



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102048559 A

(43) 申请公布日 2011. 05. 11

(21) 申请号 201010536594. X

(22) 申请日 2010. 11. 04

(30) 优先权数据

2009-253665 2009. 11. 05 JP

(71) 申请人 久米伸治

地址 日本广岛县广岛市

申请人 阿洛卡株式会社

(72) 发明人 久米伸治 滨圣司 村下贤

冈田孝

(74) 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理

有限公司 11225

代理人 黄威 张彬

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

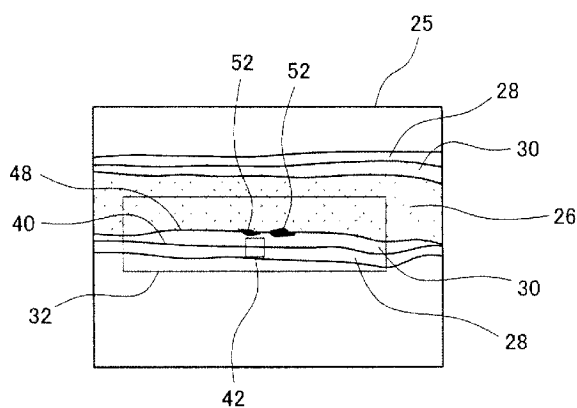
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波断层分析图像的处理装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波断层分析图像的处理装置。不稳定血小板中具有在不远的将来分离的高可能性的游动片（水母标）被清楚地显示。连续地获得包括颈动脉的轴线的截面图的超声波断层分析图像（25）。使用将不稳定血小板的表面（48）设定为亮度和暗度之间的边界的阈值，多个超声波断层分析图像（25）被二值化。计算两个二值化的超声波断层分析图像的对应像素之间的差值，使得游动片（52）被提取并且以重叠在所述超声波断层分析图像（25）上的方式被显示。



1. 一种超声波断层分析图像的处理装置,包括:

位置匹配单元,其将基准图像和比较图像的位置进行匹配,使得血管壁表面相配,其中,所述基准图像是连续获得的超声波断层分析图像中的一个,所述超声波断层分析图像包括依附有不稳定血小板的血管壁,并且所述比较图像是除了所述基准图像以外的图像;

二值化单元,其使用阈值将所述基准图像和所述比较图像二值化,通过所述阈值区分所述不稳定血小板和血流部;

差值图像获得单元,在位置匹配的状态下,所述差值图像获得单元计算由所述二值化单元二值化的所述基准图像和所述比较图像之间的差值,以获得差值图像;以及

差值图像提供单元,其提供所述差值图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波断层分析图像的处理装置,其中

所述差值图像获得单元将具有被二值化的所述基准图像和所述比较图像之间的差值的部分中在贯穿所述血管壁的方向上具有预定厚度以上的部分设定为所述差值图像。

3. 根据权利要求2所述的超声波断层分析图像的处理装置,其中

所述差值图像提供单元以与所述基准图像或所述比较图像能区分的形式提供重叠在所述基准图像或所述比较图像上的差值图像。

4. 根据权利要求3所述的超声波断层分析图像的处理装置,其中

所述能区分的形式通过对所述差值图像着色实现。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的超声波断层分析图像的处理装置,其中

所述差值图像获得单元通过将多个比较图像与所述基准图像进行比较而获得多个差值图像,并且

所述差值图像提供单元为能够显示视频图像的显示单元,并且显示所述多个差值图像的视频图像。

6. 一种超声波诊断系统,包括:

图像获得单元,其连续地获得包括依附有不稳定血小板的血管壁的超声波断层分析图像;

位置匹配单元,其将基准图像的位置和比较图像的位置进行匹配,使得血管壁表面相配,所述基准图像是获得的超声波断层分析图像中的一个,所述比较图像是除了所述基准图像以外的超声波断层分析图像;

二值化单元,其使用阈值将所述基准图像和所述比较图像二值化,通过所述阈值区分所述不稳定血小板和血流部;

差值图像获得单元,在位置匹配的状态下,所述差值图像获得单元计算由所述二值化单元二值化的所述基准图像和所述比较图像之间的差值,以获得差值图像;以及

差值图像提供单元,其以与所述基准图像或所述比较图像能区分的形式提供重叠在所述基准图像或所述比较图像上的差值图像。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断系统,其中

所述差值图像获得单元将具有被二值化的所述基准图像和所述比较图像之间的差值的部分中在贯穿所述血管壁的方向上具有预定厚度以上的部分设定为所述差值图像。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断系统,其中

所述差值图像提供单元以与所述基准图像或所述比较图像能区分的形式提供重叠在

所述基准图像或所述比较图像上的差值图像。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断系统,其中
所述能区分的形式通过对所述差值图像着色实现。

10. 根据权利要求 6-9 中任一项所述的超声波诊断系统,其中
所述差值图像获得单元通过将多个比较图像与所述基准图像进行比较而获得多个差值图像,并且

所述差值图像提供单元为能够显示视频图像的显示单元,并且显示所述多个差值图像的视频图像。

超声波断层分析图像的处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及向受治疗者发送超声波并从受治疗者接收超声波且获得超声波断层分析图像的超声波诊断,并且特别涉及一种血管的断层分析图像的图像处理。

背景技术

[0002] 在动脉硬化等疾病中观察到的依附于血管壁的内表面上的血小板的特性可主要分成四种类型,包括纤维化、钙化、脂肪性以及出血。纤维化和钙化的血小板被称为稳定血小板,因为这些血小板不趋于与血管壁分离并且是稳定的。另一方面,脂肪性和出血性的血小板被称为不稳定血小板或活动血小板,因为这些血小板趋于与血管壁分离且趋于不稳定。不稳定血小板因诸如血流的压力而引起运动,并且,在一定位置时,不稳定血小板与血管壁分离。当血小板与血管壁分离时,引起一系列病态,包括血栓的形成、血管内腔的变窄以及血管的闭塞,导致脑梗塞和心肌梗塞。

[0003] 在某些情况下,在一部分不稳定血小板中存在随着血流因心跳变化而摆动的部分。例如,该部分以漂浮方式上下运动,或者响应于血流以类似于水母的伸缩运动的方式运动。前者称为漂浮血小板,后者称为水母标(jellyfish sign)。在下面的描述中,不稳定血小板的更不稳定的摆动部分将被称为“游动片(free-moving piece)”。游动片是在不久的将来可与血管壁分离的一部分,其可与血小板主体分开,并且可形成血栓。

[0004] 通过超声波诊断装置对血小板的诊断具有的优点是:例如血小板的特性能够通过回波的亮度(强度)分类;分辨率高;并且该方法在实时诊断方面是优越的。JP 2009-148395 A 公开了使用超声波断层分析图像对血小板的诊断。

[0005] 当在现有技术的超声波断层分析图像中观察游动片的运动时,难以辨认出该运动,因为该运动不是非常显著并且被心跳混合在血管壁的运动中。

[0006] 本发明的优点是,提取游动片并且提供游动片的位置的信息。

发明内容

[0007] 根据本发明的一个方案,提供了一种超声波断层分析图像的处理装置,其中:通过使得血管壁表面的位置相配来将基准图像和至少一个比较图像的位置进行匹配,基准图像是连续获得的多个超声波断层分析图像中的一个图像,而且该多个超声波图像包括依附有不稳定血小板的血管壁,比较图像是除了基准图像以外的图像;并且在这种状态下计算基准图像和比较图像之间的差值,以提取游动片。

[0008] 在计算基准图像和比较图像之间的差值时,执行二值化处理。在这种情况下,由于需要关于不稳定血小板部分特别是与血流部接触的部的信息,因此将血小板的亮度和血流部的亮度之间的值用作阈值。在差值图像中,提取基准图像和比较图像的亮度值(二值)彼此不同的部分。由于在位置匹配处理中可存在血管壁和血流之间的边界面(血管的表面)或血小板和血流之间的边界面不完全相配的情况,因此能够采用如下的构造:只提取在贯穿血管壁的方向上具有的厚度大于或等于预定值的部分。

[0009] 能够提供重叠多值的基准图像或比较图像的获得的差值图像。能够提供与多值的基准图像等能区分形式的差值图像。例如,基准图像能以降低的亮度显示并且差值图像能以高亮度显示。可替代地,差值图像可被着色。

[0010] 通过比较基准图像和各个比较图像以获得差值图像并且通过连续地显示差值图像,可显示允许察看游动片的运动的视频图像。

[0011] 根据本发明的各个方案,可清楚地显示游动片,在依附于血管壁上的不稳定血小板中,该游动片具有特别高的分离的可能性。

附图说明

[0012] 图 1 为根据本发明的一个优选实施例的超声波诊断系统的示意性结构图。

[0013] 图 2 为示出根据本发明的一个优选实施例的图像处理的结构的方框图。

[0014] 图 3 为示出多个超声波断层分析图像的图。

[0015] 图 4 为示出超声波断层分析图像(多值)的一个实例的图。

[0016] 图 5 为图 4 的超声波断层分析图像被简化的图。

[0017] 图 6 为示出亮度值和像素数量之间的关系图。

[0018] 图 7 为示出设定用于基准图像的一个示例性窗口的图。

[0019] 图 8 为示出设定用于比较图像的一个示例性窗口的图。

[0020] 图 9 为示出不稳定血小板的表面通过二值化显示的超声波断层分析图像的图。

[0021] 图 10A 为示出从图 9 的图像中去除了噪声的超声波断层分析图像的图。

[0022] 图 10B 为示出在比较图像中去除了噪声的超声波断层分析图像的图。

[0023] 图 11 为示出差值图像的图。

[0024] 图 12 为示出从图 11 的图像中去除了不需要的血小板边界部分且提取出游动片的超声波断层分析图像的图。

具体实施方式

[0025] 现在将结合附图描述本发明的一个优选实施例。图 1 为示意性地示出根据本发明的一个优选实施例的超声波诊断系统 10 的结构图。超声波诊断系统 10 包括超声波诊断装置 12 和计算机 14。超声波诊断装置 12 包括:超声波探头 16,其将超声波发送至受治疗者和从受治疗者接收超声波;装置主体 18,其具有图像形成单元,该图像形成单元基于所接收的超声波的反射波形成诸如断层分析图像的预定超声波图像;以及显示器 20,其显示所形成的图像。计算机 14 连接到超声波诊断装置 12 上,并且能够捕获由超声波诊断装置 12 形成的超声波图像。计算机 14 能够从诸如 DVD 的外部存储介质 22 读取预定的程序。另外,打印机 24 能连接到计算机 14 上,并且根据需要可将超声波图像打印且输出在纸张上。

[0026] 图 1 中示出的系统 10 示出了系统结构的一个示例性构造,并且该系统可替代地形成其他构造。例如,计算机 14 的功能可被并入超声波诊断装置 12 中。

[0027] 图 2 为示出由超声波诊断系统 10 执行的图像处理的结构的方框图。图像形成单元 100 基于超声波的反射波形成超声波断层分析图像。超声波断层分析图像的形成和在现有技术的超声波诊断装置中的图像形成相同,因此这里将不再进行描述。在图像形成单元 100 中,超声波断层分析图像以预定的帧频连续地形成,并且形成的图像 25 随后被存储在

超声波图像存储单元 102 中(参考图 3)。待存储的图像 25 可为全部的帧,或者可减少帧的个数。为观测不稳定血小板因血流变化所引起的运动,优选为针对一次心跳获得且存储多个或多个以上图像。

[0028] 图 4 示出获得的图像的一个示例。图 5 为因说明的目的简化图 4 的灰度图像的图。图 4 和图 5 示出的图像示出了包括颈动脉的轴线的截面图。血管中血液流动所在的一部分 26 为暗的,血管壁 28 和肌肉组织为明的。形成在血管的内壁面上的不稳定血小板 30 是比血管壁等更软的组织,并且具有比血管壁暗但比为液体的血流部 26 亮的亮度。为观测不稳定血小板因血流变化所引起的运动,优选为针对一次心跳获得且存储多个或多个以上图像。

[0029] 下面,设定关注区域 (ROI) 32 (ROI 设定单元 104)。关注区域 32 由用户在查看一个或多个形成的图像时确定。更具体地,例如,超声波图像显示在计算机 14 的显示器上,表示关注区域 32 的矩形以重叠方式显示,并且利用诸如鼠标和键盘的计算机 14 的输入装置使矩形移动且扩大/缩小,从而设定关注区域 32。在其中设定有关注区域 32 的图像在下文中将被称为“基准图像 25A”,除了基准图像以外的图像在下文中将被称为“比较图像 25B”。而且,为了说明的目的,当需要在多个比较图像之间进行区分时,比较图像将以时序的顺序被分配分支号 (-1、-2、…),例如 25B-1、25B-2、…。基准图像 25A 优选为心脏的收缩末期或舒张末期的图像,为此优选为获得心电图信息。不稳定血小板中的游动片可被认为是在收缩末期或舒张末期时期位于运动幅度内的最远位置处。因此,通过比较在收缩末期或舒张末期的位置和其他时期的位置能够清楚地获得差值。

[0030] 另外,对于在设定的关注区域 32 中的像素,每个亮度值的出现频率(像素数量)以曲线图示出。图 6 为亮度值设定在横轴上且像素数量设定在纵轴上的曲线图。该曲线图示出了在关注区域 32 中的特定亮度值的像素数量。在图 6 中,示出的特定亮度值的像素数量不是未经处理就显示的,而是应用了特定的处理来使数量平滑化且获得平滑的曲线。通过图 6 的出现频率的曲线图,能够看出存在三个突出部分。包括具有在最低位置处的亮度的第一顶点 34 的峰对应于血流部 26 的像素。在具有次低位置处的亮度的第二顶点 36 周围的区域对应于不稳定血小板 30 的像素。在具有最高位置处的亮度的第三顶点 38 周围的区域对应于血管壁 28 等的像素。通过将阈值设定在这些突出部分之间的波谷的位置特别是突出部分之间的最低频率的位置处,可以在超声波断层分析图像上区分血流部 26、血管壁 28 和不稳定血小板 30。换句话说,通过第一顶点 34 和第二顶点 36 之间的第一阈值 TH1,能够将不稳定血小板 30 和血管壁 28 的像素与血流部 26 的像素区分开。通过第二顶点 36 和第三顶点 38 之间的第二阈值 TH2,能够将血流部 26 和不稳定血小板 30 的像素与血管壁 28 的像素区分开。阈值设定单元 106 基于示出亮度值和具有该亮度值的像素数量之间关系的曲线图来确定第一阈值 TH1 和第二阈值 TH2。可替代地,作为简化的方法可将预定值用作阈值 TH1 和 TH2。

[0031] 血管壁识别单元 108 使用第二阈值 TH2 来将二值化处理应用在基准图像 25A 和比较图像 25B 上。如上所述,第二阈值 TH2 为用于区分血小板 30 和血管壁 28 的值。因此,作为此二值化处理的结果而获得的二值化图像的边界对应于血管壁的内壁面 40(参考图 5)。在二值化处理后,可应用噪声去除处理。噪声去除处理可以是例如使用标记处理 (labeling process) 来去除孤立像素的处理。窗口 42 设定在二值化图像中的边界上以用于随后将描

述的基准图像 25A 和比较图像 25B 的位置匹配。窗口 42 设定在由矩形表示的关注区域 32 的左右方向上的预定位置处,优选为中心位置,并且在该位置处亮像素和暗像素的数量大致彼此相等。作为设定方法,例如 5×5 的窗口 42 沿着关注区域 32 的中心线从顶部移动到底部,并且亮像素和暗像素的数量彼此最接近的位置被设定为窗口 42 的位置。结果,血管的内壁面 40 横跨窗口 42 而将窗口 42 大致一分为二。

[0032] 通过位置匹配单元 110,使用窗口 42 将比较图像的位置与基准图像的位置进行匹配。将附图标记 42-0 分配给设定用于基准图像 25A 的窗口。如图 7 所示,窗口 42-0 包括例如 5×5 像素 44。在窗口 42-0 内部的位置处,小于窗口 42-0 且包括例如 3×3 像素的比较区域 46-0 设定在窗口 42-0 的中央。在基准图像的二值化处理之前将窗口 42-0 和比较区域 46-0 设定用于多值图像,并且获得比较区域 46-0 中的像素的亮度值。而且对于比较区域的附图标记,附加分支号 (-0) 来表示比较区域是与基准图像 25A 相关的比较区域 46。在图 7 中,描述像素的亮度值以用于比较区域 46-0 中的像素。在基准图像 25A 之后获得的比较图像 (多值) 25B-1 中;也就是说,在连续获得的图像中紧接基准图像 25A 获得的比较图像中,将窗口 42-1 设定在与基准图像 25A 的位置相同的位置处,并且获得窗口 42-1 的 5×5 像素的亮度值信息。对于设定用于比较图像 25B-1 的窗口 42 和比较区域 46,附加了分支号 (-1)。图 8 示出在比较图像 25B-1 的窗口 42-1 中的像素的亮度值。3×3 的比较区域 46-1a、46-1b、46-1c、…顺序地设定在窗口 42-1 中,并且,基于与基准图像的比较区域 46-0 的相关性,计算基准图像中血管的内壁面的位置和比较图像中血管的内壁面的位置之间的位移。

[0033] 更具体地,首先,比较基准图像的比较区域 46-0 和比较图像的比较区域 46-1a。计算 1 行 1 列、1 行 2 列、1 行 3 列、2 行 1 列、…3 行 3 列的比较区域的像素的亮度值的差值的平方和 Z。

[0034] [等式 1]

$$[0035] \quad Z = \sum_i \sum_j \{F(n)_{ij} - F(n+1)_{ij}\}^2$$

[0036] 这里,F(n) ij 代表基准图像的比较区域 46-0 的 i 行 j 列的像素值,并且 F(n+1) ij 代表比较图像的比较区域 46-1a 的 i 行 j 列的像素值。

[0037] 比较区域按顺序移动,对每个比较区域计算和 Z,并且确定具有最小和 Z 的比较区域 46-1。在图示的示例性构造中,比较区域 46-1c 具有最小和 Z。换句话说,与基准图像的比较区域 46-0 中的图像模式具有最高相关性的图像模式是比较区域 46-1c。基于这个确定结果,能够认为显示在基准图像的比较区域 46-0 中的部分已在比较图像中移动到比较区域 46-1c,比较区域 46-1c 向右上方移位一个像素。基于此,假定比较图像中血管壁的位置从基准图像的位置向右上方移位一个像素。通过按照此位移移动整个比较图像,可使比较图像的血管壁的位置与基准图像的血管壁的位置相重叠。窗口 42 和该窗口中比较区域 46 的尺寸可不同于上述的那些尺寸。而且对于其他的比较图像 25B-2、25B-3、…来说,以相似的方式来确定相对于基准图像 25A 的位移。

[0038] 由于能够认为不稳定血小板中的游动片存在于血小板的表面上,因此血小板形状识别单元 112 识别不稳定血小板的表面 48 的形状 (参考图 5)。为此目的,使用上述的第一阈值 TH1。如图 6 所示,由于第一阈值 TH1 是不稳定血小板 30 和血流部 26 之间的值或者是

血管壁 28 和血流部 26 之间的值,因此当使用第一阈值 TH1 执行二值化处理时,亮度和暗度之间的边界将代表不稳定血小板的表面 48 或血管壁的表面。

[0039] 图 9 示出通过使用第一阈值 TH1 二值化关注区域 32 中的像素而获得的图像。在图 9 中,灰色区域代表暗部。不稳定血小板的表面 48 的形状被清楚地示出为亮度和暗度之间的边界。图 9 还具有血流部中的噪声,并且可应用去除噪声的处理。更具体地,可应用标记处理,并且孤立的亮部可作为噪声去除。图 10A 示出了噪声去除的结果。对基准图像 25A 和比较图像 25B-1,特别对关注区域中的图像执行使用第一阈值 TH1 的二值化处理和噪声处理。在图 10B 中示出了比较图像 25B-1 的二值化和噪声处理的结果。而且在图 10A 和图 10B 中,类似于图 9,灰色区域代表暗部。用第一阈值 TH1 二值化的基准图像和比较图像将在下文被称为基准图像 50A 和比较图像 50B(50B-1)。

[0040] 差值计算单元 114 计算在关注区域中二值化基准图像 50A 和二值化比较图像 50B-1 之间的差值。在该过程中,二值化比较图像 50B-1 基于由位置匹配单元 110 计算出的基准图像 25A 和比较图像 25B-1 之间的位移而移动,然后计算差值。换句话说,平移二值化比较图像 50B-1 以消除位移并且在此状态下计算差值。通过这个处理,图像模式将在二值化基准图像 50A 和二值化比较图像 50B-1 之间彼此大致重叠。当二值化像素的亮度值为 0(暗)和 1(亮)时,差值为 -1、0 和 1 中的一个。如果在二值化基准图像 50A 和二值化比较图像 50B-1 之间没有移动的部分,则差值对于所有像素将会是 0。具有值 -1 或 1 的像素代表二值化比较图像 50B-1 的已经相对于二值化基准图像 50A 移动的部分。在图 11 中,实际的亮度和暗度被颠倒,具有差值 0 的像素代表亮,而具有差值 -1 或 1 的像素代表暗。换句话说,已经移动的部分代表暗。

[0041] 尽管位置匹配单元 110 对基准图像 25A 和比较图像 25B 应用位置匹配,但实际上,可能存在剩余微小位移的情况。这可认为是图 11 中的暗像素的区域相对宽的主要原因。在位置匹配处理后,剩余的位移量应较小,并且游动片提取单元 116 认为在暗像素部分中在贯穿血管壁的方向上具有的宽度小于或等于预定宽度的窄部分是位置匹配处理中的误差,并且去除该部分。提取剩余部分,作为如图 12 所示的游动片 52,并且获得差值图像 54(54-1)。在本实施例中,贯穿血管壁的方向是沿关注区域 32 的上下方向,在这个方向上去除具有一个像素的宽度的部分,并且提取具有 2 个以上像素的宽度的部分,作为游动片 52。当位置匹配的结果良好且游动片 52 能够被提取得足够清楚时,可以省略去除具有窄的宽度的像素部分的处理。

[0042] 合成单元 118 对获得的差值图像中所提取的游动片 52 进行着色,使得游动片 52 能够以重叠在基准图像或比较图像上的方式显示在显示器 120 上。另外,对于基准图像 25A 和多个比较图像 25B-2、25B-3、...来说,差值图像 54(54-2、54-3、...)可以类似方式计算且存储在合成图像存储单元 122 中,以允许通过连续地显示存储的图像来显示视频图像。在视频图像中,在显示多值的基准图像 25A 的同时,可按顺序显示差值图像 54-1、54-2、54-3、...以示出游动片的运动。可替代地,多值的比较图像 25B-1、25B-2、25B-3、...可按顺序显示并且差值图像 54-1、54-2、54-3、...可以与比较图像的显示同步且重叠的方式显示。在这种情况下,比较图像 25B-1、25B-2、25B-3、...在被平移以补偿由位置匹配单元 110 确定出的相对于基准图像 25A 的位移的同时按期望地显示。

[0043] 图 2 中示出的图像处理的每个功能框由计算机功能的计算单元、存储单元等根据

预定程序实现。程序能够以计算机可读的方式记录在外部存储介质 22 上。

[0044] 除了着色且与基准图像 25A 相重叠外,差值图像 54 可以如下方式被重叠:降低基准图像 25A 的整体亮度且将差值图像 54 的亮度设定在上限值或接近上限值的值。在这种情况下,游动片 52 显示得比周围亮。

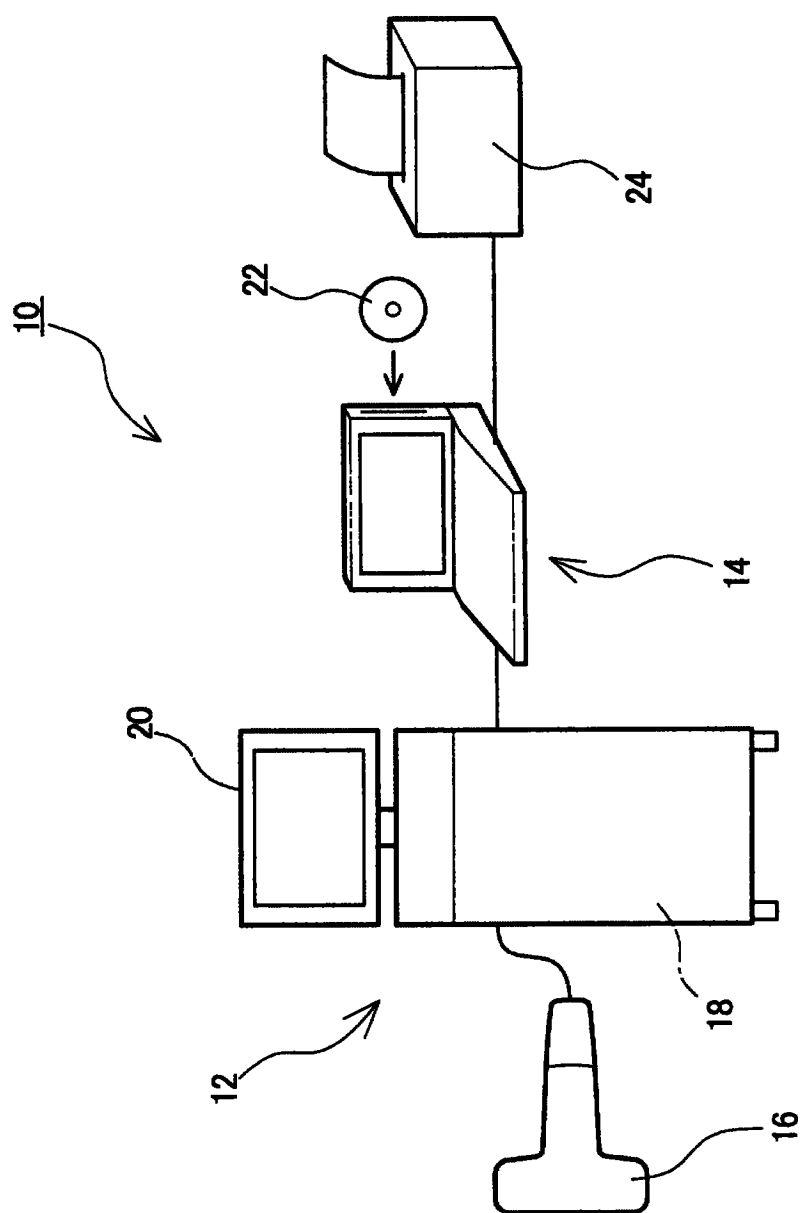


图 1

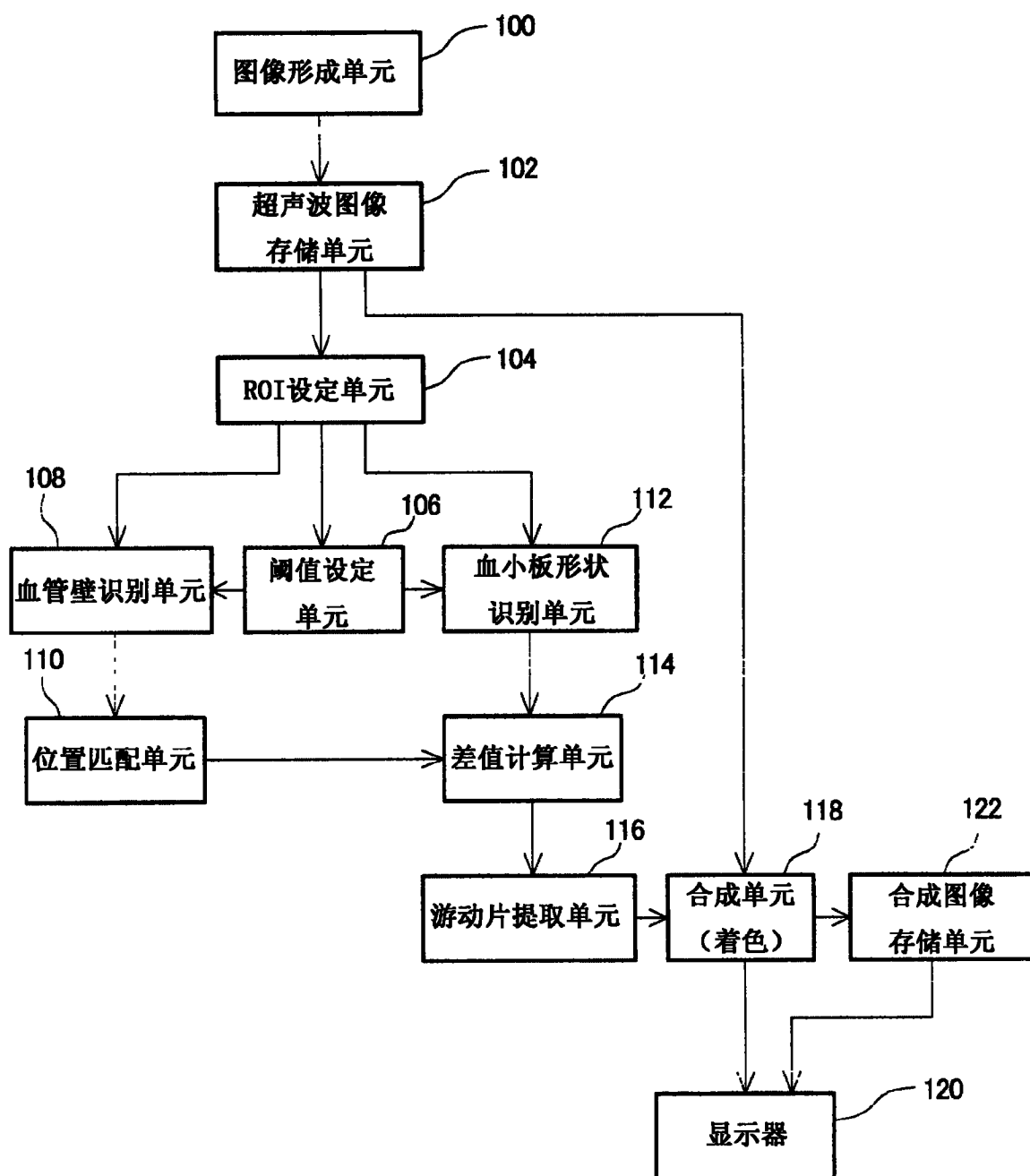


图 2

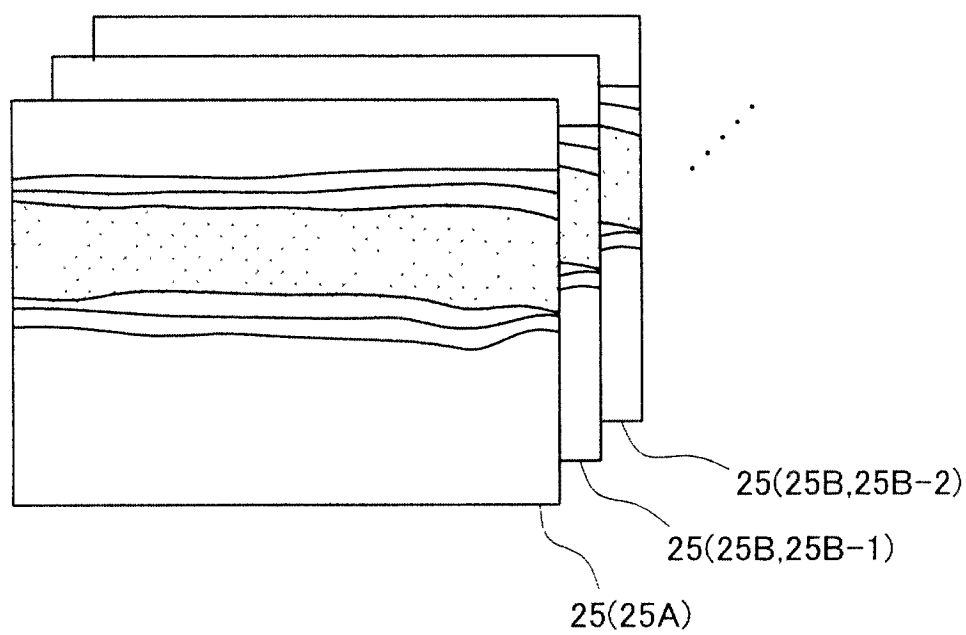


图 3

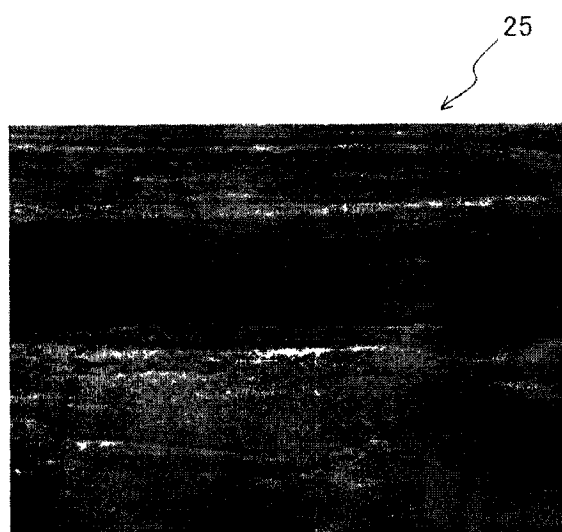


图 4

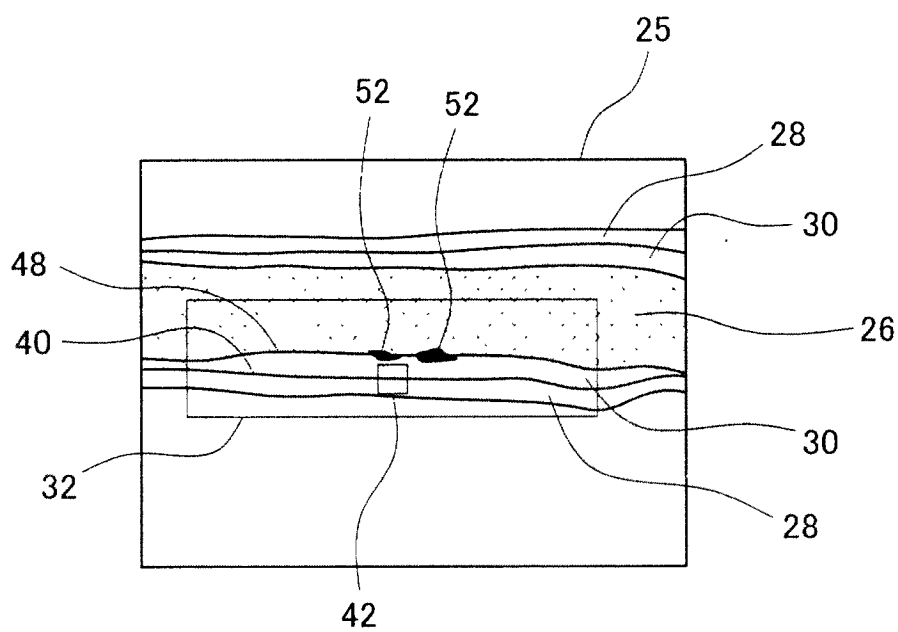


图 5

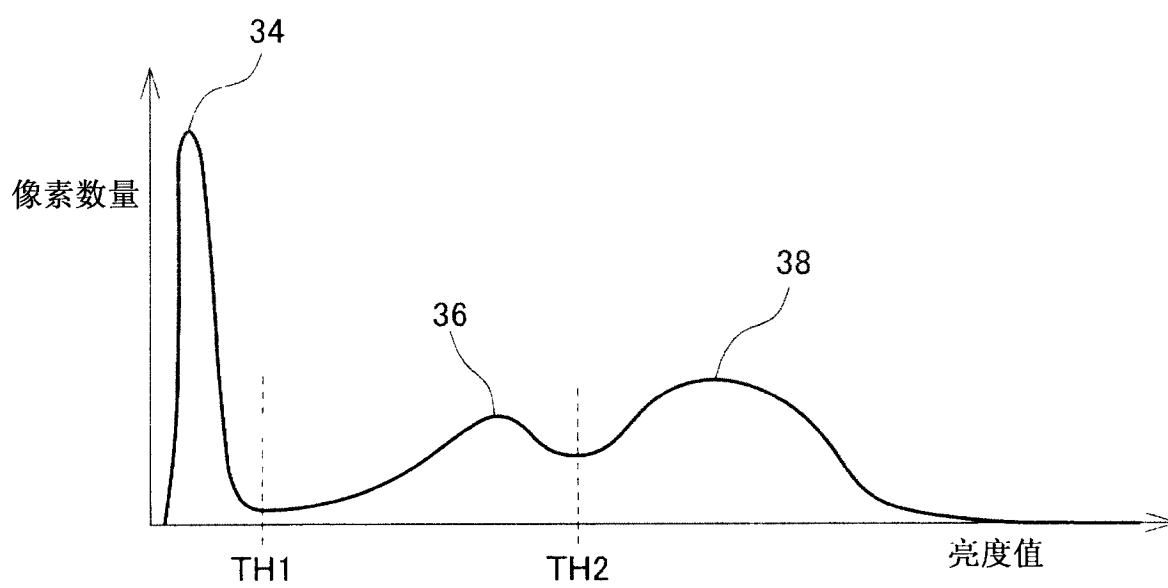


图 6

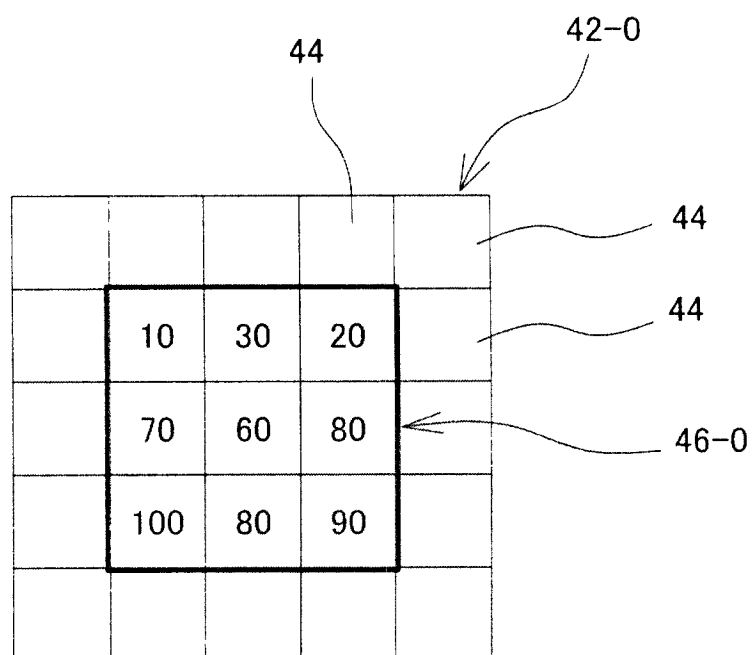


图 7

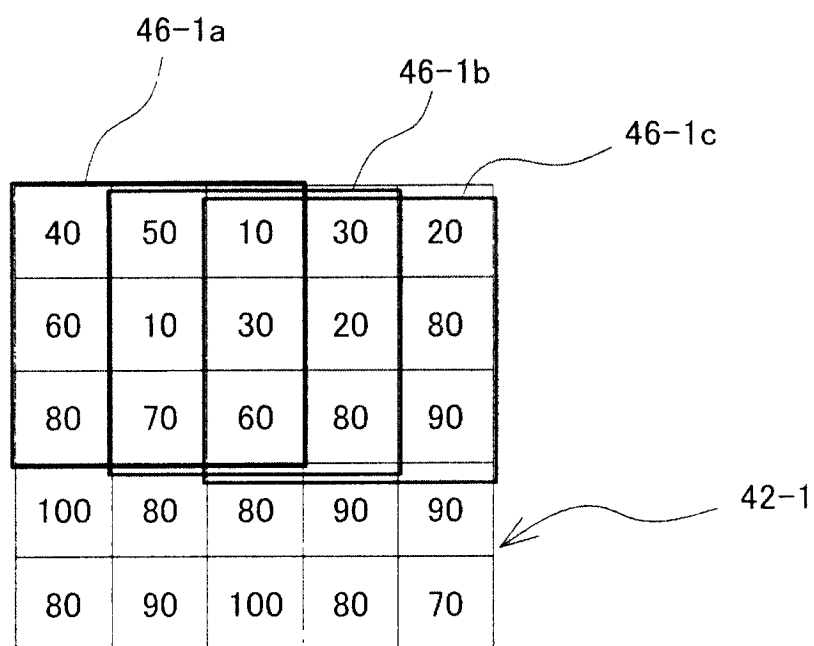


图 8

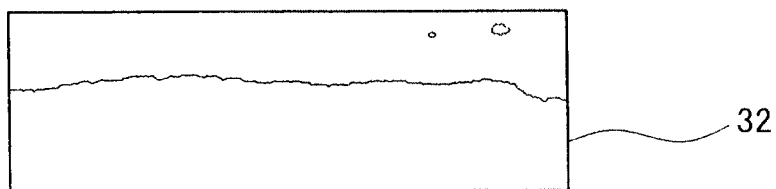


图 9

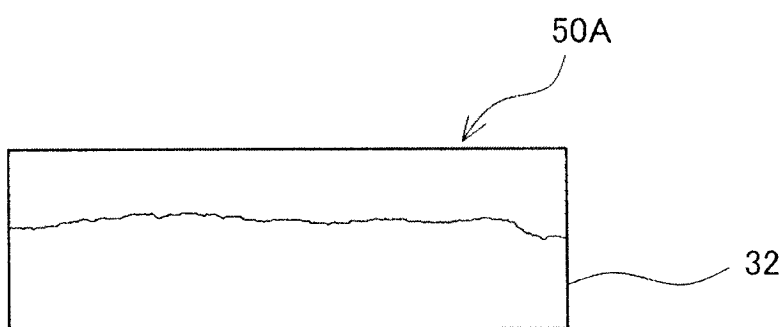


图 10A

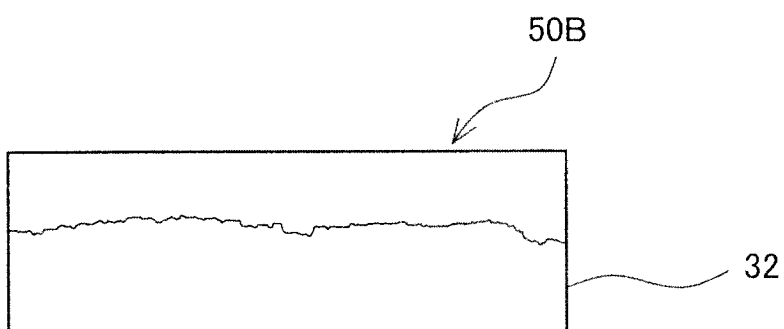


图 10B

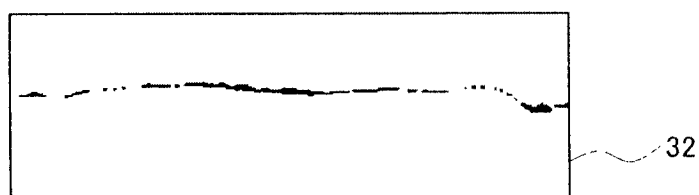


图 11

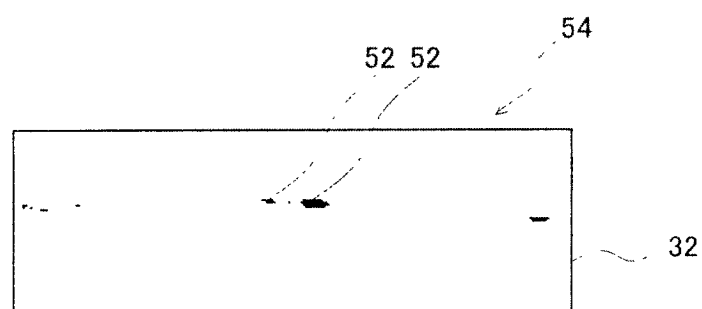


图 12

本发明公开了一种超声波断层分析图像的处理装置。不稳定血小板中具有在不远的将来分离的高可能性的游动片(水母标)被清楚地显示。连续地获得包括颈动脉的轴线的截面图的超声波断层分析图像(25)。使用将不稳定血小板的表面(48)设定为亮度和暗度之间的边界的阈值,多个超声波断层分析图像(25)被二值化。计算两个二值化的超声波断层分析图像的对应像素之间的差值,使得游动片(52)被提取并且以重叠在所述超声波断层分析图像(25)上的方式被显示。

