



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102065744 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 08

(21) 申请号 200980123042. 1

A61B 1/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 06. 10

G06T 1/00 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2008-158389 2008. 06. 17 JP

(56) 对比文件

JP 特开 2002-257534 A, 2002. 09. 11, 说明书第 0025 段 - 第 0089 段。

JP 特开 2002-99896 A, 2002. 04. 05, 全文。

JP 特开 2005-192880 A, 2005. 07. 21, 全文。

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 12. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2009/060643 2009. 06. 10

审查员 刘超

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/154125 JA 2009. 12. 23

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 松田岳博

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

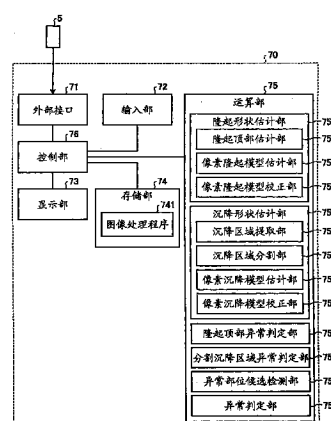
权利要求书3页 说明书11页 附图17页

(54) 发明名称

图像处理装置及图像处理方法

(57) 摘要

在本发明的一个实施方式中,图像处理装置(70)具有隆起形状估计部(751)、沉降形状估计部(752)和异常部位候选检测部(755)。隆起形状估计部(751)和沉降形状估计部(752)根据对体内管腔内进行拍摄而得到的管腔内图像中的像素值,对图像内的像素值的梯度变化进行建模。异常部位候选检测部(755)根据构成管腔内图像的各像素的像素值与各像素的估计像素值之间的差分,检测显现在管腔内图像中的异常部位候选区域,其中,所述各像素的估计像素值是由进行建模而得到的像素值的梯度变化确定的。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,该图像处理装置具有:

模型估计部,其根据拍摄对象物而得到的图像内的像素值,对所述图像内的像素值的梯度变化进行建模;以及

异常部位候选检测部,其根据构成所述图像的各像素的像素值与所述各像素的估计像素值之间的差分,来检测显现在所述图像中的所述对象物上的异常部位候选区域,其中,所述各像素的估计像素值是由进行所述建模而得到的像素值的梯度变化确定的;

其中,所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的隆起形状的隆起区域中的像素值的梯度变化进行建模,针对所述隆起区域设定隆起梯度模型;或者

所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的沉降形状的沉降区域中的像素值梯度变化进行建模,针对所述沉降区域设定沉降梯度模型。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述模型估计部具有:

初始隆起梯度模型设定部,其设定所述隆起梯度模型的初始隆起梯度模型;以及

隆起梯度模型校正部,其根据构成所述图像内的被设定了所述初始隆起梯度模型的区域的像素的像素值,对将所述初始隆起梯度模型设为初始状态的所述隆起梯度模型进行校正。

3. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有隆起顶部估计部,该隆起顶部估计部检测所述隆起形状的顶部区域,将其估计为所述图像内的隆起区域的大概位置。

4. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其特征在于,

所述初始隆起梯度模型设定部根据所述隆起形状的顶部区域来设定所述初始隆起梯度模型。

5. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其特征在于,

所述隆起顶部估计部具有区域分割部,该区域分割部根据像素值在所述图像内进行区域分割,所述隆起顶部估计部针对由所述区域分割部分割得到的每个所述区域,对像素值进行比较,检测像素值比周围区域大的区域,作为所述顶部区域。

6. 根据权利要求5所述的图像处理装置,其特征在于,

所述区域分割部对所述图像内的像素值进行聚类来进行区域分割。

7. 根据权利要求6所述的图像处理装置,其特征在于,

所述区域分割部应用 k-means 法来进行所述像素值的聚类。

8. 根据权利要求6所述的图像处理装置,其特征在于,

所述区域分割部利用混合分布来估计所述图像内的像素值的分布,进行所述像素值的聚类。

9. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其特征在于,

所述隆起梯度模型校正部使用动态轮廓模型使所述隆起梯度模型变形。

10. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有隆起顶部异常判定部,该隆起顶部异常判定部计算所述顶部区域的特征量,检测该计算出的特征量满足预定的异常部位候选条件的顶部区域,作为所述异常部位候选区域。

11. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述异常部位候选检测部根据构成所述隆起区域的各像素的像素值与构成所述隆起区域的各像素的估计像素值之间的差分,来检测该差分处于预定的异常基准值范围内的像素,作为所述异常部位候选区域的构成像素,其中,所述各像素的估计像素值是由针对该隆起区域设定的隆起梯度模型确定的。

12. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述模型估计部具有:

初始沉降梯度模型设定部,其设定所述沉降梯度模型的初始沉降梯度模型;以及

沉降梯度模型校正部,其根据构成所述图像内的被设定了所述初始沉降梯度模型的区域中的像素的像素值,对所述初始沉降梯度模型进行校正。

13. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有沉降区域提取部,该沉降区域提取部提取所述图像内的所述沉降区域。

14. 根据权利要求 13 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的隆起形状的隆起区域中的像素值的梯度变化进行建模,针对所述隆起区域设定隆起梯度模型;

所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的沉降形状的沉降区域中的像素值梯度变化进行建模,针对所述沉降区域设定沉降梯度模型;

所述沉降区域提取部提取所述图像内的将被设定了所述隆起梯度模型的隆起区域排除后的区域,作为所述沉降区域。

15. 根据权利要求 13 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的隆起形状的隆起区域中的像素值的梯度变化进行建模,针对所述隆起区域设定隆起梯度模型;

所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的沉降形状的沉降区域中的像素值梯度变化进行建模,针对所述沉降区域设定沉降梯度模型;

所述图像处理装置具有沉降区域分割部,该沉降区域分割部针对构成所述沉降区域中的各像素,分别选择与该各像素最靠近的隆起区域,将选择出的隆起区域不同的边界位置设为分割位置来分割所述沉降区域。

16. 根据权利要求 15 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有设定点配置部,该设定点配置部按照预定数量或预定间隔在所述隆起区域的轮廓位置上配置设定点,

所述沉降区域分割部使用所述设定点配置部针对所述隆起区域设定的所述设定点,对所述分割后的沉降区域进行进一步分割,所述隆起区域是针对构成所述分割后的沉降区域中的各像素而选择出的。

17. 根据权利要求 12 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述沉降梯度模型校正部使用动态轮廓模型使所述沉降梯度模型变形。

18. 根据权利要求 13 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有沉降区域异常判定部,该沉降区域异常判定部计算所述沉降区域的特征量,检测该计算出的特征量满足预定的异常部位候选条件的分割沉降区域,作为

所述异常部位候选区域。

19. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有异常判定部,该异常判定部计算所述异常部位候选区域的特征量,将该计算出的特征量满足预定的异常部位条件的所述异常部位候选区域判定为所述对象物上的异常部位。

图像处理装置及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及对拍摄对象物而得到的图像进行处理的图像处理装置及图像处理方法。

背景技术

[0002] 近年来,以胶囊型内窥镜为代表,已开发出一边在体内的管腔内移动一边依次拍摄按时间序列的管腔内图像的医用摄像装置。胶囊型内窥镜在从患者的口中服入而导入到体内后,一边通过蠕动运动等方式在管腔内移动,一边依次拍摄图像并将其发送到体外的接收装置,最终被排出体外。被该胶囊型内窥镜拍摄且由体外的接收装置接收到的被检体内部的图像在诊断用的工作站等中按时间序列顺序依次显示,由医生等观察者进行确认。

[0003] 该胶囊型内窥镜要拍摄数量庞大的图像。因此,在诊断用的工作站等中,进行如下处理:从所拍摄的图像中检测疑似存在例如出血等的异常部位的图像来作为应该观察的图像,从而减轻了医生等观察图像所承受的负担。例如公知有以下方法:对图像进行块分割并按照每个块计算色调信息,针对计算出的色调信息进行聚类(clustering),由此,提取属于与构成正常粘膜的块的组群相差预定基准以上的组群的块,作为异常部位(参照专利文献1)。此外,公知有以下方法:使用用于检测微小钙化阴影的候选的形状依赖性滤波器即形态滤波器来生成强调了微小钙化阴影的图像(参照专利文献2)。

[0004] 专利文献1:日本特开2005-192880号公报

[0005] 专利文献2:日本特开2002-99896号公报

[0006] 然而,由胶囊型内窥镜拍摄的图像是将体内器官显现为对象物的图像,在该图像内会显现出因体内器官内壁的粘膜结构的折叠或起伏等引起的隆起形状或沉降形状。因此,在如专利文献1那样使用色调信息进行异常部检测的情况下,存在以下问题:这些隆起形状或沉降形状等对象物的形状会使图像中显示的像素值发生变化,该变化使得正常粘膜的组群与异常部位的组群之间的分离变得困难。此外,该像素值变化与显现有对象物上的异常部位时的像素值变化类似,因此存在不能对它们进行区分的问题。例如,在如专利文献2那样使用形态滤波器来提取异常阴影的情况下,会因各种形状的粘膜结构及病变结构而产生较多的错误检测。

发明内容

[0007] 本发明正是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供能够高精度检测拍摄对象物而得到的图像内的异常部位候选区域,而不会受到因对象物的形状而表现在图像中的像素值变化的影响的图像处理装置、图像处理程序及图像处理方法。

[0008] 用于解决上述问题而达到目的的本发明的一个方式的图像处理装置具有:模型估计部,其根据拍摄对象物而得到的图像内的像素值,对所述图像内的像素值的梯度变化进行建模;以及异常部位候选检测部,其根据构成所述图像的各像素的像素值与所述各像素的估计像素值之间的差分,来检测显现在所述图像中的所述对象物上的异常部位候选区

域,其中,所述各像素的估计像素值是由进行所述建模而得到的像素值的梯度变化确定的;其中,所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的隆起形状的隆起区域中的像素值的梯度变化进行建模,针对所述隆起区域设定隆起梯度模型;或者所述模型估计部对所述图像内的显现有所述对象物的沉降形状的沉降区域中的像素值梯度变化进行建模,针对所述沉降区域设定沉降梯度模型。

[0009] 根据该方式的图像处理装置,能够对图像内的像素值的梯度变化进行建模,根据实际像素值与由进行建模而得到的像素值的梯度变化确定的估计像素值之间的差分,检测异常部位候选区域。因此,能够高精度地检测拍摄对象物而得到的图像内的异常部位候选区域,而不会受到因对象物的形状而表现在图像中的像素值变化的影响。

[0010] 此外,本发明的另一方式的图像处理程序用于使计算机执行以下步骤:模型估计步骤,根据拍摄对象物而得到的图像内的像素值,对所述图像内的像素值的梯度变化进行建模;以及异常部位候选检测步骤,根据构成所述图像的各像素的像素值与所述各像素的估计像素值之间的差分,检测显现在所述图像中的所述对象物上的异常部位候选区域,其中,所述各像素的估计像素值是由进行所述建模而得到的像素值的梯度变化确定的。

[0011] 此外,本发明的另一方式的图像处理方法包括:模型估计步骤,根据拍摄对象物而得到的图像内的像素值,对所述图像内的像素值的梯度变化进行建模;以及异常部位候选检测步骤,根据构成所述图像的各像素的像素值与所述各像素的估计像素值之间的差分,检测显现在所述图像中的所述对象物上的异常部位候选区域,其中,所述各像素的估计像素值是由进行所述建模而得到的像素值的梯度变化确定的。

[0012] 根据本发明,能够高精度地检测拍摄对象物而得到的图像内的异常部位候选区域,而不会受到因对象物的形状而表现在图像中的像素值变化的影响。

附图说明

[0013] 图 1 是示出包含图像处理装置的图像处理系统的整体结构的概略示意图。

[0014] 图 2 是示出图像处理装置的功能结构的框图。

[0015] 图 3 是示出图像处理装置的运算部进行的运算处理步骤的流程图。

[0016] 图 4 是示出管腔内图像的一例的图。

[0017] 图 5 是示出隆起形状估计处理的详细处理步骤的流程图。

[0018] 图 6 是示出标签(labeling)图像的一例的图。

[0019] 图 7 是示出根据图 6 所示的标签图像而估计的隆起顶部区域的图。

[0020] 图 8 是说明初始隆起模型的生成原理的说明图。

[0021] 图 9 是说明像素隆起模型的校正原理的说明图。

[0022] 图 10 是说明像素隆起模型的校正原理的说明图。

[0023] 图 11 是示出管腔内图像的像素值分布的一例的图。

[0024] 图 12 是图 11 所示的像素值分布的 A 部剖视图。

[0025] 图 13 是示出根据图 7 所示的隆起顶部区域而设定的像素隆起模型的图。

[0026] 图 14 是示出排除隆起区域而估计的隆起顶部区域的图。

[0027] 图 15 是示出根据图 14 所示的隆起顶部区域而设定的像素隆起模型的图。

[0028] 图 16 是示出沉降形状估计处理的详细处理步骤的图。

- [0029] 图 17 是示出分割沉降区域的图。
- [0030] 图 18 是说明初始沉降模型的生成原理的说明图。
- [0031] 图 19 是说明像素沉降模型的校正原理的说明图。
- [0032] 图 20 是说明像素沉降模型的校正原理的说明图。
- [0033] 图 21 是示出管腔内图像的像素值分布的一例的图。
- [0034] 图 22 是图 21 所示的像素值分布的 B 部剖视图。
- [0035] 图 23 是说明异常部位候选区域的检测原理的说明图。
- [0036] 图 24 是说明异常部位候选区域的检测原理的说明图。
- [0037] 图 25 是说明异常部位候选区域的检测原理的说明图。

具体实施方式

[0038] 以下,参照附图来详细说明用于实施本发明的优选方式。在下文中,使用在体内的管腔内移动的胶囊型内窥镜,并且对如下的图像处理装置进行说明:该图像处理装置对由该胶囊内窥镜在体内管腔内移动的同时连续拍摄的图像进行处理。注意,本发明不限于该实施方式。另外,在附图的描述中对相同部分标注了相同标号来进行表示。

[0039] (实施方式)

[0040] 图 1 是示出包含本实施方式的图像处理装置 70 的图像处理系统的整体结构的概略示意图。如图 1 所示,图像处理系统具有以下装置等:胶囊型内窥镜 3,其拍摄被检体 1 的体内管腔内的图像(以下称作“管腔内图像”);接收装置 4,其接收从胶囊型内窥镜 3 以无线方式发送的管腔内图像的图像数据;以及图像处理装置 70,其对接收装置 4 接收到的管腔内图像进行图像处理。在接收装置 4 与图像处理装置 70 之间的图像数据的交换中,例如使用可移动型的记录介质(移动式记录介质)5。

[0041] 胶囊型内窥镜 3 具备摄像功能、无线功能、对摄像部位进行照明的照明功能等,例如,为了进行检查,该胶囊型内窥镜 3 从人或动物等被检体 1 的口中服入而导入到被检体 1 内部。然后,在被自然排出之前的期间内,以预定的摄像速率连续拍摄并取得食道、胃、小肠、大肠等的内部的管腔内图像,将其以无线方式发送到体外。

[0042] 接收装置 4 具有分散地配置在体表上的与被检者 1 内的胶囊内窥镜 3 的通过路径对应的位置处的接收用天线 A1 ~ An。而且,接收装置 4 经由各接收用天线 A1 ~ An 接收从胶囊型内窥镜 3 以无线方式发送来的图像数据。该接收装置 4 构成为可自由装卸移动式记录介质 5,将接收到的图像数据依次保存在移动式记录介质 5 内。这样,接收装置 4 按照时间序列的顺序将胶囊型内窥镜 3 拍摄的被检者 1 内部的管腔内图像蓄积到移动式记录介质 5 中。

[0043] 图像处理装置 70 由工作站或个人计算机等通用计算机来实现,并构成为可自由装卸移动式记录介质 5。该图像处理装置 70 取得保存在移动式记录介质 5 内的管腔内图像并进行处理,然后,在显示装置上进行画面显示。

[0044] 图 2 是示出图像处理装置 70 的功能结构的框图。在本实施方式中,图像处理装置 70 具有:外部接口 71、输入部 72、显示部 73、存储部 74、运算部 75 以及控制图像处理装置 70 的整体动作的控制部 76。

[0045] 外部接口 71 用于取得由胶囊型内窥镜 3 拍摄且由接收装置 4 接收到的管腔内图

像的图像数据,例如由读取装置构成,该读取装置以装卸自如的方式安装移动式记录介质 5,读出保存在该移动式记录介质 5 内的管腔内图像的图像数据。另外,由胶囊型内窥镜 3 拍摄的按时间序列的管腔内图像的取得方式不限于使用移动式记录介质 5 的结构。例如,也可以构成为,另行设置服务器来取代移动式记录介质 5,并将按时间序列的管腔内图像预先保存在该服务器内。在该情况下,由用于与服务器连接的通信装置等构成外部接口。并且,经由该外部接口与服务器进行数据通信,取得按时间序列的管腔内图像。或者,可以构成为,将由胶囊型内窥镜 3 拍摄的按时间序列的管腔内图像预先保存在存储部 74 内。

[0046] 输入部 72 例如由键盘、鼠标、触摸面板、各种开关等来实现,将所输入的指示信息输出到控制部 76。显示部 73 由 LCD、EL 显示器、或 CRT 显示器等显示装置来实现,根据控制部 76 的控制,显示包含按时间序列的管腔内图像的显示画面在内的各种画面。

[0047] 存储部 74 由可更新存储的闪存等 ROM 或 RAM 这样的各种 IC 存储器、内置的或用数据通信端子连接的硬盘、CD-ROM 等信息存储介质及其读取装置等来实现。在该存储部 74 中存储有:用于使图像处理装置 70 动作来实现该图像处理装置 70 所具有的各种功能的程序、以及在该程序的执行中使用的数据等。并且,存储有用于使运算部 75 检测显现在管腔内图像中的异常部位的图像处理程序 741。

[0048] 运算部 75 处理由胶囊型内窥镜 3 拍摄的管腔内图像,进行用于检测显现在该管腔内图像中的异常部位的各种运算处理。该运算部 75 包括:作为模型估计部的隆起形状估计部 751 和沉降形状估计部 752、隆起顶部异常判定部 753、作为沉降区域异常判定部的分割沉降区域异常判定部 754、异常部位候选检测部 755 以及异常判定部 756。

[0049] 隆起形状估计部 751 估计显现在管腔内图像中的隆起形状。该隆起形状估计部 751 具有隆起顶部估计部 751a、作为初始隆起梯度模型设定部的像素隆起模型估计部 751b、以及作为隆起梯度模型校正部的像素隆起模型校正部 751c。隆起顶部估计部 751a 对显现有隆起形状的隆起区域的顶部附近区域(以下称作“隆起顶部区域”)进行检测,将其估计为隆起区域的大概位置。像素隆起模型估计部 751b 根据隆起顶部区域,生成对像素值的梯度变化进行建模而得到的像素隆起模型(隆起梯度模型)的初始状态即初始隆起模型(初始隆起梯度模型)。像素隆起模型校正部 751c 根据隆起区域的像素值来校正初始隆起模型,并针对隆起区域设定像素隆起模型。

[0050] 沉降形状估计部 752 估计显现在管腔内图像中的沉降形状。该沉降形状估计部 752 具有沉降区域提取部 752a、沉降区域分割部 752b、作为初始沉降梯度模型设定部的像素沉降模型估计部 752c、以及作为沉降梯度模型校正部的像素沉降模型校正部 752d。沉降区域提取部 752a 提取图像内的除隆起区域以外的区域作为沉降区域。沉降区域分割部 752b 根据附近的隆起区域的位置来分割沉降区域。像素沉降模型估计部 752c 根据分割后的沉降区域(以下称作“分割沉降区域”),生成对像素值梯度变化进行建模后的像素沉降模型(沉降梯度模型)的初始状态即初始沉降模型(初始沉降梯度模型)。像素沉降模型校正部 752d 根据分割沉降顶区域的像素值来校正初始沉降模型,并针对分割沉降顶区域设定像素沉降模型。

[0051] 隆起顶部异常判定部 753 根据隆起顶部区域的特征量,判定隆起顶部区域是否为异常部位候选区域。分割沉降区域异常判定部 754 根据分割沉降区域的特征量,判定分割沉降区域是否为异常部位候选区域。异常部位候选检测部 755 在隆起区域中,检测偏离了

该隆起区域的像素隆起模型的像素作为异常部位候选区域的构成像素,并且在分割沉降区域中,检测偏离了该分割沉降区域的像素沉降模型的像素作为异常部位候选区域的构成像素。异常判定部 756 根据异常部位候选区域的特征量,判定异常部位候选区域是否为异常部位。

[0052] 控制部 76 由 CPU 等硬件来实现。该控制部 76 根据经由外部接口 71 取得的图像数据、从输入部 72 输入的操作信号、存储在存储部 74 内的程序和数据等,进行针对构成图像处理装置 70 的各部分的指示和数据传送等,统一控制图像处理装置 70 整体的动作。

[0053] 图 3 是示出图像处理装置 70 的运算部 75 进行的运算处理步骤的流程图。另外,这里说明的处理是通过由运算部 75 读出并执行存储在存储部 74 内的图像处理程序 741 来实现的。

[0054] 如图 3 所示,运算部 75 首先经由外部接口 71 和控制部 76 取得图像(管腔内图像)(步骤 a1)。图 4 是示出在步骤 a1 中取得的图像(管腔内图像)的一例的图。在由胶囊型内窥镜 3 拍摄的管腔内图像中,显现有作为对象物的体内器官内壁的粘膜结构、和在管腔内浮游的内容物、泡等,并且有时会显现病变等重要部位。这里,在体内器官内壁的粘膜结构中,包括因体内器官及其内壁粘膜的折叠、起伏等引起的隆起形状或沉降形状。

[0055] 接着,如图 3 所示,转移到隆起形状估计处理(步骤 a3)。图 5 是示出隆起形状估计处理的详细处理步骤的流程图。

[0056] 在隆起形状估计处理中,首先,隆起顶部估计部 751a 作为区域分割部对构成管腔内图像的各像素,进行例如基于其 R(红)、G(绿)、B(蓝)的像素值的聚类(步骤 b1)。这里,作为聚类的方法,例如可以利用以下等公知的方法,即:基于 k-means 法的聚类(参考:CG-ARTS 协会,デジタル画像処理, P232(数字图像处理,第 232 页))、或使用了 EM 算法的基于混合分布估计的聚类(参考:Maximum Likelihood from Incomplete Data via the EM Algorithm(A. PDempster, et. al, Journal of the Royal Statistical Society. Series B(Methodological), Vol. 39, No. 1. (1977), pp. 1-38.))。

[0057] 接着,隆起顶部估计部 751a 根据聚类结果,对所取得的图像的各像素赋予标签,生成标签图像(步骤 b3)。图 6 是示出标签图像的一例的图。例如,隆起顶部估计部 751a 根据各组群的重心的亮度值,按照亮度值从大到小的顺序向各组群分配标签(1、2、3...)。接着,隆起顶部估计部 751a 对各像素赋予分配给该像素所属的组群的标签,作为像素值。由此,如图 6 所示,在每个组群的标签区域中能够得到按照区域划分的标签图像。此外,将所得到的标签区域中的、比预先设定的预定面积小的标签区域从以后的处理对象中排除。以下,将在以后的处理中设为对象的区域称作“处理对象区域”。

[0058] 接着,如图 5 所示,隆起顶部估计部 751a 根据标签图像来估计处理对象区域内的隆起顶部区域(步骤 b5)。具体而言,隆起顶部估计部 751a 从构成标签图像的各标签区域中提取由比其自身的标签大的标签的标签区域包围的标签区域,设为隆起顶部区域。

[0059] 图 7 是示出根据图 6 所示的标签图像而估计的隆起顶部区域 L11 ~ L13、L15、L16 的图。如图 7 所示,提取以下区域作为隆起顶部区域:自身的标签为“1”且周围的标签为“2”的标签区域 L11 ~ L13、以及自身的标签为“2”且周围的标签为“3”或“4”的标签区域 L15、L16。另外,这里,从标签小的区域起依次提取隆起顶部区域,不提取被视为隆起顶部区域的标签区域周围的标签区域。例如,自身的标签为“2”且周围的标签为“3”的标签区域

L17 等也由被赋予了比其自身的标签大的标签的标签区域所包围,但该标签区域 L17 是被估计为隆起顶部区域的标签区域 L13 周围的标签区域,因此不提取该标签区域 L17。不过,之后要估计该标签区域 L17 是否为隆起顶部区域。

[0060] 此外,如图 5 所示,在存在由隆起顶部估计部 751a 估计出的隆起顶部区域的情况下(步骤 b7:是),转移到步骤 b9~步骤 b13 的处理,针对将该隆起顶部区域作为顶部部分的隆起区域设定像素隆起模型。此外,在存在多个估计出的隆起顶部区域的情况下,分别针对各隆起顶部区域,进行步骤 b9~步骤 b13 的处理。

[0061] 即,在步骤 b9 中,隆起顶部异常判定部 753 进行隆起顶部区域的异常判定,检测满足预先设定的异常部位候选条件的隆起顶部区域,作为异常部位候选区域。在进行隆起顶部区域的异常判定时,首先计算隆起顶部区域的特征量。例如,计算构成隆起顶部区域的各像素的 R 值、G 值、B 值等色调信息、隆起顶部区域及其周围区域的色调变化量、和隆起顶部区域的形状等,作为隆起顶部区域的特征量。接着,将计算出的特征量与事先准备的基准指标进行比较来进行隆起顶部区域的异常判定。作为基准指标,例如可以预先设定每个异常种类的特征量范围,作为监督数据。此时,隆起顶部异常判定部 753 将隆起顶部区域的特征量是否处于每个异常种类的特征量范围内作为异常部位候选条件来进行其异常判定。或者,也可以预先准备正常的样本来计算隆起顶部区域的特征量,确定正常的隆起顶部区域的特征量范围。此时,隆起顶部异常判定部 753 将隆起顶部区域的特征量从正常的隆起顶部区域的特征量范围偏离了多少作为异常部位候选条件来进行其异常判定。

[0062] 接着,像素隆起模型估计部 751b 根据判定为没有异常的隆起顶部区域,生成针对该隆起顶部区域设定的初始隆起模型(步骤 b11)。图 8 是说明初始隆起模型的生成原理的说明图,示出了针对隆起顶部区域 L11 生成的初始隆起模型 M_{a11} 。在生成初始隆起模型 M_{a11} 时,首先计算隆起顶部区域 L11 的重心 Pa。接着,作为设定点配置部,进行如下处理:将如图 8 中双点划线所示那样从计算出的隆起顶部区域 L11 的重心 Pa 起呈放射状设定的各方向、与隆起顶部区域 L11 的轮廓之间的交点设为作为设定点一例的端点 Pb。接着,在重心 Pa 与端点 Pb 之间分别配置中间点 Pc。另外,所配置的中间点的位置不限于此,也可以按照预先设定的预定间隔来配置中间点。此外,所配置的中间点的数量也不必与端点为相同数量,而可以适当进行设定。

[0063] 接着,使用该重心、端点和中间点进行隆起区域的建模,生成像素隆起模型的初始形状即初始隆起模型。这里,隆起的顶部(顶点)附近离光源的距离较近,隆起的底部附近离光源的距离较远。因此,随着接近隆起顶部,表现为来自光源的光的反射的像素值(亮度值)变大,随着接近底部,像素值变小。在本实施方式中,利用这一点进行隆起区域的建模,针对重心、端点和中间点的各位置(x,y)追加各位置的估计像素值(z),用三维来表现隆起形状而形成模型,将该模型称为“像素隆起模型”。即,求取如上计算出的重心、端点和中间点的各位置的估计像素值,作为初始隆起模型。在计算重心、端点和中间点的各位置的估计像素值时,首先分别针对各位置,进行包含其附近位置的像素的附近区域的边缘提取。作为边缘提取的方法,可适当使用公知的方法,例如进行使用了索贝尔滤波器(Sobel filter)的边缘提取(参考:CG-ARTS 协会,デジタル画像処理,P116-P117)。接着,计算该附近区域的像素中的、除了通过边缘提取而被提取为边缘的像素以外的像素的值的平均值,作为各位置的估计像素值。

[0064] 接着,如图 5 所示,像素隆起模型校正部 751c 对将初始隆起模型设为初始形状的像素隆起模型进行校正,并针对隆起区域设定该像素隆起模型(步骤 b13)。像素隆起模型(初始隆起模型)的校正是通过使用动态轮廓模型使端点和中间点移动来进行的。

[0065] 图 9、图 10 是说明像素隆起模型 M_a 的校正原理的说明图,图 10 示出了经过图 9 所示的像素隆起模型 M_a 的重心 Pa 和端点 Pb 的截面。这里,图 9 所示的 E_{internal} 表示连接相邻的端点 Pb 与中间点 Pc 的直线的连续性和平滑性的能量(energy)。该 E_{internal} 被定义为:连接相邻的端点 Pb 之间的直线所成的角度 θ_{11} 越小,该 E_{internal} 的值越小;连接相邻的中间点 Pc 之间的直线所成的角度 θ_{13} 越小,该 E_{internal} 的值越小;或者,将中间点 Pc 与重心 Pa 以及相邻的端点 Pb 分别连接的直线所成的角度 θ_{15} 越小,该 E_{internal} 的值越小。并且, E_{external} 表示使端点 Pb 和中间点 Pc 移动而沿像素梯度扩展像素隆起模型 M_a 的能量。该 E_{external} 被定义为:端点 Pb 和中间点 Pc 越是沿实际像素值的梯度远离重心 Pa,该 E_{external} 的值越小。此外,图 10 所示的 E_{image} 表示端点 Pb 相对于边缘的符合性能量,并且表示像素隆起模型 M_a 的估计像素值与被设定了该像素隆起模型 M_a 的隆起区域的在图 10 中用虚线示出的实际像素值之间的像素值差分能量。该 E_{image} 被定义为:端点 Pb 越符合使用索贝尔滤波器等提取出的边缘,该 E_{image} 的值越小,端点 Pb 及中间点 Pc 的估计像素值与该端点 Pb 及中间点 Pc 的各位置上的实际像素值之间的差分绝对值越小,该 E_{image} 的值越小。

[0066] 具体而言,动态轮廓模型的能量 E_u 由下式(1)来确定。并且,以使该动态轮廓模型的能量 E_u 的值达到最小的方式,求取端点和中间点各自的位置和估计像素值。 α_1 、 α_2 、 α_3 表示预定的系数。

$$[0067] \quad E_u = \alpha_1 E_{\text{internal}} + \alpha_2 E_{\text{external}} + \alpha_3 E_{\text{image}} \dots (1)$$

[0068] 图 11 是示出管腔内图像的像素值分布 G21 的一例的图。此外,图 12 是图 11 所示的像素值分布的 A 部剖视图,示出了 A 部截面上的像素值分布 G21,并且示出了在该 A 部截面附近设定的像素隆起模型 M_{a21} 的截面。这里,利用线性插值或样条曲面等进行插值,来求取像素隆起模型的重心与中间点之间的各像素、和中间点与端点之间的各像素的像素值(估计像素值)。

[0069] 此外,也可以另外定义相邻的端点与中间点之间相互吸引的能量,并将其考虑在内来校正像素隆起模型。此外,隆起区域的提取方法不限于上述方法。例如,也可以预先定义预定分布形状的像素隆起模型,假定利用它们的混合分布来表示图像,由此校正像素隆起模型。在该情况下,不进行隆起顶部区域的提取,而是进行使用了 EM 算法的混合分布的估计,校正像素隆起模型。

[0070] 图 13 是示出根据图 7 所示的隆起顶部区域 L11 ~ L13、L15、L16 设定的像素隆起模型 M_{a11} ~ M_{a13} 、 M_{a15} 、 M_{a16} 的图,在图 13 中,用虚线示出各像素隆起模型 M_{a11} ~ M_{a13} 、 M_{a15} 、 M_{a16} 的外形,并且示出了其重心 Pa 和端点 Pb。如图 13 所示,步骤 b9 ~ 步骤 b13 的处理结果是,在图像内设定将使隆起顶部区域 L11 ~ L13、L15、L16 扩展后的范围分别设为隆起区域的像素隆起模型 M_{a11} ~ M_{a13} 、 M_{a15} 、 M_{a16} ,估计将各隆起顶部区域 L11 ~ L13、L15、L16 分别作为顶部部分的隆起形状。

[0071] 返回图 5,当像素隆起模型校正部 751c 如上那样地估计了隆起形状而设定了像素隆起模型时,接着从处理对象区域中排除估计出该隆起形状而设定了像素隆起模型后的隆起区域(步骤 b15)。接着,转移到步骤 b5,隆起顶部估计部 751a 再次根据标签图像来估计

隆起顶部区域。接着,在估计了隆起顶部区域的情况下(步骤 b7:是),进行像素隆起模型的设定(步骤 b9~步骤 b13)。

[0072] 图 14 是示出排除已经设定了像素隆起模型的区域(隆起区域)L21~L23、L25、L26 而估计出的隆起顶部区域 L31、L32 的图,图 15 是示出根据图 14 所示的隆起顶部区域 L31、L32 而设定的像素隆起模型 M_{a31} 、 M_{a32} 的图。如图 14 所示,通过这里的处理,从排除了隆起区域 L21~L23、L25、L26 后的处理对象区域中,提取被比自身大的标签编号包围的标签区域,作为隆起顶部区域 L31、L32。然后,如图 15 所示,在图像内设定将使各隆起顶部区域 L31、L32 扩展后的范围分别设为隆起区域的像素隆起模型 M_{a31} 、 M_{a32} 。如上所述地重复进行处理,直到不再从处理对象区域内提取被设为隆起顶部区域的标签区域为止,如果不进行提取(步骤 b7:否),则返回图 3 的步骤 a3,之后转移到步骤 a5。

[0073] 即,在步骤 a5 中,转移到沉降形状估计处理。图 16 是示出沉降形状估计处理的详细处理步骤的图。

[0074] 在沉降形状估计处理中,首先,沉降区域提取部 752a 提取图像内的除隆起区域以外的区域,作为相邻的隆起区域之间的沉降区域(步骤 c1)。接着,沉降区域分割部 752b 对沉降区域进行分割(步骤 c3)。图 17 是示出分割沉降区域的图。沉降区域提取部 752a 首先针对构成沉降区域的各像素,分别选择出最靠近的隆起区域。然后,如图 17 中虚线所示,将所选择的隆起区域不同的边界位置设为分割位置来分割沉降区域。

[0075] 然后,如图 16 所示,沉降区域分割部 752b 对分割沉降区域进一步细致地进行细分(步骤 c5)。具体而言,使用针对与分割沉降区域相接的隆起区域(即,针对构成分割沉降区域的各像素选择的隆起区域)设定的像素隆起模型的端点,来进行细分。例如,在像素隆起模型的各端点位置上沿沉降梯度方向对分割沉降区域进行分割,由此进行细分。此外,不是必须在各端点位置上进行分割,例如也可以按照每 2 个端点进行分割等。

[0076] 接着,分割沉降区域异常判定部 754 进行经分割和细分后的分割沉降区域的异常判定,检测满足预先设定的异常部位候选条件的分割沉降区域,作为异常部位候选区域(步骤 c7)。分割沉降区域的异常判定可与隆起顶部异常判定部 753 进行的异常判定同样地进行。即,首先计算分割沉降区域的特征量。例如,计算构成分割沉降区域的各像素的 R 值、G 值、B 值等色调信息、分割沉降区域与其周围区域的色调变化量、和分割沉降区域的形状等,作为分割沉降区域的特征量。接着,将计算出的特征量与事先准备的基准指标进行比较来进行分割沉降区域的异常判定。例如,在准备了将每个异常种类的特征量范围确定为基准指标的监督数据的情况下,分割沉降区域异常判定部 754 将分割沉降区域的特征量是否处于每个异常种类的特征量的范围内作为异常部位候选条件来进行其异常判定。此外,在准备了正常的样本来计算分割沉降区域的特征量、并将正常的分割沉降区域的特征量范围确定为基准指标的情况下,分割沉降区域异常判定部 754 将分割沉降区域的特征量从正常的分割沉降区域的特征量范围偏离了多少作为异常部位候选条件来进行其异常判定。

[0077] 接着,像素沉降模型估计部 752c 根据被判定为不是异常的分割沉降区域,生成针对该分割沉降区域设定的初始沉降模型(步骤 c9)。图 18 是说明初始沉降模型的生成原理的说明图,示出了针对细分后的分割沉降区域 L41 生成的初始沉降模型 M_{b41} 。在生成初始沉降模型 M_{b41} 时,首先根据分割沉降区域 L41 的轮廓位置将角设为端点 Pd。接着,在各端点 Pd 之间配置中间点 Pe。例如,可以按照预先设定的预定间隔来配置中间点,也可以配置

预先设定的预定数量的中间点。接着,使用该端点和中间点进行沉降区域的建模,生成像素沉降模型的初始形状即初始沉降模型。关于端点和中间点的各位置的估计像素值,与初始隆起模型的生成同样,首先分别针对各位置,进行包含其附近位置的像素的附近区域的边缘提取。接着,计算该附近区域的像素中的、除了通过边缘提取被提取为边缘的像素以外的像素的值的平均值,设为各位置的估计像素值。

[0078] 接着,如图 16 所示,像素沉降模型校正部 752d 对将初始沉降模型设为初始形状的像素沉降模型进行校正,并针对沉降区域设定该像素沉降模型(步骤 c11)。像素沉降模型(初始沉降模型)的校正是通过使用动态轮廓模型使端点和中间点移动来进行的。

[0079] 图 19、图 20 是说明像素沉降模型 M_b 的校正原理的说明图,图 20 示出了经过图 19 所示的像素沉降模型 M_b 的端点 Pd 及与该端点 Pd 相邻的中间点 Pe 的截面。这里,图 19 所示的 $E_{\text{internal_d}}$ 表示连接相邻的端点 Pd 与中间点 Pe 的直线的连续性和连接相邻的中间点 Pe 之间的直线的连续性和平滑性的能量。该 $E_{\text{internal_d}}$ 被定义为:连接相邻的端点 Pd 与中间点 Pe 的直线所成的角度 θ_{21} 越小,该 $E_{\text{internal_d}}$ 的值越小,或者,连接相邻的中间点 Pe 之间的直线所成的角度 θ_{23} 越小,该 $E_{\text{internal_d}}$ 的值越小。并且,图 19 和图 20 所示的 $E_{\text{external_d}}$ 表示沿像素梯度使中间点 Pe 移动的能量。该 $E_{\text{external_d}}$ 被定义为:像素沉降模型(初始沉降模型) M_b 中的中间点 Pe 的估计像素值在朝向接近该中间点 Pe 的位置处的实际像素值的方向变化时,该 $E_{\text{external_d}}$ 的值变小,或者,像素沉降模型(初始沉降模型) M_b 中的中间点 Pe 的位置越向以该位置为基准的预定范围内的像素中的与周围之间的变化量小的像素的方向移动,该 $E_{\text{external_d}}$ 的值越小。此外,图 20 所示的 $E_{\text{image_d}}$ 表示像素沉降模型 M_b 的估计像素值与被设定了该像素沉降模型 M_b 的分割沉降区域的在图 20 中用虚线示出的实际像素值之间的像素值差分能量。该 $E_{\text{image_d}}$ 被定义为:中间点 Pe 的估计像素值与该中间点 Pe 的位置上的实际像素值之间的差分绝对值变小时,该 $E_{\text{image_d}}$ 的值变小。

[0080] 具体而言,动态轮廓模型的能量 E_d 由下式(2)来确定。并且,以使该动态轮廓模型的能量 E_d 的值达到最小的方式,求取端点和中间点各自的位置和估计像素值。 α_5 、 α_6 、 α_7 表示预定的系数。

$$[0081] \quad E_d = \alpha_5 E_{\text{internal_d}} + \alpha_6 E_{\text{external_d}} + \alpha_7 E_{\text{image_d}} \dots (2)$$

[0082] 图 21 是示出管腔内图像的像素值分布 G51 的一例的图。此外,图 22 是图 21 所示的像素值分布的 B 部剖视图,示出了 B 部截面上的像素值分布 G51,并且示出了在该 B 部截面附近设定的像素沉降模型 M_b 51 的截面。这里,利用线性插值或样条曲面等进行插值,来求取像素沉降模型的端点与中间点之间的各像素的像素值(校正像素值)。在结束该沉降形状估计处理后,返回图 3 的步骤 a5,之后转移到步骤 a7。

[0083] 即,在步骤 a7 中,异常部位候选检测部 755 检测异常部位候选区域。在检测异常部位候选区域时,首先将各隆起区域的实际像素值与其像素隆起模型进行比较。接着,在实际像素值与像素隆起模型的估计像素值之间的差分为作为异常基准值范围而预先设定的预定阈值以上时,视为像素值偏离了像素隆起模型,检测该像素,作为异常部位候选区域的构成像素。图 23 ~ 图 25 是说明异常部位候选区域的检测原理的说明图。这里,图 23 示出了管腔内图像的一例。此外,图 24 示出了在图 23 所示的管腔内图像内的区域 C 附近设定的像素隆起模型 M_a 61 的截面,与像素隆起模型 M_a 61 的截面一起示出了实际的像素值分布 G61。通过这里的处理,检测像图 24 中箭头所示的位置的像素那样的、该位置处的像素的实

实际像素值大幅偏离了像素隆起模型的估计像素值的像素,作为异常部位候选区域的构成像素。同样,将各分割沉降区域的实际像素值与其像素沉降模型进行比较,在实际像素值与像素沉降模型的估计像素值之间的差分为作为异常基准值范围而预先设定的预定阈值以上时,视为像素值偏离了像素沉降模型,检测该像素,作为异常部位候选区域的构成像素。然后,针对提取出的异常部位候选区域的构成像素进行公知的标签处理,对连接的构成像素赋予固有的标签(参考:CG-ARTS 协会,デジタル画像処理, P181-P182)。异常部位候选检测部 755 分别检测作为该标签处理的结果而被赋予了相同标签的区域,作为异常部位候选区域。在图 25 的例子中,检测出 3 个异常部位候选区域 L71 ~ L73。

[0084] 接着,异常判定部 756 针对在图 5 的步骤 b9 中被检测为异常部位候选区域的隆起顶部区域、在图 16 的步骤 c7 中被检测为异常部位候选区域的分割沉降区域、和在图 3 的步骤 a7 中检测出的异常部位候选区域进行异常判定,将满足预先设定的异常部位条件的异常部位候选区域判定为显现有对象物上的异常部位的区域(步骤 a9)。在异常判定中,计算异常部位候选区域的 R 值、G 值、B 值等色调信息、异常部位候选区域与其周围区域之间的色调变化量、异常部位候选区域的轮廓的边缘强度和异常部位候选区域的形状等,作为异常部位候选区域的特征量。接着,将计算出的特征量与事先准备的基准指标进行比较来进行异常部位候选区域的异常判定。然后,在准备了将每个异常种类的特征量范围确定为基准指标的监督数据的情况下,异常判定部 756 将异常部位候选区域的特征量是否处于每个异常种类的特征量范围内作为异常部位候选条件来进行其异常判定。此外,在准备了正常的样本来计算异常部位候选区域的特征量、并将正常的异常部位候选区域的特征量范围确定为基准指标的情况下,异常判定部 756 将异常部位候选区域的特征量从正常的异常部位候选区域的特征量范围偏离了多少作为异常部位条件来进行其异常判定。

[0085] 接着,运算部 75 输出异常判定的结果(步骤 a11),结束运算处理。例如,运算部 75 进行如下控制:生成示出了被判定为异常的隆起顶部区域、分割沉降区域、以及异常部位候选区域的图像等,经由控制部 76 将被判定为异常的图像上的位置显示输出到显示部 73 上。

[0086] 如上所述,根据本实施方式,通过在图像内设定对图像内的像素值的梯度变化进行建模后的像素隆起模型,由此,能够估计显现在该图像中的因粘膜结构的折叠或起伏等引起的隆起形状。此外,通过在图像内设定像素沉降模型,能够估计显现在该图像中的粘膜结构的沉降形状。此外,将隆起区域的实际像素值与隆起区域的像素隆起模型进行比较,在实际像素值与像素隆起模型的估计像素值之差较大、从而像素值偏离了像素隆起模型的情况下,能够将该像素检测为异常部位候选区域的构成像素。并且,将检测到的异常部位候选区域中的、满足预先设定的异常部位条件的异常部位候选区域判定为显现有粘膜结构上的异常部位的区域。因此,能够高精度地检测显现在管腔内图像的粘膜结构上的异常部位候选区域,而不会受到因粘膜结构的形状而表现在图像中的像素值变化的影响。

[0087] 另外,在上述实施方式中,说明了在估计隆起形状后估计沉降形状的情况,但也可以先估计沉降形状。在该情况下,对图像内的像素值进行聚类,并根据该聚类的结果对各像素赋予标签而生成标签图像,然后,根据该标签图像估计沉降底部区域。具体而言,从构成标签图像的各标签区域中,提取由比其自身的标签小的标签的标签区域包围的标签区域(亮度值比周围低的标签区域),设为沉降底部区域。然后,根据该沉降底部区域生成初始沉降模型,对其进行校正来设定像素沉降模型。此外,在估计隆起形状时,针对图像内的将

设定了像素沉降模型的沉降区域排除后的区域进行图像隆起模型的设定。

[0088] 另外,在上述实施方式中,针对以下情况进行了说明:一边使胶囊型内窥镜在体内管腔内移动一边对所拍摄的体腔内图像进行处理,检测显现在该体腔内图像中的粘膜结构上的异常部位候选区域,但是,所能处理的图像不限于由胶囊型内窥镜拍摄的管腔内图像,同样能够应用于根据拍摄对象物而得到的图像来检测对象物上的异常部的情况。

[0089] 产业上的可利用性

[0090] 如上所述,本发明的图像处理装置、图像处理程序和图像处理方法适于高精度检测拍摄对象物而得到的图像内的异常部位候选区域,而不受因对象物的形状而表现在图像中的像素值变化的影响。

[0091] 标号说明

[0092] 3:胶囊型内窥镜;4:接收装置;A1 ~ An:接收用天线;5:移动式记录介质;70:图像处理装置;71:外部接口;72:输入部;73:显示部;74:存储部;741:图像处理程序;75:运算部;751:隆起形状估计部;751a:隆起顶部估计部;751b:像素隆起模型估计部;751c:像素隆起模型校正部;752:沉降形状估计部;752a:沉降区域提取部;752b:沉降区域分割部;752c:像素沉降模型估计部;752d:像素沉降模型校正部;753:隆起顶部异常判定部;754:分割沉降区域异常判定部;755:异常部位候选检测部;756:异常判定部;76:控制部;1:被检体。

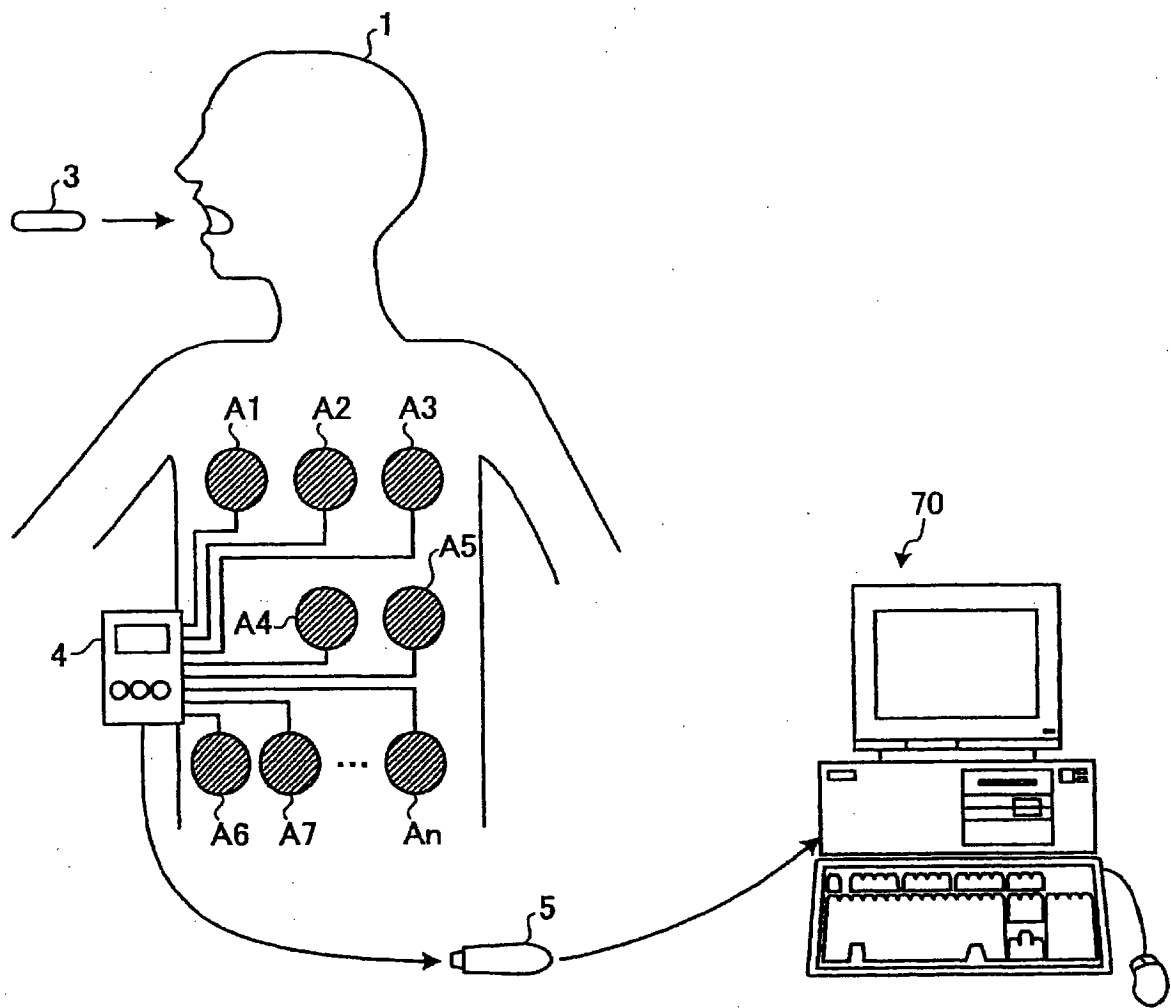


图 1

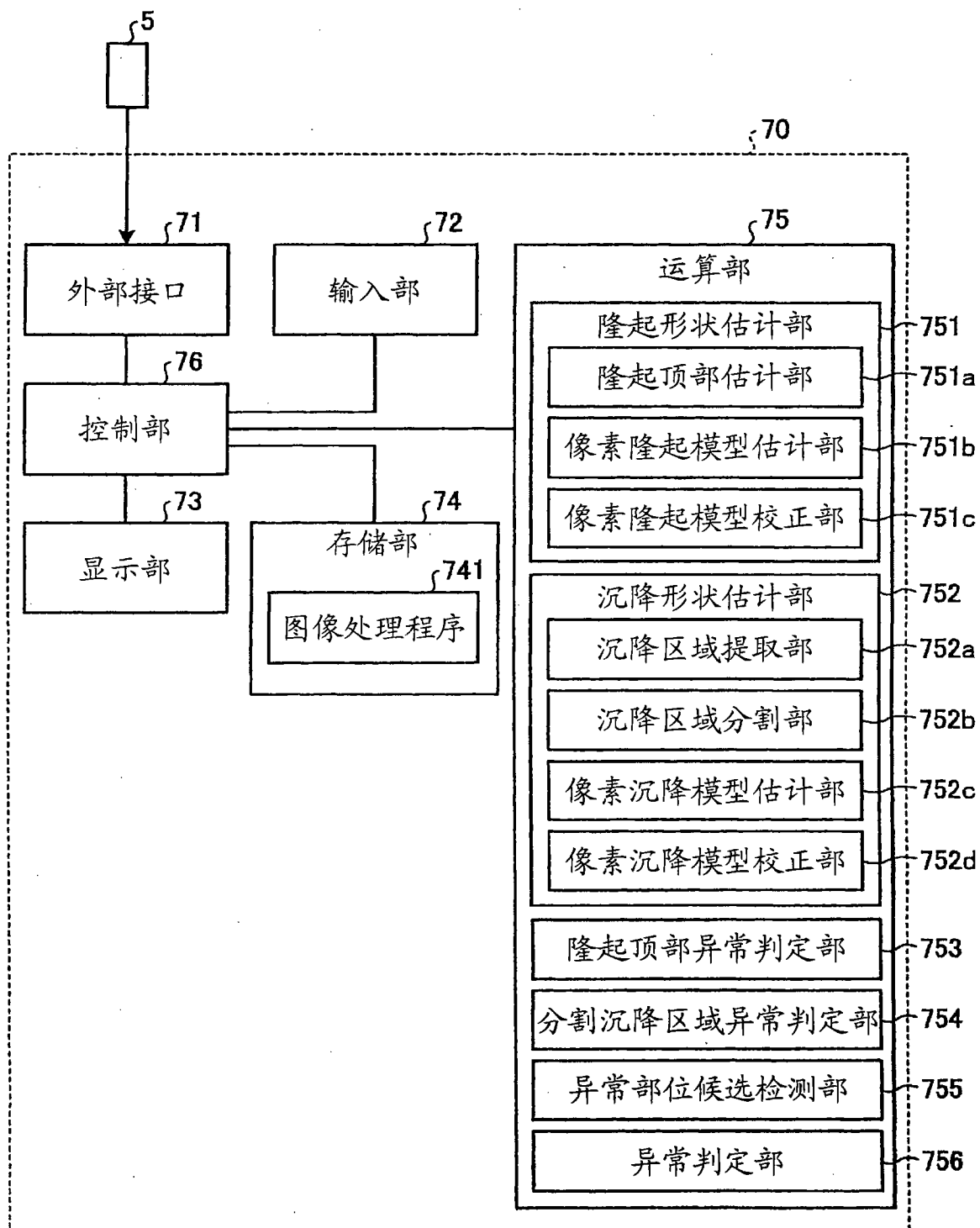


图 2

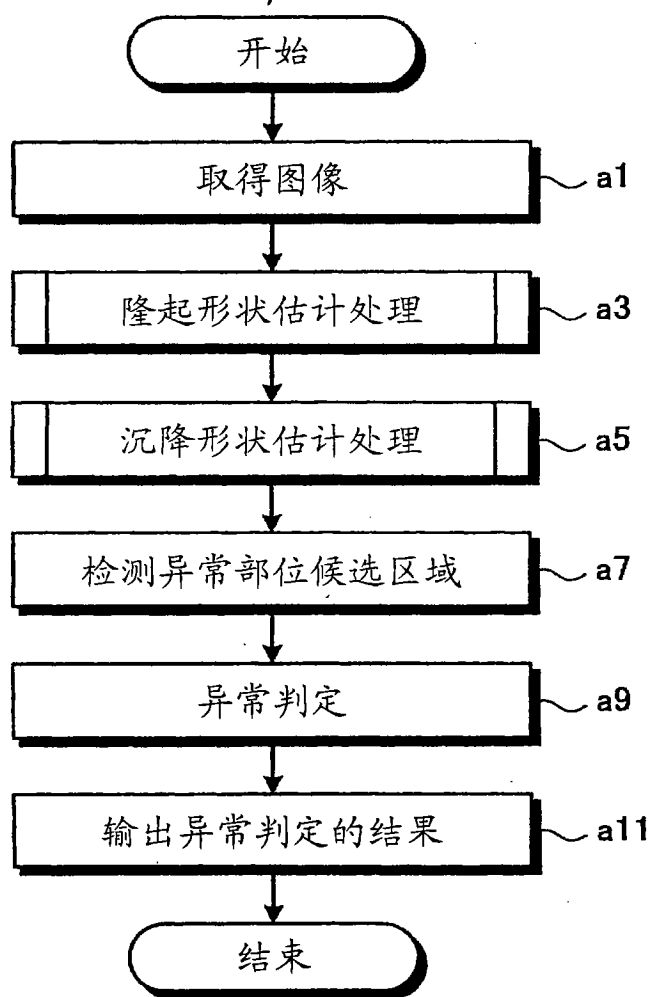


图 3



图 4

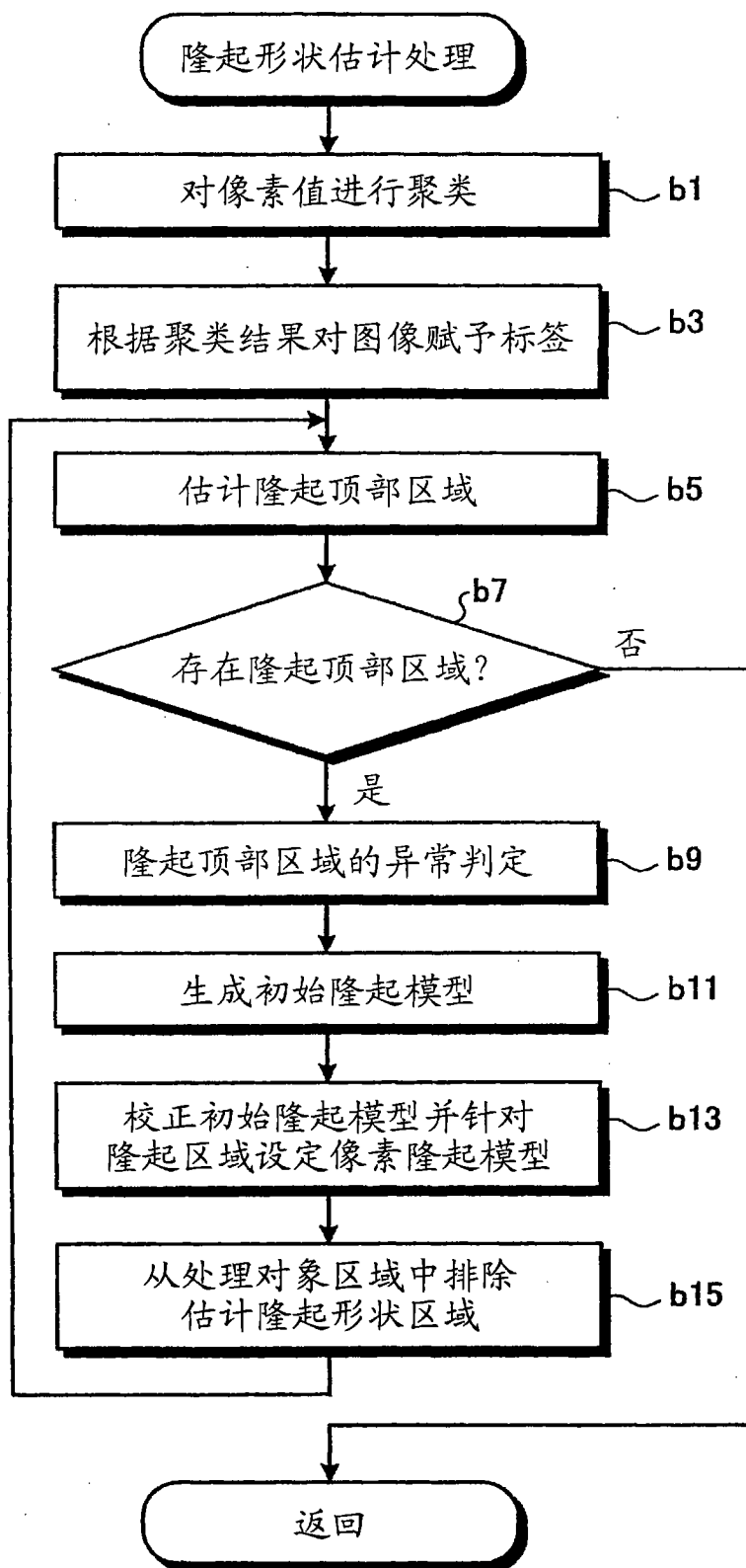


图 5

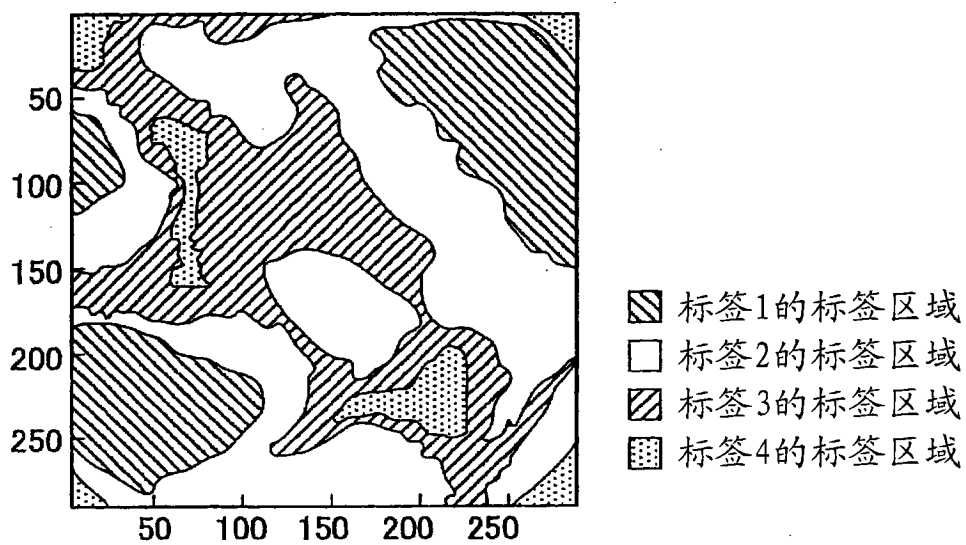


图 6

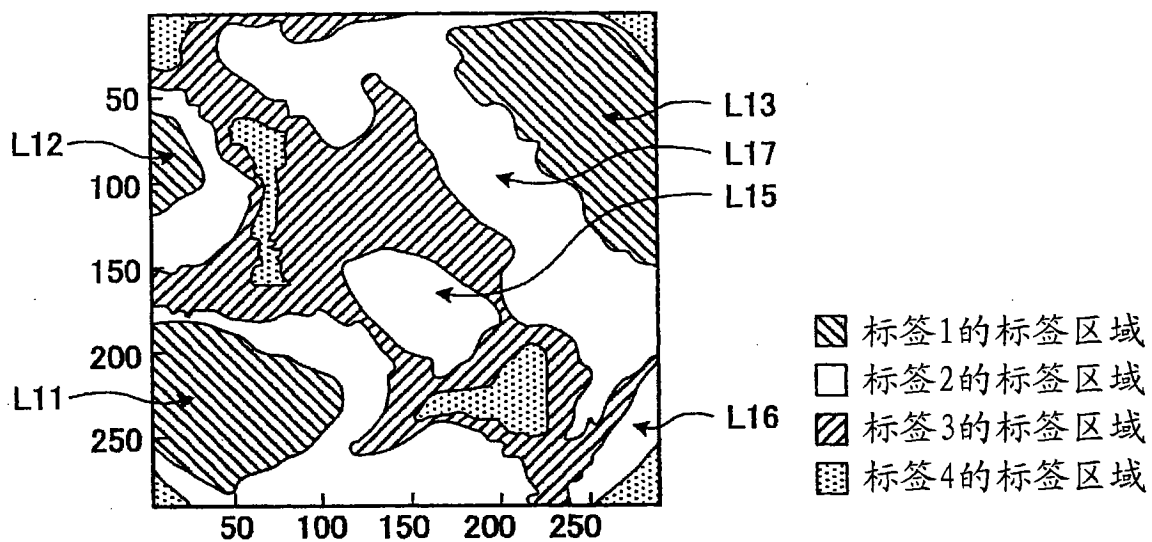


图 7

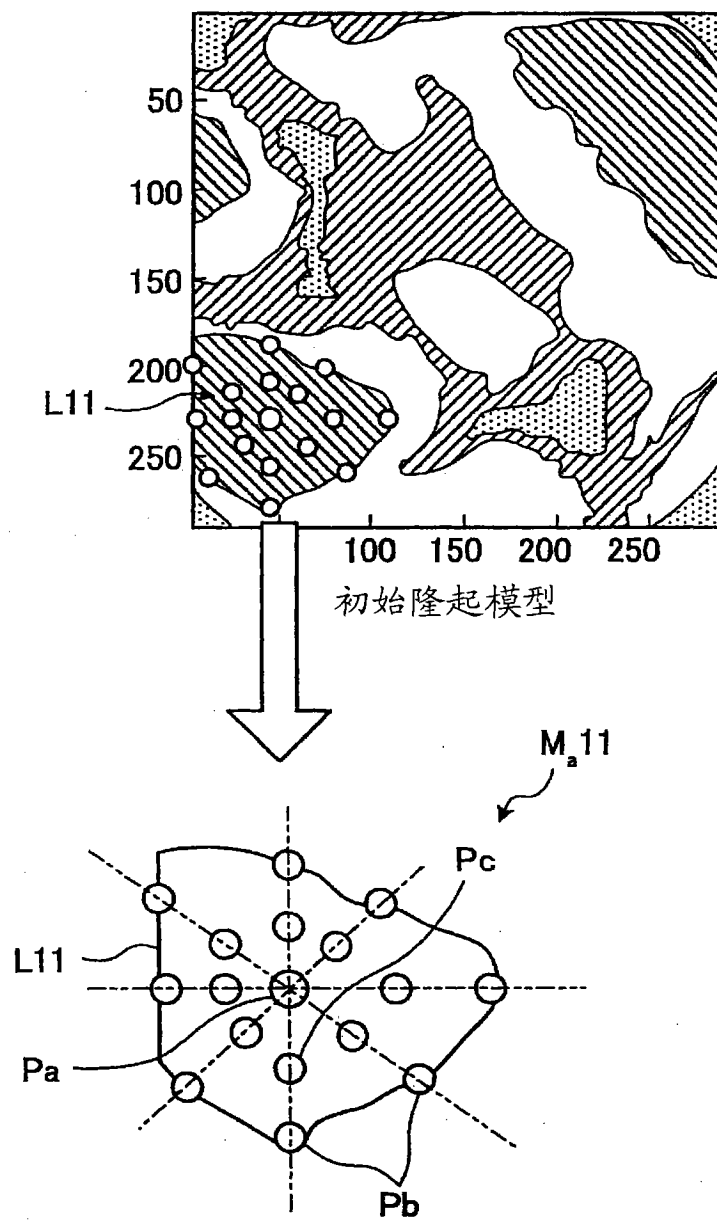


图 8

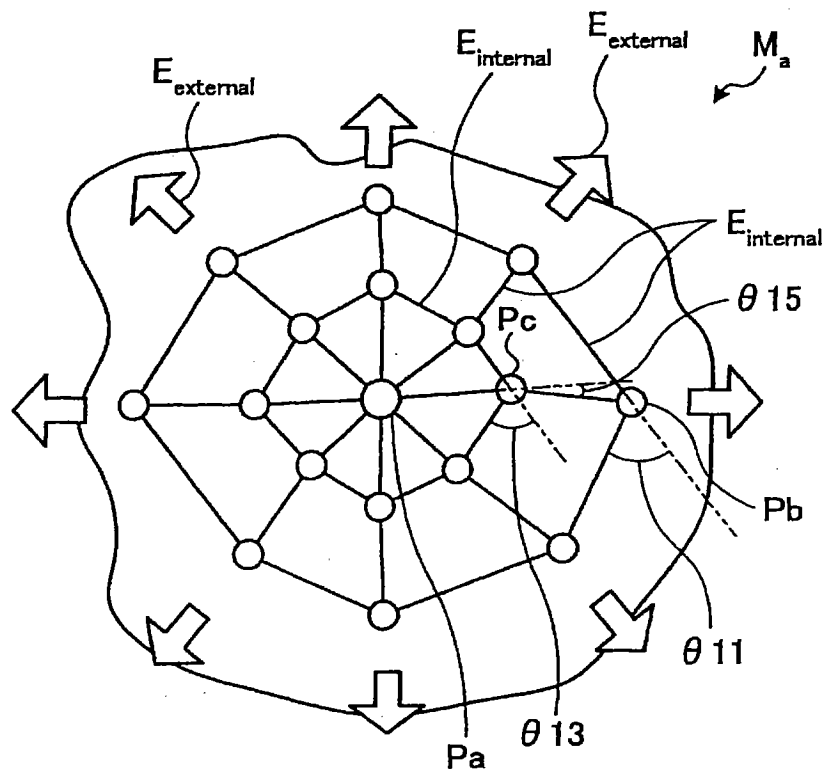


图 9

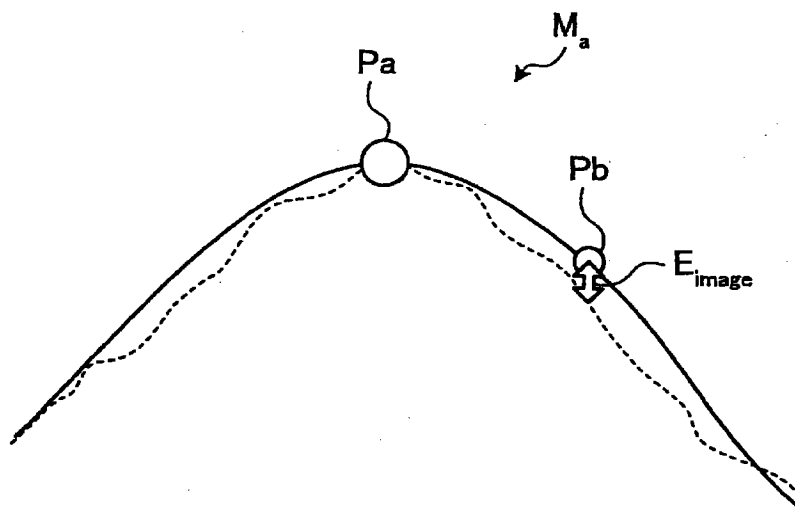


图 10

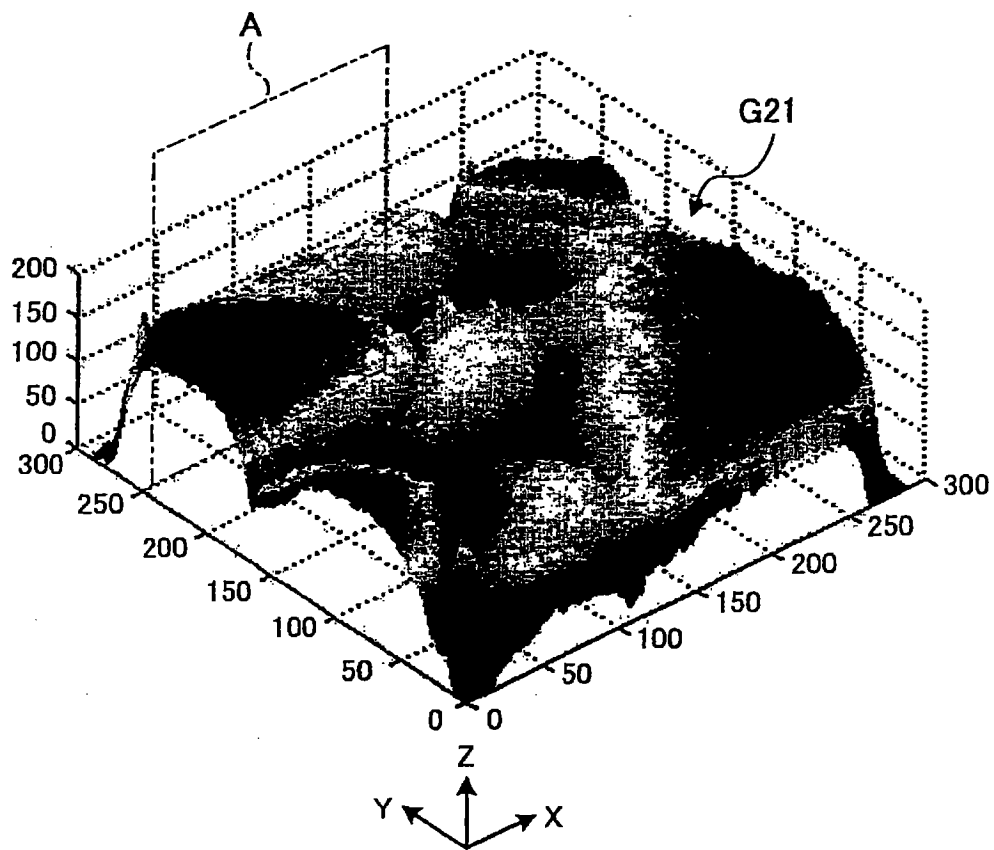


图 11

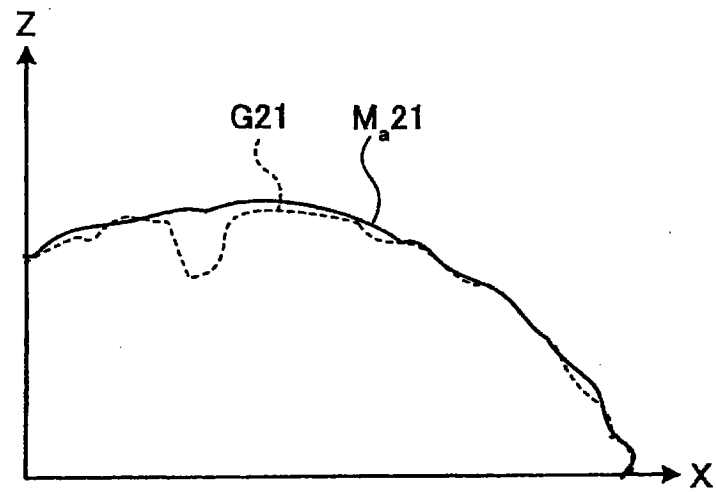


图 12

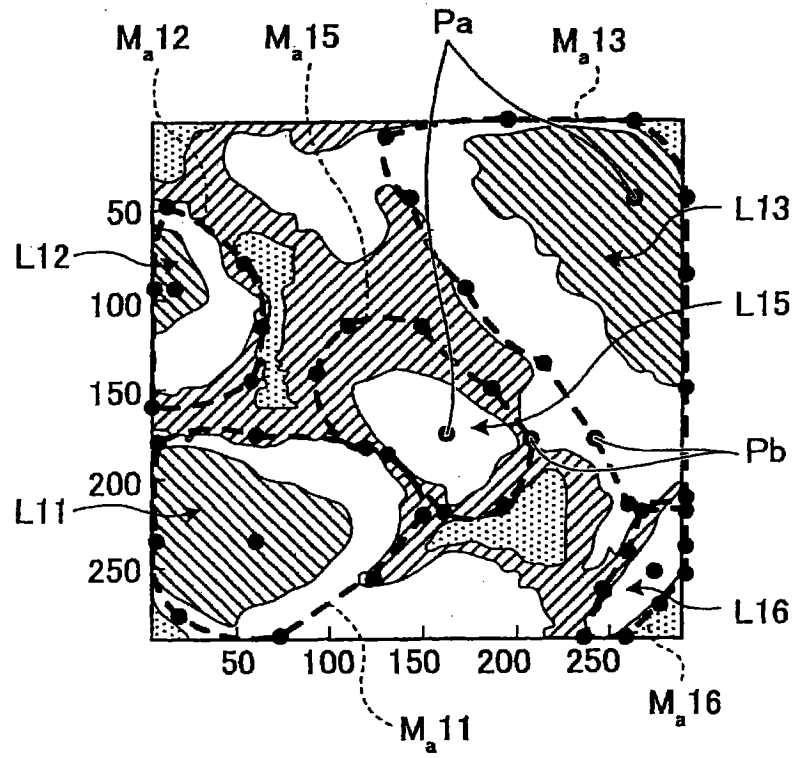


图 13

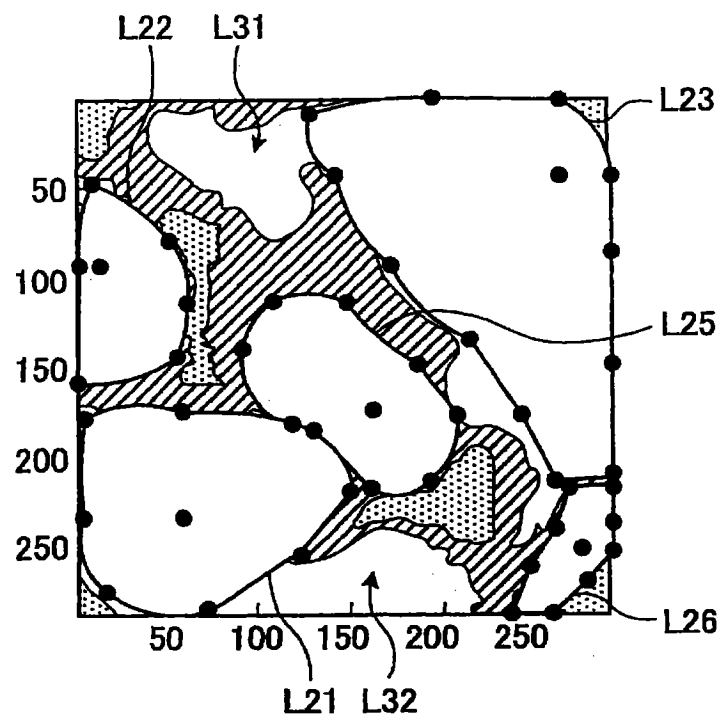


图 14

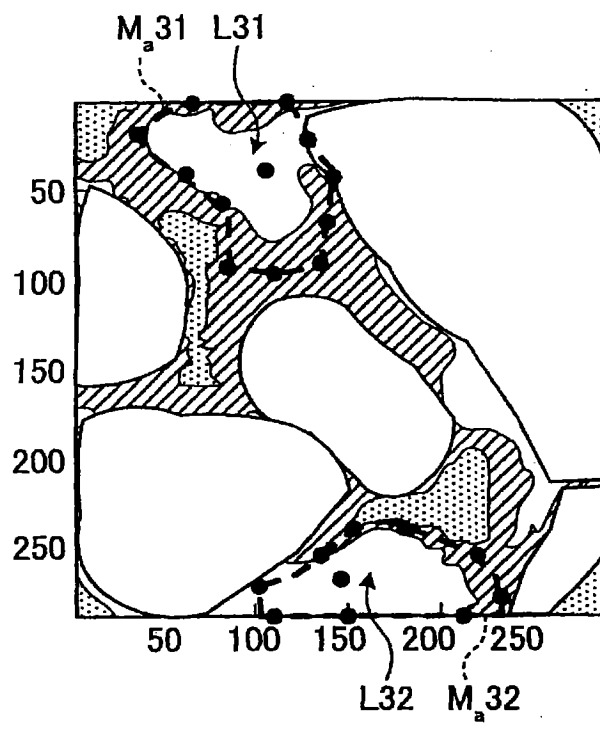


图 15

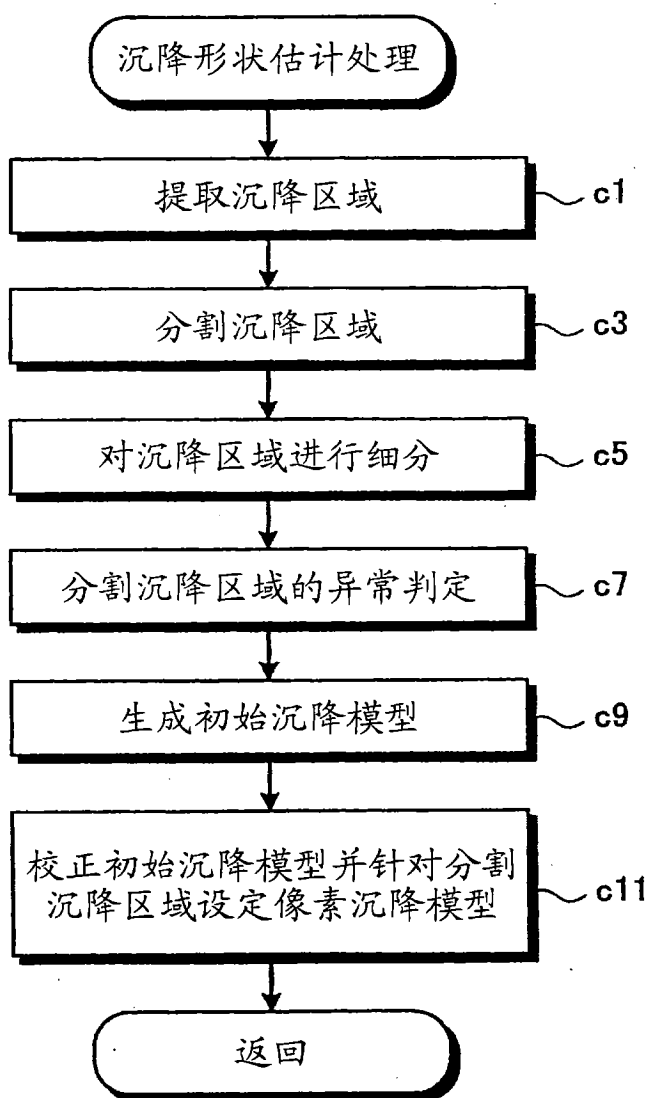


图 16

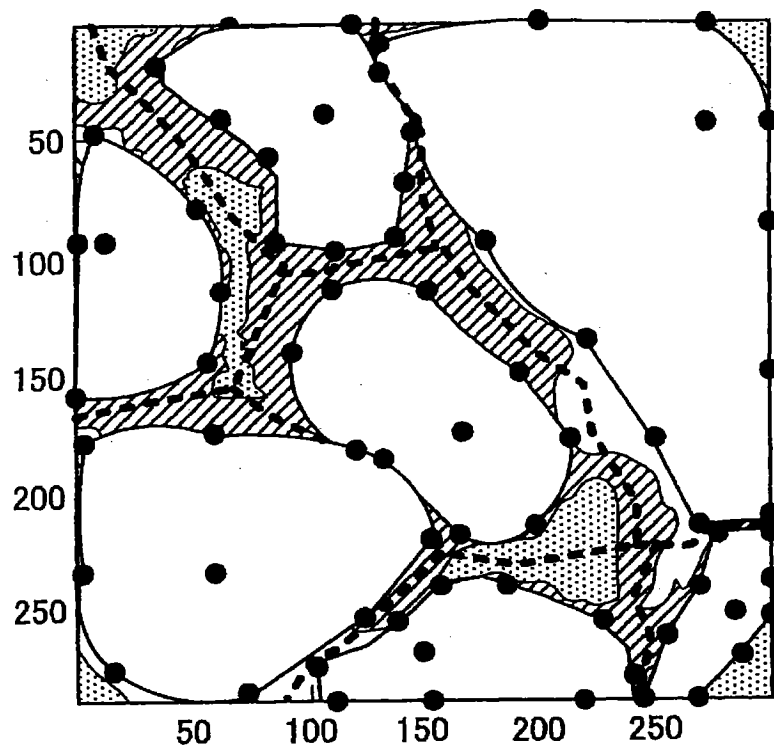


图 17

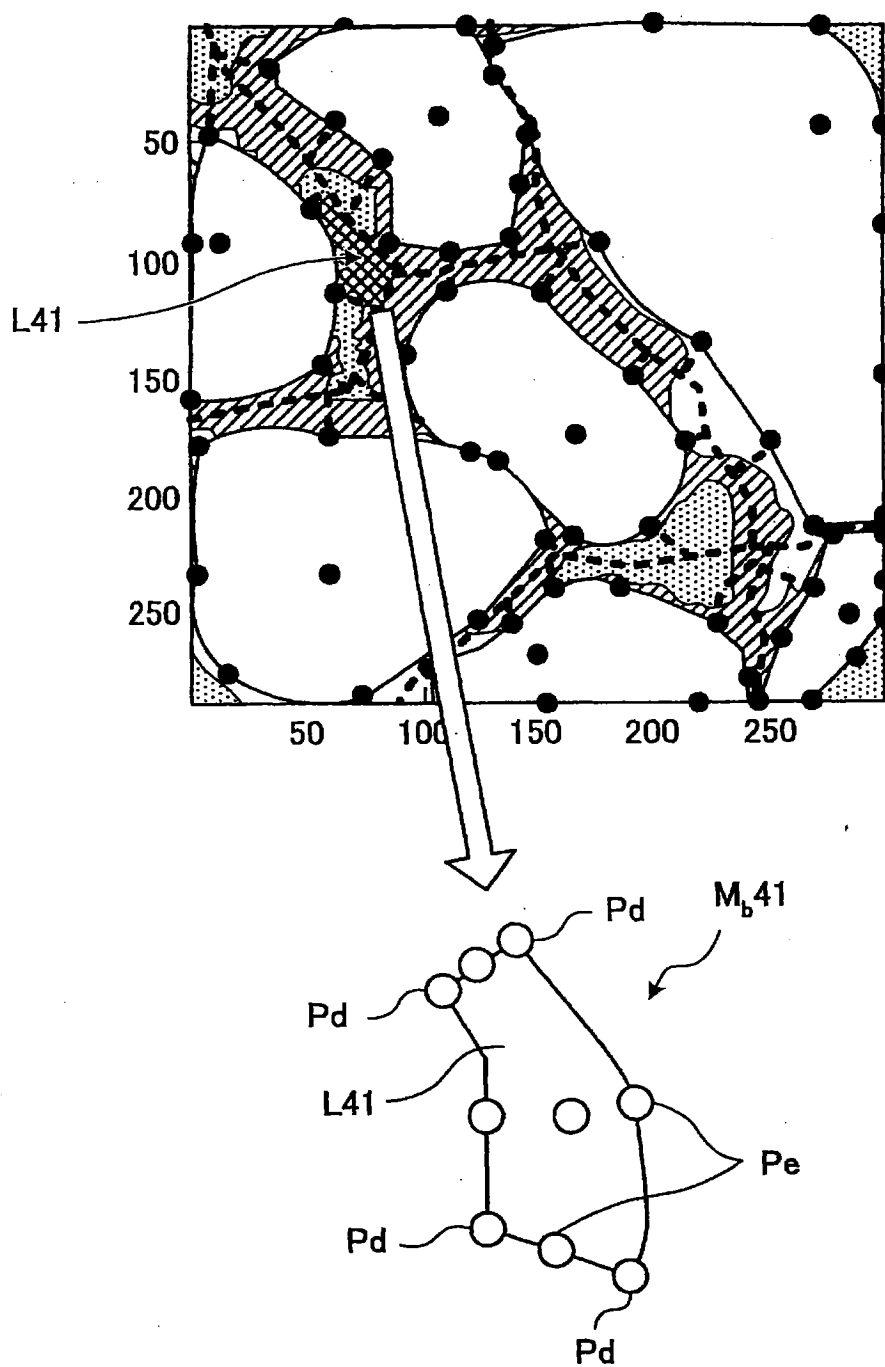


图 18

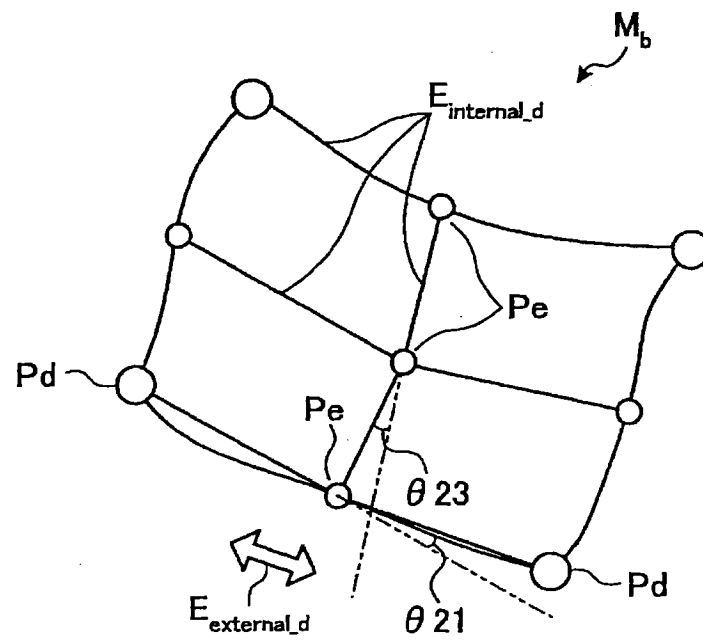


图 19

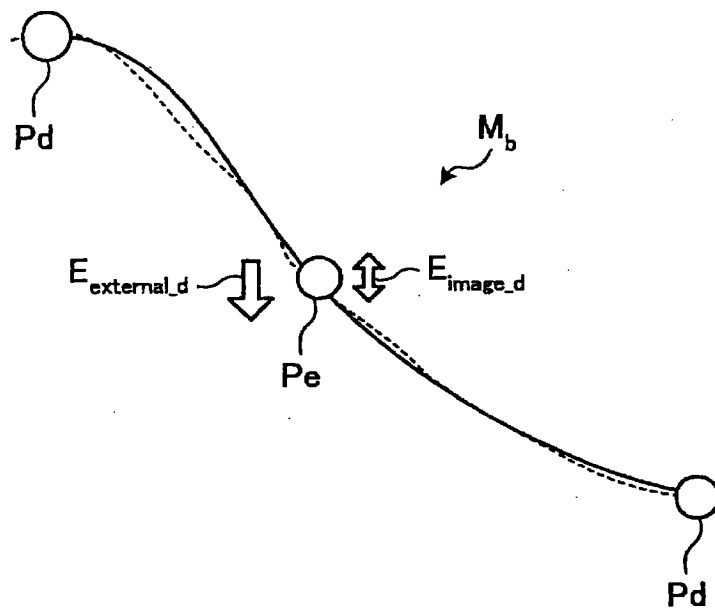


图 20

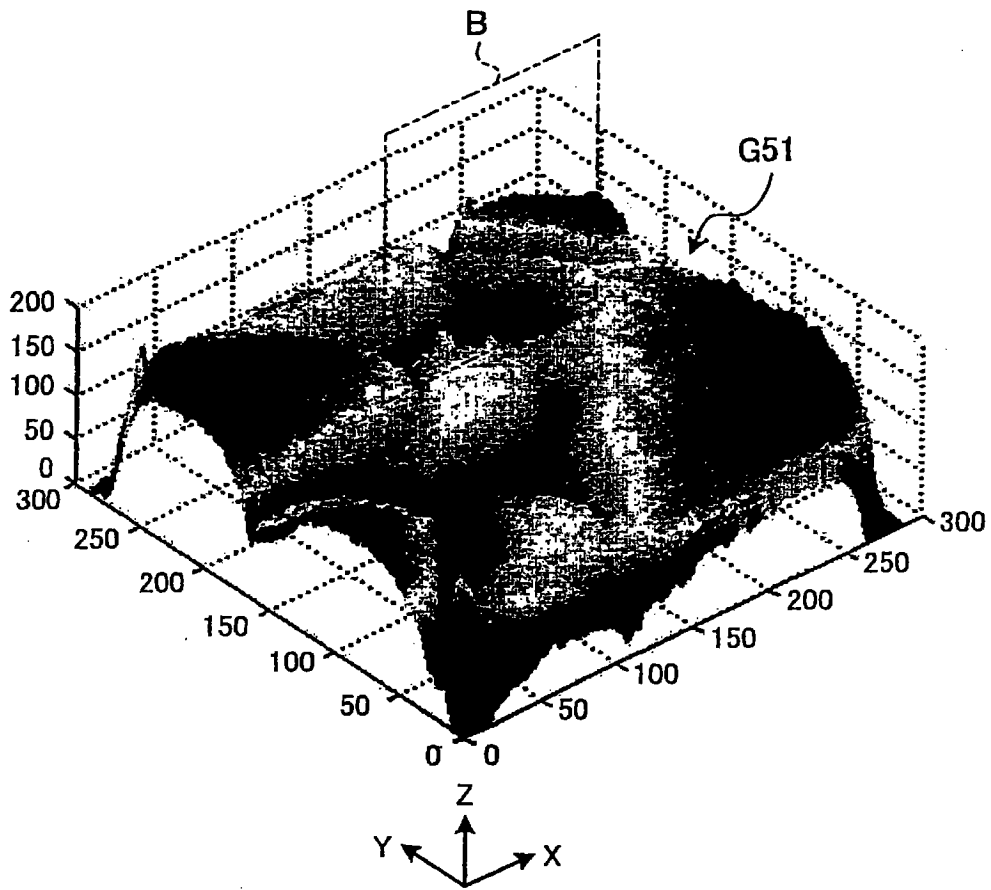


图 21

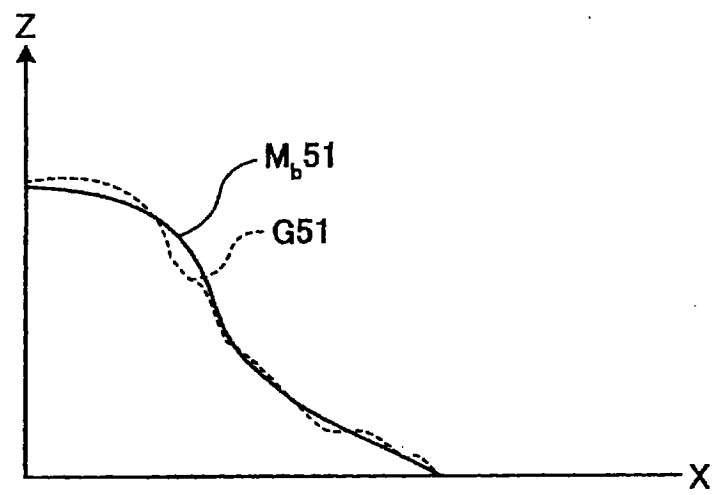


图 22



图 23

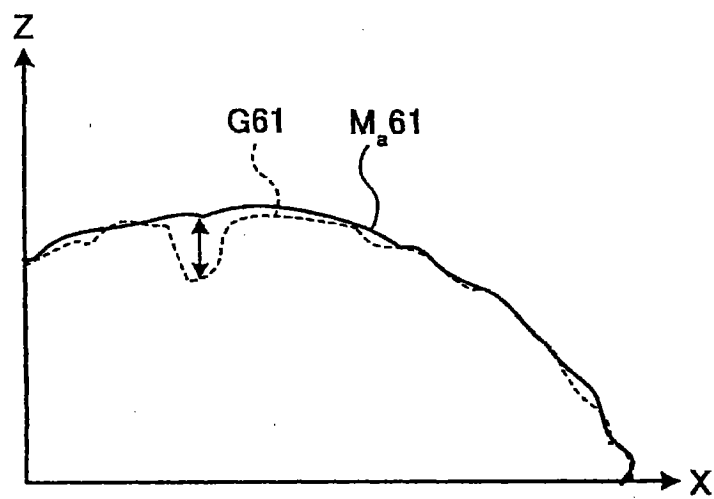


图 24

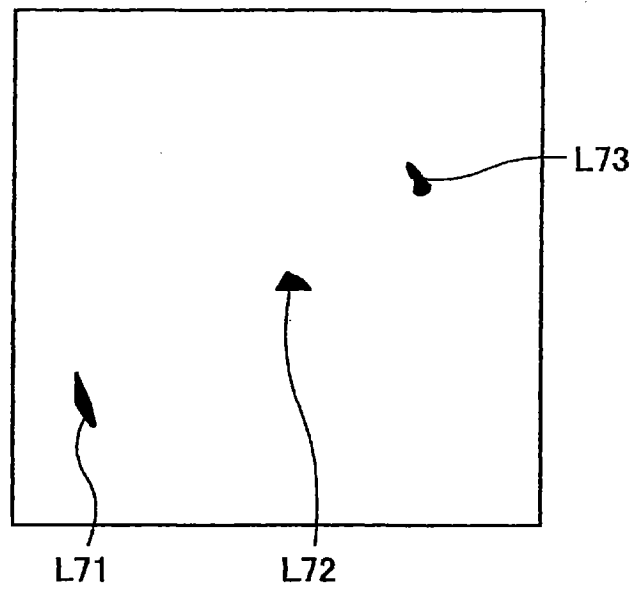


图 25