



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103889337 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 25

(21) 申请号 201380003446. 3

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22) 申请日 2013. 10. 23

利商标事务所 11038

代理人 于丽

(30) 优先权数据

(51) Int. Cl.

2012-234086 2012. 10. 23 JP

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/078740 2013. 10. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/065338 JA 2014. 05. 01

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大内启之 吉田哲也 川岸哲也

冈村阳子

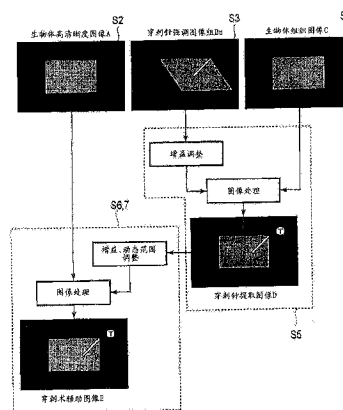
权利要求书2页 说明书10页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

(57) 摘要

提供一种生物体组织以及穿刺针的良好且高画质的图像。一种为了在穿刺术中观察被检体内的穿刺针的位置以及刺入方向而利用的超声波诊断装置,具备:数据取得单元,针对被检体内以第1发送接收设定执行第1超声波扫描来取得多个第1超声波数据,针对被检体内以第2发送接收设定执行第2超声波扫描来取得多个第2超声波数据,以第3发送接收设定执行第3超声波扫描来取得多个第3超声波数据;以及图像生成单元,使用第1超声波数据生成显示出生物体组织的组织图像,根据使用了第2超声波数据和第3超声波数据的图像处理生成显示出穿刺针的穿刺图像,使用组织图像和穿刺图像,生成对生物体组织和穿刺针进行影像化得到的合成图像。



1. 一种超声波诊断装置,为了在穿刺术中观察被检体内的穿刺针的位置以及刺入方向而被利用,其特征在于,具备:

数据取得单元,针对上述被检体内通过以第 1 发送接收设定执行第 1 超声波扫描来取得多个第 1 超声波数据,针对上述被检体内通过以第 2 发送接收设定执行第 2 超声波扫描来取得多个第 2 超声波数据,通过以第 3 发送接收设定执行第 3 超声波扫描来取得多个第 3 超声波数据;

图像生成单元,使用上述第 1 超声波数据生成显示出生物体组织的组织图像,根据使用了上述第 2 超声波数据和上述第 3 超声波数据的图像处理生成显示出上述穿刺针的穿刺图像,使用上述组织图像和上述穿刺图像,生成对上述生物体组织和上述穿刺针进行影像化而得到的合成图像;以及

显示单元,显示上述合成图像。

2. 与过去的权利要求 8 对应

根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像处理是像素值的比较处理、加法处理、差分处理、平均化处理中的某一个。

3. 这次追加

根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元以在上述第 2 发送接收以及第 3 发送接收之间倾斜角度不同的方式,控制发送接收条件,

上述图像生成单元根据上述组织图像与上述穿刺图像的差分生成上述穿刺图像。

4. 过去的权利要求 2

根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第 1 至第 3 发送接收设定包含发送波形、发送方法、发送频率、发送接收延迟时间、接收中心频率、接收频带、对于电子扫描方向的发送接收角度、向切片方向的发送接收角度、切片方向的波束厚度。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元使用多个上述第 2 超声波数据以及多个上述第 3 超声波数据的组,生成上述穿刺图像。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元针对上述被检体内的第 1 区域执行上述第 2 超声波扫描,

针对上述被检体内的与上述第 1 区域不同的第 2 区域执行上述第 3 超声波扫描。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元执行使用了上述多个第 1 超声波数据的加法处理、差分处理、最大值投影处理、最小值投影处理、平均化处理中的至少某一个,生成上述第 1 图像。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元通过使用脉冲减法执行上述第 1 超声波扫描,来取得上述多个第 1 超声波数据,

上述图像生成单元执行使用了通过上述脉冲减法取得的上述多个第 1 超声波数据的加法处理或者差分处理,生成上述组织图像。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元通过执行倾斜角不同的多个上述第 2 发送接收,来取得与各倾斜角对应的上述多个第 2 超声波数据,

上述图像生成单元通过使用与根据上述穿刺针的角度而选择的上述多个倾斜角的某一个对应的上述多个第 2 超声波数据、和上述第 3 超声波数据的上述图像处理,生成上述穿刺图像。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像处理是像素值的比较处理、最大值保持处理、加法处理、差分处理、平均化处理中的某一个。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元通过执行包含倾斜角=0 的上述多个第 2 发送接收,来取得与各倾斜角对应的上述多个第 2 超声波数据,

上述图像生成单元将与上述倾斜角=0 对应的上述第 2 超声波数据作为上述第 3 超声波数据来执行上述图像处理。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据取得单元根据上述穿刺针的角度来控制上述多个倾斜角以及该多个倾斜角的数量中的至少一方。

13. 一种超声波诊断装置控制方法,控制超声波诊断装置,为了在穿刺术中观察被检体内的穿刺针的位置以及刺入方向而使用该超声波诊断装置,其特征在于,该方法具备:

针对上述被检体内以第 1 发送接收设定执行第 1 超声波扫描来取得多个第 1 超声波数据,

针对上述被检体内通过以第 2 发送接收设定执行第 2 超声波扫描来取得多个第 2 超声波数据,

进行通过以第 3 发送接收设定执行第 3 超声波扫描来取得多个第 3 超声波数据的数据取得,

使用上述第 1 超声波数据生成显示出生物体组织的组织图像,

使用上述第 2 超声波数据和上述第 3 超声波数据生成显示出上述穿刺针的穿刺图像,

使用上述组织图像和上述穿刺图像,生成对上述生物体组织和上述穿刺针进行影像化而得到的合成图像,以及

显示上述合成图像。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

技术领域

[0001] 特别地,涉及用于在超声波引导下穿刺中,不会降低生物体的画质而提高针的识别性的超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断除了通过仅仅使超声波探头与体表接触的简单的操作就能够实时显示心脏的跳动或胎儿的活动的情形,且安全性高,所以能够进行重复检查之外,系统的规模与 X 射线、CT、MRI 等其它的诊断设备相比较小,还能够容易一边向病床边移动一边进行检查等,很方便。另外,超声波诊断没有 X 射线等那样被辐射的影响,在妇产科或上门医疗等中也能够使用。

[0003] 另外,超声波诊断装置不仅在图像诊断中,还能够例如作为肝细胞癌的局部治疗法在射频消融术 (RFA) 或检查肝细胞组织的生物体检查等中使用。在这些治疗、检查中,使用穿刺针,对肿瘤等关注部位准确地进行穿刺,因此,使用超声波诊断装置,实时地监视关注区域以及穿刺针。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1: 日本特愿 2011-081986

发明内容

[0007] 发明所要解决的技术问题

[0008] 然而,当在将以往的超声波诊断装置利用于穿刺针的监视中时,在以下的方面不充分。

[0009] 首先,当使用由以往的超声波诊断装置提供的通常的超声波图像一边进行监视一边进行穿刺术时,有时由于病变的位置或针的插入角度的影响,难以看到针。此时,实情是在一边观察使针活动时的组织的活动等一边间接地把握穿刺针的位置等的情况下,很大程度上依赖于医师的经验或知识。

[0010] 另外,例如,存在如图 14 所示,使用通过倾斜扫描(以超声波束与针垂直地接触的方式来调整波束角度的扫描)得到的图像 A、和通过(不进行倾斜扫描的)通常的超声波扫描得到的图像 B,制成通过由图像 B 对图像 A 进行差分而提取出针的图像 C,使用对图像 A 和图像 C 进行相加得到的图像,来进行穿刺术中的超声波图像监视的技术(参照专利文献 1)。然而,在使用该技术的情况下,当执行上述倾斜扫描时,有时由于波束形状等问题产生光栅波瓣,其结果在图像内会产生伪影。另外,即使在以超声波束与针垂直地接触的方式进行倾斜扫描,当针的位置稍微远离扫描剖面时,结果也不能将针合适地进行影像化。

[0011] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种当进行穿刺术时,能够以良好且高画质的图像来监视生物体组织以及穿刺针的超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。

[0012] 解决技术问题的技术方案

[0013] 一个实施方式的超声波诊断装置是一种为了在穿刺术中观察被检体内的穿刺针的位置以及刺入方向而利用的超声波诊断装置,具备:数据取得单元,针对上述被检体内通过以第 1 发送接收设定执行第 1 超声波扫描来取得多个第 1 超声波数据,针对上述被检体内通过以第 2 发送接收设定执行第 2 超声波扫描来取得多个第 2 超声波数据,通过以第 3 发送接收设定执行第 3 超声波扫描来取得多个第 3 超声波数据;图像生成单元,使用上述第 1 超声波数据生成显示出生物体组织的组织图像,根据使用了上述第 2 超声波数据和上述第 3 超声波数据的图像处理来生成显示出上述穿刺针的穿刺图像,使用上述组织图像和上述穿刺图像,生成对上述生物体组织和上述穿刺针进行影像化而得到的合成图像;以及显示单元,显示上述合成图像。

[0014] 一个实施方式的超声波诊断装置控制方法控制超声波诊断装置,为了在穿刺术中观察被检体内的穿刺针的位置以及刺入方向而利用该超声波诊断装置,该方法具备:针对上述被检体内以第 1 发送接收设定执行第 1 超声波扫描来取得多个第 1 超声波数据,针对上述被检体内通过以第 2 发送接收设定执行第 2 超声波扫描来取得多个第 2 超声波数据,进行通过以第 3 发送接收设定执行第 3 超声波扫描来取得多个第 3 超声波数据的数据取得,使用上述第 1 超声波数据生成显示出生物体组织的组织图像,使用上述第 2 超声波数据和上述第 3 超声波数据生成显示出上述穿刺针的穿刺图像,使用上述组织图像和上述穿刺图像,生成对上述生物体组织和上述穿刺针进行影像化而得到的合成图像,以及显示上述合成图像。

[0015] 技术效果

[0016] 根据以上所述的结构,当进行穿刺术时,能够实现以良好且高画质的图像监视生物体组织以及穿刺针的超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。

附图说明

[0017] 图 1 是本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构框图。

[0018] 图 2 是示出按照本穿刺术辅助功能的处理(穿刺术辅助处理)的流程图。

[0019] 图 3 是概念性地表示图 2 的步骤 S2 ~ S7 的处理的图。

[0020] 图 4 是示出使用了一维阵列探头时的透镜方向的波束宽度的一个例子的图。

[0021] 图 5 是示出使用了二维阵列探头时的透镜方向的波束宽度的一个例子的图。

[0022] 图 6 是用于说明变形例 2 的步骤 S3 的处理的图。

[0023] 图 7 是用于说明变形例 2 的步骤 S4 的处理的图。

[0024] 图 8 是用于说明变形例 3 的步骤 S3 的处理的图。

[0025] 图 9 是用于说明变形例 4 的步骤 S4 的处理的图。

[0026] 图 10 是用于说明本实施方式的超声波诊断装置的效果的图。

[0027] 图 11 是概念性地示出第 2 实施方式的穿刺术辅助处理的图。

[0028] 图 12 是概念性地示出第 2 实施方式的变形例 1 的穿刺术辅助处理的图。

[0029] 图 13 是概念性地示出第 2 实施方式的变形例 2 的穿刺术辅助处理的图。

[0030] 图 14 是用于说明以往的超声波诊断装置中的处理的图。

[0031] 符号说明

[0032] 1...超声波诊断装置、12...超声波探头、13...输入装置、14...监视器、21...超声波发送单元、22...超声波接收单元、23...B模式处理单元、24...多普勒处理单元、26...剖面自动检测单元、28...图像生成单元、29...图像合成单元、29...控制处理器(CPU)、33...存储单元、35...接口单元

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图说明实施方式。另外,在以下的说明中,针对具有大致相同的功能以及结构的结构要素,添加同一符号,重复说明只在必要时进行。

[0034] 图1是示出本实施方式的超声波诊断装置1的结构框图。如该图所示,本超声波诊断装置1具备超声波探头12、输入装置13、监视器14、超声波发送单元21、超声波接收单元22、B模式处理单元23、多普勒处理单元24、原始数据存储单元25、体数据生成单元26、图像处理单元28、显示处理单元30、控制处理器(CPU)31、穿刺术辅助图像生成单元32、存储单元33、接口单元35。以下,针对各个结构要素的功能进行说明。

[0035] 超声波探头12是对被检体发送超声波,接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的设备(探针),在其前端具有排列多个的压电振子、匹配层、背衬材料等。压电振子根据来自超声波发送单元21的驱动信号向扫描区域内的所希望的方向发送超声波,并将来自该被检体的反射波转换成电信号。匹配层是设置于该压电振子,用于使超声波能量高效地传播的中间层。背衬材料防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从该超声波探头12向被检体P发送超声波,则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射,作为回波信号被超声波探头12接收。该回波信号的振幅依存于成为反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流反射时的回波由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送接收方向的速度分量,并受到频移。另外,以本实施方式的超声波探头12使用超声波阵子沿着规定的方向排列的一维超声波探头的情况为例。

[0036] 输入装置13与装置主体11连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关注区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体11的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。另外,输入装置13具有在后述的管腔附近血流描绘功能中,用于输入诊断部位的专用开关、用于控制影像化中所使用的彩色数据的范围的专用旋钮、用于控制体素(voxel)的透明度(不透明度)的专用旋钮等。

[0037] 监视器14根据来自显示处理单元30的视频信号,将生物体内的形态学信息、或血流信息显示为图像。

[0038] 超声波发送单元21具有未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等。在触发发生电路中,以规定的等级频率 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒),重复发生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外,在延迟电路中,对各触发脉冲赋予在每个通道中将超声波会聚成束状并确定发送指向性所需的延迟时间。脉冲发生器电路以基于该触发脉冲的定时,对探头12施加驱动脉冲。

[0039] 超声波接收单元22具有未图示的放大器电路、A/D转换器、延迟电路、加法器等。在放大器电路中,在每个通道中将经由探头12取入的回波信号进行放大。在A/D转换器中,将放大后的模拟的回波信号转换成数字回波信号。在延迟电路中,对数字转换后的回波信号确定接收指向性,赋予进行接收动态聚焦所需的延迟时间,之后,在加法器进行加法处

理。通过该加法,强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的复合的波束。

[0040] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度按照亮度的明暗表现的数据。

[0041] 多普勒处理单元 24 根据从接收单元 22 接收到的回波信号提取血流信号,生成血流数据。血流的提取通常由 CFM (Color Flow Mapping, 彩色血流映射) 来进行。此时,对血流信号进行分析,作为血流数据针对多点求平均速度、方差、能量等血流信息。

[0042] 原始数据存储单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 接收到的多个 B 模式数据,生成作为三维的超声波扫描线上的 B 模式数据的 B 模式原始数据。另外,原始数据存储单元 25 使用从多普勒处理单元 24 接收到的多个血流数据,生成作为三维的超声波扫描线上的血流数据的血流原始数据。另外,也可以以噪音降低或使图像的连接优良为目的,在原始数据存储单元 25 之后插入三维的滤波器,进行空间平滑处理。

[0043] 体数据生成单元 26 通过执行 RAW- 体素转换,从而根据从原始数据存储单元 25 接收到的 B 模式原始数据,生成 B 模式体数据血流体数据。

[0044] 图像处理单元 28 对于从体数据生成单元 26 接收的体数据,进行体绘制、多剖面转换显示(MPR :multi planar reconstruction, 多平面重构)、最大值投影显示(MIP :maximum intensity projection, 最大强度投影)等规定的图像处理。另外,以噪音减少或使图像的连接优良为目的,也可以在图像处理单元 28 之后插入二维的滤波器,进行空间平滑处理。

[0045] 显示处理单元 30 对于在图像处理单元 28 中生成·处理的各种图像数据执行动态范围、亮度(明亮度)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等各种处理。

[0046] 控制处理器 31 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 31 从存储单元 33 读出用于实现后述的穿刺术辅助功能的专用程序在自身所具有的存储器上展开,执行与各种处理相关的运算·控制等。

[0047] 穿刺术辅助图像生成单元 32 根据后述的穿刺术辅助功能,生成用于辅助穿刺术的图像。

[0048] 存储单元 33 保存有用于实现后述的穿刺术辅助功能的专用程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、发送接收条件、用于实现散斑除去功能的程序、体部标记生成程序、对每个诊断部位预先设定影像化中使用的彩色数据的范围的转换表、其它的数据组。另外,根据需要,还用于未图示的图像存储器中的图像的保管等。存储单元 33 的数据还能够经由接口单元 35 向外围装置转送。

[0049] 接口单元 35 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据或分析结果等能够通过接口单元 32,经由网络向其它的装置转送。

[0050] (穿刺术辅助功能)

[0051] 接着,针对本超声波诊断装置 1 所具有的穿刺术辅助功能进行说明。该功能在使用超声波诊断装置一边监视生物体组织以及穿刺针一边进行穿刺术的情况下,一边以不会远离穿刺针的方式设定基于超声波的被扫描区域,一边生成并提供始终良好地对生物体组织和穿刺针进行影像化得到的穿刺术辅助图像。

[0052] 图 2 是表示按照本穿刺术辅助功能的处理(穿刺术辅助处理)的流程的流程图。以

下,针对在该流程图所示的各步骤中执行的处理的内容进行说明。

[0053] [患者信息等的输入、穿刺术辅助模式的选择:步骤 S1]

[0054] 经由操作单元 33 执行患者信息、检查信息等的输入、执行本穿刺术辅助功能的穿刺术辅助模式的选择(步骤 S1)。被输入、选择的各信息自动地存储于存储装置 29。另外,控制单元 31 响应穿刺术辅助模式的选择操作,启动用于执行穿刺术辅助功能的程序。

[0055] [生物体高清晰度图像 A 的取得:步骤 S2]

[0056] 接着,执行组织谐波成像等、良好地描绘生物体组织的成像法或者以发送接收设定执行超声波发送接收,取得以高清晰度对生物体组织进行影像化得到的生物体高清晰度图像 A(步骤 S2)。另外,生物体高清晰度图像 A 并不限于由组织谐波成像摄像得到的图像,也可以是使用在频带中包含基波分量的接收信号而摄像得到的图像。另外,根据需要,也可以执行使用了涵盖多个帧(多个容积)的超声波数据的加法处理、差分处理、最大值投影处理、最小值投影处理、平均化处理中的至少一个,生成生物体高清晰度图像 A。涵盖该多个帧(多个容积)的超声波图像也同样可以使用通过组织谐波成像摄像得到的图像,也可以使用在频带中包含基波分量而摄像得到的图像。

[0057] 另外,作为组织谐波成像的摄像方法,也可以使用脉冲减法(将极性或者相位不同的多个脉冲相加而得到高谐波带宽的接收数据的方法)。并不特别地限定于此时的脉冲加法数,也可以使用任意的脉冲数。

[0058] 另外,也可以执行脉冲减法而取得涵盖多个帧(多个容积)的超声波数据,执行使用这些数据的加法处理、差分处理,生成生物体高清晰度图像 A。

[0059] [取得穿刺针强调图像 B:步骤 S3]

[0060] 接着,通过使用比较低的频率的发送波形,在影像化中使用接收信号中发送波形的频率的基波分量等,尽可能抑制发送时以及接收时的光栅波瓣,且执行将发送接收方向实质上设为与针的长度方向的垂直方向的倾斜扫描,来取得穿刺针强调图像 B(步骤 S3)。

[0061] 另外,发送接收设定并不拘泥于上述内容,例如,能够使用所使用的超声波探头 12 的超声波振子的元件间距、超声波阵子的发送接收频率特性、倾斜角度等中的至少一个来控制发送接收条件。特别地,理论上知道为了不出现光栅波瓣,满足以下的式子即可。

$$[0062] \quad d < \lambda / (1 + \sin \theta_m) \quad (1)$$

[0063] 在此,d、 λ 、 θ_m 分别是元件间距 [mm]、波长 [mm]、主瓣的扫描角度(倾斜角度、方位角度) [rad.]。在本步骤 S3 中,为了满足条件式(1),控制处理器 31 通过自动地、或者来自输入装置 13 的手动输入来设定发送波形的波长(或者频率)以及接收中心频率、接收频带。然而,还有时不存在满足条件式(1)的发送接收条件。此时,优选以条件式(1)等为基准,选择光栅波瓣尽可能不进入图像内的条件。

[0064] 优选倾斜角度被设定为,以垂直或者接近垂直的角度向穿刺针发送超声波波束。当使用穿刺适配器时,能够通过超声波诊断装置中注册以适配器为基准的穿刺针的角度,从而能够在超声波图像上显示穿刺针的导线。此时,控制处理器 31 根据所注册的穿刺针的角度,自动地确定倾斜角度。当通过位置传感器检测穿刺针的位置或方向时,控制处理器 31 根据由该位置传感器检测的位置等自动地确定倾斜角度。另外,当没有使用基于穿刺适配器的穿刺针角度的注册或位置传感器等时,例如,也可以使用一般的边缘检测方法或线段检测方法检测超声波图像上的穿刺针,将该穿刺针的方向作为基准自动地确定倾斜

角度。另外,也可以将超声波图像上的穿刺针的方向作为基准,通过来自输入装置 13 的手动输入来设定、调整倾斜角度。

[0065] [取得生物体组织图像 C:步骤 S4]

[0066] 接着,设主瓣的扫描角度为 0,执行扫描角度以外的发送接收条件与取得穿刺针强调图像 B 时的条件(即,在步骤 S3 中设定的发送接收条件)实质上相同的超声波发送接收,制成生物体组织图像 C(步骤 S4)。

[0067] 另外,步骤 S3 和步骤 S4 的执行顺序能够根据需要来更换。另外,步骤 S3 中的超声波扫描区域和步骤 S4 中的超声波扫描区域不需要相同。即,在步骤 S3 中,以与强调穿刺针而进行影像化的目的相符的方式设定超声波扫描区域即可,另一方面,在步骤 S4 中,以与抵消穿刺针强调图像 B 所包含的组织的目的相符的方式(例如,以至少包含穿刺针强调图像 B 所包含的组织区域的方式)设定超声波扫描区域即可。

[0068] [使用图像 B、图像 C 生成穿刺针提取图像 D:步骤 S5]

[0069] 接着,穿刺术辅助图像生成单元 32 通过使用了穿刺针强调图像 B 和生物体组织图像 C 的图像处理,生成穿刺针提取图像 D(步骤 S5)。例如,穿刺术辅助图像生成单元 32 将穿刺针强调图像 B 的亮度值和生物体组织图像 C 的亮度值在空间上对应的每个位置进行比较,当生物体组织图像 C 的亮度值大时,将 0 分配给各位置的每一个,当穿刺针强调图像 B 的亮度值大时,将图像 B 的亮度值分配给各位置的每一个,从而生成穿刺针提取图像 D。由此,对与穿刺针提取图像 D 上的穿刺针对应的位置分配穿刺针强调图像 B 所包含的穿刺针的亮度值,另一方面,对穿刺针提取图像 D 上的穿刺针以外的区域分配亮度值 0。从而,穿刺针提取图像 D 是提取穿刺针良好地影像化得到的图像。

[0070] 另外,穿刺针提取图像 D 的生成方法并不限于上述那样的亮度值的比较。例如,也可以执行将穿刺针强调图像 B 的亮度值和生物体组织图像 C 的亮度值在空间上对应的每个位置进行平均化、或者加减法处理(加法处理、差分处理)等,将得到的值作为各位置的亮度值来分配,从而生成穿刺针提取图像 D。

[0071] 另外,作为生成穿刺针提取图像 D 的前处理,例如,为了强调(或者抑制)穿刺针或者生物体组织,也可以针对穿刺针强调图像 B 以及生物体组织图像 C 的至少一方,调整增益以及动态范围的至少一方。在穿刺针等硬化的物质与生物体组织之间,声阻抗的差非常大。因此,来自穿刺针的反射信号与生物体组织的反射信号相比非常大,在穿刺针强调图像 B 中,与周围的生物体组织相比较,穿刺针以高亮度显示。从而,例如,通过使穿刺针强调图像 B 的增益低于生物体组织图像 C,或者以穿刺针强调图像 B 的组织 and 生物体组织图像 C 的组织成为相同的程度的明暗的方式进行增益校正,从而,能够使生成穿刺针提取图像 D 时与生物体组织对应的位置的亮度为 0。其结果,在穿刺针提取图像 D 的生成中能够有效地提取与高亮度区域对应的穿刺针。

[0072] [使用生物体高清晰度图像 A、穿刺针提取图像 D 来生成·显示穿刺术辅助图像 E:步骤 S6、S7]

[0073] 接着,穿刺术辅助图像生成单元 32 使用良好地对穿刺针进行影像化得到的穿刺针提取图像 D 和以高清晰度对生物体组织进行影像化得到的生物体高清晰度图像 A,生成穿刺术辅助图像 E(步骤 S6)。具体而言,穿刺术辅助图像生成单元 32 将只有生物体以高清晰度来影像化的生物体高清晰度图像 A 的亮度值和提取出穿刺针的穿刺针提取图像 D 的

亮度值在空间上对应的每个位置进行比较,在各位置分配较大的亮度值,从而生成穿刺术辅助图像 E。由此,穿刺术辅助图像 E 成为在良好的画质的生物体高清晰度图像 A 上重叠高亮度的针图像来显示的图像。另外,也可以通过执行使用了穿刺针提取图像 D 和生物体高清晰度图像 A 的加法处理、差分处理、最大值投影处理、最小值投影处理、平均化处理中的至少一个,来生成穿刺术辅助图像 E。

[0074] 穿刺术辅助图像 E 的生成方法并不限于上述那样的亮度值的比较。例如,也可以通过执行将穿刺针提取图像 D 的亮度值和生物体高清晰度图像 A 的亮度值在空间上对应的每个位置进行平均化、加减法处理等,将得到的值作为各位置的亮度值来分配,从而生成穿刺术辅助图像 E。另外,在制成穿刺术辅助图像 E 之前,也可以针对穿刺针提取图像 D 以及生物体高清晰度图像 A 中的至少一方,对增益以及动态范围的至少一方进行调整。例如,优选穿刺针提取图像 D 只显示高亮度的针。然而,假设实际上在步骤 S5 中生成的穿刺针提取图像 D 中,会残留不少的生物体组织像。此时,例如能够通过缩小穿刺针提取图像 D 的动态范围来抑制或者除去来自组织区域的信号,通过提高增益来使与穿刺针对应的区域以高亮度发光。另外,该增益、动态范围的调整能够生成与穿刺针提取图像 D 的亮度相关的直方图,通过使用了所生成的直方图的阈值处理等自动地、或者通过来自输入装置 13 的手动操作手动地执行。

[0075] [穿刺术中的穿刺术辅助图像生成·显示的重复;步骤 S8]

[0076] 在穿刺术中依次重复执行上述的步骤 S2 ~ S7 的处理。

[0077] 图 3 是概念性地表示图 2 的步骤 S2 ~ S7 的处理的图。如该图所示,执行与步骤 S2 ~ S7 的各个对应的各处理,穿刺术辅助图像 E 被依次更新显示为最新的图像。手术者能够通过观察实时显示的穿刺术辅助图像 E,来容易地识别生物体组织与穿刺针的相对位置关系。

[0078] (变形例 1)

[0079] 在上述实施方式中,将超声波探头 12 是一维阵列探头的情况作为例子。对此,作为超声波探头 12 也可以采用 1.5 维阵列探头或者二维阵列探头。由此,与使用一维阵列探头时的透镜方向(切片方向)的波束宽度(参照图 4)相比较,能够使使用二维阵列探头时的透镜方向的波束宽度(参照图 5)变厚,而对穿刺针强调图像组 B_n、生物体组织图像 C 进行摄像。其结果,即使在穿刺针的位置从超声波探头 12 的正下方稍微偏移的情况下,也能够始终使穿刺针最优地影像化。

[0080] 另外,如果以对穿刺针进行影像化为目的,则认为在生物体组织图像 C 的摄像中,不需要使透镜方向的波束变厚。然而,如果不尽可能使穿刺针强调图像组 B_n 与生物体组织图像 C 的生物体组织区域的空间分辨率相同,则当制成穿刺针提取图像 D 时会大量地残留生物体组织。从该观点来看,当在穿刺针强调图像组 B_n 的摄像中使透镜方向的波束宽度变厚时,希望在生物体组织图像 C 的摄像也相同地使透镜方向的波束宽度变厚(与穿刺针强调图像组 B_n 的摄像中的波束宽度相同)。

[0081] (变形例 2)

[0082] 作为超声波探头 12,当使用二维阵列探头时,也可以如下那样进行步骤 S3、S4、S5 的处理。即,在步骤 S3 的处理中,如图 6 所示,通过与切片方向平行的 n 个倾斜扫描取得穿刺针强调图像组 B_n,在空间上对应的每个位置执行亮度值的平均处理、或者加减法处理等,

来生成图像 Ba。另外,在步骤 S4 的处理中,如图 7 所示,通过与切片方向平行的 n 个通常扫描取得生物体组织图像组 Cn,在空间上对应的每个位置执行亮度值的平均处理、或者加减法处理等,生成图像 Ca。可以通过使用这样得到的图像 Ba、图像 Ca,在步骤 S5 中进行已述的亮度值比较处理等,从而生成穿刺针提取图像 D。

[0083] 另外,当生成图像 Ba 时,通过根据距各图像的超声波探头 12 正下方的距离,对进行平均计算、或者加法处理等时的加权进行调整,从而能够识别穿刺针从超声波探头 12 的正下方偏离多少。例如,通过随着远离超声波探头 12 的正下方而减少加权,从而当穿刺针远离超声波探头 12 的正下方时,将穿刺术辅助图像 E 的穿刺针以低的(暗的)亮度显示,另一方面,当穿刺针存在于超声波探头 12 的正下方时,穿刺术辅助图像 E 的穿刺针以高的(明亮的)亮度来显示。手术者能够以在穿刺术辅助图像 E 上显示的穿刺针的亮度为基准,容易地掌握超声波探头 12 (以及扫描区域)与穿刺针的位置关系。

[0084] (变形例 3)

[0085] 作为超声波探头 12 通过使用机械四维探头(通过使一维振子阵列摇动,从而能够随着时间变化对三维区域进行扫描的探头),从而与上述变形例 2 相同,可以如以下那样进行步骤 S3、S4、S5 的处理。即,在步骤 S3 的处理中,如图 8 所示,通过一边使扫描剖面沿着切片方向摆动的方式移动(摆动)一边执行倾斜扫描,从而取得与 n 个扫描剖面对应的穿刺针强调图像组 Bn,在空间上对应的每个位置执行亮度值的平均处理、或者加减法处理等,生成图像 Ba。另外,在步骤 S4 的处理中,如图 9 所示,通过一边使扫描剖面沿着切片方向摆动的方式移动(摆动)一边执行通常的扫描,从而取得与 n 个扫描剖面对应的生物体组织图像组 Cn,在空间上对应的每个位置执行亮度值的平均处理、或者加减法处理等,生成图像 Ca。通过使用这样得到的图像 Ba、图像 Ca,在步骤 S5 中进行已述的亮度值比较处理等,从而生成穿刺针提取图像 D。当然,还能够进行与变形例 2 相同的加权处理。

[0086] 根据以上所述的超声波诊断装置,当一边监视生物体组织以及穿刺针一边进行穿刺术时,如图 10 所示,使用以不会远离穿刺针的方式设定的被扫描区域通过倾斜扫描取得穿刺针强调图像,同时通过与穿刺针强调图像相比只有发送接收方向不同的通常扫描来取得生物体组织图像,使用穿刺针强调图像以及生物体组织图像,生成穿刺针提取图像。穿刺针强调图像和生物体组织图像除了发送接收方向以外,实质上是以同一发送接收条件取得的图像,因此,能够使用两者生成恰当地除去生物体组织并提取出穿刺针的穿刺针提取图像。使用这样得到的穿刺针提取图像和通过组织谐波成像等得到的生物体高清晰度图像,生成并显示包含以高清晰度影像化的生物体组织和恰当地提取出的穿刺针的穿刺术辅助图像。手术者能够通过观察始终良好地对穿刺针和生物体组织进行影像化得到的穿刺术辅助图像,从而不依赖于感觉而安全且可靠地执行穿刺术。

[0087] (第 2 实施方式)

[0088] 接下来,针对第 2 实施方式的超声波诊断装置进行说明。本实施方式的超声波诊断装置 1 取得与多个倾斜角的每一个对应的穿刺针强调图像 B (或者,穿刺针强调图像组 Bn。以下,以穿刺针强调图像 B 为例),根据被刺入被检体的穿刺针的角度选择与最适合穿刺针的影像化的倾斜角对应的穿刺针强调图像 B,使用该图像生成穿刺针提取图像 D。

[0089] 另外,当对本实施方式的穿刺术辅助处理和第 1 实施方式的穿刺术辅助处理进行比较时,图 2 的步骤 S3、步骤 S5 的处理不同。以下,以本实施方式的步骤 S3、步骤 S5 为中

心进行说明。

[0090] 图 11 是概念性地示出第 2 实施方式的穿刺术辅助处理的图(该图中的步骤编号与图 2 所示的步骤编号对应)。如该图所示,在步骤 S3 中,取得多个倾斜角的每一个对应的穿刺针强调图像 B。多个倾斜角能够任意地设定。在本实施方式中,例如,假设采用 $\alpha_1=15^\circ$ 、 $\alpha_2=30^\circ$ 、 $\alpha_3=45^\circ$ 这 3 个倾斜角。另外,各倾斜角的发送接收设定与第 1 实施方式相同。

[0091] 同样地,在步骤 S3 中,控制处理器 31 检测穿刺针对于被检体的刺入角度 β 。该穿刺针的刺入角度 β 的检测例如能够通过使用多个穿刺针强调图像 B 的至少一个进行线段检测处理等来实现。另外,例如,也可以通过设置于穿刺针适配器的检测器来检测刺入角度。另外,控制处理器 31 根据检测到的穿刺针的刺入角度 β ,从与多个倾斜角对应的多个穿刺针强调图像 B 中,选择穿刺针强调图像 D 的生成中使用的穿刺针强调图像 B。

[0092] 在步骤 S5 中,穿刺术辅助图像生成单元 32 通过使用了被选择的穿刺针强调图像 B 和生物体组织图像 C 的图像处理,生成穿刺针提取图像 D。图像处理的具体的内容与第 1 实施方式相同。

[0093] 另外,随着穿刺术的进行,依次重复执行步骤 S2 ~ S7 的处理(或者,步骤 S3 ~ S7 的处理)。从而,希望控制处理器 31 根据在步骤 S3 中检测的穿刺针的角度以及其时间变化,控制多个倾斜角以及倾斜角的数量(倾斜方向数)中的至少一方。此时,发送接收条件根据所确定的多个倾斜角以及倾斜角的数量被确定并控制。

[0094] (变形例 1)

[0095] 在上述实施方式中,例如,假设倾斜角为 $\alpha_1=15^\circ$ 、 $\alpha_2=30^\circ$ 、 $\alpha_3=45^\circ$ 。对此,例如,如图 12 所示,在步骤 S3 中执行设倾斜角 $\alpha_0=0$ 的扫描。设该倾斜角 $\alpha_0=0$ 而得到的穿刺针强调图像 B 与在第 1 实施方式中取得的生物体组织图像 C 等价。从而,能够通过步骤 S3 中执行还包含倾斜角 $\alpha_0=0$ 的多个穿刺针强调图像 B 的取得处理,从而省略步骤 S4 中的生物体组织图像 C 的取得处理。

[0096] (变形例 2)

[0097] 如上述本实施方式的变形例 1 那样,当在步骤 S3 中执行设倾斜角 $\alpha_0=0$ 的扫描时,例如,如图 13 所示,也可以在进行了该倾斜角 $\alpha_0=0$ 对应的穿刺针强调图像 B 和与其它倾斜角对应的穿刺针强调图像 B 的图像处理之后,检测穿刺针的刺入角度 β ,选择穿刺针强调图像 D 的生成所使用的穿刺针强调图像 B。

[0098] 一般而言,刺入被检体的穿刺针的角度根据每个手术而不同。根据本实施方式的超声波诊断装置,能够取得与多个倾斜角的每一个对应的穿刺针强调图像 B,根据刺入被检体的穿刺针的角度,选择与最适合于穿刺针的影像化的倾斜角对应的穿刺针强调图像 B,使用该图像生成穿刺针提取图像 D、穿刺术辅助图像 E。从而,在穿刺术中,能够始终使穿刺针恰当地进行影像化,能够为穿刺术的安全性以及质量的提高作出贡献。

[0099] 另外,在第 2 实施例以及其变形例中,从多个倾斜图像中选择与最合适的倾斜角度对应的穿刺针强调图像 B,但例如,也可以将多个倾斜图像的最大值投影图像作为穿刺针强调图像 B 来使用。关于穿刺角度检测,假设当其精度低时,无法选择最合适的穿刺针强调图像,因此,能够不进行检测而进行最大值投影,从而制成必定强调了穿刺针的图像。处理并不限于最大值和投影,也可以是平均、加法等。

[0100] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提出的,并不

意在限定本发明的范围。这些新颖的实施方式能够以其它的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含于发明的范围或要旨中,并且还包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。例如,针对以下的变形例,也包含于本发明的范畴内。

[0101] (1) 本各实施方式的穿刺术辅助功能还能够通过将执行该处理的程序安装于工作站等的计算机,将其在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序还能够保存于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质中并发布。

[0102] (2) 在上述各实施方式中,使用图像重构后的亮度值来执行穿刺术辅助处理。对此,也可以使用图像重构前的原始数据来执行穿刺术辅助处理。

[0103] (3) 在上述各实施方式中,示例出在穿刺术中将穿刺针显著地进行影像化的情况。然而,还能够使用各实施方式的穿刺术辅助功能,对穿刺针以外的手术或者治疗器具(例如,导管、嵌入体内的栓、异物等)积极地进行影像化处理。即,如果是通过积极地控制倾斜角并执行使发送接收方向倾斜的扫描,从而能够放大超声波反射的对象物体,则能够适用本实施方式的方法进行影像化。

[0104] 产业上的可利用性

[0105] 以上,根据本发明,能够实现当进行穿刺术时,能够以良好且高画质的图像监视生物体组织以及穿刺针的超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。

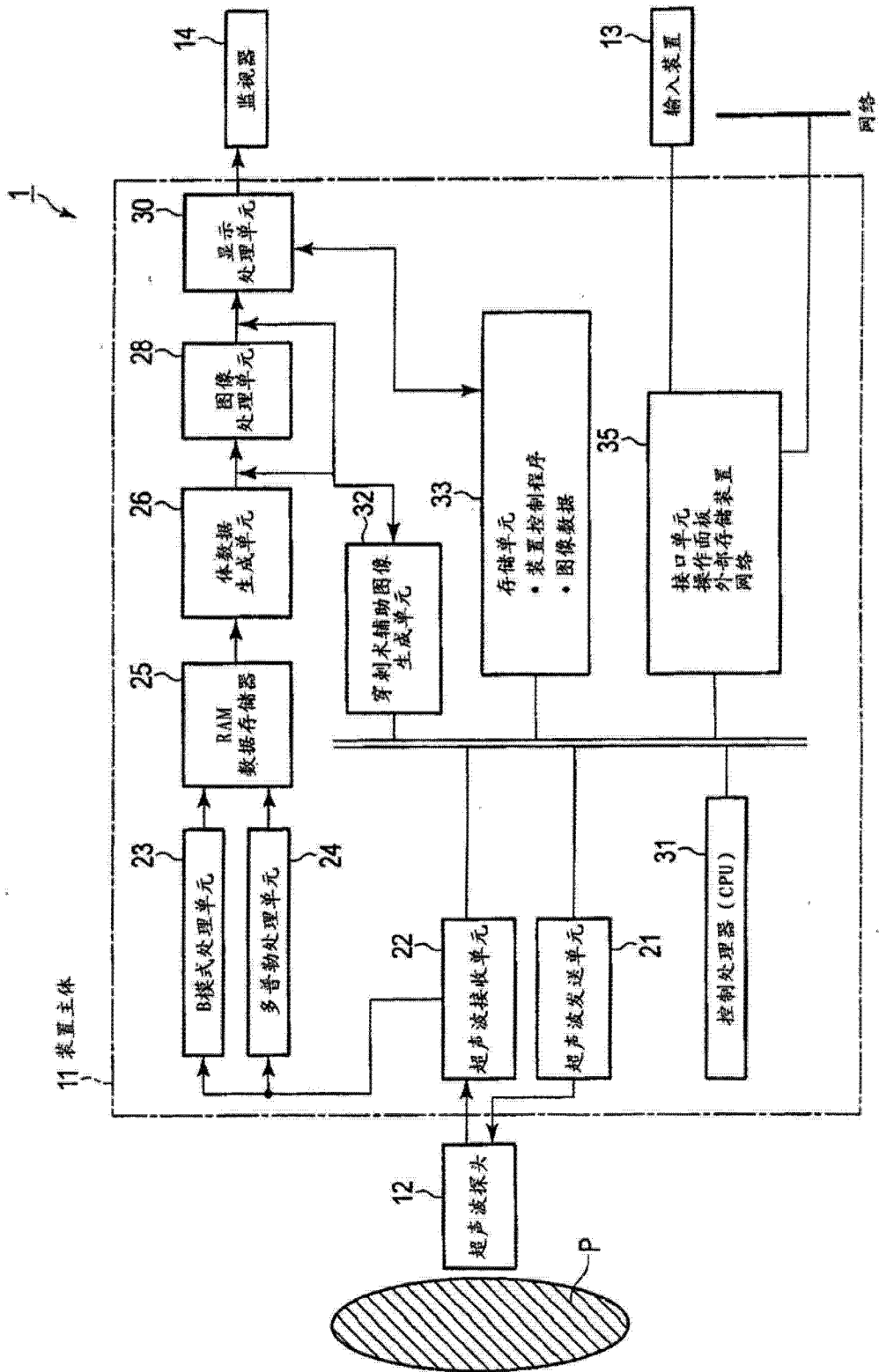


图 1

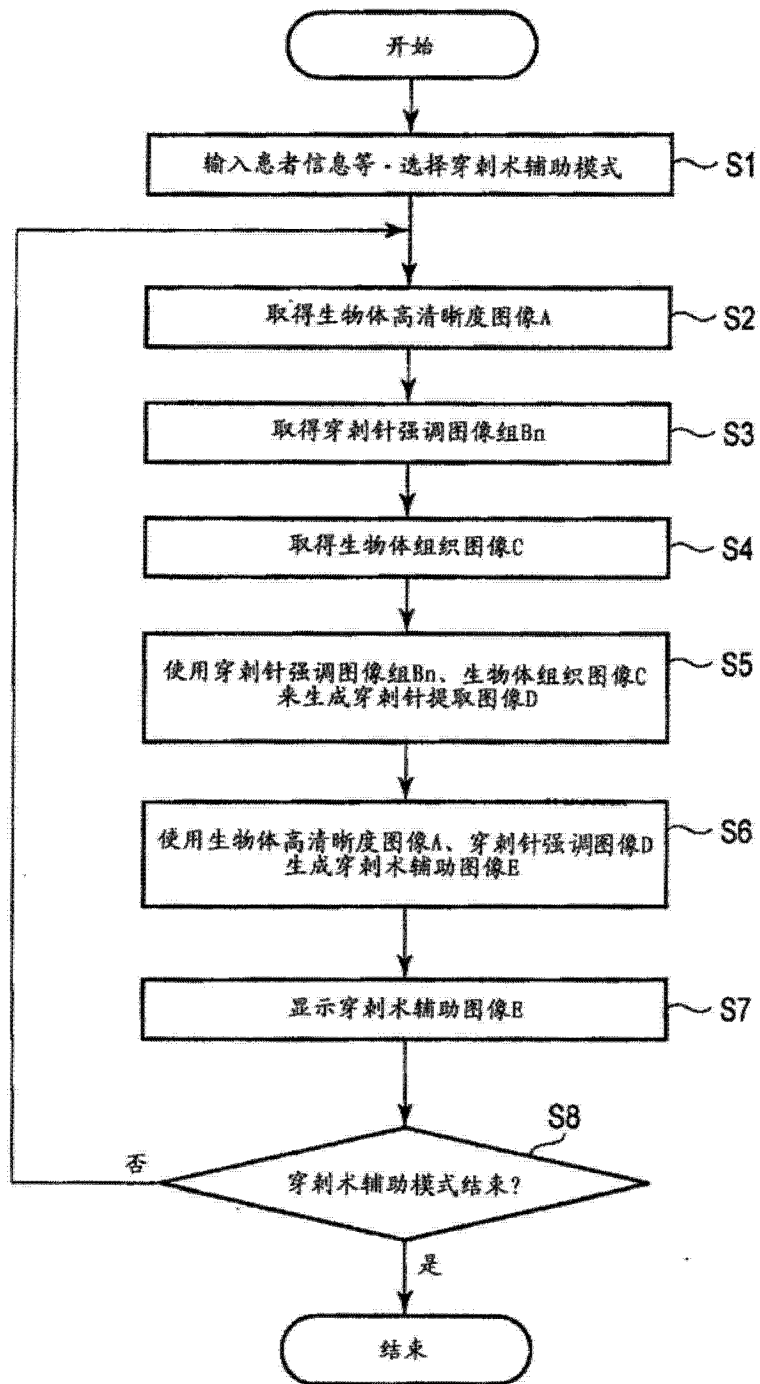


图 2

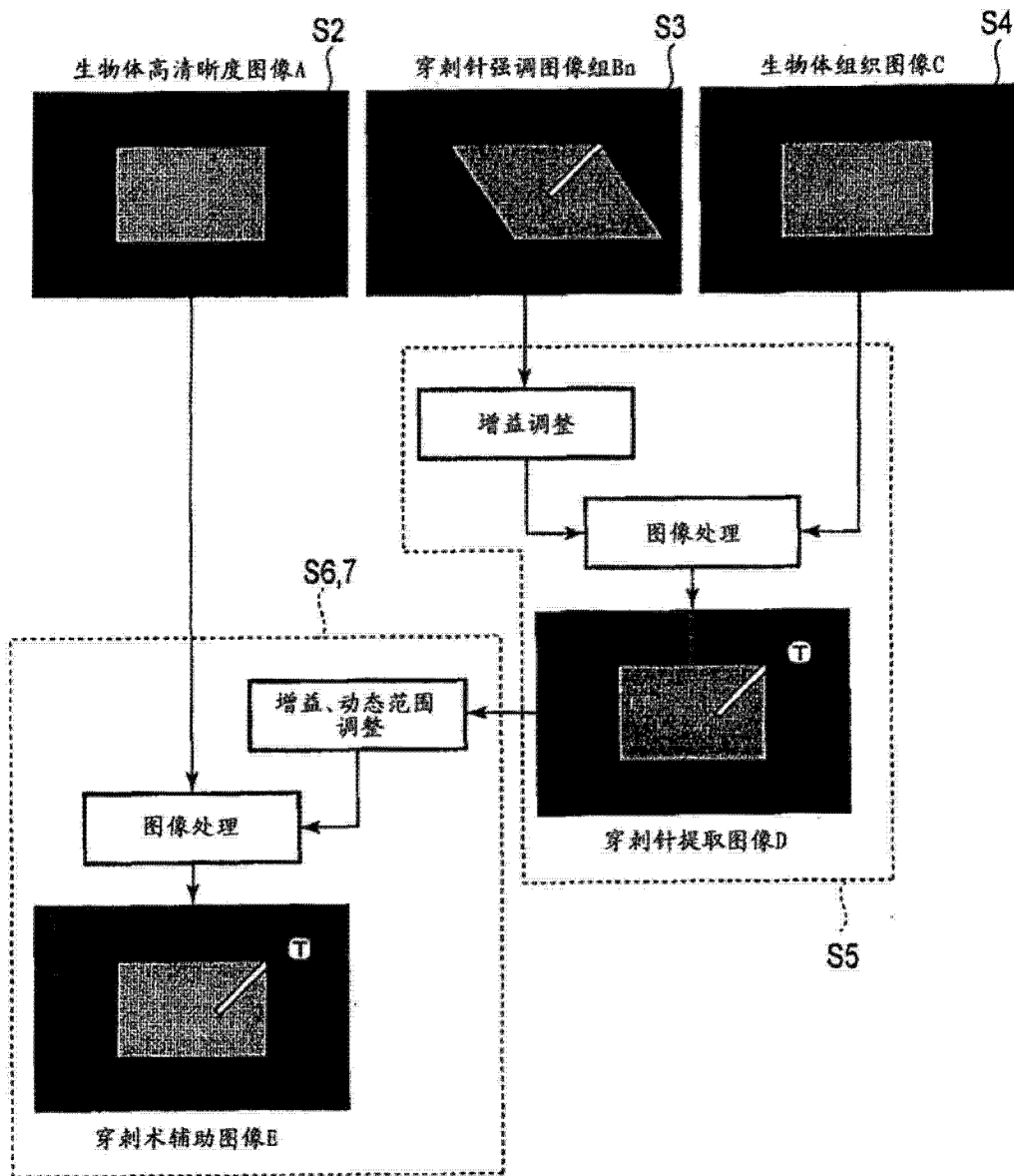


图 3

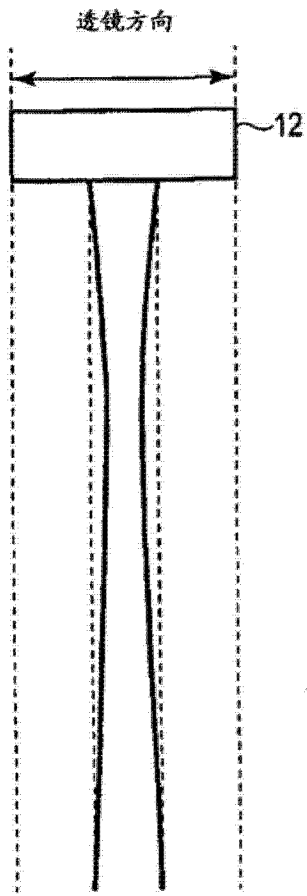


图 4

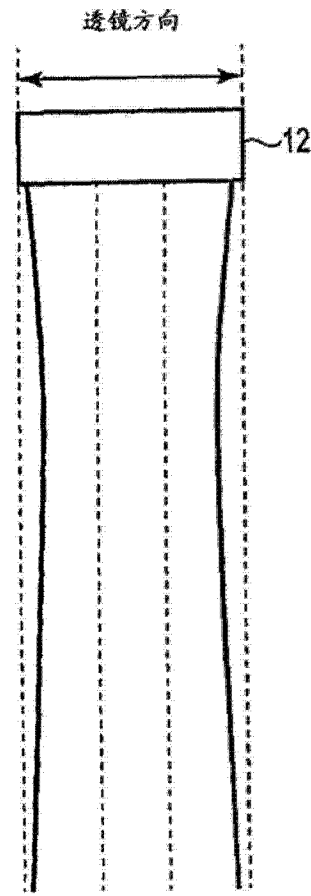


图 5

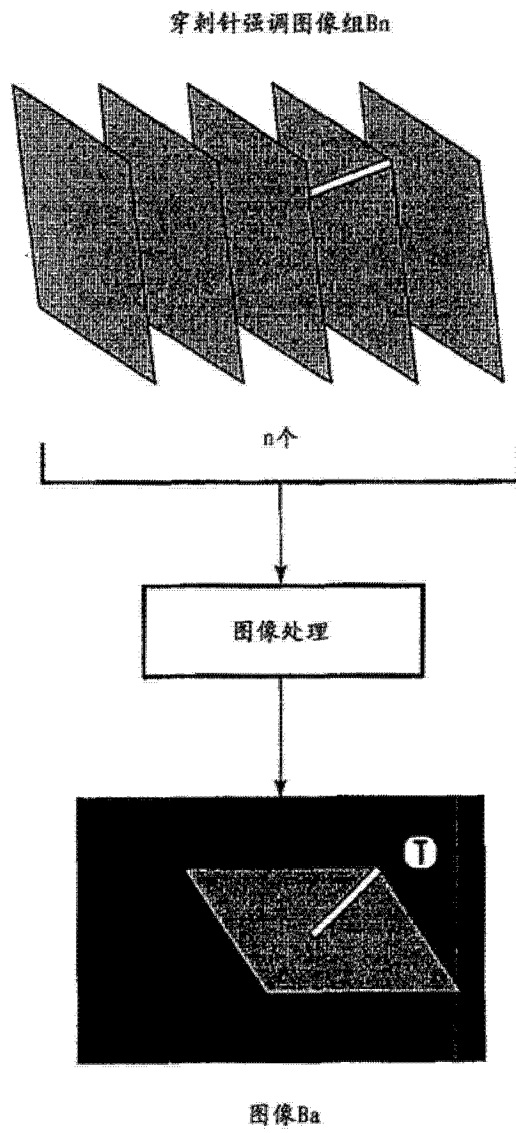
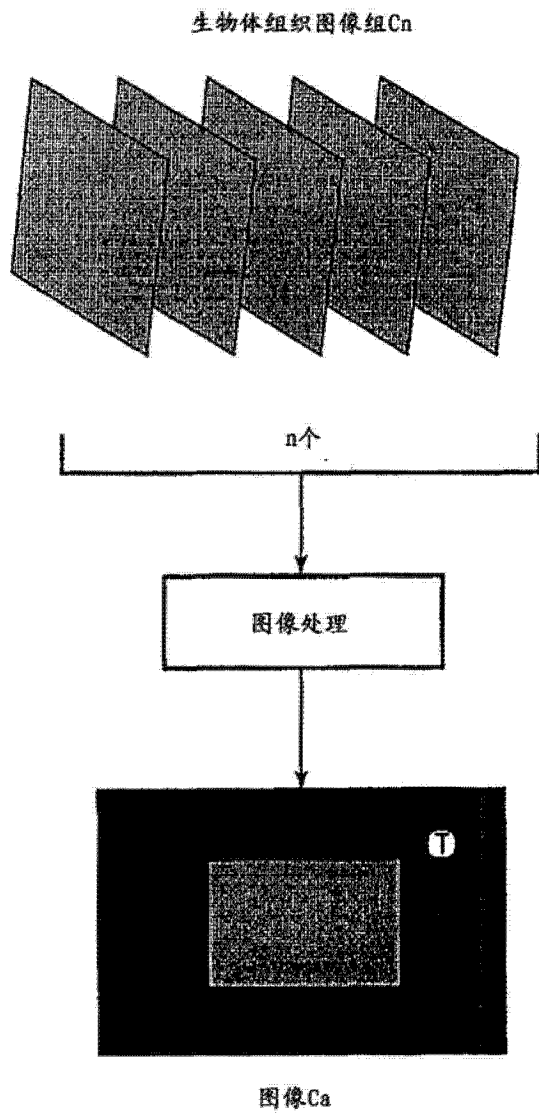
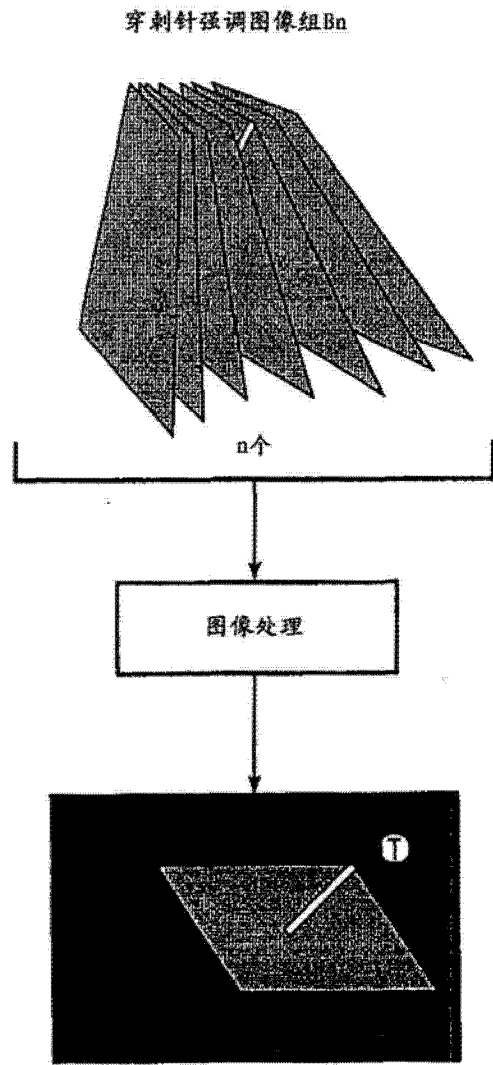


图 6



图像Ca

图 7



图像Ba

图 8

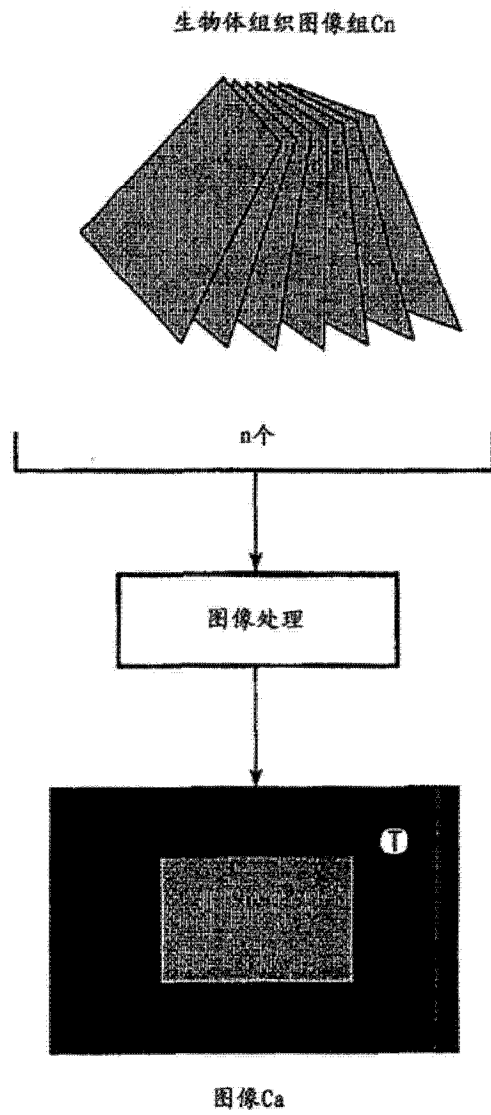


图 9

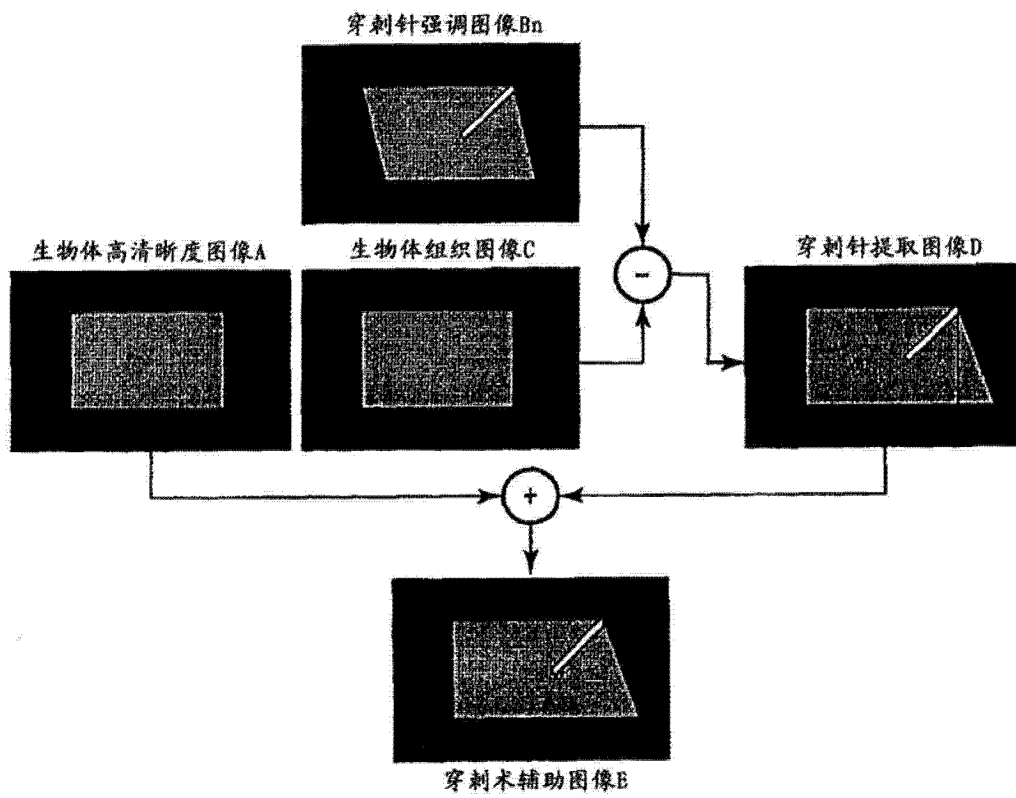


图 10

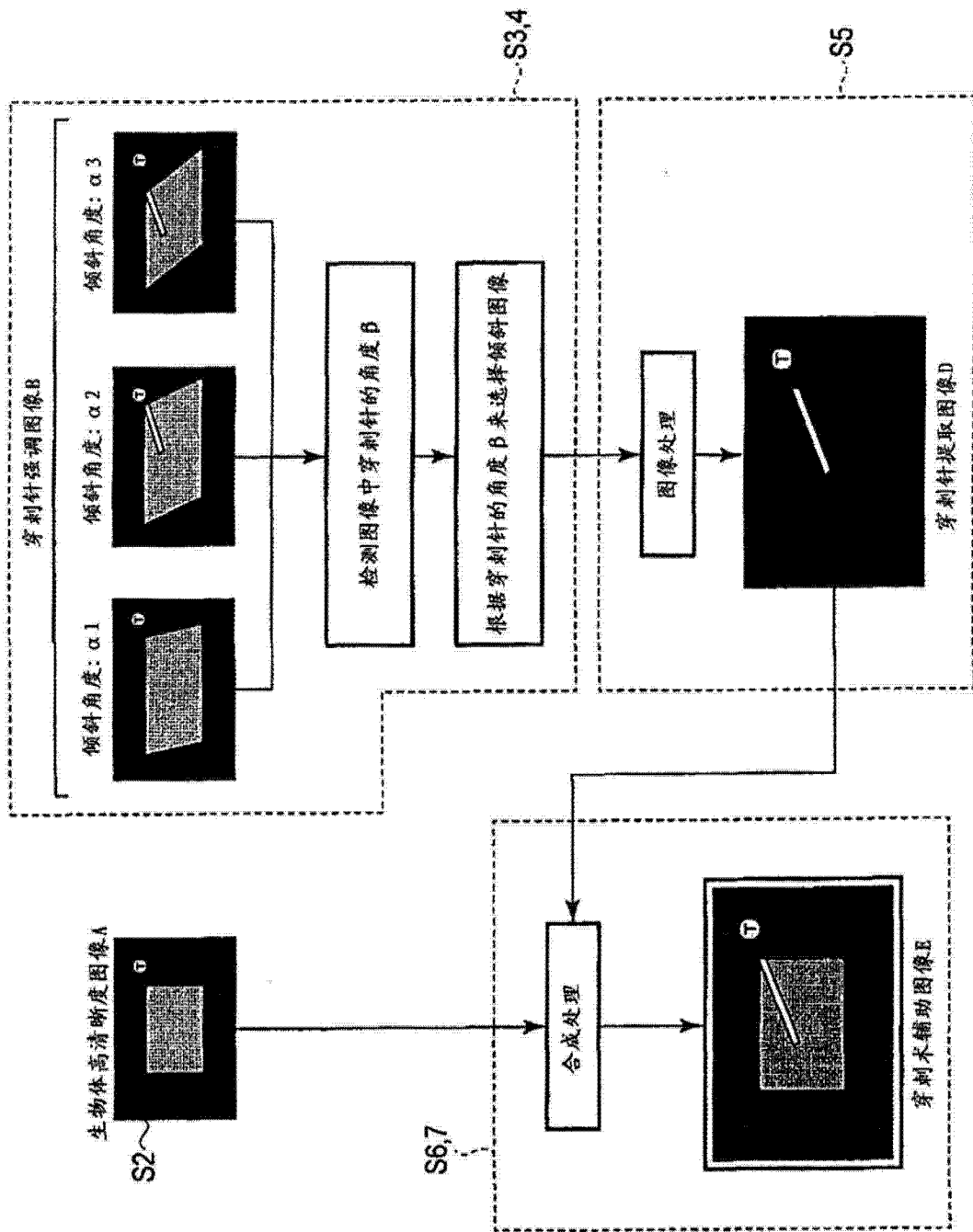


图 11

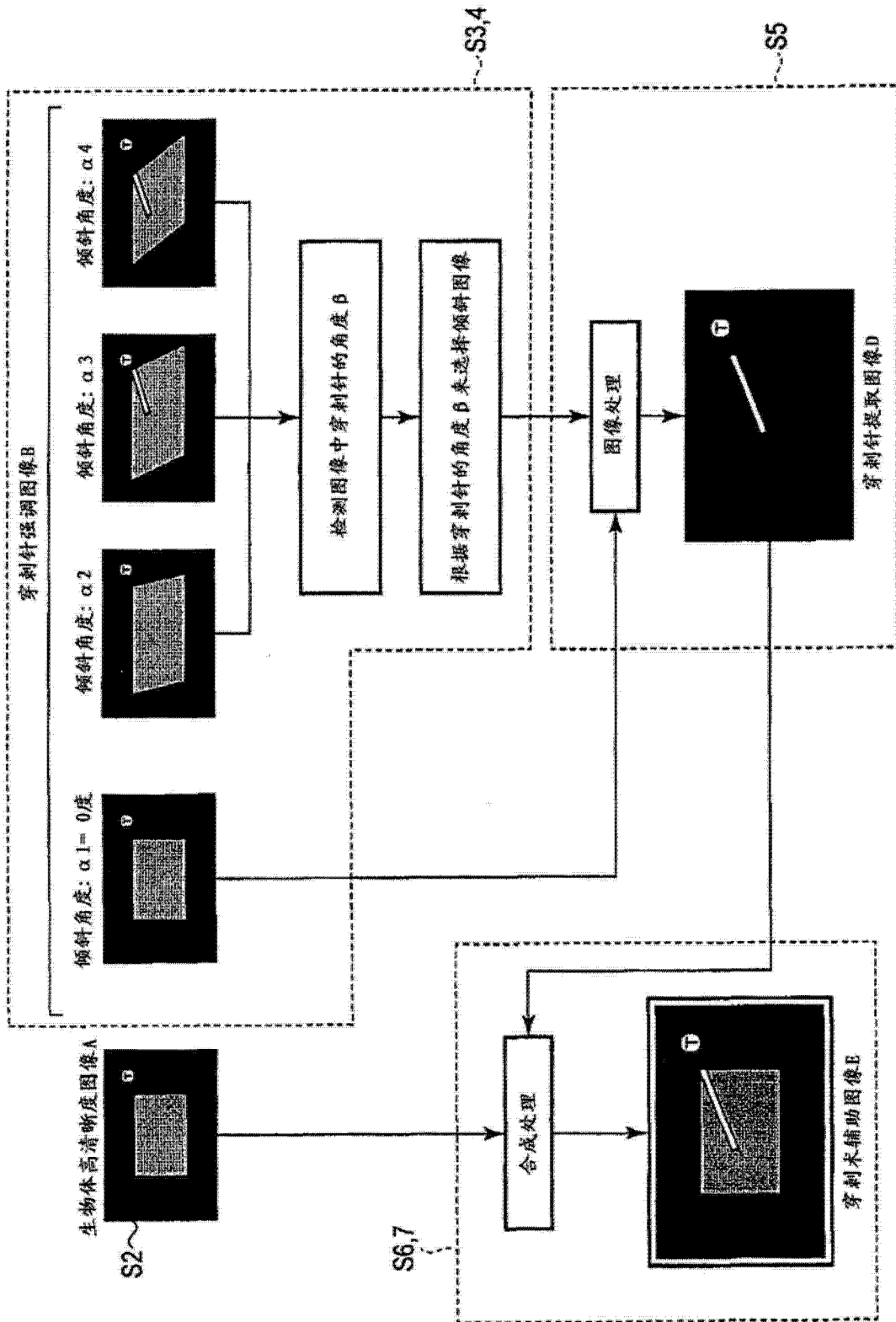


图 12

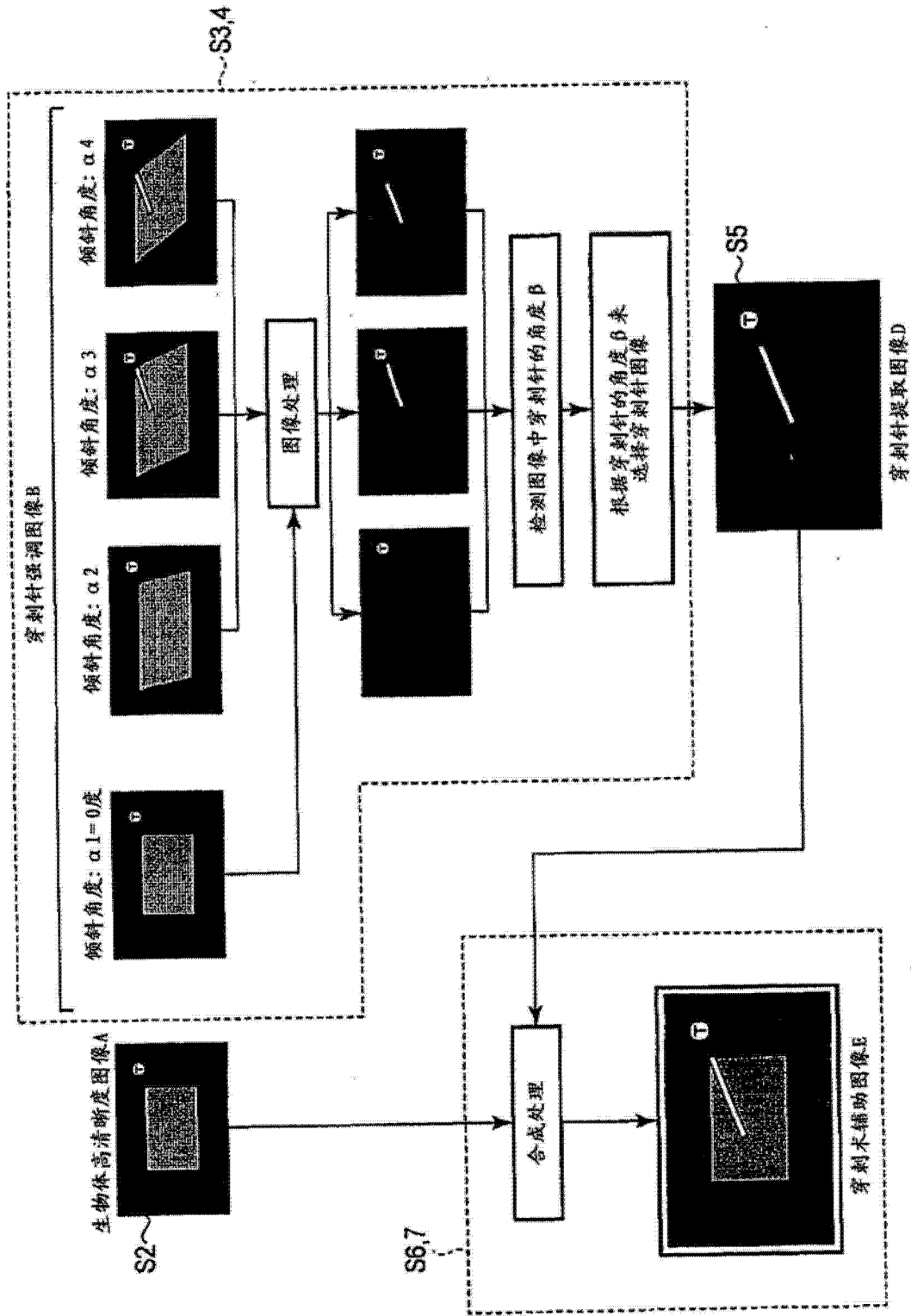


图 13

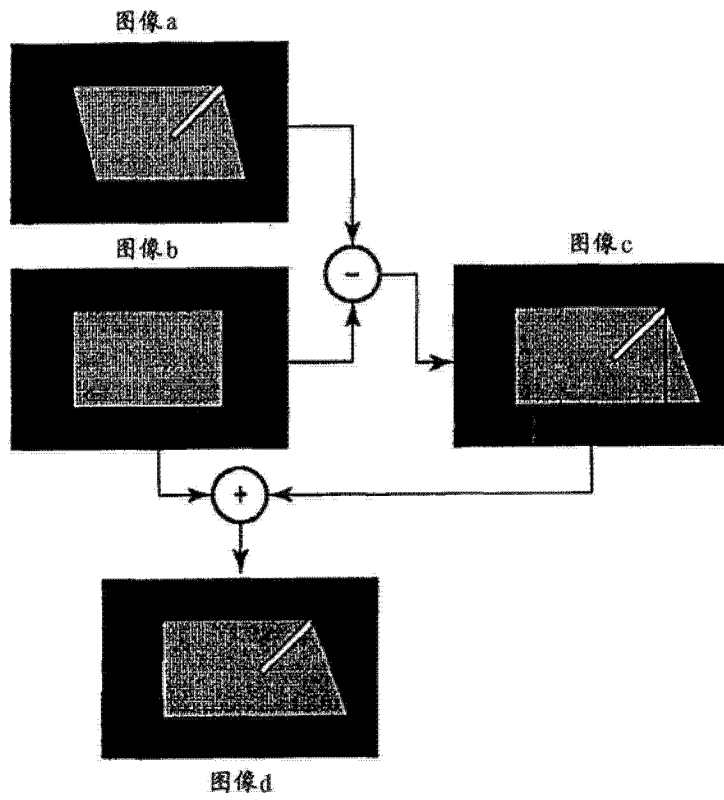


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法		
公开(公告)号	CN103889337A	公开(公告)日	2014-06-25
申请号	CN201380003446.3	申请日	2013-10-23
[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	大内启之 吉田哲也 川岸哲也 冈村阳子		
发明人	大内启之 吉田哲也 川岸哲也 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/463 A61B8/0841 A61B8/5246 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/5207 A61B2017/3413		
代理人(译)	于丽		
优先权	2012234086 2012-10-23 JP		
其他公开文献	CN103889337B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种生物体组织以及穿刺针的良好且高画质的图像。一种为了在穿刺术中观察被检体内的穿刺针的位置以及刺入方向而利用的超声波诊断装置，具备：数据取得单元，针对被检体内以第1发送接收设定执行第1超声波扫描来取得多个第1超声波数据，针对被检体内以第2发送接收设定执行第2超声波扫描来取得多个第2超声波数据，以第3发送接收设定执行第3超声波扫描来取得多个第3超声波数据；以及图像生成单元，使用第1超声波数据生成显示出生物体组织的组织图像，根据使用了第2超声波数据和第3超声波数据的图像处理生成显示出穿刺针的穿刺图像，使用组织图像和穿刺图像，生成对生物体组织和穿刺针进行影像化得到的合成图像。

