



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102984990 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 20

(21) 申请号 201180033885. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 12. 22

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-019986 2011. 02. 01 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 01. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/079798 2011. 12. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02012/105141 JA 2012. 08. 09

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中健一

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所 (普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

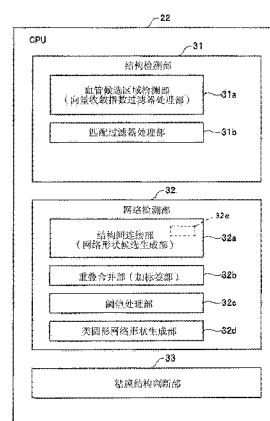
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

诊断辅助装置

(57) 摘要

诊断辅助装置具备:图像输入部,其输入从生物体组织获取到的内窥镜图像;结构检测部,其根据与图像输入部所输入的内窥镜图像相对应的图像信号检测类圆形的结构;网络检测部,其根据通过结构检测部检测出的类圆形的结构的数量、或者类圆形的结构的面积、或者类圆形的结构之间的距离、或者类圆形的结构之间的连接数,检测内窥镜图像中的规定网络形状。



1. 一种诊断辅助装置,其特征在于,具备:

图像输入部,其输入从生物体组织获取到的内窥镜图像;

结构检测部,其根据与上述图像输入部所输入的上述内窥镜图像相对应的图像信号检测类圆形的结构;以及

网络检测部,其根据通过上述结构检测部检测出的上述类圆形的结构的数量、上述类圆形的结构的面积、上述类圆形的结构之间的距离或者上述类圆形的结构之间的连接数,检测上述内窥镜图像中的规定网络形状。

2. 根据权利要求1所述的诊断辅助装置,其特征在于,

上述网络检测部具有结构间连接部,该结构间连接部针对通过上述结构检测部检测出的各个上述类圆形的结构,在该类圆形的结构与周围的上述类圆形的结构之间的距离为规定距离以下的情况下,附加与该距离相对应地设定的规定面积的区域,来分别对类圆形结构之间进行连接,

上述网络检测部判断通过上述结构间连接部针对通过上述结构检测部检测出的全部的上述类圆形的结构所生成的上述规定面积的区域中的上述区域的重叠程度,根据具有第一阈值以上的重叠程度的上述区域的集合体检测上述规定网络形状的候选区域。

3. 根据权利要求2所述的诊断辅助装置,其特征在于,

还具备粘膜结构判断部,该粘膜结构判断部根据通过上述网络检测部检测出的上述规定网络形状的上述候选区域是否在上述内窥镜图像中具有第二阈值的比例以上的判断结果,判断上述内窥镜图像是否具有设为诊断对象的规定粘膜结构。

4. 根据权利要求1所述的诊断辅助装置,其特征在于,

还具备粘膜结构判断部,该粘膜结构判断部根据具有通过上述网络检测部检测出的上述规定网络形状的候选区域是否在上述内窥镜图像中具有第二阈值的比例以上的判断结果,判断上述内窥镜图像是否具有设为诊断对象的规定粘膜结构。

5. 根据权利要求3所述的诊断辅助装置,其特征在于,

还具备告知部,该告知部告知通过上述粘膜结构判断部判断出的判断结果。

6. 根据权利要求1所述的诊断辅助装置,其特征在于,

上述结构检测部使用向量收敛指数滤波器对上述图像信号检测上述生物体组织中的血管候选区域。

7. 根据权利要求2所述的诊断辅助装置,其特征在于,

上述结构检测部使用向量收敛指数滤波器对上述图像信号检测上述生物体组织中的血管候选区域。

8. 根据权利要求7所述的诊断辅助装置,其特征在于,

上述结构检测部对上述图像信号或者用上述向量收敛指数滤波器处理后的图像信号应用类圆形的滤波器,来检测上述生物体组织中的血管候选区域。

9. 根据权利要求1所述的诊断辅助装置,其特征在于,

上述结构检测部使用点收敛指数滤波器对上述图像信号检测上述生物体组织中的上皮结构。

10. 根据权利要求2所述的诊断辅助装置,其特征在于,

上述结构检测部使用点收敛指数滤波器对上述图像信号检测上述生物体组织中的上

皮结构。

11. 根据权利要求 1 所述的诊断辅助装置,其特征在于,
上述内窥镜图像是利用照射到上述生物体组织的窄带光的反射光拍摄到的图像。

12. 根据权利要求 2 所述的诊断辅助装置,其特征在于,
上述内窥镜图像是利用照射到上述生物体组织的窄带光的反射光拍摄到的图像。

13. 根据权利要求 1 所述的诊断辅助装置,其特征在于,
上述内窥镜图像是通过染料散布或者染色来突出上述生物体组织的粘膜结构的图像。

14. 根据权利要求 2 所述的诊断辅助装置,其特征在于,
上述内窥镜图像是通过染料散布或者染色来突出上述生物体组织的粘膜结构的图像。

15. 根据权利要求 3 所述的诊断辅助装置,其特征在于,
上述粘膜结构判断部判断是否具有胃底腺粘膜的结构或者大肠的腺管开口的结构作为上述设为诊断对象的规定粘膜结构。

16. 根据权利要求 3 所述的诊断辅助装置,其特征在于,
还具备信息保存单元,该信息保存单元预先保存将上述规定距离以下的上述类圆形的结构之间的距离与上述规定面积相对应所得到的信息,

上述结构间连接部在对上述类圆形的结构之间进行连接的情况下,从上述信息保存单元读出与上述类圆形的结构之间的距离相对应的上述规定面积来对上述类圆形的结构之间进行连接。

诊断辅助装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对生物体组织的内窥镜图像进行用于辅助诊断的图像处理的诊断辅助装置。

背景技术

[0002] 近年来,能够将插入部插入到消化管等体腔内等来对消化管内壁等生物体粘膜等进行拍摄并将其作为内窥镜图像进行显示的内窥镜在医疗用领域中被广泛使用。

[0003] 另外,进行了如下研究:利用通过内窥镜拍摄到的内窥镜图像中的生物体粘膜下的血管、上皮(或者上皮组织)的走行图案来进行用于辅助诊断的图像处理。

[0004] 另一方面,日本特开平 9-251535 号公报的以往例公开了如下的图像处理方法:对通过乳房 X 射线照片(mammogram)等获取到的医用图像数据,在从任意像素放射状地向周边像素辐射的多个搜索方向的各个方向上搜索浓度梯度的向量强度极大的像素,根据搜索到的多个像素各自的浓度梯度的向量强度以及向量方向与搜索方向之间的角度的差异量求出与浓度梯度有关的特征量,进行根据该特征量辨别上述任意像素是否包含在规定图案中的图案检测。并且,该以往例提供了用于高精度地检测微钙化点以辅助乳癌的早期发现的检测方法。

[0005] 但是,上述以往例的方法是用于高精度地检测微钙化点的方法,即使利用生物体粘膜下的血管、上皮结构的走行图案也无法提供用于进行正常组织和病变组织的诊断的有效指标。

[0006] 胃等中的作为正常组织的生物体粘膜的微小血管如构筑蜂巢形状的网络那样走行。另一方面,如作为肿瘤性的病变组织的生物体粘膜那样的病变部的生物体粘膜变化为脱离乃至背离正常的生物体粘膜时的蜂巢形状的网络形状的结构乃至形状。

[0007] 因此,检测具有何种程度的与内窥镜图像中的蜂巢形状等的类圆形的网络相对应的规定网络形状,被认为可能成为用于判断与该内窥镜图像相对应的生物体组织是否为正常的生物体粘膜的有力的指标或者评价量。

[0008] 本发明是鉴于上述的点而完成的,其目的在于提供一种能够通过根据类圆形的结构的数量、面积等检测规定网络形状来辅助诊断的诊断辅助装置。

发明内容

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 本发明的一个方式的诊断辅助装置具备:图像输入部,其输入从生物体组织获取到的内窥镜图像;结构检测部,其根据与上述图像输入部所输入的上述内窥镜图像相对应的图像信号检测类圆形的结构;网络检测部,其根据通过上述结构检测部检测出的上述类圆形的结构的数量、或者上述类圆形的结构的面积、或者上述类圆形的结构之间的距离、或者上述类圆形的连接数,检测上述内窥镜图像中的规定网络形状。

附图说明

- [0011] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的诊断辅助装置的整体结构的结构图。
- [0012] 图 2 是表示构成图像处理装置的 CPU 的处理模块的框图。
- [0013] 图 3 是表示第一实施方式的处理过程的流程图。
- [0014] 图 4 是正常的胃底腺的生物体粘膜的内窥镜图像的示意图。
- [0015] 图 5 是表示应用向量收敛指数滤波器检测出的血管候选区域的内窥镜图像的图。
- [0016] 图 6 是表示匹配滤波器的一个例子的图。
- [0017] 图 7 是在内窥镜图像上示出对血管候选区域的内窥镜图像应用匹配滤波器来检测类圆形的结构时的处理结果的图。
- [0018] 图 8 是表示使类圆形的结构之间以与距离相对应的面积的正方形进行连接而得到的处理图像的图。
- [0019] 图 9 是在图 8 的处理图像中对有重叠的正方形的块进行加标签而得到的图。
- [0020] 图 10 是表示对图 9 的处理图像实施阈值处理来消除阈值以下的块的处理结果的图。
- [0021] 图 11 是表示进行了将图 10 的处理图像的外形设为凸形状的处理的处理图像的图。
- [0022] 图 12 的 (A)~(F) 是表示对病变部的生物体粘膜进行了与正常部的生物体粘膜的情况类似的处理时的处理结果的图。
- [0023] 图 13 是表示本发明的第二实施方式中的 CPU 的处理模块的框图。

具体实施方式

- [0024] 以下参照附图说明本发明的实施方式。
- [0025] (第一实施方式)
- [0026] 图 1 所示的本发明的第一实施方式的诊断辅助装置 1 包括内窥镜装置 2 ;医用图像处理装置 (以下简称为图像处理装置)3, 其包括对通过该内窥镜装置 2 获得的内窥镜图像进行图像处理的个人计算机 ;以及监视器 4, 其显示通过该图像处理装置 3 进行图像处理而得到的图像。
- [0027] 内窥镜装置 2 具有 :内窥镜 6, 其插入体腔内, 形成拍摄体内的体内摄像装置 ;光源装置 7, 其向该内窥镜 6 提供照明光 ;作为信号处理装置的照相机控制单元 (简称为 CCU)8, 其对内窥镜 6 的摄像单元的信号进行处理 ;以及监视器 9, 其通过被输入从该 CCU8 输出的图像信号来将由摄像元件拍摄到的图像显示为内窥镜图像。
- [0028] 内窥镜 6 具有插入体腔内的插入部 11 和设置在该插入部 11 的后端的操作部 12。另外, 传输照明光的光导件 13 贯穿于插入部 11 内。
- [0029] 该光导件 13 的后端连接在光源装置 7。并且, 通过光导件 13 传输从该光源装置 7 提供的照明光, 从在设置于插入部 11 的前端部 14 的照明窗安装的前端面射出 (传输的照明光), 通过内窥镜 6 对检查对象 (诊断对象) 的生物体组织进行照明。此外, 光源装置 7 将普通观察用的白色的照明光、或者遮盖白色的红 (R)、绿 (G)、蓝 (B) 的面顺序式照明光提供给光导件 13。因而, 对检查对象的生物体组织照射白色光。
- [0030] 另外, 在内窥镜装置 2 设置有未图示的观察模式的切换开关, 能够从普通观察模

式切换为窄带观察模式。在这种情况下、光源装置 7 切换为透过窄带的窄带滤波器,将窄带的照明光提供给光导件 13,对检查对象的生物体组织照射窄带光。因此,光源装置 7 具有用于照射窄带光的(产生窄带光的)窄带光产生部 7a。

[0031] 在与照明窗邻接的观察窗安装有物镜 15,在该物镜 15 的成像位置配置有作为固体摄像元件的例如电荷耦合元件(简称为 CCD)16。通过物镜 15 和 CCD16 来形成对来自生物体组织的反射光进行拍摄的摄像部 17。通过该 CCD16 对成像在该 CCD16 的摄像面的光学像进行光电转换。

[0032] 该 CCD16 经由信号线与 CCU8 进行连接,通过施加来自该 CCU8 的 CCD 驱动信号,CCD16 输出光电变换后得到的图像信号。通过 CCU8 内的图像处理电路对该图像信号进行信号处理,将其转换为显示在显示装置的图像信号。向监视器 9 输出该图像信号,在监视器 9 的显示面显示内窥镜图像。还向图像处理装置 3 输入该图像信号。

[0033] 在本实施方式中,关于内窥镜 6,从患者的口部插入该插入部 11 的前端部 14,从食道拍摄胃的底部的生物体粘膜,CCU8 生成该生物体粘膜的内窥镜图像的图像信号。

[0034] 输入有该图像信号的图像处理装置 3 通过如后述那样进行图像处理,来判断进行图像处理的生物体粘膜是具有作为规定生物体粘膜结构的正常的生物体粘膜的结构,还是具有肿瘤性的生物体粘膜等病变粘膜的结构。图像处理装置 3 还通过将判断结果在监视器 4 中进行显示来告知手术操作者,从而能够进行在手术操作者进行诊断时的辅助。因此,监视器 4 形成告知判断结果的告知部。

[0035] 手术操作者能够通过参考在监视器 4 中显示的判定结果,不漏掉肿瘤性的生物体组织等地、顺畅且高效地进行诊断。

[0036] 该图像处理装置 3 具有:作为图像输入单元的图像输入部 21,其输入通过内窥镜装置 2 生成的内窥镜图像;作为中央运算处理装置的 CPU22,其对与从该图像输入部 21 输入的内窥镜图像相对应的图像信号数字化得到的图像信号(还称为图像信号数据)进行图像处理;以及处理程序存储部 23,其存储使该 CPU22 执行图像处理的处理程序(控制程序)。此外,也可以设为将图像输入部 21 设置在内窥镜装置 2 侧的结构。

[0037] 另外,该图像处理装置 3 还具有:图像存储部 24,其存储从图像输入部 21 输入的图像信号数据等;处理信息存储部 25,其存储通过 CPU22 处理后得到的(处理)图像数据、处理信息;作为存储装置的硬盘 27,其经由存储装置接口(I/F)26 存储通过 CPU22 处理后得到的图像数据以及处理信息等;显示处理部 28,其进行用于显示通过 CPU22 处理后得到的图像数据等的显示处理;以及输入操作部 29,其由手术操作者等用户进行图像处理的参数等的的数据输入、指示操作的键盘等构成。

[0038] 并且,向显示监视器 4 输出通过该显示处理部 28 生成的图像信号,在该显示监视器 4 的显示面显示图像处理后的处理图像等。此外,图像输入部 21、CPU22、处理程序存储部 23、图像存储部 24、处理信息存储部 25、存储装置接口 26、显示处理部 28、输入操作部 29 经由数据总线 30 相互连接。

[0039] 在本实施方式中,例如,如图 2 所示,CPU22 具备如下的处理功能:作为结构检测单元的结构检测部 31,其根据图像信号数据检测正常的生物体粘膜所具有的类圆形的结构;以及作为网络检测单元的网络检测部 32,其根据通过该结构检测部 31 检测出的上述类圆形的结构的数量、或者上述类圆形的结构的面积、或者上述类圆形的结构之间的距离、或者

上述类圆形的结构之间的连接数来检测规定网络形状。

[0040] 另外,在本实施方式中,CPU22 还具备粘膜结构判断部 33 的处理功能,该粘膜结构判断部 33 根据通过网络检测部 32 检测出的规定网络形状的区域在用于检测该区域的内窥镜图像的区域(或者对象区域)中是否为阈值以上的判断结果,判断上述内窥镜图像是否具有设为诊断对象的规定粘膜结构。

[0041] 此外,也可以不使用 CPU22 而通过硬件来分别形成结构检测部 31、网络检测部 32、粘膜结构判断部 33。另外,在图 2 中也可以设为例如网络检测部 32 具备粘膜结构判断部 33 的结构。

[0042] 在本说明书中,上述“类圆形”的术语意味着与圆形类似的形状。因此,类圆形除了如正圆那样的圆形的形状以外还包含椭圆形状、能够与圆形近似的例如蜂巢状的六角形等多角形状的情况。

[0043] 上述结构检测部 31 具有:血管候选区域检测部 31a,其对图像信号数据使用向量收敛指数滤波器(バクトル集中度フィルタ)从内窥镜图像检测作为血管候选的区域的血管候选区域;以及匹配滤波器处理部 31b,其对检测出的血管候选区域进行匹配滤波器处理,在该匹配滤波器处理中,应用类圆形滤波器提取与类圆形滤波器(的类圆形形状)相关性大的部分(或者小区域),以检测类圆形的结构。

[0044] 另外,网络检测部 32 具有结构间连接部 32a,该结构间连接部 32a 针对通过结构检测部 31 检测出的各个类圆形的结构(的部分或者小区域),在该类圆形的结构与周围的类圆形的结构之间的距离为规定距离以下的情况下,附加与该距离相对应地设定的规定面积的区域,从而分别对类圆形的结构之间进行连接(连结)。

[0045] 并且,网络检测部 32 判断通过上述结构间连接部 32a 针对通过结构检测部 31 检测出的全部的上述类圆形的结构所生成的规定面积的区域中的区域的重叠程度,根据具有第一阈值以上的重叠程度的区域的集合体检测规定网络形状的候选区域。

[0046] 即,网络检测部 32 具有结构间连接部 32a,该结构间连接部 32a 针对包含通过上述匹配滤波器处理部 31b 检测(提取)出的类圆形的结构的图像信号的各个图像信号,在该类圆形的结构与周围的类圆形的结构之间的距离是规定距离以下的距离的情况下,附加与该距离相对应的规定面积的区域,从而对类圆形的结构之间进行连接(连结)(生成类圆形的网络形状候选)。

[0047] 这样,结构间连接部 32a 在对类圆形的结构之间进行连接(连结)来生成类圆形的网络形状候选(或者类圆形的网络形状的候选区域)的情况下,针对满足以规定距离为阈值而类圆形的结构之间的距离为阈值以下的距离条件的类圆形的结构进行。

[0048] 换句话说,图 2 所示的结构间连接部 32a 如虚线所示那样具有判断部 32e,该判断部 32e 判断上述类圆形的结构之间的距离是否为阈值以下。并且,只针对是通过判断部 32e 判断出的类圆形的结构之间的距离为阈值以下的类圆形的结构之间的距离的情况,设定与类圆形的结构之间的距离相对应的(规定的)面积的区域,与周围的类圆形的结构之间进行连接(连结)来生成类圆形的网络形状候选(或者类圆形的网络形状的候选区域)。在后述的图 8 的具体例中,设定将满足距离条件的类圆形的结构之间的距离设为对角线的正方形的面积的区域来进行连接。

[0049] 另外,该结构间连接部 32a 通过附加与上述距离相对应的规定面积的区域来对多

个类圆形的结构之间进行连接（连结），从而生成作为类圆形的网络形状候选的规定面积的区域的集合体，因此该结构间连接部 32a 还能够视为生成网络形状候选的网络形状候选生成部。

[0050] 另外，该网络检测部 32 还具有重叠合并部（加标签部）32b，该重叠合并部（加标签部）32b 针对通过结构间连接部 32a 生成的类圆形的网络形状候选，合并至少一部分有重叠的规定面积的区域的集合体的块来进行加标签。

[0051] 另外，该网络检测部 32 还具有：阈值处理部 32c，其对合并的各标签的块进行删除阈值以下的重叠数的块的阈值处理；以及类圆形网络形状生成部 32d，其将阈值处理后留下的标签的块设为向外侧凸的外形形状，来生成（作为规定网络形状的）类圆形网络形状。

[0052] 上述粘膜结构判断部 33 根据所生成的类圆形网络形状的区域在处理对象的内窥镜图像中是否为阈值以上的比例，来进行是否具有规定粘膜结构的判断，告知判断结果，由此辅助手术操作者。

[0053] 这样，本实施方式的诊断辅助装置 1 的特征在于，具备：作为图像输入单元的图像输入部 21，其输入从生物体组织获取到的内窥镜图像；作为结构检测单元的结构检测部 31，其根据与上述图像输入单元所输入的上述内窥镜图像相对应的图像信号检测类圆形的结构；以及作为网络检测单元的网络检测部 32，其根据通过上述结构检测单元检测出的上述类圆形的结构的数量、或者上述类圆形的结构的面积、或者上述类圆形的结构之间的距离、或者上述类圆形的结构之间的连接数来检测规定网络形状。

[0054] 接着参照图 3 的处理过程来说明本实施方式的动作。

[0055] 构成图 1 的诊断辅助装置 1 的内窥镜装置 2 中的内窥镜 6 被手术操作者插入到例如上部消化管内。具体地说，内窥镜 6 的插入部 11 从口部插入，通过食道而插入到胃的内部为止，通过前端部的摄像部 17 拍摄作为诊断对象的胃底腺的生物体粘膜。CCU8 对摄像部 17 的信号进行处理，生成内窥镜图像的图像信号，在监视器 9 中显示内窥镜图像。

[0056] 图 4 示意性地示出例如正常的胃底腺的生物体粘膜时的内窥镜图像。在正常的胃底腺的生物体粘膜中，微小血管如构筑接近蜂巢状的类圆形的网络形状那样走行。

[0057] 在这种情况下，也可以向生物体粘膜照射由窄带光产生部 7a 产生的蓝色的波长频带内的窄带光，根据由摄像部 17 利用从生物体粘膜反射的反射光拍摄到的摄像信号生成内窥镜图像。当使用这种蓝色的波长频带内的窄带光时，与白色光、宽带光的情况相比，能够获取到更为清晰地反映生物体粘膜的表层附近的粘膜结构的内窥镜图像。

[0058] 如图 3 的步骤 S1 所示，内窥镜图像被图像输入部 21 转换为数字的图像信号数据来输入到图像处理装置 3 内的 CPU22。

[0059] 如步骤 S2 所示，CPU22 的血管候选区域检测部 31a 进行用于针对与该内窥镜图像相对应的图像信号数据通过使用了向量收敛指数滤波器的向量收敛指数滤波器处理来检测血管候选区域的处理。因而，在本实施方式中，血管候选区域检测部 31a 包括使用了向量收敛指数滤波器的向量收敛指数滤波器处理部。此外，向量收敛指数着眼于图像（信号数据）中的浓度变化的梯度向量的朝向，对于某个关注点评价其附近区域的梯度向量以何种程度集中。

[0060] 此外，也可以在对上述图像信号数据进行阈值处理而生成了二值化图像之后，通过使用了向量收敛指数滤波器的向量收敛指数滤波器处理来检测血管候选区域。

[0061] 向量收敛指数滤波器处理例如被日本特开 2008-104886 号的图 4 所公开。在本实施方式中,对二维的图像信号数据进行向量收敛指数滤波器处理。

[0062] 如接下来的步骤 S3 所示,CPU22 的血管候选区域检测部 31a 对向量收敛指数滤波器处理后的图像信号数据进行阈值处理。例如,针对向量收敛指数滤波器处理后的图像信号数据,以将小于阈值 Thre1 (例如 Thre1=0.6) 的像素设为像素值=0、将阈值 Thre1 以上的像素设为像素值=1 的方式进行二值化,来检测(提取)血管候选区域。

[0063] 图 5 示出构成通过二值化提取到的血管候选区域的内窥镜图像的像素。在这种情况下,通过以与图 4 的显示色不同的颜色着色来进行显示,能够在视觉上容易地确认粘膜结构。图 5 具有使图 4 中的血管的走行图案更为清晰化(可视化)的特征。此外,也可以使得能够获取为通过染料散布或者染色对诊断对象的生物体粘膜进行着色来突出粘膜结构的内窥镜图像。

[0064] 在接下来的步骤 S4 中,CPU22 的匹配滤波器处理部 31b 对图 5 的内窥镜图像的图像信号数据的所有像素应用图 6 所示的(作为类圆形的形状的具体例之一的)圆环形状的匹配滤波器,来进行匹配滤波器处理。

[0065] 在本实施方式中,图 6 的匹配滤波器是 41×41 和 51×51 这两种滤波器的尺寸,以将白色的区域设为 -1、将黑色的圆环的区域设为 1 的方式对图 5 的图像信号数据的所有像素应用匹配滤波器。此外,图 5 的内窥镜图像的图像信号数据是例如 200×200 乃至 250×250 左右的像素大小。

[0066] 此外,在应用匹配滤波器的情况下,白色的区域和黑色的区域的面积不同,因此计算出乘以系数 1 的像素值的平均值和乘以系数 -1 的像素值的平均值,计算出两个平均值的差值,降低白色的区域和黑色的区域面积不同的影响。

[0067] 另外,匹配滤波器不限于图 6 所示的匹配滤波器,也可以变更它的形状、尺寸、系数、所利用的滤波器个数。

[0068] 在接下来的步骤 S5 中,CPU22 对(在前面的步骤 4 中计算出的)差值进行阈值处理。具体地说,针对计算出的各差值,以将小于阈值 Thre2 (例如 Thre2=0.2) 的像素设为像素值=0、将阈值 Thre2 以上的像素设为像素值=1 的方式进行二值化。

[0069] 此外,在本实施方式中,使用 41×41 和 51×51 这两种尺寸的匹配滤波器,在应用了其中一个匹配滤波器的处理结果的像素值为阈值 Thre2 以上的情况下,将该像素值设为 1。

[0070] 图 7 示出通过二值化提取到的匹配滤波器应用结果的内窥镜图像。在图 7 中,检测为类圆形的结构(形状)的类圆形的区域内的中央附近的像素的像素值为 1,以黑圆点来表示该像素。

[0071] 这样,通过基于阈值处理的二值化,如步骤 S6 所示,通过上述图像处理对诊断对象的生物体组织的内窥镜图像检测(提取)具有类圆形的结构的部分(与圆环形状相关量高的部分)。并且,能够通过步骤 S6 进行将像素值为 1 的类圆形的结构部分与像素值为 0 的部分(与类圆形相关量低的部分)加以区别的加标签。

[0072] 在本实施方式中,在诊断对象的生物体组织的内窥镜图像中,根据如下所说明那样检测出的类圆形的结构的数量、面积、结构之间的距离、结构之间的连接数中的至少一个,检测作为与该内窥镜图像所具有的类圆形的结构的走行图案密切相关的特征量或者指

标的规定网络形状。

[0073] 因此,在图 3 的步骤 S7 中,通过构成 CPU22 的网络检测部 32 的结构间连接部 32a 使类圆形的结构之间以附加与结构之间的距离相对应的面积(的区域)进行连接。在对类圆形的结构之间进行连接的情况下,只在各类圆形的结构的中心点之间的距离为阈值 Thre3(例如 Thre3=40)以下的情况下,以将结构间(点间)的距离设为对角线的规定面积(在具体例中为正方形的面积)进行连接。此外,关于 Thre3=40,例如将一个像素设为单位距离 1。

[0074] 以上述规定面积(具体地说为正方形)进行连接的集合体形成类圆形的网络形状候选(候选区域)。因此,如上述那样结构间连接部 32a 形成生成类圆形的网络形状候选的类圆形的网络形状候选生成部。

[0075] 图 8 示出对图 7 的内窥镜图像进行了步骤 S7 的处理后得到的作为类圆形的网络形状候选的、正方形的面积的区域的集合体的处理图像。此外,在图 8 中省略表示如图 7 所示那样的内窥镜图像的轮廓,但是也可以在内窥镜图像上叠加显示图 8 的处理图像。

[0076] 在本实施方式中,还通过进行如下的处理来检测(计算)规定网络形状的区域,还通过使用阈值的阈值处理来进行是否具有规定粘膜结构的判断。

[0077] 在接下来的步骤 S8 中,CPU22 的重叠合并部(或者加标签部)32b 针对图 8 的处理图像的图像信号数据,对具有有重叠的正方形的面积的区域的集合体的每个块进行加标签,分别合并成一个标签的块。图 9 示出合并的结果。在图 9 中合并成标签 1-3 的块。

[0078] 在接下来的步骤 S9 中,CPU22 的阈值处理部 32c 去除图 9 的处理图像中的构成合并后离散地存在的标签的块的正方形的个数(与连接数相对应)为阈值 Thre4(例如 Thre4=5)以下的块。即,对图 9 的处理图像进行使用了阈值 Thre4 的阈值处理(或者使用了阈值的判断处理),删除正方形的个数为阈值以下的标签的块。换句话说,只将类圆形的结构之间的连接数大的块(集合体)用于网络形状的检测。

[0079] 图 10 示出步骤 S9 的处理图像。只删除标签 1 的块而留下标签 2、3 的块。

[0080] 在本实施方式中,步骤 S9 的阈值处理具有进行处理对象的内窥镜图像是否具有规定粘膜结构的粗略的判断的粘膜结构判断部 33 的功能。即,在正常的生物体粘膜的情况下,如图 10 所示,留下阈值以上的处理图像。

[0081] 与此相对,在大为背离正常的生物体粘膜的病变粘膜作为胃底腺粘膜的情况下,当进行与上述的情况相同的处理时,通过上述步骤 S8 的处理而如图 12 的(E)那样成为正方形的重叠程度(即连接数)小、且少数的正方形的集合体的块。这样成为只有重叠少的块,成为只有正方形的个数小于进行步骤 S9 的阈值处理时的阈值 Thre4 的块。因此,在大为背离正常的生物体粘膜的病变粘膜的情况下,由于步骤 S9 的阈值处理而加标签的全部的块都被消除。

[0082] 因而,如上述那样步骤 S9 的阈值处理具有进行是否具有规定粘膜结构的粗略的判断的粘膜结构判断部 33 的功能。

[0083] 在接下来的步骤 S10 中,CPU22 的类圆形网络形状生成部 32d 进行如下处理:连结形成步骤 S9 的块中的外形的部分的点,成为向外侧凸的外形形状。通过该处理,生成作为规定网络形状的最终类圆形的网络形状的区域。图 11 示出通过步骤 S10 的处理生成的最终的类圆形的网络形状的区域。

[0084] 在接下来的步骤 S11 中, CPU22 的粘膜结构判断部 33 计算通过步骤 S10 计算出的类圆形的网络形状的区域在内窥镜图像中所占的面积的比例, 判断是否为阈值 Thre5 (Thre5=10%) 以上。

[0085] CPU22 的粘膜结构判断部 33 在计算出的类圆形的网络形状的区域面积相对于图像处理装置 3 所输入的内窥镜图像的面积的比例为阈值 Thre5 以上的情况下, 判断为与该内窥镜图像相对应的生物体粘膜为正常的粘膜结构 (在这种情况下为正常的胃底腺粘膜)。

[0086] 另一方面, 在该比例小于该阈值 Thre5 的情况下, 判断为与该内窥镜图像相对应的生物体粘膜不是正常的生物体粘膜结构 (在这种情况下为正常的胃底腺粘膜)。

[0087] 在接下来的步骤 S12 中, CPU22 向监视器 4 输出步骤 S11 中的判断结果和作为判断结果的评价值的类圆形的网络形状的区域面积的比例, 来将它们告知 (显示) 给手术操作者。手术操作者参照是正常的胃底腺粘膜的判断结果和它的评价值来进行诊断。并且, 结束图 3 的处理。

[0088] 以上示出了正常的生物体粘膜的情况下的处理图像等, 但是当对病变部的生物体粘膜的情况也进行类似的处理时变成上述图 12 那样。

[0089] 图 12 的 (A) 示出在图 3 的步骤 S1 中图像处理装置 3 所输入的内窥镜图像, 图 12 的 (B) 示出通过步骤 S2、S3 的处理进行二值化而提取出的血管候选区域的内窥镜图像。

[0090] 图 12 的 (C) 示出对图 12 的 (B) 的处理图像或者图 12 的 (A) 的内窥镜图像通过步骤 S4、S5 的处理进行二值化而提取出的匹配滤波器应用结果的处理图像。

[0091] 此外, 在图 12 的 (C) 中没有示出图 12 的 (B) 或者图 12 的 (A) 的内窥镜图像部分, 以黑圆点示出了阈值处理后得到的阈值 Thre2 以上的像素值。图 12 的 (D) 示出对图 12 的 (C) 的处理图像进行步骤 S7 的处理后得到的处理图像, 而且图 12 的 (E) 示出对图 12 的 (D) 的处理图像进行步骤 S8 的处理后得到的处理图像。

[0092] 图 12 的 (E) 的处理图像为标签 1-4 的块的处理图像, 当与正常粘膜的情况下的图 9 进行比较时有重叠的正方形的数量少。因此, 当进行步骤 S9 的处理时标签 1-4 的块的处理图像被删除而变成零。图 12 的 (F) 示出对于图 12 的 (E) 进行步骤 S9 的处理后的结果。此外, 图 12 的 (F) 在与图 12 的 (E) 相同的显示方式下成为空白, 因此例如在图 12 的 (A) 的内窥镜图像上叠加显示图 12 的 (C) 的处理结果。

[0093] 在这种情况下, 在步骤 S10 中变成没有处理对象, 在步骤 S11 中判断为与该内窥镜图像相对应的生物体粘膜不是正常的粘膜结构 (在这种情况下为正常的胃底腺粘膜)。

[0094] 在接下来的步骤 S12 中, CPU22 向监视器 4 输出步骤 S11 中的判断结果和作为判断结果的评价值的类圆形的网络形状的区域面积的比例, 来将它们告知 (显示) 给手术操作者。

[0095] 手术操作者参照不是正常的胃底腺粘膜的判断结果和它的评价值来进行诊断。手术操作者能够通过参照判断结果来对病变部分等高效地进行诊断。

[0096] 这样, 本实施方式根据对诊断对象的生物体粘膜进行拍摄而得到的内窥镜图像, 检测在该生物体粘膜为正常的粘膜结构时的血管的走行图案所具有的类圆形的结构, 根据检测出的类圆形的结构的数量、面积等检测是否具有规定网络形状。

[0097] 而且, 本实施方式根据检测出的规定网络形状、即类圆形的网络形状的区域相对

于用于检测该类圆形的网络形状的内窥镜图像的区域是否为阈值以上的比例,判断是否为正常的粘膜结构,将判断结果告知给手术操作者。并且,如上所述,手术操作者能够通过参照判断结果来对病变部分等高效地进行诊断。

[0098] 因而,根据本实施方式,能够提供一种能够通过根据类圆形的结构的数量、面积等检测规定网络形状来对手术操作者辅助诊断的诊断辅助装置。

[0099] 此外,在上述第一实施方式中说明了胃底腺的生物体粘膜的情况,但是也能够同样地应用于例如对大肠的 I 型腺管开口(ピットパターン)(类圆形的正常形态)、II 型腺管开口(星芭状、乳头状且与 I 型的情况下的正常形态相比稍微大型的形态)进行拍摄而得到的内窥镜图像的情况。

[0100] 另外,在上述第一实施方式中,也可以使用进行霍夫变换处理的霍夫变换处理部来代替结构检测部 31 中的使用匹配滤波器的匹配滤波器处理部 31b,通过该霍夫变换处理来检测类圆形的结构。

[0101] (第二实施方式)

[0102] 接着说明本发明的第二实施方式。在第一实施方式中,着眼于血管的走行图案,为了检测血管的走行图案的结构而检测类圆形的结构,但是在本实施方式中为了检测上皮组织的走行图案的结构而检测类圆形的结构。并且,使用于根据检测结果来辅助上皮结构的诊断。

[0103] 本实施方式的硬件上的结构与图 1 所示的第一实施方式相同,本实施方式与第一实施方式中的图 2 中的 CPU22 的结构检测部 31 的处理功能有些不同。图 13 示出本实施方式中的 CPU22 的处理功能的框图。

[0104] 如图 13 所示,CPU22 具有结构检测部 31、网络检测部 32 以及粘膜结构判断部 33,但是构成为使用上皮候选区域检测部 31c 来代替图 2 中的向量收敛指数滤波器的血管候选区域检测部 31a。

[0105] 在本实施方式中,上皮候选区域检测部 31c 包括使用作为点收敛指数滤波器(点集中性フィルタ)的瞳孔滤波器检测上皮候选区域的点收敛指数滤波器处理部。其它结构与第一实施方式相同。

[0106] 因而,本实施方式中的处理为与图 3 所示的处理类似的处理,因此只说明与图 3 的处理不同的点。

[0107] 在本实施方式中,在图 3 中代替步骤 S2 的向量收敛指数滤波器而使用作为点收敛指数滤波器的瞳孔滤波器来进行用于检测上皮候选区域的处理。另外,将上皮候选区域代替血管候选区域来通过图 3 的步骤 S3 的阈值处理进行检测。

[0108] 另外,本实施方式中,关于图 3 的步骤 S4 以后的处理,为与第一实施方式相同的处理。并且,通过进行这种处理,与对于利用了第一实施方式中的血管的走行图案的结构的粘膜结构的判断结果的情况同样地,能够获得对于作为利用了将血管替换为上皮组织时的上皮组织的走行图案的粘膜结构的上皮结构的判断结果。

[0109] 这样,本实施方式根据对诊断对象的生物体粘膜进行拍摄而得到的内窥镜图像,检测在该生物体粘膜为正常的生物体粘膜结构时的上皮组织的走行图案所具有类圆形的结构,根据检测出的类圆形的结构的数量、面积等检测是否具有规定网络形状。

[0110] 而且,本实施方式根据检测出的规定网络形状、即类圆形的网络形状的区域相对

于用于检测该类圆形的网络形状的内窥镜图像的区域是否为阈值以上的比例,判断上皮结构是否为正常的粘膜结构,将判断结果告知给手术操作者。并且,手术操作者通过参照判断结果,能够不漏掉病变部分地、高效地进行诊断。

[0111] 因而,根据本实施方式,能够提供一种能够通过根据类圆形的结构的数量、面积等检测规定网络形状来对手术操作者辅助诊断的诊断辅助装置。

[0112] 此外,也可以在第一实施方式中使用瞳孔滤波器代替向量收敛指数滤波器来进行处理,也可以在第二实施方式中使用向量收敛指数滤波器代替瞳孔滤波器。

[0113] 另外,对上述的实施方式中的一部分进行变形或删除而得到的实施方式也属于本发明。

[0114] 例如,在步骤 S7 的处理中,也可以使用例如圆形的面积等、其它形状的面积来代替正方形。另外,在图 3 中也可以省略步骤 S9 的处理。另外,也可以不进行步骤 S10 的处理地进行步骤 S9 的处理 ~ 步骤 S11 的处理、或者步骤 S8 的处理 ~ 步骤 S11 的处理。

[0115] 此外,在上述的说明中,在满足类圆形的结构的中心点间的距离为阈值 Thre3 以下的条件的情况下,进行使满足该条件的类圆形的结构之间以具有与该距离相对应的规定面积的方式进行连接的处理。在上述的例子中,在阈值 Thre3 以下的情况下,距离越大则面积越大,但是并不限于这种情况,也可以使用作为基准的参照信息与距离相应地决定面积。

[0116] 具体地说,也可以预先调查被诊断为正常组织的基准的生物体粘膜时的类圆形的结构间的平均值、或者平均值和方差,以在为该平均值的距离的情况下与最大的面积对应、离该平均值的偏差越大则与越小的面积对应的方式对类圆形的结构之间进行连接。

[0117] 在具体应用的情况下,例如在作为信息保存单元的查找表中预先保存满足成为阈值以下的距离条件的类圆形的结构之间的距离和对应的面积(或者具有对应的面积的形状)的信息。并且,网络检测部 32 的结构间连接部 32a 也可以进行如下处理:针对满足距离条件的类圆形的结构之间的距离,从查找表读取对应的面积等信息,以该面积等对该类圆形的结构之间进行连接。此外,优选在利用查找表的情况下还能够参照与上述平均值的值相对应的内窥镜图像上的像素大小的信息。

[0118] 另外,检测类圆形的结构,使检测出的多个类圆形的结构之间以与该结构之间的距离相对应的面积进行连接,从而检测规定网络形状,但是并不限于这种情况,也可以根据上述类圆形的结构的数量、或者上述类圆形的结构的面积、或者上述类圆形的结构之间的距离、或者上述类圆形的结构之间的连接数来检测规定网络形状。

[0119] 本申请是以 2011 年 2 月 1 日向日本申请的特愿 2011-019986 号为要求优先权的基础而申请的,上述的公开内容被本申请说明书、权利要求书、附图所引用。

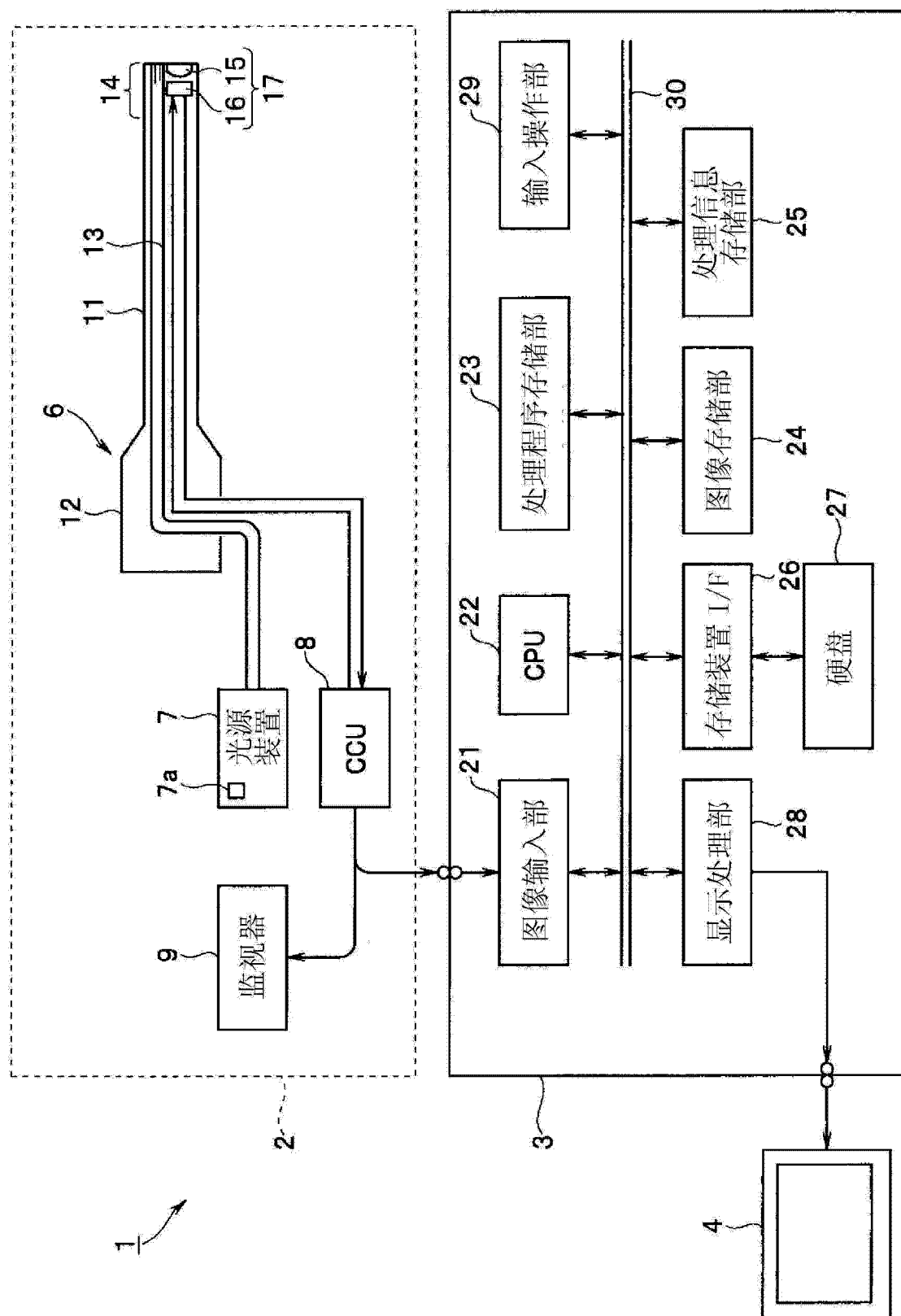


图 1

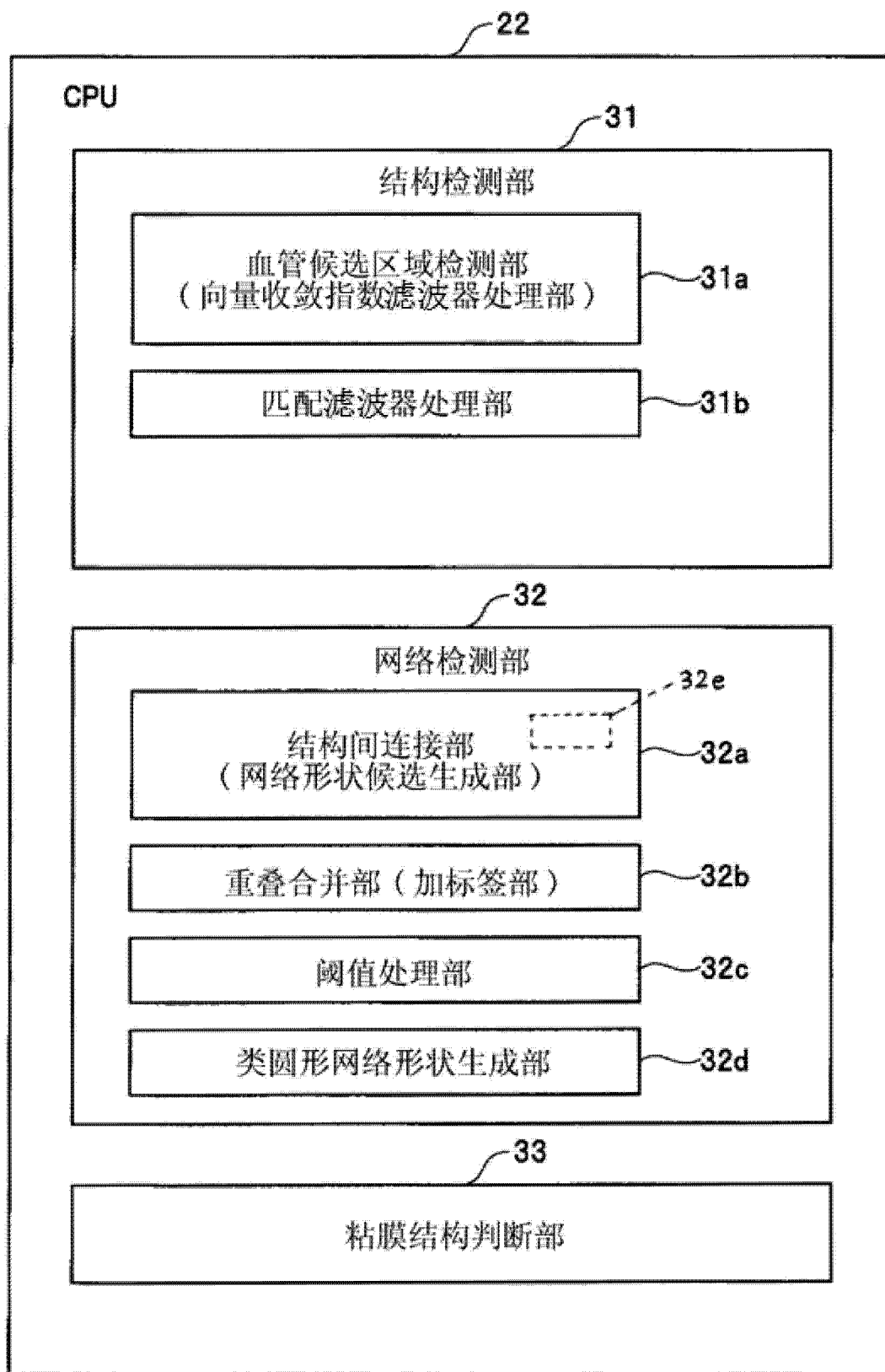


图 2

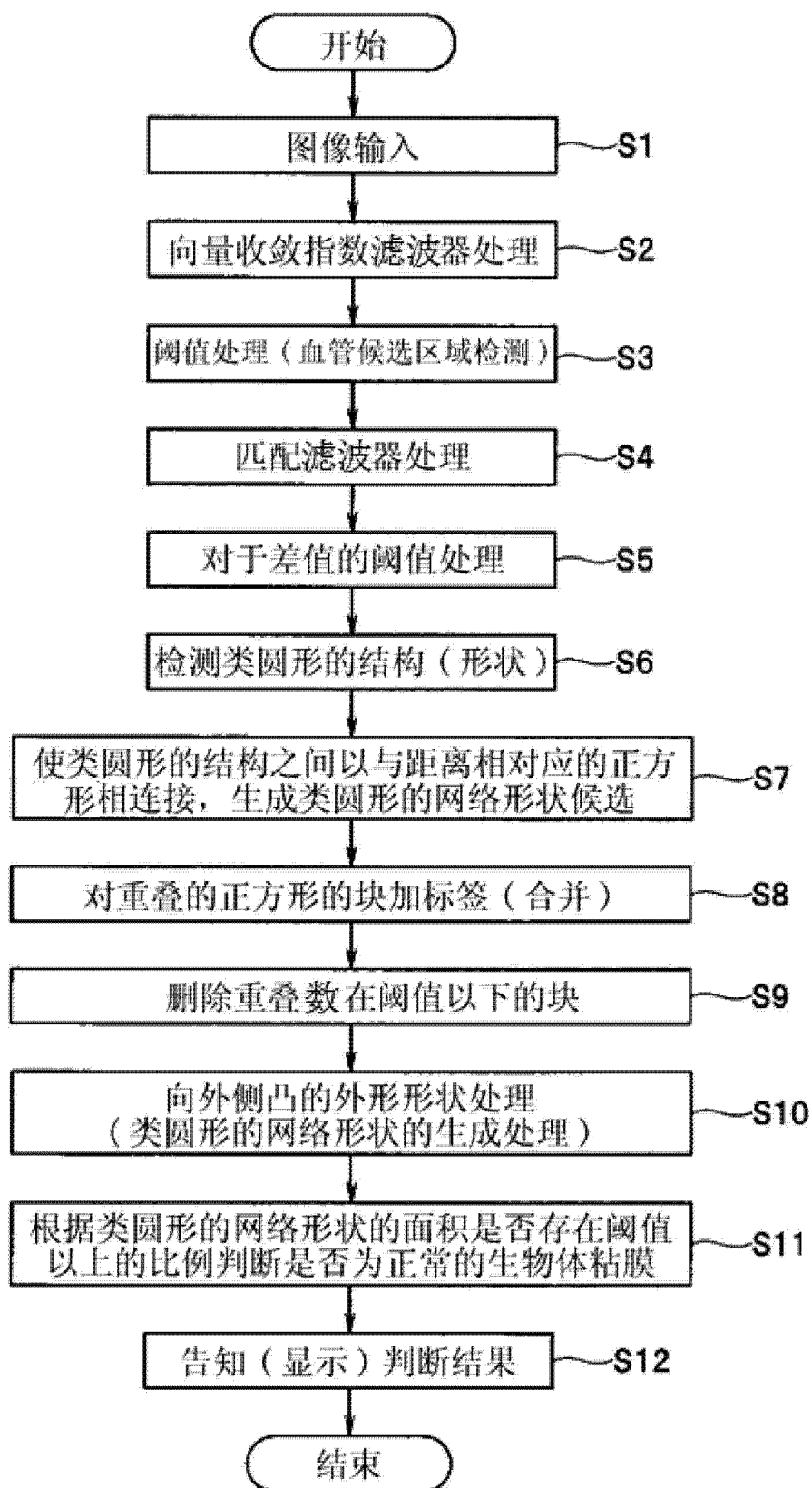


图 3

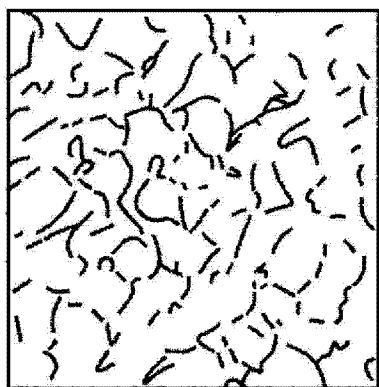


图 4

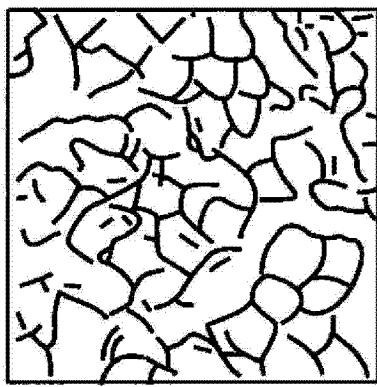


图 5

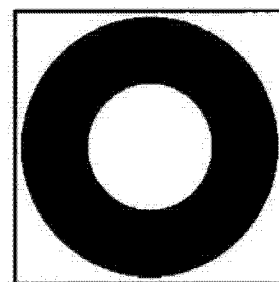


图 6

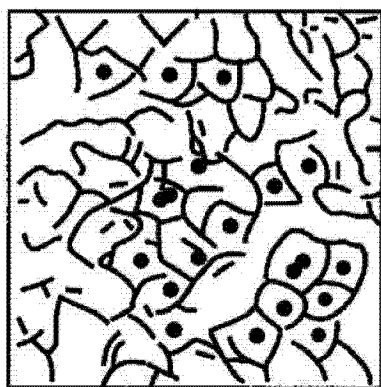


图 7

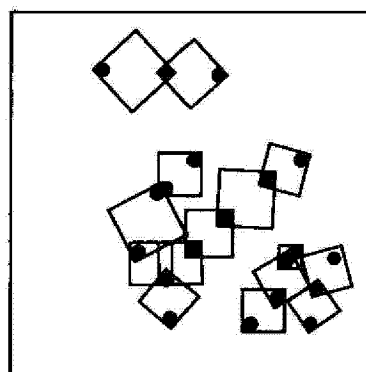


图 8

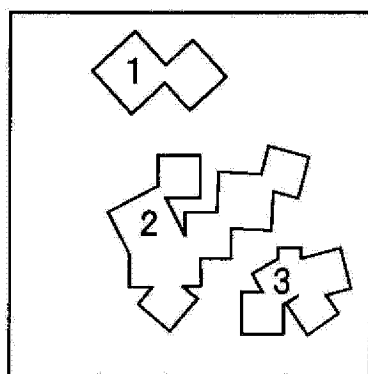


图 9

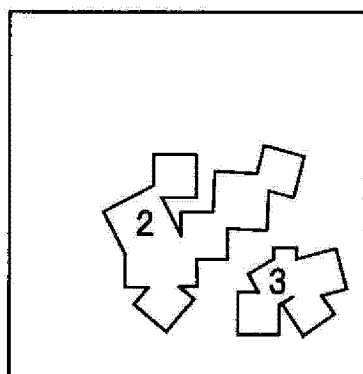


图 10

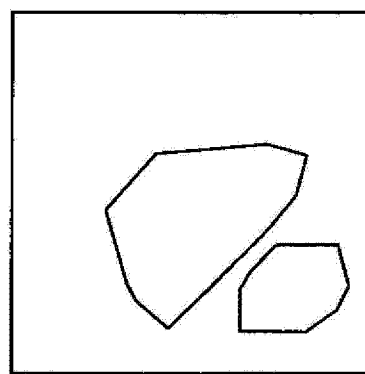


图 11

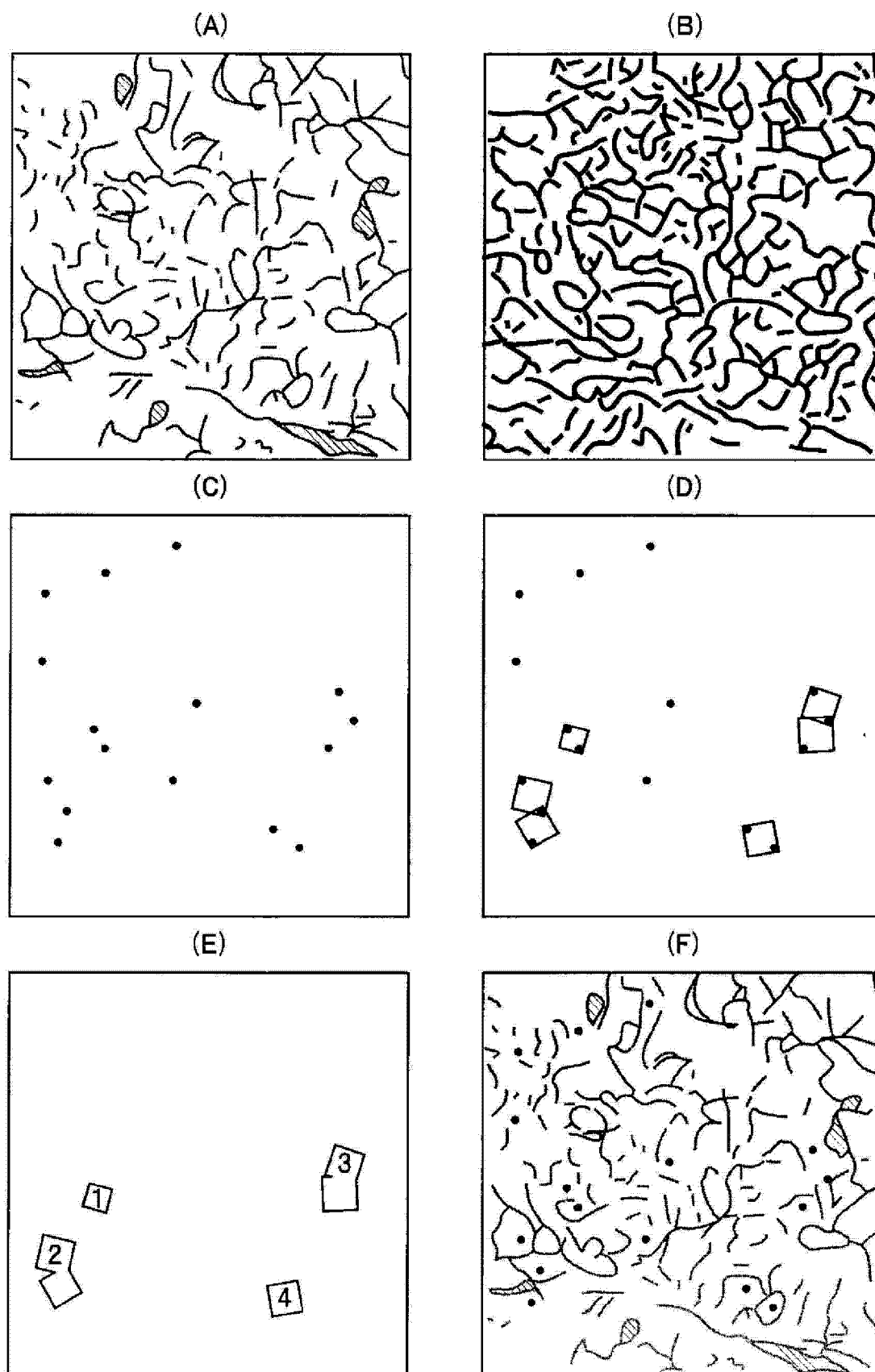


图 12

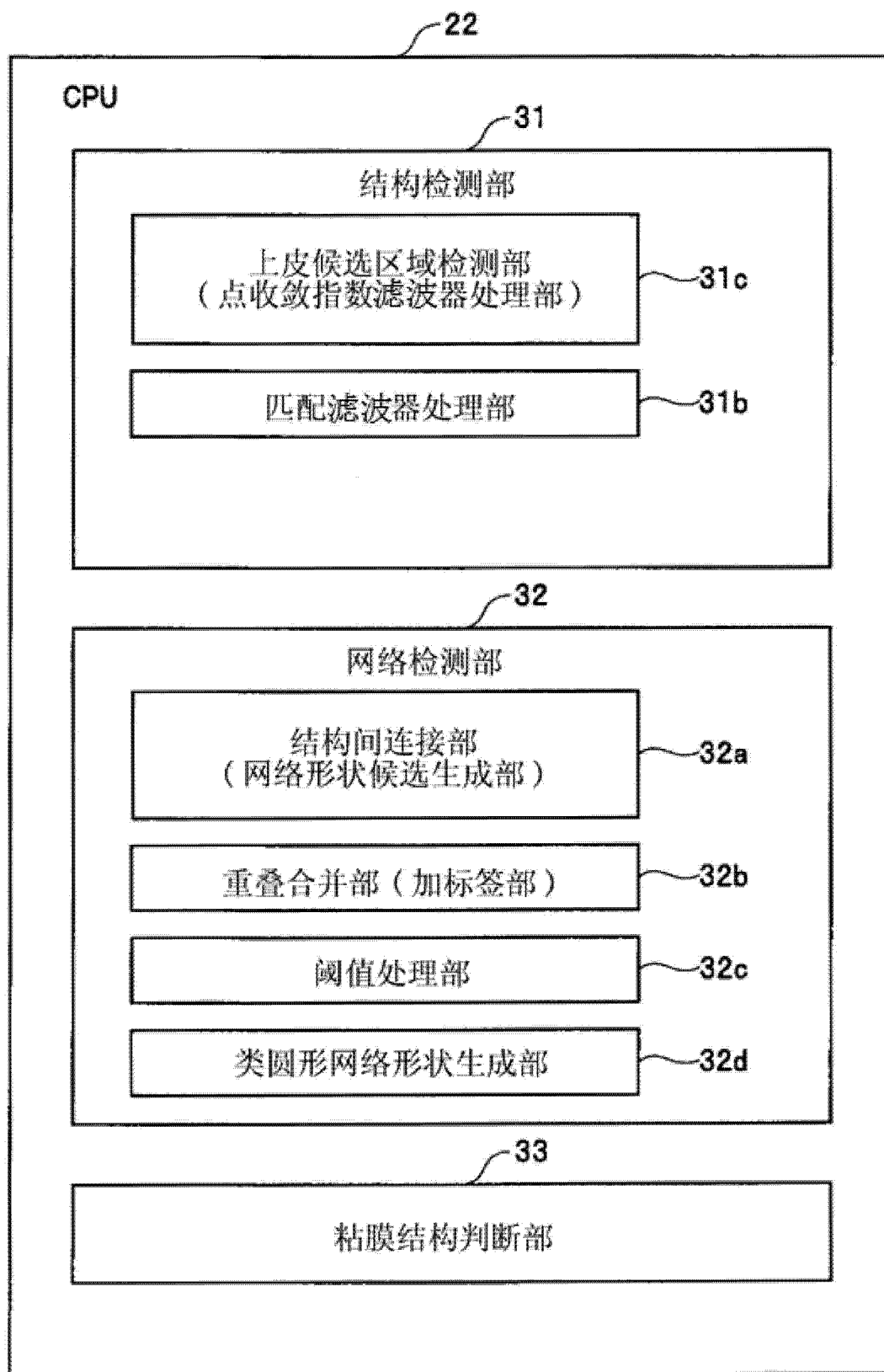


图 13

专利名称(译)	诊断辅助装置		
公开(公告)号	CN102984990A	公开(公告)日	2013-03-20
申请号	CN201180033885.X	申请日	2011-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	田中健一		
发明人	田中健一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 G06T2207/30092 G06T7/0012 G06T7/00 G06T2207/30096 G06T2207/10068 G06T2207/20148 G06T7/136		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011019986 2011-02-01 JP		
其他公开文献	CN102984990B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

诊断辅助装置具备：图像输入部，其输入从生物体组织获取到的内窥镜图像；结构检测部，其根据与图像输入部所输入的内窥镜图像相对应的图像信号检测类圆形的结构；网络检测部，其根据通过结构检测部检测出的类圆形的结构的数量、或者类圆形的结构的面积、或者类圆形的结构之间的距离、或者类圆形的结构之间的连接数，检测内窥镜图像中的规定网络形状。

