



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101061508 B

(45) 授权公告日 2012.06.13

(21) 申请号 200580039399.3

(56) 对比文件

(22) 申请日 2005.11.04

US 5633951 A, 1997.05.27, 摘要, 说明书第3栏第28-33行、第4栏第57行-第5栏第20行、第5栏第41-46行、第7栏第58-59行、第9栏第29-33行、第11栏第11-20行, 附图1-2.

(30) 优先权数据

60/628,685 2004.11.17 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.05.17

US 2003/0233039 A1, 2003.12.18, 说明书第6、7、29、31、34、36、37、61-66段, 附图1-4.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2005/053628 2005.11.04

审查员 詹超慧

(87) PCT申请的公布数据

W02006/054191 EN 2006.05.26

(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 V·佩卡

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 程天正 梁永

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

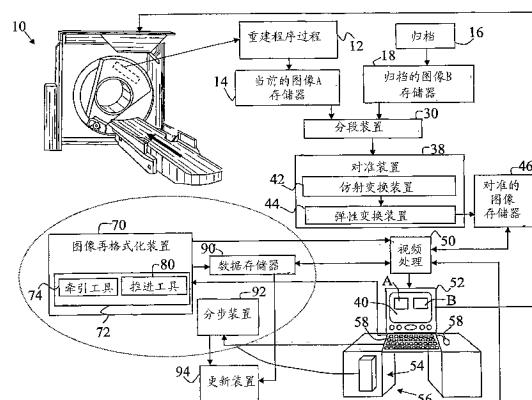
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

改进的弹性图像重合功能

(57) 摘要

把病人的一个公共区域的当前的诊断图像(A)和归档的诊断图像(B)装载到第一存储器(14)和第二存储器(18)。第一和第二诊断图像(A, B)互相自动对准和重合。在图像(A)上选择的交叉点处的三个2D正交视图连同在图像(B)上相应的交叉点处的同样的三个正交视图一起在显示器(40)上被显示。用户通过使用本地工具(72)人工地校正在显示器(40)上同时显示的第一和第二组分片中的对准。



1. 一种用于诊断成像的设备,包括:

第一存储器(14),它提供第一诊断图像(A);

第二存储器(18),它提供第二诊断图像(B);

重合装置(38),它把来自第一和第二存储器(14,18)的第一和第二诊断图像(A,B)自动进行重合;

显示器(50,40),它同时显示第一和第二已重合的诊断图像(A,B)的至少相应的一对2D分片;其特征在于所述设备还包括:

用于人工地变换相应于第一和第二已重合的诊断图像(A,B)之一的至少一个当前显示的2D分片的变换装置(70);

其中,所述变换装置(70)包括人工工具(72),它被用户用于使所显示的分片之一或二者变形,以使它们有更接近的对应性。

2. 如权利要求1中阐述的设备,还包括:

分段装置(30),用于把在诊断图像(A,B)中的适当的目标器官进行分段。

3. 如权利要求1中阐述的设备,还包括:

用于把该对分片同时相应地分步经过第一和第二已重合的诊断图像(A,B)的装置(92);以及

用于按照在附近的分片处执行的人工变换来同时地更新该经分步的当前显示的分片的装置(94)。

4. 如权利要求1中阐述的设备,其中重合装置(38)包括:

用于确定表示第一和第二诊断图像(A,B)的失准的仿射变换,并按照所确定的仿射变换,对第一和第二诊断图像(A,B)之一进行操作以便近似地使第一和第二诊断图像(A,B)对准的装置(42)。

5. 如权利要求4中阐述的设备,其中重合装置(38)还包括:

用于确定表示近似地对准的第一和第二诊断图像(A,B)的失准的弹性变换,并按照所确定的弹性变换在对第一和第二诊断图像(A,B)之一进行操作以便使第一和第二诊断图像(A,B)重合的装置(44)。

6. 如权利要求1中阐述的设备,其中人工工具(72)包括:

牵引工具(74),它通过沿预定的平滑曲线牵引选择的表面而使得分片的表面变形。

7. 如权利要求6中阐述的设备,其中预定的平滑曲线是高斯曲线、球形或椭圆形之一。

8. 如权利要求6中阐述的设备,其中该变形由鼠标(58)控制。

9. 如权利要求1中阐述的设备,其中人工工具(72)包括:

推进工具(80),它通过朝选择的表面推动预定的平滑表面而使得分片中选择的表面变形。

10. 如权利要求1中阐述的设备,其中鼠标(58)被用来调节变形。

11. 如权利要求1中阐述的设备,还包括:

与第一存储器(14)相连接的诊断成像设备(10),用于生成对象的兴趣区域的第一诊断图像表示;以及

归档装置(16),从该归档装置提取在较早时取出的对象的兴趣区域的第二诊断图像表示,并把它装载到第二存储器(18)。

12. 一种诊断成像的方法,包括:

提供选择区域的第一诊断图像 (A) ;

提供选择区域的第二诊断图像 (B) ;

把第一和第二诊断图像 (A, B) 进行自动重合;

同时显示第一和第二已重合的诊断图像 (A, B) 的相应的一对 2D 分片;其特征在于,所述方法还包括:

人工地变换与第一和第二已重合的诊断图像 (A, B) 之一相对应的至少一个当前显示的 2D 分片;

其中所述人工变换步骤包括通过使用人工工具 (72),由用户将所显示的分片之一或二者变形,以使得它们有更接近的对应性。

13. 如权利要求 12 中阐述的方法,还包括:

把诊断图像中的适当的目标器官进行分段。

14. 如权利要求 12 中阐述的方法,还包括:

把该对分片同时相应地分步经过已重合的第一和第二诊断图像 (A, B);以及按照在附近的分片处执行的人工变换来同时地更新该经分步的当前显示的分片。

15. 如权利要求 12 中阐述的方法,还包括:

把该对分片同时相应地分步经过已重合的第一和第二诊断图像 (A, B);以及按照人工变换更新开放的分片。

16. 如权利要求 12 中阐述的方法,其中重合步骤包括:

确定表示第一和第二诊断图像 (A, B) 的失准的仿射变换;以及

按照所确定的仿射变换,对第一和第二诊断图像之一进行操作,以便近似地对准第一和第二诊断图像。

17. 如权利要求 16 中阐述的方法,其中重合步骤还包括:

确定表示近似地对准的第一和第二诊断图像 (A, B) 的失准的弹性变换;以及

按照所确定的弹性变换,对第一和第二诊断图像之一进行操作,以便重合第一和第二诊断图像。

18. 如权利要求 12 中阐述的方法,其中变形步骤还包括:

通过沿预定的平滑曲线牵引选择的表面而使得显示的 2D 分片之一的表面变形。

19. 如权利要求 12 中阐述的方法,其中变形步骤还包括:

通过朝选择的表面推进预定的平滑表面而使得显示的 2D 分片之一的表面变形。

改进的弹性图像重合功能

[0001] 本发明涉及诊断成像技术。这一技术在 CT 成像系统方面找到特定的应用，并具体地参照 CT 成像系统描述本发明。然而，应当看到，本发明可应用于各种各样的诊断成像模式。

[0002] 在医学成像领域，常常需要根据同一个目标的不同图像来识别要检查的目标的改变。常常希望在不同的情形下获取的图像应当使得医生能够识别：在成像的目标中出现的哪些改变是由于自然运动和变形造成的，以及哪些改变归因于例如肿瘤生长那样的病理改变。在手术或治疗之前和之后形成的对象图像被定期地进行比较，以便评估治疗的结果。

[0003] 典型地，在不同的情形下通过同一个或不同的模式形成的图像必须藉助于定标、旋转等等手段以使得器官的位置和形状一致，从而得到重合。刚性变换被定义为保持距离的几何变换。刚性变换也保持线的直线度和在直线之间的所有的非零角度。刚性变换典型地由平移和旋转组成。当关节的弯曲和呼吸运动造成可弯曲的或非刚性运动时，要检查的解剖目标不能通过诸如旋转和平移那样的刚性变换移位到它的原先的位置。在这种情形下，典型地使用弹性重合。

[0004] 在弹性重合中，图像被建模为弹性体，而且在两个图像中的点或特征之间的类似性起着使身体伸缩的外力的作用。图像的弹性重合用于各种各样的医疗应用，在这里，在不同的时间、以不同的模式、或对于不同的病人所获取的图像需要互相对准。需要弹性变换的图像的例子包括肿瘤的诊断、手术和治疗，在这里，典型地以不同的模式拍摄图像，以便显示肿瘤的不同的方面；或者在不同的时间拍摄图像，以便比较介入前和介入后图像的效果；以及或者使图像与从分类研究得出的组织图谱相匹配。

[0005] 典型地，首先对图像进行分段以指明一个感兴趣区域来引导重合。在把图像分段并确定两个图像的各个共同点后，利用刚性变换作为步骤 1 和弹性变换作为步骤 2 来使图像重合。因为弹性变换的复杂性，有时图像结构没有正确地被对准。在这种情形下，在弹性变换重合后，希望用户通过把变形引入到 3D 图像的分段后的表面而人工地校正重合。通常，对于 3D 图像重合进行人工校正是困难的，因为在人工变形后 3D 数据集包括大量要变换的数据。

[0006] 本申请打算提出一种新的和改进的克服上述问题和其它问题的方法和设备。

[0007] 按照本发明的一个方面，公开了用于诊断成像的设备。第一存储器供给第一诊断图像。第二存储器供给第二诊断图像。一个重合例行程序自动地把来自第一和第二存储器的第一和第二诊断图像相重合。显示器同时显示第一和第二已重合的诊断图像的至少相应的一对 2D 分片。一种装置人工地变换相应于第一和第二已重合的诊断图像之一的至少一个当前显示的 2D 分片。

[0008] 按照本发明的另一方面，公开了一种诊断的成像方法。提供所选择区域的第一诊断图像。提供所选择区域的第二诊断图像。第一和第二诊断图像被自动重合。同时显示第一和第二已重合的诊断图像的一对相应的 2D 分片。人工地变换相应于第一和第二重合的诊断图像之一的至少一个当前显示的 2D 分片。

[0009] 本发明的一个优点在于计算效率。

[0010] 另一个优点在于校正误重合图像的效率。

[0011] 再一个优点在于校正的图像的实时显示。

[0012] 在阅读和了解优选实施例的详细说明后，本发明的另外的优点和好处对于本领域技术人员是显而易见的。

[0013] 本发明可以取各种形式的部件和部件安排，以及各种形式的步骤和步骤安排。附图仅仅用于说明优选实施例，而不看作为限制本发明。

[0014] 图 1 是诊断成像系统的示意图；

[0015] 图 2-3 是高斯牵引工具的图形代表；以及

[0016] 图 4-5 是球形推进工具的图形代表。

[0017] 参照图 1，对象被放置在诸如 CT 扫描仪那样的诊断成像器 10 中，以便进行跟踪检查。生成的数据由重建处理器 12 进行重建，并被存储在 3D 立体图像存储器 14（图像 A）。优选地还要执行如在技术上已知的各种图像增强操作。

[0018] 来自医院档案或来自另一个存储媒体 16 中的同一个对象的同一个区域的图像数据被检索和被存储在归档的 3D 立体图像存储器 18 中（图像 B）。当然，当前的和归档的 3D 图像存储器 14, 18 可以是公共存储媒体的一部分。

[0019] 继续参照图 1，分段装置或处理过程 30 优选地自动画出对象的兴趣区域的一个或多个选择的组织结构的轮廓。这样，在图像 A 和 B 中同时规定了相同的被选择的结构的表面。在一个实施例中，选择了在诊断图像中要被分段的兴趣区域或器官的预定的 3D 模型。模型表示组织器官，诸如膀胱或股骨，但它也可以表示诸如用于辐射治疗的目标体积的结构。模型用于通过提供作为用于自动分段处理过程 30 的初始出发点的器官形状的知识而协助进行图像自动分段。

[0020] 对准装置或处理过程 38 把图像 A 和 B 相重合，以便在一个或多个监视器或显示器 40 上同时显示。更具体地，仿射变换装置 42 执行对准过程 38 的第一步骤，并通过确定当前的和已归档的 3D 图像 A, B 中的点状地标之间的失准而近似对准图像 A, B。特别地，仿射变换装置 42 搜索图像 A, B 的已分段的区域中最明显的组织特征，诸如在兴趣区域周围的身体的特征部分（例如头盖骨部分或脊椎的独特的位置），并且确定在失准的地标之间的仿射变换。替换地，仿射变换装置 42 搜索基准点或靠近感兴趣区域、并附着在对象上的可成像标记。当确定了这样的共同点时，仿射变换装置 42 应用在技术上已知的适当的算法来对准图像 A, B。在一个实施例中，仿射变换装置 42 确定围绕三个正交轴的 9 个旋转分量和沿规定了重合的误差的三个轴的三个平移分量。任选地，也可以确定定标参数。

[0021] 弹性变换装置 44 通过使用基于点的弹性重合而执行对准过程 38 的第二步骤。更特定地，弹性变换装置 44 确定在由非刚性运动等所造成的地标之间的失准，以及把闭合形式的弹性变换应用到失准的地标。更特定地，闭合形式的高斯弹性变换使用以地标位置为中心的高斯形的力将图像 A, B 进行弹性变形以使其保留规定的地标对应性（位移）。

[0022] 弹性变换装置 44 优选地应用一个弹性变换算子：

$$[0023] u(x) = x + \sum_{i=1}^N G(x - p_i) c_i,$$

[0024] 其中 p_i 是在源图像上第 i 个地标的位置，

[0025] $G(x - p_i)$ 表示基函数，

- [0026] N 是图像上地标的总数,
- [0027] C_i 是通过求解根据内插约束条件和相应的地标移位而得到的线性方程组而算出的系数。
- [0028] 由仿射变换装置 42 和弹性变换装置 44 对准的图像 A,B 被存储在对准的图像存储器 46。
- [0029] 视频处理器 50 将要在工作站 52 的监视器 40 上显示的已对准的图像 A, B 进行格式化, 以使得对准的图像 A, B 的相应的第一和第二组 2D 分片同时被显示。用户通过使用包括 CPU 处理器或硬件装置 54 和用于执行必须的图像处理功能和操作的软件装置 56 的工作站 52 来操纵显示的分片。工作站 52 优选地包括一个或多个输入设备, 用户通过使用输入设备可以选择地控制工作站 52 和 / 或扫描器 10。
- [0030] 继续参照图 1, 用户经由包括一组人工本地工具 72 的图像再格式化装置 70 将发起一次对准校正。图像再格式化装置 70 允许用户操纵 2D 图像 A 的局部区域使其更精确地或按照用户的意愿与 2D 图像 B 匹配 (或反之亦然)。优选地, 视频处理器 50 包括一个正交观看器 (orthoviewer), 它检索和显示第一和第二组 2D 正交分片。更特定地, 通过图像 A 的选择的交叉点的三个 2D 正交视图将连同通过图像 B 的相应的交叉点的相同的三个 2D 正交视图一起被显示。在任一个图像上的交叉点用来检索同时在两个视图上的被显示的 2D 分片。用户仅仅校正当前在监视器 40 上被显示的第一和第二组分片中的对准。由于每次校正最大只有三个 2D 分片被更新, 当前可得到的硬件平台要在一个基本上实时域中执行图像再格式化。本地工具 72 包括三个主要功能 : 选择要修改的本地区域 (顶点), 用以变换顶点的方法, 以及把鼠标运动转化为规定该变换的参数。
- [0031] 继续参照图 1 和还参照图 2-3, 本地工具的一个例子是高斯牵引工具 74, 它通过把选择的表面牵引鼠标运动 d 的一段高斯加权距离而使 2D 图像 A 表面变形。因此, 作为鼠标 58 的初始位置 76 的点移动到与鼠标运动 d 相同的距离 d 的位置 78。处在离鼠标 58 更远的表面各点根据鼠标运动的高斯函数的定标而移动较短的距离。典型地, 工具 74 是由规定高斯扩散的宽度的单个高斯半径控制的。替换地, 高斯工具 74 是由允许在鼠标的运动平面上使用 x 半径而在正交于画图面的平面上使用 y 半径的分开的 x 和 y 高斯半径控制的。在另一个实施例中, 高斯工具 74 由例如三角形、抛物线等函数所控制, 它随适当的参数组从 1 平滑地过渡到 0 以完成选择的顶点的变换。
- [0032] 在一个实施例中, 高斯牵引 (pull) 工具 74 牵引高斯形状的失真 (或从 1 平滑过渡到 0 的其它函数形状), 但从鼠标位置与 2D 图像平面的距离得出失真被牵引的距离。2D 表面被直接牵引到鼠标位置以便能平滑画图, 而不是必须上下点击鼠标来抓住和伸缩器官。虽然高斯曲线被应用到所显示的分片上的图像, 但如果它施加在交叉点附近, 则它会影响另外两个正交分片。此外, 高斯变形也影响相邻的平行的分片。然而, 相邻的分片现在没有被修改。而是, 在其它平面上的变形参数被保存, 并且当和如果这样的相邻的平面被取出用于显示时, 对每个相邻的平面上的表面进行修改。
- [0033] 继续参照图 1 和还参照图 4-5, 本地工具的另一个例子是推进 (push) 工具 80, 诸如一个推进球, 它使围绕鼠标位置 82 的规定的半径 R 的分段的表面部分与在显示面上的球或圆的表面。当鼠标 58 通过移动位置 82 而移动推进工具 80 时, 2D 图像 A 根据表面相对于鼠标位置 82 的位置而被向里面或向外面推进。所显示的球形工具 80 由单独一个球半径参

数所控制。这样,表面类似于以所选择的半径的球形工具按压软的粘土那样地变形。当然,也可以设想诸如椭圆形那样的其它的预定的形状的表面。

[0034] 再格式化的分片被存储在数据存储器 90 中。优选地,再格式化的分片以超高速缓存的方式被存储,以便加速再检查过程,如果这样地要求的话。

[0035] 用户通过键盘或其它输入设备 58 控制分步装置 92,该分步装置 92 使得视频处理器 50 从数据存储器 90 取出相应的 2D 分片并在监视器 40 上显示该 2D 分片。当用户通过在各分片中滚动而改变视图时,相应的人工变换的区域优选地能在进行中被计算和被更新。在一个实施例中,更新装置 94 预先计算与当前显示的校正的分片相邻的分片,而不用等待用户互动。如果用户选择要变成为电子归档中用于存储的永久重合的部分的再格式化的分片,则 3D 图像自动被更新。优选地,按照 2D 分片的人工变换的 3D 图像的更新,在对话关闭或在空载时间时完成。例如,用户启动监视器 40 上的“保存”任选项(未示出),该动作启动 3D 图像的保存和更新。

[0036] 在一个实施例中,图像 A, B 的相应的分片被叠加。用户使用人工工具 72,将图像 A, B 之一或二者中的表面变形,以使得图像 A, B 互相对准。

[0037] 虽然是特别地对于 CT 扫描仪成像描述的,但应当看到,这个技术也可应用于磁共振图像、PET 图像、SPECT 图像、和其它三维诊断图像。而且,被重合的图像可以来自混合模式。例如,CT 图像可以使用这个技术与 PET 图像重合。当混合模式时,应当注意保证各种特征是以成像模式或所做的适当的调整而被规定的。应当看到,这个技术可应用于研究各种各样的器官,诸如结肠、肝、和其它非刚性器官。而且,这种技术也可应用于诸如头部那样的身体的刚性部分。

[0038] 本发明是参照优选实施例描述的。在阅读和懂得以前详细说明后,将作出修改和改变。本发明打算包括所有的这样的修改和改变,只要它们属于所附权利要求或它的等同物的范围内。

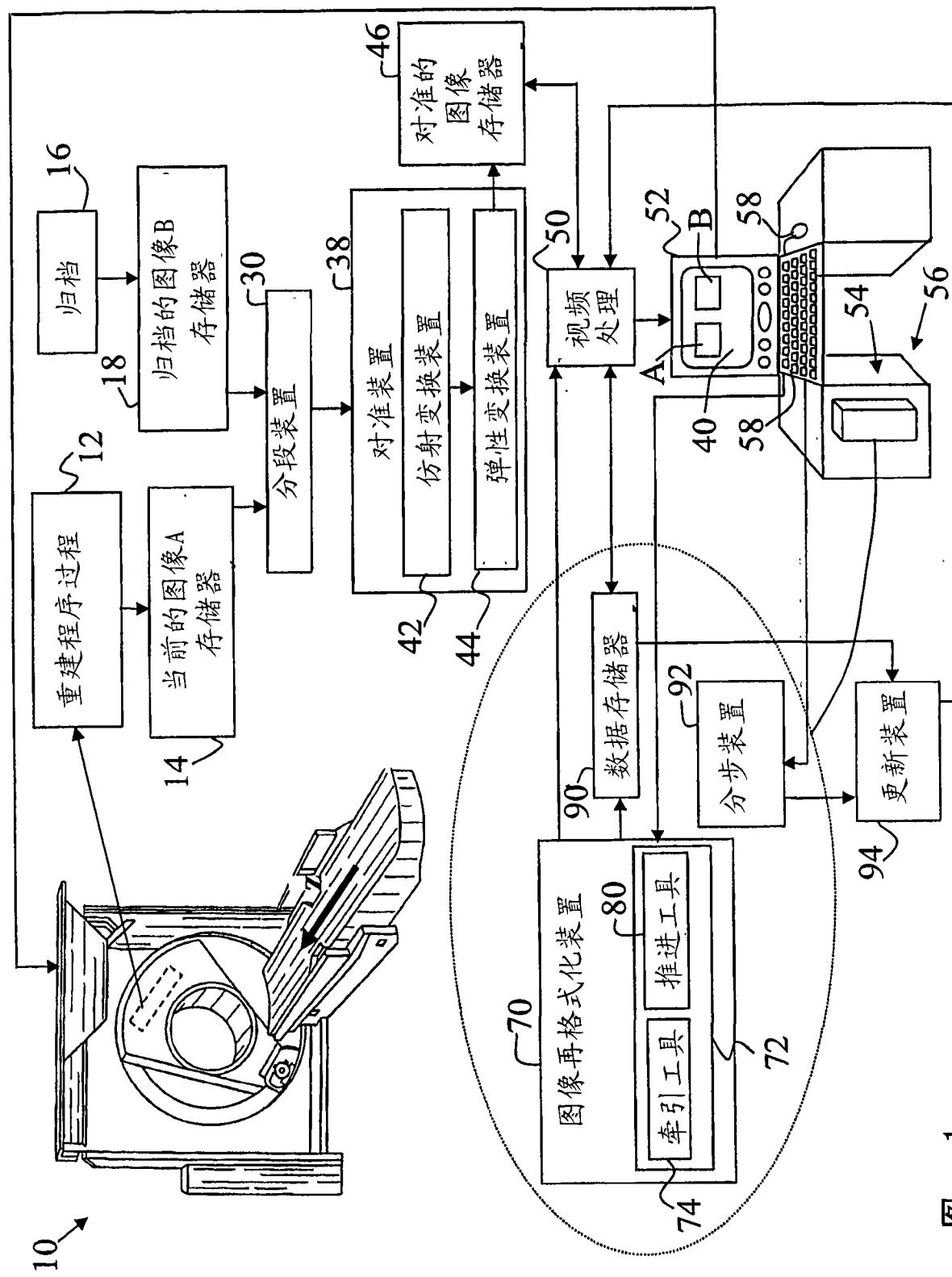


图 1

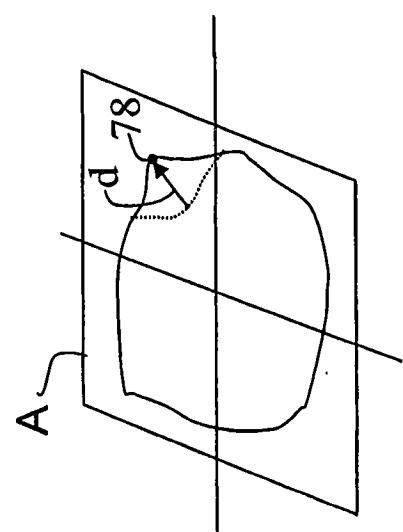


图 2

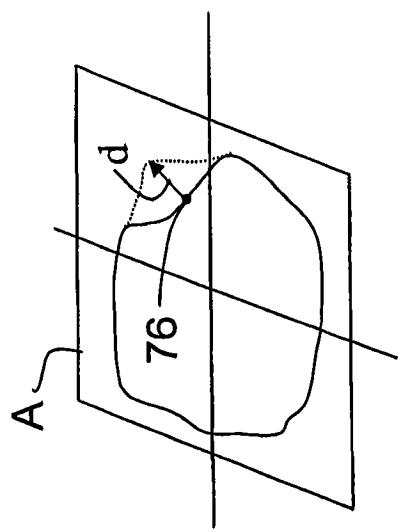


图 3

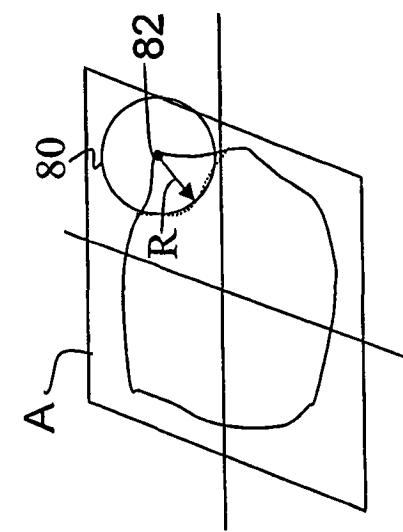


图 4

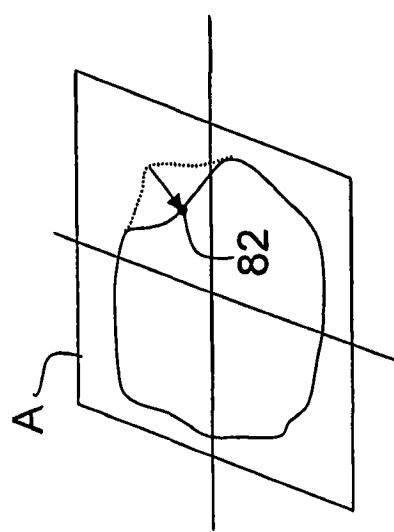


图 5