



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101014983 B

(45) 授权公告日 2011.03.30

(21) 申请号 200580028669.0

(22) 申请日 2005.06.02

(30) 优先权数据

60/582,120 2004.06.23 US

60/582,122 2004.06.23 US

60/620,581 2004.10.20 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.02.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2005/051810 2005.06.02

(87) PCT申请的公布数据

W02006/000925 EN 2006.01.05

(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 D·德克尔 J·S·杜尔冈

T·R·弗莱特

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 程天正 梁永

(51) Int. Cl.

G06T 15/08(2011.01)

G06T 19/00(2011.01)

A61B 1/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 6366800 B1, 2002.04.02,

EP 0919956 A2, 1999.06.02,

WANG GE ET AL..GI tract unraveling with curved cross sections. IEEE TRANSCATION ON MEDICAL IMAGING 17 2. 1998, 17(2), 318-322.

WAN M ET AL. Volume rendering based interactive navigation within the human colon. VISUALIZATION ' 99. PROCEEDINGS SAN FRANCISCO, CA, USA 24-29 OCT. 1999, 397-400.

审查员 白莉

权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 13 页

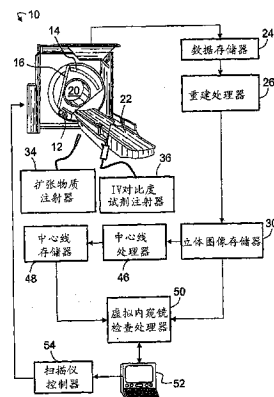
(54) 发明名称

虚拟内窥镜检查

(57) 摘要

在虚拟内窥镜检查方法中,基本上沿细长的空腔(150)的展开轴(100,100')被划分成轴分段(110)。射线投射方向(104)被选择为总体上从轴分段径向地延伸。使至少某些射线投射方向倾斜而偏离摄影机位置(102)。射线投射沿倾斜的射线投射方向进行,以便确定被安排在展开的视图中的像素值。射线投射利用以下的至少一项:(i)立体呈现;和(ii)计算在沿射线投射方向到空腔限定的结构的预先选择的距离(d_{interval})上的体素(238)的统计特性。

CN 101014983 B



1. 一种用于在空腔限定的结构的立体图像上执行虚拟内窥镜检查的虚拟内窥镜检查方法,该空腔限定的结构具有细长的空腔,该方法包括:

确定基本上在细长的空腔内和总体上位于摄影机位置(102,102',102'')处的展开轴(100,100'),该展开轴被划分成轴分段(110);

选择总体上从展开轴的轴分段径向地延伸的射线投射方向(104);

根据相应的轴分段与摄影机位置间的距离,使至少一些射线投射方向倾斜远离摄影机位置;

沿倾斜的射线投射方向进行射线投射以定义像素值;以及

把像素值安排到展开的视图中。

2. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中相应于每个轴分段的射线投射方向被安排成径向对称地围绕展开轴(100,100')。

3. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中倾斜总体上随轴分段离摄影机位置的距离增加而增加。

4. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中射线投射具有预先选择的最大射线投射距离,并且倾斜被调整以防止在预先选择的最大射线投射距离范围内有射线投射的重叠。

5. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中倾斜量通过用户选择的展开的透视角度参数(98)而被控制。

6. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中对于每个轴分段(110),相应于轴分段的射线投射方向的倾斜是相同的,轴分段的倾斜的射线投射方向定义了一个射线投射方向的圆锥。

7. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中展开轴(100)是直线,并且在摄影机位置(102)处与空腔中心线(150)相切。

8. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中展开轴(100')总体上是弯曲的,并且与空腔中心线(150)的一部分基本上一致。

9. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,还包括:

把摄影机位置(102)移动到更新的摄影机位置(102',102'');以及

重复进行展开轴(100,100')的确定、射线投射方向(104)的选择,射线投射方向的倾斜、射线投射的进行和像素值的安排,以对于更新的摄影机位置产生更新的展开视图。

10. 如在权利要求1中阐述的虚拟内窥镜检查方法,还包括:

在展开的视图上定义相应于感兴趣的结构检查位置(204);

构建具有(i)摄影机位置(102,200)和(ii)观看检查位置(204)的内窥镜透视图;

把检查位置(204)固定为球的中心;

根据用户输入,沿球的表面旋转摄影机位置;以及

构建旋转的内窥镜透视图,其具有(i)根据用户输入旋转的更新的摄影机位置(200')和(ii)观看检查位置(204)。

11. 如在权利要求10中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中定义检查位置(204)包括:

经由与展开的视图的用户互动而接收所述展开的视图的一个像素的用户选择,所选择的像素的位置是检查位置(204)。

12. 如在权利要求 10 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,还包括:

与内窥镜透视图同时显示两个正交倾斜视图,每个倾斜视图平行于连接摄影机位置(200)和检查位置(204)的直线(202);以及

与旋转的内窥镜透视图同时显示两个更新的正交倾斜视图,每个更新的倾斜视图平行于连接更新的摄影机位置(200')和检查位置(204)的直线。

13. 如在权利要求 10 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中内窥镜透视图包括少于整个的立体图像以避免阻挡检查点(204)的摄影机视场。

14. 如在权利要求 1 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中沿每个射线投射方向(104)执行射线投射以定义相应于每个射线投射方向的像素值,包括:

执行沿射线投射方向的立体呈现,该立体呈现利用射线投射方向作为照明方向参数。

15. 如在权利要求 1 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中执行射线投射包括:

识别射线投射方向与空腔限定的结构的空腔限定的表面(106)的交叉点;以及

在沿射线投射方向到空腔限定的结构的预先选择的距离(d_{interval})上计算体素(238)的统计特性。

16. 如在权利要求 15 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中统计特性是在沿射线投射方向(104)到空腔限定的结构的预先选择的距离(d_{interval})上的体素的最大强度投影与平均值之一。

17. 如在权利要求 14 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中沿每个射线投射方向(104)执行射线投射以定义相应于每个射线投射方向的像素值还包括:

执行对射线投射方向的立体呈现以产生表示交叉的空腔限定表面(106)的呈现的体素值;以及

根据计算的统计特性调整呈现的体素值。

18. 如在权利要求 17 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中调整呈现的体素值包括根据计算的统计特性调整呈现的体素值的颜色。

19. 如在权利要求 14 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中空腔限定的结构是解剖学器官,所述虚拟内窥镜检查方法还包括:

在采集解剖学器官的立体图像之前,注入静脉造影剂以提供立体图像中增强的血管对比度。

20. 如在权利要求 1 中阐述的虚拟内窥镜检查方法,其中空腔限定的结构的立体图像是从包含结肠、膀胱、血管、气管、和肠的一个组中选择的器官的立体的计算机 X 射线层析摄影术图像。

21. 一种用于在空腔限定的结构的立体图像上执行虚拟内窥镜检查的虚拟内窥镜检查设备,该空腔限定的结构具有细长的空腔,该设备包括:

用于确定基本上在细长的空腔内和总体上位于摄影机位置(102,102',102'')处的展开轴(100,100')的装置,该展开轴被划分成轴分段(110);

用于选择从展开轴的轴分段总体上径向地延伸的射线投射方向(104)的装置;

用于根据在相应的轴分段与摄影机位置之间的距离使至少一些射线投射方向倾斜远离摄影机位置的装置;

用于沿倾斜的射线投射方向进行射线投射以定义像素值的装置;以及

用于把像素值安排在展开的视图中的装置。

虚拟内窥镜检查

[0001] 本发明涉及医疗成像技术。本发明在利用通过计算机 X 射线层析摄影术、磁共振成像等生成的结肠的立体图像的虚拟结肠镜检查中找到具体的应用,并且将具体参照它进行描述。更一般地,本发明在诸如膀胱、血管、气管、肠或其它器官那样的基本上任何腔结构的虚拟内窥镜检查中以及在器官和非器官的其它受限制空间的虚拟内窥镜检查中找到应用,以及可以利用通过基本上任何适当的成像技术生成的感兴趣的器官或受限制空间的立体图像。

[0002] 虚拟内窥镜检查利用诸如计算机 X 射线层析摄影术扫描仪或磁共振扫描仪那样的医疗成像系统来得到诸如结肠那样的感兴趣的腔限定的结构的三维图像。把虚拟图像分段以识别腔限定的表面,并被处理以根据放置在空腔内的摄影机的优势来提供腔限定的表面的透视图。因此,虚拟内窥镜检查可模拟由被插入到结肠内的空腔内的物理内窥镜摄影机所提供的视图,这些视图对于习惯用物理内窥镜摄影机进行结肠镜检查的医学人员是熟悉的。

[0003] 而且,虚拟内窥镜处理可以克服传统的内窥镜检查的某些缺点。一个优点是消除物理的内窥镜摄影机,它插入到病人的体内空腔是很不舒服的。在虚拟内窥镜检查中,使用计算机 X 射线层析摄影术的成像和磁共振成像等等来代替内窥镜摄影机。因此,虚拟内窥镜检查可以探测那些从结构外部不可进入所述空腔的空腔限定的结构。同样地,虚拟内窥镜检查可以探测含有气体、液体或固体物质的空腔限定的结构,其中该物质在采集到的立体图像中与周围的空腔限定的结构是可区分的(即,可以与其分段的)。

[0004] 由传统的内窥镜摄影机的透视图提供的有限的视区在某些虚拟内窥镜检查实施方案中可通过提供结肠空腔的展开的视图(有时称为“切片”视图)而得到解决。在概念上,展开的或切片的视图相应于沿纵向切开结肠的一侧,并在切割处展开或铺开结肠以形成二维表面。

[0005] 然而,现有的展开视图把不想要的失真引入到结肠的呈现表面。这些失真也使得展开的视图很不适合于仔细检查可疑的息肉。现有的展开视图通常不能克服在传统的和虚拟的内窥镜检查中存在的另一个问题,即空腔限定的表面的皱褶的或高起伏的表面形态遮蔽了伤痕、息肉或感兴趣的其它特性。典型地,需要至少两遍,即一次向前观看和一次向后观看,以便查看皱褶的两面。通常,通过结肠的运动在不同的位置处停止,观看点和角度要加以改变以便巡视关心的区域。再者,现有的传统的和虚拟内窥镜检查技术通常不提供深度信息而是只指示表面结构和取向。

[0006] 下面打算给出克服上述的限制和其它缺点的改进的设备和方法。

[0007] 按照一个方面,提供了用于在具有细长空腔的空腔限定结构的立体图像上执行虚拟内窥镜检查的虚拟内窥镜检查方法。展开轴被确定为基本上在细长的空腔内。摄影机位置被选择在沿展开轴的位置上。展开轴被划分成轴分段。射线投射方向被选择为总体上从展开轴的轴分段径向地延伸。至少一些射线投射方向根据相应的轴分段与摄影机位置之间的距离倾斜远离摄影机位置。射线的投射要沿倾斜的射线投射方向进行以定义像素值。像素值被安排到展开的视图中。

[0008] 按照另一方面,提供了一种虚拟内窥镜检查方法,用于在空腔限定的结构的立体图像上执行虚拟内窥镜检查。射线投射方向被选择为向空腔限定的结构的一个空腔限定的表面延伸。体素 (voxel) 的统计特性在沿每个射线投射方向进入空腔限定的结构的预定的距离 (d_{interval}) 上进行计算。像素值至少根据计算出的统计特性对于每个射线投射方向而被确定。像素值被安排到空腔限定的结构的内窥镜检查的视图中。

[0009] 一个优点在于在展开的视图中减小的失真。

[0010] 另一个优点在于呈现的失真更直观,这样,它可得到有益的使用。

[0011] 另一个优点在于在虚拟内窥镜检查视图中提供深度信息。

[0012] 另一个优点在于用于检查可疑的伤痕、息肉、或其它感兴趣的特性的改进的用户接口。

[0013] 再一个优点在于减小由于空腔限定的表面的皱褶的或其它高度起伏的表面形态而遮蔽感兴趣的特性。

[0014] 在阅读以下的详细说明后,许多附加优点和好处对于本领域技术人员将是显而易见的。

[0015] 本发明可以取在不同部件和部件安排以及不同处理操作和处理操作安排的形式。附图仅仅用于说明优选实施例的目的,而不是限制本发明。

[0016] 图 1 示意地显示虚拟内窥镜检查系统。

[0017] 图 2 示意地显示图 1 的虚拟内窥镜检查系统的虚拟内窥镜检查处理器。

[0018] 图 3 示意地显示用户可选择的虚拟内窥镜检查参数。

[0019] 图 4A 示意地显示一个包括由箭头表示的射线投射方向的展开的轴分段的端视图。

[0020] 图 4B 示意地显示一个包括由箭头表示的射线投射方向的展开的轴分段的透视图。

[0021] 图 4C 示意地显示一个包括由箭头表示的射线投射方向的展开轴的侧视图。

[0022] 图 4D 示意地显示在任选地大于 360° 的角度范围 θ_m 上展开视图的展开或打开。

[0023] 图 4E 显示通过使用展开的或切片的视图呈现结肠表面的一部分。

[0024] 图 4F 示意地显示通过在展开的视图上使射线投射方向倾斜而得到的透视效果。

[0025] 图 5A 示意地显示包括射线投射方向展开的轴和周围的空腔限定的表面的侧视图,其中摄影机位置沿空腔中心线移位。

[0026] 图 5B 示意地显示在图 5A 的摄影机位置处得到的展开的视图。

[0027] 图 6A 示意地显示包括射线投射方向展开的轴和周围的空腔限定的表面的侧视图,其中摄影机位置沿空腔中心线但与图 5A 相反的方向移动。

[0028] 图 6B 示意地显示在图 6A 的摄影机位置处得到的展开的视图。

[0029] 图 7 示意地显示在摄影机位置处与空腔中心线相切的直线展开轴。

[0030] 图 8 示意地显示与一部分空腔中心线一致的弯曲的展开轴。

[0031] 图 9 示意地显示以检查位置为几何中心的透视的内窥镜视图。

[0032] 图 10 显示包括两个辅助倾斜视图的示例性透视的内窥镜视图。

[0033] 图 11 示意地显示在选择间隔 (d_{interval}) 上计算统计特性的射线投射的端视图。

[0034] 图 12 示意地显示其上计算统计特性的体素。

[0035] 图 13 显示利用 MI P 统计特性和对比度增强成像的示例性灰度展开的视图。

[0036] 图 14A 示意地显示利用统计特性的射线投射,它被施加到包括附着的一部分粪便物质的空腔限定的一部分结肠表面。

[0037] 图 14B 示意地显示相应于图 14A 的结肠空腔部分的灰度展开视图的一部分,其中统计特性是在该距离 (d_{interval}) 上的体素值的取平均。

[0038] 图 14C 示意地显示相应于图 14A 的结肠空腔部分的灰度展开视图的一部分,其中统计特性是在该距离 (d_{interval}) 上的 MIP。

[0039] 参照图 1,虚拟内窥镜检查系统包括诊断成像设备,诸如所显示的计算机 X 射线层析摄影术成像扫描仪 10。所显示的扫描仪 10 包括圆锥波束 X 射线源 12 和被安装在旋转机架 16 上在成像区域 20 的对面的二维 X 射线检测器阵列 14。(X 射线源 12、检测器阵列 14 和旋转机架 16 为了说明起见被显示于图 1;然而,将会看到,典型地,这些部件被封装在静止的机架外壳内。)内窥镜检查对象,诸如要检查结肠、膀胱、血管、气管或其它空腔限定的结构的肿瘤或异常的病人、要进行包括结肠癌筛选的通常的体格检查的病人等等,被放置在病人支撑台 22 上,并被移到成像区域 20。结肠或感兴趣的其它空腔限定的结构的立体的计算机 X 射线层析摄影术数据通过使用扫描仪 10 而得到,并存储在数据存储器 24 中。重建处理器 26 利用滤波反投影或另外的图像重建算法把采集的投影数据重建成结肠或感兴趣的其它空腔限定的结构的立体图像,并把它存储到立体图像存储器 30。

[0040] 应当看到,所显示的计算机 X 射线层析摄影术扫描仪 10 是一个例子,它可以用适用于能对感兴趣的器官成像的其它立体成像系统代替。例如,磁共振成像扫描仪可被适当地用作某些虚拟内窥镜检查手术的成像器。

[0041] 还应当看到,病人或其它成像对象可任选地在内窥镜手术之前或期间进行一个或多个预备过程。作为例子,在虚拟结肠镜手术之前,病人典型地禁止服用食物和饮料,并在虚拟内窥镜检查手术之前的规定的时间间隔内给予一种或多种药物,以促进肠的蠕动,以便大肠基本上排空大便。扩张物质注射器 34 把适当的扩张物质注入结肠,以便在成像期间扩张结肠。适当的扩张物质例如包括:经由一个插入结肠的管道注入的室内空气;压力控制的二氧化碳;或水。可选地,扩张物质包括适当的造影剂,以便增强在扩张的结肠壁与结肠空腔之间的图像对比度。例如,当利用磁共振成像来得到立体成像数据时,为此目的可以把钆基造影剂加到水基扩张流体。

[0042] 这里公开的某些虚拟内窥镜检查手术提供有关在感兴趣的器官壁以外的深度间隔中的组织的统计信息,这在不同情形下可以是有用的。例如,这样的信息可以被用于虚拟结肠镜检查以分辨粪便物质与结肠壁的息肉或其它特性。在这里公开的其它内窥镜检查手术中,静脉造影剂注射器 36 以静脉注入方式注射增强血液对比度的造影剂;因此,壁穿透间隔统计学提供有关在感兴趣的器官壁附近的脉管的信息,它例如在识别和分类某些有害的特性时是有用的。

[0043] 被存储在立体图像存储器 30 中的结肠或感兴趣的其它器官的立体图像由中心线处理器 46 来处理,该处理器将图像分段,以区分结肠或感兴趣的其它器官的空腔,并且确定空腔的中心线。实际上,可以使用任何立体图像分段处理过程。在一个适当的分段处理过程中,相应于空腔的体素被识别为对 X 射线透明的或具有低的 X 射线不透明度的体素,而相应于周围的组织的体素被识别为具有更高的 X 射线不透明度的体素。在分段后,中心线

处理器 46 分析分段立体图像,以识别选择的轨迹,诸如沿结肠或感兴趣的其它器官的中心线。基本上,可以使用任何适用于识别或规定通过大体上管状或细长的结构的中心线或其它轨迹的轨迹规定处理过程。在某些实施例中,中心线是通过使用跟踪中心线的体素位置的排序的序列而被规定。在其它实施例中,中心线被规定为拟合的分段的空腔的中心线的实验公式或数学模型。足以规定中心线的信息被存储在中心线存储器 48。

[0044] 结合图形用户接口 52 一起操作的虚拟内窥镜检查处理器 50 提供结肠壁或感兴趣的其它器官的壁的互动的虚拟内窥镜图像。用户互动地处理虚拟内窥镜图像以便来定位和检查可疑的息肉或其它感兴趣的区域。内窥镜成像可以利用在虚拟空间中近似于研究结肠或感兴趣的其它器官的物的内窥镜检查摄影机的熟悉视图的透视图像。替换地或另外地,内窥镜成像利用展开的或切片的视图,其中结肠或感兴趣的其它大体上为管状的或细长的器官使用数学处理被纵向剖开和打开。在这样的图像中的像素是通过模拟光从空腔的内壁反射到虚拟摄影机并产生熟悉的表面反射图像而被生成的。在某些过程中内窥镜成像包括壁穿透间隔信息。在某些手术中,在相对于远离虚拟摄影机的检查位置的透视图上执行对可疑的息肉或感兴趣的其它区域的检查。这些特性是例子一虚拟内窥镜成像可以包含这些特性的各种组合,并且可以包含附加的或其它特性。在所显示的实施例中,图形用户接口 52 还与扫描仪控制器 54 通信,通过它用户可以操作计算机 X 射线层析摄影术成像扫描仪 10。在其它的实施例中,利用分开的用户接口来操作扫描仪。

[0045] 虽然这里作为说明性实例手术描述了虚拟内窥镜检查,但可以看到,公开的虚拟内窥镜检查过程可以更一般地在其它局部中空的器官、体腔、非生物空腔限定的结构等方面得到利用。

[0046] 继续参照图 1 并参照图 2,描述了虚拟内窥镜检查处理器 50 的实施例。虚拟内窥镜检查过程,诸如虚拟结肠镜检查过程,典型地用于识别和检查伤痕、息肉或其存在和 / 或精确的位置是未知的其它特性。因此,虚拟内窥镜检查典型地在初始包括探查空腔限定的表面。这种探查优选地通过使用展开的或切开的视图来进行。展开的视图利用径向环绕和纵向沿着直线或弯曲的展开轴而分布的视线。最终得到的图像被变换成空腔限定的表面的一部分的展开表示。

[0047] 一旦识别了伤痕、息肉和感兴趣的其它特性,用户典型地就希望更仔细地检查特性。在展开的视图上进行精确的特性检查是困难的,因为把三维空腔限定的表面变换成总体上铺开的平的表面会引入失真。因此,要构建感兴趣的特性的透视图。透视图具有内窥镜摄影机观看感兴趣的特性的优势。

[0048] 在构建展开的视图或透视图时,规定多个射线投射方向,射线投射处理器 66 确定相应于每个射线投射方向的适当的像素值。在某些虚拟内窥镜成像模式中,像素值是由呈现处理器 68 生成的光反射立体呈现值。立体呈现包括虚拟照明方向、由射线投射方向规定的观看方向、立体图像的体素的不透明度映射、梯度信息等等。这样的呈现提供表示表面取向变化的结构性表示。

[0049] 在其它虚拟内窥镜模式,像素值是由深度间隔处理器 70 生成的统计像素值。间隔像素值提供从射线投射方向与空腔限定的表面之间的一个交叉点开始和以沿进入空腔限定的结构的射线投射方向的一个预先选择的距离为终结的一个间隔上沿射线投射方向的体素的统计特性。空腔限定的表面可以被提取和被明显地存储,或更方便地,可以在射线投

射操作期间被隐含地检测,例如通过使用作用在数据样本值上或围绕采样位置的局部数据梯度的幅度上的阈值。统计特性可以是例如在间隔内的最大或平均体素值。虽然由呈现处理器 68 提供的数值指示的是空腔限定的表面,但由间隔处理器 70 提供的统计特性值则提供有关在表面以下各层的数据内容的信息。不管用户选择的是展开的还是透视的内窥镜成像模式,射线投射处理器 66 都可以提供来自呈现处理器 68 的呈现像素值、来自间隔处理器 70 的统计特性像素值、或它们的某些选择的组合。

[0050] 内窥镜图像可以是展开的图像或透视的图像,并可以利用呈现统计像素值或它们的选定的组合,内窥镜图像是存储在虚拟内窥镜存储器 76 中的,并可经由虚拟内窥镜检查用户接口处理器 78 通过图形用户接口 52 显示和处理。为了使得用户能够选择各种内窥镜成像模式,诸如在展开的和透视的模式之间选择、像素值模式的选择等等,虚拟内窥镜检查用户接口处理器 78 包括用户可选择的虚拟内窥镜检查参数 80。

[0051] 继续参照图 2 并参照图 3,用户可选择的虚拟内窥镜检查参数 80 包括射线投射模式 82,它选择呈现的数值、间隔统计数值、或它们的某些组合。间隔深度参数 84 指示空腔限定结构的深度,间隔处理器 70 对该结构计算统计特性。统计特性功能参数 86 规定或表明统计特性(例如, MIP 或平均像素值)。视图模式参数 88 表示当前有效的是展开的还是透视的内窥镜视图。摄影机位置参数 90 表明在透视的内窥镜成像模式中摄影机的位置,以及表明在展开的或切片的成像模式中展开轴的中心。

[0052] 在展开成像模式,展开的直线或在中心线上的参数 92 表示与空腔的中心线一致的展开的轴是直线的还是弯曲的。展开的视见区长度范围参数 94 表示在中心线的方向上展开的视图的长度(L),而展开的视见区角度范围参数 96 表示在展开的方向上展开的视图的角度(θ_m)。展开的透视角度参数 98 也被使用于这里公开的展开或切片模式成像。检查位置参数 99 涉及图像体积中感兴趣特性的位置,这个参数被用于这里公开的某些透视成像模式。

[0053] 在某些观看模式,某些用户可选择的虚拟内窥镜检查参数 80 可能是未使用的。例如,如果射线投射模式参数 82 被设置为纯呈现的,则统计特性有关的参数 84,86 是未使用的。此外,可以看到,某些用户可选择的参数在这里的说明不排除包括其它用户可选择的参数。而且,不同的或其它用户可选择的参数可被使用来执行相同的功能。作为例子,间隔深度参数 84 可被设置为零以表明立体呈现,在这种情形下,射线投射模式参数 82 被适当地忽略。再另外,某些用户可选择的参数也可以具有以间接或自动的方式被设置的数值。例如,摄影机位置可以用选定的速率自动递增,以提供自动跨越成像。

[0054] 参照图 4A-4F,生成展开的视图要通过规定位于摄影机位置 102 附近的展开的轴 100 和选定多个射线投射方向 104(由箭头表示),它们总体上从展开轴向空腔限定的结构的空腔限定的表面 106 径向延伸。例如,在虚拟结肠镜检查中,空腔限定的表面 106 可以由计算机 X 射线层析摄影术扫描仪 10 成像的结肠的内表面。在图 4A-4F 上显示的方法中,展开的轴 100 被划分成轴分段 110,每个分段具有总体上围绕展开的轴 100 径向地对称安排的相应的多个射线投射方向 104。这个径向对称性可在图 4A 上明显看到。因此,每个射线投射方向 104 可以由沿着展开轴 100、适于通过相应的轴分段 110 表示的展开轴坐标和由指示围绕展开轴 100 的射线投射方向的角度位置表示的视角坐标 θ (图 4A 上标记的)来指定。

[0055] 在虚拟结肠镜检查和其它某些其它虚拟内窥镜检查过程中,空腔限定的表面 106 是起伏的,它包括对于某些视角可以部分或全部地遮蔽伤痕、息肉或其它感兴趣的特性的皱褶。例如,图 4C 显示位于空腔限定的表面 106 的皱褶 121 里面在 $\theta = 180^\circ$ 处的特征 120。图 4C 还显示位于空腔限定的表面 106 的皱褶 123 里面在 $\theta = -180^\circ$ 处的特征 122。皱褶 121, 123 遮蔽了在摄影机位置 102 沿射线投射方向 104 直接观看特征 120, 122。

[0056] 为了解决这个问题,射线投射方向 104 根据在相应的轴分段 110 与摄影机位置 102 之间的距离偏离摄影机位置 102 而倾斜。该倾斜总体上随着轴分段 110 偏离摄影机位置 102 的距离的增加而增加,该倾斜直观地相应于展开的表面的“靠近的”视图。正如在图 4B 上清楚看到的,在某些实施例中,对于给定的轴分段 110 的射线投射方向都倾斜相同的量,因此规定了射线投射方向 104 的一个圆锥。在概念上,射线倾斜近似于空腔 106 被切割和变平坦,然后通过使用在靠近表面的摄影机位置 102 处的广角摄影机来对其进行检查。射线倾斜量由展开的透视角参数 98 确定(见图 3),它大约相应于摄影机位置 102 离展开的表面的接近的靠近程度(见图 4F)。

[0057] 参照图 4D,展开或铺开在从 $-\theta_m/2$ 的起始角坐标到 $\theta_m/2$ 的终结角坐标的范围内执行。在图 4D 上,可以看到,角度范围 $(-\theta_m/2, \theta_m/2)$ 可以做到成大于 360° ,这样,在角度坐标方向的末端铺开表面有某些重复。例如,展开视图的角度宽度 θ_m 可以是 400° 。这允许诸如息肉那样的重要的结构在图上完整地呈现,即使它们处在展开的角度范围的起始端或结束端附近。

[0058] 图 4E 显示通过使用展开的或切片的视图而呈现的一部分结肠表面。图 4F 示意地显示通过包括这里描述的射线倾斜的展开过程所模拟的透视图。展开的视图处在跨越一个角度观看坐标范围 $(-\theta_m/2, \theta_m/2)$ 和一个展开轴观看坐标范围 $(-L/2, L/2)$ 的靠近的一个透视视见区 140 内。(在图 4F,视见区 140 由粗实线表示)。展开的中心线 100 和摄影机位置 102 在图 4E 的展开的视图上是叠加的。将会指出,对于摄影机位置 102 的右面,皱褶的左壁是可看见的,而对于摄影机位置 102 的左面,皱褶的右壁是可看见的。这是图 4A, 4B, 和 4C 所示的射线投射方向的倾斜的结果。透视的角度参数 98 控制倾斜量。在倾斜量与透明度之间的关系被显示于图 4F。大的倾斜量在概念上相应于表面的靠近视图(即,摄影机位置 102 接近于展开的视见区 140),而较小的倾斜量在概念上相应于远离表面的视图(即,摄影机位置 102 远离展开的视见区 140)。为了利用角度倾斜提供的视图透明度来识别遮蔽的伤痕、息肉、或诸如特征 120, 122 那样的其它特征,有利地沿空腔的中心线移动摄影机位置 102。随着摄影机移动,展开的视见区 140 也移动。

[0059] 参照图 5A 和 5B,图 4C 的摄影机位置 102 移动到新的摄影机位置 102',它离沿空腔中心线的摄影机位置 102 有某个距离。正如在图 5A 看到的,在摄影机位置 102',某些倾斜的射线被倾斜成看到遮蔽位于 $\theta = -180^\circ$ 的特征 122 的皱褶 123。因此,随着摄影机位置从摄影机位置 102 移动到摄影机位置 102',特征 122 在展开的视图上变成可见的(图 5B)。然而,皱褶 121 仍旧完全阻挡了在摄影机位置 102' 对特征 120 的观看,而且特征 120 确实不处在图 5B 的展开的视图的视见区内。

[0060] 同样地,参照图 6A 和 6B,图 4C 的摄影机位置 102 移动到新的摄影机位置 102'',它处在沿空腔中心线相反方向与摄影机位置 102 有某个距离。正如在图 6A 中看到的,在摄影机位置 102'',某些倾斜的射线被倾斜成去观看遮蔽位于 $\theta = 180^\circ$ 的特征 120 的皱褶 121。

因此,随着摄影机位置从摄影机位置 102 移动到摄影机位置 102”,特征 120 变为在展开的视图上可看见的(图 6B)。

[0061] 正如在图 4F 上清楚见到的,典型地在展开轴坐标方向上展开的视见区 140 的长度明显小于结肠或其它空腔限定的结构的总的长度,以便提供放大的视图和以便摄影机位置能够沿空腔中心线移动从而使展开的空腔限定的表面的失真偏移。在某些实施例中,在展开轴坐标方向上的长度 L 是几厘米。

[0062] 参照图 7,当展开的直线或在中心线上的参数 92(见图 3B)被设置成直线模式时,展开轴 100 是直线,并且在摄影机位置 102 处与空腔限定的表面 106 的空腔中心线相切。直线的展开轴几何形状是一个低失真的几何形状。在中心线 150 的急剧的弯曲处,直线的展开轴几何形状具有有限的视区。

[0063] 参照图 8,当展开的直线或在中心线上的参数 92(见图 3B)被设置为在中心线上的模式时,弯曲的展开轴 100' 与一部分中心线 150 一致,这比起直线的展开轴几何形状典型地会在急剧的曲线附近提供更大的视区。然而,在这样的曲线上,倾斜的射线投射方向可能重叠。这样的重叠在展开的视图上会产生诸如颠倒和双特征那样的伪像。围绕中心线在角度上颠倒重叠的射线,某些区域可能会欠采样和呈现人为压缩。为了消除这样的问题,要调整相邻的射线投射方向 104 的相对倾斜,以便限制在相邻的射线投射方向之间的相对角度,从而阻止它们互相交叉。典型地,射线投射从靠近摄影机位置 102 的展开轴 100' 的中心处的射线投射方向开始,并且向外远离所述中心。射线投射方向通常随离摄影机位置 102 的距离增加而增加倾斜。然而,在射线投射方向由于展开轴 100' 的弯曲而冲突的场合,调整倾斜以避免在预先选择的最大射线投射距离内射线投射的重叠。应当看到,这个限制造成射线的径向对称轴在急剧的弯曲处变为与中心线切线不共线。在远离弯曲时,对称轴使它本身重新对准中心线切线。算法的这个特征允许在急剧弯曲处表面特性的呈现的失真得到控制,以阻止过大的表面翘曲,而不管中心线路径的弯曲程度。在相邻的射线投射径向轴方向之间允许的最大角度随着由展开的透视的角度 98 表明和处在预先选定的最大射线投射距离内的透视程度而增加。

[0064] 回过来参照图 2 和 3,在展开的视图模式下,射线投射方向从展开轴发出。然而,视图模式 88 也可被设置为透视的。典型地,展开的视图模式对于执行探查和识别潜在的伤痕或息肉是有利的,这是由于:(i) 展开的视图模式提供大的视区,和(ii) 通过射线投射线的倾斜提供的失真能提供变化的表面取向,因为摄影机位置沿空腔中心线移动,这可以揭示由皱褶或空腔限定表面的其它形态所隐藏的特征。一旦感兴趣的特征得以识别,切换到透视观看模式通常是有利的。透视观看模式减小失真,并启动变焦放大以便更紧密地观看特征。在一个适当的方法中,在展开观看模式下操作的用户操作像鼠标、跟踪球等等的指点装置来指点和选择展开的视图的一个像素作为检查位置。虚拟内窥镜检查处理器 50 然后通过改变观看模式 88 的设置值而切换到透视模式。摄影机位置参数 90 初始地保持与展开的观看模式时相同,并且检查位置参数 99 被设置到用户选择的像素位置上。

[0065] 参照图 9,描述了适当的透视图几何形状。摄影机位置 200(被存储在摄影机位置参数 90)具有指向检查位置 204(存储在检查位置参数 99 中)的位置和观看方向 202。另外,透视图具有围绕观看方向 202 的圆锥视区 206。透视图利用从摄影机位置 200 发出的和处在圆锥视区 206 内的射线投射方向的圆锥。射线投射处理器 66 执行沿每个射线投射方

向的呈现以产生要显示的内窥镜透视图。

[0066] 用户可以使用指点装置或另外的接口工具在内窥镜透视图上操作,以便围绕检查位置 204 旋转摄影机位置 200。例如,用户可以旋转到更新的摄影机位置 200' (用点线画出),在这个位置构建经更新的内窥镜透视图,但仍旧观看在视区的中心的检查位置 204。在这样的旋转期间,摄影机位置保持在以检查位置 204 为中心的球形观看表面 210 中。任选地,用户还可以变焦推进或拉远,这相应于改变球形观看表面 210 的半径。用户可以具有其它观看选项,诸如改变圆锥视区 206 的尺寸,或限制立体图像的被观看时使得检查点 204 被空腔限定表面干扰部分遮蔽的部分。

[0067] 任选地,用户可以选择性地把体积数据分段,例如围绕球 212 (图 9 上由虚线圆表示) 或其它形状。这允许观看者从其中空腔皱褶或其它结构否则就会遮蔽观看方向的方向观看检查位置 204。

[0068] 参照图 10,在一个适当的透视的内窥镜显示器上,在主窗口 220 上连同表示两个正交的倾斜视图的虚线 222,224 一起显示内窥镜透视图。相应于虚线 222 的倾斜视图被显示在第一辅助倾斜视图窗口 232,而相应于虚线 224 的倾斜视图被显示在第二辅助倾斜视图窗口 234。每个倾斜视图平行于连接摄影机位置 200 与检查位置 204 的观看线 202。当用户通过围绕检查位置 204 旋转摄影机位置 200 而更新内窥镜透视图时,倾斜视图 232,234 也被更新。

[0069] 在展开的视图或透视的视图中,可以通过由呈现处理器 68 执行的沿每个射线投射方向的立体呈现而生成图像。立体呈现适当地利用射线投射方向作为观看方向和照明方向;替换地,可以选择另一个照明方向。立体呈现典型地还包括下列因素:诸如与射线投射方向的交叉点处的空腔限定表面的不透明度、梯度信息等等。这样的呈现提供指明表面取向变化的结构表示。替换地,用户可以通过射线投射模式参数 82 选择深度间隔统计像素值。

[0070] 参照图 11 和 12,深度间隔处理器 70 (见图 2) 计算从射线投射方向 104 与空腔限定的表面 106 之间的一个交叉点开始和以沿进入空腔限定的结构的射线投射方向 104 的一个预先选择的距离 (d_{interval}) 为终结的一个间隔上沿射线投射方向 104 的体素 238 的统计特性。统计特性可以是例如在间隔深度 (d_{interval}) 内体素 238 的最大或平均体素值。如果最大像素值被用作为统计特性,则其效果是计算在距离 d_{interval} 上的最大强度投影 (MIP)。间隔深度是以间隔深度参数 84 由用户控制的 (见图 3)。

[0071] 统计特性的效果是提供有关空腔限定的表面 106 的内部信息。相反,呈现通常提供表面取向信息,而不提供内部信息。由统计特性提供的内部信息取决于特定的空腔限定结构。

[0072] 回过来参照图 2 和另外参照图 13,深度间隔成像的一个应用是对在空腔限定的表面下面的脉管成像。例如,在结肠镜中,在结肠表面附近的脉管异常可以表示恶性息肉。为了使脉管成像,静脉造影剂注射器 36 注入适当的造影剂以增强血液对比度。图 13 显示利用 MIP 间隔成像的对比度增强的虚拟结肠镜检查的展开视图。在展开的视图上脉管呈现为较亮的区域 250。较暗的纹理 252 相应于结肠表面的皱褶。

[0073] 参照图 14A-14C,深度间隔成像的另一个应用不利用静脉造影剂。图 14A 显示空腔限定的表面,在空腔的大多数部分上的表面由结肠壁 260 规定。然而,部分粪便 262 仍旧留

在部分结肠壁 260 上。箭头 266 表示在其上计算统计特性的深度 (d_{interval})。标记为“P1”和“P4”的位置表示沿结肠表面的粪便 262 的侧向范围。标记为“P2”和“P3”的位置表示其中粪便至少与间隔深度 (d_{interval}) 一样厚的粪便区域 262 的侧向范围。图 14B 和 14C 显示使用统计平均 (图 14B) 和使用 MIP (图 14C) 的展开的视图的相应部分, 这里假设粪便物质比起结肠材料具有较低的强度。在图 14B 和 14C 上, 像素强度从对于最低的强度的白色变化到对于最高的强度的黑色。

[0074] 正如在图 14B 上看到的, 当统计特性是平均像素值时, 对比度在包含至少某些粪便物质 262 的“P1”和“P4”之间的整个区域内平滑地变化。平滑的对比度变化相应于粪便物质 262 的平滑地改变的厚度。

[0075] 正如在图 14C 上看到的, 当统计特性是 MIP 时, 对比度在间隔深度完全被包含在粪便物质 262 的位置“P2”和“P3”处突然改变。在由位置“P2”和“P3”为边界的区域内, MIP 整个在代表粪便物质的体素上执行。在由位置“P2”和“P3”为边界的区域以外, MIP 包括表示结肠壁的较高强度体素, 因此得到急剧变高的 MIP 值。虽然未显示, 但可以看到, 如果用最小强度投影作为统计特性, 则对比度在位置“P1”和“P4”处突然改变, 在其中最小强度投影将包括表示较低强度的粪便物质 262 的体素。本领域技术人员可以容易地构建其它适当的统计特性。在所显示的实施例中, 统计特性功能被存储在统计特性功能参数 86, 它可包含用户规定的功能。

[0076] 虽然图 13, 14B 和 14C 的显示的深度间隔图像例子是展开的视图, 但深度间隔射线投射也可被使用于内窥镜透视图。而且, 虽然图 13, 14B 和 14C 的显示的例子按灰度级像素值来画出深度间隔射线投射值, 但该信息也可以以其它方式使用。例如, 深度间隔射线投射信息可以与立体呈现相组合以提供包含表面形态 (即, 表面取向) 信息和深度间隔信息的图像。在一个方法中, 呈现处理器 68 对于每个射线投射方向执行立体呈现, 以产生表示交叉的空腔限定的表面的表面取向的呈现的体素值。每个呈现的体素值根据由深度间隔处理器 70 计算的深度间隔统计特性进行调整以便将深度信息并入立体呈现中。例如, 立体呈现可以是单色的, 而基于深度调整可以根据所计算的统计特性调整呈现的体素的体素颜色。

[0077] 本发明是参照优选实施例描述的。显然, 在阅读和了解以前的详细说明后可以作出修改和改变。打算把本发明看作为包括所有的这样的修改和改变, 只要它们是属于所附权利要求及其等价物范围内的。

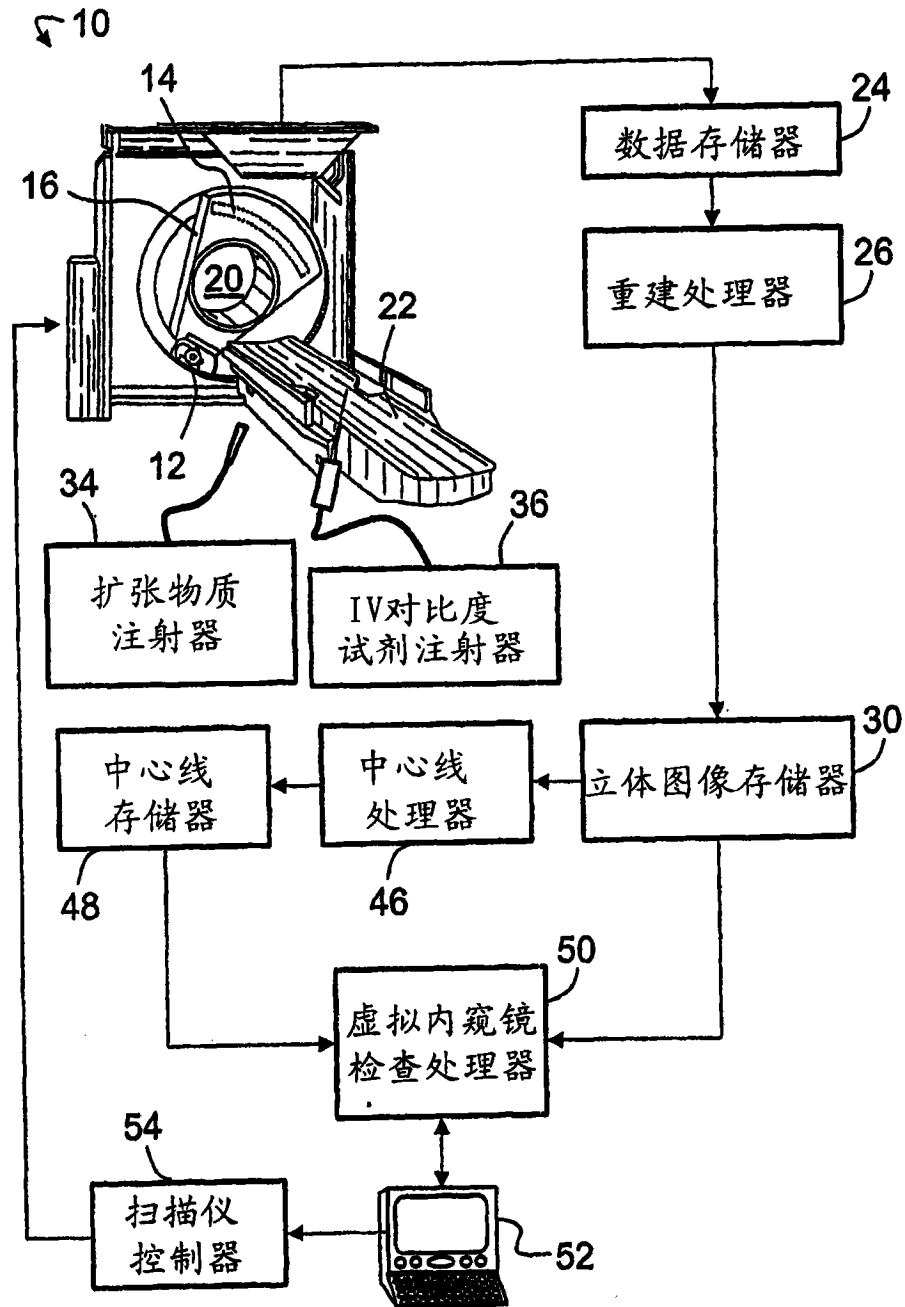


图 1

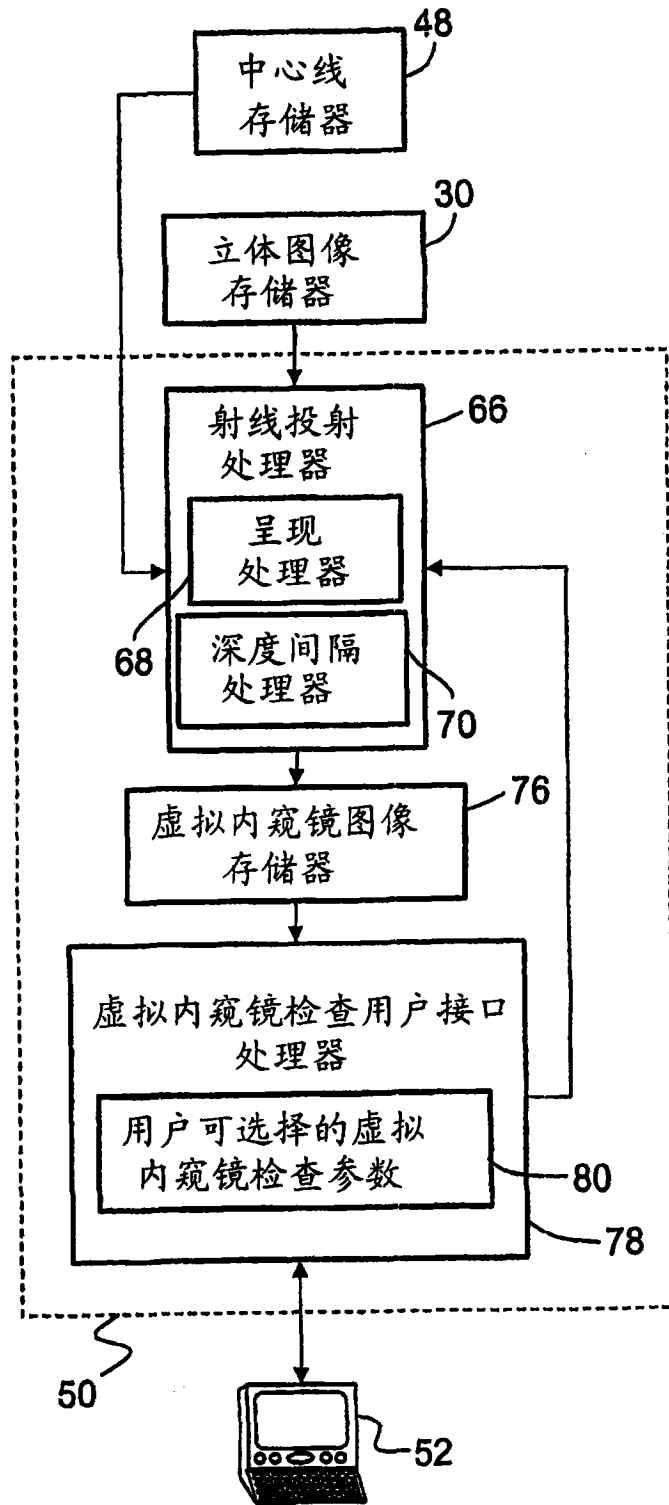


图 2

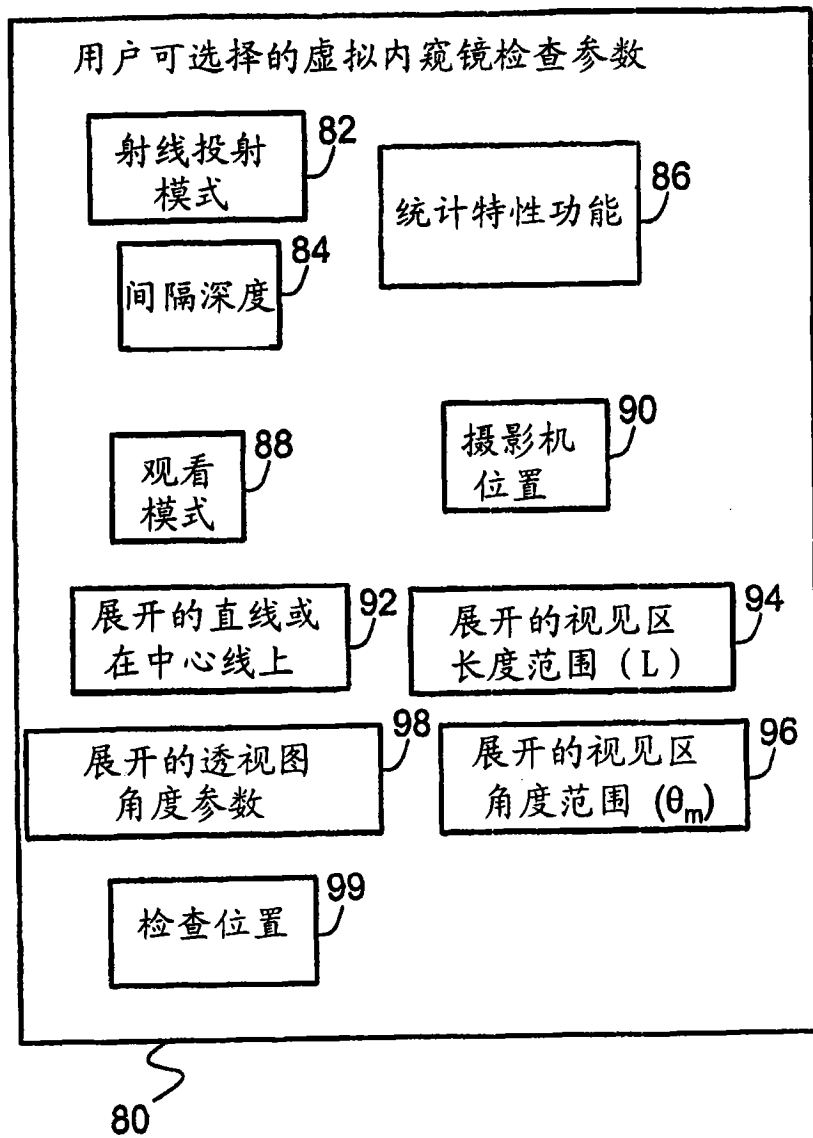


图 3

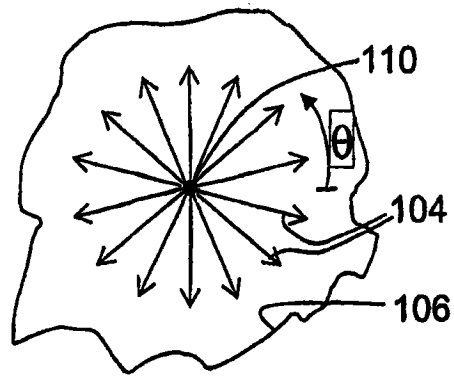


图 4A

图 4B

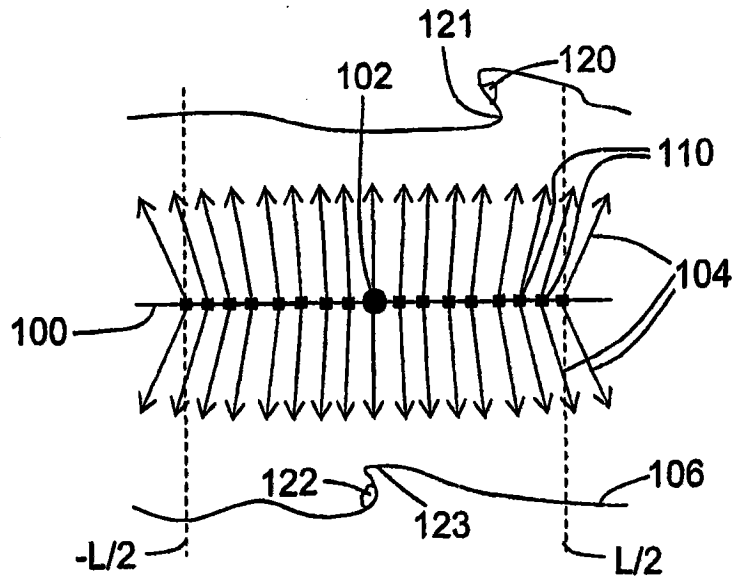
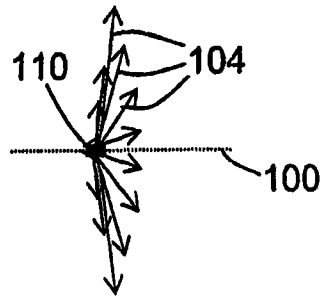


图 4C

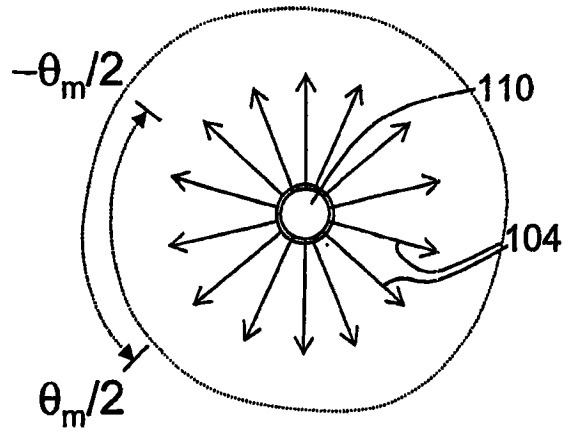


图 4D

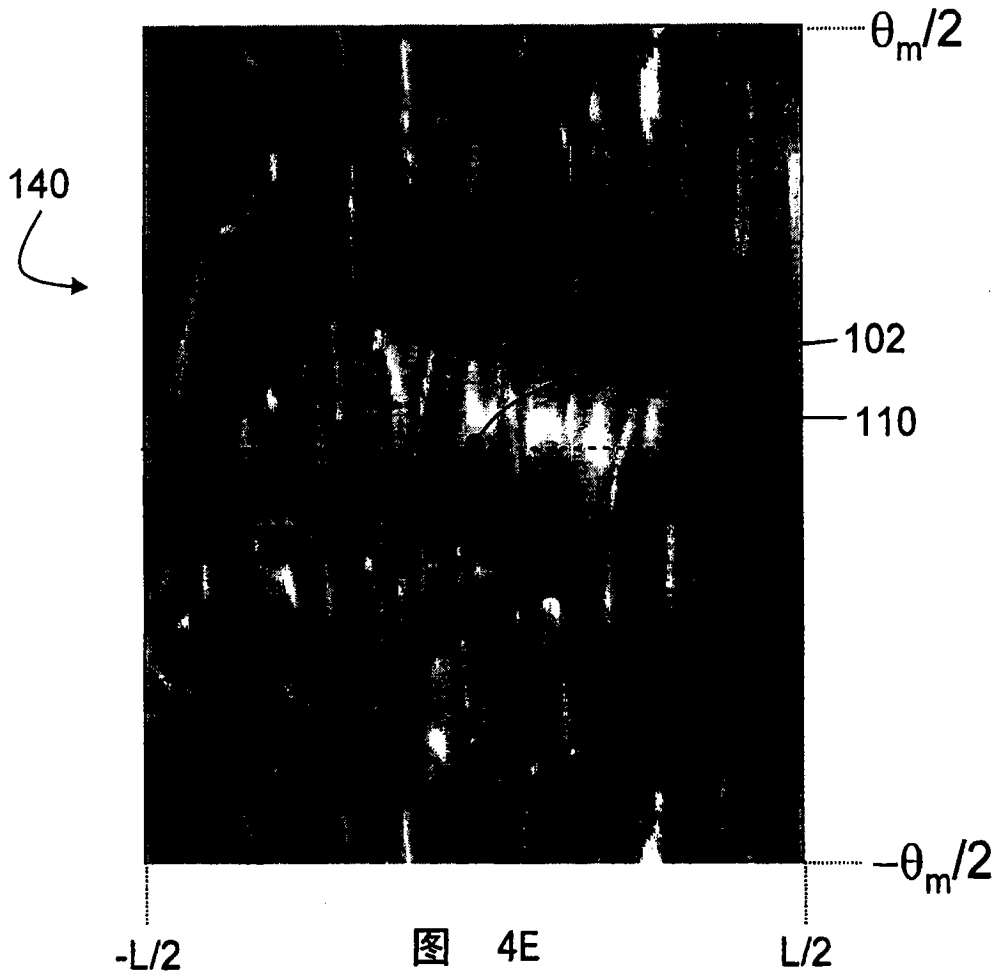


图 4E

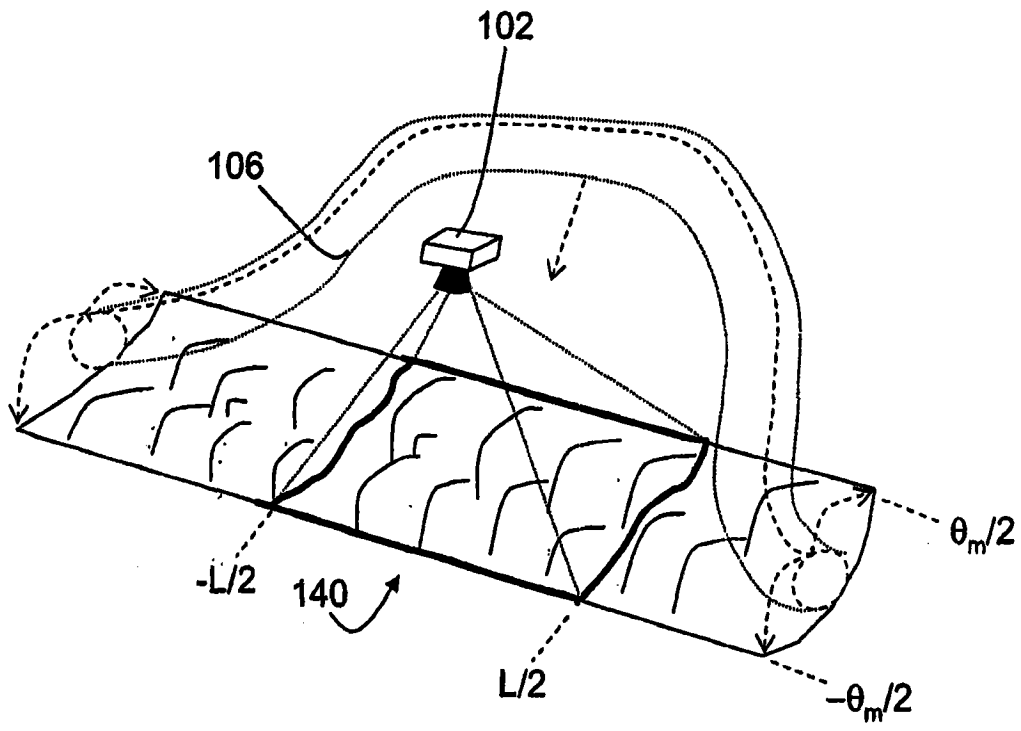


图 4F

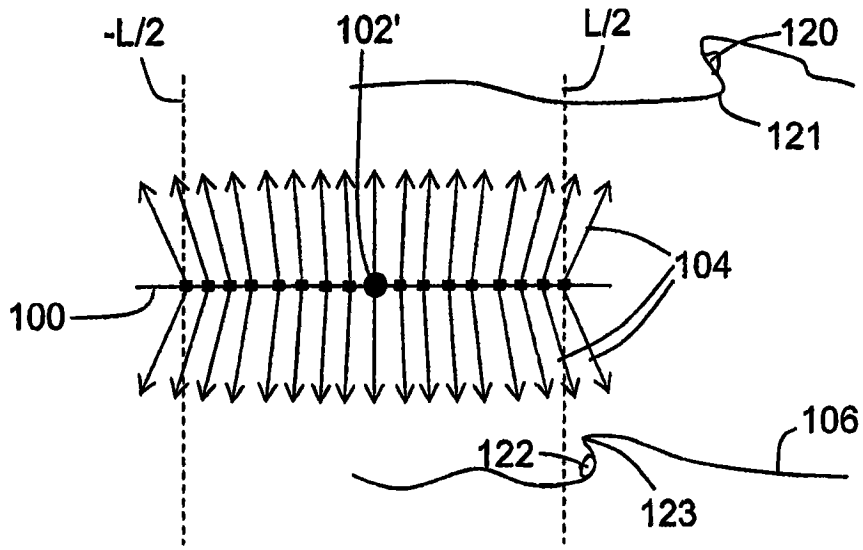


图 5A

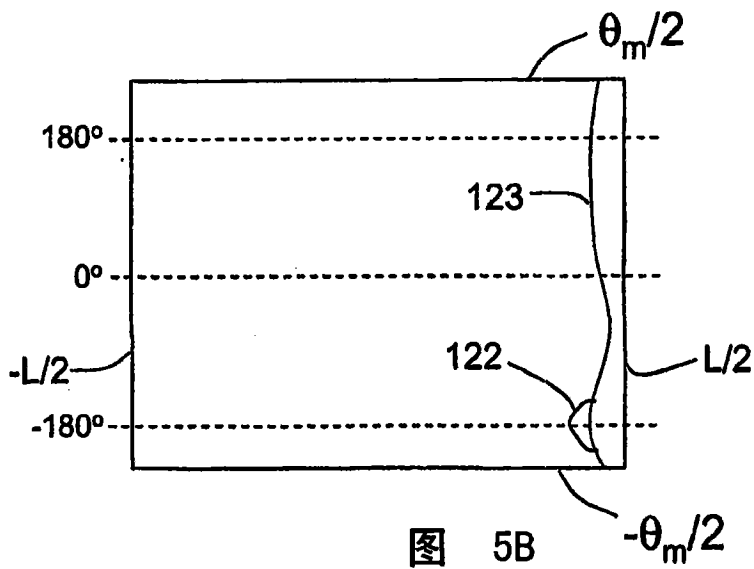


图 5B

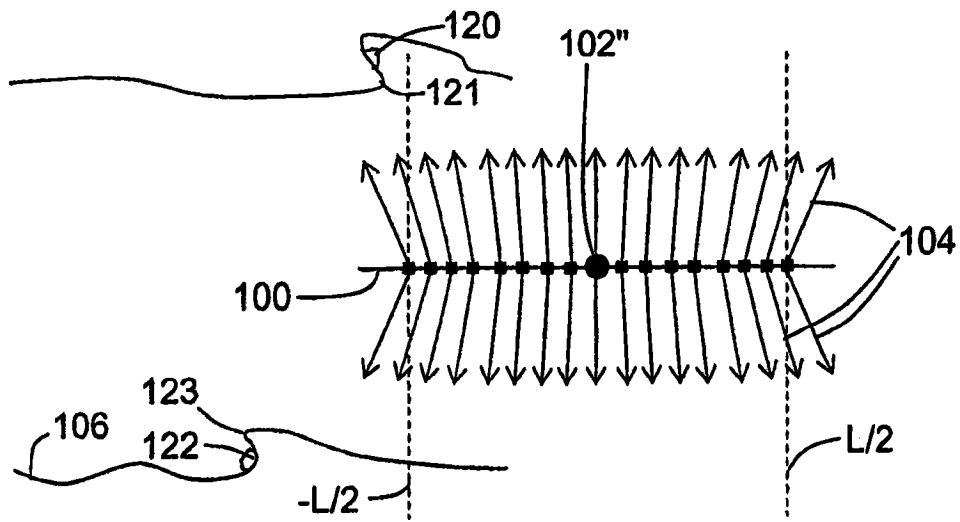


图 6A

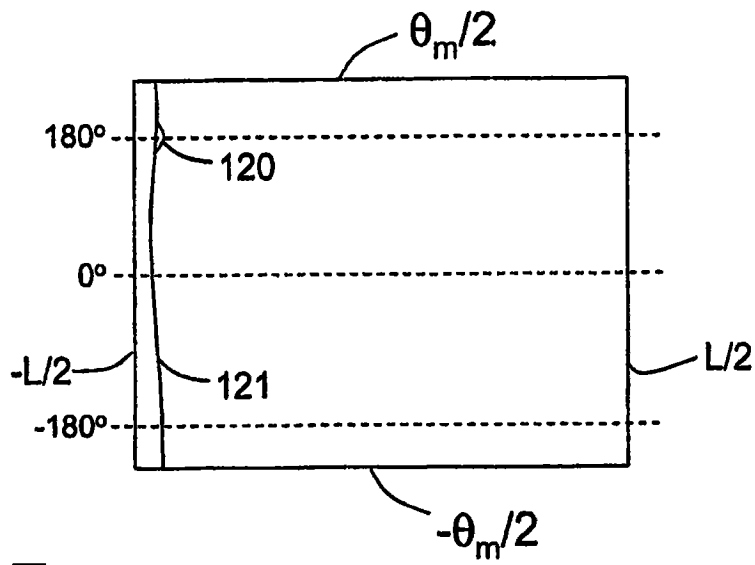


图 6B

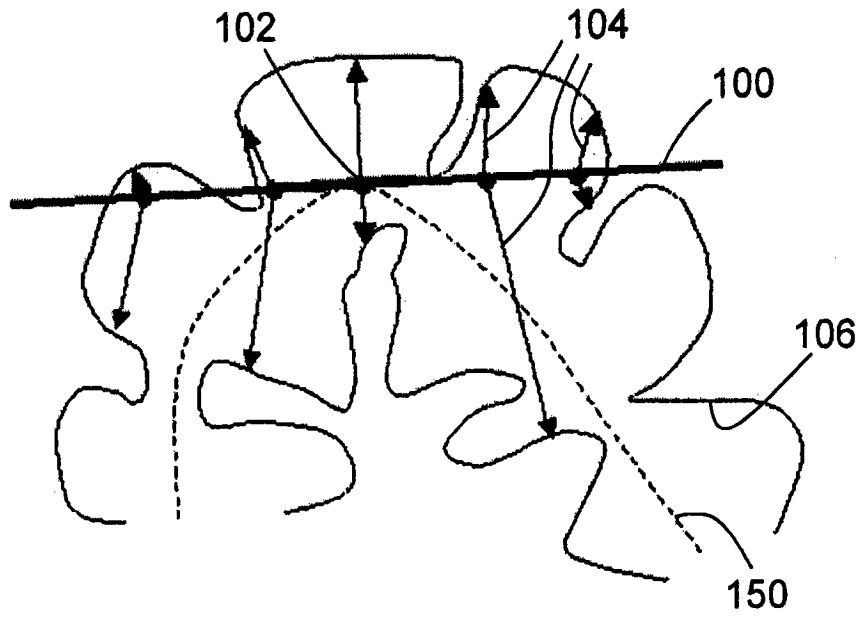


图 7

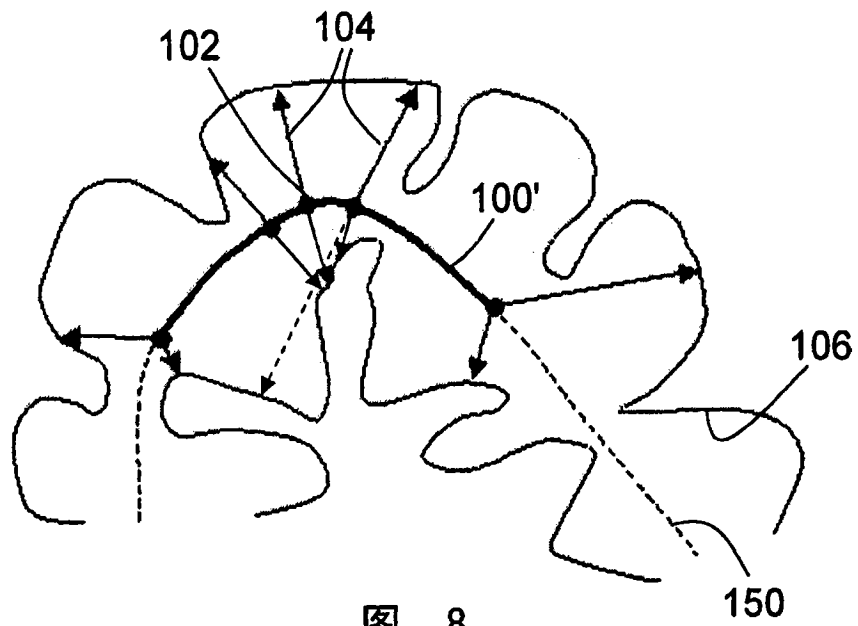


图 8

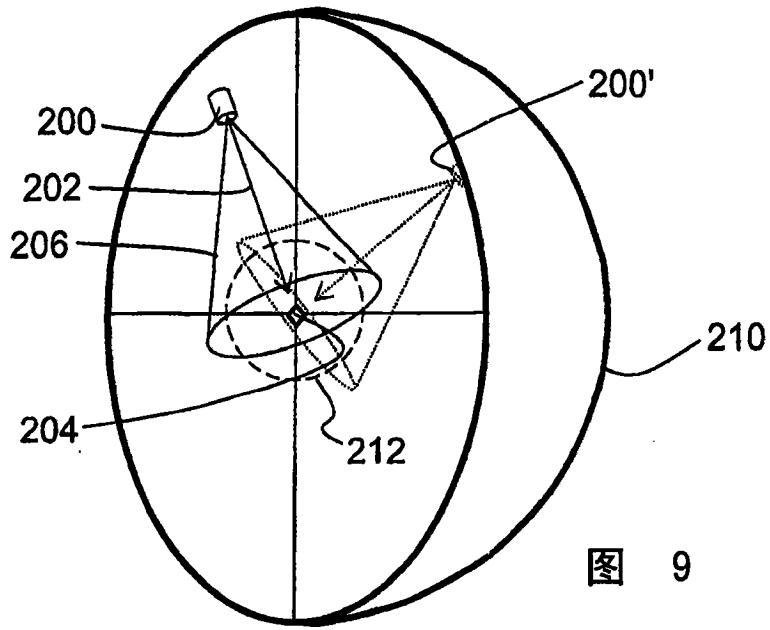


图 9

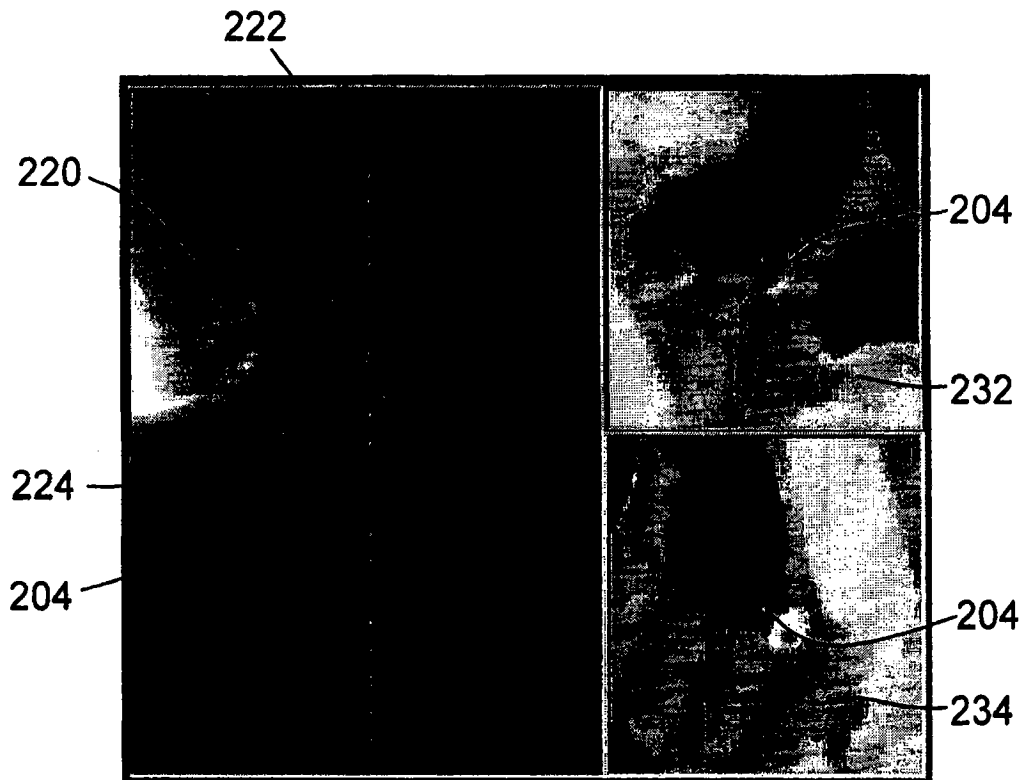


图 10

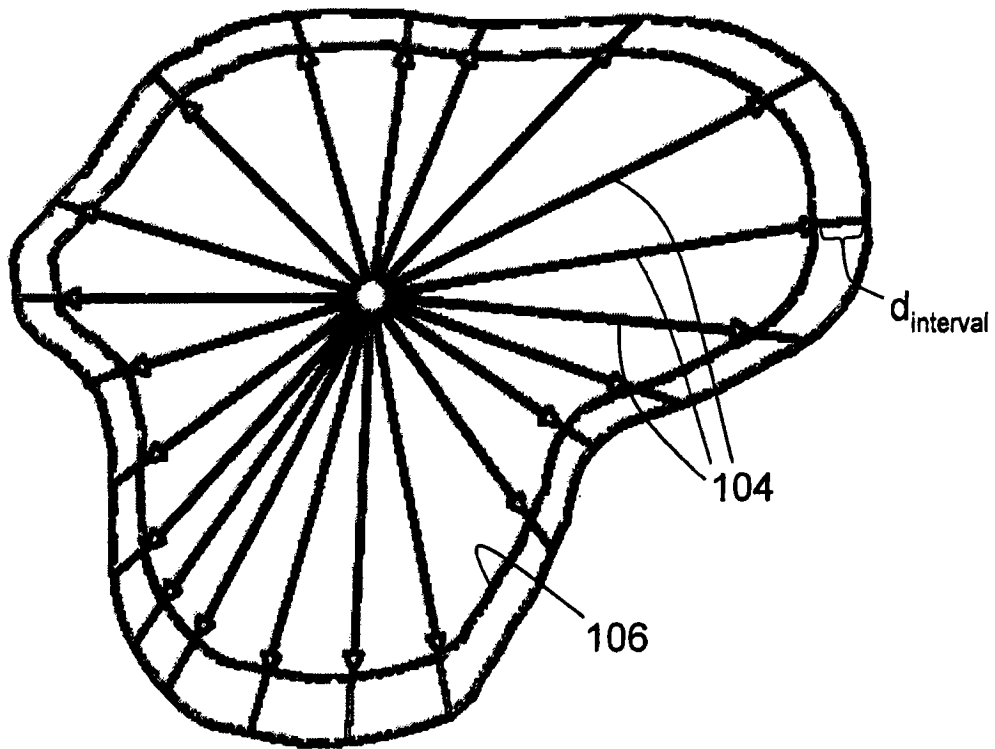


图 11

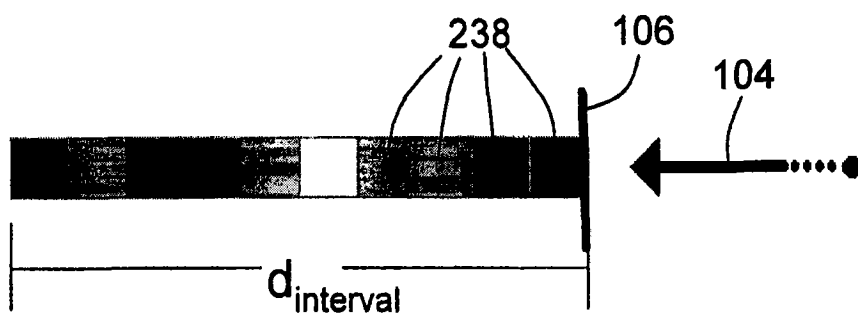


图 12

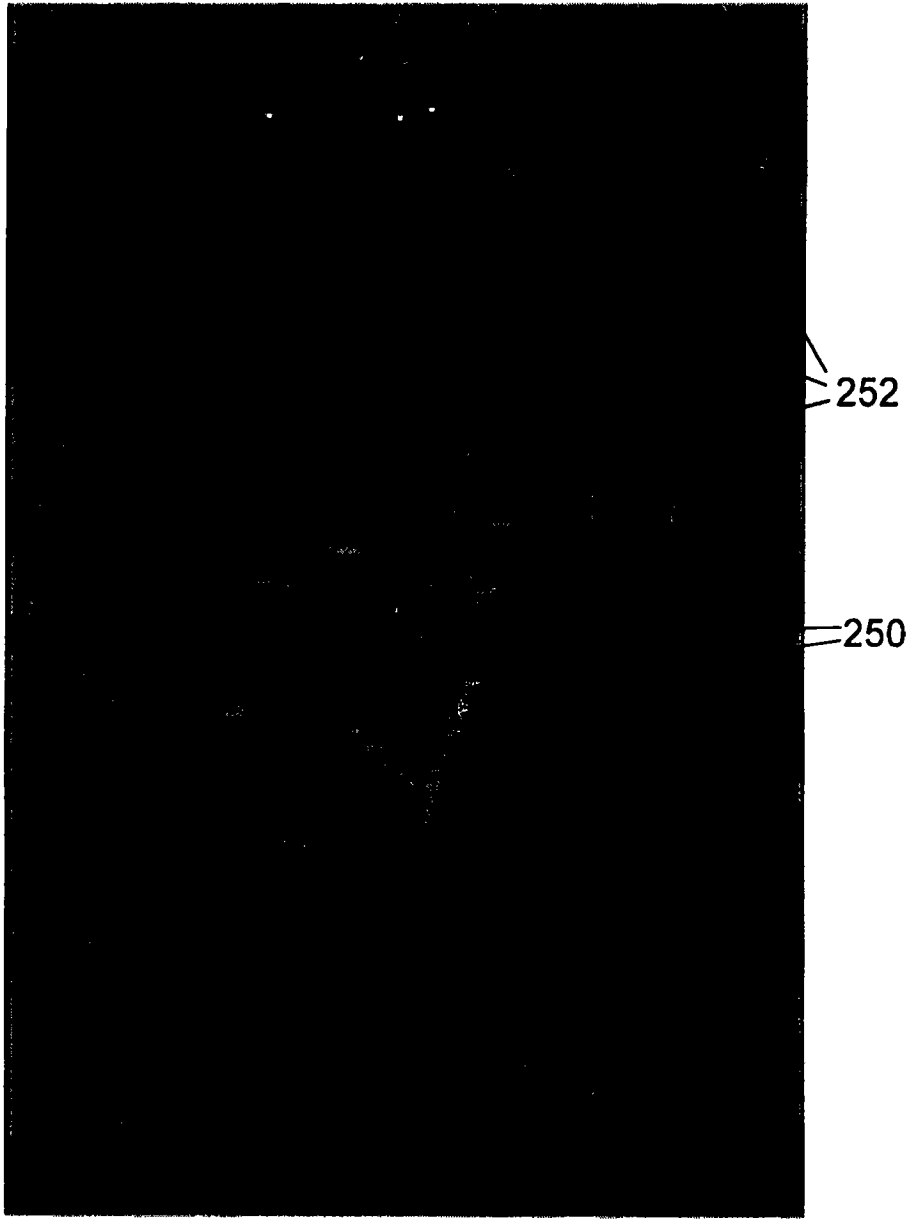


图 13

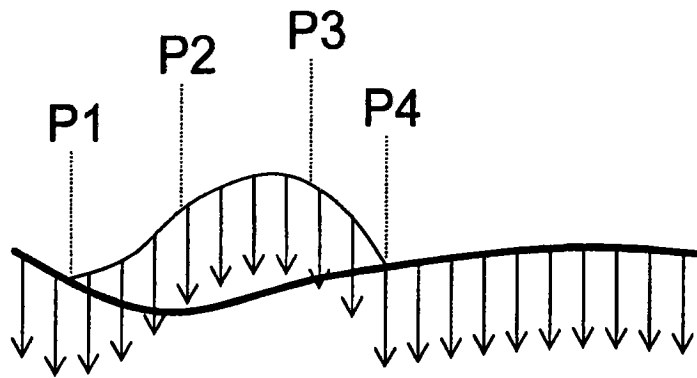


图 14A

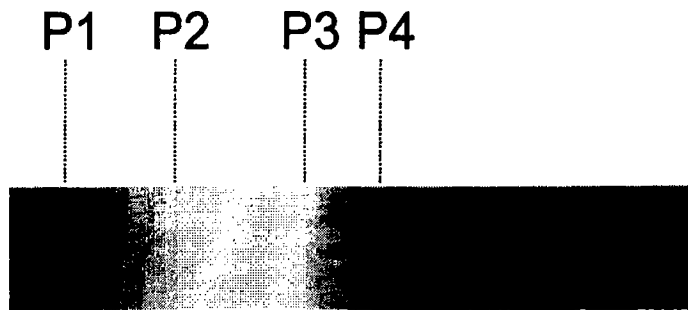


图 14B

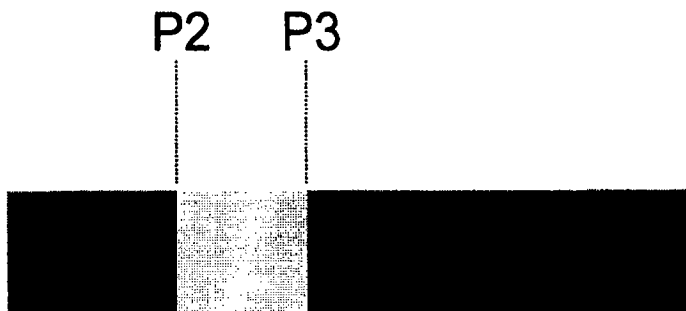


图 14C

专利名称(译)	虚拟内窥镜检查		
公开(公告)号	CN101014983B	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	CN200580028669.0	申请日	2005-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	D德克尔 JS杜尔冈 TR弗莱特		
发明人	D·德克尔 J·S·杜尔冈 T·R·弗莱特		
IPC分类号	G06T15/08 G06T19/00 A61B1/00 G06T17/40		
CPC分类号	G06T2210/41 G06T2215/06 G06T15/08 G06T19/00		
代理人(译)	梁永		
审查员(译)	白莉		
优先权	60/582120 2004-06-23 US 60/582122 2004-06-23 US 60/620581 2004-10-20 US		
其他公开文献	CN101014983A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在虚拟内窥镜检查方法中，基本上沿细长的空腔(150)的展开轴(100，100')被划分成轴分段(110)。射线投射方向(104)被选择为总体上从轴分段径向地延伸。使至少某些射线投射方向倾斜而偏离摄影机位置(102)。射线投射沿倾斜的射线投射方向进行，以便确定被安排在展开的视图中的像素值。射线投射利用以下的至少一项：(i)立体呈现；和(ii)计算在沿射线投射方向到空腔限定的结构的预先选择的距离(dinterval)上的体素(238)的统计特性。

