



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1983333 B

(45) 授权公告日 2012.06.13

(21) 申请号 200610168963.8

(22) 申请日 2006.11.17

(30) 优先权数据

11/282,150 2005.11.17 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 R·A·拉拉-蒙塔尔沃

L·斯蒂芬尼 L·洛奈

J·F·克诺普利奥奇

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 张雪梅 王勇

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

A61B 19/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 2003/0076987 A1, 2003.04.24,

US 6842638 B1, 2005.01.11,

US 2003/0076987 A1, 2003.04.24,

WO 2005/031635 A1, 2005.04.07,

US 6842638 B1, 2005.01.11,

审查员 田丽娜

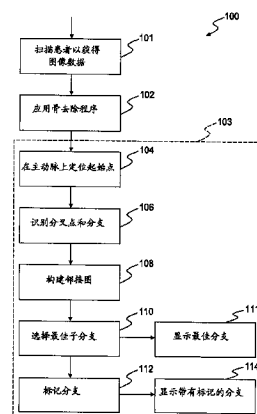
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 9 页

(54) 发明名称

用于选择和/或标记管分枝的方法和装置

(57) 摘要

用于选择和/或标记管分枝的方法和装置,一种用于选择和/或标记管图像的方法,包括运行成像系统以获得包括在其中具有管的体积的重建图像数据。接着对该重建图像数据应用骨去除程序以产生无骨图像(62)。定位无骨图像中主要管上的起始点,识别分叉点(68)和离开主要管的分枝(66)。建立来自主要管的每一分枝的邻接图。该方法包括了以下操作中的一种或两种:利用相邻分枝根据预定标准选择并显示穿过管的最佳或至少是满意的路径,或者标记并显示主要管的分枝。



1. 一种用于选择和标记管分枝中的至少一项的计算机系统 (36), 包括:
在从医学成像装置获得的无骨医学图像 (62) 中的主要管上定位起始点的部件;
识别分叉点 (68) 和离开主要管的分枝 (66) 的部件;
建立来自主要管的每一分枝的邻接图的部件;
对连接起始节点和末端节点的每一路径进行分析的部件;
以及以下部件中的至少一个:

利用相邻分枝、根据预定标准选择并显示穿过管的最佳或至少是满意的路径的部件,
其中所述预定标准包括选自包括最小的最大曲率和最大累积直径的组中的至少一项;和
标记并显示主要管的分枝的部件。

2. 根据权利要求 1 的计算机系统 (36), 控制医学成像设备, 并且还包括运行所述医学成像设备以获得包括其中具有管的体积的重建图像数据的部件;并且所述计算机系统还包括对所述重建图像数据应用骨去除程序以产生无骨图像 (62) 的部件。

3. 根据权利要求 2 的计算机系统 (36), 其中所述设备是 CT 成像系统 (10), 所述其中具有管的体积是包括主动脉体积的体积, 并且所述主要管是主动脉 (64)。

4. 根据权利要求 3 的计算机系统 (36), 其中所述重建图像数据是 3D 腹部 CT 图像 (60)。

5. 根据权利要求 2 的计算机系统 (36), 其中所述其中具有管的体积是包括主动脉体积的体积并且所述主要管是主动脉 (64),

并且进一步, 其中为了在主要管上定位起始点, 所述计算机系统还包括利用体积分析程序来发现主动脉的最高 2D 切片并寻找最大连接部分的部件。

6. 根据权利要求 5 的计算机系统 (36), 其中为了识别分叉点 (68), 所述计算机系统还包括应用海森过滤器来去除非管状体积的部件。

7. 根据权利要求 1 的计算机系统 (36), 其中为了识别分叉点 (68), 所述计算机系统还包括应用海森过滤器来去除非管状体积的部件。

8. 一种用于选择和标记管分枝中的至少一项的方法, 所述方法包括:
在从医学成像装置获得的无骨医学图像中的主要管上定位起始点;
识别分叉点 (68) 和离开主要管的分枝 (66);
建立来自主要管的每个分枝的邻接图;
对连接起始节点和末端节点的每一路径进行分析;
和执行以下操作中的至少一个:

利用相邻分枝, 根据预定标准选择并显示穿过管的最佳或至少是满意的路径, 其中所述预定标准包括选自包括最小的最大曲率和最大累积直径的组中的至少一项;和
标记并显示主要管的分枝。

用于选择和 / 或标记管分枝的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明通常涉及用于分析和显示管分枝的方法和装置。

背景技术

[0002] 交叉参考相关的申请

[0003] 本申请要求于 2004 年 11 月 24 日提交的、题目为“Methods and apparatus for selecting and/or labeling vessel branches”的美国临时申请 No. 60/630,884 的优先权,其作为参考全部结合于此。

[0004] 从计算机 X 线断层摄影 (CT) 图像中辨认和标记血管的不同分枝是常规的任务,该任务可能花费应该更好地用于对这些血管进行分析和诊断的宝贵时间。

[0005] 已知的用于标记和分析血管分枝的操作包括利用具有显示器和用户指示装置(诸如鼠标、跟踪球或键盘按键)的计算机,手动地在每个分枝端部的图像上定位一个点。在这一选择之后,计算机运行显示用于诊断目的的每个血管分枝的程序。

[0006] 例如,从不同的主动脉分枝(例如,腹腔干、肠系膜上动脉、右肾动脉、左肾动脉、右髂外动脉和 / 或左髂外动脉)中选择 CT 图像。在 2D 图像切片或 3D 图像中定位若干点。用户利用指示装置定位起始点并通过在分枝的末端定位一个点来识别每个分枝。在定位了所有点之后,计算机运行自动跟踪软件程序。这一程序顺着血管内的路径将起始点与其余的分枝点连接起来。

[0007] 接着为了血管分析,在不同的视图(即,3D、管腔、轴向和斜视图)内显示每个分枝。这些视图给出诸如最小和最大直径的定量血管信息并使对图像应用测量变得容易。

[0008] 这种手动过程相对很费时,尤其是对于未受过训练的用户。而且,该过程并不总是产生最佳的结果,因为很难手动地在血管分枝的精确末端定位点。结果,这种血管分枝可能不被完整地显示。

发明内容

[0009] 因此,本发明的一些构造提供了用于选择和 / 或标记管图像的方法。该方法包括在从医学成像装置所获无骨医学图像中的主要管上定位起始点并识别分叉点以及离开主要管的分枝。该方法进一步包括建立来自主要管的每个分枝的邻接图。该方法还包括根据预定的标准利用相邻分枝来选择和显示穿过管的最佳或至少是满意的路径,以及 / 或者标记并显示主要管分枝。

[0010] 在另一方面,本发明的一些构造提供了计算机或工作站。将该计算机或工作站构造成,在从医学成像装置所获无骨医学图像中的主要管上定位起始点,识别分叉点以及离开主要管的分枝,并建立来自主要管的每个分枝的邻接图。还可将该计算机或工作站构造成,根据预定的标准利用相邻分枝来选择和显示穿过管的最佳或至少是满意的路径,以及 / 或者标记并显示主要管分枝。

[0011] 在又一方面,本发明的一些构造提供了其上记录有指令的机器可读介质,可将所

述指令构造成命令处理器在从医学成像装置所获无骨医学图像中的主要管上定位起始点，并识别分叉点以及离开主要管的分枝。所述指令还包括被构造成命令处理器建立来自主要管每个分枝的邻接图的指令。还包括这样的指令，其被构造成命令处理器根据预定标准利用相邻分枝来选择和显示穿过管的最佳或至少是满意的路径以及 / 或者标记并显示主要管分枝。

[0012] 将会看到本发明的构造提供了对 CT 图像不同分枝的快速、自动识别和标记，而不需要对点进行手动定位。

附图说明

[0013] 图 1 是医学成像系统，尤其是计算机断层摄影成像系统的图示表示。

[0014] 图 2 是图 1 的医学成像系统的图示方框图。

[0015] 图 3 的流程图表示在本发明的一些构造中选择、标记和显示血管分枝的方法。

[0016] 图 4 是在图 3 的流程图中所表示的一个步骤中，由图 1 的成像系统所产生的 3D 腹部 CT 图像的一个例子。

[0017] 图 5 是从图 4 的图像中所产生的无骨图像。

[0018] 图 6 是主动脉的图像。

[0019] 图 7 是离开主动脉的分枝的图像。

[0020] 图 8 是显示了主动脉分枝的一些分叉点的图像。

[0021] 图 9 是在本发明的一些构造中所用的距离图表示。

[0022] 图 10 是显示了满意路径或较不满意路径的例子的动脉图像。

[0023] 图 11 是动脉及其分枝的标记图像。

具体实施方式

[0024] 本发明一些构造的技术效果包括提供一自动工作流程，该工作流程提供主动脉中分枝的可视化。同样，本发明的一些构造提供了诸如冠状血管的其他血管的自动分析。一些构造中的自动工作流程提供或有利于从 3D CT 图像中除去骨头、进行体积分析以精确确定动脉每个分枝的起始点末梢点、以及进行树形分析以显示中央线和血管定量表示（即，最小和最大直径）。在本发明的一些构造中，利用已知的“自动骨”程序提供骨的去，并且通过已知的自动跟踪程序提供树形分析。

[0025] 本发明的一些构造利用了体积分析程序，其接收血管树体积（其中已经去除了骨和气体）作为输入，并作为输出产生所有分枝的末梢点。还将这些分枝进行了标记。例如可将分枝标记为属于髂或肾动脉等。

[0026] 在一些已知的 CT 成像系统构造中，辐射源投射扇形射束，其被准直成位于通常被称为“成像平面”的笛卡尔坐标系统中的 X-Y 平面内。该辐射束穿过被成像的目标，诸如患者。该射束在被目标衰减后照射到辐射探测器阵列上。在探测器阵列上所接收的衰减的辐射束的强度，取决于目标对辐射束的衰减。该阵列的每个探测器元件产生作为该探测器位置处射束衰减的度量的单独的电信号。分开采集来自所有探测器的衰减测量，以产生透射分布。

[0027] 在第三代 CT 系统中，辐射源和探测器阵列在成像平面内随台架围绕待成像目标

旋转,使得射束与目标相交的角度不断改变。来自一个台架角度的探测器阵列的一组辐射衰减测量,即投影数据,被称为“视图”。目标的“扫描”包括在辐射源和探测器的旋转一周的过程中,在不同的台架角度或视角形成的一组视图。

[0028] 在轴向扫描中,处理投影数据,以重建对应于穿过目标所提取的二维切片的图像。一种根据一组投影数据重建图像的方法在本领域中被称为滤波背投影技术。该处理将来自扫描的衰减测量转换为被称为“CT 数”或“Hounsfield 单元”的整数,其被用来控制显示设备上对应像素的亮度。

[0029] 为了减少总扫描时间,可执行“螺旋”扫描。为了执行“螺旋”扫描,当采集指定数量切片的数据时,移动患者。这种系统从扇形束螺旋扫描产生单个螺旋。由扇形束所绘制的螺旋产生投影数据,从所述投影数据可重建每个指定切片中的图像。

[0030] 如在此所用到的,以单数说明和跟在单词“一”或“一个”之后的元件或步骤应当理解为不排除多个所述元件或步骤,除非这种排除被明确地说明。此外,本发明提及的“一个实施例”、“一种构造”或“一些构造”或者类似引用并非意图解释为排除也结合了所述特征的其它实施例。

[0031] 还如在此所用到的,词语“重建图像”并非意图排除本发明这样的实施例,其中产生了表示图像的数据但是没有产生可视图像。因此,如在此所用的术语,“图像”广泛地指可视图像和表示可视图像的数据。然而,许多实施例产生(或者被构造成产生)至少一个可视图像,并且所显示的且可视的图像的产生是本发明一些构造的技术效果。

[0032] 图 1 是 CT 成像系统 10 的图示。图 2 是图 1 中示系统 10 的方框图。在本发明的一些构造中,计算机断层摄影(CT)成像系统 10 被显示成包括代表“第三代”CT 成像系统的台架 12。台架 12 具有朝向台架 12 对侧的探测器阵列 18 投射 X 射线锥形束 16 的辐射源 14。

[0033] 探测器阵列 18 由多个包括多个探测器元件 20 的探测器行(未显示)构成,这些探测器 20 共同感测穿过目标(诸如医疗患者 22)的投影 X 射线束。每个探测器元件 20 产生一电信号,该电信号表示入射辐射束的强度并因此表示当其穿过目标或患者 22 时射束的衰减。具有多层探测器 18 的成像系统 10 能够提供表示目标 22 的体积的多幅图像。该多幅图像中的每一幅图像对应于该体积的一个单独“切片”。切片“厚度”或缝隙(aperture)取决于探测器行的厚度。

[0034] 在扫描以采集辐射投影数据期间,台架 12 和安装于其上的组件围绕旋转中心 24 旋转。图 2 仅显示了单行探测器元件 20(即,探测器行)。然而,多层探测器阵列 18 包括探测器元件 20 的多个平行探测器行,使得在一次扫描期间可同时采集对应于多个准平行或平行切片的投影数据。

[0035] 台架 12 的旋转和辐射源 14 的操作由 CT 系统 10 的控制机构 26 来管理。控制机构 26 包括给辐射源 14 提供电能和定时信号的辐射控制器 28,以及控制台架 12 的旋转速度和位置的台架电机控制器 30。控制机构 26 中的数据采集系统(DAS)32 从探测器元件 20 采样模拟数据,并将该数据转换成用于后继处理的数字信号。图像重建器 34 从 DAS 32 接收所采集并数字化的辐射数据并且执行高速的图像重建。所重建的图像被用作计算机 36 的输入,计算机 36 在大容量存储装置 38 中存储该图像。

[0036] 计算机 36 也可经由具有键盘和/或指示装置(诸如鼠标)的控制台 40 从操作人

员接收命令和扫描参数。有关的阴极射线管显示器或其他合适的显示设备 42 允许操作人员观察来自计算机 36 的重建图像和其他数据。计算机 36 使用操作人员提供的命令和参数向 DAS 32、辐射控制器 28 和台架电机控制器 30 提供控制信号和信息。另外,计算机 36 操作台床电机控制器 44,其控制电动台床 46 以便在台架 12 中定位患者 22。具体的,台床 46 通过台架开口 48 移动患者 22 的位置。

[0037] 在一个实施例中,计算机 36 包括装置 50,例如软盘驱动器或 CD-ROM 驱动器,用于从计算机可读介质 52(诸如软盘或 CD-ROM)中读取指令和 / 或数据。在另一实施例中,计算机 36 执行存储在固件(未显示)中的指令。通常,对图 2 所示的 DAS 32、重建器 34 和计算机 36 中至少一个的处理器编程,以执行下述处理。当然,该方法并不限于用在 CT 系统 10 中,也可以结合许多其他类型成像系统以及成像系统的变型,或者结合单机计算机系统和工作站或网络工作站一同使用。在一个实施例中,对计算机 36 编程以执行在此所描述的功能,因此,如在此所使用的,术语计算机并不限于仅仅那些在本领域中被称作计算机的集成电路,而是广泛地指计算机、处理器、微控制器、微型计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路以及其他可编程的电路。虽然在此所描述的方法在医疗背景中描述,但是可以想到本发明的优点可用于非医学成像系统中,诸如那些通常应用于工业环境或运输环境的系统中,例如,但不限于用在机场或其他运输中心的包裹扫描 CT 系统。

[0038] 在本发明的一些构造中,参考图 3 的流程图 100,本发明的技术效果由操作人员通过以下操作来实现:首先在步骤 101 中,用成像系统 10 扫描患者 22,以得到包括主动脉体积的重建图像数据。(在此叙述主动脉体积是因为,此处所呈现的例子涉及对主动脉管的选择和标记。例如,如果选择和 / 或标记其他血管,则将扫描适于其他血管的体积)。在图 4 中显示了由步骤 101 所产生的 3D 腹部 CT 图像 60 的例子。在步骤 102 中,使用任何已知合适的骨去除程序来产生无骨图像 62,诸如在图 5 中所显示的。接着,在步骤 104,体积分析程序 103 在主动脉 64(或另一主要管,如合适)上定位起始点。更具体的,在一些构造中,通过发现主动脉的最高 2D 切片并且搜索最大的连接部分,从“干净”的主动脉(没有其他小目标围绕它)执行步骤 104 中的发现起始点。该起始点是这一连接部分的中心。

[0039] 在步骤 106 中,识别分叉点,以及找出离开主动脉 64 的分枝 66。图 6 中显示了主动脉 64 的图像的例子,而图 7 中显示了离开主动脉的分枝 66(并非所有都被标记)。利用数学形态学技术并应用海森(Hessian)过滤器去除非血管状体积(诸如肾),来执行分叉点的识别(诸如图 8 中的离析中所示的分叉点 68)。接着,在步骤 108 中,体积分析程序 103 从来自主动脉 64 的每个分枝 66 建立邻接图。例如,在本发明的一些构造中,邻接图从诸如图 9 中所示的距离图 70 产生。距离图 70 的原点是分叉点(不一定是图 8 中所示的那些)。该邻接图用作表示体积(更具体的,血管)特性的强大且快速的方法。为了建立邻接图,软件命令处理器计算分枝的距离图。作为这一计算的结果,每一节点表示为属于一距离范围的点。

[0040] 一旦确定了邻接图,就分析连接初始节点和末端节点的每一条路径。更具体的,在步骤 110 中,对于每一分枝的邻接图,根据其特性选择最佳的子分枝。在一些构造中,用于选择最佳子分枝的预定标准包括分枝的直径(最好能遵循厚分枝的路径)和分枝的曲率(偏好具有最少弯曲的子分枝)。例如,并参照图 10,在本发明的各种构造中,与路径 74 相比,对路径 72 满意并选择路径 72。更具体的,对于每一路径,每一节点的平均直径用于计算

累积直径 (cumulativediameter)。满意的路径是具有最高累积直径的路径。当然,在本发明的一些构造中,对于每一可能的路径,确定最大的曲率。每一节点的平均直径直接从德耳塔 (delta) 体积中的点数量进行计算并知道德耳塔距离。将节点的中心确定为德耳塔体积的重心,并且利用三个点 (包括节点的中心) 计算局部曲率。满意的路径是最大曲率最低的路径。在一些构造中,将累积直径和最大曲率标准化并加权以确定最满意或“最佳”的路径。在本发明的一些构造中,视觉上 (例如,通过带颜色的线) 表示该“最佳”的路径并将其显示在显示设备上。接着使用预定标准来选择最佳或至少是满意的路径。

[0041] 在步骤 112 中,标记主动脉的各种分枝。将软件程序 103 配置成,利用局部节点取向和总体分枝取向确定每一分枝的名称。在一些构造中,节点的取向被确定为连接两个连续节点的矢量。将这些取向与先验的解剖模型进行比较,并作为该比较的结果确定名称。在步骤 114,显示所标记的图像 (例如,图 11 中的图像 76)。(在一些构造中,在单个图像中提供最佳路径的指示和分枝图像的标记。)更具体的,在本发明的一些构造中,利用先验的解剖模型,将局部节点取向和总体分枝取向用来对不同的分枝进行分类。例如,在本发明的一个构造中,使用这样的解剖模型,其中肾动脉基本上是水平的而髂动脉基本上更加垂直。

[0042] 可将软件指令构造成,命令处理器执行图 3 中所示的处理步骤,并且可将在此描述的软件指令存放在固件或计算机 36 的其他存储器中和 / 或在计算机可读介质 52 上。显示器 42 可用于给操作人员显示图像,而操作人员可使用控制台 40 与计算机 36 进行交互,例如命令成像系统 10 扫描患者 22 以获得重建图像数据和 / 或启动体积分析程序 103。很明显的是,只要提供适于在单独的计算机系统或工作站上处理的来自成像系统 10 的数据,则本发明处理可在与成像系统 10 分离的计算机系统或工作站上进行。

[0043] 因此,可以理解本发明的构造提供了对 CT 图像不同分枝的快速、自动识别和标记,而无需手动进行点的定位。当然,虽然本发明已经结合主动脉分析进行了描述,但是可以理解本发明的构造并不仅仅限于选择和标记主动脉管,也不限于使用特定代 (即,技术) 的 CT 成像系统 (例如,可使用电子束 CT 成像系统)。甚至也可使用其他类型的成像系统 (例如, MRI)。

[0044] 虽然已经根据各个特定的实施例描述本发明,但是本领域的那些技术人员将会意识到在权利要求书的精神和范围内可对本发明 进行修改。

[0045] 部件列表

[0046]

10	CT 成像系统
12	台架
14	辐射源
16	锥形束
18	多层探测器阵列
20	探测器元件

22	目标或患者
24	旋转中心
26	控制机构
28	辐射控制器
30	台架电机控制器
32	DAS
36	计算机
38	大容量存贮装置
40	控制台
42	显示设备
44	台床电机控制器
46	电动台床
48	台架开口
50	装置
52	计算机可读介质
60	腹部图像
62	无骨图像
64	主动脉
66	分枝
68	分叉点
70	距离图
72	路径

[0047]

74	路径
76	图像
100	流程图
101	步骤
102	步骤
103	体积分析程序
104	步骤
106	步骤
108	步骤
110	步骤
112	步骤
114	步骤

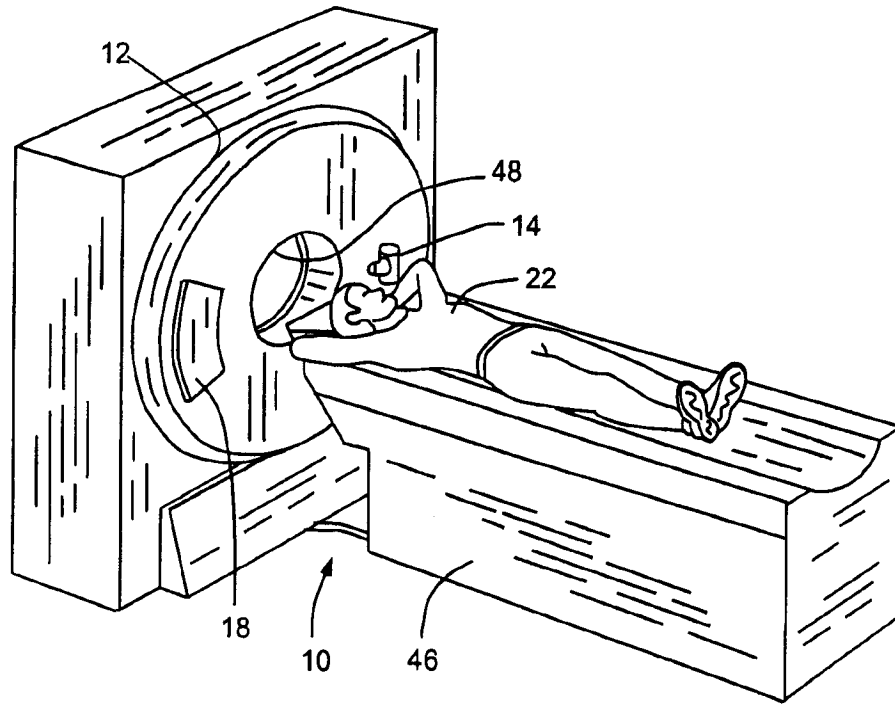


图 1

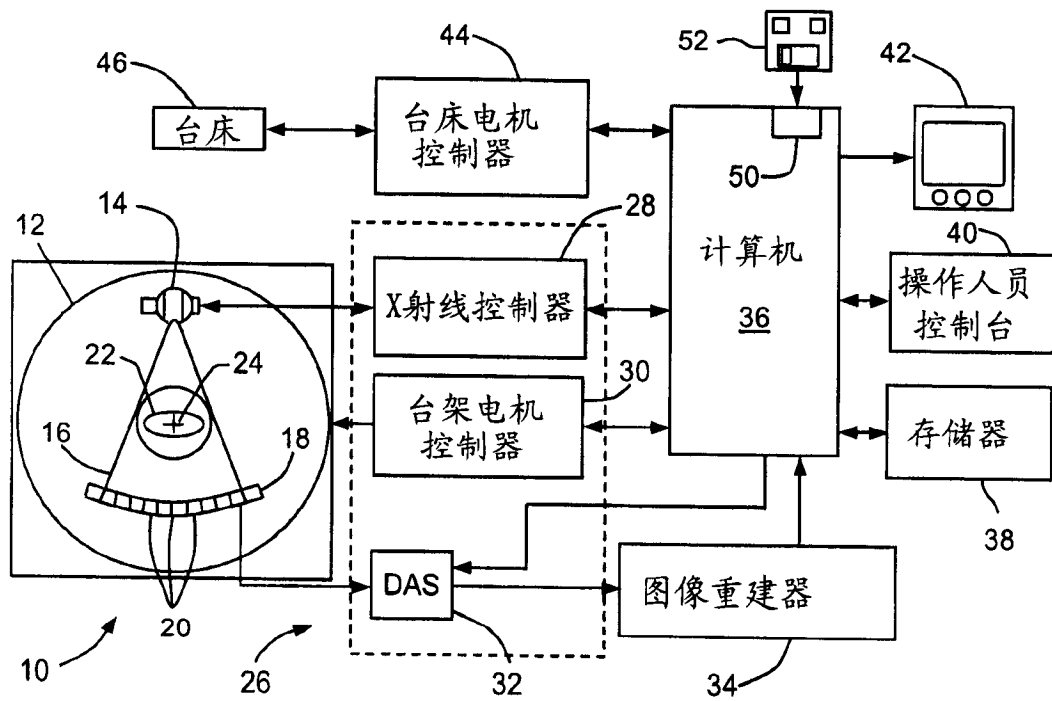


图 2

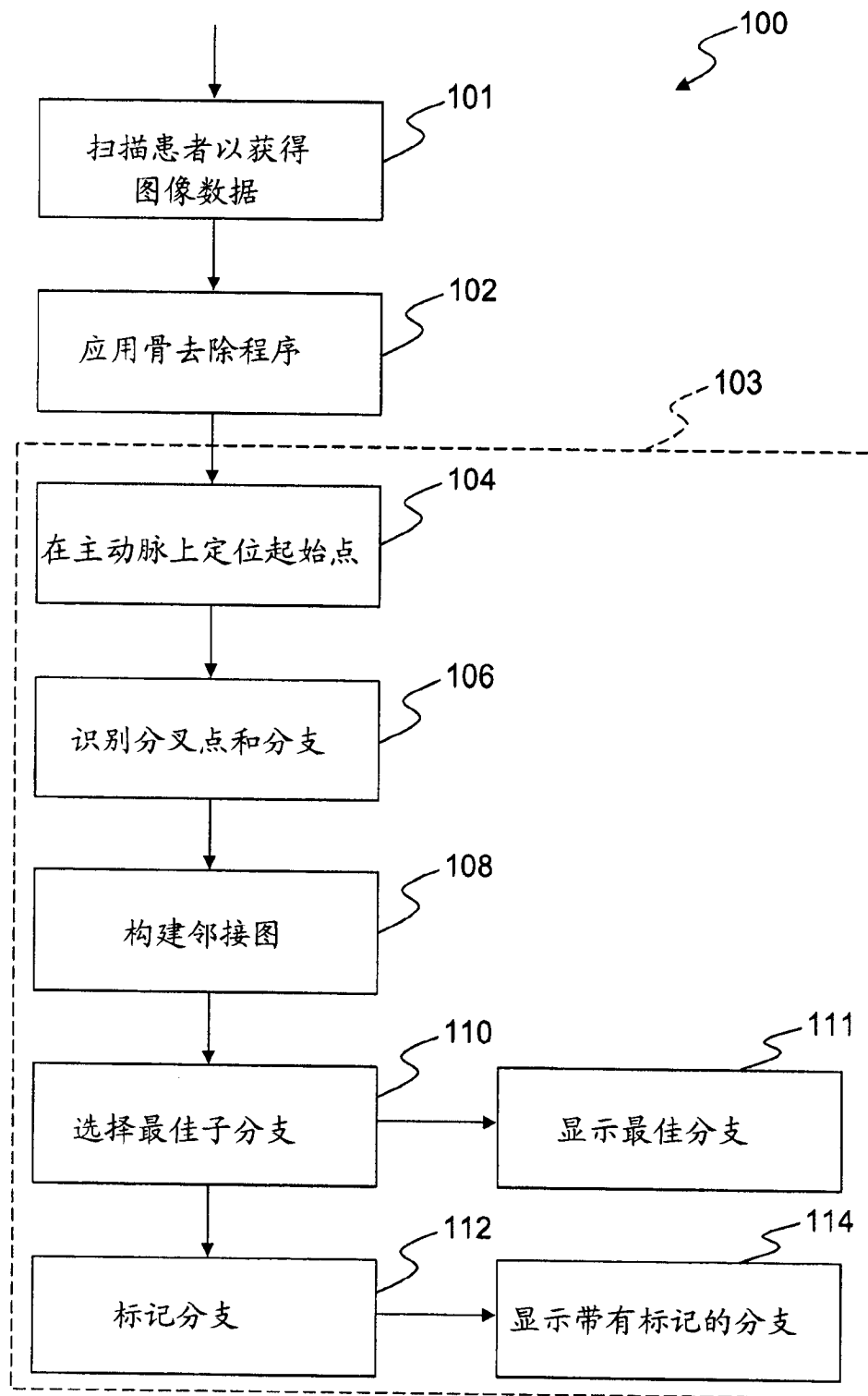


图 3

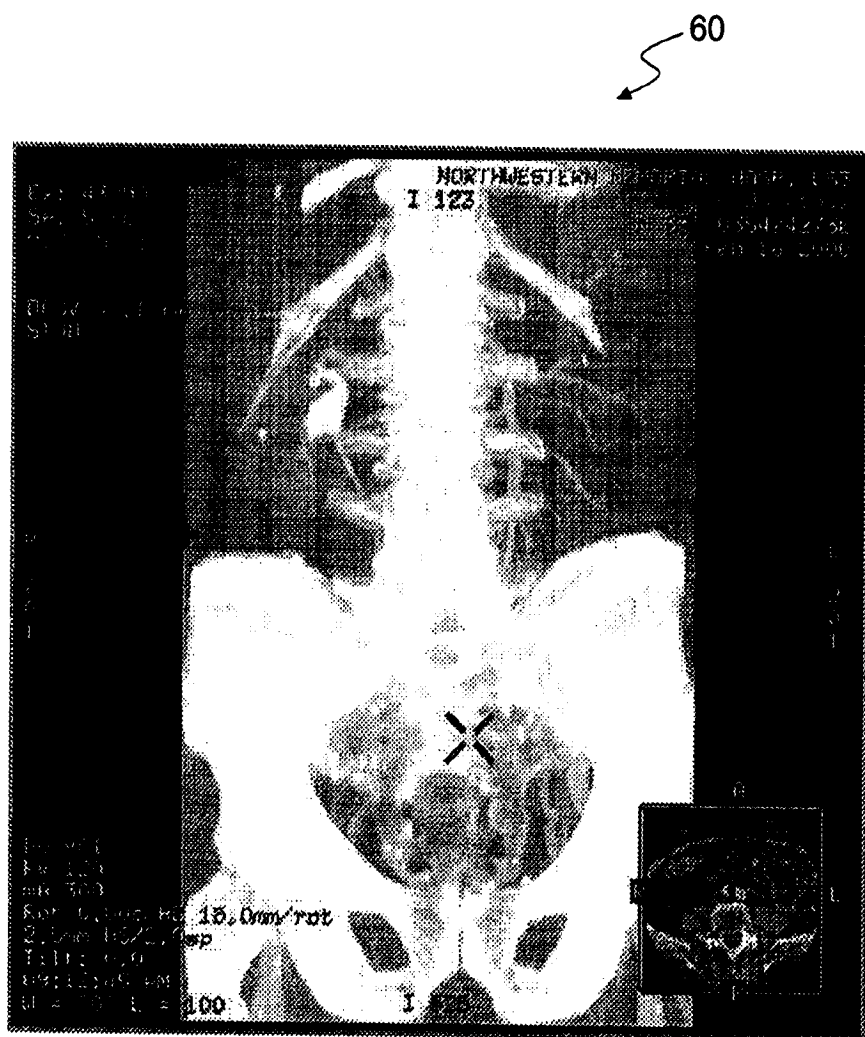


图 4

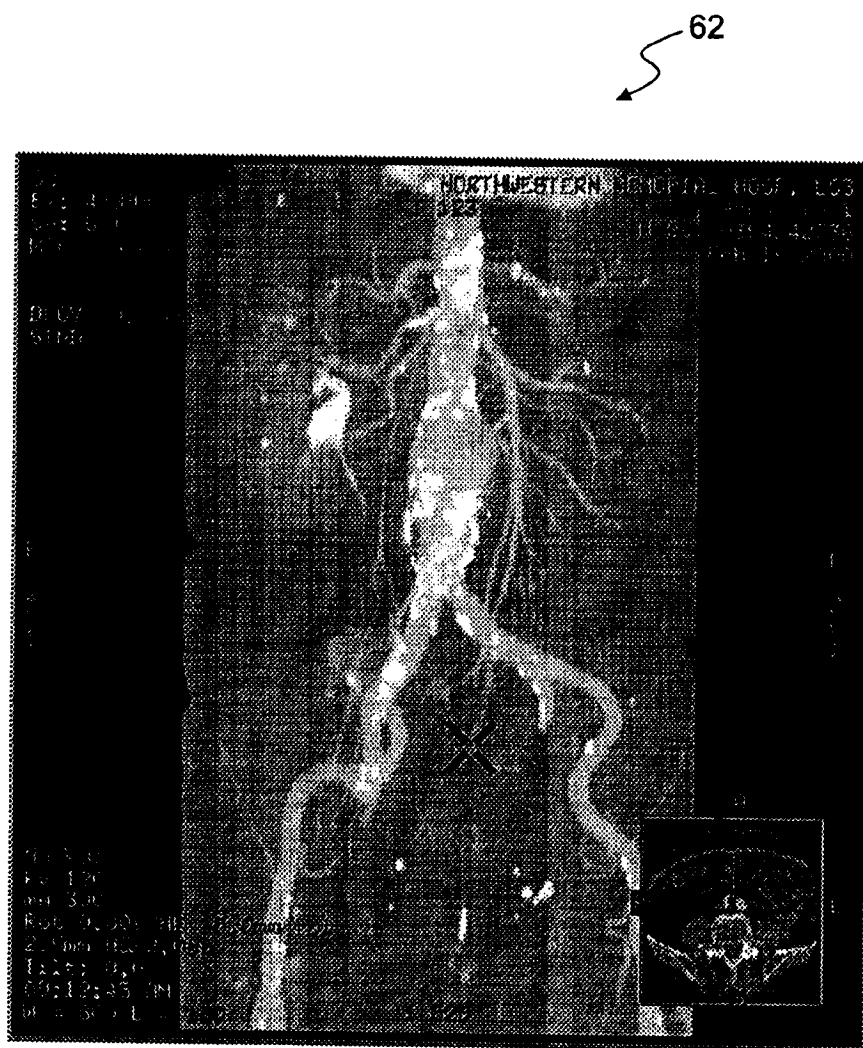


图 5

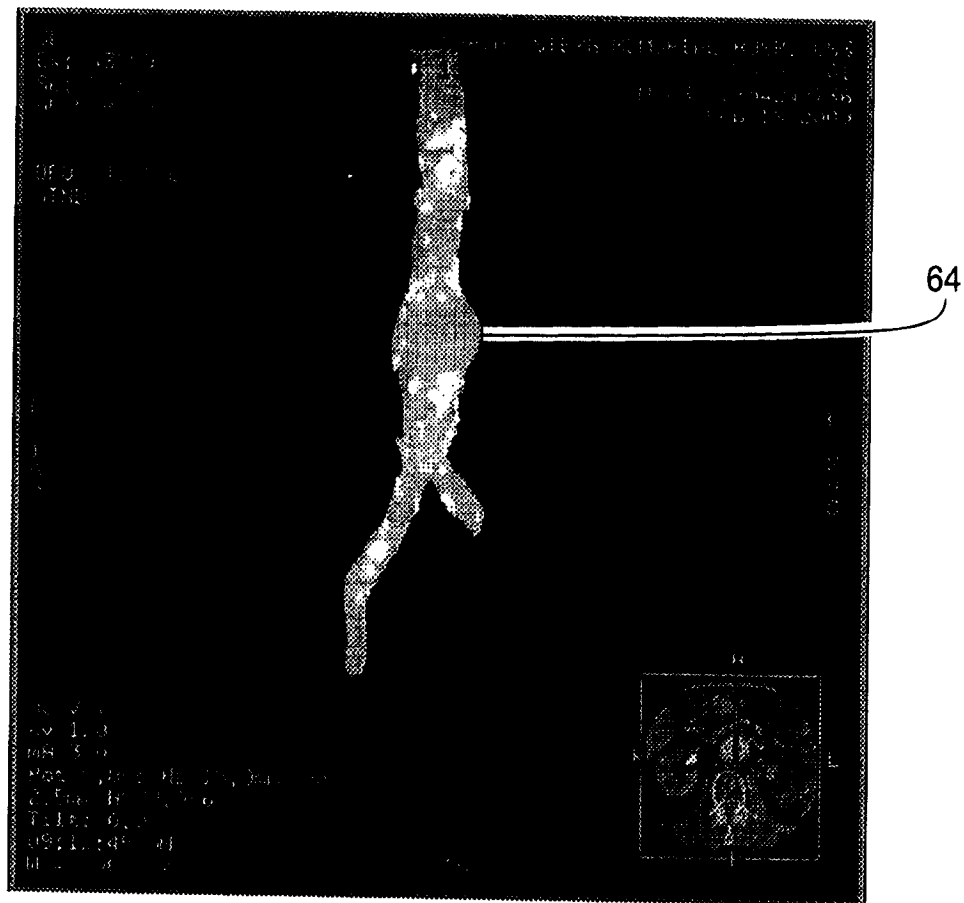


图 6

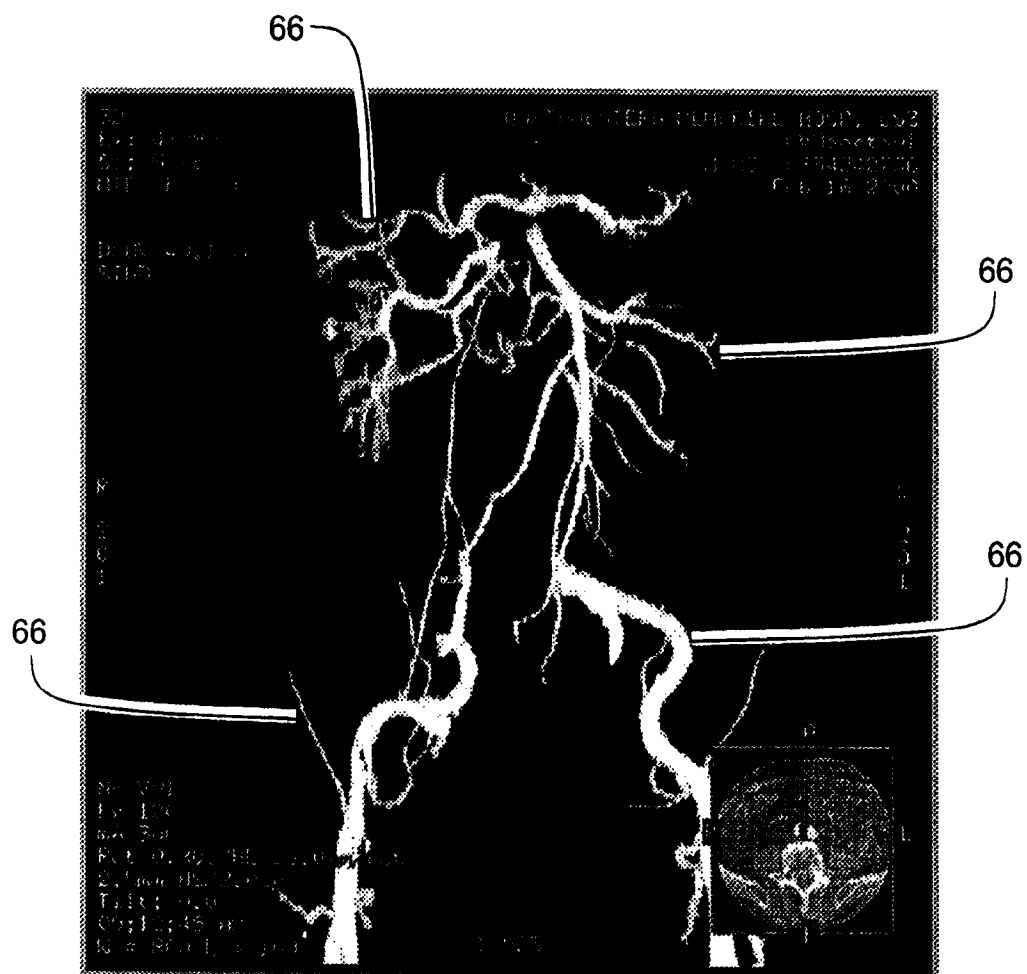


图 7

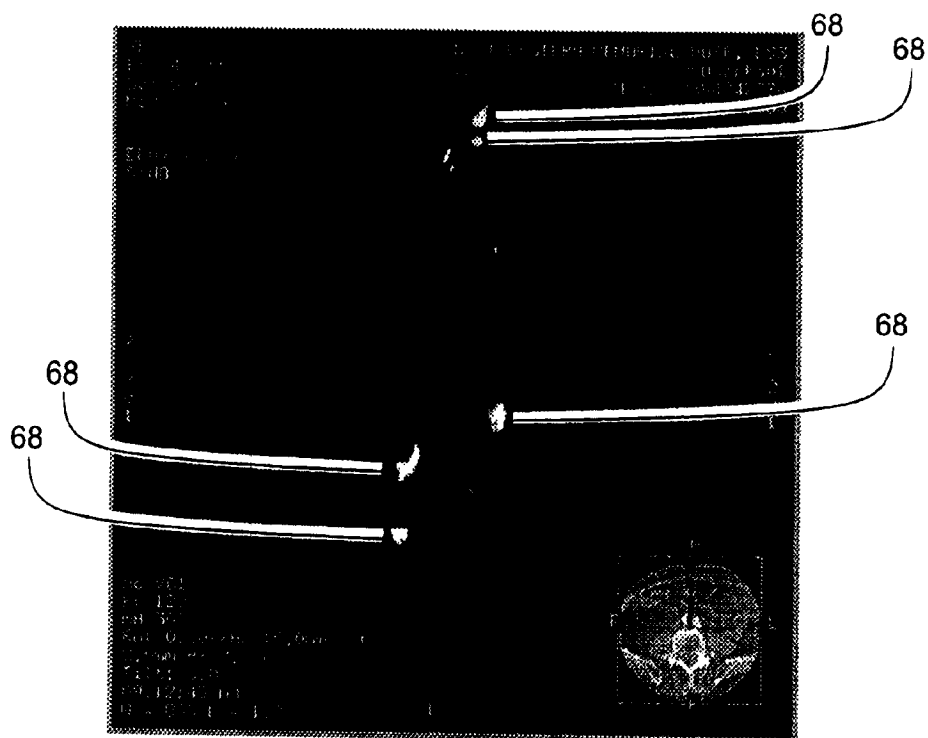


图 8

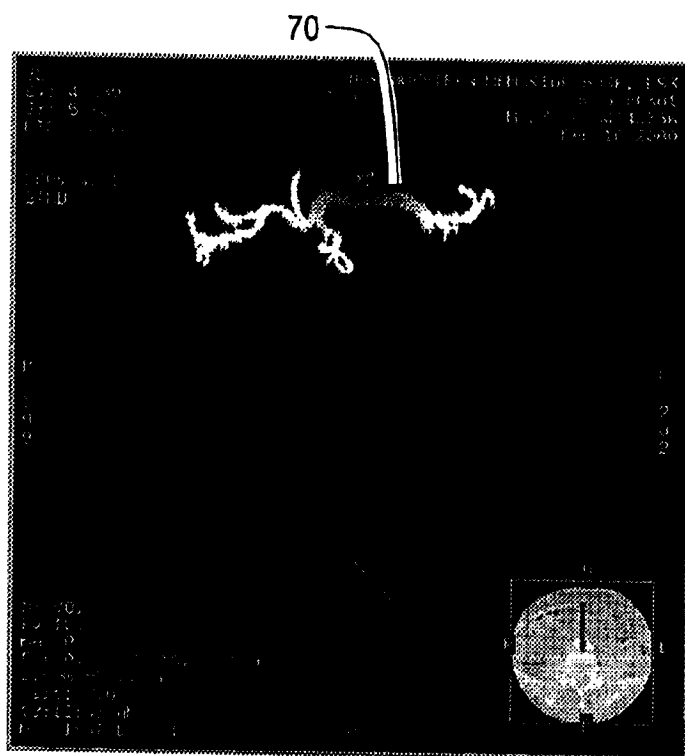


图 9

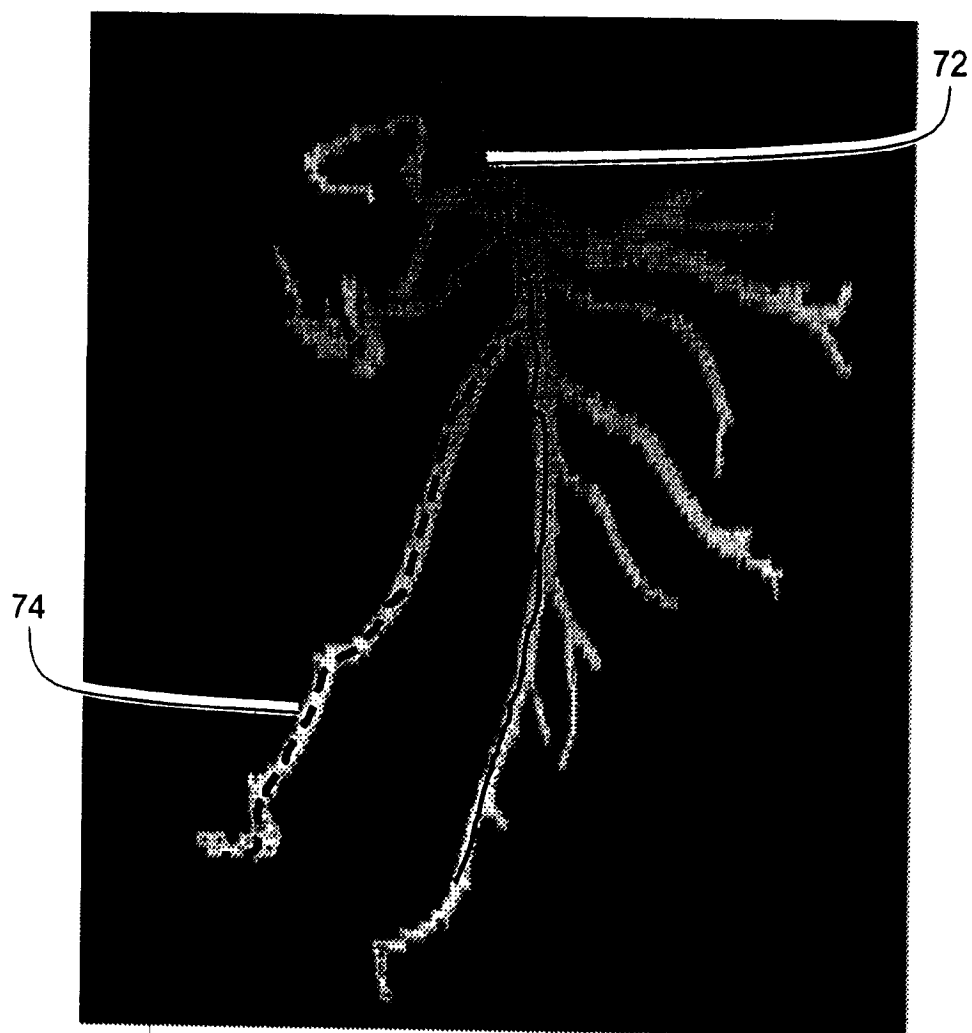


图 10

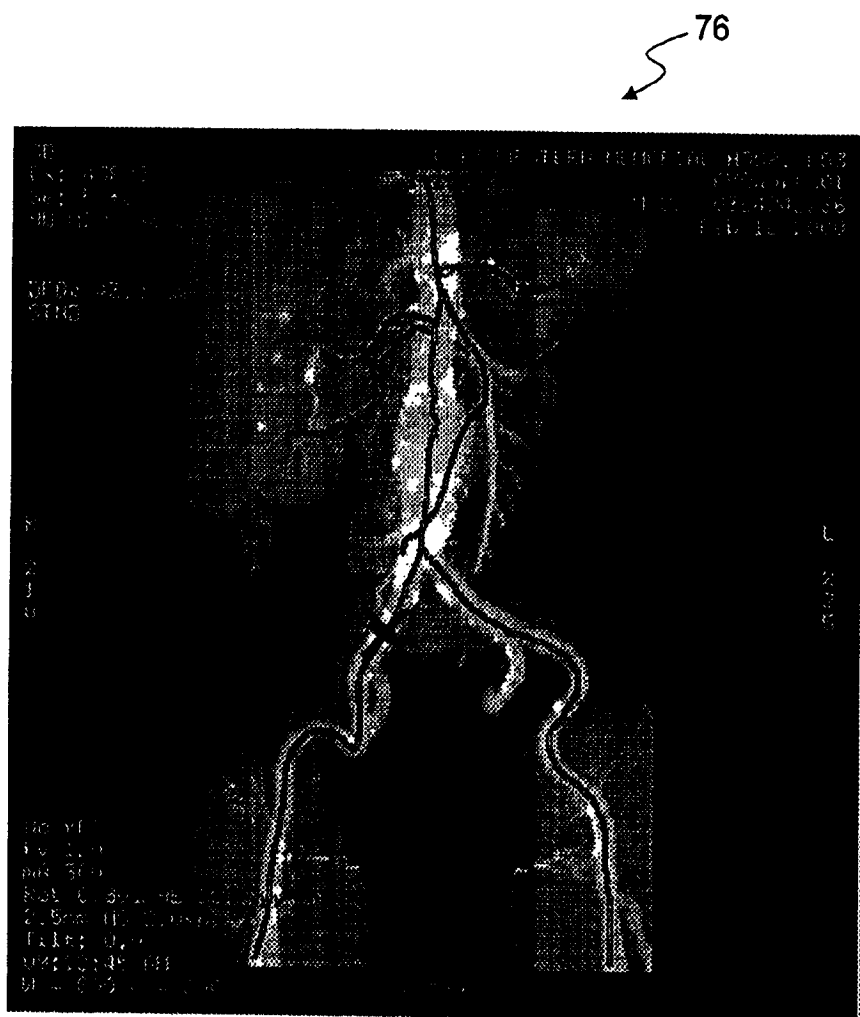


图 11