



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103140174 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 09

(21) 申请号 201180046984. 1

(22) 申请日 2011. 09. 21

(30) 优先权数据

2010-217585 2010. 09. 28 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 03. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/071411 2011. 09. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/043312 JA 2012. 04. 05

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 中岛秀明

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 许静 郭凤麟

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101721226 A, 2010. 06. 09,

CN 101170947 A, 2008. 04. 30,

CN 101416887 A, 2009. 04. 29,

CN 101332098 A, 2008. 12. 31,

US 2002/0103437 A1, 2002. 08. 01,

JP 第 2714329 号 B2, 1998. 02. 16,

CN 101721226 A, 2010. 06. 09,

审查员 卢晓萍

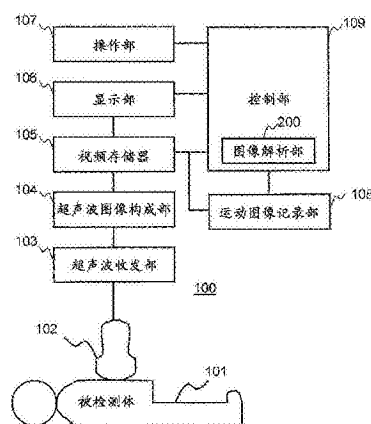
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具有针对在超声波诊断装置中随时间构成的超声波图像的每个像素,确定造影剂流入的染色开始时间的时间区分的操作部;和决定与上述染色开始时间的时间区分对应的上色,通过决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色生成造影经过图像的图像解析部。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头,用于针对拍摄对象收发超声波;

超声波收发部,其向上述超声波探头发送超声波,并且对来自上述超声波探头的接收信号进行信号处理;

超声波图像构成部,其根据通过上述超声波收发部进行信号处理后的接收信号,随时间地构成随时间拍摄的上述拍摄对象的超声波图像;

显示部,其随时间地显示随时间构成的上述超声波图像;以及

控制部,其控制上述超声波收发部、超声波图像构成部以及显示部,

上述超声波诊断装置的特征在于,

具备操作部,其针对上述随时间构成的超声波图像的每个像素,确定造影剂流入的染色开始时间的时间区分,

上述控制部具备:图像解析部,其决定与通过上述操作部确定的染色开始时间的时间区分对应的上色,用该决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色,生成造影经过图像,

上述图像解析部具有:

亮度解析部,其解析上述随时间构成的超声波图像的亮度值,确定在成为预定亮度分布之前造影剂流入的染色开始时间;以及

染色部,其使用对应于染色而预先决定的颜色,对上述确定的染色开始时间以后的上述随时间变化的超声波图像进行着色,

上述超声波诊断装置还具备:解析帧设定部,其设定通过上述亮度解析部进行亮度解析的解析范围,

上述亮度解析部,针对每个像素提取解析范围中的亮度的最大值,将对亮度的最大值乘以预定的阈值而得的值设为 $I\alpha$,设亮度达到 $I\alpha$ 的阈值亮度到达时间为 $t\alpha$,把各像素的阈值亮度到达时间 $t\alpha$ 作为亮度解析结果记录在亮度解析结果记录部中,

在所述染色部中,进行染色处理时,提取开始帧的亮度,计算 $I\alpha$ 与所述开始帧的亮度的差,关于 $I\alpha$ 小于所述开始帧的亮度的像素以及所述差小于预定的噪音值的像素,取代 $t\alpha$ 使计算结果为零。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部使上述显示部显示在上述超声波图像上重叠了上述造影经过图像后的重叠图像。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像解析部还具备:亮度解析部,其生成随时间测量上述超声波图像的关心区域内的造影剂的亮度而得到的亮度变化曲线,

上述控制部在上述显示部中显示上述亮度变化曲线和上述重叠图像。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述亮度解析部,针对上述超声波图像的各像素,根据上述造影剂流入的时间差决定达到能够确定的亮度的到达时间。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述亮度解析部中能够确定上述造影剂流入时间差的亮度是通过该像素的最大亮度和阈值得到的亮度。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像解析部还具备:选择接受部,其接受用于生成上述已着色的超声波图像的超声波图像的选择;

染色结果记录部,其与确定上述超声波图像的识别信息对应地记录上述已着色的超声波图像;以及

记录判别部,其判别在上述染色结果记录部中是否记录了与上述选择的超声波图像有关的已着色的超声波图像,

上述控制部当在上述染色结果记录部中记录了与上述选择的超声波图像有关的已着色的超声波图像时,使上述显示部显示该记录的已着色的超声波图像。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述解析帧设定部针对每个帧计算全部像素的信号亮度的合计值,计算与相邻的帧的合计值的差,把该与相邻的帧的合计值的差成为预定以上的最初的帧设为开始帧,当该与相邻的帧的合计值的差在预定范围内的状态持续了预定时间以上时,把刚刚经过该预定时间后的帧设为结束帧。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像解析部还具备染色参数记录部,其记录针对每个区分保存了显示色的染色参数表,

上述染色部按照与相当于上述造影剂的到达时间的区分对应地保存在上述染色参数表中的显示色,显示各像素。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述染色参数记录部记录多个不同的染色参数表,

上述染色部使用操作者选择的染色参数,显示上述各像素。

10. 一种图像处理装置,其对在超声波诊断装置中取得的随时间构成的超声波图像实施图形解析处理,其特征在于,具备:

操作部,其针对上述超声波图像的每个像素,确定造影剂流入的染色开始时间的时间区分;以及

图像解析部,其决定与上述确定的染色开始时间的时间区分对应的上色,按照该决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色,生成造影经过图像,

上述图像解析部具有:

亮度解析部,其解析上述随时间构成的超声波图像的亮度值,确定在成为预定亮度分布之前造影剂流入的染色开始时间;以及

染色部,其使用对应于染色而预先决定的颜色,对上述确定的染色开始时间以后的上述随时间变化的超声波图像进行着色,

上述亮度解析部,针对每个像素提取由解析帧设定部设定的进行亮度解析的解析范围中的亮度的最大值,将对亮度的最大值乘以预定的阈值而得的值设为 I_{α} ,设亮度达到 I_{α} 的阈值亮度到达时间为 t_{α} ,把各像素的阈值亮度到达时间 t_{α} 作为亮度解析结果记录在亮度解析结果记录部中,

在所述染色部中,进行染色处理时,提取开始帧的亮度,计算 I_{α} 与所述开始帧的亮度的差,关于 I_{α} 小于所述开始帧的亮度的像素以及所述差小于预定的噪音值的像素,取代

t α 使计算结果为零。

超声波诊断装置、图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及向生物体内发送超声波,根据其接收信号使生物体内部图像化的技术,特别涉及从使用了造影剂的拍摄图像中使该造影剂的流入时间范围图像化的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是与MRI或CT等一同在医疗领域中广泛使用的图像装置之一。此外,在超声波诊断装置中,具有与MRI或CT相比为小型装置,空间分辨率和时间分辨率高等特征。

[0003] 近年来随着超声波造影剂的普及,血管造影技术和肿瘤造影技术不断发展,期待提高诊断能力。超声波造影剂呈现比通常的超声波图像的像素的亮度值高的亮度值等,因为呈现与通常的超声波图像的像素不同的亮度值,所以操作者容易观察放入了造影剂的被检测体的血流。

[0004] 并且,通过超声波造影剂的染色过程成为评价组织的状态的一个指标,所以认为对诊断有效。每个组织的染色过程的不同表示以心脏为起点的血流的流路、流量、速度等血流的变动等血流动态。例如,染色过程的血流动态根据肿瘤的血管增生或活性程度而不同,所以通过详细观察染色过程能够得知肿瘤性状。

[0005] 特别是肿瘤周边或内部的血流不仅表示有无病变还表示其组织的性状,对鉴别诊断赋予重要的信息。

[0006] 因此,例如在专利文献1中公开了现有技术。在专利文献1中,按照以下所示的顺序进行图像显示。首先,通过使用超声波对放入了造影剂的被检测体进行扫描,来取得多帧的超声波图像数据。然后,根据超声波图像数据的各区域中的信号强度,检测造影剂向各区域的流入。然后,把造影剂流入在超声波图像上设定的关心区域的时刻决定为基准时间。然后,以基准时间为基准,求出造影剂流入各区域的相对时间。然后,生成通过与相对的时间对应的色相表示各区域的颜色图像数据。最然,使监视器显示表示色相的图像。

[0007] 即,针对操作者预先指定的每个时间区域,以不同的色彩显示造影剂的流入时间不同的血管或组织。由此,能够视觉识别最终显示的图像中的某个亮度是属于哪个时间区间。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献1:日本特开2010-94220号公报

发明内容

[0011] 发明要解决的课题

[0012] 但是,在专利文献1中,虽然能够视觉识别在最终显示的图像中的某个亮度属于哪个时间区分,但是存在无法正确地掌握基于过造影剂的染色过程中的经历这样的问题。

[0013] 本发明的目的在于提供一种技术,该技术能够生成从超声波图像得到的表示造影

剂在染色过程中的经过的造影经过图像。

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 本发明在超声波诊断装置中具有针对随时间构成的超声波图像的每个像素,确定造影剂流入的染色开始时间的时间区分的操作部;和决定与上述染色开始时间的时间区分对应的上色,用决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色生成造影经过图像的图像解析部。

[0016] 发明效果

[0017] 根据本发明,能够生成从超声波图像得到的表示造影剂染色的过程经过的造影经过图像。

附图说明

[0018] 图 1 表示第一实施方式的超声波诊断装置的框图。

[0019] 图 2 表示第一实施方式的图形解析部的功能框图。

[0020] 图 3 是用于说明第一实施方式的解析范围指定画面的说明图。

[0021] 图 4 是用于说明第一实施方式的阈值亮度到达时间决定方法的说明图。

[0022] 图 5 是用于说明第一实施方式的色图表的说明图。

[0023] 图 6 是第一实施方式的图像解析处理的流程图。

[0024] 图 7 是第二实施方式的数据处理部的功能框图。

[0025] 图 8 是第二实施方式的图像解析处理的流程图。

[0026] 图 9 是第三实施方式的数据处理部的功能框图。

[0027] 图 10 是第三实施方式的图像解析处理的流程图。

具体实施方式

[0028] (第一实施方式)

[0029] 以下说明应用本发明的第一实施方式。以下,在用于说明本发明实施方式的全图中,对于具有相同功能的部分赋予相同符号,并省略重复的说明。

[0030] 图 1 是表示第一实施方式的超声波诊断装置 100 的结构框图。超声波诊断装置 100 使用向被检测体 101 内发送超声波得到的反射回声信号,对于诊断部位形成并显示二维超声波图像或三维超声波图像,具有:超声波探头 102,其具有向被检测体 101 照射超声波并进行接收的振子元件;超声波收发部 103,其收发超声波信号;超声波图像构成部 104,其根据接收信号,构成二维超声波图像(B 模式图形)或三维超声波图像;视频存储器 105;显示部 106;操作部 107;运动图像记录部 108;控制部 109。在此,“运动图像”表示在超声波诊断装置中得到的随时间变化的超声波图像,因为几乎能够实时地得到超声波图像,所以通过超声波图像的帧的变迁,如运动图像那样显示。

[0031] 以下具体说明各构成要素。

[0032] 超声波探头 102 具备在超声波探头 102 的长轴方向上 $1 \sim m$ 通道量排列的振子元件。超声波探头 102 还可以具备在短轴方向上 $1 \sim k$ 通道量排列的振子元件。此时,通过改变对短轴方向的各振子元件($1 \sim k$ 通道)赋予的延迟时间,使发送波或接收波还在短轴方向上聚焦。通过改变对短轴方向的各振子元件赋予的超声波发送信号的振幅,施加发送

波加权。此外,通过改变来自短轴方向的各振子元件的超声波接收信号的放大率或衰减率,来施加接收波加权。并且,通过接通、关断短轴方向的各个振子元件,能够控制口径。

[0033] 另外,在该超声波探头 102 中,根据在从超声波收发部 103 供给的驱动信号上重叠地施加的偏置电压的大小,超声波收发灵敏度即电气机械耦合系数变化,例如可以使用 CMUT(Capacitive Micromachine Ultrasonic Transducer:IEEE Trans.Ultrason.Ferroelect.Ferq. Contr.Vol45pp.678-690May 1998 等)。CMUT 是通过半导体精细加工工序(例如 LPCVD:Low Pressure Chemical Vapor Deposition 低压化学气相沉积)制造的超微细电容型超声波振子。

[0034] 超声波收发部 103 向超声波探头 102 供给发送信号,并且处理接收到的反射回声信号,具备:控制超声波探头 102 输出超声波束的发送电路;接收输出的超声波束从被检测体 101 的反射回声信号,收集生物信息的接收电路;以及控制它们的控制电路。

[0035] 超声波图像构成部 104 把超声波收发部 103 处理后的反射回声信号变换为超声波图像,具有:根据依次输入的反射回声信号形成超声波图像的数字扫描变换器、存储超声波图像的由磁盘装置和 RAM 构成的存储装置。对超声波收发部 103 接收到的反射回声信号进行信号处理,图像化为二维超声波图像或三维超声波图像、各种多普勒图像然后进行输出。

[0036] 视频存储器 105 保存在显示部 106 中显示的超声波图像。

[0037] 显示部 106 再生显示在视频存储器 105 中保存的超声波图像,例如由 CRT 监视器、液晶监视器构成。另外,显示部 106 如果独自具有显示存储器(省略图示),则可以不经由视频存储器 105,使用显示存储器显示从超声波图像构成部 104 输出的二维超声波图像或三维超声波图像、各种多普勒图像。

[0038] 操作部 107 是接受来自用户的指示、参数的设定、变更的输入单元,例如由键盘、触摸板等构成。接受的参数是与画质有关的参数、与运动图像记录有关的参数。

[0039] 运动图像记录部 108 把经由视频存储器 105 在显示部 106 中显示的超声波图像作为运动图像数据进行保存。

[0040] 控制部 109 控制超声波诊断装置 100 的各部,并且对在运动图像记录部 108 中存储的超声波图像实施图像解析处理。控制部 109 具备 CPU、存储器和存储部,通过把存储部中预先保存的程序加载到存储器中来执行,来进行各部的控制、图像处理。在存储部中不仅保存程序,还保存经由操作部 107 从操作者设定的各种参数、CPU 在处理中使用的数据以及在处理的过程中生成的数据等。

[0041] 然后,说明第一实施方式的控制部 109 实现的图像解析处理。在第一实施方式中,如图 1 所示,控制部 109 具备对在运动图像记录部 108 中作为运动图像数据而记录的超声波图像进行解析,生成染色运动图像的图像解析部 200。操作部 107 针对随时间构成的超声波图像的每个像素(运动图像数据),确定造影剂流入的染色开始时间的时间区分。图像解析部 200 决定与确定的染色开始时间的时间区分对应的上色,按照决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色,生成造影经过图像。即,着眼于运动图像数据的各像素(像素)的亮度的变化,生成进行了与造影剂的流入时间差对应的染色的运动图像数据。为了实现该功能,第一实施方式的图像解析部 200 如图 2 所示,具备数据记录部 210 和数据处理部 220。

[0042] 数据记录部 210 具备条件记录部 211、亮度解析结果记录部 212、染色结果记录部 213、染色参数记录部 214。

[0043] 数据处理部 220 具备运动图像取得部 221、解析帧设定部 222、亮度解析部 223、染色部 224、运动图像再生部 225。

[0044] 以下说明在各部中记录的数据以及各部的处理的细节。

[0045] 运动图像取得部 221 从运动图像记录部 108 取得解析对象的运动图像数据。在运动图像记录部 108 中存储有多个运动图像数据的情况下,运动图像取得部 221 取得由操作者指示的运动图像数据。操作者例如经由在显示部 106 上显示的解析对象运动图像数据设定区域,通过操作部 107 指定运动图像数据。

[0046] 解析帧(范围)设定部 222 从操作者接受解析对象的运动图像数据的解析范围的设定。解析范围是后述的亮度解析部 223 进行亮度解析的帧范围,通过开始帧和结束帧来确定。把接受的解析范围(开始帧和结束帧)记录在数据记录部 210 的条件记录部 211 中。

[0047] 解析范围例如是从静脉放入的造影剂流入关注的区域开始染色的定时(流入开始时间)直到造影剂饱和的定时的期间。由操作者例如经由在显示部 106 上显示的解析范围指定画面,使用操作部 107 输入该解析范围。在解析范围指定画面中,例如显示在运动图像记录部 108 中记录的运动图像数据,并且显示指定帧的区域(解析范围指定区域),操作者观看运动图像数据的同时指定解析范围。

[0048] 图 3 表示该解析范围设定画面 300 的一例。如该图所示,解析范围设定画面 300 具备运动图像数据显示区域 310 和解析范围指定区域 320。在运动图像数据显示区域 310 中,再生显示在运动图像记录部 108 中记录的运动图像,即作为解析对象由操作者提取出的运动图像数据。

[0049] 此外,解析范围指定区域 320 是接受操作者指定解析范围的区域。在此,作为一例表示使用多滑块的情况。解析范围指定区域 320 具备设定开始帧的开始帧滑块 322、设定结束帧的结束帧滑块 323、显示开始帧的帧编号的开始帧显示部 321、显示结束帧的帧编号的结束帧显示部 324。各滑块与在各显示部中显示的帧编号联动,通过移动滑块,在显示部中显示的帧编号也变化。此外,通过在各显示部直接输入数值,滑块的位置也变化。另外,既可以通过滑块设定开始帧和结束帧,也可以在显示部直接输入帧号码来设定开始帧和结束帧。

[0050] 亮度解析部 223 针对运动图像取得部 221 取得的运动图像数据的由解析帧设定部 222 设定了解析范围后的范围,进行亮度解析处理,决定各像素的染色开始时间。染色开始时间是能够掌握造影剂的流入时间差的定时,在第一实施方式中,例如使用最初达到预定的亮度的时间(阈值亮度到达时间) t_{α} 。因此,第一实施方式的亮度解析部 223 针对每个像素决定并输出从开始帧开始达到预定的亮度的时间(阈值亮度到达时间) t_{α} 。

[0051] 图 4 用于说明特定的像素的阈值亮度到达时间 t_{α} 的决定方法。

[0052] 在此,将解析范围的开始帧的时间设为 t_s ,将结束帧的时间设为 t_e 。如本图所示,亮度解析部 223 针对每个像素提取解析范围中的亮度的最大值 $I_{\max}$ 。然后,求出对亮度的最大值乘以预定的阈值 α (固定值)而得的 I_{α} ,设定亮度达到 I_{α} 的阈值亮度到达时间 t_{α} 。对于阈值 α ,例如使用 0.8。亮度解析部 223 把求出的各像素的阈值亮度到达时间 t_{α} 作为亮度解析结果记录在亮度解析结果记录部 212 中。另外,此时,不仅记录阈值亮度到达时间 t_{α} ,还可以把 $I_{\max}$ 以及 I_{α} 作为亮度解析结果来记录。

[0053] 在染色参数记录部 214 中,作为染色参数,记录针对每个时间范围保存显示色的

色图表。图 5 表示保存的色图表 400 的一例。如该图所示,第一实施方式的色图表 400 将区分 410 与颜色 420 相对应地保存。在区分 410 保存部中例如保存将从开始帧开始的经过时间划分为每个预定范围的时间区分。在颜色 420 保存部中,保存用于确定每个时间区分的显示色的 RGB 各自的值。

[0054] 染色部 224 针对运动图像取得部 221 取得的运动图像数据的解析范围,使用亮度解析部 223 的亮度解析结果,进行染色处理。染色处理是针对各像素,对开始着色(上色)的帧(染色开始帧)以后的帧进行上色的处理。染色开始帧是与亮度到达时间 t_{α} 相当的帧,它是根据亮度解析部 223 计算出的亮度到达时间 t_{α} 和运动图像记录部中记录的运动图像数据的帧率来确定的。然后,实施对解析对象的运动图像数据的、染色开始帧以后的帧的该像素进行上色的处理。在上色中,与亮度到达时间 t_{α} 所对应的区分 41 对应地,使用在色图表 400 中记录的颜色 420 确定的显示色。然后,把处理后的运动图像数据作为造影经过图像(染色运动图像数据)记录在染色结果记录部 213 中。

[0055] 运动图像再生部 225 在经由操作部 107 从操作者接受了指示时,在显示部 106 中再生显示在染色结果记录部 213 中记录的染色运动图像数据。

[0056] 然后,说明第一实施方式的图像解析部 200 生成染色运动图像数据的图像解析处理的流程。图 6 是第一实施方式的图像解析处理的处理流程。

[0057] 当接受了图像解析处理开始的指示时,运动图像取得部 221 从运动图像记录部 108 取得解析对象的运动图像数据(步骤 S1101)。

[0058] 解析帧设定部 222 在显示部 106 上显示运动图像取得部 221 取得的运动图像数据,接受解析范围(步骤 1102)。

[0059] 亮度解析部 223 从运动图像数据中提取解析范围的运动图像,进行亮度解析处理(步骤 S1103),把亮度解析结果记录在亮度解析结果记录部 212 中。

[0060] 然后,染色部 224 使用亮度解析结果和染色参数记录部 214 的色图表 400,进行染色处理(步骤 S1104),把得到的造影经过图像(染色运动图像数据)记录在染色结果记录部 213 中。

[0061] 运动图像再生部 225 等待来自操作者的指示,在显示部 106 中显示造影经过图像(染色运动图像数据)(步骤 S1105)。

[0062] 如上所述,根据第一实施方式,在超声波诊断装置中具有针对随时间构成的超声波图像的每个像素,确定造影剂流入的染色开始时间的的时间区分的操作部 107;和决定与上述染色开始时间的的时间区分对应的上色,通过所决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色生成造影经过图像的图像解析部 200,因此能够生成从超声波图像得到的表示造影剂的染色过程的经过的造影经过图像。

[0063] 即,关于超过了预定的亮度值的像素,在超过的时刻以后,染成与超过的定时对应的显示色。因此,能够判别是否进行了染色并且是否成为了预定的亮度值,并且,根据颜色(显示色)可以得到直到成为该亮度值的经过时间的信息。

[0064] 此外,因为能够针对每个像素取得这些信息,所以能够向操作者表示与造影剂流入整个图像相伴的亮度的时间变化。

[0065] 因此,没有操作者任意进行操作、选择的余地地,能够客观地提示从造影剂到达组织的时刻开始的亮度变化的情形(染色经过)。

[0066] 另外,在染色部 224 中,在进行染色处理时,提取开始帧的亮度 $I_{\min}$,计算 I_{α} 与 $I_{\min}$ 的差 ΔI (参照图 4),关于 I_{α} 小于 $I_{\min}$ 的像素以及 ΔI 小于预定的噪音值 $r_{\min}$ 的像素,可以取代 t_{α} 使计算结果为零。关于噪音值 $r_{\min}$,可以预先经由操作部 107 从操作者接受输入,并设定在条件记录部 211 中。这是为了从颜色图中去除造影剂不环流的区域。因为存在在造影剂不环流的区域,无法计算正确的参数,在染色运动图像数据上作为噪音进行显示的情况。根据本处理,能够提高得到的染色运动图像的视觉识别性。

[0067] 此外,在上述亮度解析处理中,使用预制,确定阈值亮度到达时间 t_{α} ,但是不限于此。可以解析解析范围,针对每个像素决定通过既有的函数对亮度变化的图表进行简化后的直线状的近似 TIC,使用该 TIC 决定阈值亮度到达时间 t_{α} 。此外,为了降低运动图像记录部 108 的负荷,可以保存能够确定近似 TIC 的信息来取代运动图像数据。

[0068] 此外,在第一实施方式中,把染色开始帧作为相当于阈值亮度到达时间 t_{α} 的帧,但是不限于此。例如,可以是与流入开始时间、平均亮度到达时间、消失开始时间等相当的帧。这些可以使用上述近似 TIC 来计算。此外,可以把阈值亮度到达时间、流入开始时间、平均亮度到达时间、消失开始时间等作为用于确定染色开始时间的参数而预先保存在数据记录部 210 中,可以在亮度解析开始前由操作者进行选择。

[0069] 此外,第一实施方式的运动图像解析部 200 还可以具备针对操作者预先设定的关心区域计算 TIC 的 TIC 计算部。此时,可以将计算出的 TIC 与染色运动图像数据一起在显示部 106 中显示。

[0070] 此外,能够选择根据在运动图像记录部中记录的运动图像数据,生成染色运动图像数据以及 TIC 中的哪一个。例如,在设定生成 TIC 的 ROI 时计算 TIC,自动地判别有无生成 TIC。

[0071] 此外,可以在生成 TIC 之前进行第一实施方式的图像解析处理,并且在显示部 106 中显示的染色运动图像数据上接受 TIC 生成用 ROI。通过采取这样的结构,能够在视觉识别性以及客观性高的运动图像数据上设定 ROI,所以能够以更高的精度设定 ROI。

[0072] 并且,可以仅把第一实施方式的染色运动图像数据的最终帧作为静止图像来显示。通过显示最终帧,能够一目了然地确认造影剂的流入时间的不同。

[0073] 此外,色图表 400 的区分 410 不限于上述的时间范围。例如,可以保存用于确定区分 410 的编号。此时,染色部 224 在通过解析帧设定部 222 设定的范围内,将各区分 410 均等地划分。

[0074] 此外,保存的色图表 400 的种类不限于一种。可以具备多个色图表,操作者能够选择。此外,与各区分 410 对应的颜色 420 也可以被构成为能够生成操作者喜好的显示色。此外,还能够变更区分 410 的数量。通过增加区分的数量,能够进行详细的观察。

[0075] (第二实施方式)

[0076] 然后说明应用本发明的第二实施方式。在第一实施方式中由操作者设定了解析范围,但是在第二实施方式中,图像解析处理部自动地设定解析范围。以下,关于第二实施方式,主要说明与第一实施方式不同的结构。

[0077] 第二实施方式的超声波诊断装置 100 具有与第一实施方式基本相同的结构。但是,第二实施方式的图像解析部 200 的数据处理部 220a 具备解析帧决定部 226 来取代解析帧设定部 222。图 7 是第二实施方式的数据处理部 220a 的功能框图。

[0078] 第二实施方式的解析帧决定部 226 执行从运动图像记录部 108 中记录的运动图像数据中, 决定通过亮度解析部 223 进行解析的帧范围(解析范围)的解析范围决定处理。如上所述, 解析范围是从流入开始时间起到消失时间为止, 解析帧决定部 226 决定并输出与其相当的开始帧以及结束帧。

[0079] 在第二实施方式中, 例如, 把运动图像附带的头部信息中的闪光时间作为流入开始时间。即, 把与该流入开始时间对应的帧作为开始帧。闪光时间是产生破坏造影剂的超声波的时刻。

[0080] 此外, 可以针对每个帧计算全部像素的信号强度(亮度)的合计值, 把与相邻的帧的合计值的差成为预定以上的帧设为开始帧。

[0081] 此外, 在与相邻的帧的信号强度的合计值的差收容在预定范围内的状态持续了预定时间 T 以上时, 把刚刚经过预定时间 T 之后的帧设为结束帧。

[0082] 把决定的结果作为解析范围记录在存储部 210 的范围记录部中。第二实施方式的图像解析部 200 的其他结构与第一实施方式相同。

[0083] 然后, 说明第二实施方式的图像解析部 200 的图像解析处理的流程。图 8 是第二实施方式的图像解析部 200 的图像解析处理的流程图。

[0084] 当接受了图像解析处理开始的指示时, 解析帧决定部 226 从运动图像记录部取得运动图像数据(步骤 S1201)。然后, 执行决定解析范围的解析范围决定处理(步骤 1202)。

[0085] 亮度解析部 223 从运动图像数据中提取解析范围的运动图像, 进行亮度解析处理(步骤 S1203), 把亮度解析结果记录在亮度解析结果记录部 212 中。

[0086] 然后, 染色部 224 使用亮度解析结果和染色参数记录部 214 的色图表 400, 进行染色处理(步骤 S1204), 把得到的染色运动图像数据记录在染色结果记录部 213 中。

[0087] 运动图像再生部 225 等待来自操作者的指示, 在显示部 106 中再生显示染色运动图像数据(步骤 S1205)。

[0088] 如上所述, 根据第二实施方式, 除了已说明的第一实施方式的效果之外, 还起到以下特别的效果。

[0089] 即, 自动地把符合预定条件的范围决定为进行亮度解析的解析范围。因此, 与操作者手动决定解析范围的情况相比, 能够精度良好并且高速地决定符合预定条件的解析范围。

[0090] 此外, 根据第二实施方式, 除了第一实施方式的效果之外, 因为能够精度良好地决定成为解析前提的解析范围, 所以解析结果的精度也提高。

[0091] 另外, 在第二实施方式中, 可以使用预定的特定的区域或全部像素的像素值的合计来生成近似 TIC, 使用该近似 TIC 决定解析范围(开始帧以及结束帧)。此时, 解析帧决定部 226 生成近似 TIC。

[0092] (第三实施方式)

[0093] 然后, 说明应用本发明的第三实施方式。在第三实施方式中, 与成为基础的运动图像数据相关联地保存生成的亮度解析结果和染色运动图像数据。并且, 在针对已经处理完成的运动图像数据指示了图像解析处理时, 从数据记录部中提取来取代进行处理。

[0094] 当在运动图像记录部中记录运动图像数据时, 以运动图像数据为单位赋予固有的识别号码(ID 编号)。在第三实施方式中, 对于上述图像解析部 200 生成的亮度解析结果

以及染色运动图像数据,赋予作为其基础的运动图像数据的 ID 编号来进行管理。因此,运动图像取得部 221 在取得解析对象的运动图像数据时,与 ID 编号一同取得。

[0095] 第三实施方式的超声波诊断装置 100 的结构与第一实施方式或第二实施方式基本相同。但是,第三实施方式的图像解析部 200 的数据处理部 220b 如图 9 所示,具备记录确认部 227。该记录确认部 227 确认是否在数据记录部 210 中保存了根据解析对象运动图像数据生成的染色运动图像数据,根据保存的状态对各部进行指示。

[0096] 以下,以第一实施方式的结构为基本,着眼于与第一实施方式不同的结构,详细说明第三实施方式的各部。按照第三实施方式的图像解析部 200 的图像解析处理的流程进行说明。图 10 是第三实施方式的图像解析处理的流程图。

[0097] 当接受图像解析处理开始的指示,运动图像取得部 221 一同取得 ID 编号和解析对象的运动图像数据时(步骤 S1301),记录确认部 227 提取 ID 编号,参照染色结果记录部 213,判定有无与该 ID 对应的数据(步骤 S1302)。

[0098] 在没有与该 ID 编号对应地保存染色后数据时,记录确认部 227 参照亮度解析结果记录部 212,判断有无与该 ID 编号对应的数据(步骤 S1303)。在没有与该 ID 编号对应地保存亮度解析结果时,记录确认部 227 向解析帧设定部 222 通知 ID 编号。解析帧设定部 222 当接受了该通知时,接受解析范围(步骤 S1304)将其与 ID 编号一起通知给亮度解析部 223。

[0099] 收到通知的亮度解析部 223 对解析对象运动图像数据的解析范围进行亮度解析处理(步骤 S1305),把亮度解析结果与 ID 编号对应地记录在亮度解析结果记录部 212 中。此外,与 ID 编号一起向染色部 224 通知结束了亮度解析处理。

[0100] 收到通知的染色部 224 针对运动图像取得部 221 取得的运动图像,使用与 ID 编号对应地在亮度解析记录部中记录的亮度解析结果,进行染色处理(步骤 S1306),把染色运动图像数据与 ID 编号对应地记录在染色结果记录部 213 中。

[0101] 另外,与 ID 编号一起向运动图像再生部 225 通知结束了染色处理。接收到通知的运动图像再生部 225 从染色结果记录部 213 中提取与 ID 编号对应的染色运动图像数据,在显示部 106 中再生显示(步骤 S1307)。

[0102] 另一方面,当在步骤 S1303 中与 ID 编号对应地保存了亮度解析结果时,记录确认部 227 向染色部 224 通知 ID 编号和亮度解析处理已经结束。收到通知的染色部 224 向步骤 S1306 转移,进行染色处理。

[0103] 另外,当在步骤 S1302 中与 ID 编号对应地保存了染色运动图像数据时,记录确认部 227 向运动图像再生部 225 通知 ID 编号和再生指示。收到通知的运动图像再生部 225 向步骤 S1307 转移,从染色结果记录部 213 取得与通知的 ID 编号对应地保存的染色运动图像数据,并在显示部 106 中再生显示。

[0104] 如上所述,根据第三实施方式,除了已经说明的第一以及第二实施方式的效果,还起到以下的特别的效果。

[0105] 即,暂时在数据记录部 210 中保存解析后的运动图像数据,然后,在具有对相同的运动图像数据的解析指示时,从数据记录部 210 中提取并显示。因此,不会对相同的数据多次进行第三实施方式的图像解析处理。因此,能够相应地缩减全体处理时间。

[0106] 第三实施方式特别是在肿瘤的经过观察等过程中,想要对以前取得的运动图像实

施相同的解析并显示等情况下有效。

[0107] 另外,在上述实施方式中,在数据记录部 210 中,存在根据处理对象运动图像数据生成的亮度解析结果、染色运动图像数据时,不进行分别的处理,但是并不限于此。记录确认部 227 可以在数据记录部 210 中存在这些数据时,询问是否需要再次处理。

[0108] 此外,例如,在具有染色运动图像数据时,除了是否再次进行染色处理之外,还可以准备使用其他的染色参数进行染色处理的选择项。通过这样的结构,可以不进行亮度解析处理,得到通过不同的染色参数染色后的染色运动图像数据。

[0109] 另外,显示部 106 可以同时显示多个染色运动图像数据。由此,能够同时观察多个区域,减轻操作者的负担。

[0110] 此外,可以设置多个运动图像显示区域,并列地显示各染色运动图像数据,还可以将多个染色运动图像数据合成,显示为一个运动图像数据。例如针对每帧,取得各像素的像素值的差,使用与差对应的显示色等方法进行合成。

[0111] 例如,在同时显示 RFA(射频消融疗法:radio frequency ablation)治疗前后的染色运动图像的情况下,基于合成的方法是有效的。在这种情况下,根据治疗前取得的运动图像数据生成的染色运动图像数据和根据治疗后取得的运动图像数据生成的染色运动图像数据,使用不同的色图表 400。例如,在治疗前的运动图像数据中使用蓝色的浓淡的染色参数,在治疗后的运动图像数据中使用红色的浓淡的染色参数。由此,确认仅在治疗前流入造影剂的血管显示为蓝色,确认仅在治疗后流入造影剂的血管显示为红色,确认在前后流入造影剂的血管显示为蓝色和红色混合后的紫色,容易对比,能够一目了然地确认治疗效果。

[0112] 此外,可以从染色结果记录部 213 中直接选择在显示部 106 中显示的染色运动图像数据。此时,操作者可以直接选择 ID 编号,或者可以具备使操作者容易指定的患者名、拍摄日期时间这样的数据与运动图像数据的 ID 相对应的表,可以指定患者名、拍摄日期时间等信息。

[0113] 另外,在第三实施方式中,可以使用以生成亮度解析结果、染色运动图像数据为基础的运动图像数据的 ID 编号来管理亮度解析结果、染色运动图像数据,但是不限于此。例如,可以使用与运动图像数据的 ID 编号独立的图像解析部 200 内独自的管理号码。此时,还具备运动图像数据的 ID 编号与管理号码的对应表,记录确认部 227 着手对该表进行处理。

[0114] 另外,上述各实施方式的超声波诊断装置 100 可以具备与外部装置进行数据的收发收发接口和经由收发接口,把生成的亮度解析结果、染色运动图像数据发送给外部装置的功能。此外,在与识别号码相关联地保存亮度解析结果以及染色运动图像数据时,可以具备收发接口以及经由收发接口发送通过指定的识别号码确定的亮度解析结果和 / 或者染色运动图像数据的功能。此外,可以具备收发接口和经由收发接口接收外部装置生成的染色参数,并将其存储在染色参数记录部中的单元。

[0115] 此外,在上述各实施方式中,超声波诊断装置 100 具备图像解析部 200,但是,图像解析部 200 可以是与超声波诊断装置 100 独立的信息处理装置,在能够与超声波诊断装置 100 进行数据收发信息处理装置上构成。

[0116] 通过采取这样的结构,例如在造影检查结束后,可以在医院的处理能力高的 PC 上进行亮度解析处理的运用。因此,亮度解析处理的自由度在时间上和空间上都增大。

[0117] 此外,并非是图像解析部 200 的全部的功能,例如也可以把数据记录部 210 全部或其中一部分配备在外部存储装置中。外部存储装置例如是外接硬盘、USB 存储器、CD-ROM 等。

[0118] 例如,通过在外部存储装置具备染色参数记录部 214,能够容易地变更为在其它显示中使用的染色参数。可以提供其它解析与具有统一感的染色运动图像。

[0119] 此外,把亮度解析结果记录部 212 以及染色结果记录部 312 配备在外部存储装置中,由此可以提高这些数据的可移动性。

[0120] 符号说明

[0121] 100 超声波诊断装置、101 被检测体、102 超声波探头、103 超声波收发部、104 超声波图像构成部、105 视频存储器、106 显示部、107 操作部、108 运动图像记录部、109 控制部、200 图像解析部、210 数据记录部、210a 数据记录部、210b 数据记录部、211 条件记录部、212 亮度解析结果记录部、213 染色结果记录部、214 染色参数记录部、220 数据处理部、221 运动图像取得部、222 解析帧设定部、223 亮度解析部、224 染色部、225 运动图像再生部、226 解析帧决定部、227 记录确认部、300 解析范围指定画面、310 运动图像数据显示区域、320 解析范围指定区域、321 开始帧显示部、322 开始帧滑块、323 结束帧滑块、324 结束帧显示部、400 色图表、410 区分、420 颜色。

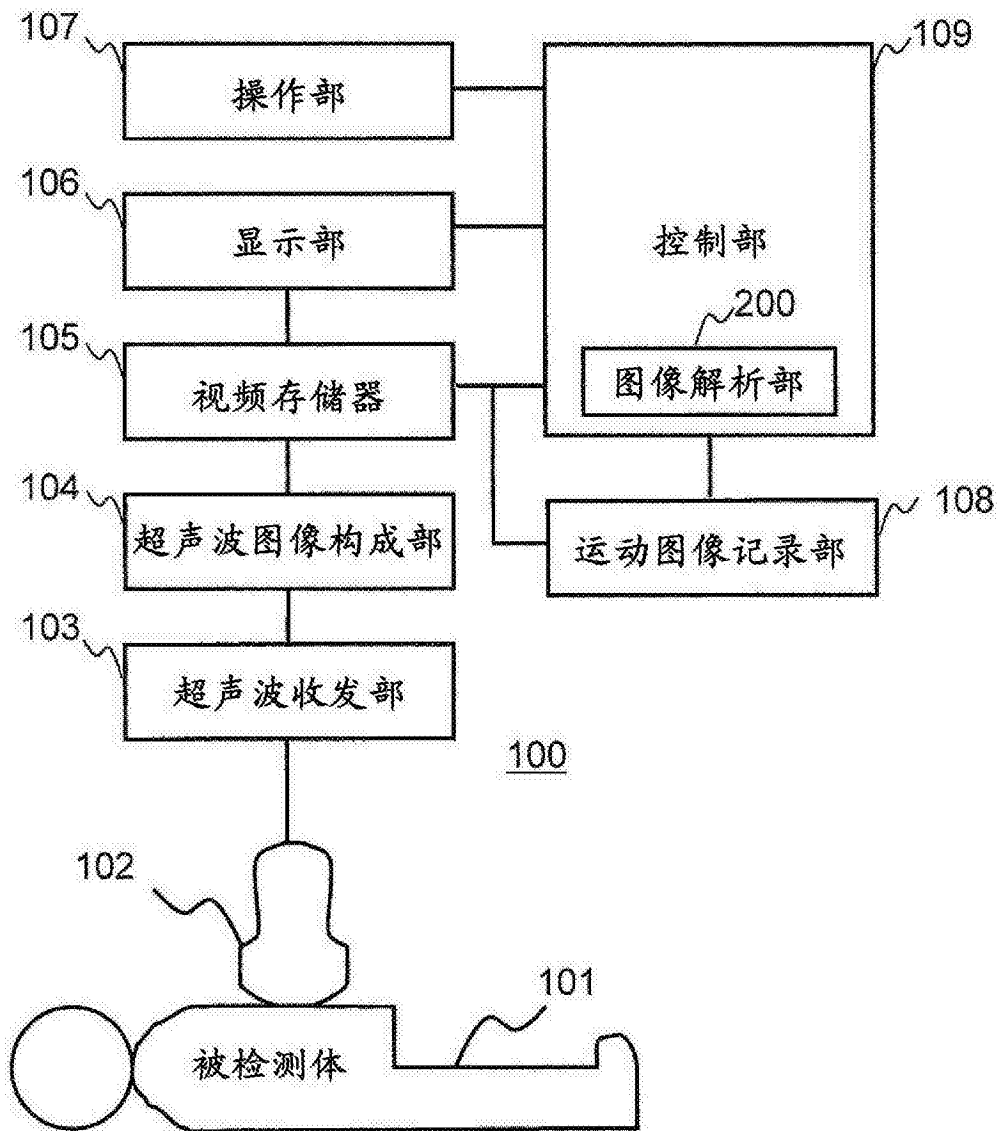


图 1

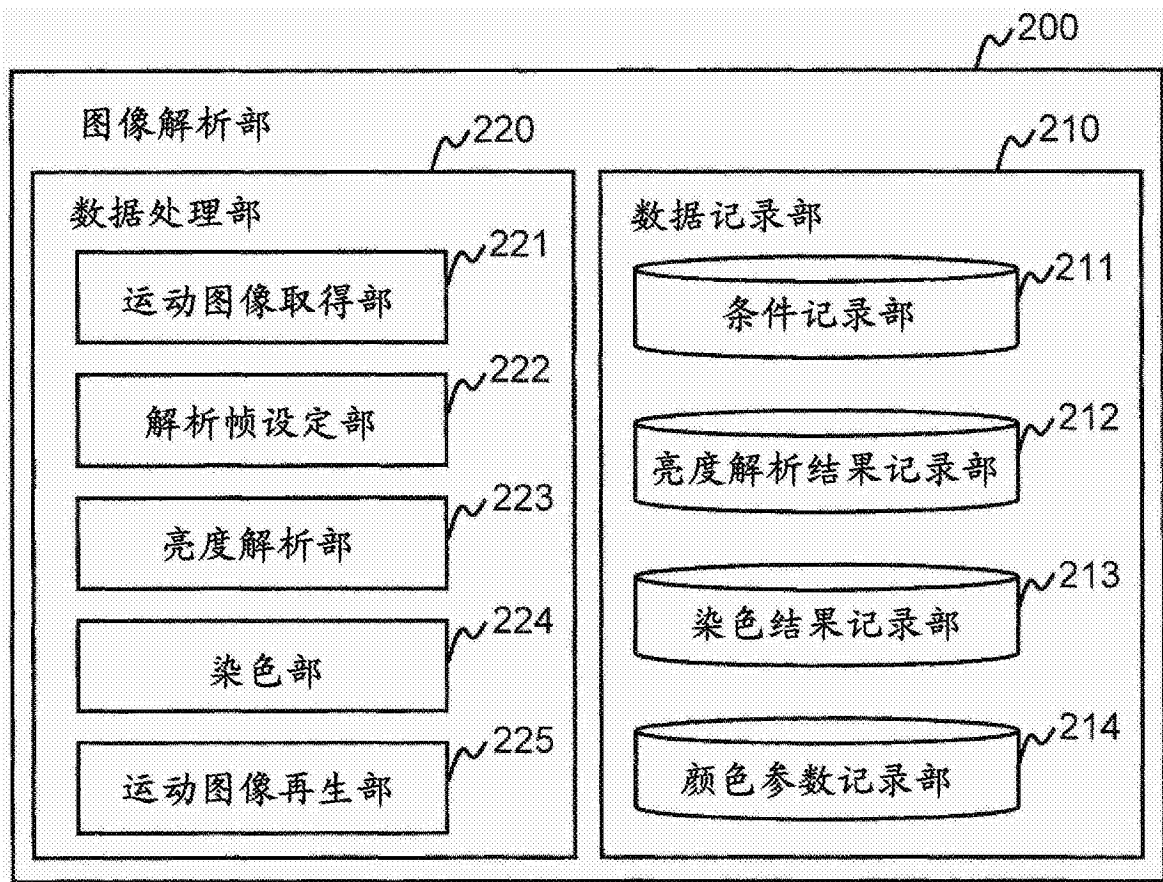


图 2

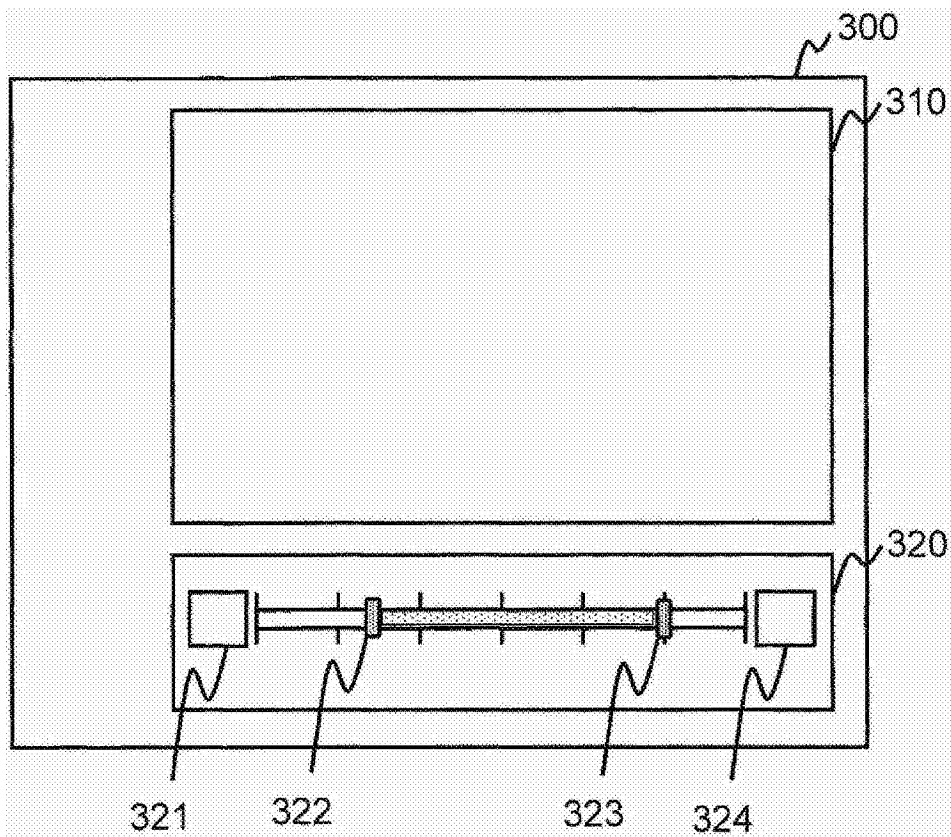


图 3

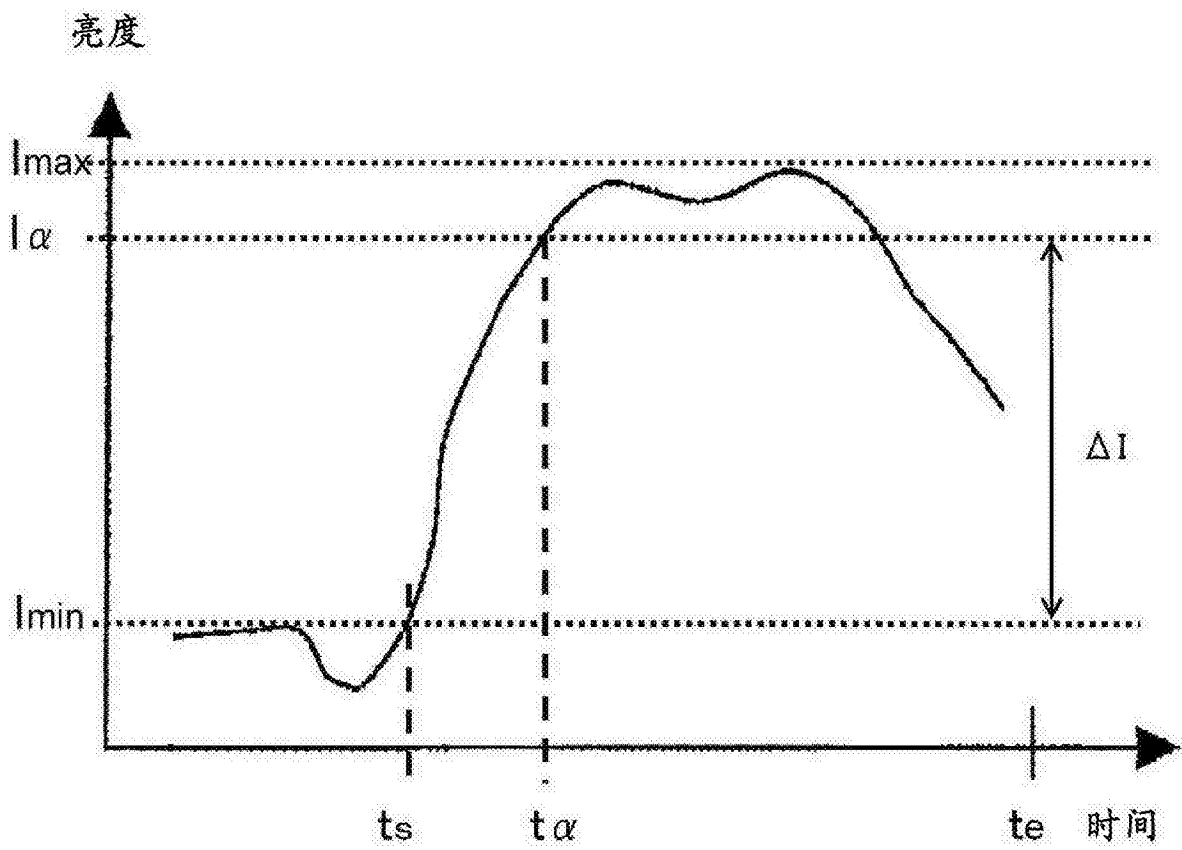


图 4

400								410
区分								420
RGB								

图 5

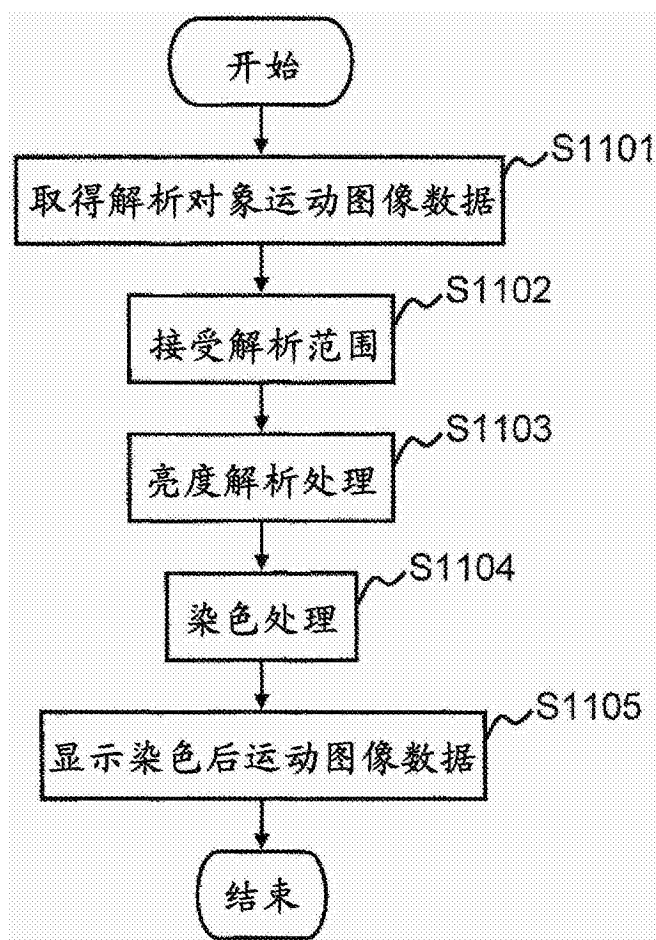


图 6

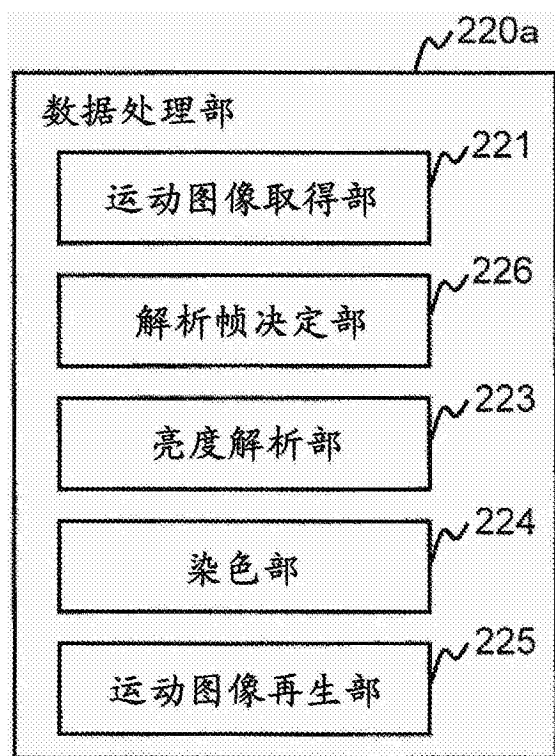


图 7

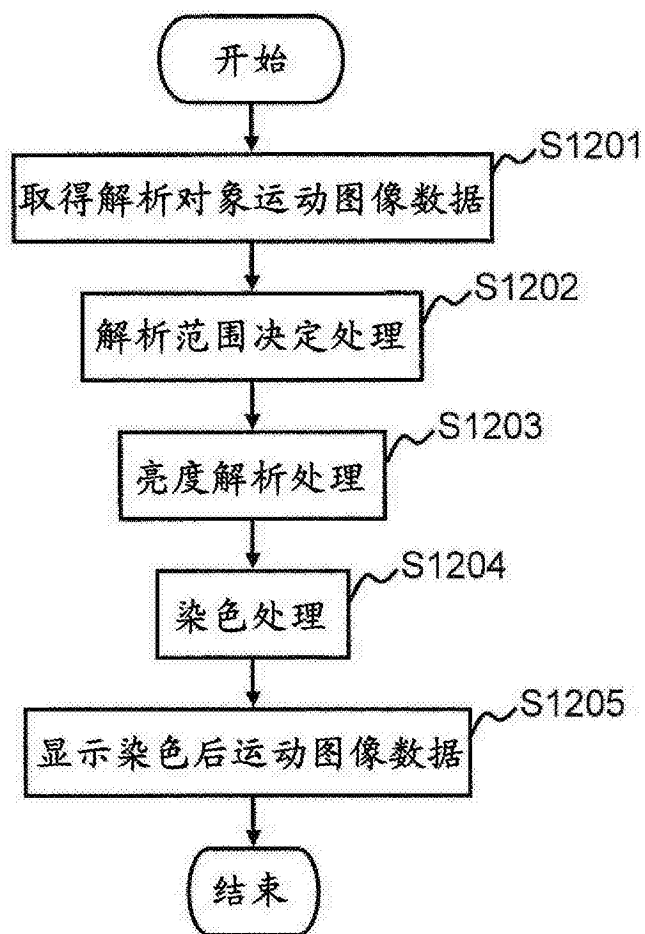


图 8

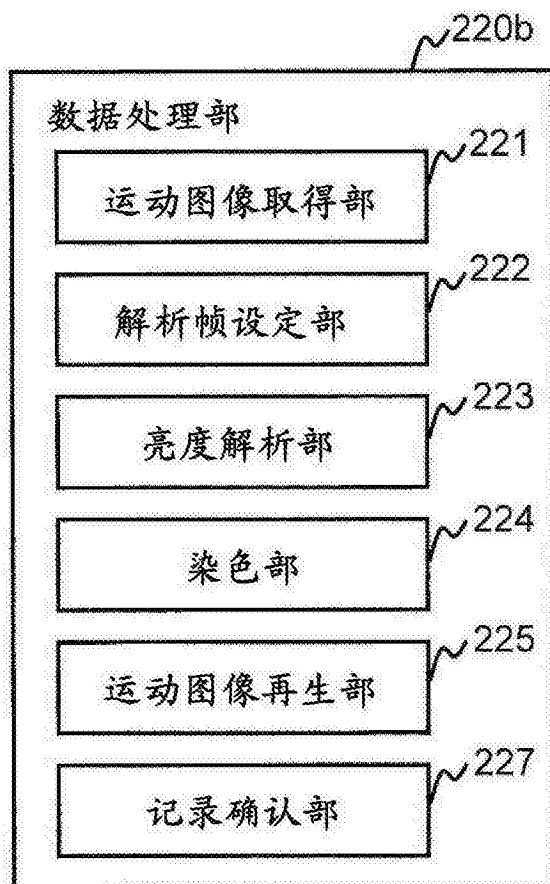


图 9

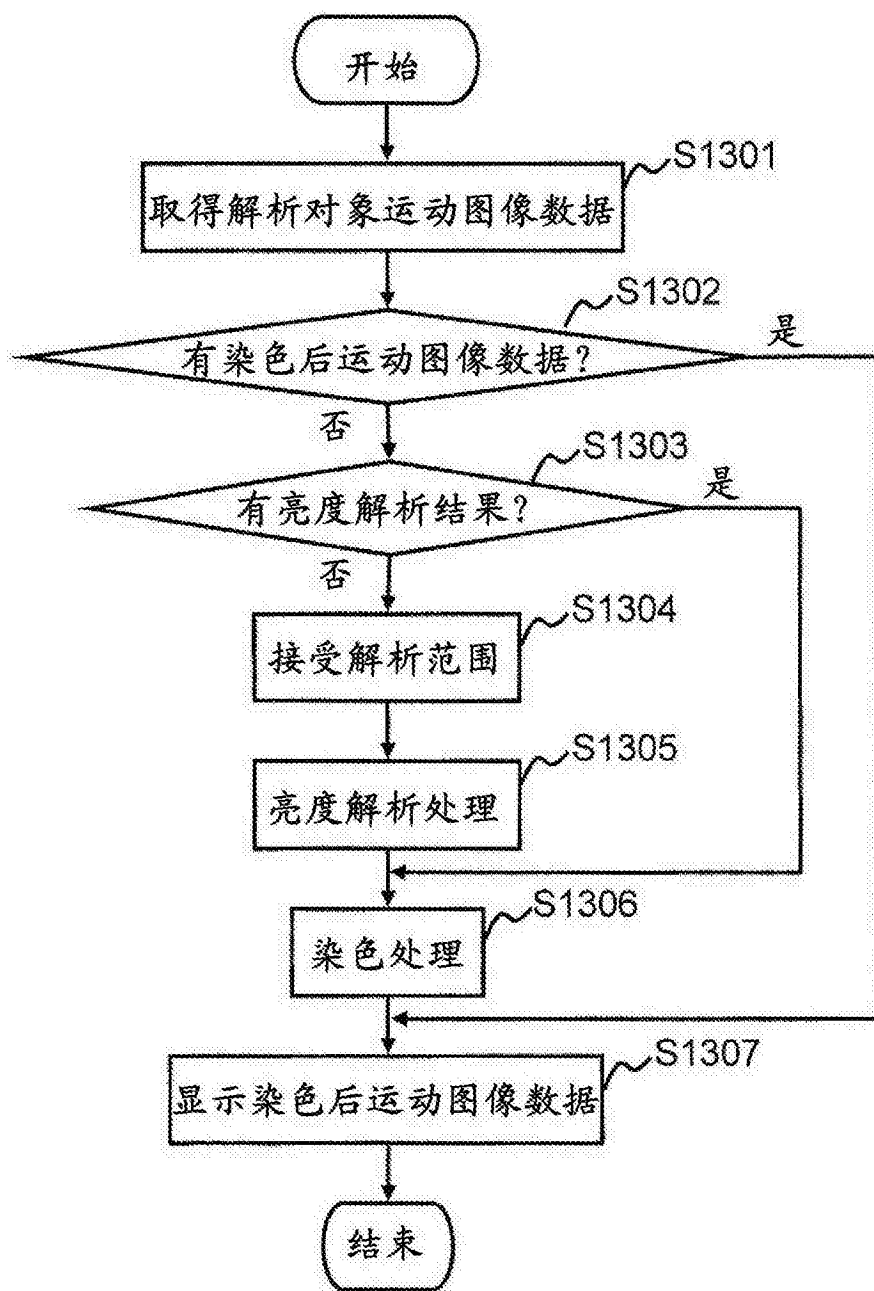


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置		
公开(公告)号	CN103140174B	公开(公告)日	2016-03-09
申请号	CN201180046984.1	申请日	2011-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	中岛秀明		
发明人	中岛秀明		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/5215 G01S7/52071 G01S15/8979 G16H50/20 A61B8/52 G06T11/003		
代理人(译)	许静		
优先权	2010217585 2010-09-28 JP		
其他公开文献	CN103140174A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具有针对在超声波诊断装置中随时间构成的超声波图像的每个像素，确定造影剂流入的染色开始时间的时间区分的操作部；和决定与上述染色开始时间的时间区分对应的上色，通过决定的上色对上述超声波图像的像素进行着色生成造影经过图像的图像解析部。

