



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101513354 B

(45) 授权公告日 2011. 01. 19

(21) 申请号 200910009995. 7

(22) 申请日 2009. 02. 04

(30) 优先权数据

024296/2008 2008. 02. 04 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 青柳康太 山形仁 江马武博

佐藤恭子 佐藤俊介

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006. 01)

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1130499 A, 1996. 09. 11, 全文.

US 2007/0255138 A1, 2007. 11. 01, 全文.

CN 1555246 A, 2004. 12. 15, 全文.

JP 特开平 11-9604 A, 1999. 01. 19, 全文.

US 2006/0241463 A1, 2006. 10. 26, 全文.

审查员 石艳丽

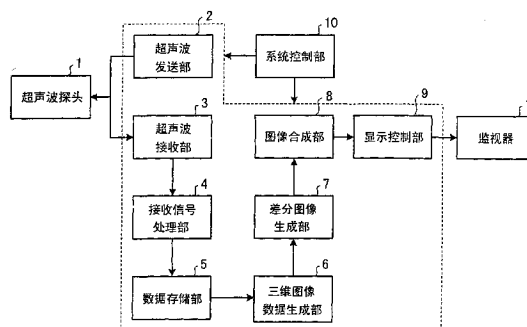
权利要求书 3 页 说明书 5 页 附图 5 页

(54) 发明名称

摄像装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供医用图像摄像装置、超声波图像摄像装置、磁共振摄像装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法。差分图像生成部 (7) 生成强调了动脉 (23) 的三维图像 ‘D4’ 和强调了肿瘤 (22) 的三维图像 ‘D5’, 图像合成部 (8) 将三维图像 ‘D4’ 和 ‘D5’ 进行合成, 显示控制部 (9) 将合成图像显示在监视器 (11) 上。图像合成部 (8) 以在进行图像合成时使肿瘤营养血流 (24) 在肿瘤内外用不同的颜色显示的方式进行合成。肿瘤内血流量测量部计算肿瘤内血流量和肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率, 显示控制部 (9) 显示肿瘤内血流量和肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率。因此, 本发明能够在判断肿瘤的恶性程度方面提供重要的信息。



1. 一种医用图像摄像装置,包括:
摄像数据收集部,对被给药造影剂的被检体进行摄像并收集摄像数据;
第一图像生成部,根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;
第二图像生成部,根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;
图像合成部,合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及
图像显示部,显示由所述图像合成部合成的第三图像。
2. 根据权利要求1所述的医用图像摄像装置,其特征在于,
所述第一图像和所述第二图像是二维图像或三维图像。
3. 根据权利要求1所述的医用图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部在合成所述第三图像时,以使所述第一图像的显示按照所述第二图像的信息进行改变的方式,合成图像。
4. 根据权利要求3所述的医用图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部在所述第一图像和所述第二图像为三维图像的情况下,以使所述第一图像的显示按照所述第二图像的体素值进行改变的方式,合成图像。
5. 根据权利要求3所述的医用图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部以在所述第二图像中进行肿瘤的轮廓提取并使所述第一图像的显示按照与肿瘤的轮廓之间的位置关系进行改变的方式,合成图像。
6. 根据权利要求3所述的医用图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部以使所述第一图像的显示颜色按照所述第二图像信息进行改变的方式,合成图像。
7. 一种超声波图像摄像装置,包括:
摄像数据收集部,对被给药造影剂的被检体进行摄像并收集摄像数据;
第一图像生成部,根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;
第二图像生成部,根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;
图像合成部,合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及
图像显示部,显示由所述图像合成部合成的第三图像。
8. 根据权利要求7所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述第一图像和所述第二图像为二维图像或三维图像。
9. 根据权利要求7所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部在合成所述第三图像时,以使所述第一图像的显示按照所述第二图像的信息进行改变的方式,合成图像。
10. 根据权利要求9所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部在所述第一图像和所述第二图像为三维图像的情况下,以使所述第一图像的显示按照所述第二图像的体素值进行改变的方式,合成图像。
11. 根据权利要求9所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,

所述图像合成部以在所述第二图像中进行肿瘤的轮廓提取并使所述第一图像的显示按照与肿瘤的轮廓之间的位置关系进行改变的方式,合成图像。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部以使所述第一图像的显示颜色按照所述第二图像信息进行改变的方式,合成图像。

13. 根据权利要求 7 所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述第一图像生成部根据 B 模式数据或多谱勒数据生成所述第一图像。

14. 根据权利要求 7 所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述第二图像生成部将 B 模式数据或多谱勒数据的亮度值进行反转来生成所述第二图像。

15. 一种磁共振摄像装置,包括:
摄像数据收集部,对被给药造影剂的被检体进行摄像并收集摄像数据;
第一图像生成部,根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;
第二图像生成部,根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;

图像合成部,合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及
图像显示部,显示由所述图像合成部合成的第三图像。

16. 根据权利要求 15 所述的磁共振摄像装置,其特征在于,
所述第一图像和所述第二图像为二维图像或三维图像。

17. 根据权利要求 15 所述的磁共振摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部在合成所述第三图像时,以使所述第一图像的显示按照所述第二图像的信息进行改变的方式,合成图像。

18. 根据权利要求 17 所述的磁共振摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部在所述第一图像和所述第二图像为三维图像的情况下,以使所述第一图像的显示按照所述第二图像的体素值进行改变的方式,合成图像。

19. 根据权利要求 17 所述的磁共振摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部以在所述第二图像中进行肿瘤的轮廓提取并使所述第一图像的显示按照与肿瘤的轮廓之间的位置关系进行改变的方式,合成图像。

20. 根据权利要求 17 所述的磁共振摄像装置,其特征在于,
所述图像合成部以使所述第一图像的显示颜色按照所述第二图像信息进行改变的方式,合成图像。

21. 一种医用图像处理装置,包括:
摄像数据取得部,取得对被给药造影剂的被检体进行摄像而得到的摄像数据;
第一图像生成部,根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;
第二图像生成部,根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;

图像合成部,合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及

图像显示部,显示由所述图像合成部合成的第三图像。

22. 一种医用图像处理方法,包括:

取得对被给药造影剂的被检体进行摄像而得到的摄像数据;

根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;

根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;

合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及

显示所合成的第三图像。

摄像装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法

[0001] 本发明享有 2008 年 2 月 4 日提出的日本专利申请（申请号 2008-024296）的优先权的权利，在本申请中引用该日本专利申请的全部内容。

[0002] 技术领域

[0003] 本发明涉及在使用造影剂进行的肿瘤摄像中肿瘤营养血流的显示技术。

[0004] 背景技术

[0005] 近年来，基于增强静脉注入式的回波反射的微泡（microbubble）的超声波造影剂被产品化，造影回波方法得以实施。根据这种方法，通过导入到血管内的微泡来增强血流信号，可清楚地观察血流动态。而且，微泡具备在肝脏中被 Kupffer 细胞（库普弗细胞）吞噬的特异性质，在肝肿瘤诊断领域被寄予期待。

[0006] 在造影回波法中，所观察的图像因摄像的时相而极大不同。即，在从静脉注入开始十几秒内呈现的动脉相中，取得动脉血流被增强后的图像。另一方面，在从静脉注入开始几分钟后呈现的后期相中，微泡被 Kupffer 细胞收入从而肝实质被增强，Kupffer 细胞与正常组织相比减少的肿瘤成为低信号，从而取得示出肿瘤形态的图像。

[0007] 最近，还出现了被称为下一代造影剂的、用低声压可进行长时间的影像化的造影剂。在日本，2006 年 12 月认可了一个下一代造影剂，并在推进临床应用。

[0008] 此外，关于造影回波法，公开了显示对被检体给药造影剂后的经过时间的技术、以及为了表示经过时间与第几次的造影剂给药相对应而将给药次数一并显示的技术等（例如，参照日本特开 2007-301005 号公报）。

[0009] 在肿瘤诊断中，对肿瘤提供营养的动脉的存在和其动态是重要的，需要组合了如上所述的动脉相的图像和后期相的图像后的图像诊断。但是，现有技术中没有提供有效地显示这种图像的手段。

[0010] 发明内容

[0011] 本发明的一个方案的医用图像摄像装置包括：摄像数据收集部，对被给药造影剂的被检体进行摄像并收集摄像数据；第一图像生成部，根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据，生成强调了动脉血流的第一图像；第二图像生成部，根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据，生成强调了肿瘤的第二图像；图像合成部，合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像；以及图像显示部，显示由所述图像合成部合成的第三图像。

[0012] 此外，本发明的另一方案的超声波图像摄像装置包括：摄像数据收集部，对被给药造影剂的被检体进行摄像并收集摄像数据；第一图像生成部，根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据，生成强调了动脉血流的第一图像；第二图像生成部，根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据，生成强调了肿瘤的第二图像；图像合成部，合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像；以及图像显示部，显示由所述图像合成部合成的第三图像。

[0013] 此外，本发明的另一方案的磁共振摄像装置包括：摄像数据收集部，对被给药造影剂的被检体进行摄像并收集摄像数据；第一图像生成部，根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据，生成强调了动脉血流的第一图像；第二图像生成部，根据能够进行肿瘤的存在

鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;图像合成部,合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及图像显示部,显示由所述图像合成部合成的第三图像。

[0014] 此外,本发明的另一方案的医用图像处理装置包括:摄像数据取得部,取得对被给药造影剂的被检体进行摄像而得到的摄像数据;第一图像生成部,根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;第二图像生成部,根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;图像合成部,合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及图像显示部,显示由所述图像合成部合成的第三图像。

[0015] 此外,本发明的另一方案的医用图像处理方法包括:取得对被给药造影剂的被检体进行摄像而得到的摄像数据;根据示出动脉血流动态的动脉相的摄像数据,生成强调了动脉血流的第一图像;根据能够进行肿瘤的存在鉴别的后期相的摄像数据,生成强调了肿瘤的第二图像;合成所述第一图像和所述第二图像来生成第三图像;以及显示所合成的第三图像。

附图说明

[0016] 图 1(a) ~ 图 1(e) 是用于说明本实施例的超声波诊断装置显示的合成图像的说明图。

[0017] 图 2 是表示本实施例的超声波诊断装置的结构的功能方框图。

[0018] 图 3 是用于说明本实施例的超声波诊断装置的数据收集的说明图。

[0019] 图 4 是表示本实施例的超声波诊断装置的合成图像显示处理的处理步骤的流程图。

[0020] 图 5 是放大了合成图像的一部分的图。

[0021] 图 6 是用于说明图像合成部的肿瘤营养血流的合成方法的说明图。

[0022] 图 7 是表示图像合成部的图像合成处理的处理步骤的流程图。

具体实施方式

[0023] 以下,参照附图,详细地说明本发明的医用图像摄像装置、超声波图像摄像装置、磁共振摄像装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法的优选实施例。

[0024] 首先,说明有关本实施例的超声波诊断装置显示的合成图像。本实施例的超声波诊断装置收集在超声波造影中时相不同的三个数据,并生成合成图像进行显示。图 1 是用于说明本实施例的超声波诊断装置显示的合成图像的说明图。

[0025] 图 1(a) 表示造影剂注入前或刚刚注入后的 B 模式图像 ‘D1’, 图 1(b) 是造影剂注入后的动脉相中的 B 模式图像 ‘D2’, 图 1(c) 表示造影剂注入后的后期相中的 B 模式图像 ‘D3’。

[0026] 这些图像具有各自不同的特征。‘D1’ 是通常的 B 模式图像,在本实施例中是作为基准的图像。‘D2’ 是动脉相的 B 模式图像,动脉 23 相对 ‘D1’ 成为高信号。‘D3’ 是后期相的 B 模式图像,实质 21 成为稍高的高信号,肿瘤 22 成为低信号。

[0027] 而且,本实施例的超声波诊断装置根据 ‘D2’ 和 ‘D1’ 的差分生成强调了动脉 23 的图像 ‘D4’。此外,反转 ‘D3’ 的亮度值而生成强调了肿瘤 22 的图像 ‘D5’。然后,合成 ‘D4’

和‘D5’并显示。此时,分色显示肿瘤内血流和肿瘤外血流。

[0028] 于是,本实施例的超声波诊断装置生成强调了动脉 23 后的图像‘D4’和强调了肿瘤 22 后的图像‘D5’,合成‘D4’和‘D5’并进行显示。此时,分色显示肿瘤内血流和肿瘤外血流。因此,可以同时观察肿瘤和血流动态。此外,可以容易地观察肿瘤内的血流动态。

[0029] 下面,说明有关本实施例的超声波诊断装置的结构。图 2 是表示本实施例的超声波诊断装置的结构的功能方框图。如该图所示,该超声波诊断装置具有超声波探头 1、超声波发送部 2、超声波接收部 3、接收信号处理部 4、数据存储部 5、三维图像数据生成部 6、差分图像生成部 7、图像合成部 8、显示控制部 9、系统控制部 10、以及监视器 11。

[0030] 超声波探头 1 包括多个压电振动元件(以下,记为振动元件),该压电振动元件对于被检体的二维或三维区域发送超声波脉冲,将从被检体取得的超声波反射波变换为电信号。超声波发送部 2 将用于对被检体的规定方向发送超声波脉冲的驱动信号供给到超声波探头 1 的振动元件。

[0031] 超声波接收部 3 接收从超声波探头 1 的振动元件取得的多个信道的信号。接收信号处理部 4 对超声波接收部 3 取得的接收信号进行信号处理并生成 B 模式数据,并将生成的数据存储部 5 中。数据存储部 5 首先存储、保持由接收信号处理部 4 取得的 B 模式数据。

[0032] 三维图像数据生成部 6 根据数据存储部 5 中存储、保持的 B 模式数据生成三维图像数据。差分图像生成部 7 使用由三维图像数据生成部 6 生成的不同的两个三维图像数据,按照每个体素进行减法而生成差分图像。此外,该差分图像生成部 7 还进行将由三维图像数据生成部 6 生成的三维图像的亮度反转的处理。再有,该差分图像生成部 7 不将生成的差分图像和反转亮度后的图像存储在数据存储部 5 中,而将它们转送到图像合成部 8。

[0033] 图像合成部 8 将三维图像数据生成部 6 和差分图像生成部 7 取得的多 个三维图像数据进行合成。显示控制部 9 将图像合成部 8 生成的合成图像显示在监视器 11 上。系统控制部 10 进行超声波诊断装置整体的控制,使超声波诊断装置作为一个装置发挥功能。

[0034] 下面,说明有关本实施例的超声波诊断装置的数据收集。图 3 是用于说明本实施例的超声波诊断装置的数据收集的说明图。如该图所示,本实施例的超声波诊断装置在进行了对被检体的造影剂注入后立即收集用于‘D1’的三维数据(步骤 S1)。另外,也可以在造影剂注入前进行用于‘D1’的数据收集。

[0035] 然后,收集用于动脉相的图像‘D2’的三维数据(步骤 S2)。然后,收集用于后期相的图像‘D3’的三维数据(步骤 S3)。再有,‘D1’、‘D2’、‘D3’的收集定时可以通过用户输入来提供,也可以使用根据预先决定的造影协议所计算的收集定时(timing)来自动地提供。

[0036] 下面,说明有关本实施例的超声波诊断装置的合成图像显示处理的处理步骤。图 4 是表示本实施例的超声波诊断装置的合成图像显示处理的处理步骤的流程图。如该图所示,在该合成图像显示处理中,三维图像数据生成部 6 从数据存储部 5 读出数据并生成三维图像‘D1’和‘D2’,差分图像生成部 7 根据‘D1’和‘D2’生成差分图像‘D4’(步骤 S11)。

[0037] 具体地说,差分图像生成部 7 从对‘D2’的各个体素分配的体素值中减去分配给‘D1’的对应的各个体素的体素值。通过该操作,能够生成在‘D2’中仅强调了成为高信号的动脉部分后的三维图像。

[0038] 然后,三维图像数据生成部 6 从数据存储部 5 读出数据并生成三维图像‘D3’,差分

图像生成部 7 对于 ‘D3’ 进行数据变换,以成为低信号部分被强调的显示 (步骤 S12)。即,生成反转了显示亮度后的图像 ‘D5’。这是因为在 ‘D3’ 中,作为关心区域的肝肿瘤为低信号,除此以外的肝实质为稍高的高信号,所以通过进行数据变换,形成作为关心区域的肝肿瘤被强调的显示。

[0039] 然后,图像合成部 8 合成 ‘D4’ 和 ‘D5’ 而生成合成图像 (步骤 S13),显示控制部 9 将合成图像显示在监视器 11 上 (步骤 S14)。图 5 是放大了合成图像的一部分的图。图像合成部 8 在合成图像时,以在肿瘤内和肿瘤外用不同颜色显示肿瘤营养血流 24 的方式合成图像。在图 5 中,肿瘤营养血流 24 在肿瘤内和肿瘤外以不同的亮度显示,但在实际的彩色图像中,用不同的颜色显示。

[0040] 图 6 是用于说明图像合成部 8 的肿瘤营养血流 24 的合成方法的说明图。该图是横轴上配置了 ‘D5’ 的体素值、纵轴上配置了 ‘D4’ 的体素值的曲线图。如该图所示,将表示 ‘D5’ 的体素值和 ‘D4’ 的体素值的组合的区域使用 ‘阈值 1’ 和 ‘阈值 2’ 分割为 A ~ D 四个区域。‘阈值 1’ 是将 ‘D5’、即肿瘤图像的肿瘤部分与除此以外的区域分开的值,图像合成部 8 将体素值比 ‘阈值 1’ 大的区域 (B、D) 判断为肿瘤部分。

[0041] 另一方面,‘阈值 2’ 是将 ‘D4’、即血流图像的血流部分和其他区域分开的值,图像合成部 8 将体素值比 ‘阈值 2’ 大的区域 (A、B) 判断为血流部分。这里,肿瘤内血流作为区域 B 来表现。

[0042] 图 7 是表示图像合成部 8 的图像合成处理的处理步骤的流程图。如该图所示,图像合成部 8 首先选择一个体素,将 ‘D5’ 的体素值设为合成图像的体素值 (步骤 S21)。

[0043] 然后,调查 ‘D4’ 的同位置的体素的体素值,判断 ‘D4’ 和 ‘D5’ 的体素值的组合是否是图 6 的 B 区域 (步骤 S22)。其结果,如果是 B 区域,则以用 ‘色 1’ 显示的方式决定合成图像的体素值 (步骤 S23),如果不是 B 区域,则判断是否为 A 区域 (步骤 S24)。

[0044] 其结果,如果是 A 区域,则以用 ‘色 2’ 显示的方式决定体素值 (步骤 S25)。如果不是 A 区域,即是 C、D 区域的情况下,由于是 ‘D4’ 的体素值较小的区域,所以不进行特别的着色。

[0045] 然后,判断是否对所有的体素进行了处理 (步骤 S26),在有未处理的体素的情况下返回到步骤 S21,在处理了所有的体素的情况下,结束图像合成处理。其结果,取得图 5 所示的合成图像。

[0046] 这样,通过对图像进行合成,以使 ‘D4’ 和 ‘D5’ 的体素值的组合在为图 6 的 B 区域的情况下和为 A 区域的情况下以不同的颜色显示,可以将肿瘤营养血流 24 在肿瘤内外以不同的颜色显示。

[0047] 再有,这里,通过阈值处理来判断体素是否在肿瘤内并进行图像合成,但除此以外,也可以使用区域生长 (Region Growing) 法等提取肿瘤部分,在该区域的内侧和外侧改变 ‘D4’ 的显示色。

[0048] 此外,这里,将肿瘤营养血流 24 在肿瘤内外用不同的颜色显示,但在黑白显示的情况下也可以利用以不同的亮度显示等其他的方法将肿瘤营养血流 24 显示成在肿瘤内外不同。

[0049] 如上所述,在本实施例中,差分图像生成部 7 生成强调了动脉 23 的三维图像 ‘D4’ 和强调了肿瘤 22 的三维图像 ‘D5’,图像合成部 8 合成三维图像 ‘D4’ 和 ‘D5’,显示控制部

9 将合成图像显示在监视器 11 上,所以可以活用造影超声波的特征来同时观察肿瘤和血流动态。

[0050] 此外,在本实施例中,在图像合成部 8 合成图像时,以将肿瘤营养血流 24 在肿瘤内外以不同的颜色显示的方式进行合成,所以在判断肿瘤的恶性程度方面,可以容易地进行重要的肿瘤内营养血管的动态的观察。

[0051] 再有,在本实施例中,说明了利用动脉相中的 B 模式数据的情况。但本发明不限于此,在利用多谱勒数据的情况下,也可以同样地应用。在利用多谱勒数据的情况下,由于多谱勒数据本身表示血流动态,所以不需要为了强调动脉血流而生成差分图像。此外,收集多谱勒数据的定时优选与收集‘D3’的定时相同,可以一次完成数据收集。

[0052] 此外,在本实施例中,说明了有关生成并显示肝肿瘤和血流的合成图像的情况,但本发明不限于此,在生成并显示其他的肿瘤和血流的合成图像的情况下也同样可以应用。

[0053] 此外,在本实施例中,说明了有关在肿瘤内外用不同的颜色显示肿瘤营养血流 24 的情况,但也可以测量并显示肿瘤内血流量。具体地说,在超声波诊断装置中设置测量肿瘤内血流量及肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率的肿瘤内血流量测量部,显示控制部 9 除了显示合成图像以外,还显示肿瘤内血流量及肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率。

[0054] 肿瘤内血流量测量部对‘D4’和‘D5’的体素值的组合在图 6 的 B 区域和 D 区域的体素数分别进行计数,将体素的体积分别乘以 B 区域的体素数及 B 区域和 D 区域的体素数,来计算肿瘤内血流量 V_a 和肿瘤体积 V_t 。然后,肿瘤内血流量测量部计算肿瘤内血流量 V_a 相对肿瘤体积 V_t 的比率 V_a/V_t ,并将 V_a/V_t 和 V_a 转送到显示控制部 9。然后,显示控制部 9 显示 V_a/V_t 和 V_a 。

[0055] 这样,通过肿瘤内血流量测量部计算 V_a/V_t 和 V_a ,显示控制部 9 显示 V_a/V_t 和 V_a ,在判断肿瘤的恶性程度方面,可以提供重要的信息、即肿瘤内血流量和肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率。

[0056] 此外,在本实施例中,说明了有关超声波诊断装置,但本发明不限于此,同样可以应用于使用超声波诊断装置收集的图像数据生成合成图像并在监视器上显示的超声波图像处理装置。即,在包括了三维图像数据生成部 6、差分图像生成部 7、图像合成部 8、显示控制部 9、监视器 11 和控制它们的控制部的超声波图像处理装置中也同样可以适用。

[0057] 此外,在用计算机实现这样的超声波图像处理装置的功能的超声波图像处理程序中也同样可以应用。即,在具有三维图像数据生成部 6、差分图像生成部 7、图像合成部 8、显示控制部 9 及控制它们的控制部的超声波图像处理程序中也同样可以适用。

[0058] 此外,在本实施例中,说明了使用超声波诊断装置收集图像数据的情况,但本发明不限于此,在由 MRI 装置等其他的医用图像摄像装置使用造影剂收集图像数据的情况下同样可以适用。

[0059] 本领域技术人员能够容易地导出更多的效果和变形例。因此,本发明的更广泛的形态不限于以上表现并且记述的特定的细节和代表性的实施方式。因此,可进行各种各样的变更,而不脱离由附加的权利要求书和其等价物定义的概括的发明概念的精神或范围。

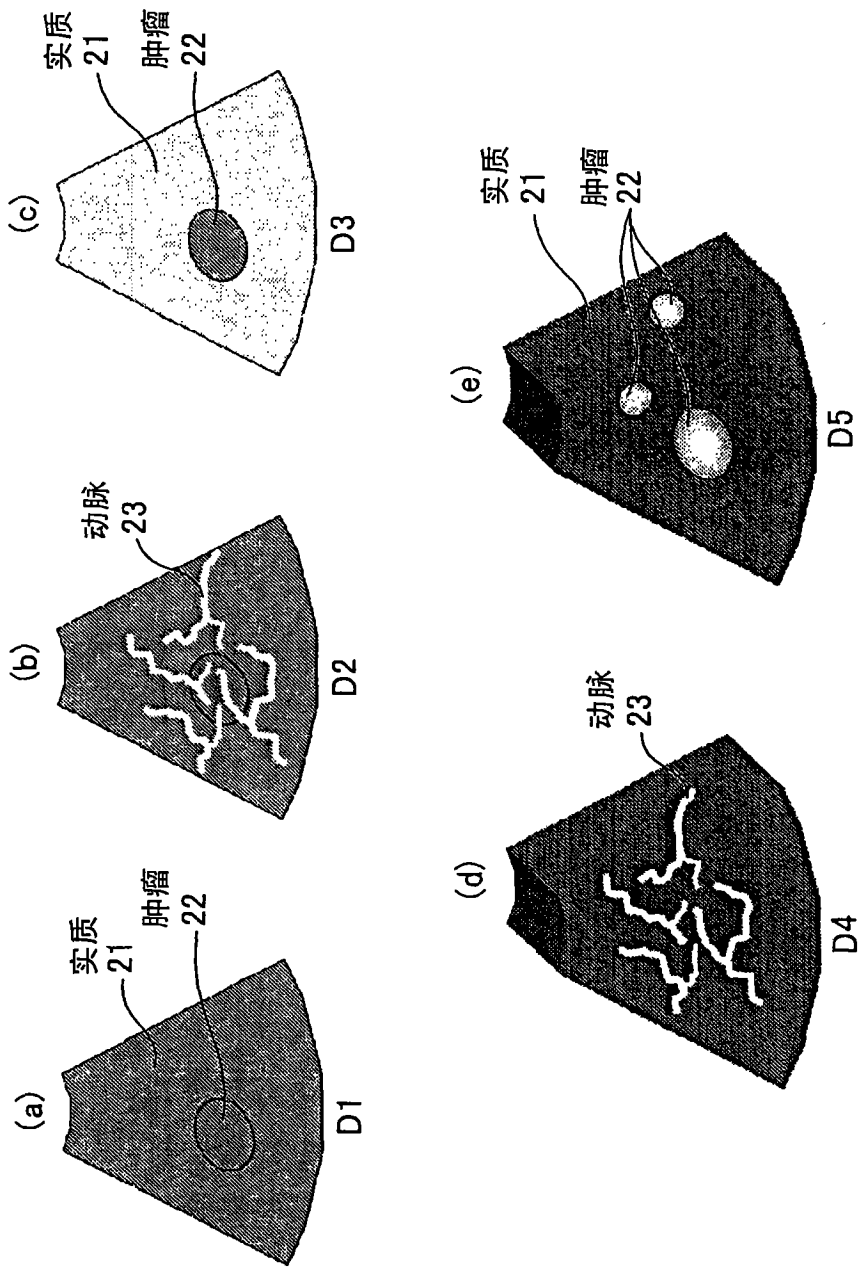


图1

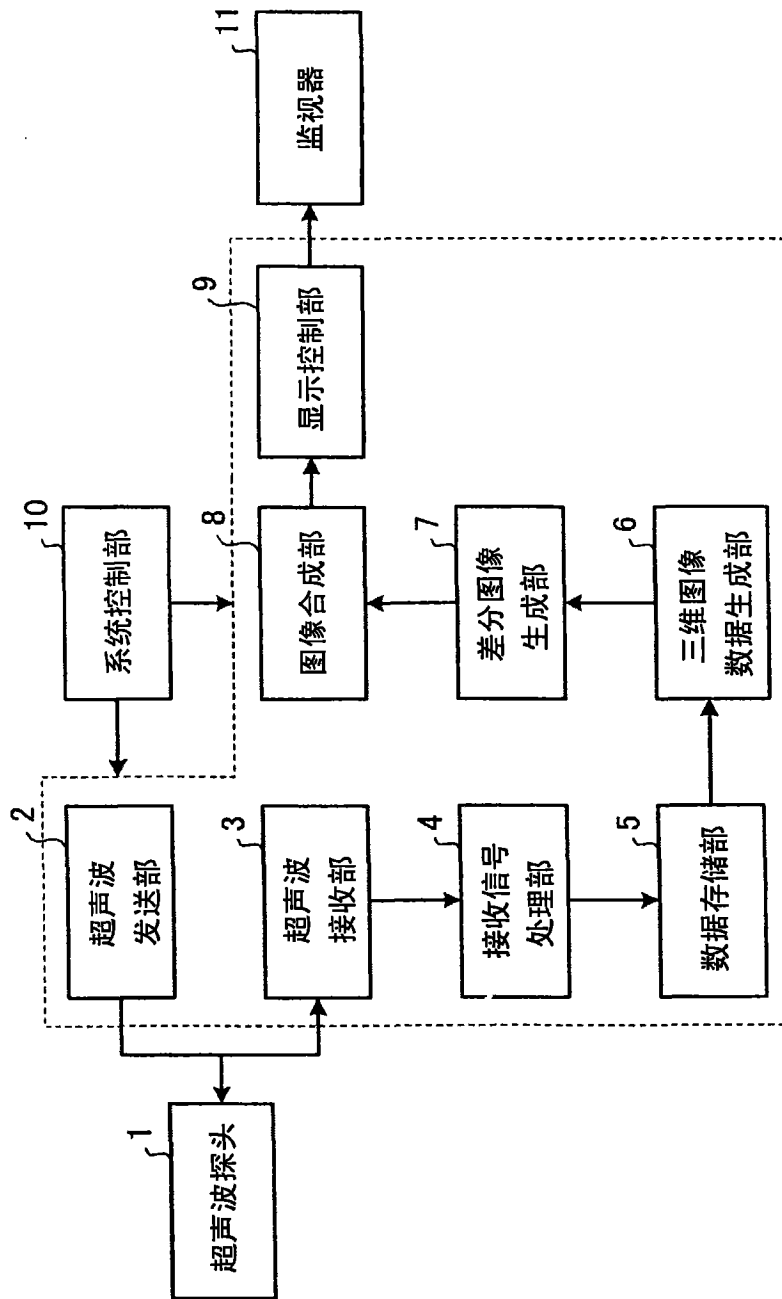


图2

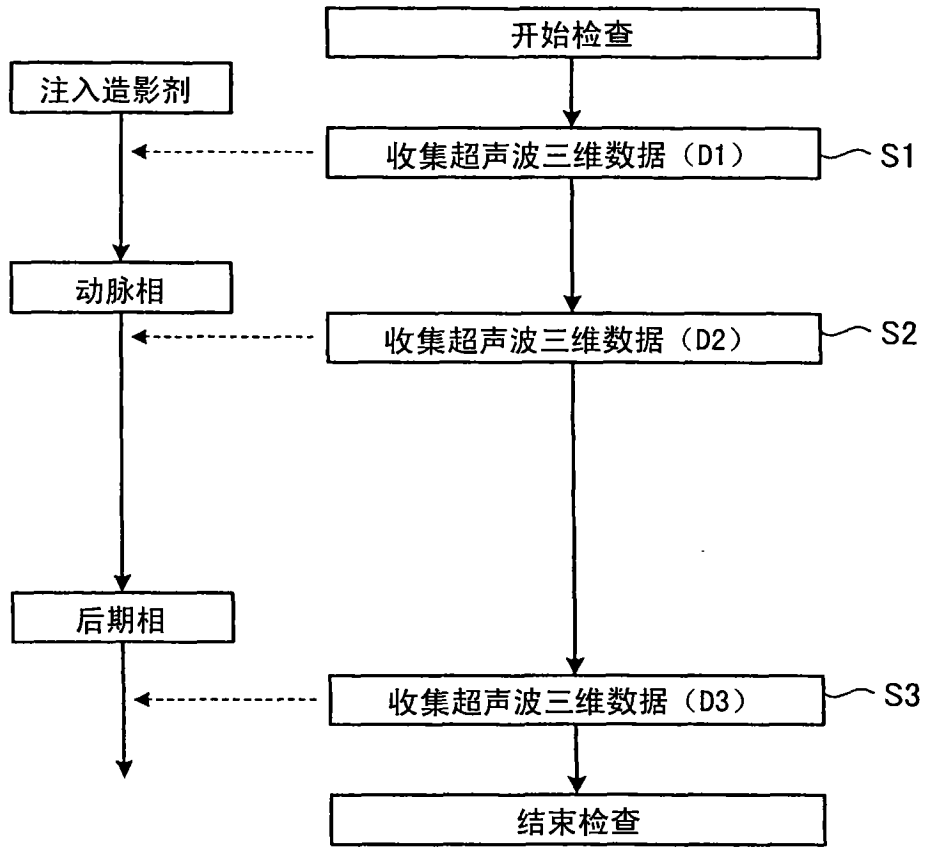


图 3

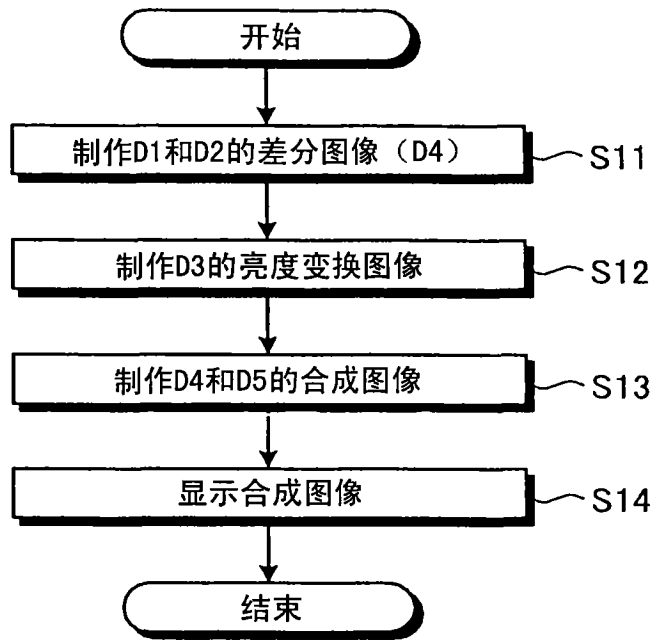


图 4

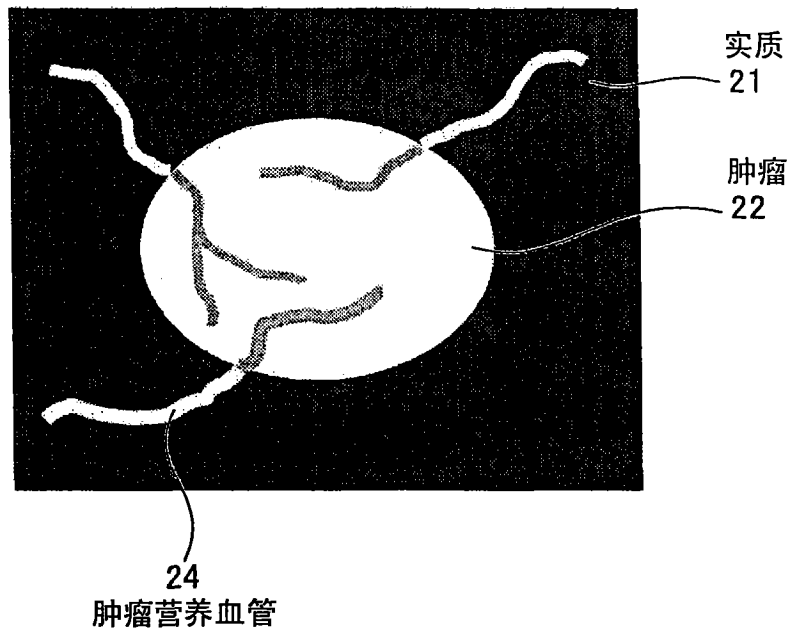


图 5

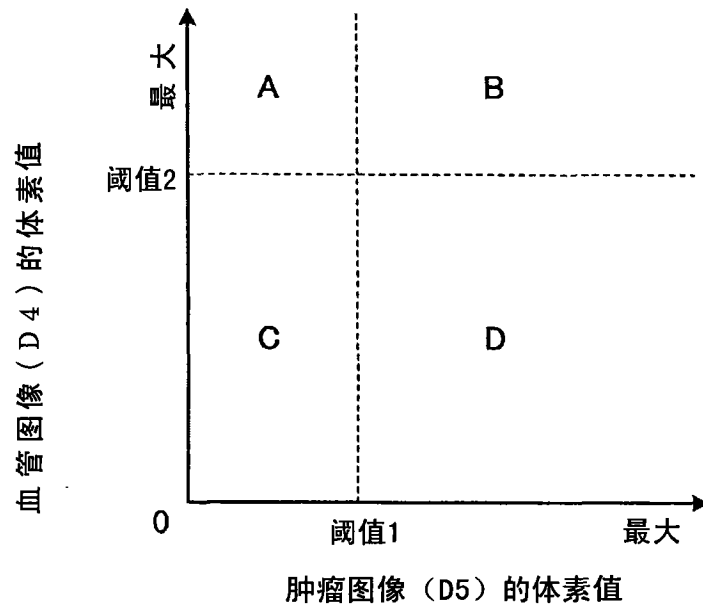


图 6

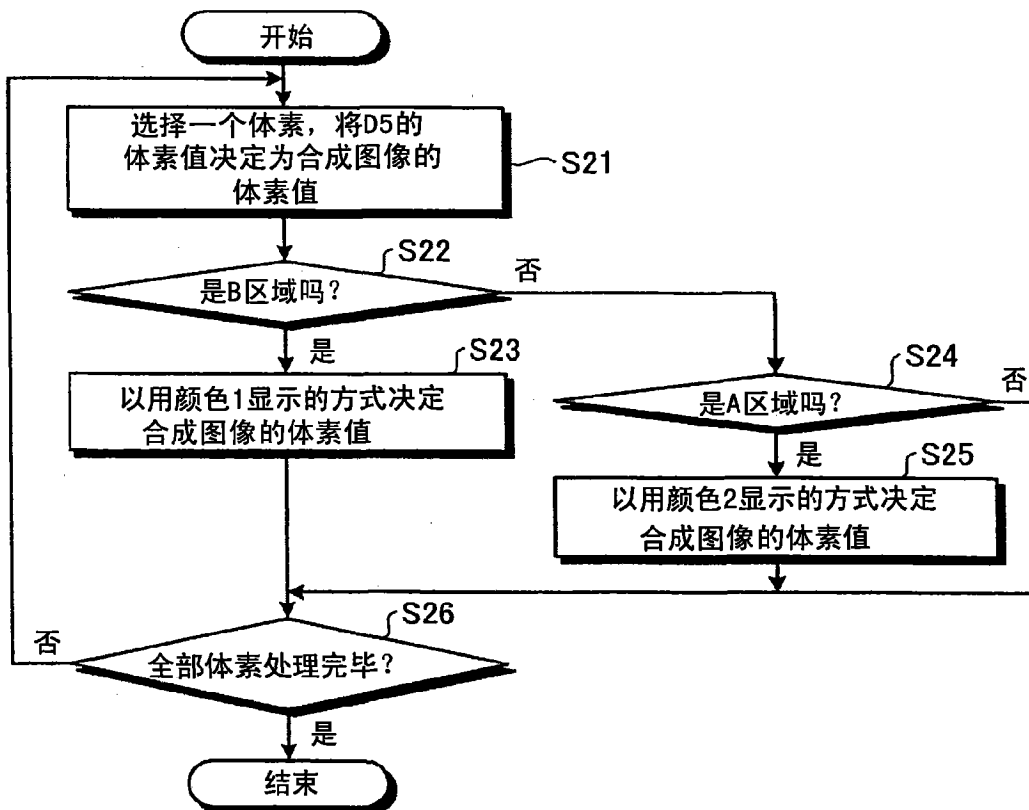


图 7

专利名称(译)	摄像装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN101513354B	公开(公告)日	2011-01-19
申请号	CN200910009995.7	申请日	2009-02-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	青柳康太 山形仁 江马武博 佐藤恭子 佐藤俊介		
发明人	青柳康太 山形仁 江马武博 佐藤恭子 佐藤俊介		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B5/055		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/488 A61B8/08 A61B8/5238 A61B8/481 A61B8/463 A61B8/06		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	石艳丽		
优先权	2008024296 2008-02-04 JP		
其他公开文献	CN101513354A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供医用图像摄像装置、超声波图像摄像装置、磁共振摄像装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法。差分图像生成部(7)生成强调了动脉(23)的三维图像'D4'和强调了肿瘤(22)的三维图像'D5'，图像合成部(8)将三维图像'D4'和'D5'进行合成，显示控制部(9)将合成图像显示在监视器(11)上。图像合成部(8)以在进行图像合成时使肿瘤营养血流(24)在肿瘤内外用不同的颜色显示的方式进行合成。肿瘤内血流量测量部计算肿瘤内血流量和肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率，显示控制部(9)显示肿瘤内血流量和肿瘤内血流量相对肿瘤体积的比率。因此，本发明能够在判断肿瘤的恶性程度方面提供重要的信息。

