

(12) 发明专利申请

(10) 授权公告号 CN 103065339 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 24

(21) 申请号 201210230228. 0

(22) 申请日 2012. 07. 04

(30) 优先权数据

101120860 2012. 06. 11 TW

61/549, 538 2011. 10. 20 US

(71) 申请人 财团法人工业技术研究院

地址 中国台湾新竹县

(72) 发明人 黄书伟 杨善义 吕志伟 黄伟程

邱瀚模

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 陈小雯

(51) Int. Cl.

G06T 11/00(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

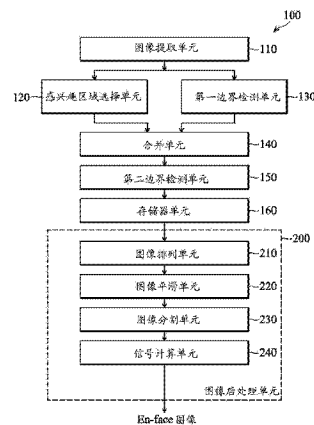
权利要求书3页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

断层图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种断层图像处理方法,用于一成像系统。该方法包括:接收一生物组织的至少一第一断层图像;依据至少一图像特征由各第一断层图像滤除多个区域以产生至少一第二断层图像,其中该至少一图像特征包括该至少一第一断层图像的熵、亮度或其组合;以及对一层边界表面图像进行一图像平滑处理,并依据已平滑的该层边界表面图像及该至少一第二断层图像产生一输出 En-Face 图像,其中该层边界表面图像由该至少一第二断层图像所取得。



1. 一种断层图像处理方法,用于成像系统,该方法包括:
接收生物组织的至少一第一断层图像;
依据至少一图像特征由各第一断层图像滤除多个区域以产生至少一第二断层图像,其中该至少一图像特征包括该至少一第一断层图像的熵、亮度或其组合;以及
对层边界表面图像进行图像平滑处理,并依据已平滑的该层边界表面图像及该至少一第二断层图像产生一输出 En-Face 图像,其中该层边界表面图像由该至少一第二断层图像所取得。
2. 如权利要求 1 所述的断层图像处理方法,其中该至少一图像特征还包括该至少一第一断层图像的标准差、材质或其组合。
3. 如权利要求 1 所述的断层图像处理方法,在滤除该等区域后的步骤还包括:
产生至少一第三断层图像;以及
由该至少一第一断层图像检测该生物组织的上边界,以产生至少一第四断层图像。
4. 如权利要求 3 所述的断层图像处理方法,还包括:
由该至少一第三断层图像及该至少一第四断层图像取得交错区域,以产生至少一第五断层图像。
5. 如权利要求 4 所述的断层图像处理方法,还包括:
由该至少一第五断层图像检测该生物组织的下边界以产生至少一第六断层图像;以及
将该第六断层图像存储至存储器单元。
6. 如权利要求 5 所述的断层图像处理方法,还包括:
将该至少一第六断层图像依序排列以产生该至少一第二断层图像。
7. 如权利要求 5 所述的断层图像处理方法,其中各第二断层图像为一平行断层图像,且该方法还包括:
对该层边界表面图像进行该图像平滑处理以产生至少一第七断层图像,其中该层边界表面图像由各第二断层图像在一特定方向的一边缘所取得。
8. 如权利要求 1 所述的断层图像处理方法,其中该图像平滑处理表示套用二维滤波器至该层边界表面图像的各像素。
9. 如权利要求 7 所述的断层图像处理方法,还包括:
由该至少一第七断层图像取得该上边界及该下边界之间的多个中间区域以产生至少一第八断层图像。
10. 如权利要求 9 所述的断层图像处理方法,还包括:
将该至少一第八断层图像在垂直于该至少一第八断层图像的一方向进行整合以产生该输出 En-face 图像。
11. 一种断层图像处理方法,用于成像系统,该方法包括:
利用具有内视镜及探针的光学同调断层图像产生单元产生至少一第一断层图像,其中该内视镜包括插入部位用以插入至内腔,且该探针用以发射及接收微弱光线且被插入该插入部位中;
由该至少一第一断层图像滤除上层以产生至少一第二断层图像;
对层边界表面图像进行图像平滑处理以产生至少一第三断层图像,其中该层边界表面图像依据该至少一第二断层图像所取得;以及

依据该至少一第三断层图像及该至少一第二断层图像以产生一输出 En-Face 图像。

12. 如权利要求 11 所述的断层图像处理方法,还包括:

套用快速傅立叶转换滤波器,用以由该至少一第一断层图像滤除该上层。

13. 如权利要求 12 所述的断层图像处理方法,还包括:

对该层边界表面图像的各像素套用二维滤波器以产生该至少一第三断层图像。

14. 如权利要求 11 所述的断层图像处理方法,还包括:

将该至少一第三断层图像在垂直于该至少一第八断层图像的一方向进行整合以产生该输出 En-face 图像。

15. 一种断层图像处理方法,用于成像系统,该方法包括:

接收生物组织的至少一第一断层图像;

依据至少一图像特征由各第一断层图像滤除多个区域以产生至少一第二断层图像,其中该至少一图像特征包括该至少一第一断层图像的熵、亮度或其组合;以及

依据该至少一第二断层图像产生一输出 En-Face 图像。

16. 如权利要求 15 所述的断层图像处理方法,其中该至少一图像特征还包括该至少一第一断层图像的标准差、材质或其组合。

17. 如权利要求 15 所述的断层图像处理方法,还包括:

对层边界表面图像进行图像平滑处理,其中该层边界表面图像由该至少一第二断层图像所取得;以及

依据已平滑的该层边界表面图像及该至少一第二断层图像产生该输出 En-Face 图像。

18. 如权利要求 15 所述的断层图像处理方法,在滤除该等区域后的步骤还包括:

产生至少一第三断层图像;以及

由该至少一第一断层图像检测该生物组织的上边界,以产生至少一第四断层图像。

19. 如权利要求 18 所述的断层图像处理方法,还包括:

由该至少一第三断层图像及该至少一第四断层图像取得一交错区域,以产生至少一第五断层图像。

20. 如权利要求 18 所述的断层图像处理方法,还包括:

由该至少一第五断层图像检测该生物组织的下边界以产生至少一第六断层图像;以及将该第六断层图像存储至存储器单元。

21. 如权利要求 20 所述的断层图像处理方法,还包括:

将该至少一第六断层图像依序排列以产生该至少一第二断层图像。

22. 如权利要求 15 所述的断层图像处理方法,其中各第二断层图像为平行断层图像,且该方法还包括:

对该层边界表面图像进行该图像平滑处理以产生至少一第七断层图像,其中该层边界表面图像由各第二断层图像在一特定方向的一边缘所取得。

23. 如权利要求 15 所述的断层图像处理方法,其中该图像平滑处理系表示套用二维滤波器至该层边界表面图像的各像素。

24. 如权利要求 22 所述的断层图像处理方法,还包括:

由该至少一第七断层图像取得该上边界及该下边界之间的多个中间区域以产生至少一第八断层图像。

25. 如权利要求 24 所述的断层图像处理方法,还包括:

将该至少一第八断层图像在垂直于该至少一第八断层图像的一方向进行整合以产生该输出 En-face 图像。

断层图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光学同调断层扫描系统,特别涉及在光学同调断层扫描系统中所使用的断层图像处理方法。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗或类似的领域中,光学同调断层扫描(optical coherence tomography)测量方法常是一种以非侵入性的方式取得活体内部的断层图像。为了进行正确的病理诊断,需要多个切片来判定一个可疑的病变部位(suspicious lesion),以免造成误判。为了减低病人于取得切片时的痛苦,选择一个最适合的切片位置中有一种最好的非侵入式方法就是使用光学同调断层扫描成像技术来检测癌症初期(precancer)或癌症(cancer)。虽然有许多非侵入式或微侵入式产品用来诊断,这些产品会具有例如:放射性、低解析度、超大尺寸或是花费昂贵等缺点。光学同调断层扫描系统可取得高解析度的图像,而且可为非放射性(non-radioactivity)、非侵入式(non-invasive)或微侵入式(micro-invasive),并即时显示图像。光学同调断层扫描测量方法具有解析度可达到10um左右的优点,准确度比超音波测量方式多10倍,而且可获得活体内部的详细的断层图像。

[0003] 光学同调断层扫描测量方式是一种用来取得特别区域的光学断层图像的方法。举例来说,一癌症病变部位可以在内视镜(endoscope)下观察并辨识,例如是:一正交发光源内视镜(normal illumination light endoscope)或是一特别光线内视镜。上述区域通过光学同调断层扫描,藉以判断癌症病变部位已侵入生物组织有多深。测量光线的光轴(optical axis)是采用二维扫描,藉以组合由光学同调断层扫描所取得的深度信息以得到三维信息。

[0004] 需注意的是,癌症侵入的深度传统上是一重要的参数,用以决定治疗方法(treatment modality)。然而,癌症所侵入的深度无法由传统的结肠镜检查。光学同调断层扫描技术不只可提供代表性的横截面图像(cross-sectional image),并可重建医生所熟悉的En-Face图像。因此,亟需发展一种可决定癌症侵入深度的光学同调断层扫描系统,并可具有其他有意义的生物表征。

发明内容

[0005] 本发明提供一种断层图像处理方法,用于一成像系统。该方法包括:接收一生物组织的至少一第一断层图像;依据至少一图像特征由各第一断层图像滤除多个区域以产生至少一第二断层图像,其中该至少一图像特征包括该至少一第一断层图像的熵、亮度或其组合;以及对一层边界表面图像进行一图像平滑处理,并依据已平滑的该层边界表面图像及该至少一第二断层图像产生一输出En-Face图像,其中该层边界表面图像由该至少一第二断层图像所取得。

[0006] 本发明更提供一种断层图像处理方法,用于一成像系统。该方法包括:利用具有一内视镜及一探针的一光学同调断层图像产生单元产生至少一第一断层图像,其中该内视镜

包括一插入部位用以插入至一内腔,且该探针用以发射及接收微弱光线且被插入该插入部位中;由该至少一第一断层图像滤除一上层以产生至少一第二断层图像;对一层边界表面图像进行一图像平滑处理以产生至少一第三断层图像,其中该层边界表面图像依据该至少一第二断层图像所取得;以及依据该至少一第三断层图像及该至少一第二断层图像以产生一输出 En-Face 图像。

[0007] 本发明还提供一种断层图像处理方法,用于一成像系统,该方法包括:接收一生物组织的至少一第一断层图像;依据至少一图像特征由各第一断层图像滤除多个区域以产生至少一第二断层图像,其中该至少一图像特征包括该至少一第一断层图像的熵、亮度或其组合;以及依据该至少一第二断层图像产生一输出 En-Face 图像。

附图说明

[0008] 图 1 是显示依据本发明一实施例的成像系统 100 的功能方块图。

[0009] 图 2A ~图 2G 是显示依据本发明一实施例中在成像系统 100 的断层图像处理流程的示意图。

[0010] 图 3A ~图 3B 是显示依据本发明一实施例的二维高斯滤波器的示意图。

[0011] 图 4 是显示依据本发明一实施例中用于成像系统 100 的断层图像处理方法的流程图。

[0012] 图 5 是显示依据本发明另一实施例的成像系统 500 的功能方块图。

[0013] 图 6A ~图 6F 是显示依据本发明另一实施例中在成像系统 500 的断层图像处理流程的示意图。

[0014] 图 7 是显示依据本发明另一实施例中用于成像系统 500 的断层图像处理方法的示意图。

[0015] 图 8 是显示依据本发明又一实施例的成像系统 800 的功能方块图。

[0016] 图 9 是显示依据本发明又一实施例中用于成像系统 800 的断层图像处理方法的流程图。

[0017] 图 10A ~图 10B 是显示依据本发明一实施例的对干涉信号进行滤波的示意图。

[0018] **【主要元件符号说明】**

[0019] 100、500、800 ~成像系统;

[0020] 110 ~图像提取单元;

[0021] 120 ~感兴趣区域选择单元;

[0022] 130 ~第一边界检测单元;

[0023] 140 ~合并单元;

[0024] 150 ~第二边界检测单元;

[0025] 160、540 ~存储器单元;

[0026] 200 ~图像后处理单元;

[0027] 210 ~图像排列单元;

[0028] 220、550 ~图像平滑单元;

[0029] 230 ~图像分割单元;

[0030] 240、560 ~信号计算单元;

- [0031] 510 ~ 探针；
 [0032] 520 ~ 内视镜；
 [0033] 530 ~ 频率过滤单元；
 [0034] 570 ~ 光学同调断层图像产生单元。

具体实施方式

[0035] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂，下文特举一优选实施例，并配合附图，作详细说明如下。

[0036] 图 1 是显示依据本发明一实施例的成像系统的方块图。图 2A ~ 图 2F 是显示依据本发明一实施例的断层图像处理流程的示意图，其中断层图像包括一生物组织。请参考图 1 及图 2A ~ 图 2F，成像系统 100 包括一图像提取单元 110、一感兴趣区域选择单元 120、一第一边界检测单元 130、一合并单元 140、一第二边界检测单元 150、一存储器单元 160 及一图像后处理单元 200。图像提取单元 110 用以提取光学信号以取得在一维度的 A 扫描 (A-scan) 信号，并依据所提取的 A 扫描信号以产生至少一第一断层图像 (B-scan 图像)，其中断层图像中的一个显示于图 2A。更详细而言，如图 2A 所示，图像提取单元 110 可为一光学同调断层扫描图像产生单元 (OCT image-producing unit)，用以检测在一组织 (tissue) 的扫描表面的光学结构信息，藉以由一光检测单元 (未绘示) 所检测的干涉信号来设定该第一断层图像。

[0037] 感兴趣区域选择单元 120 用以接收来自图像提取单元 110 的第一断层图像，并由各第一断层图像过滤多个区域以产生至少一第二断层图像。感兴趣区域选择单元 120 可将第一断层图像分离为一上层 (top layer) 及一下层 (bottom layer)。更进一步，各断层图像的上层或下层可依据使用者的需求而进行保留。因为生物组织的上层的图像特征是均匀的 (例如：低熵) 或是具有较高的亮度，因此可依据断层图像的图像特征，例如是熵 (或均匀度)、亮度、标准差、材质或其组合，用以定义生物组织上层及下层之间的层边界 (layer boundary)，但本发明不限于此。举例来说，由熵 (entropy，又称之为“乱度”) 所定义的层边界可经由下列公式计算所得：

$$[0038] \quad E = -\sum_{i=1}^n p(x_i) \log_2 p(x_i)$$

[0039] 其中 x_i 表示像素值，且 p 表示概率质量函数 (probability mass function)。由亮度值所定义的层边界可通过一预定阈值计算所得。因此，通过感兴趣区域选择单元 120 过滤断层图像后，在各过滤后的断层图像中可保留下层，如图 2C 所示。另一方面，感兴趣区域选择单元 120 也可滤除各第一断层图像中的下层。需注意的是，上述实施例中所定义的层边界并不是粘膜 (mucosa) 及黏膜下层 (submucosa) 之间的边界。所过滤的区域 (上层或下层) 可包括粘膜、黏膜下层或其组合。

[0040] 第一边界检测单元 130 用以接收来自图像提取单元 110 的第一断层图像，由该第一断层图像检测该生物组织的上边界，并产生至少一第三断层图像，如图 2B 所示。

[0041] 合并单元 140 分别对来自感兴趣区域选择单元 120 的第二断层图像及来自第一边界检测单元 130 的第三断层图像进行一与 (AND) 运算 (又称之为“交集运算”) 以产生一第四断层图像。换句话说，合并单元 140 可取得来自感兴趣区域选择单元 120 的第二断层图

像及来自第一边界检测单元 130 的第三断层图像的交错区域 (intersection region)。第二边界检测单元 150 用以接收来自合并单元 140 的第四断层图像,并由第四断层图像检测该生物组织的下边界以产生至少一第五断层图像。因此,可取得在来自图像提取单元 110 的第一断层图像中的生物组织的上边界及下边界。第二边界检测单元 150 还可用以将第五断层图像存储至存储器单元 160。

[0042] 在另一实施例中,图像后处理单元 200 包括一图像排列单元 210、一图像平滑单元 220、一图像分割单元 230 及一信号计算单元 240。图像排列单元 210 用以将存储于存储器单元 160 中的多个张第五断层图像依序排列,以产生至少一第六断层图像。图像平滑单元 220 套用一二维滤波器至第六断层图像的上方像素(各第六断层图像顶端的像素所形成的层边界表面图像),藉以移除异常点(exceptional points)以产生至少一第七断层图像。举例来说,可取得各第六断层图像最上方的像素,因此一张第六断层图像中所取得的像素可视为一条直线,故组合所有第六断层图像中所取得的直线可形成一二维平面(层边界表面图像或俯视图)。如图 2D 所示,在各第六断层图像的上边界有多个异常点。更进一步而言,各第六断层图像互相平行。上边界(top border)为朝着一特定方向的边界,或是相邻于生物组织表面的边界。取得各第六断层图像的上边界后,如果由生物组织的表面看过去,各上边界可视为一条直线。二维平面可视为由第六断层图像所形成的一立体结构图像(stereoscopic structure image)的层边界表面图像(俯视图),但本发明并不限于此。

[0043] 如图 2E 所示,在利用图像平滑单元 220 套用一二维滤波器后,可移除异常点,并且各第六断层图像的上边界会被稍微调整过。在一实施例中,二维滤波器可为一 3x3(或 5x5)高斯滤波器(非限定),如图 3A 及图 3B 所示,二维滤波器为一滑动窗(sliding window),用以对二维平面上的各像素进行二维卷积(two-dimensional convolution),藉以平滑该二维平面,但本发明并不限于此。

[0044] 在又一实施例中,图像分割单元 230 用以取得在第七断层图像调整后的上边界及下边界之间的区域,以产生至少一第八断层图像,如图 2F 所示。信号计算单元 240 用以依序整合(或合并)于各第八断层图像中所取得的区域,藉以产生一 En-Face 图像,如图 2G 所示。又,信号计算单元 240 还可将所输出的 En-Face 图像播放于一显示器。由于在本发明中,生物组织的表面的均匀部分已被滤除,因此 En-face 图像中的腺窝形态(pit patterns)与现有技术相比会变得更清晰。然而,本发明并未使用快速傅立叶转换(Fast Fourier Transform)或是 Hilbert Huang 转换方法以滤除异常点,因此成像系统 100 的运作速度较现有技术快。

[0045] 图 4 是显示依据本发明一实施例中用于成像系统 100 的断层图像处理方法的流程图。在步骤 S400 中,图像提取单元 110 系提取来自一生物组织的光线以获得多个张 A 扫描图像,并依据 A 扫描图像产生至少一第一断层图像(B 扫描图像)。在步骤 S410,感兴趣区域选择单元 120 接收该至少一第一断层图像,并利用至少一图像特征(例如是熵、亮度、标准差、材质或其组合)由各第一断层图像中滤除区域,藉以产生至少一第二断层图像。在步骤 S420 中,第一边界检测单元 130 由该至少一第一断层图像检测该生物组织的上边界,藉以产生至少一第三断层图像。在步骤 S430 中,合并单元 140 由第二断层图像及第三断层图像取得一交错区域,藉以产生至少一第四断层图像。在步骤 S440,第二边界检测单元 150 由第四断层图像检测该生物组织的下边界,藉以产生至少一第五断层图像。第二边界检测单

元 150 还将该至少一第五断层图像存储至存储器单元 160。

[0046] 在步骤 S450, 图像排列单元 210 取得存储于存储器单元 160 中的第五断层图像, 并将第五断层图像依序排列以产生至少一第六断层图像 (层边界表面图像)。需注意的是各第六断层图像互相平行。在步骤 S460, 图像平滑单元 220 对该第六断层图像进行一图像平滑处理以减少第六断层图像的异常点, 并产生至少一第七断层图像。需注意的是第七断层图像由多个直线所组成, 其中各直线在第六断层图像由一特定方向的边界 (例如: 上边界) 所取得。如前述实施例, 图像平滑处理是指套用一二维滤波器至第六断层图像上方边界的各像素。

[0047] 在步骤 S470, 图像分割单元 230 由第七断层图像取得该生物组织的上边界及下边界之间的区域, 以产生至少一第八断层图像。在步骤 S480, 信号计算单元 240 在正交于第八断层图像的表面的方向整合第八断层图像, 以产生输出 En-Face 图像。

[0048] 图 5 是显示依据本发明另一实施例的成像系统 500 的方块图。成像系统 500 包括一探针 510、一内视镜 520、一频率过滤单元 530、一存储器单元 540、一图像平滑单元 550、一信号计算单元 560 以及一光学同调断层图像产生单元 (OCT image producing unit) 570。请参考图 1 及图 5, 成像系统 100 中的部分元件与成像系统 500 中的元件不同, 例如图像提取单元 110、感兴趣区域选择单元 120 及第一边界检测单元 130。举例来说, 图像提取单元 110 可由探针 510、内视镜 520 及光学同调断层图像产生单元 570 所取代。感兴趣区域选择单元 120 及第一边界检测单元 130 可由频率过滤单元 530 所取代。

[0049] 图 6A ~ 图 6F 是显示依据本发明一实施例中具有探针的光学同调断层扫描系统的即时处理流程的示意图。在一实施例中, 成像系统 500 可进一步用于即时内视镜诊断。请参考图 5 及图 6, 具有探针 510 的内视镜 520 与光学同调断层图像产生单元 570 一同使用, 如图 6A 所示。内视镜 520 包括一插入部位, 用以插入一内腔 (lumen) 中。探针 510 可发射及接收微弱光线, 且可被插入活体的内腔中以观察在粘膜上出现腺窝 (crypt) 结构的器官 (例如: 胃、十二指肠、空肠、回肠、结肠或直肠等等)。接着, 光学同调断层图像产生单元 570 可接收来自探针 510 及内视镜 520 的 A 扫描图像以产生至少一第一断层图像。

[0050] 图 6B ~ 图 6D 为探针 510 插入内腔的横截面视角图。当探针 510 被插入内腔, 探针 510 会发射及接收微弱光线, 以使探针 510 可收集到内腔中的散射光线, 因此光学同调断层图像产生单元 570 可接收来自探针 510 及内视镜 520 的 A 扫描图像以产生至少一第一断层图像, 其中各箭头 680 表示一 A 扫描图像。然而, 生物组织的表面可能不具有相关的腺窝以供诊断, 且并可移除掉其表面以观察生物组织的内部。图 6C 是显示由频率过滤单元 530 所定义的各断层图像的上边界。在一实施例中, 频率过滤单元 530 安装专用硬件以对来自光学同调断层图像产生单元 570 的 A 扫描图像执行一维快速傅利叶转换的滤波器计算, 但本发明并不限于此。当光学同调断层图像产生单元 570 接收来自探针 510 及内视镜 520 的 A 扫描图像, A 扫描图像会被传送至频率过滤单元 530, 以使生物组织的上层 (top layer) 可快速地由 A 扫描图像中滤除, 藉以利用专用硬件增进显示断层图像 (B 扫描图像) 的速度以达成即时显示并便于诊断。同时, 在进行滤波后, 频率过滤单元 530 系产生至少一第二断层图像, 并将所产生的第二断层图像存储至存储器单元 540。在图 6D 中, 在生物组织的上边界以上的上层直接由第二断层图像 (B 扫描图像) 移除以便进行快速观察。

[0051] 请进一步参考图 6B ~ 图 6C 及图 10A ~ 图 10B, 其中图 6B 中的各箭头即代表一一

维干涉信号 (A 扫描图像), 如图 10A 所示。在各一维干涉信号经过一维快速傅利叶转换的滤波器 (注: 高通滤波器), 可得到滤波后的一维干涉信号, 如图 10B 所示。因此, 在频率过滤单元 530 利用专用硬件以对来自光学同调断层图像产生单元 570 的 A 扫描图像进行高通滤波, 可达到接近即时 (realtime) 的处理速度, 再进行光学同调断层图像的成像, 例如图 6C 所示。

[0052] 然而, 在各第二断层图像的上方像素中会有一些异常点会导致误诊 (misdiagnosis), 如图 6E 所示。图像平滑单元 550 套用一二维滤波器至二维平面 (层边界表面图像或俯视图), 该二维平面由各第二断层图像的上方像素所组成, 藉以减少异常点并产生至少一第三断层图像, 如图 6F 所示。接着, 将第三断层图像依序整合, 可得到 En-Face 图像, 因此可利用配备有探针 510 及内视镜 520 的成像系统 500 轻易地用视觉判断在生物组织上的腺窝。

[0053] 图 7 是显示依据本发明另一实施例的用于成像系统 500 的断层图像处理方法。在步骤 S700, 将探针 510 及内视镜 520 插入至一活体的一内腔中以通过光学同调断层图像产生单元 570 取得微弱光线以产生至少一第一断层图像。在步骤 S710 中, 频率过滤单元 530 定义在内腔中所观察的器官的上边界, 并由第一断层图像中移除在该上边界以上的上层以产生至少一第二断层图像。

[0054] 在步骤 S720 中, 频率过滤单元 530 还将第二断层图像存储至存储器单元 540。在步骤 S730, 图像平滑单元 550 系取得存储于存储器单元 540 中的第二断层图像, 并对一层边界表面图像 (layer boundary surface image) 进行一图像平滑处理 (例如: 套用一二维滤波器) 以产生至少一第三断层图像, 其中该层边界表面图像由各第二断层图像在一特定方向的边界所组成。更进一步而言, 第二断层图像可建构一个立体结构图像 (stereoscopic structure image), 且层边界表面图像可由该立体结构图像上方观察所取得。在步骤 S740, 信号计算单元 560 依据第三断层图像产生一输出 En-Face 图像。

[0055] 需注意的是, 在成像系统 100 中的图像处理运算较为复杂以增进输出 En-face 图像的质量及准确度。然而, 图像处理会花费大量时间及硬件资源以计算极大量的运算。在一实施例中, 成像系统 100 可为一独立 (stand-alone) 成像系统以在得生物组织的断层图像后进行图像后处理, 但本发明并不限于此。在即时内视镜诊断中, 图像处理运算不应太过复杂以对具有内视镜的成像系统的造成严重负担, 因此为了在成像系统 500 中进行即时观察及诊断, 在成像系统 100 中的部分图像处理运算系被省略。

[0056] 在又一实施例中, 成像系统 100 的部分元件可被省略, 例如是图像平滑单元 220。如图 8 所示, 成像系统 800 中的元件均可分别对应至图 1 中的成像系统 100 的元件 110 ~ 160、200 ~ 210 及 230 及 240, 其细节请参考图 1 的实施例, 但成像系统 800 并不包括图像平滑单元 220。换句话说, 成像系统 800 在图像排列单元 210 之前的流程均与成像系统 100 相同, 但成像系统 800 并未滤除第六断层图像的异常点, 此部分请参考前述实施例。第六断层图像在经过图像分割单元 230 后可取得在第六断层图像的上边界及下边界之间的区域, 以产生至少一第七断层图像, 如图 2F 所示。信号计算单元 240 依序整合 (或合并) 于各第七断层图像中所取得的区域, 藉以产生一 En-Face 图像, 如图 2G 所示。需注意的是, 本发明的成像系统 800 虽然未滤除异常点, 但仍然可正常运作, 并产生 En-Face 图像, 但其所输出的 En-face 的图像质量与成像系统 100 相比略差。

[0057] 图9是显示依据本发明另一实施例中用于成像系统800的断层图像处理方法的流程图。图9的流程大致上与图4的流程相同,其差别仅在于成像系统800并未对断层图像进行图像平滑处理。换句话说,图9的流程是省略步骤S460,其余步骤的细节请参考前述实施例,在此不再赘述。需注意的是,本申请的成像系统100及800可利用图像特征将生物组织的断层图像进行准确的分层,因此本发明相较于已知技术可产生更为准确的En-face图像。

[0058] 然而以上所述仅为本发明的优选实施例而已,当不能以此限定本发明实施的范围,即大凡依本发明申请专利范围及发明说明内容所作的简单的等效变化与修饰,皆仍属本发明专利涵盖的范围内。另外本发明的任一实施例或申请专利范围不须达成本发明所揭露的全部目的或优点或特点。此外,摘要部分和标题仅是用以辅助专利文件搜寻之用,并非用以限制本发明的权利范围。

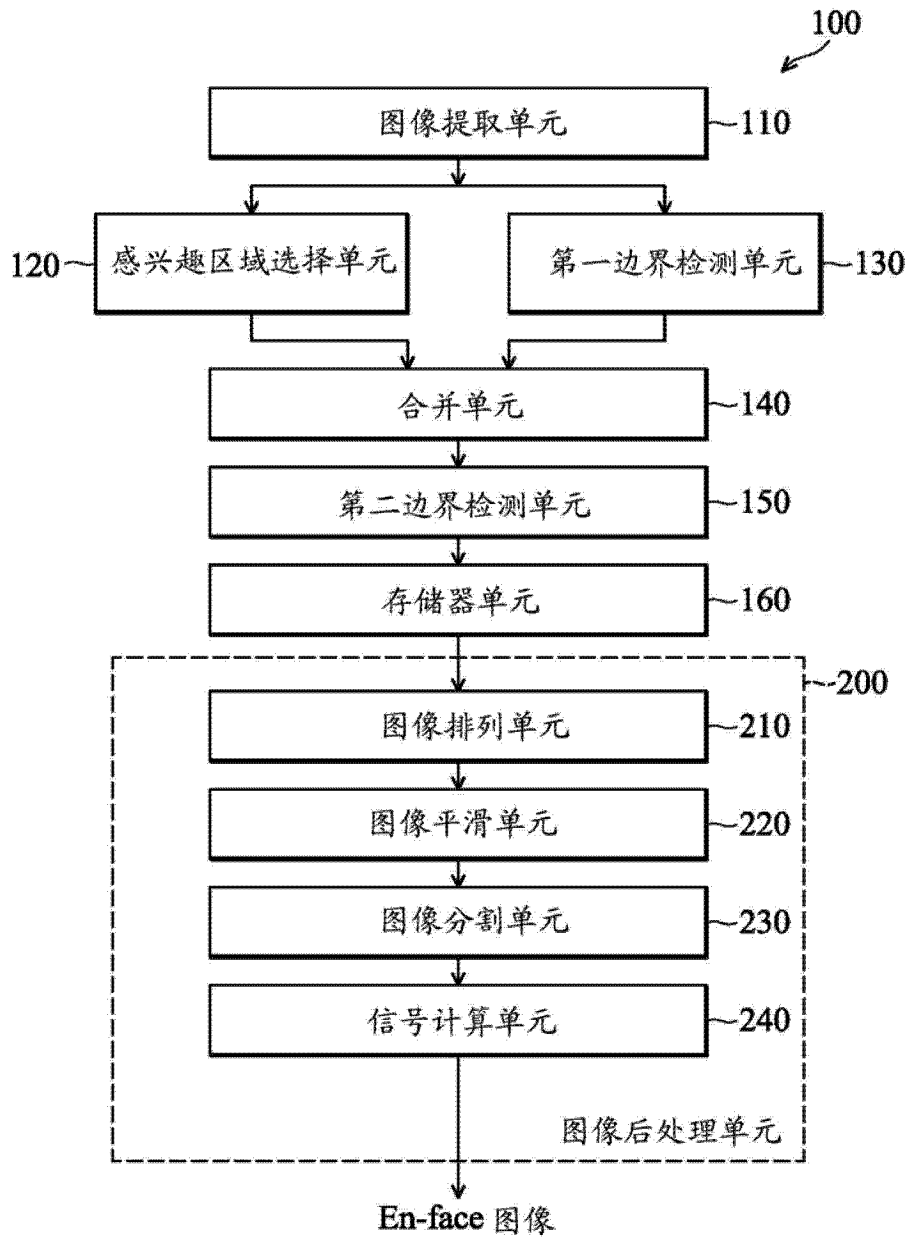


图 1

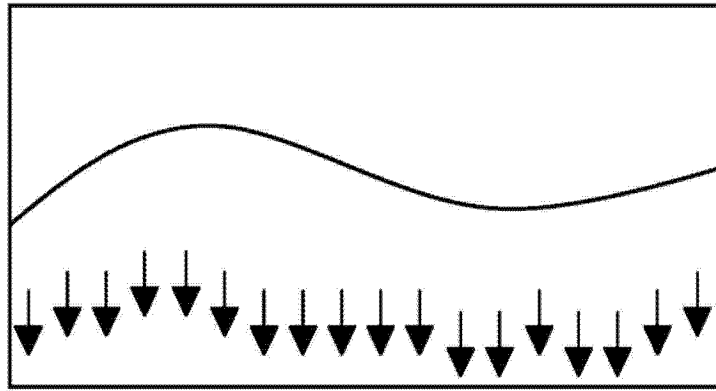


图 2A

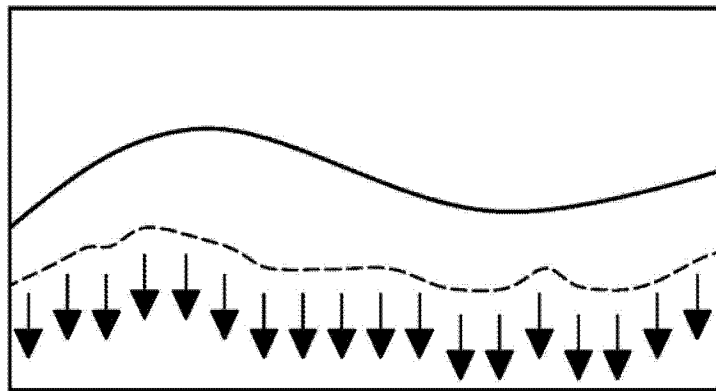


图 2B

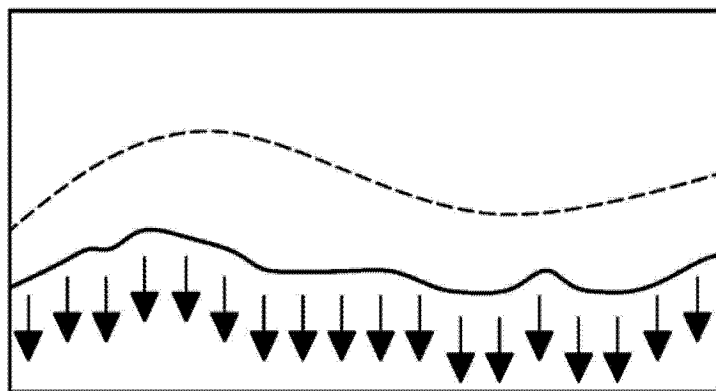


图 2C

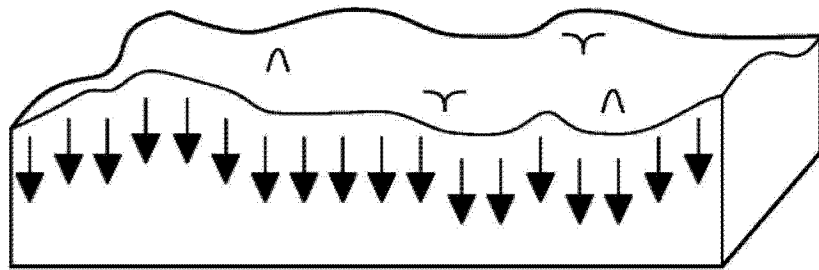


图 2D

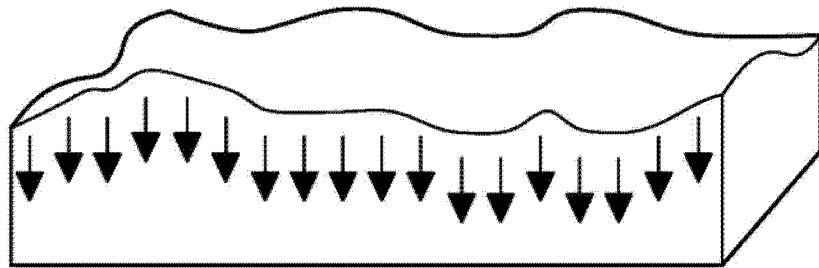


图 2E

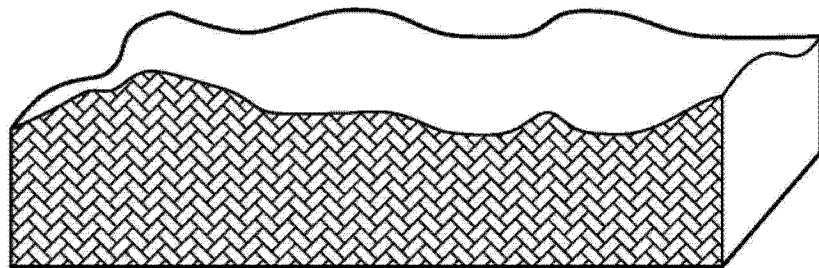


图 2F

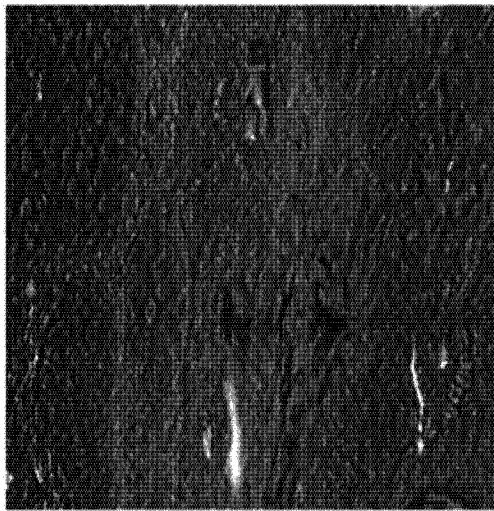


图 2G

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{16} & \frac{2}{16} & \frac{1}{16} \\ \frac{2}{16} & \frac{4}{16} & \frac{2}{16} \\ \frac{1}{16} & \frac{2}{16} & \frac{1}{16} \end{bmatrix}$$

图 3A

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{256} & \frac{4}{256} & \frac{6}{256} & \frac{4}{256} & \frac{1}{256} \\ \frac{4}{256} & \frac{16}{256} & \frac{24}{256} & \frac{16}{256} & \frac{4}{256} \\ \frac{6}{256} & \frac{24}{256} & \frac{36}{256} & \frac{24}{256} & \frac{6}{256} \\ \frac{4}{256} & \frac{16}{256} & \frac{24}{256} & \frac{16}{256} & \frac{4}{256} \\ \frac{1}{256} & \frac{4}{256} & \frac{6}{256} & \frac{4}{256} & \frac{1}{256} \end{bmatrix}$$

图 3B

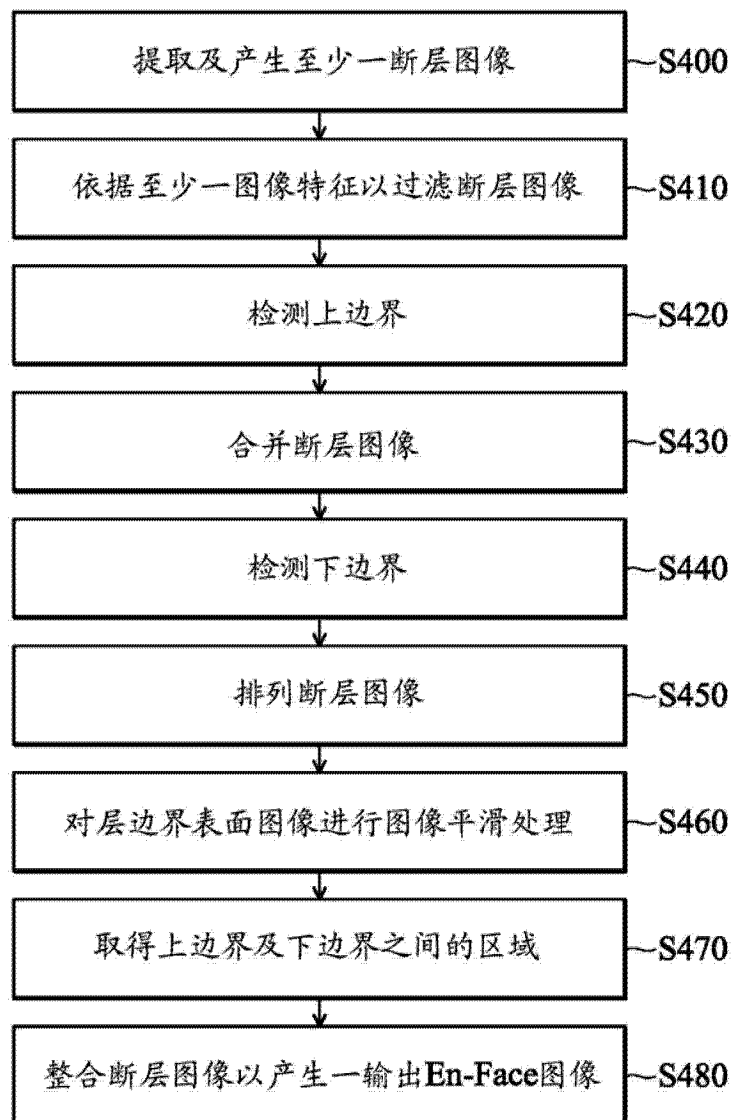


图 4

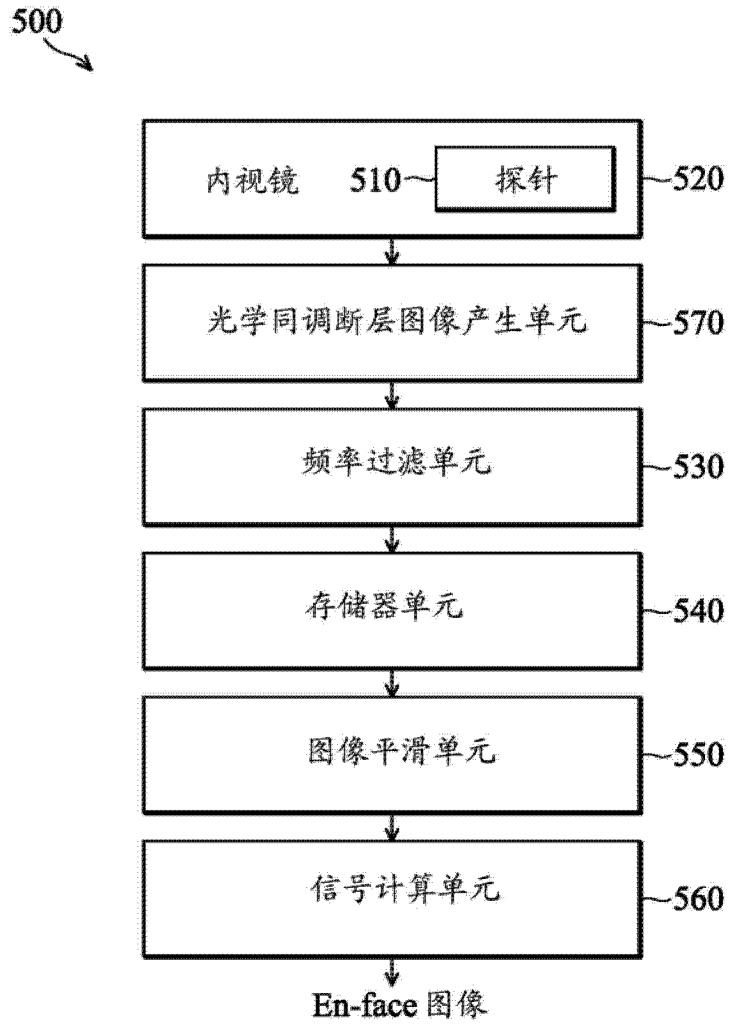


图 5

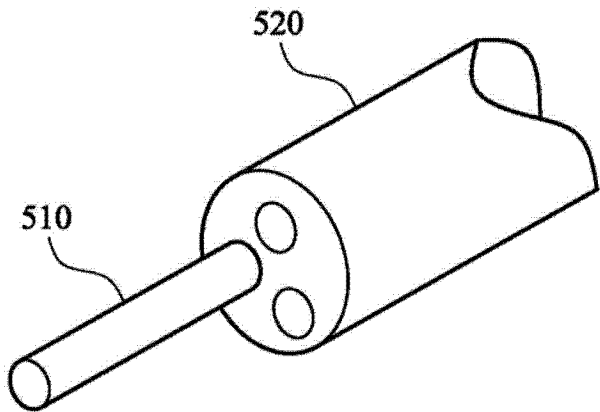


图 6A

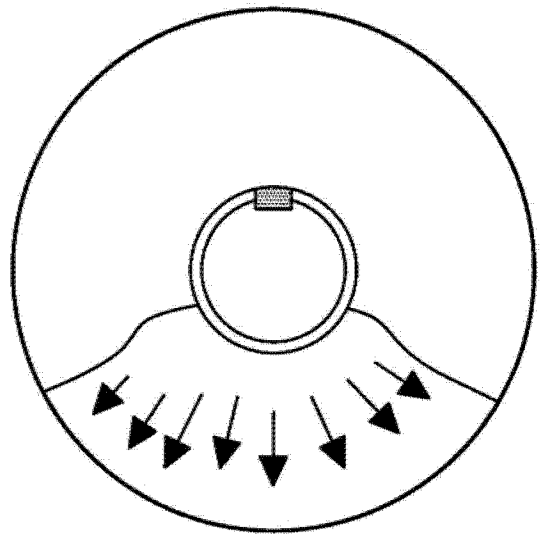


图 6B

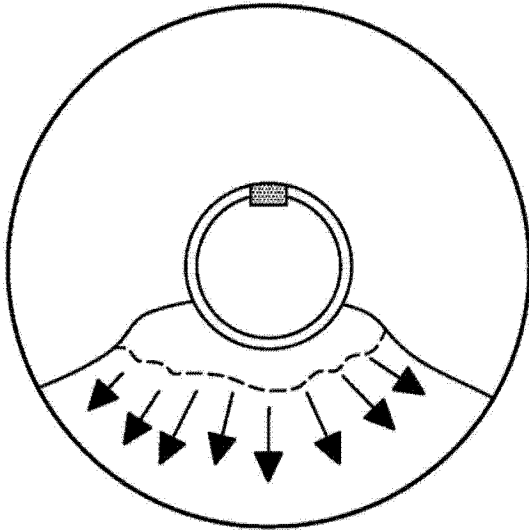


图 6C

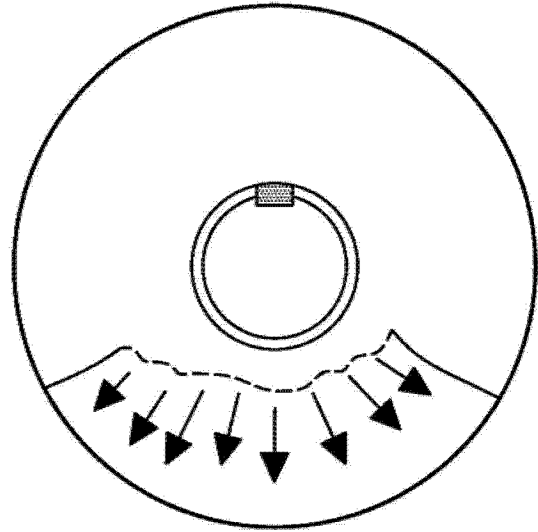


图 6D

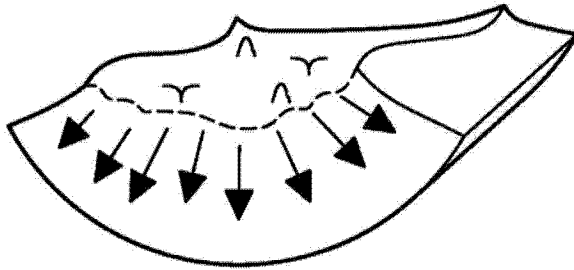


图 6E

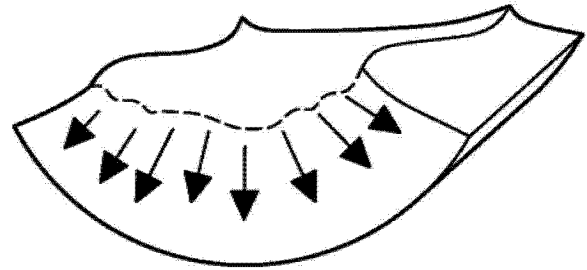


图 6F

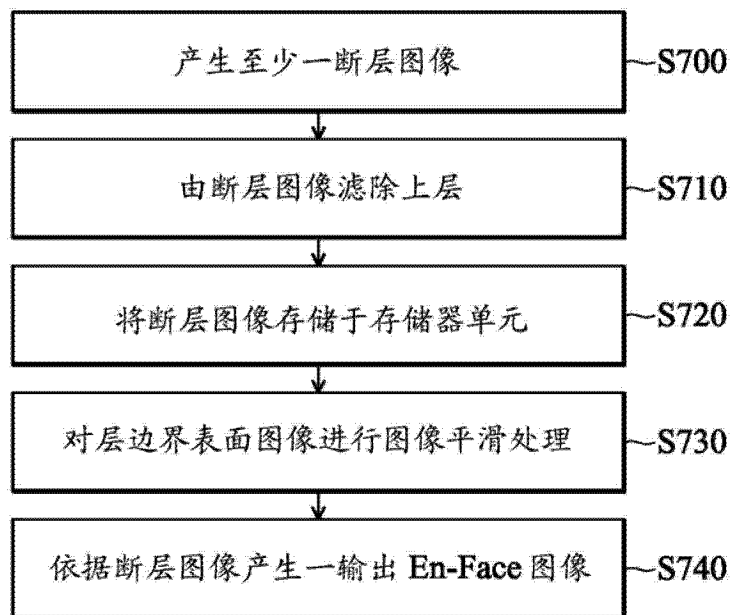


图 7

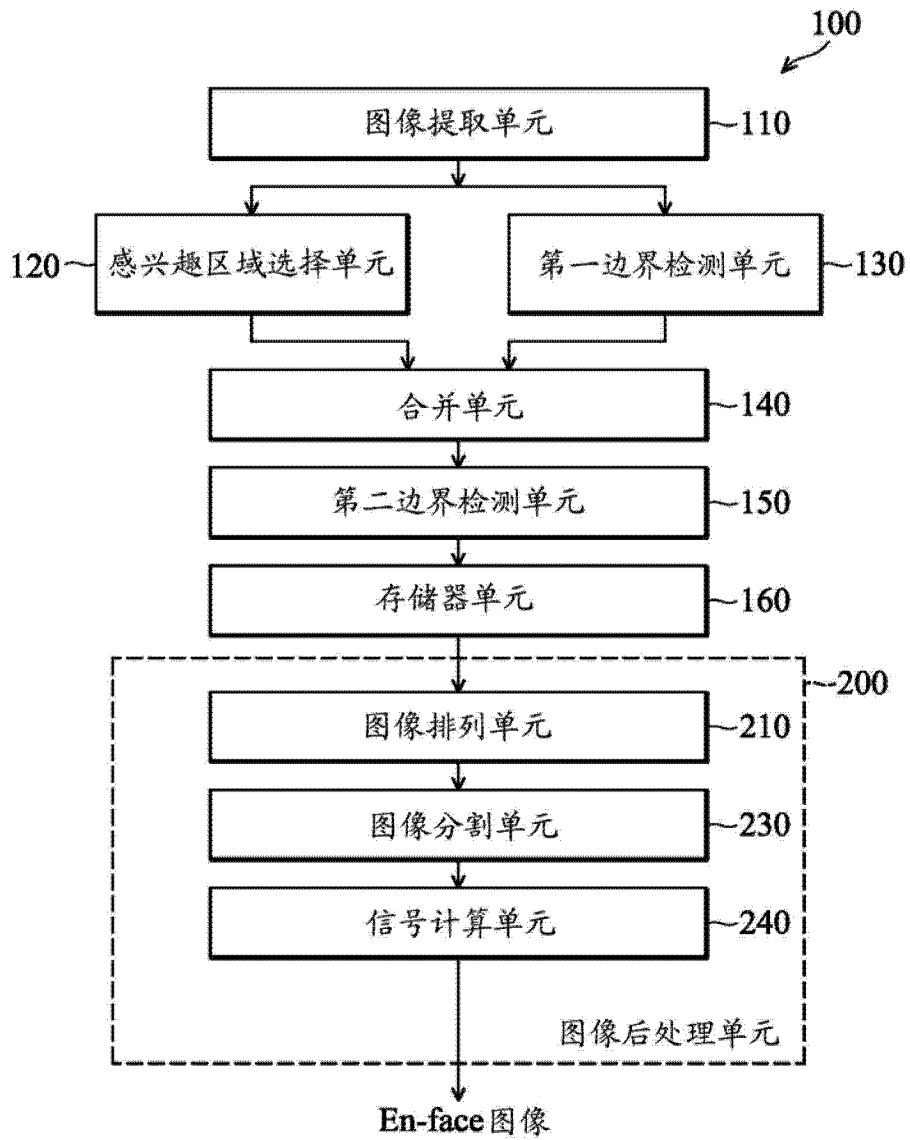


图 8

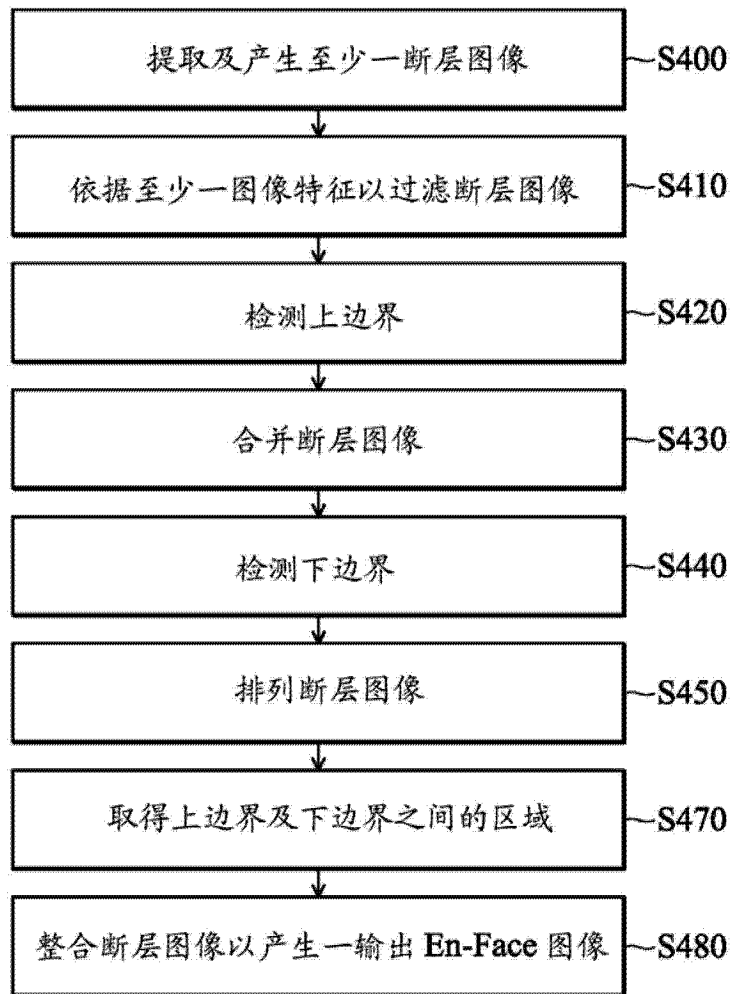


图 9

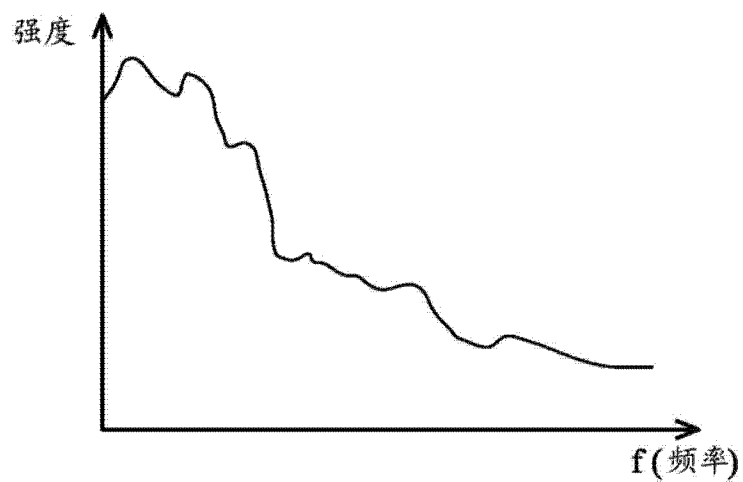


图 10A

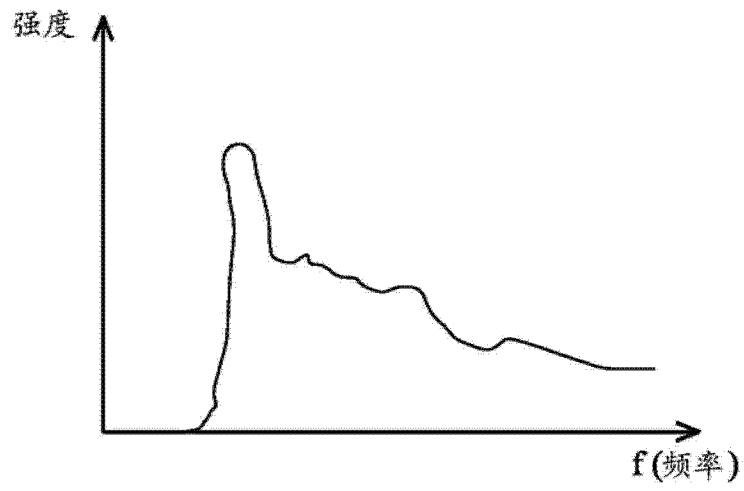


图 10B

专利名称(译)	断层图像处理方法		
公开(公告)号	CN103065339A	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	CN201210230228.0	申请日	2012-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
[标]发明人	黄书伟 杨善义 吕志伟 黄伟程 邱瀚模		
发明人	黄书伟 杨善义 吕志伟 黄伟程 邱瀚模		
IPC分类号	G06T11/00 A61B1/00 A61B5/00		
优先权	101120860 2012-06-11 TW 61/549538 2011-10-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种断层图像处理方法，用于一成像系统。该方法包括：接收一生物组织的至少一第一断层图像；依据至少一图像特征由各第一断层图像滤除多个区域以产生至少一第二断层图像，其中该至少一图像特征包括该至少一第一断层图像的熵、亮度或其组合；以及对一层边界表面图像进行一图像平滑处理，并依据已平滑的该层边界表面图像及该至少一第二断层图像产生一输出En-Face图像，其中该层边界表面图像由该至少一第二断层图像所取得。

