

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480008844.5

[45] 授权公告日 2010年1月6日

[11] 授权公告号 CN 100577107C

[22] 申请日 2004.4.2

[21] 申请号 200480008844.5

[30] 优先权

[32] 2003.4.4 [33] JP [31] 101284/2003

[32] 2003.10.3 [33] JP [31] 345364/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/004884 2004.4.2

[87] 国际公布 WO2004/089218 日 2004.10.21

[85] 进入国家阶段日期 2005.9.29

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 尾见康夫 宫崎靖 安田贡

[56] 参考文献

CN1331454A 2002.1.16

JP2003-070781A 2003.3.11

JP2001-212138A 2001.8.7

JP58-116343A 1983.7.11

US5982953A 1999.11.9

JP6-215150A 1994.8.5

审查员 王锐

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 李香兰

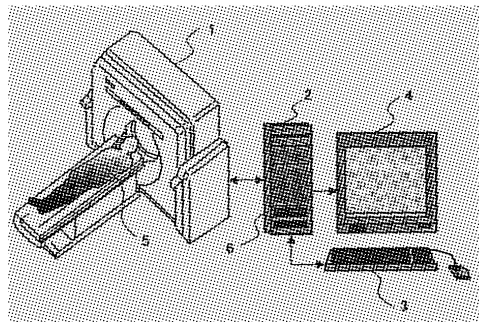
权利要求书2页 说明书21页 附图11页

[54] 发明名称

功能图像的显示方法和装置

[57] 摘要

本发明提供一种功能图像的显示方法和装置，其特征在于，在活体功能信息的分析中，不需要依次移动视线来观察多幅功能图像或断面图像，而可以从一幅图像得到从断面图像获得的信息与从各多个功能图像获得的信息，而且可以容易地判断活体功能异常的严重程度，所以，以任意权重合成各自固有且用任意的梯度色标显示的多幅功能图像，或者显示对多个功能图像间进行演算而求得的图像，或者以任意的权重重叠它们和断面图想。进而，操作者可以任意设定和变更权重的应用范围、梯度色标的显示范围以及合成的范围。



1. 一种图像显示装置，包括：收集受检者的图像数据的机构；根据所述图像数据作成断面图像的机构；从所述断面图像计算出多个活体功能信息的机构；对每个所述活体功能信息作成功能图像的机构；对所述功能图像、和所述断面图像进行合成，作成合成图像的机构；以及，显示所述功能图像、所述断面图像以及所述合成图像的显示机构，其特征在于，

作成所述合成图像的机构，使每个所述活体功能信息对应于不同的梯度色标，来变换所述各功能图像的至少一部分区域，并合成变换后的各功能图像，

所述功能图像中的其他区域用所述梯度色标不含的任意颜色来显示或显示成透明。

2. 根据权利要求1所述的图像显示装置，其特征在于，

还包括：对第1时刻上的功能图像和第2时刻上的功能图像间使用四则运算之中的至少一个进行演算，来作成演算后图像的机构，所述作成合成图像的机构，将所述演算后图像与所述断面图像合成，来作成合成图像。

3. 根据权利要求1或者2所述的图像显示装置，其特征在于，

所述合成图像能通过重叠显示、并列显示或者部分显示中的任一种而被显示。

4. 根据权利要求1或2所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述功能图像的机构使所述功能图像内的所述一部分区域以外的所述功能图像的比率为0。

5. 根据权利要求1或2所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述功能图像的机构，能任意变更分配给所述活体功能信息的梯度色标。

6. 根据权利要求1或2所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述合成图像的机构，具备能任意设定所述合成图像中的各个功能图像与所述断面图像的比率。

7. 根据权利要求1或2所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述功能图像的机构，根据像素单元的图像数据值在规定范围之内或之外，来决定出所述功能图像内的所述一部分区域。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述功能图像的机构，将所述功能图像内的任意感兴趣区决定作为所述功能图像中的所述一部分区域。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述功能图像的机构，将作为图像数据的每个像素的值的像素值且位于规定的窗位和窗宽中的值，与变换系数相对应，并以该变换系数为基础来确定所述梯度色标。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像显示装置，其特征在于，

作成所述功能图像的机构，分配到所述功能图像的梯度色标由各种一览表来决定，其中所述的一览表是在每个 RGB 中使作为图像数据的每个像素的值的像素值与变换系数相对应。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像显示装置，其特征在于，

所述活体功能信息是以血流量，血液量和平均通过时间为代表的血流功能信息当中的至少一种。

功能图像的显示方法和装置

技术领域

本发明涉及在CT装置或MRI装置等图像诊断装置中根据从它们得到的断面图像进行活体功能信息的分析或评价。

背景技术

在分析活体功能信息时，有时综合性地考虑多个功能信息进行诊断。例如，在脑灌注功能信息的分析中，通常综合性地观察分别从脑血流量（Cerebral Blood Flow，即CBF）像、脑血液容量（Cerebral Blood Volume，即CBV）像、平均通过时间（Mean Transit Time，即MTT）像等多个功能图像得到的信息和从断面图像得到的信息（例如，早期CT征像、血管走行、组织的位置等在解剖学所见）后进行诊断。

作为表示活体功能信息的图像的显示方法，如特开2002-282248号公报中所示，有整合一幅功能图像与断面图像而作为一幅合成图像显示的方法。通过该方法，将从断面图像获得的信息和从某幅功能图像获得的信息在一幅图像上显示出来。关于血流、血液容量、平均通过时间等其中的一个参数，把计测值的范围分割成多个，使用彩色绘图，向每个计测值的范围分配不同的色相。但是，能够显示的参数是一个，所以存在不能综合辨识活体功能异常、症状以及危险性是轻度还是重度(以下称作严重度)的问题。另外，因为整个断面图像均用彩色显示，存在信息过于繁琐而异常判断困难的问题。

作为显示在多次检查中得到的多个功能图像而进行观察的方法，也有使SPECT（Single Photon Emission Computed Tomography，单个正电子发射断面成像）图像存在差别并将显示显著变化的区域在标准脑MR图像上合成的称之为SISCOM(Subtracted Ictal SPECT Co-Registered to MRI)的方法。该方法特别是使对癫痫患者等在其发作时(ictal)和发作期间(interictal)

分别摄像的 SPECT 图像有差别而获得功能图像的方法，此时再辅助性地并用电极式脑电图机（electroencephalogram（EEG））。上述的 SISCOM 只与 SPECT 相对应，而在由 CT 图像或 MR 图像作成的功能图像中却不适用。也就是说，与用单一图像诊断装置进行摄像相比，当重叠用不同的图像诊断装置所摄像的系列断面图像时，有必要使 CT 图像或 MRI 图像成为标准脑，为此的对位和形状对照比较困难。另外，存在 SPECT 图像和 MR 图像必须同时获得而限制患者的时间太长的的问题。在整合 SPECT 图像和 MR 图像时，SPECT 图像与标准脑图像对照有变形而与上述 MR 图像对位，因此有可能失去患者原来的脑的形状而失去重要的病情信息。特别是在患者头颅发生变形的时候，该病情信息的丧失是深刻的问题。

发明内容

本发明的目的在于，提供一种通过单一的图像诊断器件（医疗器械：modality）上将从断面图像获得的信息和从多个功能图像获得的信息汇集在一幅图像上而使对严重程度的判定容易化的图像诊断装置。本发明的目的还在于，提供只显示必要的多个功能图像信息中的必要部分的信息、防止复杂的信息导致的判断困扰而可以高效地判断严重程度的图像诊断装置和图像诊断方法。

另外，本发明的另一目的在于，提供通过在不失去检查部位原来的形状的情况下，从原始作成多次检查期间的 CT 图像或者 MR 图像的功能图像容易地掌握活体功能信息随时间的改变而可以进行活体功能信息的分析的图像诊断装置和图像诊断方法。

进而，本发明的另一目的在于，提供即使在同一数据由不同的操作者进行分析的情况下也可以与操作者的偏好没有关系而进行对活体功能信息随时间的变化进行客观的评价和分析的图像诊断装置和图像诊断方法。

本发明的其他目的在于，提供在不使用多个医疗器械的情况下使用 CT 装置或者 MR 装置等任何医疗器械而可以掌握和分析活体功能信息随时间的变化的图像诊断装置和图像诊断方法。

即，根据本发明的第 1 技术特征，是一种图像显示装置，包括：收集受检者的图像数据的机构；根据上述图像数据作成断面图像的机构；从上

述断面图像计算出多个活体功能信息的机构；对每个上述活体功能信息作成功能图像的机构；对上述功能图像、和上述断面图像进行合成，作成合成图像的机构；以及，显示上述功能图像、上述断面图像以及上述合成图像的显示机构，其特征在于，作成上述合成图像的机构，使每个上述活体功能信息对应于不同的梯度色标（gradation color scale），来变换上述各功能图像的至少一部分区域，并合成变换后的各功能图像，所述功能图像中的其他区域用所述梯度色标不含的任意颜色来显示或显示成透明。

另外，本发明的一个特征，还包括：对第1时刻上的功能图像和第2时刻上的功能图像间使用四则运算之中的至少一个进行演算，来作成演算后图像的机构，上述作成合成图像的机构，将上述演算后图像与上述断面图像合成，来作成合成图像。

根据本发明的第2个技术特征，在上述1的图像显示装置中，上述合成图像能通过重叠显示、并列显示或者部分显示中的任一种而被显示。

根据本发明的第3个技术特征，在基于上述1或者2的特征的图像显示装置中，利用作成上述功能图像的机构使上述功能图像内的上述一部分区域的上述功能图像的比率为0。

根据本发明的第4个技术特征，在基于上述1至3的特征的图像显示装置中，作成上述功能图像的机构，能任意变更分配给上述活体功能信息的梯度色标。

根据本发明的第5个技术特征，在基于上述1至4的特征的图像显示装置中，作成上述合成图像的机构，具备能任意设定上述合成图像中的各个功能图像与上述断面图像的比率。

根据本发明的第6个技术特征，在基于上述1至5的特征的图像显示装置中，作成上述功能图像的机构，根据像素单元的图像数据值在规定范围之内或之外，来决定出上述功能图像内的上述一部分区域

根据本发明的第7个技术特征，在基于上述1至6的特征的图像显示装置中，作成上述功能图像的机构，将上述功能图像内的任意感兴趣区决定作为上述功能图像中的上述一部分区域。

根据本发明的第8个技术特征，在基于上述1至7的特征的图像显示装置中，作成上述功能图像的机构，将作为图像数据的每个像素的值的像素值而位于规定的窗位（window level）和窗宽度中的值，与变换系数相

对应，并以该变换系数为基础来确定上述梯度色标。

根据本发明的第9个技术特征，在基于上述1至8的特征的图像显示装置中，作成上述功能图像的机构，分配到上述功能图像的梯度色标由如下所述的各种一览表来决定，其中所述的一览表是在每个RGB中使作为图像数据的每个像素的值的像素值与变换系数相对应。

根据本发明的第10个技术特征，在基于上述1至9的特征的图像显示装置中，上述活体功能信息是以血流量，血液量和平均通过时间等为代表的血流功能信息当中的至少一种。

根据本发明的第11个技术特征，是一种图像显示方法，包括：断面图像取得机构取得受检者的断面图像的步骤，从所述断面图像计算出多个活体功能信息的步骤，对每个所述活体功能信息作成功能图像的步骤，对所述功能图像、和所述断面图像进行合成，作成合成图像的步骤，能够显示所述功能图像、所述断面图像以及所述合成图像的显示步骤；其特征在于，作成所述合成图像的步骤中，根据所述活体功能信息的评价值，对每个所述活体功能信息赋予不同的梯度色标，来变换所述各功能图像，并合成变换后的各功能图像。

根据本发明的另一特征，还包括：对第1时刻上的功能图像和第2时刻上的功能图像进行演算，来作成演算后图像的步骤，所述作成合成图像的步骤，将所述演算后图像与所述断面图像合成，来作成合成图像。

根据本发明的第12个技术特征，在第11个技术特征的在图像显示方法中，上述合成图像可以通过重叠显示、并列显示或部分显示中任一种而被显示。

根据本发明的第13个技术特征，在基于第11和12个技术特征的图像显示方法中，作成上述功能图像的步骤，使上述功能图像内的其他区域中的上述功能图像的比率为0。

根据本发明的第14个技术特征，在基于第11至13个技术特征的图像显示方法中，作成上述功能图像的步骤，包括用于变更分配给上述活体功能信息图像的梯度色标。

根据本发明的第15个技术特征，在基于第11至14个技术特征的图像显示方法中，作成上述合成图像的步骤，包括用于设定上述合成图像中

的各个功能图像与上述断面图像的比率的设定步骤。

根据本发明的第 16 个技术特征，在基于第 11 至 15 个技术特征的图像显示方法中，作成上述功能图像的步骤，根据上述像素单元的图像数据值在规定范围之内或之外，对上述功能图像内的上述一部分区域进行特定。

根据本发明的第 17 个技术特征，在基于第 11 至 16 个技术特征的图像显示方法中，作成上述功能图像的步骤，将上述功能图像内的任意感兴趣区作为上述功能图像中的上述一部分区域来决定。

根据本发明的第 18 个技术特征，在基于第 11 至 17 个技术特征的图像显示方法中，作成上述功能图像的步骤，将作为图像数据的每个像素的值的像素值且位于规定的窗水平和窗宽度中的值，与变换系数相对应，并以该变换系数为基础来确定上述梯度色标。

根据本发明的第 19 个技术特征，在基于第 11 至 18 个技术特征的图像显示方法中，利用作成上述功能图像的步骤，分配到上述功能图像的梯度色标由如下所述的各种一览表来决定，其中所述的一览表是在每个 RGB 中使作为图像数据的每个像素的值的像素值与变换系数相对应。

根据本发明的第 20 个技术特征，在基于第 11 至 19 个技术特征的图像显示方法中，上述活体功能信息是以血流量，血液量和平均通过时间等为代表的血流功能信息当中的至少一种。

附图说明

图 1 是本发明的功能图像的显示方法和装置的构成图。

图 2 是从数据采集到合成图像显示的流程图。

图 3 是变换系数的算出方法的示意图。

图 4 是表示功能图像用一览表的构成的图。

图 5 是功能图像用一览表的示意图。

图 6 是表示断面成像用一览表的构成的图。

图 7 是混合功能图像的样本图像。

图 8 是断面图像上投影混合功能图像的样本图像。

图 9 是本发明的实施例 2 中的从数据采集到合成图像显示的流程图。

图 10 是说明本发明的实施例 2 中的一例的图像间演算时的 ROI 设定方法的一个例子的图。

图 11 是本发明的实施例 2 中在治疗前的 MTT 功能图像。

图 12 是本发明的实施例 2 中在治疗后的 MTT 功能图像。

图 13 是本发明的实施例 2 中对治疗前后的 MTT 差别图像和 CT 断面图像进行合成的图像。

图 14 是在治疗前的 CBV 功能图像。

图 15 是在治疗后的 CBV 功能图像。

图 16 是有关上述图 11、12、14、15 的对治疗前后的 CBV 以及 MTT 差别图像与 CT 断面图像进行合成的图像。

具体实施方式

下面，用附图详细说明本发明的功能图像的显示方法以及装置的优选实施方式。

〔实施例 1〕

图 1 是表示本发明的功能图像的显示方法以及装置的优选实施方式的图。本发明的功能图像显示方法以及装置，是指由 X 线衰减信号或磁共振发射的回波信号等的断面图像数据采集机构 1，如 CT 装置或 MRI 装置。由进行采集机构 1 的控制和各种演算的计算机 2、鼠标或键盘等操作台、和显示器等显示方法 4 构成。在计算机 2 中搭载有：控制采集机构 1 的程序、进行图像重构等作成断面图像的程序、进行活体功能信息的分析及绘图程序、以及作成合成图像的程序。在构成本发明的功能图像的显示方法和装置时，上述各程序可以搭载于一个计算机内，也可以以每个运算种类分别搭载于多个计算机内。

图 2 是本发明的功能图像的显示方法和装置的从数据采集到合成图像的显示的流程图。这个流程是通过在图 1 的计算机 2 或未图示的外部计算机中内置的软件来实现的。

按照该流程图对本实施例加以说明。首先，通过由在计算机 2 中搭载的控制程序控制的采集机构 1，采集 X 线衰减数据或磁化率信号强度数据（步骤 201）。

在步骤 201 中，通过由电脑 2 上的控制程序控制的采集机构 1，采集由 X 线衰减信号或磁共振发射的回波信号。例如数据采集装置是 CT 装置，如果想要分析的活体功能信息是头部的灌注信息，在向患者 5 注入如碘系造影剂那样的对比增强物质之后，集中于该物质流入的特定脏器或部位，进行时时摄像（也就是动态摄像），由此可以采集进行活体功能信息的分析所必需的数据。

在步骤 202 中，使用在计算机 2 上搭载的图像重构等程序，作成断面图像。

在步骤 203 中，显示在步骤 202 中作成的断面图像。

在步骤 204 中，例如使用在计算机 2 上搭载的活体功能信息的分析程序，计算出表示活体功能信息的参数即例如像素值 P。作为这里所说的参数的代表性参数，有脑血流量图（Cerebral Blood Flow, 即 CBF）像、脑血液容量（Cerebral Blood Volume, 即 CBV）图像、平均通过时间（Mean Transit Time, 即 MTT）图像。

参数的计算优选对断面图像的每个像素进行以防止分辨力下降，但在像急速进行活体功能信息的诊断时那样急迫需要结束演算的情况下，可以通过缩小图像进行演算，也可以多个像素进行演算。

在步骤 205 中，使用在计算机 2 中搭载的绘图程序，将在步骤 204 中得到的演算结果绘制成图，由此作成功能图像。

在步骤 206 中，将在步骤 205 中作成的功能图像显示于显示机构 4 中。其中，在步骤 206 中，不仅显示功能图像，根据需要还可以将功能图像和断面图像一起显示。其中，当继续作成合成图像时，在这里可以不进行图像显示。

在步骤 207 中，如后面所述，使用在计算机 2 中搭载的合成图像作成程序，作成合成图像。

在步骤 208 中，将合成图像表示于显示机构 4。其中，在步骤 208 中，不仅显示图像，根据需要还可以将合成图像、功能图像以及断面图像中的至少 2 个一起显示。

关于图 2 的流程图，当 X 线衰减数据或磁化率信号强度数据已采集完毕时，在从内置或外接于计算机 2 上的硬盘等存储机构 6 读取了 X 线衰减

数据或磁化率信号强度数据之后，可以执行步骤 202 以后的步骤。

进而，关于图 2 的流程图，当断面图像已作成完毕时，在从内置或外接于计算机 2 上的硬盘等存储机构 5 读取了断面图像之后，可以执行步骤 203 以后的步骤。

进而，关于图 2 的流程图，当功能图像已作成完毕时，在从内置或外接于计算机 2 上的硬盘等存储机构 5 读取了功能图像之后，另外根据需要还要读取功能图像和断层图像，然后可以执行步骤 206 以后的步骤。

接下来，对步骤 207 的合成图像的作成方法进行说明。在本实施方式中，将某个脏器中的活体功能信息的种类即功能图像的总数设为 M 幅进行说明。

另外，灰度数是正整数，例如 8 比特（256 灰度）、12 比特（4096 灰度）、16 比特（65536 灰度）、32 比特（4294967296 灰度）。

下面，色调是指色相、彩度、亮度或者它们中的至少两个的组合。另外，梯度色标是指将像素值的最大值和最小值的范围至少分割成一个阶段，向各阶段分别分配不同的色调，也就是说色调的连续体。

(1) 由像素到变换系数的变换

对被称之为混合功能图像的图像进行说明。该混合功能图像是，把活体功能信息对应于梯度色标而显示的功能图像重叠多个而进行合成的图像。这里，功能图像之间的使用色调是不同的。其中，在作为混合功能图像的原始图像的功能图像中，也包括用某梯度色标只显示图像中的特定区域。此时，特定区域以外的区域可以用任意的特定色显示。在作成混合功能图像的时候，以功能图像的像素值 P 、显示窗位值 WL 以及显示窗宽值 WW 为基础，计算出变换系数 C 。变换系数 C 例如参照图 3 用下式 1 式求得。这里， WL 代表窗位， WW 代表窗宽。显示的浓度是以窗位为中心，在上下每 $WW/2$ 的范围内分配。在该范围 WW 的外侧，没有浓度或者因为饱和而没有变化。即，根据显示窗宽 WW ，在像素值大的地方达到饱和而发白，与之相反，在像素值小的地方则趋向最暗。另外， P_{MAX} 代表像素最大值， C_{MAX} 代表变换系数的最大值。

$$\begin{aligned}
 P \leq (WL - WW/2) & \quad C = 0 \\
 (WL - WW/2) \leq P \leq (WL + WW/2) & \quad C = CMAX / WW \cdot P \quad (1) \\
 (WL + WW/2) \leq P & \quad C = CMAX
 \end{aligned}$$

其中，在图 3 所示的例子中，对自 $(WL - WW/2)$ 到 $(WL + WW/2)$ 的区间进行线性变换，根据需要也可以进行任意的非线性变换。另外，也可以直接将像素值 P 作为变换系数 C 。

图 4 是表示在作成混合功能图像中使用的一览表（以下称作 LUT）。在本实施例中所说的 LUT，是指上述的变换系数和显示颜色的各成分（如 R 成分，G 成分，B 成分）的对应表。适用于 $(WL - WW/2)$ 以下的区域的像素的变换系数 C ，是梯度色标中的一端的最暗的颜色（下端颜色）。下面，将用于颜色显示的 R、G、B 中各自的最暗颜色表示成 R_l 、 G_l 、 B_l 。其中，当只改变色调中的色相而分配到上述梯度色标的各阶段时，有时未必向最暗色部分分配看起来最暗的颜色。不过在这样的情况下，为了方便而将其称作最暗色（下端色）。

另一方面，变换系数 C 的值适合于 $(WL + WW/2)$ 以上的区域的像素的变换系数 C ，在梯度色标中的另一端为最明亮的最明色。下面，将用于颜色表示的 R、G、B 中各自的最明色表示成 R_h 、 G_h 、 B_h 。其中，与上述一样，当只改变色调中的色相而分配到上述梯度色标的各阶段时，有时未必向最亮色部分分配看起来最亮的颜色。不过在这样的情况下，为了方便而将其称作最亮色（上端色）。

某个变换系数 C 中的 LUT 的 R、G、B 的各成分 $R(c)$ 、 $G(c)$ 、 $B(c)$ ，例如可以参照图 5 所示的功能图像用 LUT，然后按照下式 (2) 来确定。其中，图 5 是每个 R、G、B 各色的 LUT 的一例，分配到每个功能图像的 RGB 的图表 (table) 的起始值和斜率各不相同是比较常见的。通过作为 RGB 的起始值的最暗色 R_l 、 G_l 、 B_l 的组合规定显示活体功能信息的颜色的系统。

$$\begin{aligned}
 R(C) &= \frac{Rh - Rl}{C_{MAX}} \cdot C + Rl \\
 G(C) &= \frac{Gh - Gl}{C_{MAX}} \cdot C + Gl \\
 B(C) &= \frac{Bh - Bl}{C_{MAX}} \cdot C + Bl
 \end{aligned} \quad (2)$$

在图 5 所示的例子中，将从最暗色到最亮色的各成分值连接成线性，但根据需要还可以连接成任意的非线性。如果各功能图像有 M 个，优选设定与各功能图像 1、功能图像 2、……、功能图像 M 相对应的 M 个一览表，即 LUT1、LUT2、……、LUTM。但是，并不限于此，在多个功能图像之间可以使用同一个 LUT。

(2) 混合功能图像的作成

对多幅功能图像重叠的部分的显示像素的处理进行说明。这里，当支配混合功能图像中的某像素 (i, j) 的显示色的 R、G、B 的各成分表示成 RF (i,j)，GF (i,j)，BF (i,j) 时，它们可以下式 3 来决定。

$$\begin{aligned}
 RF(i, j) &= \frac{\sum_{k=1}^m R_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k} \\
 GF(i, j) &= \frac{\sum_{k=1}^m G_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k} \\
 BF(i, j) &= \frac{\sum_{k=1}^m B_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k}
 \end{aligned} \quad (3)$$

在这里，W_k 表示合成多幅功能图像的权重，C_k (i,j) 表示像素 (i,j) 中的功能图像 k 的变换系数。另外，R_k (C_k (i,j))、G_k (C_k (i,j))、B_k (C_k (i,j)) 表示用变换系数 C_k (i,j) 的 LUT_k 规定的 R、G、B 的各

成分的值，是将每个像素的变换系数 $C_k(i,j)$ 输入到式 2 的变换系数 C 中经过计算获得的值。其中，如上所述，这里特别将功能图像的种类的数 k 作为 $1 \sim M$ 的整数。

用梯度色标显示的区域可以是整个图像，也可以是图像的一部分。当用梯度色标只显示图像的一部分即特定的区域时，可以通过控制台 4 根据阈值、范围合 ROI 等中的至少一个进行设定。这样的阈值、范围以及 ROI 可以在每种功能图像中设定一个或者多个（处理 1）。

当某功能图像 k 当中的某像素 (i,j) 正好表示活体功能时，即例如当该像素 (i,j) 在 ROI 内时，或者如果该像素值是在由相对功能图像 k 的阈值决定的范围内，按照如上述的图 4 所示的 LUT_k ，决定各成分 $R_k(C_k(i,j))$ 、 $G_k(C_k(i,j))$ 、 $B_k(C_k(i,j))$ ，如果像素值或者像素没有如上所述在阈值、范围以及 ROI 的任意范围内，将特定值分配到各成分 $R_k(C_k(i,j))$ 、 $G_k(C_k(i,j))$ 、 $B_k(C_k(i,j))$ 以使用不妨碍关心的功能显示那样的特定颜色进行显示（处理 2）。

通过对所有像素进行处理 1 和处理 2，在某幅功能图像中用梯度色标只显示上述设定范围，其他范围可以用特定颜色来显示，处理 1 和处理 2 可以对所有的功能图像进行，也可以只对部分功能图像进行。

对已实施处理 1 和处理 2 后的各功能图像的合成进行说明。如此合成的功能图像在下面被称作混合功能图像，混合功能图像的数据在每个像素中获得。按照式 3 由每个像素确定 $RF(i,j)$ 、 $GF(i,j)$ 、 $BF(i,j)$ ，此时用特定颜色显示的像素是将该功能图像的权重 W_k 设置为 0 而计算的。如果得到所有像素的数据 $RF(i,j)$ 、 $GF(i,j)$ 、 $BF(i,j)$ ，按照坐标 (i,j) 进行绘图，从而进行图像显示。如此，可以作成混合功能图像。即使在没有必要合成所有 N 幅功能图像的情况下，可以使没有必要合成的功能图像的权重为 0 而进行合成。其中，作为特定范围的设定，例示了阈值、范围和 ROI，但根据需要还可以使用其他参数进行设定。

(3) 断面图像上投影混合功能图像的作成

接着，说明断面图像与混合图像的重叠合成图像（下面，断面图像上的投影混合功能图像）的作成方法。这里，如果将在断面图像上投影混合功能图像中的某个像素 (i,j) 的显示颜色的各成分设为 $RTF(i,j)$ 、 GTF

(i,j)、BTF(i,j)，可以使用如下所示并通过式4来确定，即根据上式3求得的混合功能图像的每个像素的颜色成分RF(i,j)、GF(i,j)、BF(i,j)和在像素(i,j)中的断面图像的变化系数CC(i,j)，使对应于用符号t辨别的多幅断面图像用一览表LUTT而求得的有关变换系数CC(P)的各颜色成分值RT(CC(i,j))、GT(CC(i,j))、BT(CC(i,j))，每幅混合功能图像与断面图像的权重WB和WT。

$$\begin{aligned}
 RTF(i,j) &= \frac{RF(i,j) \cdot WB + RT(CC(i,j)) \cdot WT}{WB + WT} \\
 GTF(i,j) &= \frac{GF(i,j) \cdot WB + GT(CC(i,j)) \cdot WT}{WB + WT} \\
 BTF(i,j) &= \frac{BF(i,j) \cdot WB + BT(CC(i,j)) \cdot WT}{WB + WT}
 \end{aligned} \tag{4}$$

断面图像一般用灰标来显示，所以断面图像用一览表例如可以如图6所示那样设定。为了作成断面图像上投影混合功能图像，在是用梯度色标显示的像素的情况下，按照式4确定RTF(i,j)、GTF(i,j)、BTF(i,j)。用特定颜色显示的像素在公4中是把权重WB设为0，从而确定RTF(i,j)、GTF(i,j)、BTF(i,j)。如果对所有像素进行这样的处理后绘图，就完成了断面图像上投影混合功能图像。

在混合图像或断面图像上投影混合功能图像中，当想要变更某功能图像k的梯度色标时，根据从控制台4输入的参数，采用上述的方法变更与该功能图像对应的一览表LUTk，由此可以变更上式3中的Rk(Ck(i,j))、Gk(Ck(i,j))、Bk(Ck(i,j))。其中，k为1~m的整数。

在混合图像或断面图像上投影混合功能图像中，当变更从某功能图像k获得的信息的强调程度时，根据从控制台4输入的参数，可以变更上式3中的Wk。

在混合图像或断面图像上投影混合功能图像中，当想要变更用梯度色标显示的区域时，可以从控制台4输入阈值、范围、ROI等规定该区域的参数而进行变更。

在断面图像上投影混合功能图像中，当变更混合功能图像的强调程度时，根据从控制台4输入的参数，可以变更上式4中的WB或WT。

图7和图8是表示将本发明的实施例应用于由CT图像作成的脑血流

功能图像的例子。图 7 是根据这三种功能信息（脑血流量、脑血液容量、平均通过时间）作成的混合功能图像的样本图像，是脑血流量的异常区域 31、脑血液容量的异常区域 32、平均通过时间的异常区域 33、和其它区域 39 的合成图像。图 8 是根据由三种功能信息（脑血流量、脑血液容量、平均通过时间）所作成的混合功能图像与 CT 图像 30 作成的断面图像上投影混合功能图像的样本图像。在这些样本图像中，用绿色系的梯度色标显示脑血流量的异常区域 31，用蓝色系的梯度色标来显示脑血液容量的异常区域 32，用红色系的梯度色标来显示平均通过时间异常区域 33。这些样本图像不仅将认为在脑血流量、脑血液容量、平均通过时间等各生理学参数方面异常的区域显示于一幅图像上，还可以通过配色的浓淡或者各种颜色的混杂程度显示异常的严重程度，由此可以明白本发明的效果。这些混合功能图像或断面图像上投影混合功能图像，不是一种而是选择多个存在的功能图像中的不同的几种并进行合成，由此可以作成不同的多幅混合功能图像或断面图像上投影混合功能图像。这些多幅混合功能图像或断面图像上投影混合功能图像可以同时显示在图像上。

综上，通过本实施例 1，推测功能图像中表示阈值以上的值的像素为病变部位等特征部位而进行显示。通过将该功能图像的参数设成多个，能够增加判断的信息，通过就每个参数以不同的颜色显示这些特征位，哪个参数在哪个部位显示怎样的异常就一目了然，即使在对它们进行重叠而显示的部位出现多个参数的异常也可以一目了然。

进而，在上述已着色的特征部位内，可以根据像素值的大小变更颜色的浓度或配色，因而就可以判断异常的程度。

另外，可以变更这些特征部位的透明度，所以可以变更成操作者容易识别的画面状态。进而在图像上选择特征部位的外周或特别想诊断的部位，作为 ROI 可以如上所述只对该部分着色而可以进行显示，不会因没有用的信息妨碍诊断。

另外，如图 8 所示，通过与断面图像 40 重叠后进行显示，可以容易地掌握与头颅等外部的位置关系，使诊断变得更容易。功能图像可以选择并列显示、重叠，部分重叠等任何配置，可以成为与时时诊断或使用者的意图一致的使用方法。另外，功能图像主要使用 CBF、CBV、MTT，它们

的计测值以能够同时在图像上确认。另外，通过记录作成上述的特征部位的 ROI、阈值或配置，在任何时候都可以重复同一条件下的诊断，因而手术或者治疗前后的功能图像的比较变得容易，同时可以进行由操作者的差异等引起的无法恣意进入的手术或治疗的效果测量。

进而，也可以显示治疗前后的差别图像

实施例 2

实施例 2 与实施例 1 一样也利用图 1 所示的构成。各构成要素如实施例 1 所述，所以省略对它们的说明。在实施例 2 中，图像处理装置 2 例如是电脑，搭载有对数据采集机构 1 进行控制的程序、进行图像重构等断面图像的作成的程序、进行活体功能信息及绘图的分析程序、和作成合成图像的程序。其中，上述各程序可以搭载于在一台计算机内，或者，也可以以每个运算种类分别搭载于多个计算机内。

图 9 是表示通过本实施例的图像诊断装置的程序的从数据采集到合成图像的显示的流程图。按照该流程图对通过本实施例的处理进行说明。在步骤 301 中，通过由搭载于电脑 2 上的控制程序控制的采集机构 1（参照图 1），采集由 X 线衰减信号或磁共振发射的回波信号。

例如，采集装置是 CT 装置，如果想要分析的活体功能信息是头部的灌注信息，在向患者 5 注入如碘系造影剂那样的对比增强物质之后，进行动态摄像，由此可以采集进行活体功能信息的分析所必需的数据。

在步骤 302 中，使用在计算机 2 上搭载的图像重构用的程序等，作成断面图像。断面图像最好是横断面，冠状面以及矢状面等任意断面。在步骤 303 中，显示在步骤 302 中作成的断面图像。在步骤 304 中，使用在计算机 2 等上搭载的活体功能信息的分析程序，计算出表示活体功能信息的参数。从防止分辨率下降的观点来看，参数的计算优选对断面图像的每个像素进行，但在像急速进行活体功能信息的诊断时那样急迫需要在短时间内结束演算的情况下，可以缩小图像进行演算，也可以多个像素进行演算。在步骤 305 中，使用在计算机 2 等中搭载的绘图程序，将在步骤 304 中得到的演算结果绘制成图，由此作成功能图像。在步骤 306 中，将在步骤 305 中作成的功能图像显示于显示机构 4 中。其中，在步骤 306 中，不仅显示功能图像，根据需要还可以将功能图像和断面图像一起显示。

在步骤 307 中, 如后面所述, 使用在计算机 2 中搭载的合成图像作成程序, 作成合成图像。

在步骤 308 中, 由操作者选择是否有必要进行差别演算等图像间演算, 如果不需要, 则进入步骤 309。当想要强调显示在多次检查中活体功能信息发生显著变化的区域等时, 优选执行差别演算等图像间演算。

在步骤 307 中, 在选择有必要进行图像间演算的情况下, 由操作者选择是否有必要进行定量值补正, 如果不需要, 则进入步骤 308。例如在脑灌注图像中, 根据摄像断面, 由于存在跨越摄像层面的低 CT 值的物体, 无法适当补正部分容积效应 (Partial Volume Effect) 的影响, 其中所述的部分容积效应是指无法准确计算出在沿着该层面的断面图像中特别是在主动脉等高 CT 值的部分的 CT 值, 有时导致定量值过大。在这种情况下, 优选在补正定量值之后再进行图像间演算。在步骤 308 中, 当需要补正定量值时, 使用在计算机 2 中搭载的定量值补正程序进行定量值补正。在步骤 308 中, 进而使用在计算机 2 中搭载的图像间演算程序作成演算后图像。其中, 步骤 308 中的图像间演最好是差别演算等任意演算。在步骤 309 中, 对演算后图像或功能图像设定与断面图像进行合成的区域的条件。

不过, 当将演算后图像或功能图像的全部区域直接在断面图像上重叠并合成时, 这个步骤没有用。当只将演算后图像或功能图像的特定区域在断面图像上重叠并合成时, 通过设定阈值或 ROI, 或只选择满足任意条件式的像素, 由此指定重叠的区域。例如在演算后图像是多个检查中的脑灌注功能图像的差别图像的情况下, 当想要只显示出表示在右半球有显著变化的区域时, 将 ROI 指定在整个右半球, 可以只将像素值 P 满足下式 5 的条件的像素在断面图像上重叠并合成。

$$P = Mean + k \cdot SD \quad (5)$$

其中, 在上式中, Mean 为演算后图像的全体像素值的平均值, SD 为标准差, k 为任意实数。

另外, 例如在演算后图像是多个检查中的脑灌注功能图像的情况下, 当想显示异常区域随时间的变化时, 只将像素值在阈值以上或阈值以下的像素在断面图像上重叠并合成。

在步骤 310 中, 使用在计算机 2 中搭载的合成图像作成程序, 作成合

成图像。该合成图像的作成的详细内容如后所述。在步骤 311 中，将合成图像显示于显示机构 4。在步骤 311 中，不仅显示合成图像，根据需要还可以将合成图像与功能图像、演算后图像、断面图像等图像同时显示。另外，此时，通过结合在步骤 309 中设定的合成的区域中的像素数、平均值、标准差及柱状图进行显示，可以通过活体功能信息的分析提供有用的信息。

在 X 线衰减数据或磁化率信号强度数据以采集完毕时，在从内置或外接于计算机 2 上的硬盘等存储机构 5 读取了 X 线衰减数据或磁化率信号强度数据之后，执行步骤 302 以后的步骤。另外，当断面图像已作成完毕时，内置或外接于计算机 2 上。当从硬盘等存储机构 5 读取了断面图像之后，执行步骤 303 以后的步骤。当功能图像已作成完毕时，在从内置或外接于计算机 2 上的硬盘等存储机构 5 读取了功能图像之后，另外根据需要还要读取功能图像和断层图像，然后执行步骤 306 以后的步骤。

接下来，关于步骤 308，详细说明在多次检查得到的多个系列功能图像经过演算而成的新的诊断用图像的作成。例如当看到在多次检查中活体功能信息发生变化时，可以使多次检查的功能图像有差别。演算的种类并不限于差别演算，也可以根据用途进行加、乘、除或者任意四则运算的混合运算。图像间演算可以在每个像素对全部像素进行演算。

另外，如图 10 所示，根据需要例如对每个用任意设定的 ROI8 包围的区域进行计算，也可以在 ROI 区域中把平均值、中位数值、最大值、最小值等特征量作为演算对象。如此可以进行在易于诊断的尺寸中的视觉评价。

另外，通过引入等值线将功能图像分割成几个区域，可以在每个区域进行演算。例如在功能图像位脑灌注图像的情况下，通过引入等值线可以分割成白质、灰质、血管床等，进而通过指定 ROI，可以分割成丘脑、豆状核、边缘带等各解剖学片段（segment）。在这样的每个解剖学片段进行图像间演算，这对活体功能信息的变化的评价也是有用的。

接着，关于步骤 308，说明定量值的补正方法。例如，在脑灌注图像中，以在上矢状静脉窦中的时间密度曲线的最大值或曲线下面积为基础，对如实施例 1 中所述的那样的部分容积效应的影响进行补正，得到定量的

稳定性。但是，有时通过摄像断面在摄像断面中也不含有上矢状静脉窦。在这样的情况下无法适当补正部分容积效应的影响，定量值变得不准确。如果是可以判断成在多次检查中适当进行了部分容积效应的补正的图像，使用该检查中的补正参数（最大值或曲线下面积）对其他检查中的定量值进行补正。

作为其他的补正方法，有以健康区域中的平均值为基础进行补正的方法。这种方法是假设在同一受检查者的健康区域的活体功能信息不依靠检查时间而稳定的方法。将某个检查中的功能图像上的健康区域的定量值的平均值设为 Mean1，将其他检查中功能图像上的健康区域的定量值的平均值设为 Mean2。这里，为了使 Mean1 和 Mean2 一致，通过移动 (shift) 某个功能图像的像素值 (定量值)，可以补正定量值。

接下来，关于步骤 310，说明演算后图像或者功能图像和断面图像的合成图像 (下面称为断面图像上投影混合功能图像) 的作成方法。在本实施例中，将色阶的灰度数设为 M 进行说明，灰度数是正整数，设成 8 比特 (256 灰度)、12 比特 (4096 灰度)、16 比特 (65536 灰度)、32 比特 (4294967296 灰度) 等任意的灰度数。灰度数越高则可以显示的灰度越丰富。一般在色阶中有色相、亮度、彩度的色阶，其种类也各种各样。

当作成合成图像时，以演算后图像或者功能图像的像素值 P 和显示窗位值 WL、显示窗宽 WW 为基础，计算出变化系数 C。变化系数 C 同实施例 1 一样，例如如式 1 及图 3 所示的那样来确定。在该例中，将 $WL - WW/2$ 至 $WL + WW/2$ 的区间变换成线性，但根据需要可以进行任意的非线性变换。另外，可以将像素值直接用作变换系数。

图 4 是表示用于作成合成图像的一览表 (LUT)。在本实施例中所述的 LUT，是指上述的变化系数 C 和显示颜色的各成分 (R 成分、G 成分、B 成分) 的对应表。将显示窗中最暗的像素即变换系数值在 $WL - WW/2$ 以下的上述最暗色 (下端色) 的 R、G、B 各成分用 R_l 、 G_l 、 B_l 表示，将适合显示窗中最明亮的像素即变换系数值在 $WL + WW/2$ 以上的像素的最亮色的 R、G、B 各成分用 R_h 、 G_h 、 B_h 表示，此时，某变化系数 C 中的 LUT 的 R、G、B 各成分 $R(C)$ 、 $G(C)$ 、 $B(C)$ ，例如如式 2 和图 5 所示来确定。

在图 5 所示的例子中，将最暗色（下端色）至最亮色（上端色）的各成分值连接成线性，但可以根据需要连接成任意的非线性。即使在表示活体功能信息参数的存在多个且分别与该多个参数相对应的功能图像有多个的情况下，可以作成多个演算后图像。如果演算后图像、功能图像、或者演算后图像和功能图像存在 M 个，优选设定分别与演算后图像 1（或功能图像 1）、演算后图像 2（或功能图像 2）、…演算后图像 M （或功能图像 M ）对应的 M 个一览表即 $LUT1$ 、 $LUT2$ 、… $LUTM$ 。但是，即使在多个演算后图像或者功能图像中共用同一个一览表也不会造成妨碍。

接着，详细说明步骤 311 的合成图像显示。当将合成图像中的某个像素 (i,j) 的显示颜色的各成分设为 $RTF(i,j)$ 、 $GTF(i,j)$ 、 $BTF(i,j)$ ，它们由式 4 来确定。

这里， WB 表示演算后图像或者功能图像的权重， WT 表示断面图像的权重， $CC(i,j)$ 表示像素 (i,j) 中的断面图像的变换系数，与上述的演算后图像或功能图像的变换系数的计算方法一样进行确定。

另外， $RT(CC(i,j))$ 、 $GT(CC(i,j))$ 、 $BT(CC(i,j))$ 表示变换系数 $CT(P)$ 中的由断面图像用一览表 $LUTT$ 规定的 R 、 G 、 B 各成分值。当灰标表示断面图像时，断面图像用一览表 LUT 例如可以如图 6 所示进行设定。当断面图像用颜色显示时，需要图 5 所示的 RGB 的图表。另外， $RF(i,j)$ 、 $GF(i,j)$ 、 $BF(i,j)$ 是根据合成各演算后图像或功能图像的比率来确定的参数，由式 3 进行确定。

这里， Wk 表示合成演算后图像 k 或者功能图像 k 的权重， $Ck(i,j)$ 表示像素 (i,j) 中的演算后图像 k 或者功能图像 k 的变换系数。 $Rk(Ck(i,j))$ 、 $Gk(Ck(i,j))$ 、 $Bk(Ck(i,j))$ 表示变换系数 $Ck(i,j)$ 中用 $LUTk$ 规定的 R 、 G 、 B 各成分值。其中， k 为 $1\sim M$ 的整数， M 与演算后图像或功能图像的幅数一致。其中，在演算后图像或功能图像的幅数为一幅的情况下，式 4 成为式 6。

$$\begin{aligned}
 RTF(i, j) &= \frac{RF(CF(i, j)) \cdot WB + RT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \\
 GTF(i, j) &= \frac{GF(CF(i, j)) \cdot WB + GT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT} \\
 BTF(i, j) &= \frac{BF(CF(i, j)) \cdot WB + BT(CC(i, j)) \cdot WT}{WB + WT}
 \end{aligned} \tag{6}$$

这里， $C_k(i, j)$ 表示像素 (i, j) 中的演算后图像或者功能图像的变换系数。为了作成演算后图像或功能图像与断面图像的合成图像，当是用梯度色标显示的像素时，按照式 4 或式 6 来确定 $RTF(i, j)$ 、 $GTF(i, j)$ 、 $BTF(i, j)$ ，用特定颜色显示的像素在式 4 或 6 中把权重 WB 设为 0，然后确定 $RTF(i, j)$ 、 $GTF(i, j)$ 、 $BTF(i, j)$ 。可以对全部像素进行该处理，然后按照 $RTF(i, j)$ 、 $GTF(i, j)$ 、 $BTF(i, j)$ 进行绘图。

用梯度色标显示的区域（特定的区域）可以根据通过控制台 4 设定的阈值、任意的条件式或 ROI 来确定。阈值、任意的条件式或 ROI 在每个演算后图像中设定一个或多个。某个演算后图像 k 或者功能图像 k 的某个像素 (i, j) 中的像素值，如果在通过针对演算后图像 k 或功能图像 k 的阈值或条件式所设定的范围内且像素 (i, j) 在用 ROI 设定的范围内，按照上述 LUT 的设定方法确定 $R_k(C_k(i, j))$ 、 $G_k(C_k(i, j))$ 、 $B_k(C_k(i, j))$ 的各成分，如果在范围之外，则将任意的特定值分配给 $R_k(C_k(i, j))$ 、 $G_k(C_k(i, j))$ 、 $B_k(C_k(i, j))$ 的各成分。

通过对全部像素进行以上的处理，在某演算后图像或者功能图像中用梯度色标只显示特定的区域。另外，其他的区域是用特定颜色如图 7~图 8 和图 11~18 中黑色或灰色显示的仅为 CT 断面图像 40 的区域来表示。上述处理对所有的演算后图像或功能图像进行。即使在没有必要合成 M 幅演算后图像或功能图像的全部的情况下，可以将没有必要合成的演算后图像或者功能图像的权重设定为 0 后进行合成。

在合成图像中，当对从某个演算后图像 k 或功能图像 k 得到的信息的强调程度进行变更时，可以根据从控制台 4 输入的参数来变更式 5 中的 W_k 。

在合成图像中，在想要变更用梯度色标显示的区域的情况下，可以根

据从控制台 4 输入的参数来变更阈值、条件式或 ROI。

在合成图像中，当对演算后图像或功能图像、断面图像的强调程度进行变更时，根据从控制台 4 输入的参数来变更式 4 或 6 中的 WB 或 WB。

图 11~18 表示将本发明应用于从 CT 图像作成的制作到脑灌注功能图的例子。图 11~13 是作成右颈内动脉狭窄的患者在治疗前后的、平均通过时间图像 MTT 的治疗前后的差别图像与 CT 图像的合成图像的样本图像。在该样本图像中，用虹彩色的梯度色标只显示平均通过时间 MTT 有显著变化的区域，在变化有意义的区域将式 5 的 WB 设为 0.8、WT 设为 0.2 后进行合成，在其他区域将 WB 设为 0、WT 设为 1 来进行合成。在图 13 中，34 表示 MTT 的变化比较大且用暖色系显示的部分，35 表示 MTT 的变化比较小且用冷色系显示的区域。这里，颜色是根据图 11 和图 12 的差别的大小来分配的。

图 11、12、图 14 至 16 是作成右颈内动脉狭窄的患者在治疗前后的、平均通过时间图像 MTT 的差别图像、脑血液容量图像 CBV 的差别图像、CT 图像的合成图像的样本图像。在该样本图像中，用蓝色系的梯度色标 36 显示脑血液容量图像 CBV 有显著变化的区域，用红色系的梯度色标 37 显示平均通过时间 MTT 有显著变化的区域。另外，将式 3 的 W1（即脑血液容量图像的差别图像的权重）设为 0.75，W2（即平均通过时间图像的差别图像的权重）设为 0.25，然后进行合成。进而，在脑血液容量 CBV 或平均通过时间 MTT 有显著变化的区域将式 4 中的 WB 设为 0.8、WT 设为 0.2，然后进行合成。

图 11~13 表示演算后图像或功能图像为 1 幅时的应用例，图 11、12、图 14~16 表示演算后图像或功能图像为两幅时的应用例，也同样可以应用于演算后图像或功能图像为 3 幅以上时的情况。通过这些样本图像，可以容易地掌握在活体功能信息中出现显著变化的区域或疾病区域随时间的变化，还可以减少因操作者的主观导致的 ROI 设定的不确定性，同时又不损坏检查部位原来的形状。如上所示，通过本实施例，具有如下效果，即可以减少因操作者的主观导致的 ROI 设定的不确定性，而且不坏检查部位原有的形状，可以容易地掌握在活体功能信息中出现显著变化的区域或疾病区域随时间的变化。

如上所述，根据本说明，具有如下效果，即可以从一幅图像得到从断面图像获得的信息和分别从多个功能图像得到的信息，且活体功能异常的严重程度的判定变得容易。

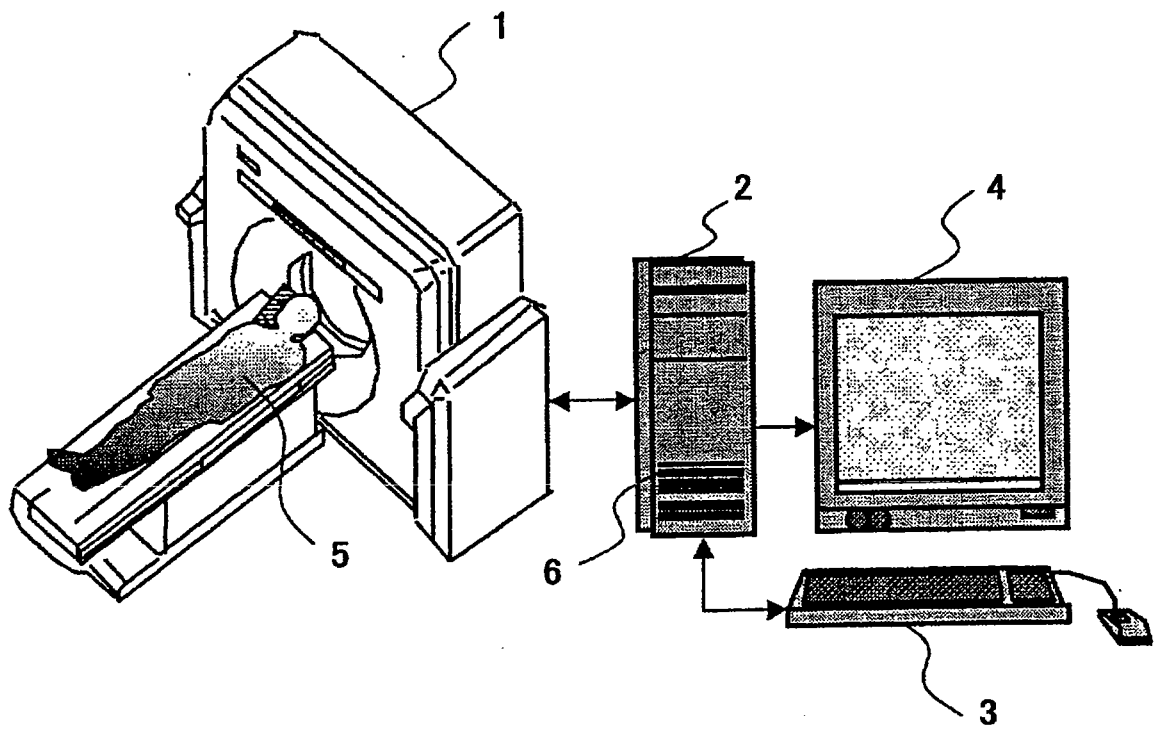


图 1

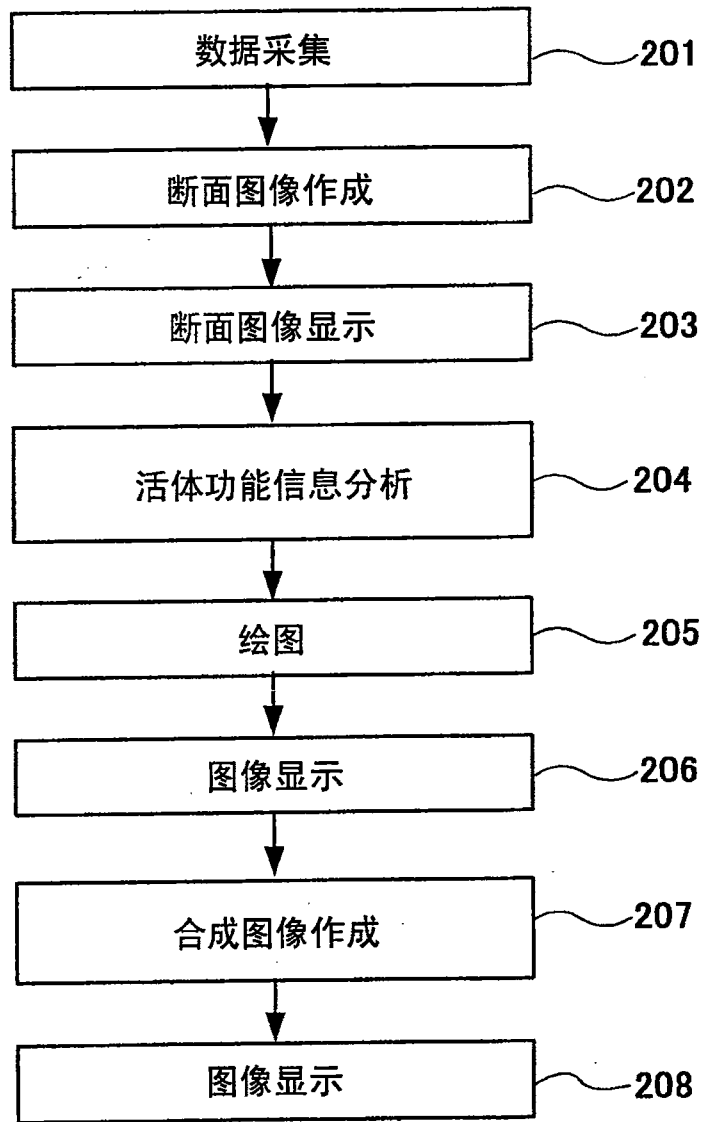


图 2

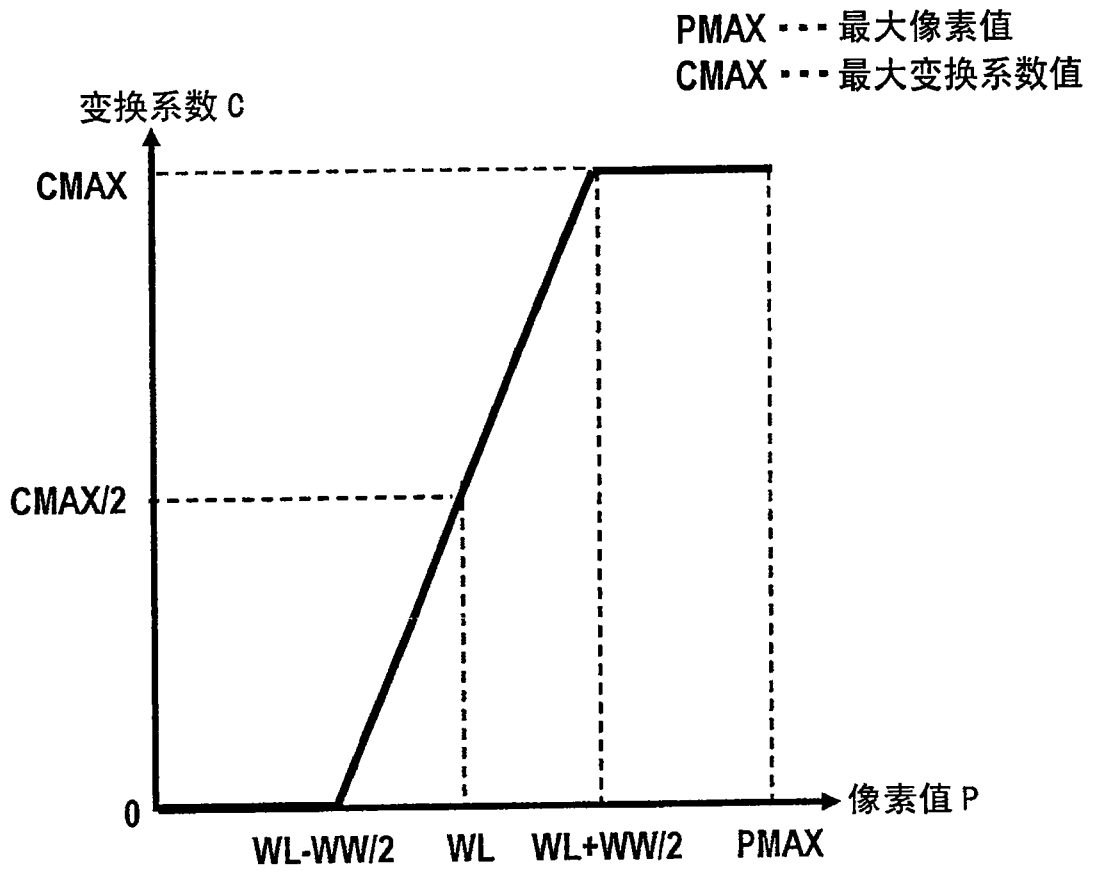


图 3

功能图像 M 用 LUT

变换系数 C	R	G	B
0	RM(0)	GM(0)	BM(0)
1	RM(1)	GM(1)	BM(1)
2	RM(2)	GM(2)	BM(2)
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C _{MAX}	RM(C _{MAX})	GM(C _{MAX})	BM(C _{MAX})

功能图像 2 用 LUT

变换系数 C	R	G	B
0	R2(0)	G2(0)	B2(0)
1	R2(1)	G2(1)	B2(1)
2	R2(2)	G2(2)	B2(2)
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C _{MAX}	R2(C _{MAX})	G2(C _{MAX})	B2(C _{MAX})

功能图像 1 用 LUT

变换系数 C	R	G	B
0	R1(0)	G1(0)	B1(0)
1	R1(1)	G1(1)	B1(1)
2	R1(2)	G1(2)	B1(2)
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C _{MAX}	R1(C _{MAX})	G1(C _{MAX})	B1(C _{MAX})

图 4

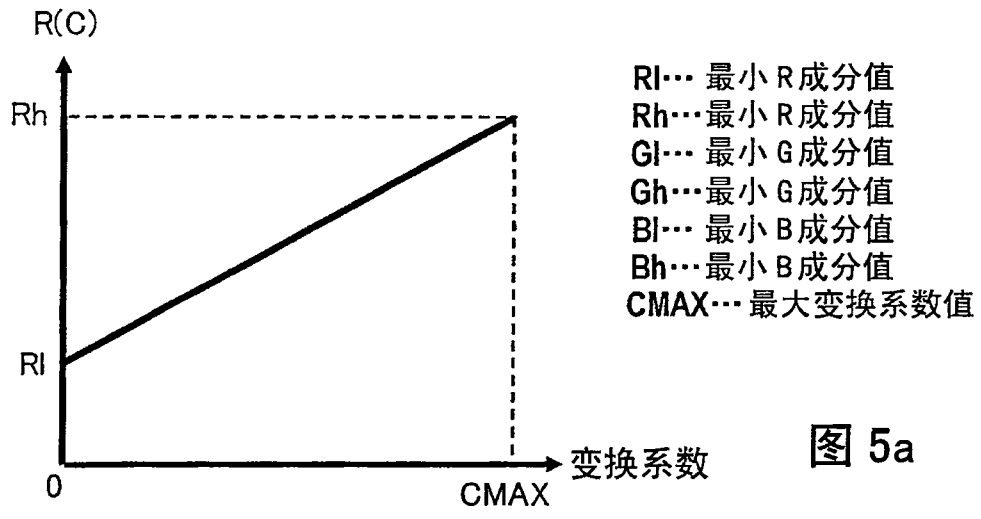


图 5a

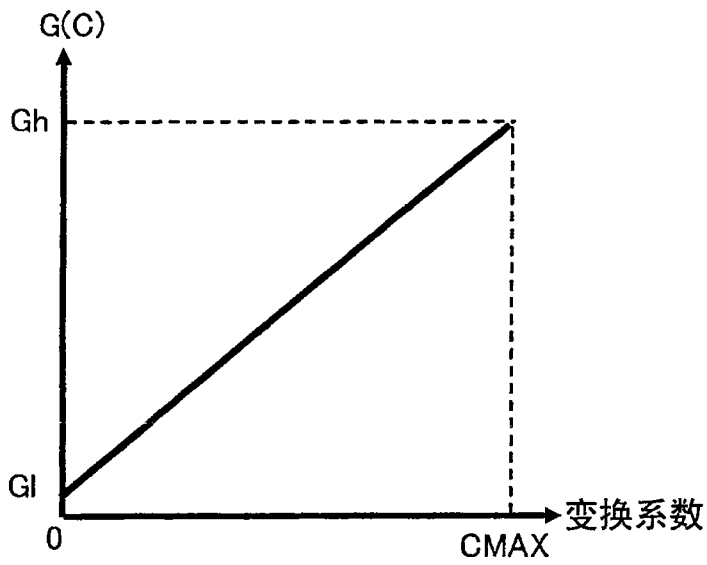


图 5b

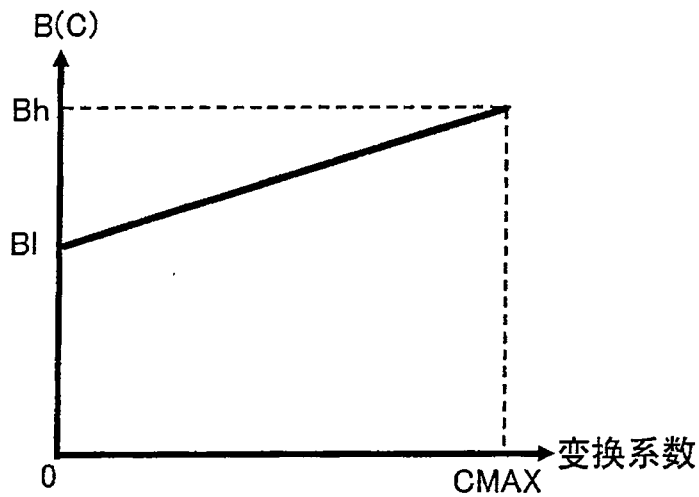


图 5c

断面图像用 LUT

变换系数 C	R	G	B
0	0	0	0
1	1	1	1
2	2	2	2
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
C _{MAX}	C _{MAX}	C _{MAX}	C _{MAX}

图 6

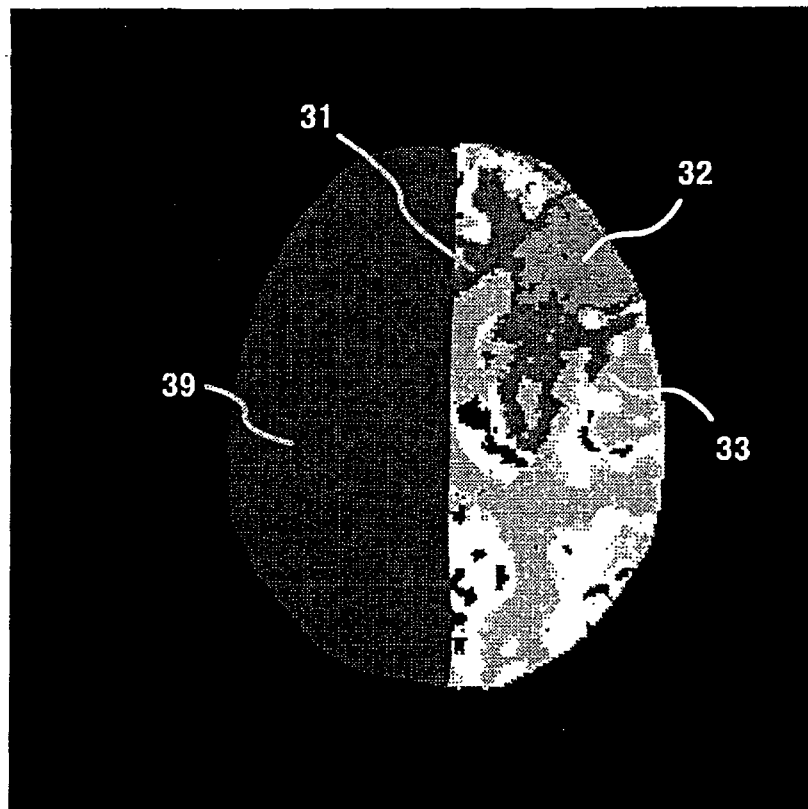


图 7

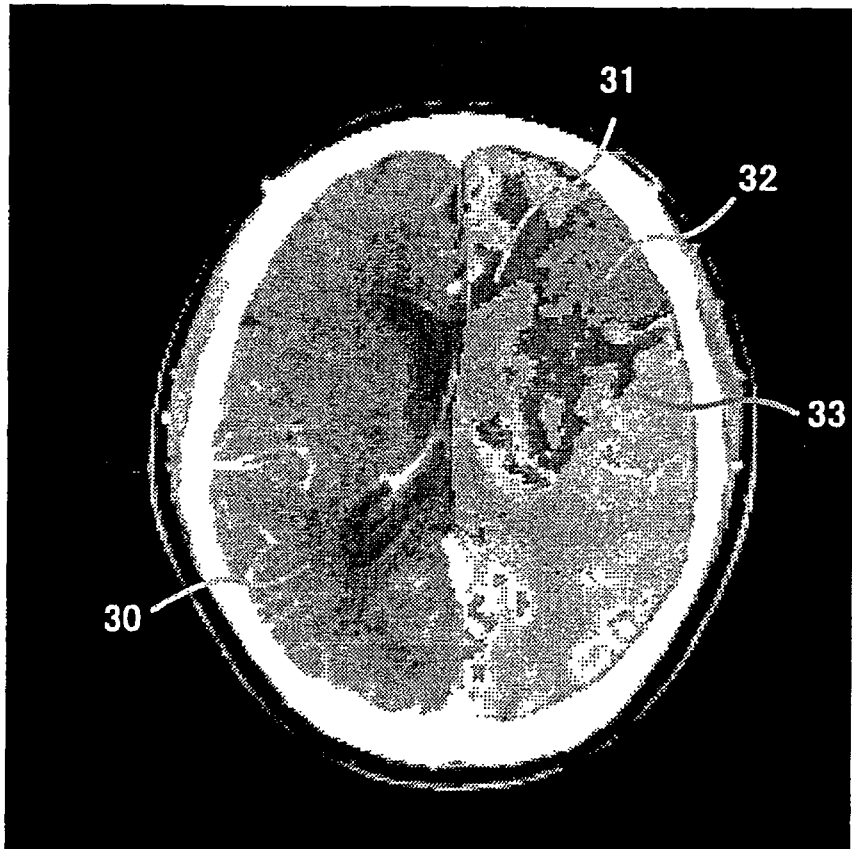


图 8

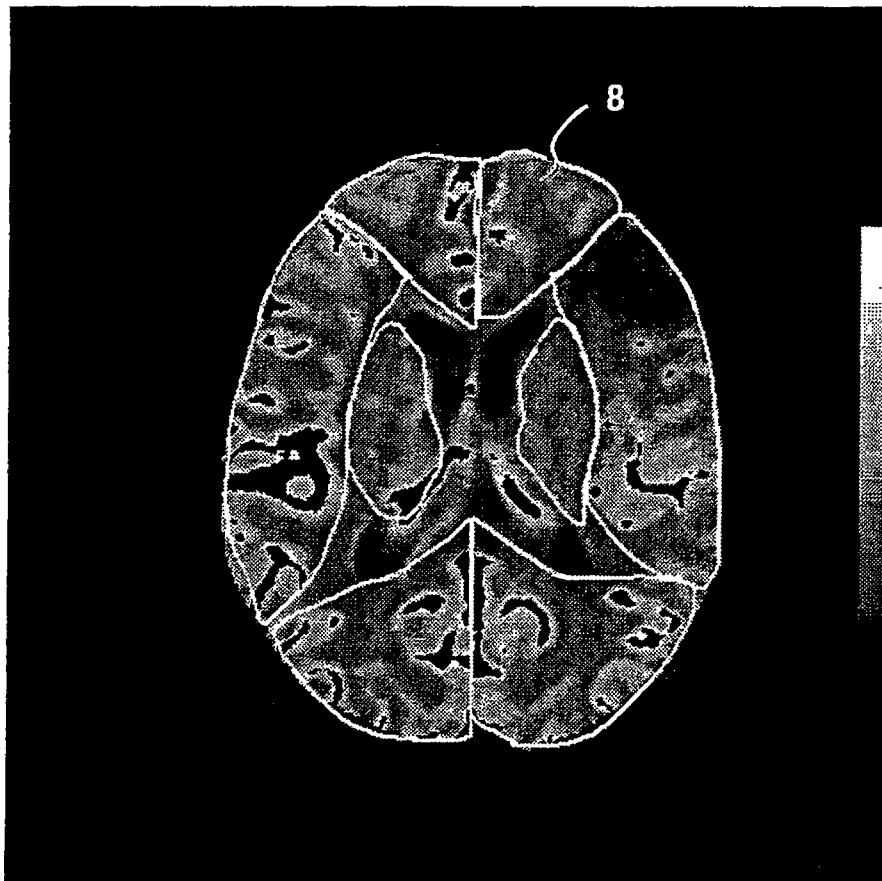


图 10

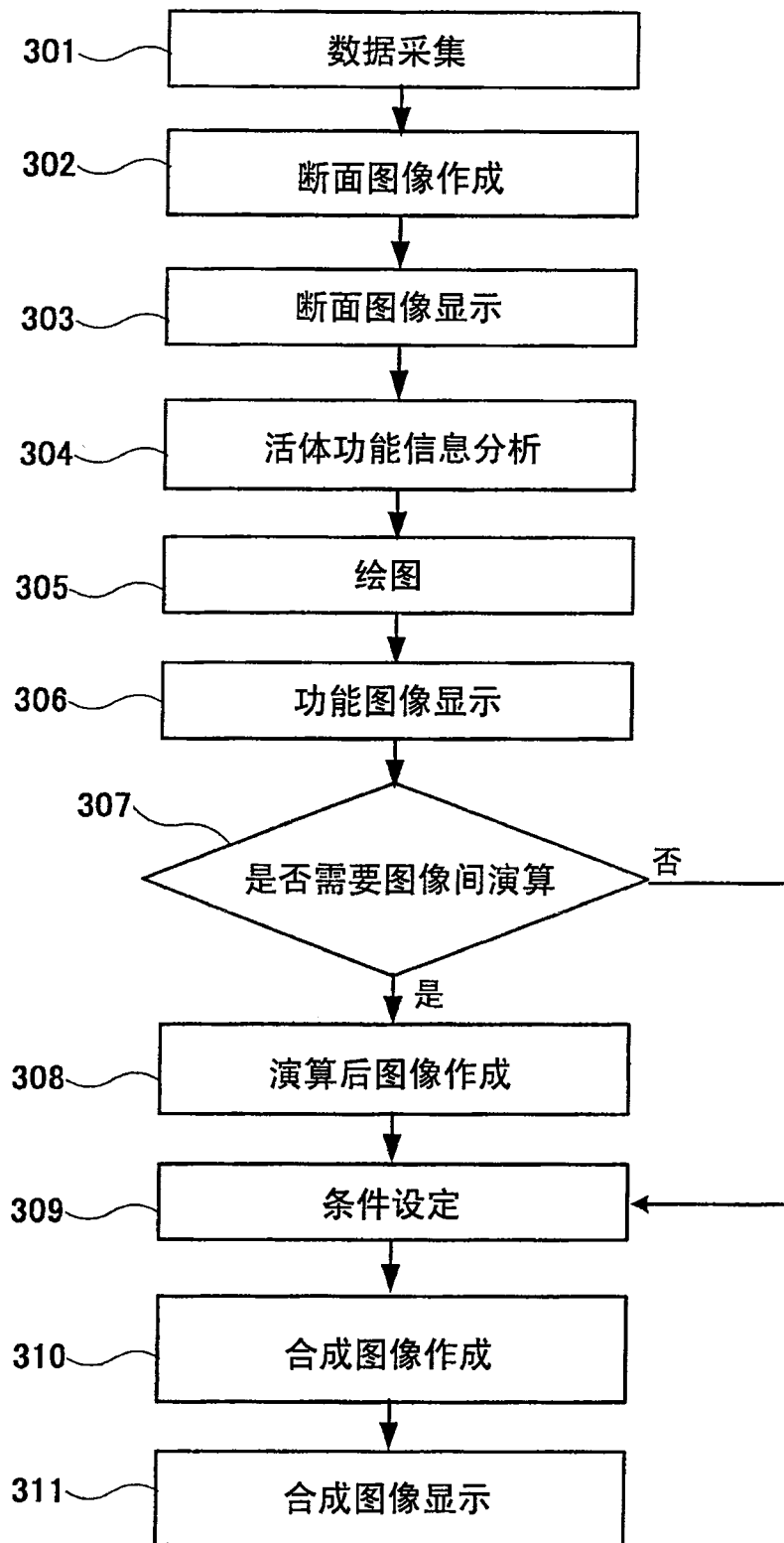


图 9

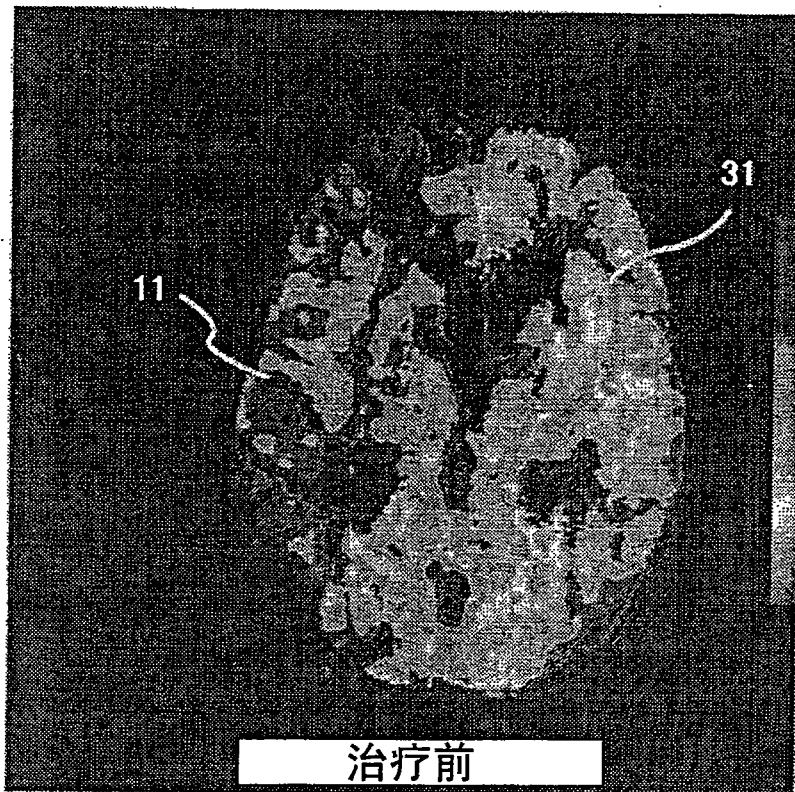


图 11

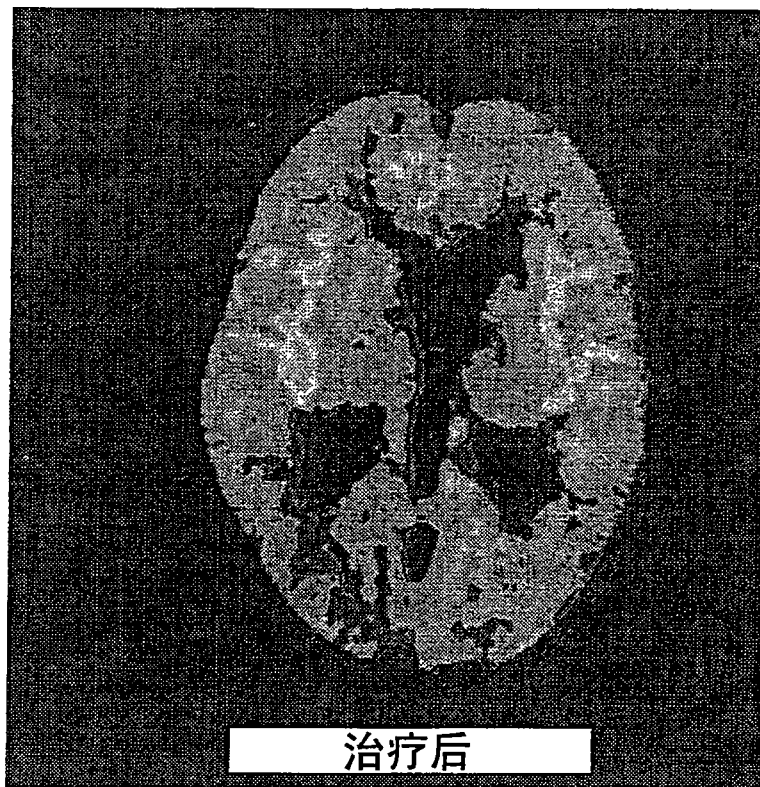


图 12

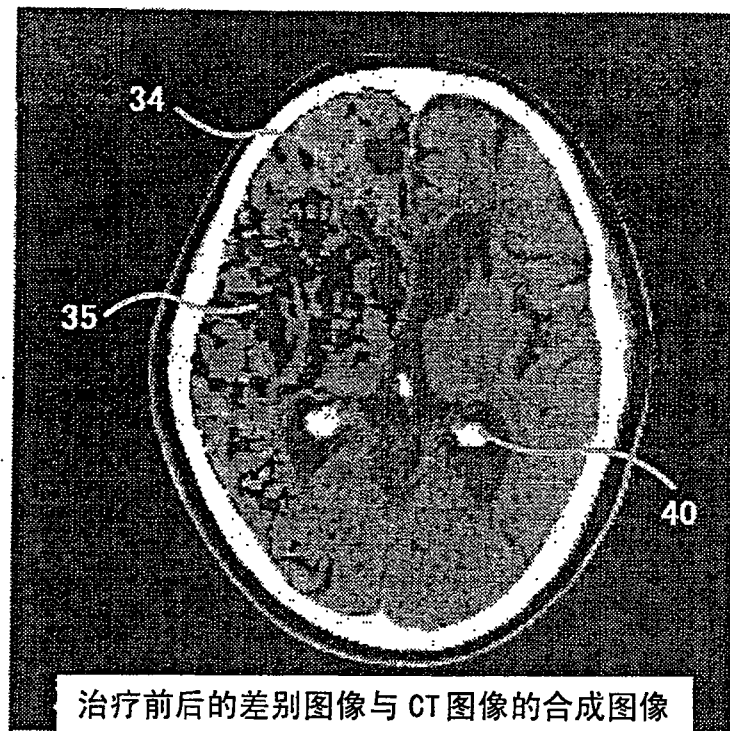


图 13

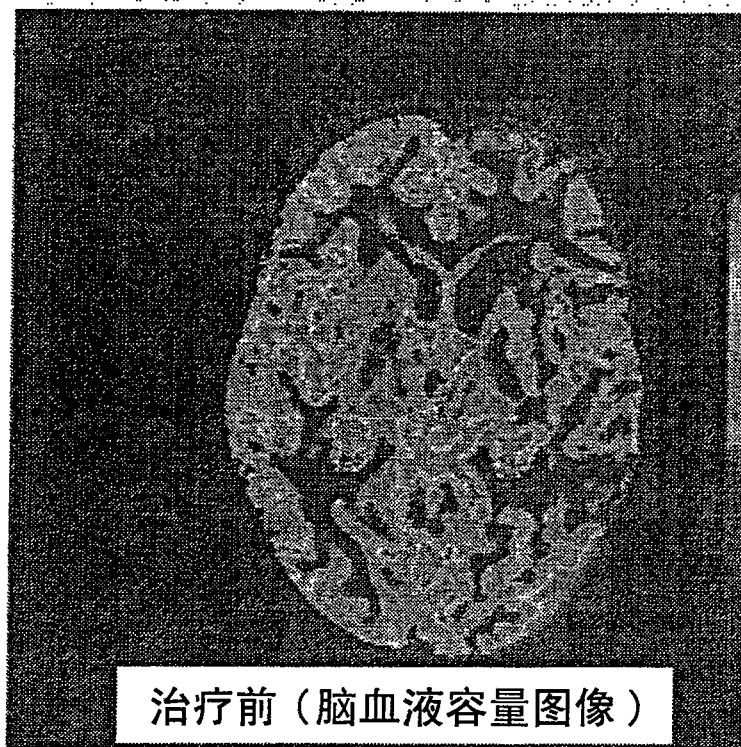


图 14

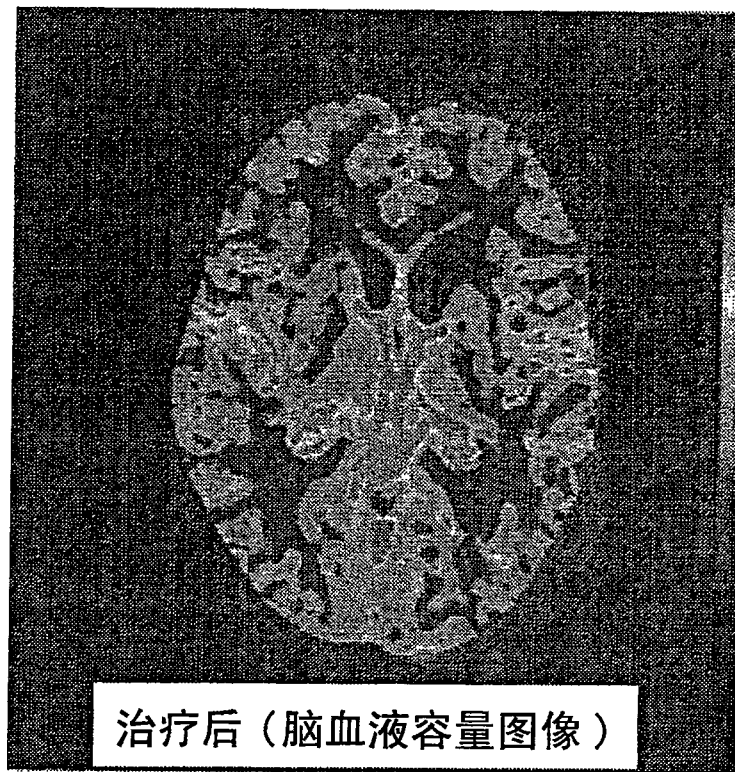


图 15

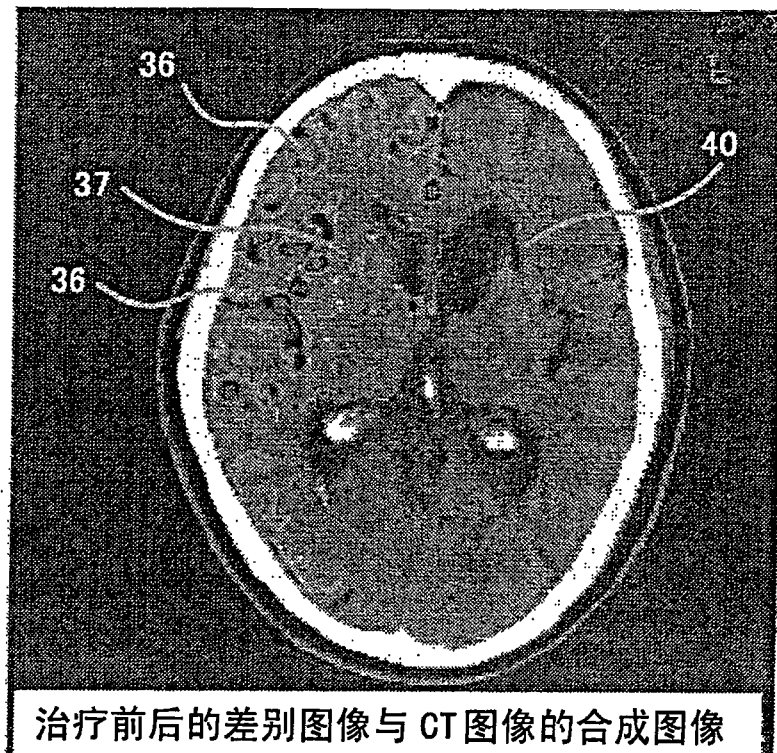


图 16