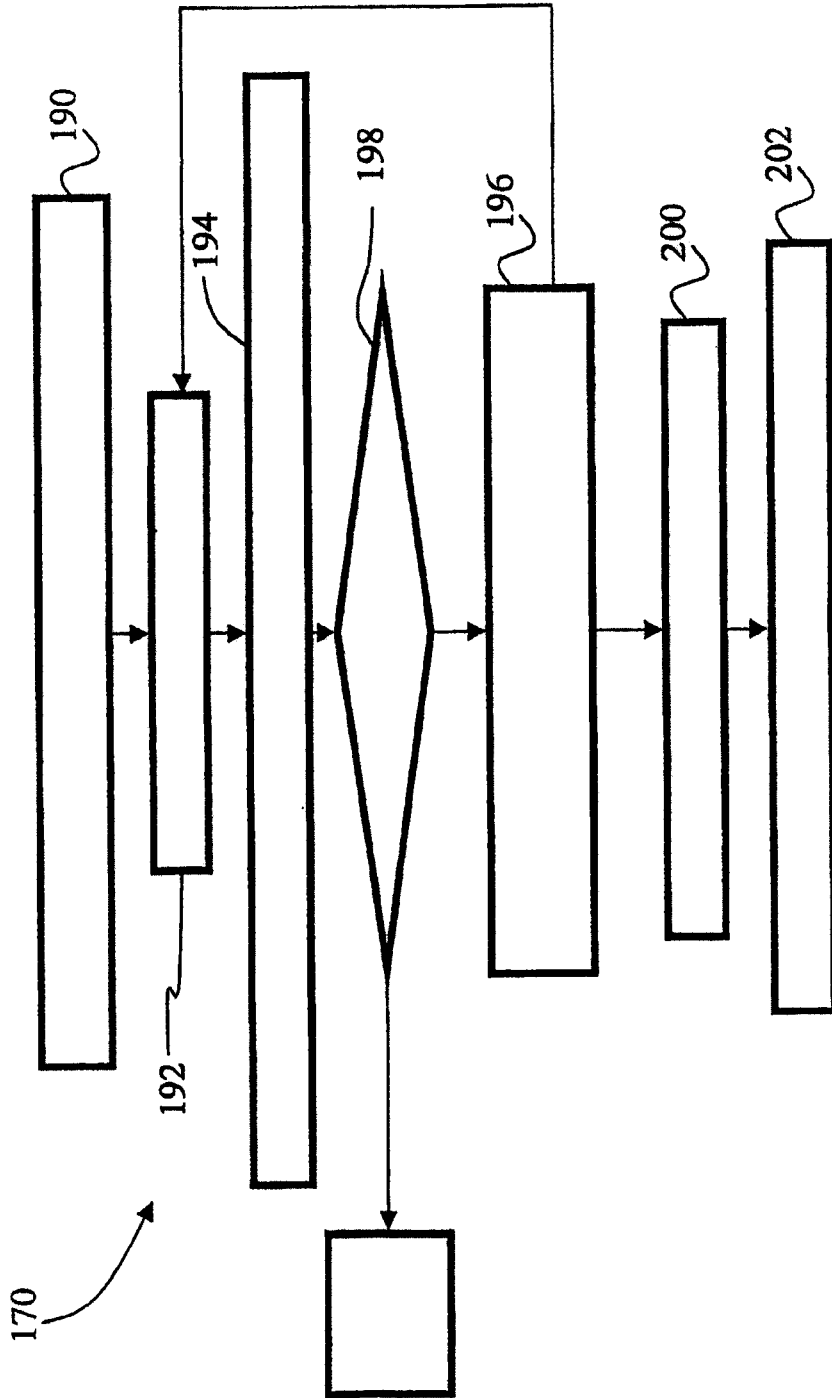


图 5