



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103025247 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 03

(21) 申请号 201180036030. 2

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22) 申请日 2011. 07. 28

代理人 齐秀凤

(30) 优先权数据

2010-194253 2010. 08. 31 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 01. 23

审查员 李伟博

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/067200 2011. 07. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/029459 JA 2012. 03. 08

(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 吉川秀树

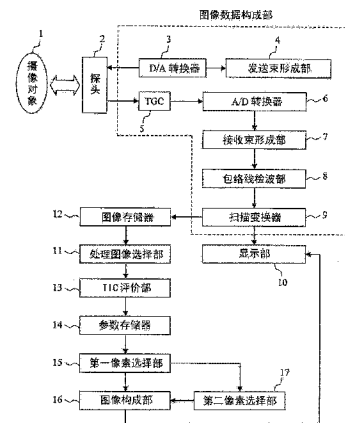
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像显示方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置以及超声波图像显示方法,关于对以颜色差异表现造影剂的流入时间等血流动态的相对差异的血流动态图像进行显示的功能,具有:对关注的血管选择性地提取,构成噪声少的血流动态图像的功能;以及为了对基于治疗等的血流动态的变化进行调查而对构成的血流图像和过去的血流动态图像的颜色不同进行比较时,将成为基准的区域的颜色统一化的插值处理功能。在处理图像选择部(11)中使用范围指定的图像数据,利用TIC评价部(13)对表示造影剂的流入开始时间的参数( $t_0$ )以及由造影剂引起的亮度变化量 $\Delta I$ 进行计算。在利用第一像素选择部(15)对满足一定条件的像素选择性地提取的同时,除去非造影部。利用图像构成部(16)构成与 $t_0$ 的值对应而配色的血流动态图像,由第二像素选择部(17),利用基于亮度变化量的直方图对手术者所关注的血管选择性地提取。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:  
探头,其对被检体发送超声波并从被检体接收超声波,  
接收束形成部,其对所述探头接收到的超声波信号进行调相加法运算;  
处理图像选择部,其对包含开始向所述被检体给予造影剂的开始时间的信息的指定进行受理;

第一像素选择部,其基于所述开始时间的信息,从基于调相加法运算后的信号的图像数据,提取由所述造影剂进行了造影的部分;

第二像素选择部,其基于由所述第一像素选择部所提取的图像数据的像素信息而进一步提取图像数据;

图像构成部,其基于由所述第二像素选择部所提取的图像数据而生成血流动态图像;

显示部,其对所述血流动态图像进行显示;以及

TIC 评价部,其针对每个像素对构成所述血流动态图像所必要的数值进行计算,

所述 TIC 评价部具有将从阈值亮度  $I_0$  减去造影前的范围中的最大值  $I_{\max}^{\text{pre}}$  所得的亮度变化量  $\Delta I$  作为基于造影剂的亮度变化量而算出的评价部,

所述第一像素选择部选择基于所算出的亮度变化量  $\Delta I$  的像素,

所述第二像素选择部基于从所述亮度变化量  $\Delta I$  算出的时间信息而进行所关注的像素的提取。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第二像素选择部还根据基于所述开始时间算出的信息,提取图像。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具有如下功能:对于由所述图像构成部构成的血流动态图像,将由第一 ROI 所指定的区域的映射参数的数值在所述显示部上显示,并且将由第二 ROI 所指定的区域的映射参数的数值或相对于第一 ROI 的数值的相对值在所述显示部上显示。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述处理图像选择部中,从相对于被指定的开始时间 ( $t_{\text{start}}-t_{\text{end}}$ ) 早预先设定的时间 ( $t_{\text{start}}-t_{\text{pre}}$ ) 的图像数据开始提取。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像构成部包含:伴随所述时间信息的时间变化而颜色发生变化的时间色彩条;以及以由所述色彩条所确定的颜色对针对每个像素所提取的所述图像数据进行着色后的血流动态图像。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第二像素选择部能够对所述时间色彩条的颜色的变化的时间幅度进行变更。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第二像素选择部,基于表示亮度变化量  $\Delta I$  和像素的关系的直方图,选择要显示的像素,并对直方图上所显示的描绘范围进行受理,将受理的范围之外的像素的参数 0 值化,并在血流动态图像中反映。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第二像素选择部中所利用的时间色彩条显示在显示画面上,通过手术者对始点和终点进行指定,从而将其范围外的像素的参数 0 值化,进而新设定以始点和终点为时间色

彩条的上限和下限的颜色的配置,并在血流动态图像中即时反映。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第二像素选择部基于与表示亮度变化量  $\Delta I$  和像素的关系的直方图相对应的、伴随亮度的大小而颜色发生变化的亮度色彩条,选择要显示的像素,所述亮度色彩条按照直方图等分数和等分化后的各范围中的像素的总数,调整了亮度色彩条分割数和各区间的宽度,

并且,在亮度色彩条中除了  $\Delta I$  的大小外,还显示血管的粗度和 / 或种类的信息。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

利用设置在显示画面上的设定变更的功能,手术者能够自由地对所述处理图像选择部中所使用的时间幅度 ( $t_{\text{start}}-t_{\text{pre}}$ )、所述 TIC 测量部中算出的参数、以及所述第一像素选择部中所设定的条件式进行变更。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有如下那样的插值功能:在对所述显示部中构成的血流动态图像和过去构成的血流动态图像进行比较的情况下,在所比较的 2 个血流动态图像上设置作为基准的 ROI 而对各 ROI 的颜色和时间的关系定量地进行比较,并使作为基准的 ROI 的映射参数和配色一致。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像数据包含从所述接收束形成部输出的 RAW 数据。

13. 一种超声波图像显示方法,其特征在于,

由超声波探头对被检体发送超声波并从被检体接收超声波;

在接收束形成部对所述超声波探头接收到的超声波信号进行调相加法运算;

在处理图像选择部对包含开始向所述被检体给予造影剂的开始时间的信息的指定进行受理;

在第一像素选择部,基于所述开始时间的信息,从基于调相加法运算后的信号的图像数据,提取由所述造影剂进行了造影的部分,

在第二像素选择部中,基于由所述第一像素选择部所提取的图像数据的像素信息,进一步对图像数据进行提取;

图像构成部基于在第二像素选择部所提取的图像数据来生成血流动态图像;

在显示部对所述血流动态图像进行显示;

在 TIC 评价部,针对每个像素对构成所述血流动态图像所必要的数值进行计算,

在所述 TIC 评价部具有的评价部,将从阈值亮度  $I_0$  减去造影前的范围中的最大值  $I_{\text{max}}^{\text{pre}}$  所得的亮度变化量  $\Delta I$  作为基于造影剂的亮度变化量而算出,

在所述第一像素选择部选择基于所算出的亮度变化量  $\Delta I$  的像素,

在所述第二像素选择部基于从所述亮度变化量  $\Delta I$  算出的时间信息而进行所关注的像素的提取。

## 超声波诊断装置以及超声波图像显示方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及向生物体内部发送超声波,利用其接收信号对生物体内部的信息进行图像化的技术,特别涉及从时间序列的多个造影图像高效地检测血流的动态信息来进行图像化的超声波诊断装置以及超声波图像显示方法。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置是与 CT、MRI 一起在临床现场广泛地普及的图像显示装置,具有小型且能够进行动态图像摄像的特征。限定视野的装置在空间分辨率、时间分辨率方面较为优良,并且通过使用超声波造影剂能够进行微细的血流动态的观察,在肿瘤的性状诊断中也具有重要的功能。

[0003] 观察血流动态的手段中,CTA(CT Angiography,CT 血管造影)是主流,但是存在被射线照射、和碘系造影剂具有毒性的问题。为此,有时在肾脏存在疾病的患者、过敏体质的患者限制使用。对此,超声波造影剂是直径数  $\mu\text{m}$  的微小的气泡,在造影剂自身不具有毒性。此外,从在医用超声波的频带共振而较强地发射高次谐波成分方面、与与红血球同等大小进入微细血管方面、以及主要利用肺的气体交换作用自然地排泄到体外方面出发,而能够容易观察微细血管的血流动态。

[0004] 血流动态的观察特别有效的病变的一种是肝肿瘤。已经周知:肝肿瘤在从所谓的肝炎、肝硬化的癌前驱状态向肝癌恶化的过程中,支配病变部的血管从门静脉性向动脉性迁移。已经周知:在初期的肝肿瘤中,经由消化系统后的血流所流过的门静脉是支配性的,随着病态发展而向动脉支配转移(非专利文献 1)。

[0005] 动脉和门静脉中因其循环路径的不同而使得造影的开始时间、造影剂的流入速度有所不同。在对这种血流动态的不同进行评价方面有用的是对与造影剂的流入相伴的亮度的时间变化进行描绘的亮度时间变化曲线(TIC:Time-Intensity Curve)。利用病变部的造影图像或 TIC,能够进行病变的早期检测、活性度的判定。此外,由于血流动态与肝细胞癌、转移癌、囊肿等病变的种类相对应而变化,因此超声波造影技术在病变的鉴别诊断方面也作为有效的图像技术而被重视。

[0006] 其它方面,血流动态的评价在癌治疗的效果判定方面也是有效的。在 RF 治疗、基于药的内科治疗的情况下,除了肿瘤的大小以外,血流动态也成为重要的观察对象。这是因为,在图像上肿瘤的大小即使不变化,也可以利用肿瘤血管的消失、血流量的降低来判断治疗的有效性。特别是,在以血管生成抑制剂、血管栓塞疗法等,以成为向肿瘤的营养供给路的血管为标的的治疗法的情况,不仅根据向病变的血流的有无,在存在血流的情况,也根据其是动脉性或门静脉性来改变之后的治疗方针,因此在效果判定中血流动态也成为重要的观察对象。

[0007] 在专利文献 1 所记载的方法中,从测量的 TIC 算出平均亮度值等的值的统计值,并显示对应于该值而分色后的图像。在该方法中,首先,在中低声压的超声波照射下在组织中一度充满造影剂。接着,利用高声压的超声波照射而将造影剂消除,再次在中低声压的超声

波照射下在同一摄像面用 TIC 对再返流的血流进行评价。

[0008] 专利文献 2 记载的方法中,在每个血管中检测造影剂的流入时间,并利用颜色的不同来显示其相对差异。在画面上设置关心区域,利用以该区域中的流入时间为基准时间的配色而构成图像。

[0009] 先行技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献 1 :JP 特开 2005-81073 号公报

[0012] 专利文献 2 :JP 特开 2010-94220 号公报

[0013] 非专利文献

[0014] 非专利文献 1 :Beers B. E. V et al. :AJR176,667. 2001.

## 发明内容

[0015] 发明要解决的课题

[0016] 本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波图像显示方法,其关于对利用颜色差异来表现造影剂的流入时间等血流动态的相对差异的血流动态图像进行显示的功能,具有:选择性地提取关注的血管,构成噪声少的血流动态图像的功能;以及为了调查因治疗等引起的血流动态的变化,将构成的血流图像和过去的血流动态图像的颜色不同进行比较时,同一作为基准的区域的颜色的插值处理功能。

[0017] 用于解决课题的手段

[0018] 本发明使用在处理图像选择部 11 中所范围指定的图像数据,利用 TIC 评价部 13 计算出表示造影剂的流入开始时间的参数( $t_a$ )以及基于造影剂的亮度变化量  $\Delta I$ 。在由第一像素选择部 15 选择性地提取满足一定条件的像素的同时,将非造影部除去。由图像构成部 16 构成与  $t_a$  的值对应而配色的血流动态图像,由第二像素选择部 17 利用基于亮度变化量的直方图选择性地提取手术者所关注的血管。

[0019] (发明效果)

[0020] 根据本发明,能够提示选择性地提取了关注血管的可视性高的血流动态图像。

## 附图说明

[0021] 图 1 是表示实施例的构成例的方框图。

[0022] 图 2 是说明实施例的处理工序的图。

[0023] 图 3 是对选择实施例的处理图像的工序进行说明的图。

[0024] 图 4A 是表示实施例的 TIC 和各测量值的关系的图。

[0025] 图 4B 是对实施例的与阈值亮度相关的系数进行说明的图。

[0026] 图 5 是对实施例的基于时间色彩条(カラーバー)的像素提取进行说明的图。

[0027] 图 6 是对实施例的时间色彩条的范围变更进行说明的图。

[0028] 图 7 是对实施例的基于直方图的像素提取进行说明的图。

[0029] 图 8 是将实施例的直方图在亮度色彩条中进行反映的图。

[0030] 图 9 是对实施例的设定变更进行说明的图。

[0031] 图 10 是对将实施例的多个血流动态图像相比较的情况进行说明的图。

[0032] 图 11 是对实施例的时间色彩条的校正处理进行说明的图。

[0033] 图 12 是表示利用实施例的 RAW 数据的情况的构成例的方框图。

### 具体实施方式

[0034] 以下,针对本发明的实施例,使用图进行说明。图 1 表示成为实施例的超声波诊断装置的方框图。成为实施例的超声波诊断装置具有:探头 2,其针对摄像对象 1 发送接收超声波信号;发送束形成部 4 以及接收束形成部 7,其对构成探头 2 的压电元件赋予用于形成所望的发送接收束的时间延迟;A/D 转换器 6 以及 D/A 转换器 3,其对发送接收信号进行模拟/数字转换;TGC(Time Gain Controller,时间增益控制器)5,其对超声波信号在生物体内部传播的过程中产生的振幅减衰进行校正;包络线检波部 8,其对接收到的 RF 信号进行检波并转换为图像信号;以及扫描变换器 9,其根据图像信号构成二维的图像数据。至此,是通常周知的构成超声波图像的图像数据构成部。在本实施例中,此外,还具有:图像存储器 12,其对来自扫描变换器 9 的图像数据进行保存;处理图像选择部 11,其接受包含对被检体开始给予造影剂的开始时间的信息的指定等,并从保存的图像数据选择血流动态图像的构成中利用的数据范围;TIC 评价部 13,其根据选择的图像数据求出血流动态的评价中所必要的参数;参数存储器 14,其对利用 TIC 评价部 13 算出的数值进行保存;第一像素选择部 15,其基于预先在装置内设定的条件式而进行像素的提取以及除去;图像构成部 16,其使用参数存储器 14 中保存的数值而构成血流动态图像;第二像素选择部 17,其对由图像构成部 16 构成的图像,利用亮度信息和时间信息而再次进行像素的提取,提取手术者所关注的信息。

[0035] 所述图像数据构成部构成的图像数据,是指临床现场中广泛应用地使用的黑白图像(B 模式)、造影剂图像(根据发送接收的顺序、滤波器处理等而对来自造影剂的信号进行了强调的图像),其构成方法通常是已知的,因此这里简单地说明。探头 2 的超声波照射面,成为多个压电元件排列为一系列的 1 维阵列的构成,各元件担当超声波的发送接收。来自发送束形成部 4 的电压脉冲经由 D/A 转换器 3 而输入到各压电元件,并通过元件的压电振动而向摄像对象 1 照射超声波。此时,在各压电元件电子性地赋予规定的时间延迟,从各压电元件发送的超声波在摄像对象 1 的内部的规定的位位置结成焦点。来自摄像对象 1 的反射回波被各压电元件所接收,在 TGC5 中进行与传播距离对应的振幅校正。接着,接收信号经由 A/D 转换器 6 而被发送到接收束形成部 7,经过与从焦点位置到各压电元件的距离相对应的延迟时间,而输出加算(加法运算)结果(调相加法运算)。

[0036] 作为对来自造影剂的信号进行强调并进行图像化的方法,已经周知:例如发送相互的相位翻转后的 2 个的信号,并对其接收信号进行加算的方法。利用受波信号的加算对以组织成分为主的基本频率成分进行抑制,另一方面,将以来自造影剂的信号为主的高次谐波成分增强。其结果,得到强调了造影剂的图像。

[0037] 通过在沿着压电元件列的所有的扫描线进行超声波发送接收,从而得到摄像对象 1 的 2 维的反射回波分布。从接收束形成部 7 输出被分为实部和虚部的 RF 信号,并被发送到包络线检波部 8。发送到包络线检波部 8 的信号,被转换为视频信号后,在扫描变换器 9 施加扫描线间的像素插值,再构成为二维的图像数据后,在显示部 10 显示。

[0038] 接下来,根据图 2 所示的流程图,对使用来自扫描变换器 9 的图像数据构成血流动

态图像前的超声波图像显示方法进行说明。

[0039] 首先,手术者,以在摄像面内捕捉到摄像对象 1 后的状态固定探头 2,并给予造影剂。与造影剂的给予同时或给予前后手术者按压装置上的图像数据的取入开始按钮,将从在检查对象流入造影剂的阶段到充满的阶段的时间序列图像数据,保存在图像存储器 12(工序 0)。接下来,从取入的图像数据选择用于血流动态的评价的图像数据(工序 1)。

[0040] 若从图像存储器 12 选择要利用的图像数据的设定,则如图 3 所示,显示所选择的图像数据 32、表示血流动态图像的处理的开始按钮 31、表示图像数据的时间范围的时间范围条 33。时间范围条 33 的单位显示以初始值为 0 秒的秒、或以初始值为 1 的帧号码。在时间范围条 33 设置表示当前图像的时间位置的箭头,并逐次显示操作者所指定的时间位置的图像数据。在时间范围条 33 也设置用于指定要处理的图像数据的范围的开始箭头和结束箭头,手术者一边观察图像数据一边对在血流动态图像的处理中所利用的图像数据的开始以及结束的范围进行指定(工序 1)。此时,在以血流动态的观察为主要目的方面,通常,在摄像对象 1 流入造影剂的前一刻或后一刻的时间设定开始箭头。结束箭头,在向关注的血管的造影剂的流入完了的时点,或经由血管造影而能够确认组织的造影的时点是适当的。前者的情况,例如在病变部的血管是动脉支配性的还是门静脉支配性的判断中能够得到有效的信息。后者的情况,不仅血管而且从血管向组织区域的造影经过也因颜色的不同而能够观察,因此病变的鉴别、病变的主要的营养血管的辨识方面,能够得到有用的信息。特别是,在实施以血管为标的的治疗法的场合,在标的的辨识、治疗效果判定中是非常有效的,但是其分处理时间增大。

[0041] 有时,具有通过超声波诊断装置利用高声压超声波使在检查对象中充满的摄像面内的造影剂暂时地消失的功能,利用该功能在高声压超声波的照射后观察在摄像面内再次流入的造影剂。该情况中,例如能够容易地根据各图像数据的亮度的积分值、平均值,对与实施了高声压照射后的时间对应的图像数据进行特定,在该图像数据的位置自动地设置开始箭头。

[0042] 另外,能够利用图像数据上的 ROI 而实施空间的范围指定,并能够谋求处理成本的降低。

[0043] 在指定图像数据的范围后,若选择开始按钮 31,则将从由工序 2 指定的开始时间到更前 1 秒的时间作为新的开始时间而自动地进行再设定,该范围的图像数据被发送到 TIC 评价部 13。手术者所指定的开始时间的前 1 秒的图像数据,被利用于旨在算出因造影剂以外的要因引起的亮度变动量。1 秒这一数值是作为与 1 次心跳对应的时间而预先被设定的,通常认为,这期间的亮度变动主要是由心跳引起而产生的斑点(speckle)图样的变动。算出的亮度变动量在 TIC 中恒常地存在,成为用于从 TIC 准确地算出由造影剂引起的亮度变动量所必要的值。另外,关于 1 秒这一设定,手术者能够自由地变更,例如能够与患者的心跳等相对应而适当地进行调整。在新设定的开始时间超出所取得的图像数据的范围的情况下,0 秒作为开始时间而设定。

[0044] 在 TIC 评价部 13 中,根据 TIC,针对每个像素,算出造影前的时间范围( $t_{pre}-t_{start}$ )中的最大值  $I_{max}^{pre}$ 、处理范围全体( $t_{start}-t_{end}$ )中的最大值  $I_{max}$  和最小值  $I_{min}$ 、手术者预先设定的阈值亮度  $I_a$ 、以及达到阈值亮度的时点的时间  $t_a$ (工序 2)。图 4A 表示在 TIC 测量部 13 中算出的各参数和 TIC 的关系。如前述那样, $t_{pre}$  采用在工序 1 中手术者所设定开始时

间的 1 秒前的值。这里,将构成血流动态图像的评价值(映射参数)作为表示造影剂的流入开始时间的  $t_a$  而继续以下说明,但是实际上从 TIC 测量的最大值、平均值这样的从 TIC 求得的各种各样的统计值成为映射参数的候补,手术者能够自由地进行选择。另外,  $I_a$  为在最大值  $I_{\max}$  上乘以手术者预先设定的系数  $\alpha$  后的值。系数  $\alpha$  的值是由手术者任意所决定的,但是在将造影剂的流入开始时间作为映射参数的情况下,经验上  $\alpha$  为 0.5-0.8 左右是合适的。为了算出适当的  $t_a$ ,如图 4B 所示那样,阈值亮度为 TIC 的“斜面”,即需要对造影剂流入的最盛期进行捕捉。图中作为不适当的  $\alpha$  的设定的一例示出了  $\alpha = 0.9$ ,  $\alpha = 0.2$  的情况。双方均判明为,在与造影剂的流入没有关系的位置, TIC 达到了阈值亮度,而成为算出不适当的  $t_a$  的结果。这里,作为  $\alpha = 0.8$  而继续进行说明。

[0045] TIC 评价部 13 中算出参数时,优选为,以 3-5 帧程度对 TIC 进行平均化处理。利用该处理从 TIC 排除图像数据中包含的电噪声的影响,实现更准确的参数的算出。此时,维持图像数据的抽样数(每单位时间的图像数据数)较好。

[0046] 接下来,基于 TIC 测量部 13 中算出的参数,针对每个像素算出由造影剂引起的亮度变化量  $\Delta I (= I_a - I_{\max}^{\text{pre}})$  (工序 3)。TIC 的变动要因分为造影剂的流入和组织的移动。在固定探头,并且屏住呼吸等控制呼吸的情况下,与组织的移动相伴的亮度变动主要是与心跳相伴的斑点的变动。因此,算出从  $I_a$  减去造影前阶段的亮度变动的最大值  $I_{\max}^{\text{pre}}$  后的值  $\Delta I$ ,作为由造影剂引起的亮度变化量。此外,  $\Delta I$  的值的大小反映血流量,在判别动脉、门静脉或肿瘤血管等的血管的种类方面成为有效的指标。由 TIC 评价部 13 算出的各数值和  $\Delta I$  被存储在参数存储器 14。

[0047] 接下来,在第一像素选择部 15 选择性地提取造影部的像素(工序 4)。选择的像素满足以下的 2 个条件。

[0048] 条件 1 :  $I_a > I_{\max}^{\text{pre}}$

[0049] 条件 2 :  $\Delta I > I_{\max}^{\text{pre}} - I_{\min}$

[0050] 在第一像素选择部 15 中,保留怀疑是造影部的像素,并除去确实能够判断为非造影部的像素、或确实成为血流动态图像的噪声的像素。条件 1 表示阈值亮度超过造影前阶段的最大亮度。不满足该条件的像素,即使进入造影阶段,亮度变动也仅与造影前阶段相同,因此判断为不能认定为造影剂的流入的非造影部。相反,在将该像素判断为造影部的情况下,如图 4B 所示计算出错误的映射参数的可能性极高。条件 2 表示与由造影剂引起的亮度变化量 ( $\Delta I$ ) 相比,由心跳、体动引起的亮度变化量 ( $I_{\max}^{\text{pre}} - I_{\min}$ ) 较小。在不满足条件 1 的情况下,  $\Delta I$  为负,不满足条件 2。对满足条件 1、不满足条件 2 的像素进行说明。本实施例使用的图像数据对造影剂的信号进行强调,并且将抑制了来自组织的信号的图像作为基本。另外,不满足条件 2 的像素,是不具有造影效果、或造影效果极低的像素。根据满足条件 1 可知本像素的 TIC 在造影阶段上升,但是可以认为其主要原因主要是由造影剂以外的体动等引起的组织成分的进入,因此判断为非造影部。

[0051] 不满足上述的条件 1、条件 2 的像素作为非造影部而将映射参数  $t_a$ 、以及  $\Delta I$  实现 0 值化。第一像素选择部 15 中的非造影部的除去效果比较小。第一像素选择部 15 中,除去确实能够认为是非造影部的像素,造影部和非造影部的判断较为模糊的像素尽可能提取而不使必要的信息丢失。关注血管的提取主要是在后级的第二像素选择部 17 中实施,第一像素选择部 15 担负其辅助性的作用。通过该结构,血流动态图像的初始图像的可视性提高,

作为第二像素的选择工序的工序 6 中实施的基于手术者的图像调整变得容易。相反,在没有第一像素选择部 15 的功能的情况下,因非造影部的像素具有的  $t_a$  的随机数而使得所述初始图像的颜色分布变得杂乱。特别是微细的血管的可视性降低,第二像素提取部 17 中的图像调整不仅困难,而且产生忽略应该关注的血管的危险性。

[0052] 接着,在工序 5 中与利用各个像素求得的映射参数  $t_a$  的值相对应地分色的血流动态图像 51 如图 5 所示那样,与图像数据 32 一并被显示在显示画面 34。这里的  $t_a$ ,如前述那样,是在达到在最大值  $I_{max}$  上乘以预先设定的系数  $\alpha$  的值  $I_a$  的时间。使用  $t_a$  的理由,是为了对与各个的像素相对应的关注部位的造影剂的开始时刻的相对值进行比较。本来,造影剂开始时刻是  $t_{start}$ ,但是,关于  $t_{start}$ ,如图 9 所示,具有相同值的亮度值的时间有多个,决定何时是开始时刻较为困难。在这一点,由计算求得的  $t_a$  在任何的像素中均被认为是一点,因此能够进行比较。

[0053] 返回到图 5 的说明,但是  $t_a = 0$  的像素未被着色。根据所显示的血流动态图像的颜色分布,能够对所关注的组织的造影剂的流入开始时间相对地进行比较。其结果,判明了所谓动脉性或门静脉性的关注病变的支配血流的性质,能够得到鉴别诊断有用的信息。

[0054] 工序 6 中,进行血流动态图像的描绘范围、分色、血管提取这样的描绘信息的调整。在血流动态图像 51 中,对表示映射参数的时间的数值和颜色的对应关系的时间色彩条 52 进行附属显示,以将处理的开始时间  $t_{pre}$  作为 0 的相对时间,显示时间色彩条。若变更在时间色彩条 52 设置的始点和终点的位置,则如图 6 所示,时间色彩条 52 的最小值和最大值变更为始点和终点。同时,时间和配色的对应也被变更。变更后的结果,被对应的各个像素的配色所反映,血流动态图像 51 被更新。从设定范围偏离的像素的  $t_a$  被 0 值化,从血流动态图像除去颜色。此外,如图 6 所示那样,通过变更分割时间,而能够变更所分色的时间的分割点,该变更也在血流动态图像中被随时反映。能够直接变更在显示画面 34 所显示的数值,而实施始点和终点的设定。

[0055] 若选择在显示画面 34 设置的测量按钮 54,则血流动态图像 51 上显示第一 ROI55,相对于始点的绝对性流入时间由数字所显示。若再次选择测量按钮,则显示第二 ROI56。对于第二 ROI56,以数字显示相对于第一 ROI55 的相对流入时间差。为了表示是相对的,从第一 ROI55 对第二 ROI56 引画箭头。若选择画面中的箭头,则第二 ROI56 也相对于始点显示绝对性流入时间差,箭头消失。利用该测量功能,能够对两个血管的血流动态的相对差异定量地进行评价。

[0056] 如以上那样,通过自由地调整血流动态图像的时间范围和配色,能够对手术者所关注的时间范围的血管准确地进行提取,并且能够以容易观察的形式调整并显示图像。

[0057] 与时间范围相关的变更,是对手术者的关注范围的挑选和配色进行调整的变更。因此,该阶段中,有时在血流动态图像中残留有以未由工序 4 完全除去的非造影部的像素为主的噪声成分,特别是肿瘤血管那样的比较的细的血管被淹没在噪声中。造影部和非造影部的区别在与时间信息相比更侧重于利用亮度信息的方面是有效的,因此利用基于  $\Delta I$  的图像调整功能实施。

[0058] 如图 5 所示那样,若手术者按压在显示图像上设置的像素选择按钮 53,则第二像素选择部以及图像构成部发挥功能,如图 7 所示的那样,显示横轴为  $\Delta I$ 、纵轴为像素数的直方图。在直方图中不包含  $\Delta I = 0$ 。在第一像素选择部将不满足条件的像素 0 值化,该像

素数与其他值的像素数相比成为非常大的值的可能性较高。此外,该值在对血流动态图像进行调整方面无用,因此为了提高直方图的可视性而在  $\Delta I > 0$  的范围内进行显示。直方图中还显示表示描绘范围的箭头或分色的区域,或显示其两方。若手术者在直方图上指定  $\Delta I$  的描绘范围,则第二像素选择部将该范围外的具有  $\Delta I$  的像素的映射参数即时 0 值化,并从血流动态图像将颜色除去。与非造影部相当的像素的  $\Delta I$  在造影部极小,因此能够通过从描绘范围除去该范围而有效地除去噪声。

[0059] 另外,由于也存在越粗的血管  $\Delta I$  越大的倾向,因此能够进行与血管径对应的选择性提取。

[0060] 在对描绘范围进行指定时,能够如图 8 所示的那样,与  $\Delta I$  的值对应将直方图例如按照图的那样 3 分割,转换为范围条并显示。范围条的各区间的长度,由所分割的各范围中包含的像素的总数的比率所决定。此时,也不包含  $\Delta I = 0$  的像素数。也可以在范围条的轴上直接显示  $\Delta I$  的大小,另外从  $\Delta I$  较小的一方到较大的一方显示为微细血管、大血管,因此能够使得更加容易地进行判明。

[0061] 此外,如图 8 所示的那样,与  $\Delta I$  的值对应而将附加了浓淡或颜色后的  $\Delta I$  图像与  $\Delta I$  的范围条、直方图一并显示,与描绘范围的指定相伴,在图像上对除去的像素进行确认,从而能够进行更准确的调整。

[0062] 然而,会发生将想要保留的像素除去的情况,或其相反的情况。作为解决该问题的功能,如图 8 所示的那样,在  $\Delta I$  图像设置除去按钮、提取按钮、LPF(低通滤波器)按钮。例如,在手术者选择了提取按钮后,若选择经常想要提取的像素或区域,则该区域与描绘范围无关地经常被提取。相反,利用除去按钮选择的像素经常被除去。若选择 LPF 按钮,则对  $\Delta I$  图像施加 LPF 处理。 $\Delta I$  的分布在空间上被平滑化,在某程度上进行了归纳的范围中实行与描绘范围的变更相伴的像素的提取以及除去。在将经常除去的像素解除的情况下,再次选择除去按钮而选择该像素,则实行解除。与提取像素相关的除去也同样。与 LPF 相关,若再次选择 LPF 按钮,则被解除。

[0063] 如以上所说明的那样,本实施例的超声波诊断装置包括:探头 2,其对被检体 1 发送超声波并从被检体 1 接收超声波;接收束形成部 7,其对探头 2 接收到的超声波信号进行调相加法运算;处理图像选择部 11,其对包含开始向被检体 1 给予造影剂的开始时间的信息的指定进行受理;第一像素选择部 15,其基于开始时间的信息,从基于调相加法运算后的信号图像数据,提取由所述造影剂所造影的部分;第二像素选择部 17,其基于由第一像素选择部 15 所提取的图像数据的像素信息,进一步提取图像数据;图像构成部 16,其基于由第二像素选择部 17 所提取的图像数据,生成血流动态图像;以及显示部 10,其对血流动态图像进行显示。具有 2 阶段的像素提取功能,在第一阶段在较宽松的条件下自动地除去非造影部,在第二阶段进行由手术者做出的基于时间以及亮度的图像调整。另外,若进行基于时间的调整作为基于亮度的图像调整的前阶段,则能够提高图像的可视性,基于时间的图像调整变得容易。

[0064] 另外,第一图像提取的阶段,通过在较宽松的条件下进行,而将噪声除去。若使噪声除去的条件过强,则例如连较细的血管的信号也除去了,所以在本发明中,例如,设为在工序 4 中所确定的那样的较宽松的条件。

[0065] 在基于亮度信息( $\Delta I$ )的调整中,以除去关注的组织以外的成分为主要目的。与

第一阶段的非造影部的除去处理不同点在于,能够对关注组织和除去效果一边视觉性地观察一边进行调整。关于基于  $\Delta I$  的处理,重要的是基于非图像化的信息的图像调整。例如,在想除去来自较粗的血管的信号、提取较细的血管的情况下,能够如图 8 所示的那样设定  $\Delta I$ 。

[0066] 在基于时间 ( $t_a$ ) 的调整中,通过缩小关注的时间范围而提高图像的可视性,此外通过增加每单位时间的颜色数而能够以较大的颜色差异来识别血流动态的细微的不同。该处理是基于图像化的信息的图像调整,本质上,是针对所关注的血流动态的关注范围以及配色的处理。

[0067] 在工序 6 的说明中,在进行了基于时间信息的调整之后实施基于亮度信息的调整,但是实际上,也可以使顺序相反,或者交替实施。两者的调整相互密切关联,因此为了对关注血管的信息准确地进行提取,两者的平衡是很重要的。

[0068] 利用以上的工序构成血流动态图像,并在显示部 10 显示(工序 7)。

[0069] 在显示画面 34 显示的图像,除了造影图像和血流动态图像之外,也可以使血流动态图像的颜色透明化,而在造影图像上重叠显示。

[0070] 在显示画面 34 上设置设定变更的按钮,若选择此,则如图 9 所示的那样,按照血流动态图像的处理工序的顺序显示造影前时间的初始设定和各种参数。另外,将图 4A 所述 TIC 和各参数的关系图一并显示。在变更造影时间、阈值亮度的系数  $\alpha$  情况下,将显示画面的对应的数字直接变更。变更后的结果反映在即时 TIC 的关系图中。在变更  $\Delta I$ 、像素选择的条件式的情况下,也可以选择数学式而从超声波诊断机所附属的键盘直接输入,或在选择数学式上的想要变更的参数后,在变更后的参数上进行拖拽(ドラッグ)而执行参数的变更。映射参数在 TIC 上以圆圈表示。在变更映射参数的情况下,也可以由键盘直接输入,另外,将 TIC 上的圆圈拖拽到新作为映射参数而设定的参数上,从而执行变更。利用通常的超声波诊断装置中附属的返回(return)按钮以及轨迹球(trackball)或具有代替其的功能的装置实施参数的拖拽。如果是具备触摸面板的装置,则能够用手指在画面上描绘而实施。

[0071] 此外,在设定变更的画面中能够选择初始值减算的 ON/OFF。这在对 TIC 评价部 13 中的各种参数进行算出时,是从各像素的 TIC 的全值减去初始值,并将 TIC 的初始值进行 0 值化的处理。对该处理的优点进行说明。关于造影前的阶段亮度值较高的像素,由于  $I_{\max}$  成为较高的值,因此在此上乘以系数后的  $I_a$  从  $I_{\max}$  较大地降低了值。一方面,若从 TIC 减去初始值,则  $I_{\max}$  的值降低,即使在乘以相同的系数的情况下, $I_a$  相对于  $I_{\max}$  的下降幅度也变小。为此,通过将初始值减算设置为 ON,使得亮度更加容易满足第一像素提取部 15 的条件 1。该效果,主要在于对组织成分较强地残留的造影部的像素积极的进行提取。本实施例中,将重点放在对血管部选择性地提取,此外血管内部在超声波图像上基本以低亮度被描出,因此初始设定被设为 OFF。

[0072] 由于各种参数被存储在参数存储器 14,因此能够与设定变更同时实施图像的更新。但是,关于系数  $\alpha$  的变更,需要再次根据 TIC 算出映射参数  $t_a$ ,因此利用 TIC 评价部 13 再次执行参数的算出。但是,通过算出预先确定的系数(例如  $\alpha = 0.5, 0.6, 0.7, 0.8$ )的映射参数值并保持在参数存储器 14,能够避免 TIC 评价部中的再计算。在变更了处理范围的情况下,也同样需要 TIC 评价部 13 中的再计算。

[0073] 接下来,针对将构成的血流动态图像与过去的血流动态图像进行比较的情况的功能进行说明。该功能在将血管作为标的的治疗效果判定中发挥有效性,因此以对治疗前后的血流动态图像进行比较的情况为例进行说明。

[0074] 若选择在显示画面 34 中设置的图像读出按钮 100,则在显示画面上对保存在设置于超声波诊断装置内的 HDD 中的过去的血流动态图像 101 进行显示(图 10)。关于这里所示的血流动态图像,以造影剂的流入开始时间为例而继续进行说明。在治疗前后的血流动态图像中,时间范围、基于  $\Delta I$  的亮度范围的调整不同,因此,能够将时间色彩条 105 和基于  $\Delta I$  的亮度范围条 104 一并显示。这里,将过去的血流动态图像作为治疗前的血流动态图像 101,而将已经显示的血流动态图像 51 作为治疗后动态图像。

[0075] 若选择在显示画面 34 显示的基准设定按钮 107,则在治疗前后的血流动态图像上,显示用于设定在治疗前的血流动态图像 101 以及治疗后的血流动态图像 51 中成为基准的区域的基准 ROI(造影前的基准 ROI102、造影后的基准 ROI103),同时,时间色彩条 105、时间色彩条 52 中,用箭头表示由基准 ROI 所指定的区域(基准区域)的平均时间的位置。

[0076] 接下来,将 ROI 设定在不受治疗影响的例如正常血管的位置。从治疗前后的血流动态图像选择相同血管即可,在此较为困难的情况下,选择与关注的区域位置关系较近的血管。根据血流动态图像的颜色不同而能够容易地识别各血管的造影开始时间,因此能够不仅利用血管的空间位置关系,而且利用血流动态的类似性,而进行基准 ROI102 以及基准 ROI103 的设定。

[0077] 接下来,若再次选择基准设定按钮 107,则能够根据基准区域的颜色即流入开始时间的不同,算出治疗前后的血流动态图像的时间范围的相对性时间差( $t_{\text{offset}}$ ),并将治疗前的血流动态图像的流入开始时间和颜色的对应关系,调整为与治疗后的血流动态图像一致。例如,按照图 11 所示的那样,在治疗前后,在基准区域的时间存在  $t_{\text{offset}} = t_{\text{post}} - t_{\text{pre}}$  的时间差的情况下,在构成治疗前的血流动态图像的全像素的映射参数加算  $t_{\text{offset}}$ ,并对新的映射参数( $T_{\text{start}} = t_{\text{start}} + t_{\text{offset}}$ ,  $T_{\text{pre}} = t_{\text{pre}} + t_{\text{offset}}$ )进行再设定。根据该校正处理,基准区域的配色即  $t_{\text{post}}$  和  $T_{\text{pre}}$  的配色在治疗前后一致,能够以颜色的不同容易地对病变部的血流动态进行比较。颜色相对于治疗前的血流动态图像的调整处理的结果即时地反映在血流动态图像中。为此,手术者能够一边在画面上确认调整结果一边在最佳的位置对基准区域进行再设定。另外,关于因校正而从色彩条偏离的时间,在血流动态图像上成为无色。

[0078] 关于亮度范围,也利用与时间范围同样的方法进行校正。另外,所显示的治疗前后的图像,也可以是,在使血流动态图像为半透明的状态中重叠了造影图像的图像。

[0079] 以上所说明的实施例中,利用来自扫描变换器 9 的图像数据而进行解析,但是也能够利用从接收束形成部 7 输出的 RAW 数据。本实施例的图像数据不仅能够包含来自扫描变换器 9 的图像数据,而且能够包含 RAW 数据而解释。

[0080] 如图 12 所示的那样,除了来自扫描变换器 9 的图像数据,将来自接收束形成部 7 的 RAW 数据在图像存储器 12 中进行存储。图 2 所示的流程图中,图像数据的选择(工序 1)利用图像数据而实施,利用 RAW 数据实施之后的数值解析(从工序 2 到工序 6)。RAW 数据直接反映生物体内的信息,此外,与图像数据相比,通常是较深的 bit 数的信号。为此,与利用图像数据的情况相比能够进行高灵敏度且高精度的数值解析,例如能够使每个部位的映射参数值的不同更加显著,能够容易地区别  $\Delta I$  稍微不同的血管。

- [0081] 符号说明：
- [0082] 1 摄像对象
  - [0083] 2 探头
  - [0084] 3 D/A 转换器
  - [0085] 4 发送束形成部
  - [0086] 5 TGC
  - [0087] 6 A/D 转换器
  - [0088] 7 接收束形成部
  - [0089] 8 包络线检波部
  - [0090] 9 扫描变换器
  - [0091] 10 显示部
  - [0092] 11 处理图像选择部
  - [0093] 12 图像存储器
  - [0094] 13 TIC 评价部
  - [0095] 14 参数存储器
  - [0096] 15 第一像素选择部
  - [0097] 16 图像构成部
  - [0098] 17 第二像素选择部
  - [0099] 31 开始按钮
  - [0100] 32 图像数据
  - [0101] 33 时间范围条
  - [0102] 34 显示画面
  - [0103] 51 血流动态图像
  - [0104] 52 时间色彩条
  - [0105] 53 像素选择按钮
  - [0106] 54 测量按钮
  - [0107] 55 第一 ROI
  - [0108] 56 第二 ROI
  - [0109] 80 AI 图像
  - [0110] 81 提取按钮
  - [0111] 82 除去按钮
  - [0112] 83 LPF 按钮
  - [0113] 100 图像读出按钮
  - [0114] 101 治疗前的血流动态图像
  - [0115] 102 治疗前的基准 ROI
  - [0116] 103 治疗后的基准 ROI
  - [0117] 104 治疗前的亮度色彩条
  - [0118] 105 治疗前的时间色彩条
  - [0119] 106 治疗后的亮度色彩条

[0120] 107 基准设定按钮

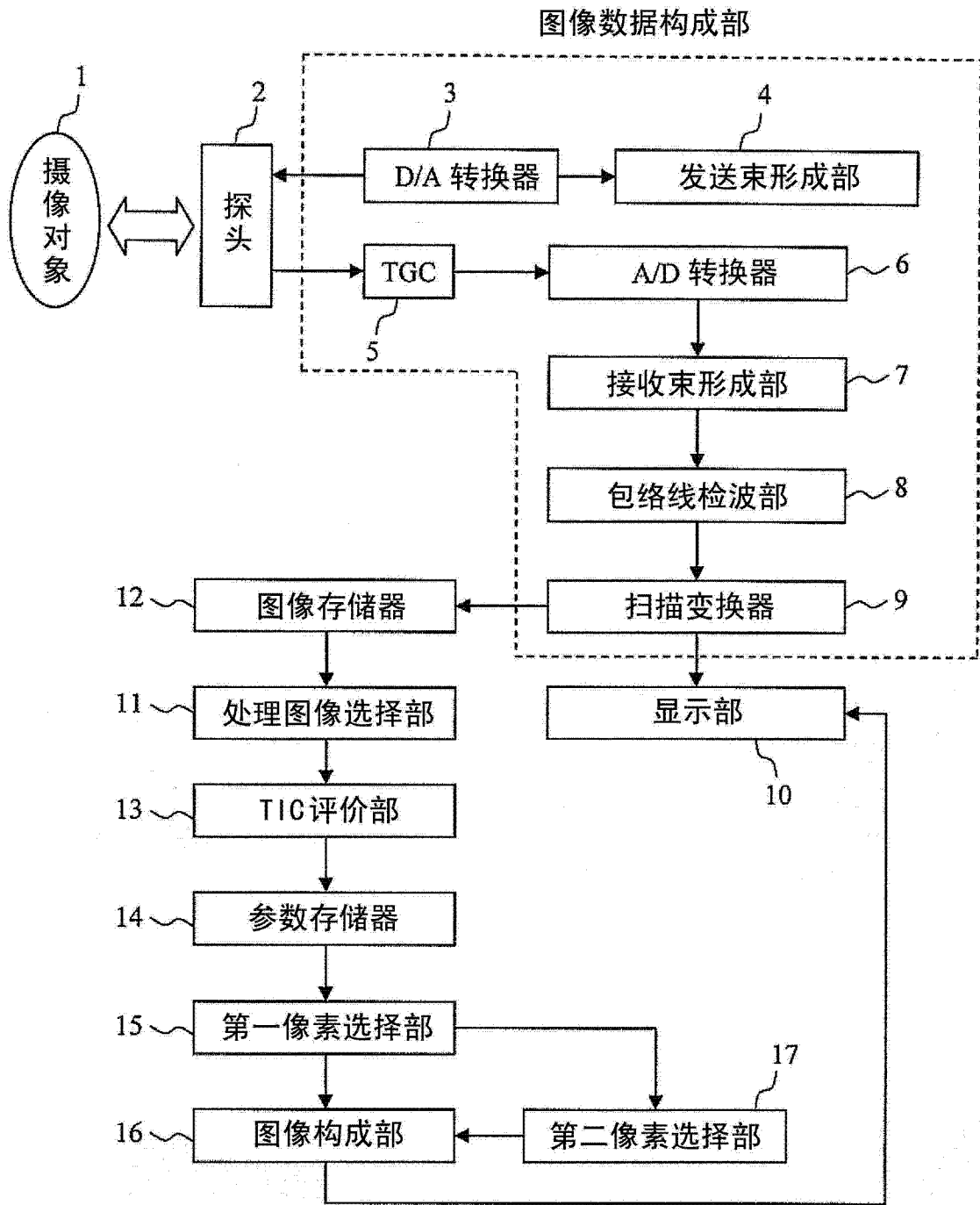


图 1

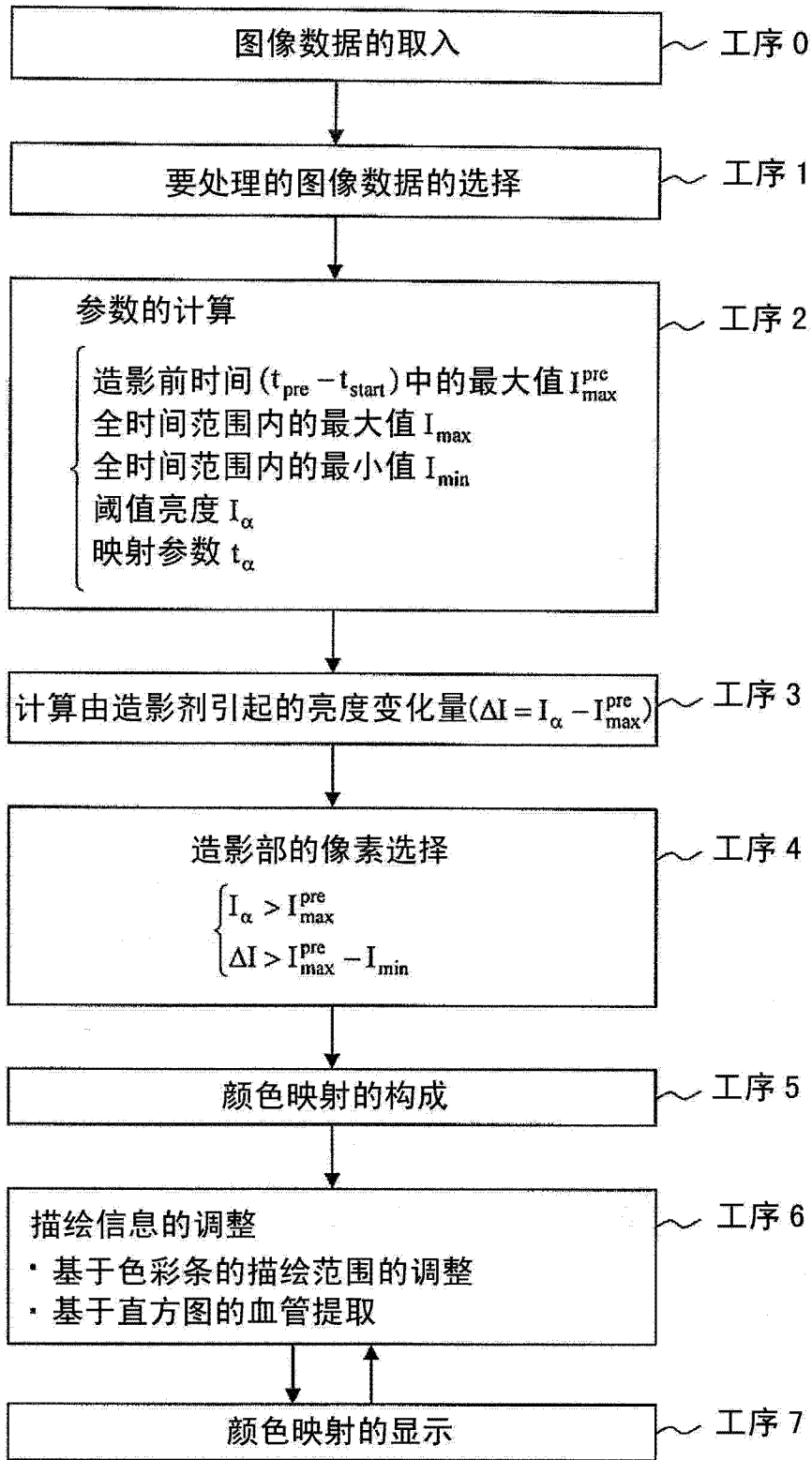


图 2

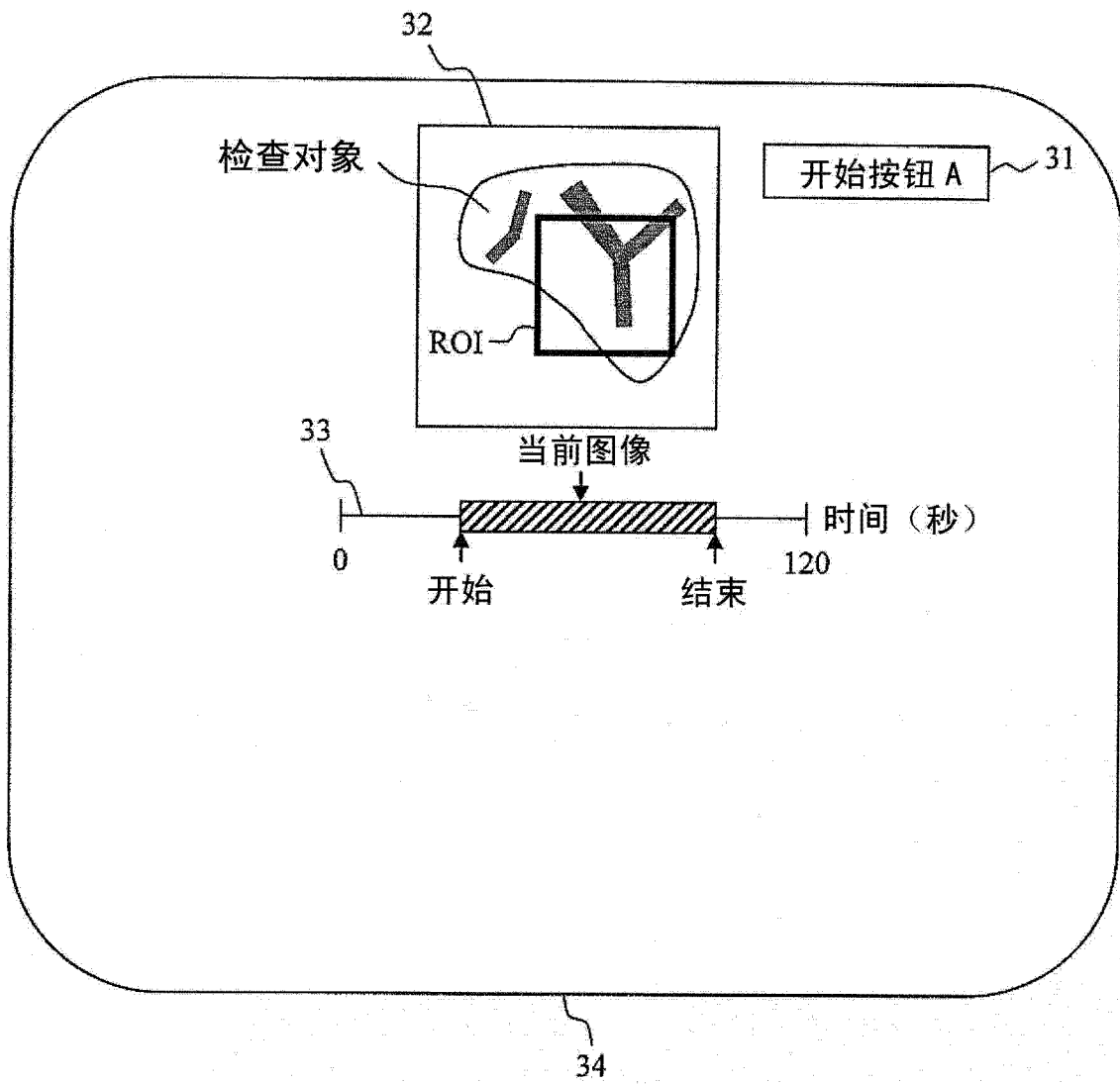


图 3

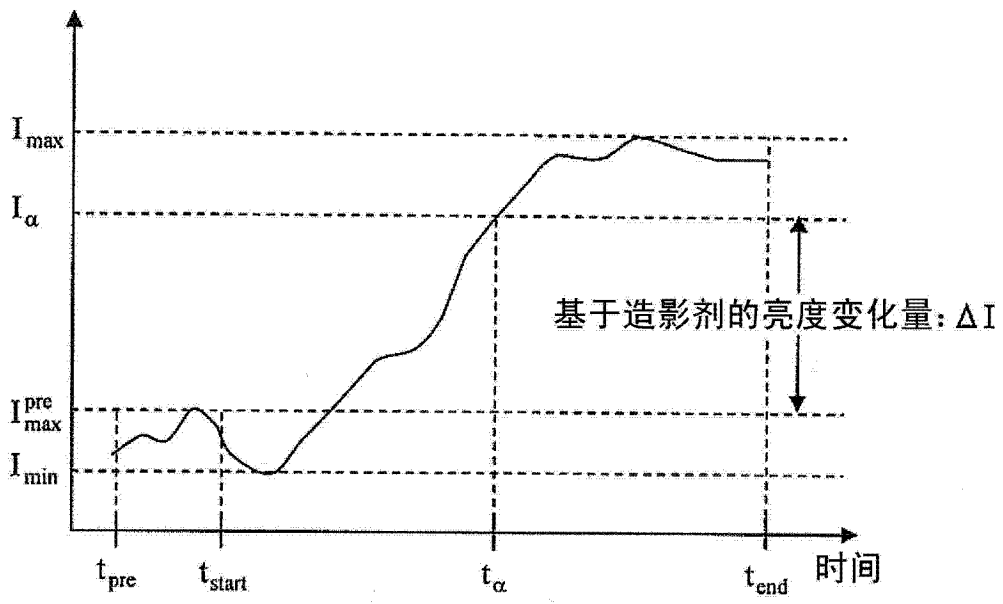


图 4A

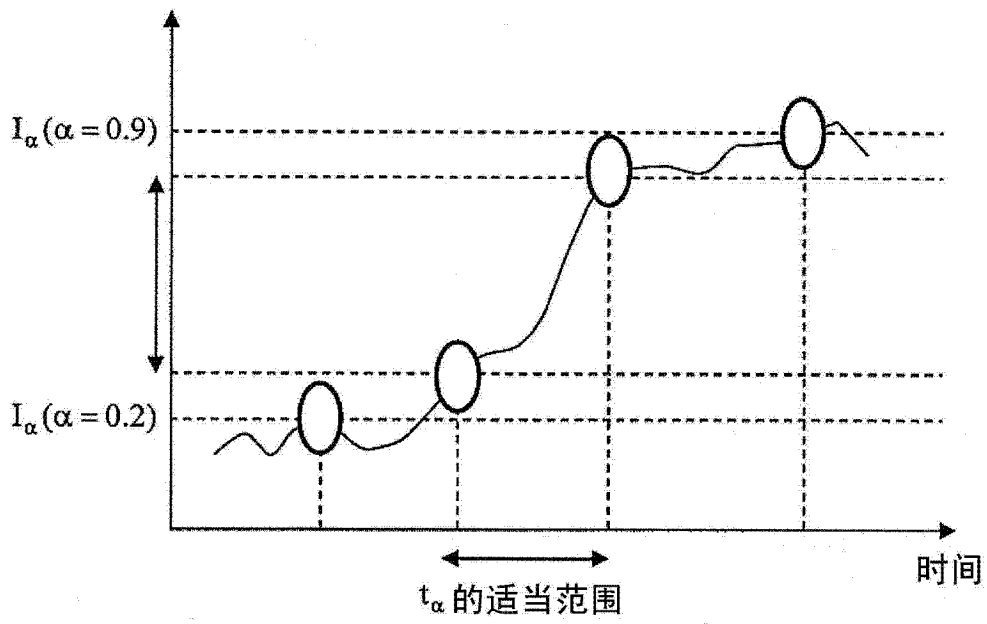


图 4B

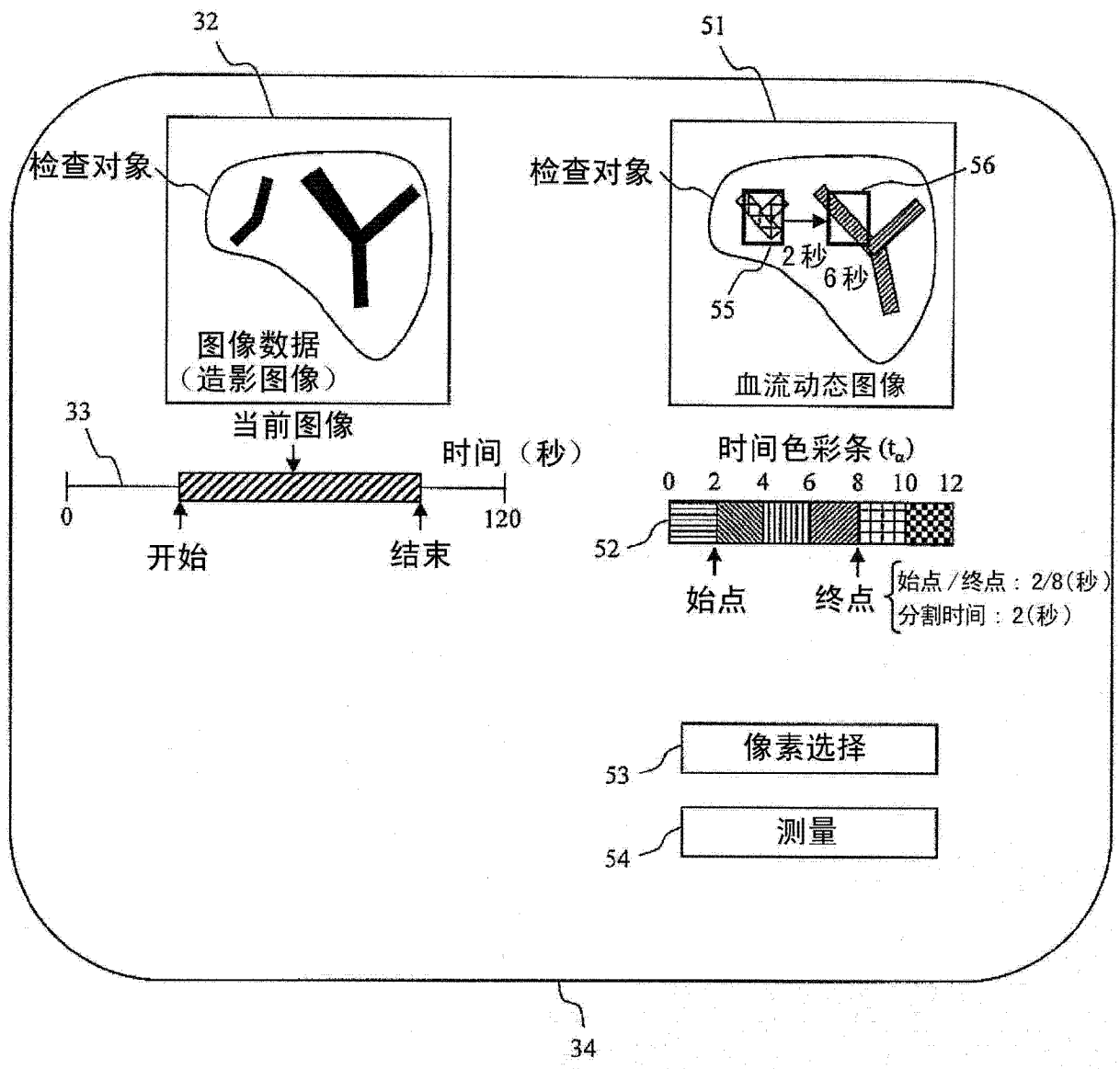


图 5

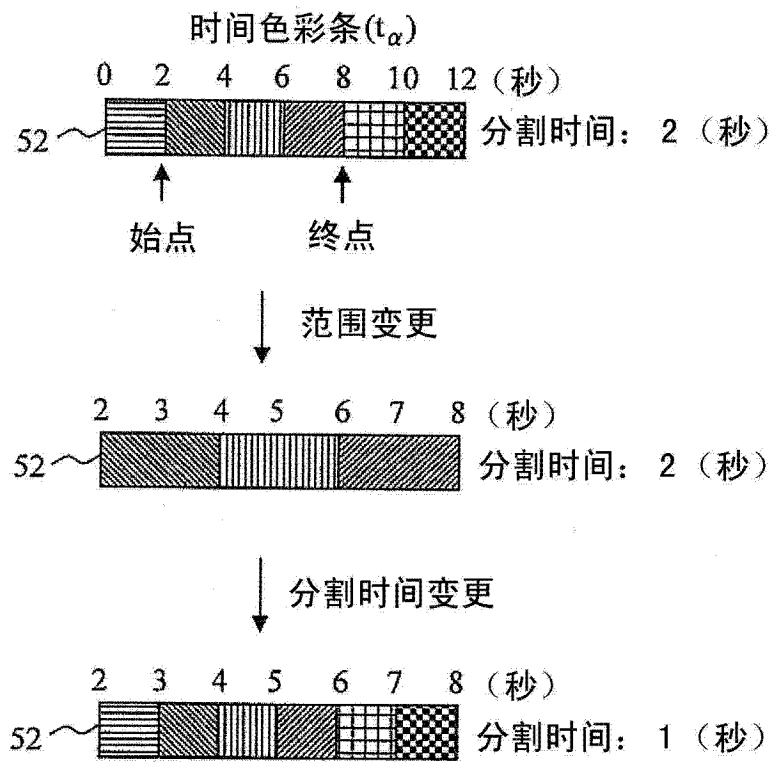


图 6

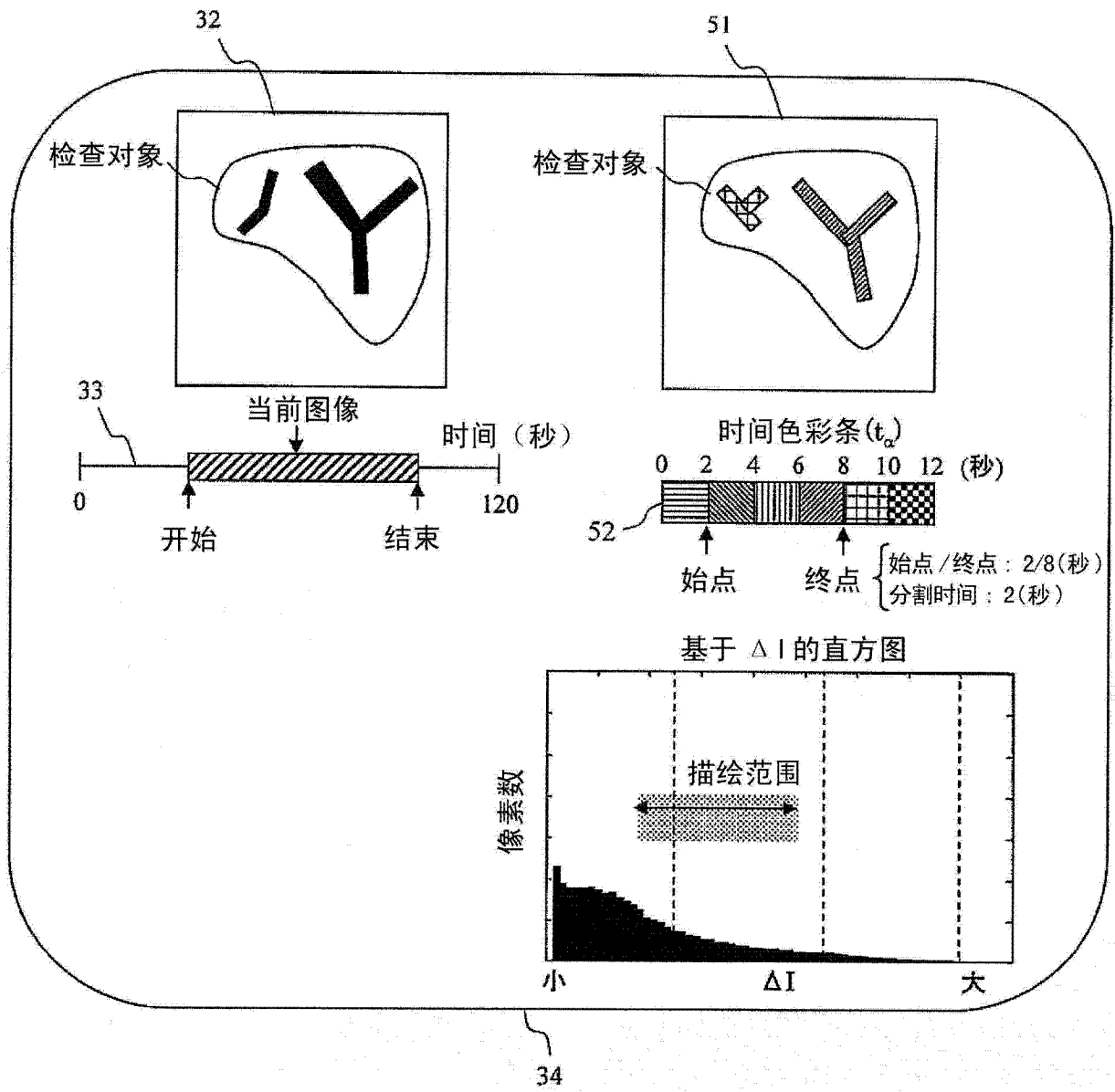


图 7

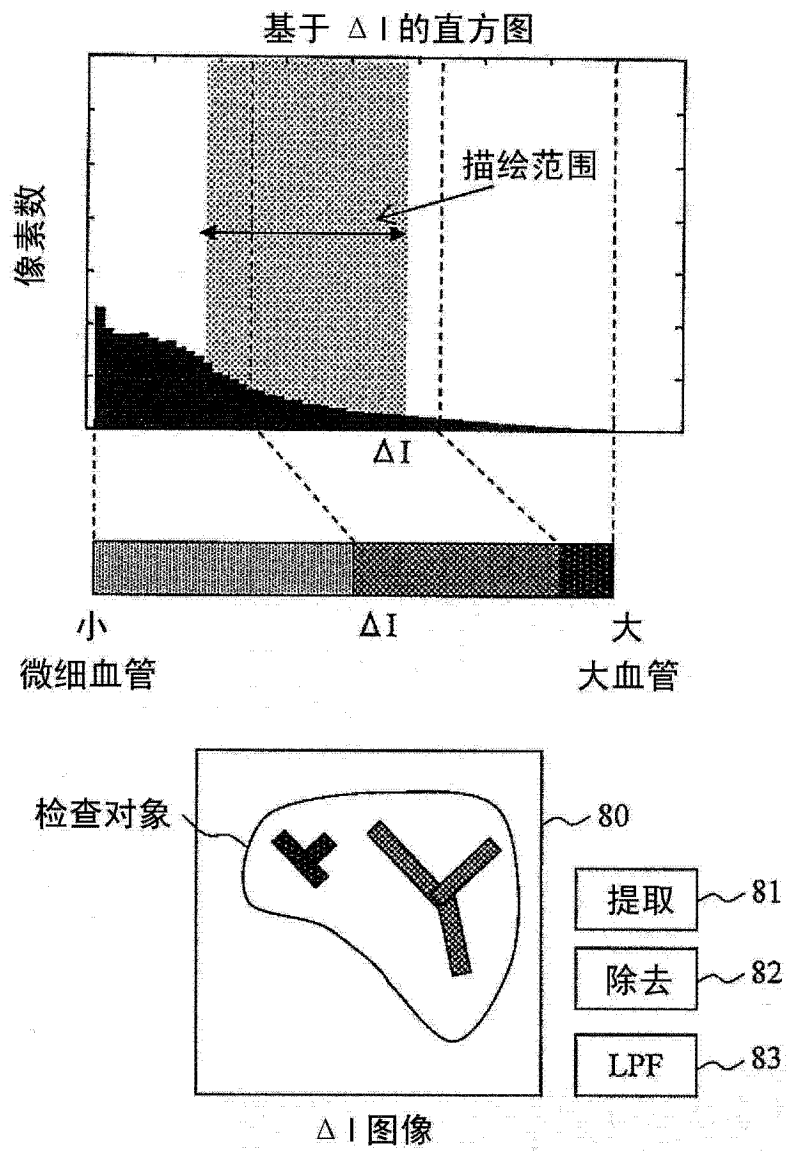
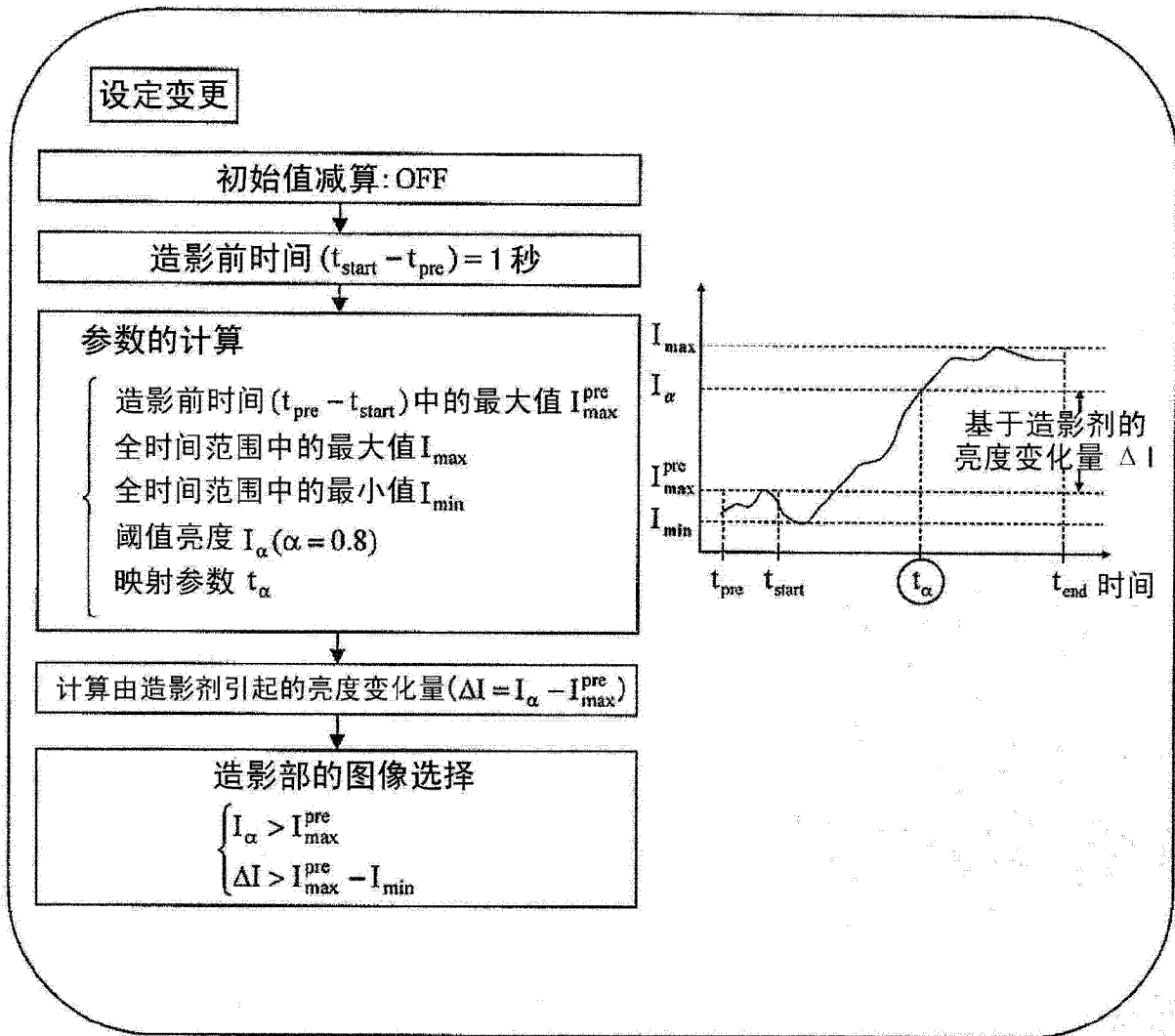


图 8



34

图 9

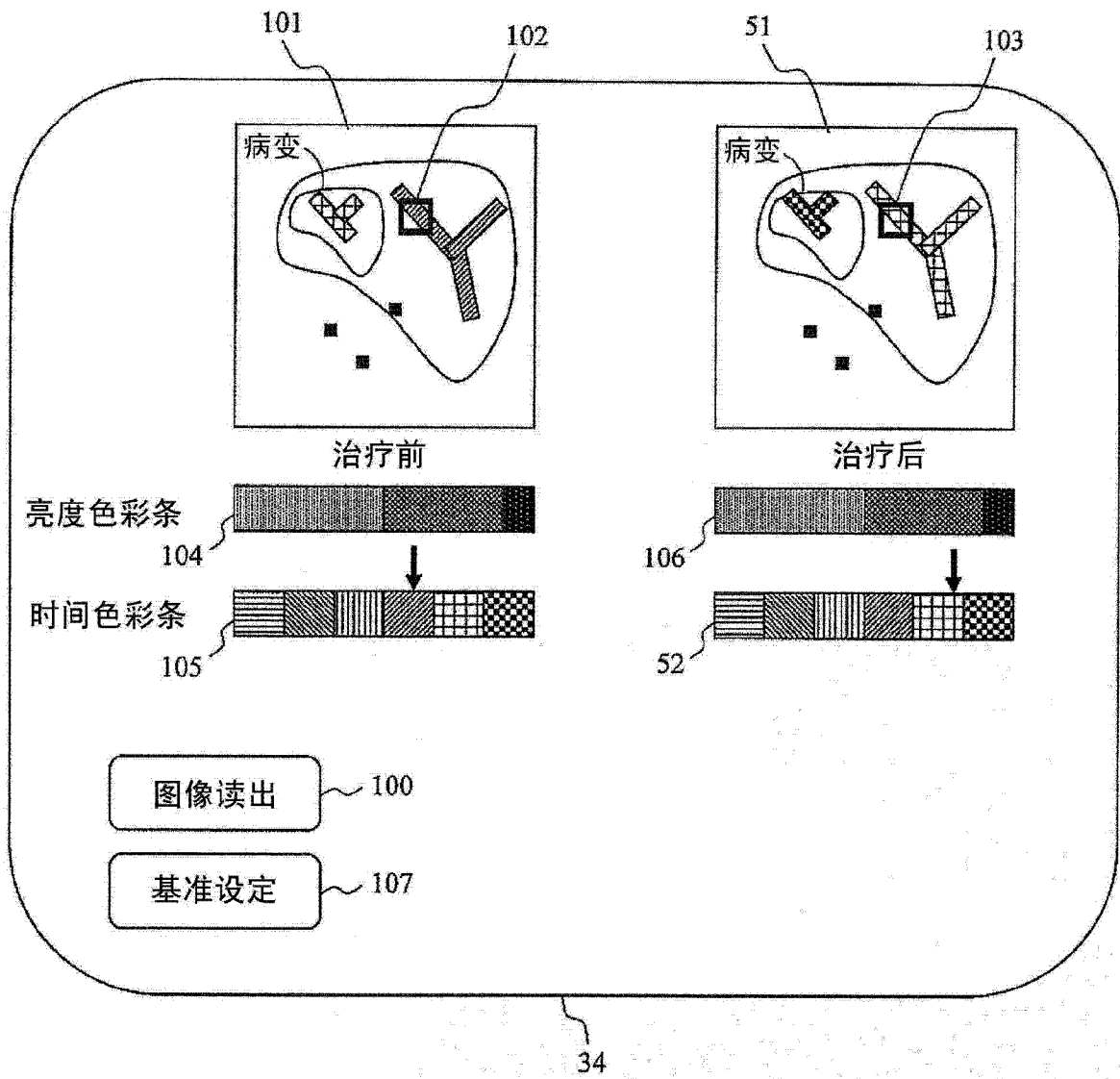


图 10

血流动态图像的时间色彩条

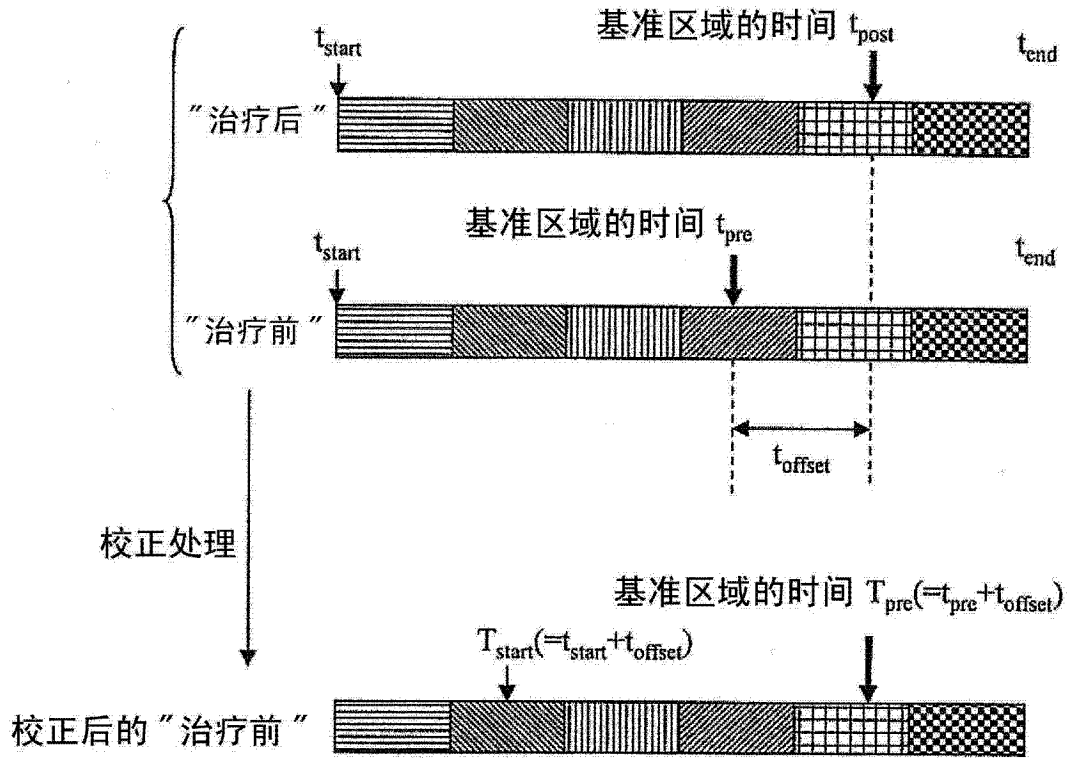
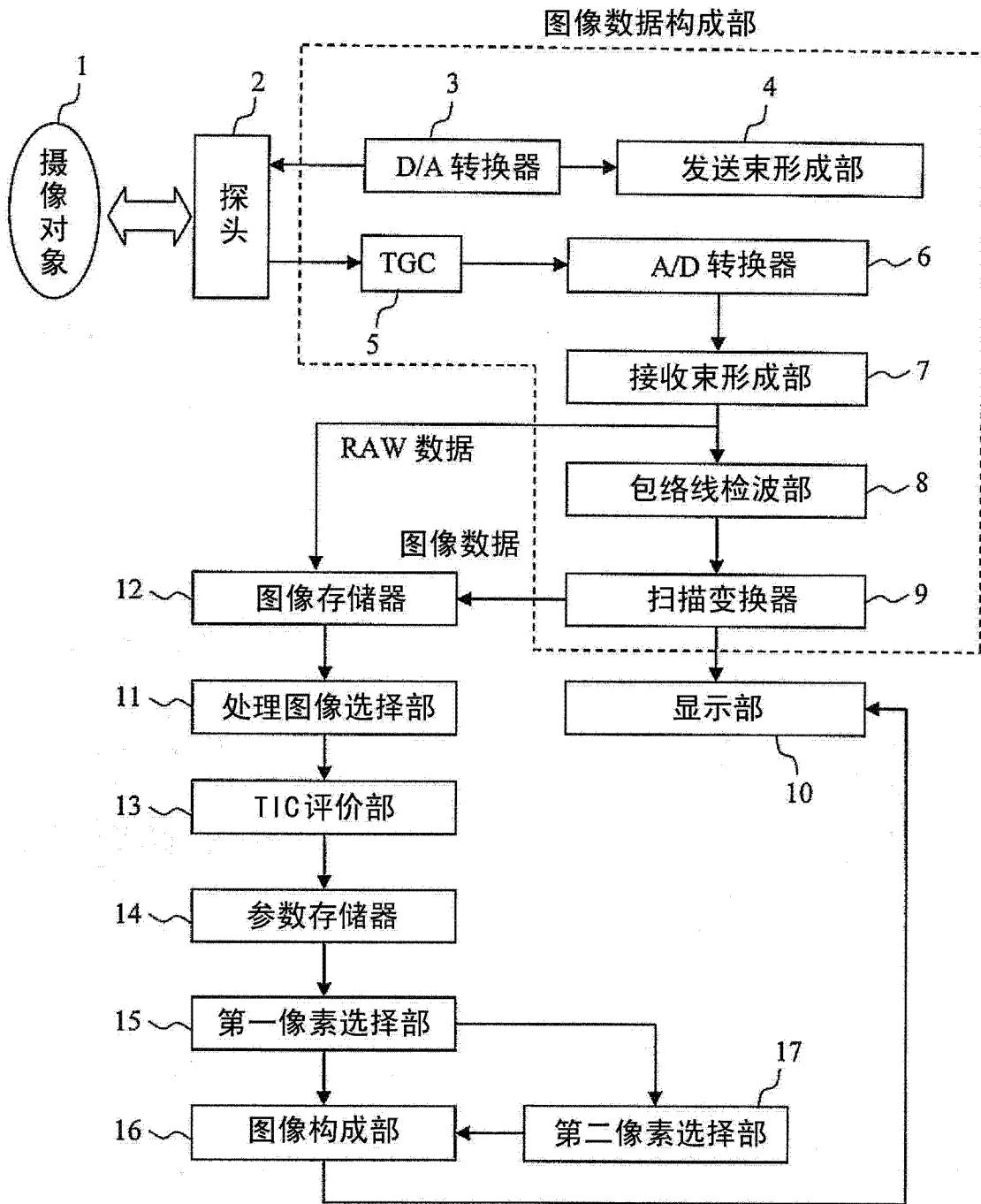


图 11



专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103025247B</a>	公开(公告)日	2014-12-03
申请号	CN201180036030.2	申请日	2011-07-28
[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	吉川秀树		
发明人	吉川秀树		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/481 A61B8/463 A61B8/06 A61B8/461 A61B8/14 A61B8/0891 A61B8/5207		
审查员(译)	李伟博		
优先权	2010194253 2010-08-31 JP		
其他公开文献	CN103025247A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置以及超声波图像显示方法，关于对以颜色差异表现造影剂的流入时间等血流动态的相对差异的血流动态图像进行显示的功能，具有：对关注的血管选择性地提取，构成噪声少的血流动态图像的功能；以及为了对基于治疗等的血流动态的变化进行调查而对构成的血流图像和过去的血流动态图像的颜色不同进行比较时，将成为基准的区域的颜色统一化的插值处理功能。在处理图像选择部(11)中使用范围指定的图像数据，利用TIC评价部(13)对表示造影剂的流入开始时间的参数( $t_a$ )以及由造影剂引起的亮度变化量 $\Delta I$ 进行计算。在利用第一像素选择部(15)对满足一定条件的像素选择性地提取的同时，除去非造影部。利用图像构成部(16)构成与 $t_a$ 的值对应而配色的血流动态图像，由第二像素选择部(17)，利用基于亮度变化量的直方图对手术者所关注的血管选择性地提取。

