



(10) 授权公告号 CN 101721226 B

(21) 申请号 200910206345.1

CN 1382421 A, 2002. 12. 04, 全文.

(22) 申请日 2009.10.15

US 6638228 B1, 2003. 10. 28, 全文.

(30) 优先权数据

CN 100381106 C, 2008. 04. 16, 全文.

2008-266230 2008. 10. 15 JP

US 2004/0096088 A1, 2004. 05. 20, 全文.

(73) 专利权人 株式会社东芝

JP 特开 2004-321688 A, 2004. 11. 18, 全文.

地址 日本东京都

US 2007/0055161 A1, 2007. 03. 08, 全文.

专利权人 东芝医疗系统株式会社

审查员 彭韵

(72)发明人 吉新宽树 裨山直久 吉田哲也

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

(56) 对比文件

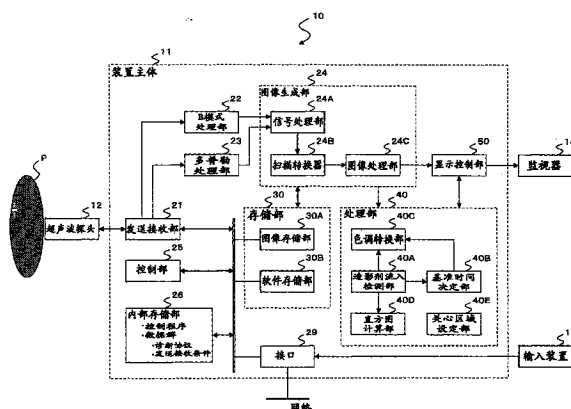
JP 特开平 7-178095 A, 1995. 07. 18, 全文.

权利要求书4页 说明书14页 附图6页

超声波图像取得装置、医用图像处理装置、显示装置及方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置、医用图像处理装置、显示装置及方法。图像取得部通过使用超声波扫描给入了造影剂的被检体的规定部位,取得多个帧的超声波图像数据。造影剂流入检测部根据上述多个帧的超声波图像数据所示的各区域中的信号强度,检测出造影剂向各区域的流入。基准时间决定部决定造影剂流入检测部检测出造影剂向在扫描范围内设定的第1关心区域流入的时刻作为基准时间。色调转换部以基准时间为基准求出造影剂向各区域流入的相对时间,生成以与相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色的图像数据。显示控制部将基于表示色调的图像数据的图像显示在显示部上。



1. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,包括:

通过使用超声波扫描给入了造影剂的被检体的规定部位,取得多个帧的超声波图像数据的图像取得部;

根据上述多个帧的超声波图像数据所示的各区域中的信号强度,检测出上述造影剂向上述各区域的流入状态的造影剂流入检测部;

决定上述造影剂流入检测部根据在上述扫描的范围内设定的第1关心区域中的信号强度超过了规定的阈值来检测出上述造影剂流入的时刻作为基准时间的基准时间决定部;

以上述基准时间为基准,求出上述造影剂流入上述各区域的相对时间,根据上述相对时间来确定色调,生成以上述色调表示上述各区域的颜色图像数据的色调转换部;

将基于表示上述色调的图像数据的图像显示在显示部上的显示控制部。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

在上述扫描的范围内在另外的地方设定上述第1关心区域时,上述基准时间决定部接受上述造影剂流入检测部的检测结果,决定上述造影剂向在上述另外的地方设定的上述第1关心区域流入的时刻作为新的基准时间,

上述色调转换部以上述新的基准时间为基准,重新求出上述造影剂向上述各区域流入的相对时间,重新生成以与新的上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据,

上述显示控制部将基于上述重新生成的上述图像数据的图像显示在上述显示部上。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述造影剂流入检测部检测出上述各区域中的上述信号强度在事先设定的阈值以上的时刻设为上述造影剂向上述各区域的流入,

上述基准时间决定部决定上述第1关心区域中的上述信号强度在事先设定的阈值以上的时刻作为上述基准时间,

上述色调转换部以上述基准时间为基准,求出上述各区域中的上述信号强度在事先设定的阈值以上的相对时间,生成以与上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据。

4. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述造影剂流入检测部检测出上述各区域中的上述信号强度变为最大的时刻设为上述造影剂向上述各区域的流入,

上述基准时间决定部决定上述第1关心区域中的上述信号强度变为最大的时刻作为上述基准时间,

上述色调转换部以上述基准时间为基准,求出上述各区域中的上述信号强度变为最大的相对时间,生成以与上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据。

5. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述基准时间决定部决定上述造影剂流入检测部在上述第1关心区域内检测出上述造影剂流入的像素数的比例在事先设定的阈值以上的时刻作为上述基准时间。

6. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述基准时间决定部决定上述第 1 关心区域内的上述信号强度的平均值变为最大的时刻作为上述基准时间。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在於,还包括:

分布计算部,根据上述造影剂流入检测部的检测结果,检测出上述造影剂向上述第 1 关心区域内所包含的各像素流入的时刻,求出相对于上述造影剂向上述第 1 关心区域所包含的上述各像素的流入时间的像素数的第 1 频数分布,检测出上述造影剂向在与上述第 1 关心区域不同的地方设定的第 2 关心区域内所包含的各像素流入的时刻,求出相对于上述造影剂向上述第 2 关心区域所包含的上述各像素的流入时间的像素数的第 2 频数分布,

上述显示控制部将上述第 1 频数分布以及上述第 2 频数分布显示在上述显示部上。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波图像取得装置,其特征在於:

上述分布计算部求出成为上述第 1 频数分布的峰值或重心的时间作为上述造影剂向上述第 1 关心区域的流入时间,求出成为上述第 2 频数分布的峰值或重心的时间作为上述造影剂向上述第 2 关心区域的流入时间,求出与上述第 1 关心区域相关的流入时间和与上述第 2 关心区域相关的流入时间的差,

上述显示控制部将上述流入时间的差显示在上述显示部上。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在於,还包括:

关心区域设定部,确定在具有规定尺寸的范围内的全部像素数中,上述信号强度在事先设定的阈值以上的像素数的比例在规定比例以上的区域,并在确定的上述区域内设定上述第 1 关心区域。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在於,还包括:

关心区域设定部,以上述多个帧的超声波图像数据为对象,求出帧间的亮度值的差分来生成差分图像数据,确定在上述差分图像数据中具有规定尺寸的范围内的全部像素数中,上述差分在事先设定的阈值以上的像素数的比例在规定比例以上的区域,并在确定的上述区域内设定上述第 1 关心区域。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在於,还包括:

关心区域设定部,根据上述超声波图像数据所示的组织形态确定特定部位,并在上述特定部位内设定上述第 1 关心区域。

12. 根据权利要求 1 所述超声波图像取得装置,其特征在於:

上述色调转换部接受上述被检体的心跳数,以上述基准时间为基准,求出上述造影剂向上述各区域流入的相对心跳数,生成以与上述相对心跳数相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据。

13. 一种医用图像处理装置,其特征在於,包括:

存储通过使用超声波扫描给入了造影剂的被检体的规定部位所取得的多个帧的超声波图像数据的存储部;

根据上述多个帧的超声波图像数据所示的各区域中的信号强度,检测出上述造影剂向上述各区域的流入状态的造影剂流入检测部;

决定上述造影剂流入检测部根据在上述扫描的范围内设定的第 1 关心区域中的信号强度超过了规定的阈值来检测出上述造影剂流入的时刻作为基准时间的基准时间决定部;

以上述基准时间为基准, 求出上述造影剂流入上述各区域的相对时间, 根据上述相对时间来确定色调, 生成以上述色调表示上述各区域的颜色图像数据的色调转换部; 以及将基于表示上述色调的图像数据的图像显示在显示部上的显示控制部。

14. 根据权利要求 13 所述的医用图像处理装置, 其特征在于:

在上述扫描范围内在另外的地方设定上述第 1 关心区域时, 上述基准时间决定部接受上述造影剂流入检测部的检测结果, 决定上述造影剂向在上述另外的地方设定的上述第 1 关心区域流入的时刻作为新的基准时间,

上述色调转换部以上述新的基准时间为基准, 重新求出上述造影剂向上述各区域流入的相对时间, 重新生成以与新的上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据,

上述显示控制部将基于上述重新生成的上述图像数据的图像显示在上述显示部上。

15. 根据权利要求 13 所述的医用图像处理装置, 其特征在于:

上述造影剂流入检测部检测出上述各区域中的上述信号强度在事先设定的阈值以上的时刻设为上述造影剂向上述各区域的流入,

上述基准时间决定部决定上述第 1 关心区域中的上述信号强度在事先设定的阈值以上的时刻作为上述基准时间,

上述色调转换部以上述基准时间为基准求出上述各区域中的上述信号强度在事先设定的阈值以上的相对时间, 生成以与上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据。

16. 根据权利要求 13 所述的医用图像处理装置, 其特征在于:

上述造影剂流入检测部检测出上述各区域中的上述信号强度变为最大的时刻设为上述造影剂向上述各区域的流入,

上述基准时间决定部决定上述第 1 关心区域中的上述信号强度变为最大的时刻作为上述基准时间,

上述色调转换部以上述基准时间为基准, 求出上述各区域中的上述信号强度变为最大的相对时间, 生成以与上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色上述图像数据。

17. 根据权利要求 13 所述的医用图像处理装置, 其特征在于:

上述基准时间决定部决定上述造影剂流入检测部在上述第 1 关心区域内检测出上述造影剂流入的像素数的比例在事先设定的阈值以上的时刻作为上述基准时间。

18. 根据权利要求 13 所述的医用图像处理装置, 其特征在于:

上述基准时间决定部决定上述第 1 关心区域内的上述信号强度的平均值变为最大的时刻作为上述基准时间。

19. 根据权利要求 13 所述的医用图像处理装置, 其特征在于, 还包括:

分布计算部, 根据上述造影剂流入检测部的检测结果, 检测出上述造影剂向上述第 1 关心区域内所包含的各像素流入的时刻, 求出相对于上述造影剂向上述第 1 关心区域所包含的上述各像素的流入时间的像素数的第 1 频数分布, 检测出上述造影剂向在与上述第 1 关心区域不同的地方设定的第 2 关心区域内所包含的各像素流入的时刻, 求出相对于上述造影剂向上述第 2 关心区域所包含的上述各像素的流入时间的像素数的第 2 频数分布,

上述显示控制部将上述第 1 频数分布以及上述第 2 频数分布显示在上述显示部上。

20. 根据权利要求 19 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述分布计算部求出成为上述第 1 频数分布的峰值或重心的时间作为上述造影剂向上述第 1 关心区域的流入时间,求出成为上述第 2 频数分布的峰值或重心的时间作为上述造影剂向上述第 2 关心区域的流入时间,求出与上述第 1 关心区域相关的流入时间和与上述第 2 关心区域相关的流入时间的差,

上述显示控制部将上述流入时间的差显示在上述显示部上。

21. 一种显示方法,其特征在于:

在基于超声波的扫描剖面上设定第 1 关心区域和上述第 1 关心区域之外的第 2 关心区域,以检测出造影剂向所设定的上述第 1 关心区域的流入的时间为基准,根据造影剂流入上述第 2 关心区域的相对时间来确定色调,使用上述色调表示上述各区域的颜色来进行显示。

22. 一种显示方法,其特征在于:

在超声波图像上设定第 1 关心区域和上述第 1 关心区域之外的第 2 关心区域,根据造影剂向所设定的第 1 关心区域以及上述第 2 关心区域的流入时刻的相对时间差来确定色调,使用上述色调表示上述各区域的颜色来进行显示。

23. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,包括:

在超声波图像上设定第 1 关心区域以及第 2 关心区域的单元;

检测上述第 1 关心区域以及上述第 2 关心区域中的造影剂的流入的单元;以及

根据上述第 1 关心区域以及上述第 2 关心区域中的上述造影剂的流入时间的相对时间差确定色调,生成使用上述色调表示上述各区域的颜色图像数据的色调转换单元;

显示基于表示上述色调的图像数据的图像的单元。

超声波图像取得装置、医用图像处理装置、显示装置及方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2008 年 10 月 15 日提交的在日的日本专利申请 No. 2008-266230 并要求其为优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及在使用超声波造影剂 (ultrasound contrast agent) 进行的造影回波 (contrast echo) 法中,作为诊断信息提示与超声波造影剂的流入比较快的区域与其他区域间的超声波造影剂的流入相关的相对时间信息的超声波图像取得装置。另外,本发明涉及医用图像处理装置、显示装置以及显示方法。

背景技术

[0004] 超声波诊断通过仅将超声波探头 (ultrasound probe) 触碰到体表上的简单操作,即可以实时 (real time) 显示方式取得心脏跳动和胎儿的活动情况。另外,由于超声波诊断安全性高,所以可重复进行检查。另外,超声波诊断中的系统 (system) 规模比 X 射线诊断装置、X 射线 CT 装置 (X-ray Computed Tomography apparatus) 以及 MRI 装置 (Magnetic Resonance Imaging apparatus) 等其他诊断设备小。因此,将超声波图像取得装置移至床旁边 (bedside) 就可以容易地在床旁边进行检查,非常方便。另外,超声波图像取得装置根据其具备的功能的种类而多种多样,目前正在开发一种单手就可携带的小型超声波图像取得装置。并且,由于超声波诊断不受像 X 射线等那样被辐射的影响,所以也可以在妇产科或家庭医疗等中使用。

[0005] 随着静脉给药型超声波造影剂的产品化,在超声波诊断中,开始实行“造影回波法”。该方法的目的:例如,在进行心脏或肝脏等检查时,通过从静脉注入超声波造影剂来增强血流信号,进行血流的动态的评价。很多超声波造影剂将微小气泡 (微细气泡) (micro bubble) 作为反射源来发挥作用。例如被称为“Sonazoid”的第二代超声波造影剂为含有全氟丁烷 (perfluorobutane) 气体,将磷脂 (Phospholipid) 作为外壳 (shell) 的微小气泡,能够使用中低声压的发送超声波稳定地观察超声波造影剂的环流 (circulating current) 的情况。

[0006] 在向被检体给入超声波造影剂后对诊断部位 (例如,肝癌) 进行摄影时,能够观察从随着血流进行环流的超声波造影剂的流入到流出的信号强度的上升和减少。目前正在研究根据这样的信号强度的经时变化的差异,能够进行肿瘤性病变 (mass lesion) 的良性或恶性的鉴别诊断、或弥漫性疾病 (diffuse disease) 等的诊断。

[0007] 与单纯的形态信息不同,上述那样的信号强度的经时变化通常需要作为运动图像被记录或解译 (interpreted)。一般而言,其解译所需的时间变长。因此,提出了将以动画进行观察那样的超声波造影剂的流入时间信息绘制 (mapping) 到一张静止图像上的方法 (例如,日本专利第 2714329 号公报、日本专利第 3495710 号公报以及日本特开 2004-321688 号公报)。这种方法以不同的色调表现出超声波造影剂的信号形成峰 (peak) 的时间的差异,

因此可以一目了然地把握在断层面内各处的流入时间。

[0008] 然而,在与以往技术相关的造影剂的流入时间的绘制中,存在以下问题。

[0009] 第 1 问题是难以设定经时变化的基准时间(0 点(zero point))。例如,上述日本专利第 2714329 号公报所记载的方法主要在能量多普勒成像法(power Doppler imaging)中,一边比较过去取得的信号强度与新取得的信号强度,一边改变色彩描绘成 2 维图像。如果将超声波探头三维地移动,则由于基于经时变化而产生的色彩变化,过去所取得的信号看起来好像存在于后方。另外,如果将超声波探头固定,则基于超声波造影剂的流入而引起的信号的经时变化能够以不同的色彩表现出来。然而,上述色彩变化与超声波造影剂的给入时间没有关系,只根据颜色很难识别出超声波造影剂的到达时间等绝对或相对的时间信息。在很多实施例子中,大多数情况是将从静脉开始注入超声波造影剂的时刻设定为基准时间。然而,在该设定中,也要考虑超声波造影剂从静脉通过心脏、肺、心脏以及动脉到达观察脏器的传达时间的差异,因此测量结果的数值作为对于观察中的脏器的经时变化并不适合。

[0010] 第 2 问题是包含在测量结果中的细小偏差。上述日本专利第 3495710 号公报所记载的方法通过对超声波造影剂的信号的峰值不同的 2 个以上的血管使用不同的色彩,可以识别例如动脉与门静脉(portal vein)并加以显示。与上述日本专利第 2714329 号公报所记载的方法同样,对于比较粗的血管系列有可能能够应用上述方法。然而,在实际的造影回波法中,需要将超声波造影剂向肿瘤整体的流入时间与超声波造影剂向肿瘤周围的肝脏实质(hepatic parenchyma)(正常部位)的流入时间进行比较。预计在对例如图像所示的肝脏实质进行超声波造影剂的到达时间的绘制时,由于在肝脏实质的全部区域内超声波造影剂的到达时间不同,因此着色将呈现马赛克状(mosaic)。并且这些值的平均值、或偏差的程度(分散)具有诊断性意义。在这样的微小血流的诊断中,使用日本专利第 23495710 号公报所记载的方法适当地提示诊断信息是很困难的。

[0011] 另外,根据上述日本特开 2004-321688 号公报所记载的方法,通过采用微小血流的环流的理论性模型(model)进行比较详细的运算,能够提示超声波造影剂的到达时间。然而,即使使用日本特开 2004-321688 号公报所记载的方法也很难解决上述第 1 问题以及第 2 问题。

发明内容

[0012] 本发明鉴于上述情况而完成的,其目的在于:提供能够容易地识别并提示多个区域间的相对超声波造影剂的流入时间的超声波图像取得装置、医用图像处理装置、显示装置以及显示方法。

[0013] 本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置,其特种在于,包括:

[0014] 通过使用超声波扫描给入了造影剂的被检体的规定部位,取得多个帧的超声波图像数据的图像取得部;

[0015] 根据上述多个帧的超声波图像数据所示的各区域中的信号强度,检测出上述造影剂向上述各区域的流入的造影剂流入检测部;

[0016] 决定上述造影剂流入检测部检测出上述造影剂向在上述扫描的范围内设定的第 1 关心区域流入的时刻作为基准时间的基准时间决定部;

[0017] 以上述基准时间为基准,求出上述造影剂向上述各区域流入的相对时间,生成以与上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色的图像数据的色调转换部;

[0018] 将基于表示上述色调的图像数据的图像显示在显示部上的显示控制部。

[0019] 根据本发明的第 1 实施方式,通过以设定关心区域的区域为基准,使用色调显示超声波造影剂向各区域流入的相对时间,能够容易地识别并提示多个区域间的超声波造影剂的相对流入时间的差。由此,操作者能够容易地把握多个区域间的超声波造影剂的相对流入时间的差。

[0020] 本发明的第 2 实施方式的医用图像处理装置,其特征在于,包括:

[0021] 存储通过使用超声波扫描给入了造影剂的被检体的规定部位所取得的多个帧的超声波图像数据的存储部;

[0022] 根据上述多个帧的超声波图像数据所示的各区域中的信号强度,检测出上述造影剂向上述各区域的流入的造影剂流入检测部;

[0023] 决定上述造影剂流入检测部检测出上述造影剂向在上述扫描范围内设定的第 1 关心区域流入的时刻作为基准时间的基准时间决定部;以及

[0024] 以上述基准时间为基准,求出上述造影剂向上述各区域流入的相对时间,生成以与上述相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色的图像数据的色调转换部;

[0025] 将基于表示上述色调的图像数据的图像显示在显示部上的显示控制部。

[0026] 本发明的第 3 实施方式的显示装置,其特征在于:

[0027] 以检测出造影剂向在基于超声波的扫描剖面上设定的第 1 关心区域的流入的时间为基准,使用色调显示上述造影剂向上述第 1 关心区域之外的第 2 关心区域流入的时间。

[0028] 本发明的第 4 实施方式的显示方法,其特征在于:

[0029] 以检测出造影剂向在基于超声波的扫描剖面上设定的第 1 关心区域的流入的时间为基准,使用色调显示上述造影剂向上述第 1 关心区域之外的第 2 关心区域流入的时间。

[0030] 本发明的第 5 实施方式的显示装置,其特征在于:

[0031] 使用色调显示在超声波图像上设定的第 1 关心区域以及第 2 关心区域中的造影剂的相对流入时间。

[0032] 本发明的第 6 实施方式显示方法,其特征在于:

[0033] 使用色调显示在超声波图像上设定的第 1 关心区域以及第 2 关心区域中的造影剂的相对流入时间。

[0034] 本发明的第 7 实施方式的超声波图像取得装置,其特征在于,包括:

[0035] 在超声波图像上设定第 1 关心区域以及第 2 关心区域的单元;

[0036] 检测上述第 1 关心区域以及上述第 2 关心区域中的造影剂的流入的单元;以及

[0037] 色调转换与上述第 1 关心区域以及上述第 2 关心区域中的上述造影剂的流入相关的相对的上述检测结果的单元;

[0038] 显示上述色调转换的结果的单元。

[0039] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0040] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0041] 图 1 为表示与本发明的实施方式相关的超声波图像取得装置的框 (block) 图。

[0042] 图 2 为用于说明关心区域的设定与色调转换处理的图。

[0043] 图 3 为用于说明关心区域的设定与色调转换处理的图。

[0044] 图 4A 为表示决定色调转换处理开始的基准时间的方法的曲线图 (graph)。

[0045] 图 4B 为表示决定色调转换处理开始的基准时间的方法的曲线图。

[0046] 图 5 表示为设定多个关心区域的断层图像与各关心区域中的超声波造影剂的流入时间的频数分布的图。

[0047] 图 6 为表示用于说明自动设定关心区域的处理的图像的图。

[0048] 图 7A 为表示用于色调转换的参数 (parameter) 的图。

[0049] 图 7B 为表示用于色调转换的参数的图。

具体实施方式

[0050] 针对与本发明的实施方式相关的超声波图像取得装置,参照图 1 进行说明。图 1 为表示与本发明的实施方式相关的超声波图像取得装置的框图。在以下说明中,对于具有大致相同功能以及结构的结构要素附加同一符号。

[0051] 与本实施方式相关的超声波图像取得装置 10 具备超声波探头 12、装置主体 11、输入装置 13 以及监视器 (monitor) 14。装置主体 11 具备发送接收部 21、B 模式 (B-mode) 处理部 22、多普勒 (Doppler) 处理部 23、图像生成部 24、控制部 25、内部存储部 26、接口 (interface) 29、存储部 30、处理部 40 以及显示控制部 50。装置主体 11 所具备的发送接收部 21 等既可以由集成电路等硬件 (hardware) 构成,也可以通过软件 (software) 地模块化 (module) 而成的程序 (program) 构成。

[0052] 超声波探头 12 具备多个超声波振子 (ultrasound transducer)、在超声波振子中设置的声匹配层 (acoustic matching layer) 以及背衬材料 (backing material)。多个超声波振子根据来自发送接收部 21 的驱动信号发生超声波,并将来自被检体 P 的反射波转换为电信号,并输出到发送接收部 21。背衬材料防止超声波从超声波振子向后方传播。从超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,在体内组织内,声阻抗 (acoustic impedance) 在不连续面上接连不断地反射发送超声波,并作为回波 (echo) 信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于进行反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲 (pulse) 在移动的血流或心脏壁等的表面上反射时的回波将依据多普勒效应依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频率偏移。另外,超声波探头 12 既可以使用将多个超声波振子配置成一系列的 1 维阵列探头 (1D array probe),也可以使用将多个超声波振子 2 维地配置的 2 维阵列探头 (2D array probe)。

[0053] 输入装置 13 具备未图示的轨迹球 (trackball)、各种开关 (switch)、按钮 (button)、鼠标 (mouse) 以及键盘 (keyboard) 等。输入装置 13 与装置主体 11 相连接,接受来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示以及图像质量条件设定指示等,然后向装置主体 11 输出。

[0054] 监视器 14 根据来自图像生成部 24 的视频 (video) 信号,将生物体内的形态学信息或血流信息作为图像显示出来。

[0055] 发送接收部 21 具备未图示的脉冲 (pulsar) 电路、延迟电路以及触发 (trigger) 产生电路。脉冲电路以规定的速率 (rate) 频率 $fr(Hz)$ (周期; $1/fr$ 秒) 重复发生用于形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。延迟电路将超声波按每个通道聚集为束状,且将为了决定发送指向性所需的延迟时间,给予各个速率脉冲。触发产生电路以基于该速率脉冲的定时 (timing),向超声波探头 12 施加驱动脉冲。

[0056] 另外,发送接收部 21 具有按照来自控制部 25 的指示可以瞬时变更发送频率以及发送驱动电压等的功能。特别是,发送驱动电压的变更可以通过可瞬时转换其值的线性放大器型 (linear amplifier type) 的发送电路、或电转换多个电源单元 (unit) 的机构予以实现。

[0057] 另外,发送接收部 21 具备未图示的放大器电路 (amplifier circuit)、A/D 转换器以及加法器。放大器电路将经由超声波探头 12 输入的回波信号按照每个通道进行放大。A/D 转换器对放大的回波信号给予为了决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器则将给予了延迟时间的回波信号相加。通过此相加,从与回波信号的接收指向性相对应的方向强调反射分量,并根据接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合束。

[0058] B 模式处理部 22 从发送接收部 21 接受回波信号,并实施对数放大以及包络线检波处理等,从而生成以亮度的明亮度表现信号强度的数据 (data)。该数据将被发送到图像生成部 24,并作为以亮度表示反射波强度的 B 模式图像显示在监视器 14 上。

[0059] 多普勒处理部 23 对从发送接收部 21 所接受的回波信号实行频率解析,提取基于多普勒效应的血流或组织或造影剂回波分量,求出平均速度、分散以及能量等血流信息。所取得的血流信息被发送到图像生成部 24,作为平均速度、分散图像、能量图像,或这些图像的组合图像通过彩色显示在监视器 14 上。

[0060] 图像生成部 24 将通过超声波扫描所取得的信号列转换为电视 (television) 等所代表的一般的视频格式 (video format) 的信号列,从而生成作为显示用图像的超声波图像数据。图像生成部 24 具备存储图像数据的存储器 (memory)。例如,在诊断后,根据操作者的指示,能够从存储器中读出检查中所记录的图像数据。另外,被输入到图像生成部 24 之前的数据有时被称为“原始数据”。

[0061] 图像生成部 24 具备信号处理部 24A、扫描转换器 (scanconverter) 24B 以及图像处理部 24C。信号处理部 24A 进行滤波 (filtering),以使得以在使用超声波的扫描 (scan) 中的扫描线的水平 (level) 来决定图像质量。来自信号处理部 24A 的输出将被发送到扫描转换器 (scan converter) 24B,并存储在图像存储部 30A。扫描转换器 (scanconverter) 24B 将通过超声波扫描所取得的扫描线的信号列转换为一般的视频格式的扫描线的信号列,从而生成作为显示用图像的超声波图像数据,并输出到图像处理部 24C。图像处理部 24C 对超声波图像数据实施亮度调整或对比度 (contrast) 或空间滤波器 (filter) 等图像处理,并将各种设定参数的文字信息或刻度等数据合成为超声波图像数据。并且,图像处理部 24C 将超声波图像数据作为视频信号输出到显示控制部 50。显示控制部 50 将基于超声波图像数据的超声波图像显示在监视器 14 上。由此,表示被检体的组织形状的断层图像将被显示在监视器 14 上。另外,由扫描转换器 24B 所生成的超声波图像数据 (断层图像数据)、由图

像处理部 24C 实施图像处理后的超声波图像数据也可以存储在图像存储部 30A 中。

[0062] 另外,由超声波探头 12、发送接收部 21、B 模式处理部 22 以及图像生成部 24 构成本发明的“图像取得部”的 1 个例子。

[0063] 控制部 25 具有作为信息处理装置的功能,控制装置主体 11 的动作。例如、控制部 25 由 CPU(Central Processing Unit) 构成,读出用于执行超声波的发送接收、图像生成以及图像显示等的控制程序(program) 并暂时存储到软件存储部 30B 中,然后执行与各种处理相关的运算或控制等。

[0064] 内部存储部 26 存储用于执行超声波的发送接收、图像生成以及图像显示的控制程序、包含患者 ID 或医师意见等在内的信息、诊断协议(protocol)、发送接收条件、其他数据群。另外,内部存储部 26 也可以存储在图像存储部 30A 中所存储的图像数据。在内部存储部 26 中所存储的数据可以经由接口 29 转送到外部装置。

[0065] 接口 29 为与输入装置 13、网络(network) 以及外部的未图示的存储装置相关的接口。通过超声波图像取得装置 10 所取得的超声波图像数据等数据或解析结果等能够通过接口 29 经由网络转送到其他装置上。

[0066] 图像存储部 30A 存储从图像生成部 24 所接收到的图像数据。该图像数据在诊断后,能够根据操作者的指示予以读出,还可以以静止画面地再生,或使用多个帧(frame) 的图像数据进行动画地再生。另外,图像存储部 30A 也可以存储由发送接收部 21 输出的信号(被称为:RF(radiofrequency) 信号)、其他原始数据、或经由网络所取得的图像数据等。

[0067] (诊断信息提取功能)

[0068] 在本实施方式中,在向被检体 P 给入了超声波造影剂的状态下通过超声波进行摄影。根据上述日本特开 2004-321688 号公报所记载的诊断信息提取功能,可以提取包含血流图像(包括毛细血管级别在内的血流图像) 以及从血流图像所获取的血流的组织学物理量在内的诊断信息。如日本特开 2004-321688 号公报所记载的那样,通过对时间性连续的多个帧的超声波图像数据使用最大值保持处理、加权更新处理以及其他亮度保持运算,可以追踪(trace) 造影剂的 1 个微小气泡的动作。其结果,能够影像化微细血管的构造。另外,如上述日本专利第 2714329 号公报以及日本专利第 3495710 号公报所记载那样,可以改变色调来显示超声波造影剂流入时间不同的血管或组织。该色调转换处理通过对操作者事先指定的各时间区间的每一个进行不同彩色显示,能够识别出最终所显示的图像中的某亮度属于哪个时间区间。根据该色调显示处理,即使在执行最大值保持处理或加权更新处理等的亮度值保持运算情况下,也可以不丢失时间信息地在易于操作者观察的状态下提供包含毛细血管级别的信息在内的血流图像。

[0069] 在临床中,有时希望在超声波的扫描剖面上设定多个关心区域,把握多个关心区域间的超声波造影剂的相对到达时间的差,例如,有时希望把握肝脏与肾脏间的超声波造影剂的相对到达时间的差、肝肿瘤与肝脏实质间的超声波造影剂的相对到达时间的差,然而,在日本专利第 2714329 号公报以及日本专利第 3495710 号公报所记载的色调转换处理中,成为用于色调显示的基准的时间($t = 0$) 由操作者事先设定。因此,在色调转换处理的结果中,有时很难把握受关注的关心区域间的相对到达时间的差。例如,即便在向肾脏实质部位的流入时间 t_1 与向肝脏实质部位的流入时间 t_2 间,存在 5 秒的到达时间差,如果操作者设定的基准时间不同,既有 $(t_1, t_2) = (8, 13)$ 的情况,也有 $(t_1, t_2) = (15, 20)$ 的情

况。在这样与以往技术相关的色调显示中,由于依存于时间的绝对值,根据时间的绝对值各关心区域的色调改变了,从此重新读取所谓“时间差为 5 秒”的信息是很困难,很繁琐的。

[0070] (关心区域的设定)

[0071] 因此,在本实施方式中,求出超声波造影剂向各区域间的相对到达时间,并根据其相对到达时间进行色调转换处理。首先,显示控制部 50 将表示关心区域 (ROI (Region of interest)) 的 ROI 标记 (marker) 与断层图像重叠在一起并显示在监视器 14 上。操作者可以使用输入装置 13 在断层图像上将 ROI 标记移动到任意位置上。在此,针对 ROI 标记的设定例子参照图 2 进行说明。图 2 为用于说明关心区域的设定与色调转换处理的图。由图像生成部 24 生成断层图像数据时,显示控制部 50 将基于其断层图像数据的断层图像 100 显示在监视器 14 上。并且,显示控制部 50 将用于指定关心区域的 ROI 标记 110 与断层图像 100 重叠在一起并显示在监视器 14 上。ROI 标记 110 具有包围任意范围的形状。操作者使用输入装置 13 可以将 ROI 标记 110 移动到断层图像 100 上的任意位置上,还可以将 ROI 标记 110 变更为任意形状。例如,在观察肝脏疾病时,可以设定为不受疾病影响的门静脉等大血管、肾脏实质等其他脏器。

[0072] (向关心区域流入超声波造影剂的检测、开始色调转换的时间)

[0073] 当向被检体 P 给入了超声波造影剂进行基于超声波的摄影,通过图像生成部 24 生成多个帧的断层图像数据时,多个帧的断层图像数据则将被输出到显示控制部 50 以及处理部 40。如图 2 所示,显示控制部 50 按照时间顺序将各帧的断层图像 100 显示在监视器 14 上,并将 ROI 标记 110 与断层图像 100 重叠在一起显示在监视器 14 上。操作者使用输入装置 13 可以在断层图像 100 上将 ROI 标记 110 移动到所希望的位置上。由 ROI 标记 110 所指定的关心区域的坐标信息从显示控制部 50 向处理部 40 输出。

[0074] 处理部 40 通过接受多个帧的断层图像数据以及由 ROI 标记指定的关心区域的坐标信息,监视关心区域内的各像素的信号强度 (亮度值),从而对向关心区域流入超声波造影剂这一情况进行监视。并且,处理部 40 求出超声波造影剂向关心区域内的到达时间,并将向关心区域内的到达时间作为基准时间,求出超声波造影剂向其他区域的到达时间。即,处理部 40 以超声波造影剂向关心区域内的到达时间为基准,求出超声波造影剂向各区域的相对到达时间。并且,处理部 40 将断层图像数据的各像素的色调转换为与相对到达时间相对应的色调,显示控制部 50 将色调转换后的图像显示在监视器 14 上。以下,针对处理部 40 中的具体处理内容进行说明。

[0075] 处理部 40 具备造影剂流入检测部 40A、基准时间决定部 40B、色调转换部 40C、直方图 (histogram) 计算部 40D 以及关心区域设定部 40E。

[0076] 造影剂流入检测部 40A 从图像生成部 24 接受所取得的时间各不相同的多个帧的断层图像数据,监视各像素中的信号强度 (亮度值),检测出信号强度成为事先设定的阈值以上时的时刻。该检测出的时刻相当于超声波造影剂向与各像素对应的区域流入的时间。例如,将向被检体 P 给入超声波造影剂并开始摄影的时刻作为初始时间,造影剂流入检测部 40A 对各像素测量从该初始时间到检测出超声波造影剂流入的时刻的时间。例如,在向被检体 P 给入超声波造影剂并开始摄影时,当操作者使用输入装置 13 给出摄影开始的指示,则其指示被给出的时刻作为初始时间被设定给处理部 40。造影剂流入检测部 40A 测量从初始时间到检测出流入超声波造影剂的时刻的时间作为超声波造影剂向各像素的到达

时间。造影剂流入检测部 40A 向基准时间决定部 40B、色调转换部 40C 以及直方图计算部 40D 输出各像素的坐标信息以及超声波造影剂到达各像素的时间（到达时间）。

[0077] 基准时间决定部 40B 监视各帧的断层图像数据中的关心区域 (ROI) 内的像素, 检测出超声波造影剂向关心区域内流入的像素数, 决定色调转换处理开始的基准时间。在此, 针对决定基准时间的方法参照图 4A 以及图 4B 进行说明。图 4A 以及图 4B 表示决定色调转换处理开始的基准时间的方法的图。例如, 基准时间决定部 40B 求出关心区域内的全部像素数。并且, 基准时间决定部 40B 从造影剂流入检测部 40A 接受各像素的坐标信息以及超声波造影剂向各像素的到达时间, 求出关心区域内的全部像素数中的超声波造影剂到达的像素数的比例。并且, 如图 4A 所示, 基准时间决定部 40B 求出超声波造影剂的到达像素数相对于关心区域内的全部像素数的比例在事先设定的阈值以上（规定比例以上）的时刻, 并将阈值以上的时刻决定为色调转换处理开始的基准时间。而且, 基准时间决定部 40B 向色调转换部 40C 输出色调转换处理开始的基准时间。

[0078] 或者, 基准时间决定部 40B 也可以求出关心区域内的全部像素中的信号强度（亮度值）的平均值, 根据其平均值决定基准时间。例如, 如图 4B 所示, 基准时间决定部 40B 也可以将关心区域内的全部像素中的信号强度的平均值为最大值的时刻决定为色调转换处理开始的基准时间。或者, 基准时间决定部 40B 也可以将信号强度的平均值在事先设定的阈值以上的时刻决定为色调转换处理开始的基准时间。

[0079] （色调转换处理）

[0080] 色调转换处理部 40C 从造影剂流入检测部 40A 接受各像素的坐标信息以及超声波造影剂向各像素的到达时间, 并从基准时间决定部 40B 接受基准时间, 以基准时间为基准求出超声波造影剂向与各像素对应的各区域流入的相对到达时间。即, 色调转换部 40C 将基准时间作为 0, 求出超声波造影剂向与各像素对应的各区域流入的相对到达时间。并且, 色调转换部 40C 将断层图像数据的各像素的色调转换为与相对到达时间相对应的色调。色调转换部 40C 向显示控制部 50 输出被色调转换后的断层图像数据。显示控制部 50 将被色调转换后的断层图像显示在监视器 14 上。例如, 在色调转换部 40C 中事先设定将相对到达时间以及色调对应起来的转换表 (table)。色调转换部 40C 参照转换表, 决定与相对到达时间相对应的色调, 并转换各像素的色调。

[0081] 在此, 图 2 表示实施了色调转换处理的图像。例如, 色调转换部 40C 将基准时间作为时间 $t = 0$, 将到达时间包含在第 1 时间区间 ($t = \sim 0$) 的像素的色调向红色进行色调转换, 将到达时间包含在第 2 时间区间 ($t = 0 \sim t1$) 的像素色调转换为绿色, 将到达时间包含在第 3 时间区间 ($t = t1 \sim t2$) 的像素色调转换为蓝色。显示控制部 50 将这样色调转换后的断层图像 200 显示在监视器 14 上。由此, 以成为基准的色调（红色）显示设定关心区域的区域 A（例如, 肾脏）, 以与超声波造影剂的相对到达时间相对应的色调显示其他区域（肝脏等）。例如, 在断层图像 200 上, 以绿色显示与区域 A 不同的区域 B, 以蓝色来显示区域 C。另外, 显示控制部 50 也可以将表示相对到达时间与色调间的关系的彩条 (color bar) 210 显示在监视器 14 上。

[0082] 像以上那样, 以设定关心区域的区域 A（例如, 肾脏）为基准, 通过以色调显示超声波造影剂向各区域的相对到达时间, 可以比较容易地识别成为基准的区域 A 与其他区域（肝脏等）间的超声波造影剂的相对到达时间的差。由此, 操作者能够在临床中比较简便且

定量地把握必要的诊断信息。

[0083] 另外,在取得图像数据后,也可以改变设定关心区域的位置进行色调转换处理。针对改变关心区域的设定位置的情况参照图 3 进行说明。图 3 为用于说明关心区域的设定与色调转换处理的图。如图 3 所示,在色调转换后的断层图像 200 显示在监视器 14 上的状态下,操作者使用输入装置 13 将 ROI 标记 110 移动到所希望的位置上。在图 3 所示的例子中,将 ROI 标记 110 从区域 A 向区域 B 内移动。由此,在区域 B 内重新设定关心区域,并将新设定的关心区域的坐标信息输出到处理部 40。

[0084] 与上述处理同样地,基准时间决定部 40B 监视各帧的断层图像数据中的关心区域内的像素,检测出超声波造影剂向关心区域内流入的像素数,然后决定色调转换处理开始的基准时间。在图 3 所示的例子中,基准时间决定部 40B 求出超声波造影剂的到达像素数相对于在区域 B 内设定的关心区域内的全部像素数的比例在事先设定的阈值以上(规定比例以上)的时刻,并将成为阈值以上的时刻决定为基准时间。或者,基准时间决定部 40B 也可以将在区域 B 内设定的关心区域内的全部像素中的信号强度(亮度值)的平均值为最大值的时刻、或平均值在阈值以上的时刻决定为基准时间。

[0085] 色调转换部 40C 以新求出的基准时间设为基准,求出超声波造影剂向与各像素相对应的各区域流入的相对到达时间。即,色调转换部 40C 将新求出的基准时间设为 0,求出超声波造影剂向与各像素相对应的各区域流入的相对到达时间。并且,色调转换部 40C 将断层图像数据的各像素的色调转换为与新求出的相对到达时间相对应的色调。

[0086] 显示控制部 50 将重新进行色调转换后的断层图像显示在监视器 14 上。这样,当将关心区域的设定位置从区域 A 向区域 B 变更,则将在变更后的关心区域内所检测出的超声波造影剂的到达时间设定为新的基准时间,以新的基准时间为基准,色调转换各区域并予以显示。例如如图 3 所示,重新进行色调转换的断层图像 300 将显示在监视器 14 上。由于超声波造影剂向新设定的关心区域所属的区域 B 的到达时间成为第 1 时间区间($t = \sim 0$),因此色调转换部 40C 将属于区域 B 的像素的色调转换为红色。由此,区域 B 将被转换为红色予以显示。对造影剂的到达时间比区域 B 早的区域 A 也可以不进行色调转换,或者色调转换成与成为基准的区域 B 相同的红色,或者作为负时间转换成其他色调予以显示。

[0087] 例如,色调转换部 40C 将超声波造影剂向各像素的到达时间与基准时间进行比较,将在比基准时间早的时间内超声波造影剂到达的像素的色调转换为与第 1 时间区间($t = \sim 0$)相关的色调(红色)。在图 3 所示的例子中,色调转换部 40C 将在比基准时间早的时间内超声波造影剂到达的区域 A 的色调转换为红色。由此,区域 A 将被转换为红色予以显示。或者,色调转换部 40 将超声波造影剂向各像素的到达时间与基准时间进行比较,作为负时间也可以将在比基准时间早的时间内超声波造影剂到达的像素的色调转换为其他色调(黄色等)。

[0088] 根据以上方法,可以在设定在扫描剖面的任意位置上的关心区域(基准区域)以及其他区域内容易地识别出超声波造影剂的相对到达时间的差。其结果,能够更简便地提供临床上有用的诊断信息。即,操作者能够观察不是根据时间的绝对值转换的色调而是根据各区域间的相对时间关系转换的色调,因此能够容易地识别超声波造影剂的相对到达时间的差。由此,能够容易地把握超声波造影剂向受关注的脏器间的相对到达时间的差。

[0089] 另外,代替根据超声波造影剂向各区域的到达时间进行色调转换,也可以求出基

于超声波造影剂的流入的信号强度（亮度值）为最大的时间，进行色调转换。此时，造影剂流入检测部 40A 接受各帧的断层图像数据，监视各像素中的信号强度（亮度值），对各像素检测出信号强度为最大的时刻（最大强度时间）。基准时间决定部 40B 求出信号强度（亮度值）为最大的像素数对于关心区域内的全部像素数的比例在事先设定的阈值以上（规定比例以上）的时刻，将该时刻决定为基准时间。色调转换部 40C 以基准时间为基准，对每一个像素求出各像素中的信号强度（亮度值）为最大的相对最大强度时间。即，色调转换部 40C 将基准时间设为 0，求出各像素中的信号强度为最大的相对最大强度时间。并且，色调转换部 40C 将断层图像数据的各像素的色调转换为与相对最大强度时间相对应的色调。这样，即使根据信号强度变为最大的时间进行色调转换，操作者也可以容易地把握与多个区域间的超声波造影剂的流入相关的相对时间差。

[0090] 另外，在本实施方式中，以 3 个时间区间为例说明色调转换处理，但是也可以对任意多个时间区间进行色调转换。

[0091] （使用流入时间直方图的定量）

[0092] 根据通过上述色调转换处理所取得的图像，也可以定量地求出多个关心区域间的造影剂到达时间的差。例如，求出肾脏、肝脏以及肝疾病部位间的超声波造影剂的到达时间的差作为数值。超声波造影剂向脏器实质等比较广的区域的到达时间在脏器内未必完全统一。即使在相同部位内根据位置不同在到达时间上有时存在偏差，所显示的颜色也将变为马赛克状，因此很难直观地把握相对到达时间。另外，所谓的超声波造影剂的到达时间是否统一、偏差是否很大的信息也有可能有利于弥漫性疾病或肿瘤的良性、恶性鉴别。这样，要求简便地提示某区域中的超声波造影剂的到达时间的平均值或分散值。

[0093] 在本实施方式中，在断层图像上的任意位置上设定多个关心区域。在此，针对设定 3 个关心区域的情况参照图 5 进行说明。图 5 为表示设定多个关心区域的断层图像以及各关心区域中的超声波造影剂的流入时间的频数分布的图。

[0094] 例如如图 5 所示，显示控制部 50 将断层图像 400 显示在监视器 14 上。并且，显示控制部 50 将用于设定关心区域的 ROI 标记 110、ROI 标记 111 以及 ROI 标记 112 与断层图像 400 重叠在一起显示在监视器 14 上。操作者通过使用输入装置 13 将 ROI 标记 110、ROI 标记 111 以及 ROI 标记 112 移动到所希望的位置上，在 3 处地方设定关心区域。例如，通过将 ROI 标记 110 移动到区域 A 内，将 ROI 标记 111 移动到区域 B 内，将 ROI 标记 112 移动到区域 C 内，从而在各区域内设定关心区域。将根据 ROI 标记 110、ROI 标记 111 以及 ROI 标记 112 分别指定的关心区域的坐标信息从显示控制部 50 输出到处理部 40。

[0095] 处理部 40 的直方图计算部 40D 从造影剂流入检测部 40A 接受各像素的坐标信息以及超声波造影剂向各像素的到达时间，求出像素数相对于超声波造影剂的到达时间的频数分布。即，直方图计算部 40D 求出表示像素数相对于超声波造影剂的到达时间的频数分布的直方图。例如，直方图计算部 40D 根据超声波造影剂向属于由 ROI 标记 110 所指定的第 1 关心区域 α 的各像素的到达时间，求出表示像素数相对于超声波造影剂的到达时间的频数分布的直方图。同样，直方图计算部 40D 根据超声波造影剂向属于由 ROI 标记 111 所指定的第 2 关心区域 β 的各像素的到达时间，求出表示像素数相对于超声波造影剂的到达时间的频数分布的直方图。同样地，直方图计算部 40D 根据超声波造影剂向属于由 ROI 标记 112 所指定的第 3 关心区域 γ 的各像素的到达时间，求出表示像素数相对于超声波造影

剂的到达时间的频数分布的直方图。当这样求出像素数相对于超声波造影剂向各关心区域的到达时间的频数分布时,显示控制部 50 则将像素数的频数分布 500、频数分布 510、频数分布 520 显示在监视器 14 上。在图 5 中,横轴表示超声波造影剂的到达时间,纵轴表示像素数的频数。

[0096] 另外,直方图计算部 40D 也可以根据像素数相对于超声波造影剂的到达时间的频数分布,求出最频值(峰值)的时间、成为频数分布的重心的时间、或分散,将峰值的时间或重心的时间作为超声波造影剂的到达时间。例如,直方图计算部 40D 求出频数分布 500 的峰值的时间,并将其时间决定为造影剂向第 1 关心区域 α 的到达时间。同样地,直方图计算部 40D 求出频数分布 510 的峰值的时间,并将其时间决定为造影剂向第 2 关心区域 β 的到达时间。同样地,直方图计算部 40D 求出频数分布 520 的峰值的时间,并将其时间决定为造影剂向第 3 关心区域 γ 的到达时间。并且,显示控制部 50 将各频数分布的峰值的时间作为超声波造影剂到达的时间显示在监视器 14 上。另外,直方图计算部 40D 求出成为各频数分布的重心的时间或分散,显示控制部 50 也可以将成为重心的时间或分散显示在监视器 14 上。

[0097] 另外,直方图计算部 40D 也可以求出超声波造影剂向根据频数分布的峰值或重心求出的各关心区域的到达时间的差。例如,超声波造影剂向第 1 关心区域 α 的到达时间为最早时,直方图计算部 40D 设根据与第 1 关心区域相关 α 相关的频数分布 500 求出的到达时间为基准时间。并且,直方图计算部 40D 求出向第 1 关心区域 α 的到达时间与向第 2 关心区域 β 的到达时间的差,并求出向第 1 关心区域 α 的到达时间与向第 3 关心区域 γ 的到达时间的差。显示控制部 50 将关心区域间的到达时间的差显示在监视器 14 上。

[0098] 通过以上那样求出与各关心区域相关的频数分布,能够定量地评价各部位中的超声波造影剂的到达时间的差。例如,通过在肾脏内设定第 1 关心区域 α ,在肝脏内设定第 2 关心区域 β ,在肝疾病部位设定第 3 关心区域 γ ,能够定量地把握各部位中的超声波造影剂的到达时间的差。

[0099] 在关心区域内部,有时含有超声波造影剂的流入比较快的血管或比较慢的实质。此时,通过手动地移动关心区域,改变关心区域的尺寸,或采用像素数的频数分布的最频值,能够像超声波造影剂的流入比较快的血管那样,有效地减轻周围组织以及流入程度不同的区域的影响。

[0100] 另外,在色调转换中也可以实时地将频数分布(直方图)显示在监视器 14 上。在本实施方式中,针对设定 3 个关心区域的情况进行说明,但是也可以设定任意多个关心区域。另外,在不求出频数分布(直方图)时,也可以在处理部 40 中不设置直方图计算部 40D。直方图计算部 40D 相当于本发明的“分布计算部”的 1 个例子。

[0101] (变形例)

[0102] 在上述实施方式中,在超声波扫描剖面内手动地设定关心区域,但是也可以自动地设定关心区域。关心区域的自动设定是由处理部 40 的关心区域设定部 40E 进行的。另外,在手动地设定关心区域时,也可以在处理部 40 中不设置关心区域设定部 40E。针对与变形例相关的处理参照图 6 进行说明。图 6 为表示用于说明自动地设定关心区域的处理的图像的图。

[0103] 关心区域设定部 40E 接受多个帧的断层图像数据,求出连续的帧间的差分,从而

生成差分图像数据。例如如图6所示,关心区域设定部40E通过求出第(N+1)个帧的断层图像710与第N个帧的断层图像700的差分,生成差分图像720。并且,关心区域设定部40E一边在差分图像720上按照规定间隔移动具有事先设定的规定尺寸的关心区域(ROI),一边在各位置上监视在关心区域内所包含的像素的信号强度(亮度值)。具体来说,关心区域设定部40E在关心区域内的像素中,检测出信号强度(亮度值)在阈值以上的像素。即,关心区域设定部40E在与信号强度在阈值以上的像素相对应的区域中,判断为超声造影剂正流入,检测出信号强度在阈值以上的像素。由此,关心区域设定部40E在关心区域内检测出超声波造影剂正流入的区域。

[0104] 并且,关心区域设定部40E一边在差分图像720上慢慢地移动关心区域,一边在差分图像720上确定在关心区域内信号强度在阈值以上的像素数的比例在关心区域内的全部像素数中的规定比例以上的区域。例如,关心区域设定部40E确定在关心区域内信号强度在阈值以上的像素数的比例在关心区域内的全部像素数中的80%以上的区域。关心区域设定部40E在规定比例以上的区域内设定关心区域。例如,在区域A内,在关心区域内信号强度在阈值以上的像素数的比例在关心区域内的全部像素数的80%以上时,关心区域设定部40E在区域A内设定关心区域。

[0105] 另外,也可以通过求出像素数相对于关心区域内的亮度值的频数分布,确定设定关心区域的位置。此时,关心区域设定部40E一边在差分图像720上慢慢地移动具有事先设定的规定尺寸的关心区域,一边监视关心区域内所包含的像素的信号强度(亮度值)。并且,关心区域设定部40E求出像素数相对于亮度值的频数分布。并且,关心区域设定部40E确定在关心区域内亮度值在阈值以上的像素数的比例在规定比例以上(例如,80%以上)的区域,并在其区域内设定关心区域。

[0106] 另外,不使用差分图像也可以根据各帧的断层图像数据自动设定关心区域。具体来说,关心区域设定部40E一边在各帧的断层图像上,慢慢地移动具有规定尺寸的关心区域,一边在关心区域内的像素中,检测出信号强度(亮度值)在阈值以上的像素。由此,关心区域设定部40E在关心区域内检测出超声波造影剂正流入的区域。并且,关心区域设定部40E确定在关心区域内信号强度在阈值以上的像素数的比例在关心区域内的全部像素数中的规定比例以上(例如,80%以上)的区域,并在其区域内设定关心区域。

[0107] 另外,关心区域设定部40E也可以一边在各帧的断层图像上移动具有规定尺寸的关心区域,一边求出像素数相对于亮度值的频数分布。并且,关心区域设定部40E确定在关心区域内亮度值在阈值以上的像素数的比例在规定比例以上的区域,并在其区域内设定关心区域。

[0108] 像以上那样,在自动设定关心区域后,与上述实施方式同样地,通过执行基准时间的决定以及色调转换处理等,生成色调转换后的断层图像并加以显示。

[0109] 另外,也可以在图像上限制移动关心区域的范围。例如,操作者使用输入装置13,在图像内,指定用于确定关心区域的所希望的范围。关心区域设定部40E接受由操作者指定的范围的坐标信息,并一边在指定的范围内慢慢地移动关心区域,一边确定在关心区域内信号强度在阈值以上的像素数的比例在规定比例以上的区域,并在其区域内确定关心区域。这样,为了确定关心区域通过限制移动关心区域的范围,从而能够消减用于确定关心区域的时间。

[0110] 另外,也可以使用其他方法自动地设定关心区域。例如,在超声波造影剂比较快地流入脏器全体的肾脏内设定关心区域时,关心区域设定部 40E 在差分图像上阈值以上的差分值紧密地分布的具有第 1 尺寸的区域设定关心区域。例如,关心区域设定部 40E 在信号强度在阈值以上的像素数的比例在规定比例以上(例如,80%以上)的区域,且具有第 1 尺寸的区域设定关心区域。由此,在肾脏内设定关心区域。

[0111] 另外,与肾脏相比超声波造影剂的流入比较慢,在从动脉等血管流入超声波造影剂的肝脏内设定关心区域时,关心区域设定部 40E 在差分图像上阈值以上的差分值与在肾脏中的分布相比很小地分布的区域设定关心区域。例如,关心区域设定部 40E 在信号强度在阈值以上的像素数的比例在规定比例以上的区域,且具有比第 1 尺寸小的第 2 尺寸的区域设定关心区域。由此在肝脏内设定关心区域。

[0112] 另外,在是肝脏的情况下,有时想避开动脉等血管在肝实质内设定关心区域。此时,关心区域设定部 40E 在肝脏内部也可以避开检测出的动脉 721 设定关心区域。动脉 721 由于差分值在阈值以上,因此也可以避开阈值以上的区域来设定关心区域。

[0113] 另外,也可以通过利用基于基本波图像的生物体构造信息自动地设定关心区域。例如,关心区域设定部 40E 也可以接受断层图像数据,通过模式匹配(pattern matching)等图像识别确定肾脏或肝脏等特定的脏器,并对该脏器设定关心区域。作为 1 个例子,在肾脏内设定关心区域时,关心区域设定部 40E 通过图像识别确定在断层图像上所示的肾脏,并在该肾脏内设定关心区域。

[0114] 在以上那样自动地设定了关心区域后,和与上述实施方式相关的处理同样地决定基准时间,执行色调转换处理。另外,也可以计算出直方图,变更关心区域的位置。

[0115] (用于色调转换的参数)

[0116] 针对用于色调转换的参数,参照图 7A 以及图 7B 进行说明。图 7A 以及图 7B 表示用于色调转换的参数的图。在上述实施方式中,如图 7A 所示,作为用于色调转换的参数使用超声波造影剂的相对到达时间。用于色调转换的参数并不限于到达时间。例如如图 7B 所示,也可以将超声波造影剂到达各区域为止的心跳数作为参数,色调转换各像素。例如,使用心电计取得被检体 P 的心电图。色调转换部 40C 将在基准时间内所取得的心跳作为 0 心跳。并且,色调转换部 40C 以 0 心跳为基准将到达时间包含在第 1 心跳区间(~ 0 心跳)的像素的色调转换为红色,将到达时间包含在第 2 心跳区间(0 心跳 ~ 1 心跳)的像素的色调转换为绿色,将到达时间包含在第 3 心跳区域间(1 心跳 ~ 2 心跳)的像素的色调转换为蓝色。显示控制部 50 将这样色调转换后的断层图像显示在监视器 14 上。

[0117] 另外,代替使用心电计,也可以根据图像所示的组织的周期运动确定心跳。例如,色调转换部 40C 根据各帧的断层图像数据所示的周期运动的组织的运动,确定 1 周期作为 1 心跳。另外,也可以根据血流信息确定心跳。例如,既可以取得多普勒信息确定心跳,也可以根据血管的跳动确定心跳。

[0118] 处理部 40 具备未图示的信息处理装置(CPU)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、HDD(Hard Disk Drive:硬盘驱动器)等未图示的存储装置。在存储装置中,存储用于执行处理部 40 的各部的功能的处理程序。在其处理程序中,包含用于执行造影剂流入检测部 40A 的功能的造影剂流入检测程序、用于执行基准时间决定部 40B 的功能的基准时间决定程序、用于执行色调转换部 40C 的功能

的色调转换程序、用于执行直方图计算部 40D 的功能的直方图计算部程序以及用于执行关心区域设定部 40E 的功能的关心区域设定程序。并且,通过信息处理装置 (CPU) 执行各程序,执行造影剂的到达时间的检测、基准时间的决定、色调转换处理、频数分布 (直方图) 的计算以及关心区域的自动设定。另外,显示控制部 50 具备信息处理装置 (CPU) 以及存储装置。在存储装置中,存储用于执行显示控制部 50 的功能的显示控制程序。通过信息处理装置执行显示控制程序,将断层图像或色调转换后的图像显示在监视器 14 上。

[0119] (医用图像处理装置)

[0120] 另外,也可以利用具有处理部 40 的功能的医用图像处理装置,进行与上述实施方式相关的处理。该医用图像处理装置具备处理部 40、显示控制部 50、监视器 14、输入装置 13。例如,通过超声波图像取得装置摄影给入了超声波造影剂的被检体,取得多个帧的断层图像数据。医用图像处理装置从超声波图像取得装置接受多个帧的断层图像数据,并将这些多个帧的断层图像数据存储到存储装置。医用图像处理装置根据这些多个帧的断层图像数据,进行超声波造影剂的到达时间的检测、基准时间的决定以及色调转换处理,从而生成以色调表示超声波造影剂的相对流入信息的图像并加以显示。另外,医用图像处理装置也可以计算出像素数相对于造影剂的到达时间的频数分布 (直方图),或自动地设定关心区域。与上述超声波图像取得装置 10 同样地,操作者利用这样的医用图像处理装置也能够容易地识别多个区域间的超声波造影剂的相对到达时间的差。

[0121] 还有,根据上述实施方式中展开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0122] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

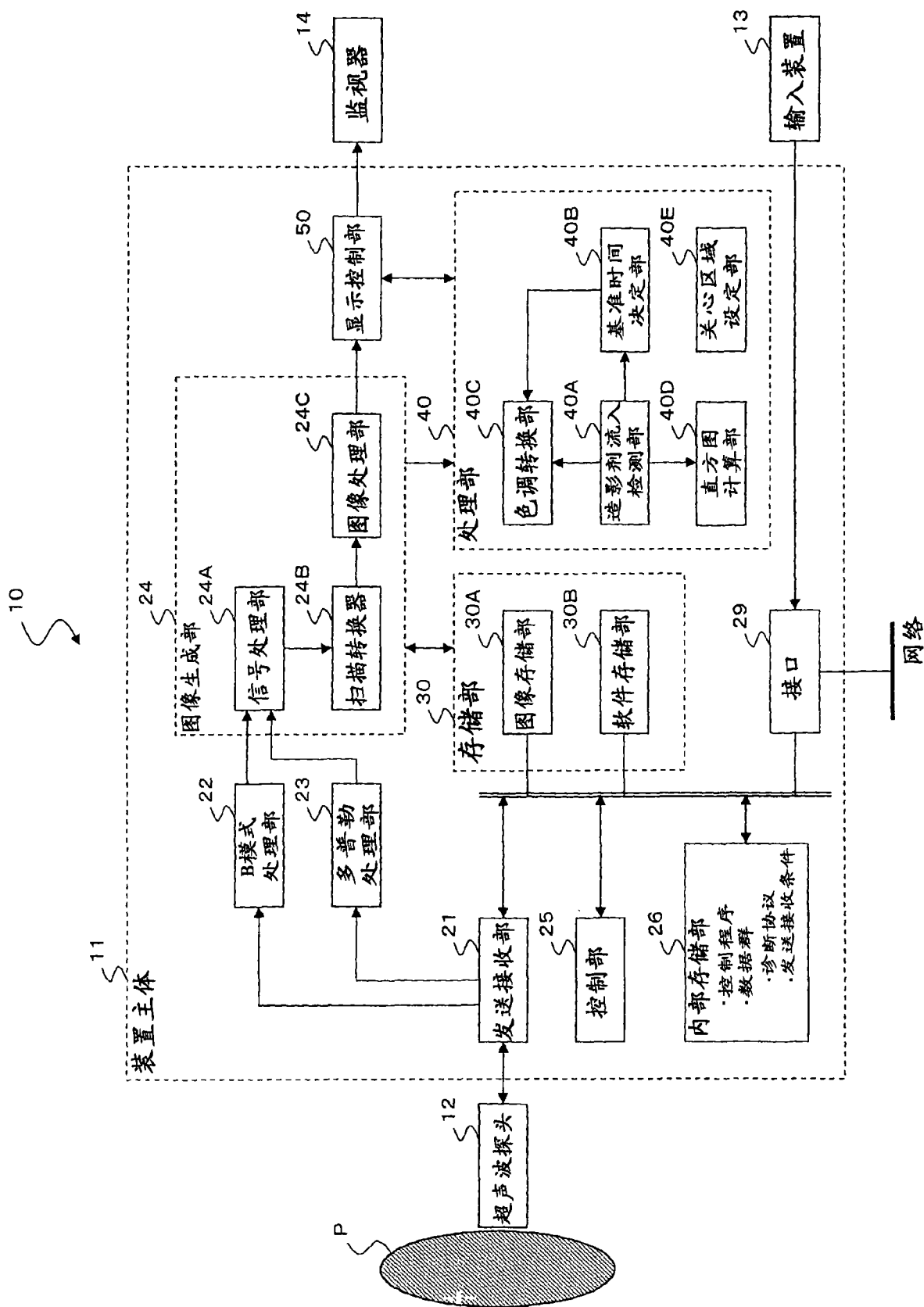


图 1

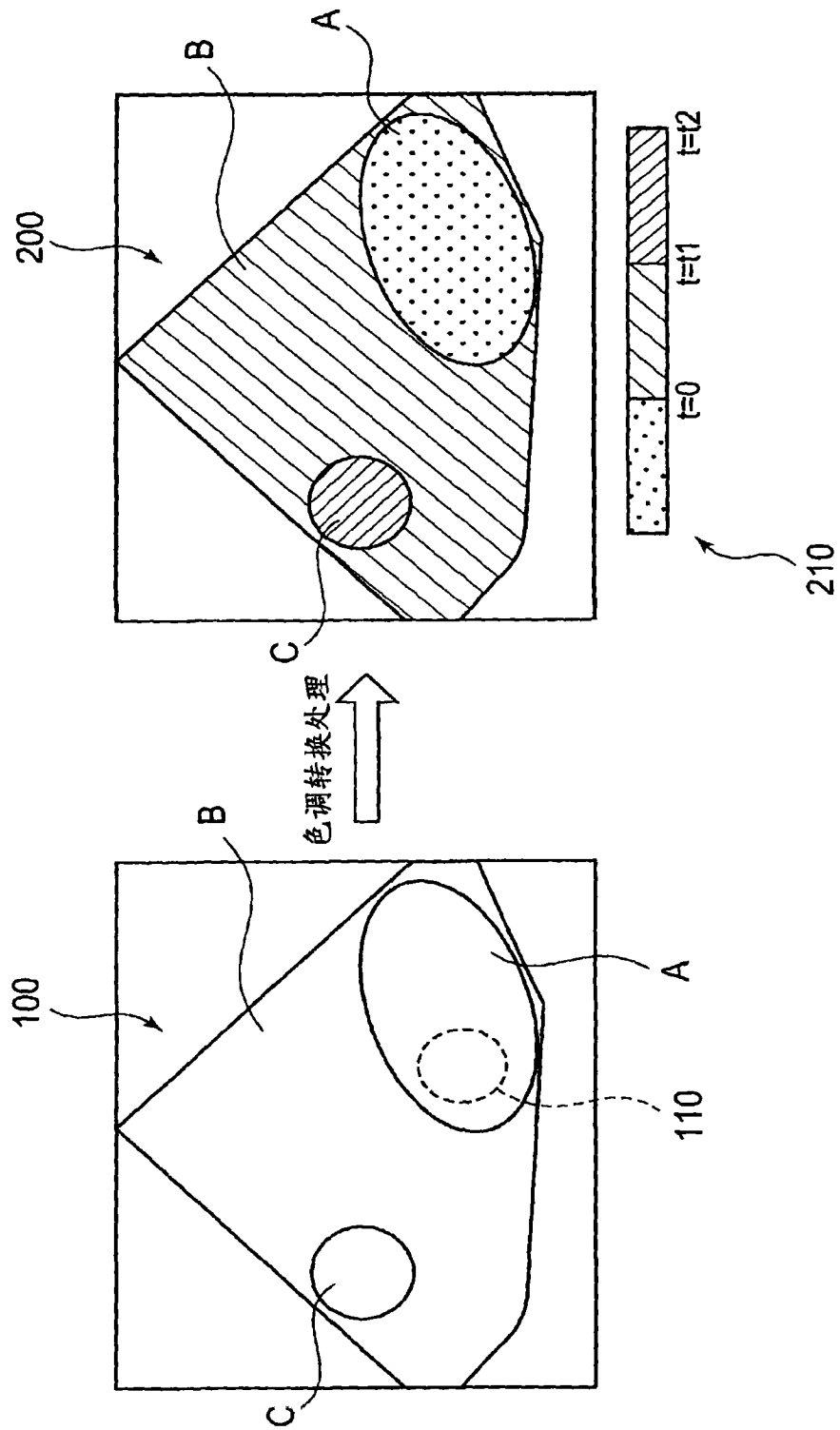


图 2

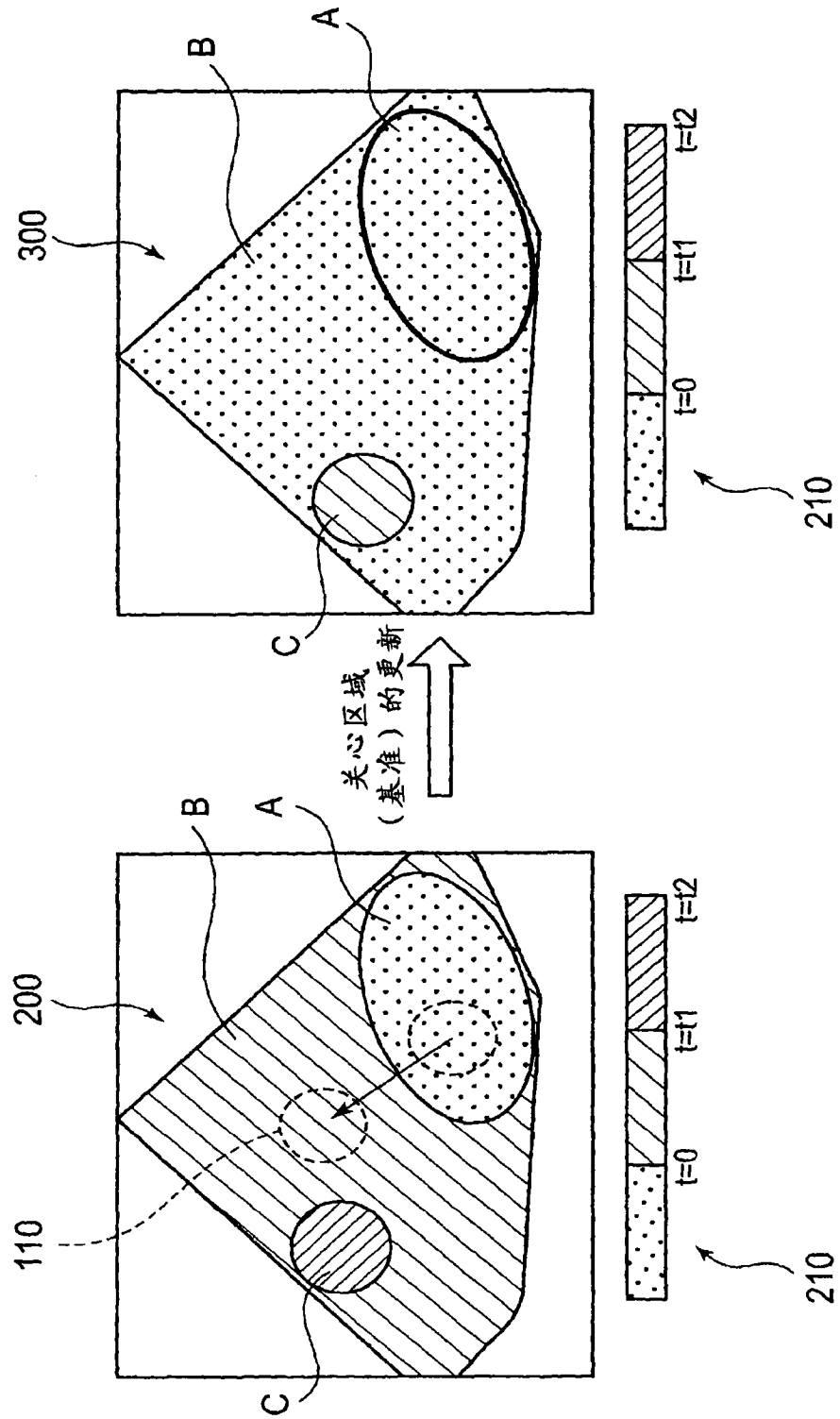


图 3

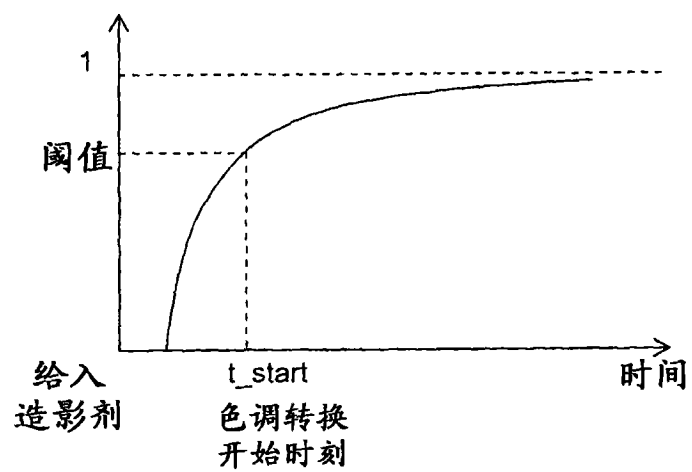


图 4A

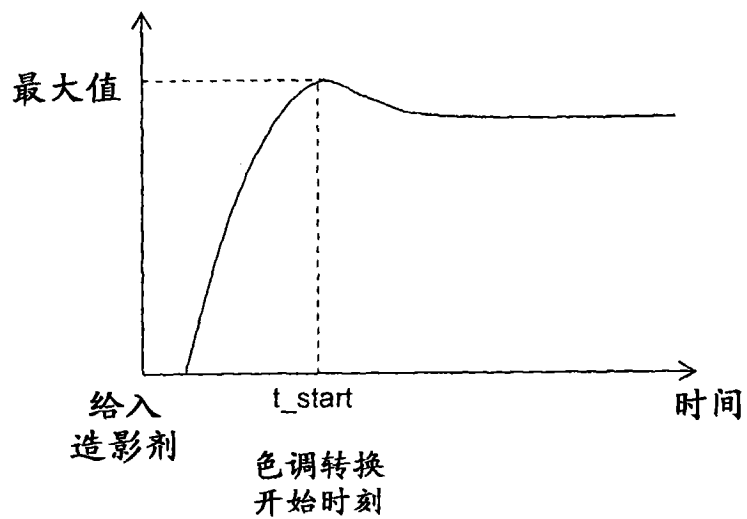


图 4B

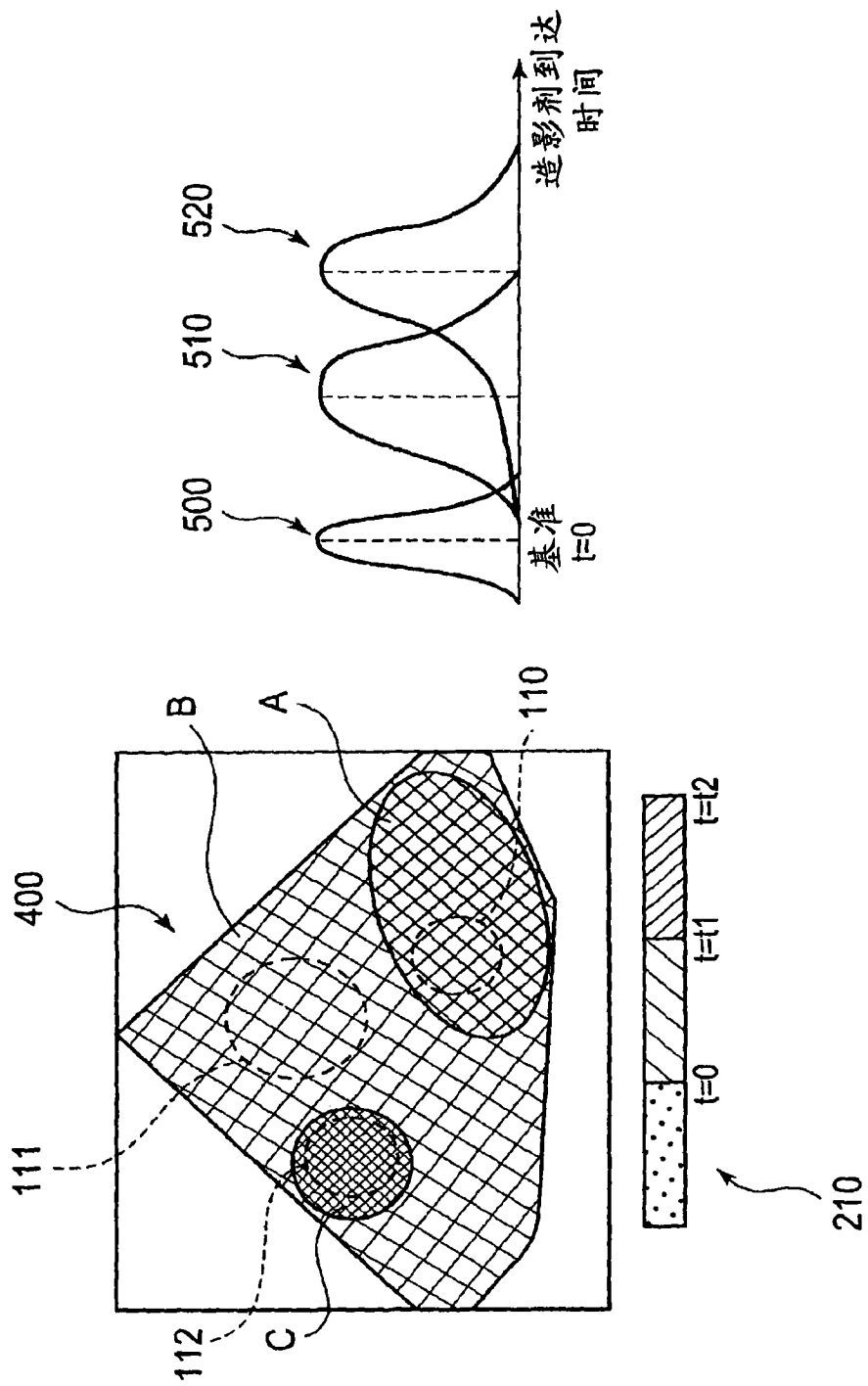


图 5

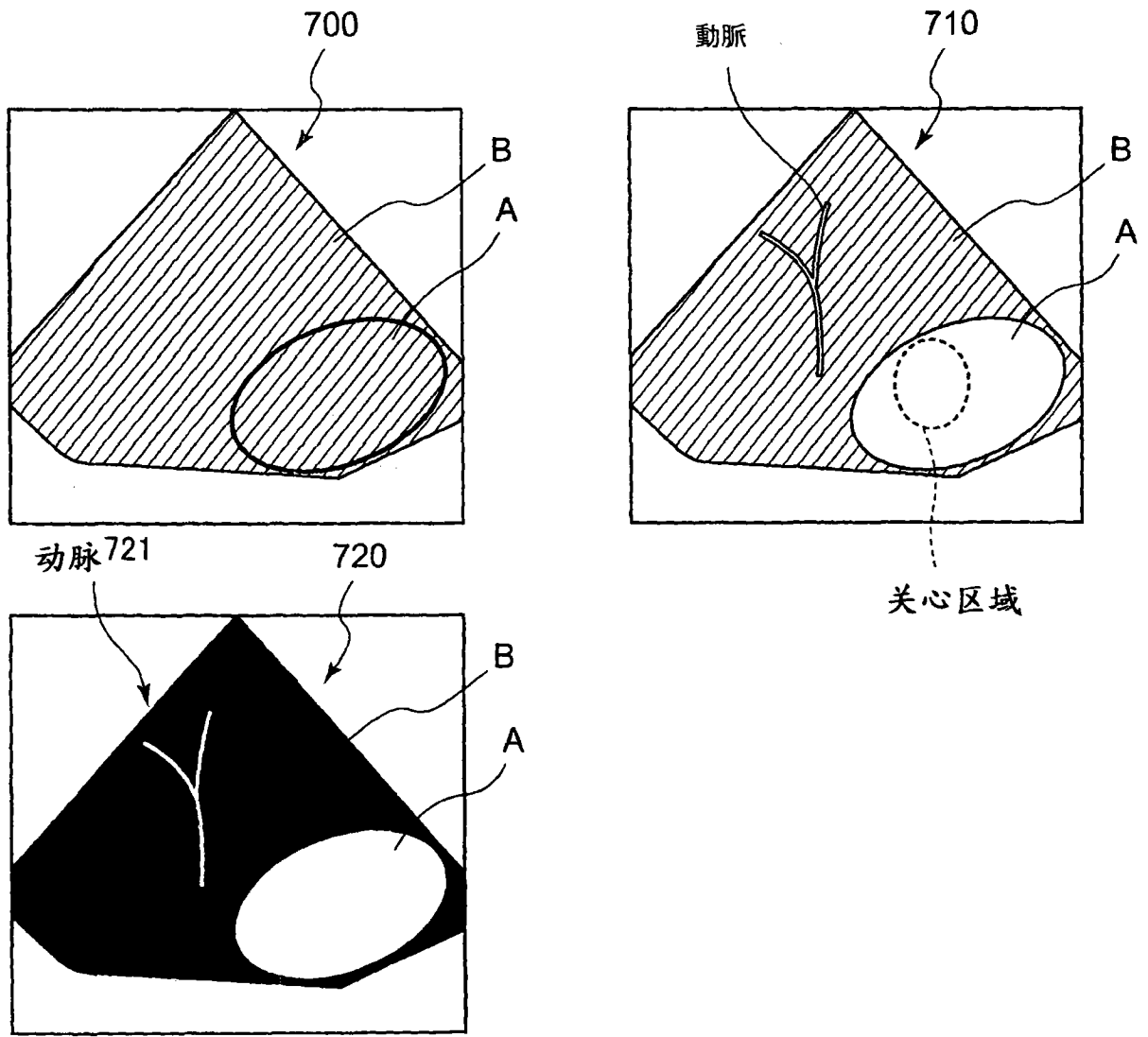


图 6

造影剂的到达时间的色调转换

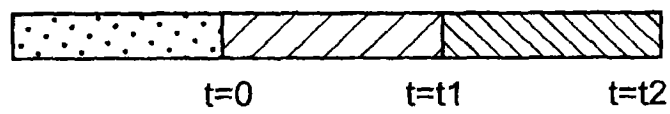


图 7A

造影剂的到达心跳的色调转换

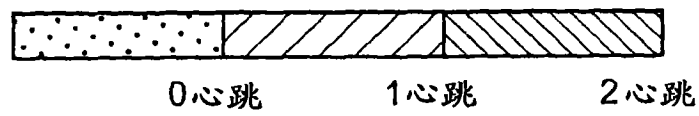


图 7B

专利名称(译)	超声波图像取得装置、医用图像处理装置、显示装置及方法		
公开(公告)号	CN101721226B	公开(公告)日	2014-04-30
申请号	CN200910206345.1	申请日	2009-10-15
[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	吉新宽树 神山直久 吉田哲也		
发明人	吉新宽树 神山直久 吉田哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G01S7/52063 A61B8/08 A61B8/461 A61B8/481 G01S7/52071 A61B8/469		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2008266230 2008-10-15 JP		
其他公开文献	CN101721226A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像取得装置、医用图像处理装置、显示装置及方法。图像取得部通过使用超声波扫描给入了造影剂的被检体的规定部位，取得多个帧的超声波图像数据。造影剂流入检测部根据上述多个帧的超声波图像数据所示的各区域中的信号强度，检测出造影剂向各区域的流入。基准时间决定部决定造影剂流入检测部检测出造影剂向在扫描范围内设定的第1关心区域流入的时刻作为基准时间。色调转换部以基准时间为基准求出造影剂向各区域流入的相对时间，生成以与相对时间相对应的色调表示上述各区域的颜色图像数据。显示控制部将基于表示色调的图像数据的图像显示在显示部上。

