



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101292881 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 06

(21) 申请号 200810093547. 5

(22) 申请日 2008. 04. 25

(30) 优先权数据

2007-116123 2007. 04. 25 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 中屋重光

(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 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

G06T 1/00 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

G01S 15/89 (2006. 01)

G01S 7/52 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2006/040967 A1, 2006. 04. 20, 全文.

CN 1678243 A, 2005. 10. 05, 全文.

WO 2005/120358 A1, 2005. 12. 22, 说明书第 [0025]-[0034] 段, 第 [0065]-[0066] 段, 第 [0078] 段, 图 2- 图 28.

审查员 李尹岑

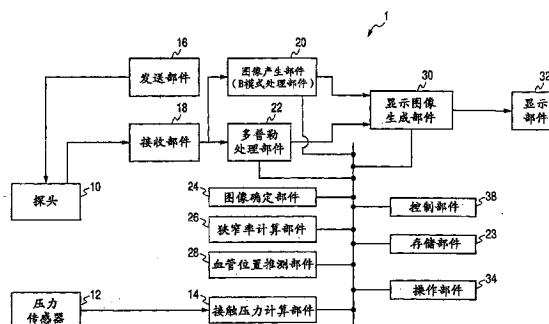
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其图像显示方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置经由探头用超声波循环扫描被检体。产生部件根据上述探头的输出, 产生扫描时刻不同的多个图像数据。计算部件根据与上述探头对上述被检体的压迫的强度对应地变化的物理量, 计算出与上述压迫有关的多个指标值。确定部件确定上述所产生的多个图像中的、与上述计算出的多个指标值中的第一指标值对应的第一图像、与第二指标值对应的第二图像。显示部件排列地显示确定出的上述第一图像和第二图像。



1. 一种超声波诊断装置, 经由探头用超声波循环扫描被检体, 其特征在于包括:
产生部件, 根据上述探头的输出, 产生扫描时刻不同的多个 B 模式图像的数据;
第一计算部件, 根据与上述探头对上述被检体的压迫的强度对应地变化的物理量, 计算出与上述压迫有关的多个指标值;
确定部件, 确定上述所产生的多个 B 模式图像中的、与上述计算出的多个指标值中的最大接触压力对应的第一图像、与其他接触压力对应的第二图像;
第二计算部件, 根据在上述第一图像中描绘出的特定部位的形状和在上述第二图像中描绘出的上述特定部位的形状之间的不同, 计算出与上述特定部位的变形有关的指标值, 以及
显示部件, 排列地显示上述计算出的与上述特定部位的变形有关的指标值、以及被确定出的上述第一图像和第二图像,
上述特定部位是血管,
上述第二计算部件根据在上述第一图像中描绘出的上述血管的第一血管直径和在上述第二图像中描绘出的上述血管的第二血管直径, 计算出上述血管的狭窄率而作为与上述变形有关的指标值,
上述显示部件将上述计算出的狭窄率与上述第一图像和上述第二图像一起显示。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:
存储部件, 关联地存储与上述压迫有关的指标值、在与计算出多个上述与压迫有关的指标值的时刻近似的时刻产生的图像, 其中
上述确定部件将上述多个指标值中的最大的指标值设定为上述最大接触压力, 将与上述设定的最大接触压力相关联的图像设定为上述第一图像。
3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:
上述确定部件将上述多个指标值中的最小的指标值设定为上述其他接触压力, 将与上述设定的其他接触压力相关联的图像设定为上述第二图像。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:
推测部件, 根据上述第二图像上的、上述血管的位置和与上述血管的相对位置关系不变化的基准部位的位置之间的上述位置关系, 推测上述第一图像中的上述血管的位置, 其中
上述显示部件明确表示出上述推测出的位置地显示上述第一图像。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:
压力传感器, 生成作为上述物理量的与上述压迫的强度对应地变化的电信号, 其中
上述第一计算部件根据上述生成的电信号, 计算出上述探头与上述被检体的接触压力作为与上述压迫有关的指标值。
6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:
上述第一计算部件根据作为上述物理量的上述探头的输出, 计算出因由于上述压迫而在上述被检体内移动的特定部位所产生的多普勒偏移频率来作为与上述压迫有关的指标值。
7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:
上述探头向上述被检体的 3 维区域发送超声波, 接收在上述 3 维区域中反射的超声波,

上述产生部件根据上述探头的输出而产生体数据,根据上述产生的体数据来产生与规定断面有关的图像的数据。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述产生部件在第一体数据的与上述规定断面有关的用于比较的图像中没有描绘出特定部位,并且在上述第一体数据之前产生的第二体数据的与上述规定断面有关的基准的图像中描绘出上述特定部位的情况下,通过跟踪在上述基准的图像中描绘出的上述特定部位,来确定包含在上述第一体数据中的上述特定部位的位置,根据上述第一体数据而产生与在上述确定了特定部位交叉的断面相关的图像。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述确定部件如果计算出最新的指标值,则对上述最新的指标值和上述最大的指标值进行比较,在上述最新的指标值大于上述最大的指标值的情况下,将与上述最新的指标值相关联的图像设定为上述第一图像。

10. 一种超声波诊断装置的图像显示方法,该超声波诊断装置经由探头用超声波循环扫描被检体,该超声波诊断装置的图像显示方法的特征在于包括:

根据上述探头的输出,产生扫描时刻不同的多个 B 模式图像的数据;

根据与上述探头对上述被检体的压迫的强度对应地变化的物理量,计算出与上述压迫有关的多个指标值;

确定上述所产生的多个 B 模式图像中的、与上述计算出的多个指标值中的最大接触压力对应的第一图像、与其他接触压力对应的第二图像;

根据在上述第一图像中描绘出的特定部位的形状和在上述第二图像中描绘出的上述特定部位的形状之间的不同,计算出与上述特定部位的变形有关的指标值;以及

排列地显示上述计算出的与上述特定部位的变形有关的指标值、以及所确定出的上述第一图像和第二图像,

上述特定部位是血管,

在计算与上述变形有关的指标值的处理中,根据在上述第一图像中描绘出的上述血管的第一血管直径和在上述第二图像中描绘出的上述血管的第二血管直径,计算出上述血管的狭窄率而作为与上述变形有关的指标值

在上述显示的处理中,将上述计算出的狭窄率与上述第一图像和上述第二图像一起显示。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于:

在上述确定的处理中,将上述多个指标值中的最大的指标值确定为上述最大接触压力,将与上述确定的最大接触压力相关联的图像确定为上述第一图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于:

在上述确定的处理中,将上述多个指标值中的最小的指标值确定为上述其他接触压力,将与上述确定的其他接触压力相关联的图像确定为上述第二图像。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于还包括:

根据上述第二图像上的、上述血管的位置和与上述血管的相对位置关系不变化的基准部位的位置之间的上述位置关系,推测上述第一图像中的上述血管的位置,其中

在上述显示的处理中,明确表示出上述推测出的位置地显示上述第一图像。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于还包括:

在计算与上述压迫有关的多个指标值的处理中,根据由压力传感器生成并且与上述压迫的强度对应地变化的作为上述物理量的电信号,计算出上述探头与上述被检体的接触压力作为与上述压迫有关的指标值。

15. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于:

在计算与上述压迫有关的多个指标值的处理中,根据作为上述物理量的上述探头的输出,计算出因由于上述压迫而在上述被检体内移动的特定部位所产生的多普勒偏移频率来作为与上述压迫有关的指标值。

16. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于:

在上述扫描的处理中,经由上述探头用超声波对上述被检体的 3 维区域进行扫描,在上述产生的处理中,根据上述探头的输出而产生体数据,根据上述产生的体数据来产生与规定断面有关的图像的数据。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于:

在上述产生的处理中,在第一体数据的与上述规定断面有关的用于比较的图像中没有描绘出特定部位,并且在上述第一体数据之前产生的第二体数据的与上述规定断面有关的基准的图像中描绘出上述特定部位的情况下,通过跟踪在上述基准的图像中描绘出的上述特定部位,来确定包含在上述第一体数据中的上述特定部位的位置,根据上述第一体数据而产生与在上述确定了特定部位交叉的断面相关的图像。

18. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的图像显示方法,其特征在于:

在上述确定的处理中,如果计算出最新的指标值,则对上述最新的指标值和上述最大的指标值进行比较,在上述最新的指标值大于上述最大的指标值的情况下,将与上述最新的指标值相关联的图像设定为上述第一图像。

超声波诊断装置及其图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及对被探头压迫的被检体进行扫描的超声波诊断装置及其图像显示方法。

背景技术

[0002] 近年来,广泛实施了使用超声波的血管诊断(以下称为血管回波法)。在血管回波法中,将颈动脉、大动脉、冠状动脉、末梢动脉、末梢静脉等各种部位作为对象,对血栓的有无、血管的狭窄和闭塞进行诊断。

[0003] 与血栓有关的疾病之一有深部静脉血栓病(Deep VeinThrombosis:以下称为DVT)。DVT是在深部静脉形成血栓的疾病。该血栓大多发生在下肢。有所形成的血栓从血管壁脱落的情况。这样脱落了的血栓被称为栓塞。下肢静脉的血液通过心脏向肺流动。因此,有以下的情况,即在下肢静脉产生的栓塞通过心脏而在肺的动脉阻塞,引起肺栓塞病。即,形成在下肢静脉的血栓有可能成为肺栓塞病的栓塞源。

[0004] 为了证明血栓的存在,通过超声波图像来描绘血栓,或者确认与静脉血流有关的多普勒信号的消失。另外,体表附近的静脉(例如大腿静脉或膝窝静脉等)的血管在没有血管阻塞的情况下,由于静脉血压低,所以如果用探头压迫体表,则容易变形。另一方面,在血管阻塞的情况下,即使压迫体表也不变形。因此,可以根据因压迫产生的血管变形的有无来判断血栓的有无。

[0005] 近年来,揭示了在对由于压迫被检体而产生的血管变形进行判断时有用的以下这样的技术。

[0006] 1. 如果压迫被检体,血管就移动。在这样的情况下有用的对在超声波图像上移动的部位进行跟踪的技术(例如,参考特开2003-175041号公报)。

[0007] 2. 对压迫被检体时的压力值进行测量的情况下有用的在与被检体的接触面上具备压力传感器的探头(例如,参考特开2003-225239号公报)。

[0008] 但是,在对由于使探头压迫体表而产生的血管变形进行观察时,有以下的问题。

[0009] (1) 由于实时连续地产生超声波图像并显示,所以难以观察因压迫造成的血管变形。

[0010] (2) 由于探头的压迫,有血管移动或扫描截面错开的情况等难以对因压迫造成的血管变化进行观察的情况。

[0011] (3) 在由于探头的压迫,而静脉完全从超声波图像中消失的情况下,有看不到静脉位置的情况。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于:提供一种能够容易地判断由于压迫而产生的被检体的特定部位的变形的超声波诊断装置及其图像显示方法。

[0013] 本发明的第一方面的超声波诊断装置经由探头用超声波循环扫描被检体,具备:

产生部件,根据上述探头的输出,产生扫描时刻不同的多个图像数据;第一计算部件,根据与上述探头对上述被检体的压迫的强度对应地变化的物理量,计算出与上述压迫有关的多个指标值;确定部件,确定上述产生的多个图像中的、与上述计算出的多个指标值中的第一指标值对应的第一图像、与第二指标值对应的第二图像;显示部件,排列地显示确定出的上述第一图像和第二图像。

[0014] 本发明的第二方面的超声波诊断装置的图像显示方法经由探头用超声波循环扫描被检体,包括:根据上述探头的输出,产生扫描时刻不同的多个图像数据;根据与上述探头对上述被检体的压迫的强度对应地变化的物理量,计算出与上述压迫有关的多个指标值;确定上述产生的多个图像中的、与上述计算出的多个指标值中的第一指标值对应的第一图像、与第二指标值对应的第二图像;排列地显示确定出的上述第一图像和第二图像。

[0015] 通过以下的具体实施例和附图的说明可以了解本发明的其他特征和优点。但本发明并不只限于这些实施例。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的结构图。

[0017] 图 2 是用于说明由图 1 的狭窄率计算部件计算出的狭窄率的图。

[0018] 图 3 是表示根据图 1 的控制部件的控制而进行的实施例 1 的处理的流程的图。

[0019] 图 4 是用于说明图 3 的步骤 SA2 的处理的图。

[0020] 图 5 是表示实施例 1 的扫描的接触压力 p 和时间 t 的关系的一个例子的图。

[0021] 图 6 是表示由图 1 的显示部件显示的显示图像的一个例子的图。

[0022] 图 7 是表示图 1 的血管位置推测部件的血管推测处理的流程的图。

[0023] 图 8 是表示用于说明图 7 的步骤 S4 的在最新的超声波图像的前一个产生的超声波图像的图。

[0024] 图 9 是表示用于说明图 7 的步骤 SB5 的在最新的超声波图像的前一个产生的超声波图像的图。

[0025] 图 10 是表示用于说明图 7 的步骤 SB6 的最新的超声波图像的图。

[0026] 图 11 是表示本发明的实施例 2 的超声波诊断装置的结构图。

[0027] 图 12 是用于说明图 11 的图像确定部件的用于确定与最大接触压力对应的图像的处理的图。

[0028] 图 13 是表示根据图 11 的控制部件的控制进行的实施例 2 的处理的流程的图。

[0029] 图 14 是表示实施例 1 和实施例 2 的变形例子的体数据和 3D 图像的图。

具体实施方式

[0030] 以下,参考附图说明本发明的实施例 1 和实施例 2 的超声波诊断装置。实施例 1 和 2 的超声波诊断装置一边使探头压迫被检体,一边循环产生超声波图像的数据。操作者对在所产生的超声波图像中描绘出的静脉血管的变形进行观察。这时,实施例 1 和 2 的超声波诊断装置为了容易观察静脉血管的变形,而根据与探头对被检体的压迫对应地变化的各种指标值,确定容易观察变形的超声波图像的组,排列地显示所确定的超声波图像的组。以下,将这些指标值称为压迫指标值。

[0031] (实施例 1)

[0032] 实施例 1 的压迫指标值是由于使探头压迫被检体而产生的探头和被检体的接触压力。

[0033] 图 1 是表示实施例 1 的超声波诊断装置 1 的结构图。如图 1 所示那样,超声波诊断装置 1 具备探头 10、压力传感器 12、接触压力计算部件 14、发送部件 16、接收部件 18、图像产生部件 (B 模式处理部件) 20、多普勒处理部件 22、存储部件 23、图像确定部件 24、狭窄率计算部件 26、血管位置推测部件 28、显示图像生成部件 30、显示部件 32、操作部件 34 和控制部件 38。以下,说明各个结构要素。

[0034] 探头 10 具有排列了将电信号变换为超声波的多个振子的振子阵列。经由振子阵列,对被检体进行超声波的发送接收。另外,探头 10 具有与被检体的接触面。由操作者将接触面与被检体接触并压迫。

[0035] 压力传感器 12 与探头 10 的接触面连接,检测出探头 10 与被检体的接触压力。压力传感器 12 是例如在特开 2003-225239 号公报等中记载的公知的技术。在压力传感器 12 的内部,具有由于与被检体的接触压力而产生变形,并将所产生的变形变换为与变形的大小对应的电信号(物理量)的机构。压力传感器 12 将所生成的电信号发送到接触压力计算部件 14。接触压力计算部件 14 根据发送来的电信号计算出接触压力。计算出的接触压力与计算的时刻相关联地存储在存储部件 23 中。

[0036] 发送部件 16 具备未图示的速率脉冲产生电路、延迟电路和驱动脉冲产生电路等。速率脉冲产生电路以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 循环产生速率脉冲。延迟电路针对每个信道对各速率脉冲赋予使超声波聚波为波束状并且决定发送方向性所需要的延迟时间。驱动脉冲产生电路在基于各延迟后的速率脉冲的定时下产生驱动脉冲,并施加到探头 10。

[0037] 接收部件 18 具备未图示的放大器电路、A/D 变换器和加法器等。放大器电路针对每个信道对作为探头 10 的输出的来自被检体的回波信号(物理量)进行放大。A/D 变换器将放大后的回波信号从模拟信号变换为数字信号。延迟电路对各回波信号赋予使变换为数字信号后的回波信号聚波为波束状并且顺序地变更接收方向性所需要的延迟时间。加法器对产生了延迟时间的回波信号进行相加。

[0038] 图像产生部件 20 接收来自接收部件 18 的回波信号的供给,对回波信号进行对数放大,对对数放大后的回波信号进行包络线检波处理,生成用亮度表现信号强度的亮度数据。图像生成部件 20 根据所生成的亮度数据,产生与 2 维断层面有关的超声波图像 (B 模式图像)。超声波图像与产生的时刻相关联地存储在存储部件 23 中。

[0039] 多普勒处理部件 22 接收来自接收部件 18 的回波信号的供给,通过对回波信号进行频率分析,而计算出只偏移了多普勒偏移频率后的信号(以下称为多普勒信号)。多普勒处理部件 22 根据计算出的多普勒信号,计算出血流等的移动速度。由于动脉的血流速度比静脉的血流速度快,所以能够根据多普勒信号区别动脉和静脉。另外,多普勒处理部件 22 产生表示出血流等的速度、分散或能量等在规定断面上的 2 维分布的多普勒图像的数据。

[0040] 存储部件 23 关联地存储超声波图像和其产生时刻的数据。存储部件 23 关联地存储接触压力和其计算时刻的数据。进而,存储部件 23 关联地存储接触压力、在与计算出该接触压力的时刻大致同一时刻产生的超声波图像。另外,存储部件 23 存储后述的、显示

图像、狭窄率等各种数据。图像确定部件 24 根据循环计算出的接触压力确定特定的接触压力,并确定与确定的特定接触压力相关联的超声波图像。例如,图像确定部件 24 根据循环计算出的接触压力确定最大接触压力,并确定与所确定的最大接触压力相关联的超声波图像。

[0041] 狭窄率计算部件 26 具有抽出功能、用于计算血管直径的功能、用于计算狭窄率的功能。以下,说明各个功能。

[0042] 在抽出功能中,狭窄率计算部件 26 根据在超声波图像中描绘出的静脉血管的内部的亮度值的类似度,抽出静脉血管的内壁。

[0043] 在用于计算血管直径的功能中,狭窄率计算部件 26 对抽出的静脉血管的内壁进行椭圆近似。然后,作为血管直径,狭窄率计算部件 26 计算出该椭圆的短轴的半径的长度。

[0044] 在用于计算狭窄率的功能中,狭窄率计算部件 26 根据与 2 个超声波图像有关的 2 个血管直径,计算出表示该 2 个血管的变形程度的指标值。表示变形程度的指标值例如是血管的狭窄率。

[0045] 图 2 是用于说明狭窄率的图,是表示与接触压力的大小对应地变化的血管直径的图。假设时刻 t_1 的接触压力 p_1 比时刻 t_2 的接触压力 p_2 小 ($P_1 < P_2$)。接触压力 p_1 是血管 V 不变形的程度的接触压力。将接触压力 p_1 称为基准接触压力 p_1 。将在与用基准接触压力 p_1 对被检体进行压迫的时刻大致同一时刻产生的超声波图像称为基准图像。设在基准图像中描绘出的血管 V 的血管直径(以下称为基准血管直径)为 R_1 。将在与用接触压力 p_2 对被检体进行压迫的时刻大致同一时刻产生的超声波图像中描绘出的血管 V 的血管直径设为 R_2 。用 $(R_2/R_1) \times 100$ 表示狭窄率。狭窄率在血管 V 消失的情况下 ($R_2 = 0$) 为 0%,在血管 V 完全没有变形的情况下 ($R_1 = R_2$) 为 100%。

[0046] 血管位置推测部件 28 在由于压迫被检体而静脉血管从超声波图像中消失的情况下(血管直径 = 0),计算出血管将要消失之前产生的超声波图像中的血管和与血管的相对位置关系没有变化的特定部位之间的向量(距离、方向和朝向),根据计算出的向量推测出消失了的血管的位置。特定部位例如是与静脉并行的动脉或肌肉层等。

[0047] 显示图像生成部件 30 生成容易识别出血管变形的显示图像的数据。具体地说,显示图像生成部件 30 通过排列配置与血管不变形的程度的接触压力对应的超声波图像、与最大接触压力对应的超声波图像,而生成显示图像的数据。另外,显示图像生成部件 30 也可以在该 2 个超声波图像中排列配置实时生成的超声波图像。另外,显示图像生成部件 30 也可以将计算出的狭窄率、血管直径与超声波图像一起排列配置。另外,显示图像生成部件 30 也可以为了明确地显示出由血管位置推测部件 28 推测出的血管位置而配置箭头等。

[0048] 显示部件 32 显示由显示图像生成部件 30 生成的显示图像。具体地说,显示部件 32 排列地显示与血管不变形的程度的接触压力对应的超声波图像、与最大接触压力对应的超声波图像。另外,显示部件 32 动画地显示实时产生的超声波图像。另外,显示部件 32 将计算出的狭窄率和血管直径与超声波图像一起排列地显示。另外,显示部件 32 为了明确地显示出由血管位置推测部件 28 推测出的血管位置,而配置箭头等。

[0049] 操作部件 34 是具备键盘、各种开关、鼠标等的输入装置。具体地说,操作部件 34 具备扫描开始按键、扫描结束按键、狭窄率计算按键等。

[0050] 控制部件 38 为了实现超声波诊断装置 1 的动作而控制各结构要素。

[0051] 以下,说明基于控制部件 38 的控制而进行的实施例 1 的處理的一个例子。图 3 是表示实施例 1 的處理的流程图。

[0052] [步骤 SA1]

[0053] 首先,操作者以基准接触压力使探头 10 压迫被检体,并按下设置在操作部件 34 上的扫描开始按键。以按下了扫描开始按键的情况为触发,控制部件 38 进行基准接触压力下的扫描,并产生基准图像而显示在显示部件 32 上。由压力传感器 12 检测出接触压力,在接触压力计算部件 14 中进行计算。

[0054] [步骤 SA2]

[0055] 控制部件 38 经由操作部件 34,在基准图像上的静脉血管的内部设置标志(marker)。图 4 是用于说明步骤 SA2 的處理的图,是表示显示在显示部件 32 上的基准图像 I1 的图。如图 4 所示那样,操作者经由操作部件 34,使显示在基准图像 I1 上的标志在静脉血管 V1 的内部 VI 移动。

[0056] [步骤 SA3]

[0057] 控制部件 38 等待操作者对狭窄率的计算處理的要求。以由操作者按下设置在操作部件 34 上的狭窄率计算按键的情况为触发,控制部件 38 前进到步骤 SA4。

[0058] [步骤 SA4]

[0059] 控制部件 38 使狭窄率计算部件 26 进行抽出處理。在抽出處理中,狭窄率计算部件 26 根据位于移动后的标志位置的像素,即静脉血管的内部的像素的亮度值,抽出静脉血管的内壁。

[0060] [步骤 SA5]

[0061] 控制部件 38 使狭窄率计算部件 26 进行血管直径的计算處理。在血管直径的计算處理中,狭窄率计算部件 26 对在步骤 SA4 中抽出的静脉血管的内壁进行椭圆近似,计算出基准血管直径。

[0062] [步骤 SA6]

[0063] 如果在步骤 SA5 中计算出基准血管直径,则操作者开始用探头 10 对被检体进行压迫。在压迫期间,控制部件 38 经由探头 10 对被检体进行扫描,实时地产生超声波图像的数据。另外,也实时地计算出接触压力。计算出的接触压力与操作者的压迫强度对应地变化。图 5 是表示扫描中的接触压力 p 和时间 t 的关系的一个例子的图。时刻 t_1 是压迫开始时(由操作者按下了狭窄率测量开关时),假设这时的接触压力 p_1 是基准接触压力。与扫描开始同时地由操作者使接触压力 p 上升,在时刻 t_{max} 成为真的最大接触压力 p_{max} 。真的最大接触压力 p_{max} 是从扫描开始到扫描结束的期间中计算出的接触压力中的最大的接触压力。将接触压力上升的期间设为压迫期间。时刻 t_{max} 以后,在接着接触压力降低后的时刻 t_{end} ,由操作者按下扫描结束按键,结束扫描。将接触压力降低的期间设为放开期间。

[0064] 在图 5 所示那样的接触压力的变化下,产生最新的超声波图像的数据,计算出最新的接触压力。所产生的最新的超声波图像例如与从时刻 t_1 开始经过的时间相关联地存储在存储部件 23 中。另外,计算出的最新的接触压力也与从时刻 t_1 开始经过的时间相关联地存储在存储部件 23 中。

[0065] [步骤 SA7]

[0066] 如果在步骤 SA6 中计算出最新的接触压力,则控制部件 38 使图像确定部件 24 进

行图像确定处理。在图像确定处理中,图像确定部件 24 对计算出的最新的接触压力和将要计算出最新的接触压力之前的时刻的最大接触压力进行比较。如果判断出最新的接触压力比之前的最大接触压力大,则图像确定部件 24 前进到步骤 SA8。如果判断出最新的接触压力比之前的最大接触压力小,则图像确定部件 24 前进到步骤 SA11。在图 5 的压迫期间中,由于最新的接触压力比之前的最大接触压力大,所以从步骤 SA7 前进到步骤 SA8。在图 5 的放开期间中,最新的接触压力比之前的最大接触压力小,因此从步骤 SA7 前进到步骤 SA11。

[0067] [步骤 SA8]

[0068] 如果在步骤 SA7 中判断出最新的接触压力比之前的最大接触压力大,则图像确定部件 24 将最新的接触压力设定为最大接触压力。如果设定了最大接触压力,则图像确定部件 24 确定在与计算出最新的接触压力的时刻大致同一时刻产生的超声波图像。然后,图像确定部件 24 将确定的超声波图像替换为最大压力图像。在压迫期间中,每次都更新最大压力图像。

[0069] [步骤 SA9]

[0070] 如果在步骤 SA8 中更新了最大压力图像,则控制部件 38 使狭窄率计算部件 26 进行血管直径的计算处理。在血管直径的计算处理中,狭窄率计算部件 26 计算出在步骤 SA8 中更新了的最大压力图像中的血管直径。另外,在由于压迫而在超声波图像中描绘出的静脉血管的位置变化了的情况下,根据公知的技术,例如特开 2003-175041 号公报的技术,狭窄率计算部件 26 进行静脉血管的跟踪,计算出与最大压力图像有关的血管直径。

[0071] [步骤 SA10]

[0072] 如果在步骤 SA9 中计算出与最大压力图像有关的血管直径,则控制部件 38 使狭窄率计算部件 26 进行狭窄率的计算处理。在狭窄率的计算处理中,狭窄率计算部件 26 根据在步骤 SA5 中计算出的基准血管直径、在步骤 SA9 中计算出的与最大压力图像有关的血管直径,计算出狭窄率。如上所述,如果设基准血管直径为 R1,最大压力血管直径为 R2,则根据 $(R2/R1) \times 100$ 计算出狭窄率。

[0073] [步骤 SA11]

[0074] 如果在步骤 SA10 中计算出狭窄率,或者在步骤 SA7 中判断出最新的接触压力比前一个最大接触压力小,则控制部件 38 使显示图像生成部件 30 进行显示图像的生成处理。在显示图像的生成处理中,显示图像生成部件 30 在进行了步骤 SA10 的情况下,生成以规定的布局配置了在步骤 SA1 中产生的基准图像、在步骤 SA6 中产生的最新的超声波图像、在步骤 SA8 中更新了的最大压力图像、在步骤 SA10 中计算出的狭窄率的显示图像的数据。在没有进行步骤 SA10 的情况下,显示图像生成部件 30 生成以规定的布局配置了基准图像、在步骤 SA6 中产生的最新的超声波图像、所设定的最大压力图像、所设定的狭窄率的显示图像的数据。

[0075] 图 6 是表示在步骤 SA11 中生成的显示图像 I2 的一个例子的图。显示图像 I2 具有基准图像的显示区域 I2a、最大压力图像的显示区域 I2b、最新的超声波图像的显示区域 I2c、以及狭窄率的显示区域 I2d。在显示区域 I2a 中,显示出在步骤 SA1 中产生的基准图像。在显示区域 I2b 中,显示出在步骤 SA7 中确定的最新的最大压力图像。在显示区域 I2c 中,显示出在步骤 SA6 中产生的最新的超声波图像。在显示区域 I2d 中,显示出在步骤 SA10 中计算出的狭窄率。

[0076] 例如,在图 5 所示的压迫期间中,在最大压力图像的显示区域 I2b 和最新的超声波图像的显示区域 I2c 中,动画地显示在压迫期间中在步骤 SA6 中连续产生的超声波图像。在图 5 所示的放开期间中,在显示区域 I2b 中,显示出真的最大接触压力 p_{max} 下的超声波图像。另外,在显示区域 I2c 中,动画地显示出放开期间中在步骤 SA6 中实时地产生的最新的超声波图像。

[0077] 另外,显示图像生成部件 30 也可以在基准图像的显示区域 I2a 中显示在基准图像中描绘出的血管的血管直径的值,在最大压力图像的显示区域 I2b 中显示在最大压力图像中描绘出的血管的血管直径的值。通过显示血管直径的值,也可以另外在狭窄率显示区域 I2d 中与狭窄率一起显示出与狭窄率对应的注释。例如可以显示为“狭窄率 20%。有可能有血栓”。

[0078] [步骤 SA12]

[0079] 如果在步骤 SA11 中生成了显示图像,则控制部件 38 使显示部件 32 显示显示图像。

[0080] [步骤 SA13]

[0081] 直到由操作者按下设置在操作部件 34 上的扫描结束按键为止,循环进行步骤 SA6 ~ 步骤 SA12。如果按下了扫描结束按键,则控制部件 38 结束扫描。

[0082] 另外,假设图 3 的处理中的接触压力的变化如图 5 那样变化。但是,并不只限于此,例如接触压力也可以在时刻 t_1 以后成为比接触压力 p_1 小的接触压力 p_{min} 。在该情况下,图像确定部件 24 将接触压力 p_{min} 作为基准接触压力,将与接触压力 p_{min} 对应的超声波图像作为基准图像,与上述方法同样地进行其后的处理。

[0083] 另外,在步骤 SA9 中,有由于压迫等,在最新的超声波图像中描绘出的静脉血管的血管直径为 0 的情况。由于如果血管直径为 0 则无法看到静脉血管,所以医生看不到静脉血管的位置。为了防止看不到静脉血管的位置,而通过血管位置推测部件 28 进行血管位置推测处理。以下,一边参考图 7,一边说明血管位置推测处理的流程。

[0084] [步骤 SB1]

[0085] 控制部件 38 等待在步骤 SA9 中计算出的静脉血管的血管直径成为 0。以血管直径为 0 的情况为触发,控制部件 38 使血管位置推测部件 28 进行血管推测处理。

[0086] [步骤 SB2]

[0087] 血管位置推测部件 28 从存储部件 23 中读入在静脉血管的血管直径为 0 的最新的超声波图像的前一个产生的超声波图像。另外,如果前一个超声波图像中的静脉血管的血管直径也是 0,则读入接近在步骤 SA6 中产生的超声波图像并且静脉血管比 0 大的超声波图像。

[0088] [步骤 SB3]

[0089] 首先,血管位置推测部件 28 根据因血流造成的多普勒信号,确定在前一个产生的超声波图像中描绘出的动脉血管和静脉血管。图 8 是表示前一个超声波图像 I3 的图。如图 8 所示那样,通常,动脉血管 V2 与静脉血管 V3 并行。另外,动脉血管 V2 即使被探头 10 压迫也不变形。动脉血管 V2 的血流速度比静脉血管 V3 的血流速度快。因此,血管位置推测部件 28 可以根据多普勒信号区别动脉血管 V2 和静脉血管 V3,确定动脉血管 V2。

[0090] [步骤 SB4]

[0091] 血管位置推测部件 28 分别对在前一个产生的超声波图像 I3 上描绘出的动脉血管 V2 和静脉血管 V3 进行椭圆近似,确定动脉血管 V2 的中心 C2 和静脉血管 V3 的中心 C3。

[0092] [步骤 SB5]

[0093] 血管位置推测部件 28 计算出从确定的动脉血管 V2 的中心 C2 到静脉血管 V3 的中心 C3 的向量。图 9 是表示从动脉血管的中心 C2 到静脉血管的中心 C3 的向量 VE 的图。如图 9 所示,如果计算出向量 VE,则定义了动脉血管 V2 的中心 C2 与静脉血管 V3 的中心 C3 之间的距离、方向和朝向。

[0094] [步骤 SB6]

[0095] 血管位置推测部件 28 根据计算出的向量(距离、方向和朝向)、最新的超声波图像上的动脉血管的中心的位置,推测最新的超声波图像上的静脉血管的位置。图 10 是说明步骤 SB6 的图。如图 10 所示那样,血管位置推测部件 28 确定最新的超声波图像 I4 上的动脉血管 V4 的中心 C4 的位置。动脉血管 V4 的中心 C4 的位置的确定方法与步骤 SB4 一样。在确定的动脉血管 V4 的中心 C4 的位置,血管位置推测部件 28 设定计算出的向量 VE 的开始点。血管位置推测部件 28 将设定的向量 VE 的终点所指的位置 P 设定为最新的超声波图像 I4 上的静脉血管 V5 的中心的中心的位置。通过设定静脉血管 V5 的中心的中心的位置,能够推测出静脉血管 V5 的位置。

[0096] 以上,血管位置的推测处理结束。如果血管位置的推测处理结束,则进行步骤 SA10 的处理。另外,在进行了血管位置的推测处理之后的步骤 SA11 中,显示图像生成部件 30 生成明确地表示出在步骤 SB6 中推测出的静脉血管的位置的显示图像。明确表示的方法例如在推测出的位置处附加箭头等。作为除此以外的明确表示方法,也可以用颜色强调静脉血管或使其闪烁,或者改变亮度进行显示。

[0097] 另外,显示图像生成部件 30 在没有进行血管位置推测处理的情况下,例如如果静脉血管的血管直径是 5 像素以下,则也生成通过上述的方法(箭头等)明确表示出静脉血管的位置的显示图像。

[0098] 根据以上结构,不是如现有技术那样对为了观察因压迫产生的血管变形而实时产生的图像进行观察,而是自动地确定基准图像和最大压力图像并排列地显示,由此能够容易地观察血管的变形。另外,通过根据与基准图像和最大压力图像有关的血管直径计算出血管的狭窄率并显示,能够进一步容易地观察血管的变形。进而,通过根据前一个超声波图像中的动脉血管和静脉血管的位置关系推测静脉位置,即使在因探头 10 的压迫而静脉血管完全消失了的情况下,也不会看不到静脉血管的位置。其结果是能够容易地判断血管内的血栓的有无、血管的狭窄、阻塞。

[0099] (实施例 2)

[0100] 实施例 2 的压迫指标值是与由于使探头 10 压迫被检体而产生的血管的移动、血流的变化对应地变化的多普勒偏移频率。另外,在以下的说明中,对于具有与实施例 1 大致相同的功能的结构要素,附加同一符号,并只在必要的情况下进行重复说明。

[0101] 图 11 是表示实施例 2 的超声波诊断装置 50 的结构图。超声波诊断装置 50 具备探头 10、发送部件 16、接收部件 18、图像产生部件(B 模式处理部件)20、多普勒偏移频率计算部件(多普勒处理部件)52、存储部件 53、图像确定部件 54、狭窄率计算部件 26、血管位置推测部件 28、显示图像生成部件 30、显示部件 32、操作部件 34 和控制部件 38。

[0102] 多普勒偏移频率计算部件 52 接受来自接收部件 18 的回波信号（物理量）的供给，通过对回波信号进行频率分析，计算出只偏移了多普勒偏移频率的信号。将该只偏移了多普勒偏移频率的信号称为多普勒信号。特别将因被检体内的组织的移动造成的多普勒信号称为组织多普勒信号。多普勒处理部件 52 根据计算出的组织多普勒信号，计算出血管等的被检体内的组织的移动速度、加速度等。另外，多普勒处理部件 52 产生表示出血管等的被检体内的组织的移动速度、加速度、分散或能量等在规定断面上的 2 维分布的多普勒图像的数据。

[0103] 存储部件 53 关联地存储超声波图像和其产生时刻的数据。存储部件 53 关联地存储组织多普勒信号和其计算时刻的数据。存储部件 53 关联地存储组织多普勒信号、在与计算出该组织多普勒信号的时刻大致同一时刻产生的超声波图像。另外，存储部件 53 存储显示图像、狭窄率等各种数据。

[0104] 图像确定部件 54 根据由多普勒处理部件 52 实时地计算出的组织多普勒信号，确定最大接触压力的时刻，确定与该最大接触压力的时刻关联地存储的超声波图像（最大压力图像）。以下，参考图 12 说明该图像确定处理。

[0105] 图 12 的 (a) 表示因压迫产生的组织多普勒信号（频率）的时间变化，(b) 表示根据组织多普勒信号计算出的速度的时间变化，(c) 表示根据组织多普勒信号计算出的加速度的时间变化。另外， t_1 是按下了狭窄率计算按键的时刻。

[0106] 如图 12 所示那样，在超声波图像全体的组织多普勒信号成分中，可以推测出与探头 10 接近的成分比远离的成分大时是压迫期间，接近的成分比远离的成分小时是放开期间。可以推测出真的最大接触压力 p_{max} 的时刻 t_{max} 是速度从正变为 0 的时刻，换言之，是加速度成为极大值的时刻。因此，可以推测出组织多普勒信号从正变为 0 的时刻是真的最大接触压力时 t_{max} 。根据该逻辑，图像确定部件 54 根据由多普勒偏移频率计算部件 52 实时地计算出的组织多普勒信号，确定组织多普勒信号从正变为 0 的时刻，将在与确定的时刻大致同一时刻产生的超声波图像确定为真的最大压力图像。

[0107] 以下，一边参考图 13 一边说明实施例 2 的控制部件 38 的动作的流程。另外，简略地说明与实施例 1 一样的处理。

[0108] [步骤 SC1]

[0109] 首先，操作者使探头 10 以基准接触压力压迫被检体，并按下设置在操作部件 34 上的扫描开始按键。以按下了扫描开始按键的情况为触发，控制部件 38 进行基准接触压力下的扫描，产生基准图像并显示在显示部件 32 上。

[0110] [步骤 SC2]

[0111] 控制部件 38 在基准图像上的静脉血管的内部设定标志。

[0112] [步骤 SC3]

[0113] 控制部件 38 等待操作者对狭窄率的计算处理的要求。以由操作者按下设置在操作部件 34 上的狭窄率计算按键的情况为触发，控制部件 38 开始进行狭窄率计算处理。

[0114] [步骤 SC4]

[0115] 狭窄率计算部件 26 根据在步骤 SC2 中设定了的标志的位置的像素的亮度值，抽出静脉血管的内壁。

[0116] [步骤 SC5]

[0117] 狭窄率计算部件 26 对在步骤 SC4 中抽出的静脉血管的内部进行椭圆近似,计算出基准血管直径。

[0118] [步骤 SC6]

[0119] 如果在步骤 SC5 中计算出基准血管直径,则操作者开始用超声波探头 10 对被检体进行压迫。在该压迫的期间,控制部件 38 经由探头 10 对被检体进行扫描,实时地产生超声波图像的数据。另外,也实时地计算出组织多普勒信号。计算出的组织多普勒信号与操作者的压迫的强度对应地变化。通过该扫描,产生最新的超声波图像的数据,计算出最新的接触压力。所产生的最新的超声波图像例如与从时刻 t1 开始经过的时间相关联地存储在存储部件 23 中。另外,计算出的最新的组织多普勒信号也与从时刻 t1 开始经过的时间相关联地存储在存储部件 23 中。

[0120] [步骤 SC7]

[0121] 如果在步骤 SC6 中计算出组织多普勒信号,则控制部件 38 使图像确定部件 54 进行图像确定处理。图像确定部件 54 判断最新的组织多普勒信号是否是 0 以上。如果判断出最新的组织多普勒信号为 0 以上,则图像确定部件 54 前进到步骤 SC8。如果判断出最新的组织多普勒信号小于 0,则图像确定部件 54 前进到步骤 SC11。在压迫期间中,组织多普勒信号是 0 以上,因此图像确定部件 54 从步骤 SC7 前进到步骤 SC8。在放开期间中,最新的组织多普勒信号小于 0,因此,图像确定部件 54 从步骤 SC7 前进到步骤 SC11。

[0122] [步骤 SC8]

[0123] 如果在步骤 SC7 中判断出组织多普勒信号是 0 以上,则图像确定部件 54 将最新的多普勒信号作为最大压力下的多普勒信号,确定在与计算出最大压力下的多普勒信号的时时刻大致同一时刻产生的超声波图像,将确定的超声波图像置换为最大压力图像。在压迫期间中,每次都更新最大压力图像。

[0124] [步骤 SC9]

[0125] 狭窄率计算部件 26 计算出与在步骤 SC8 中更新了的最大压力图像有关的血管直径(最大压力血管直径)。

[0126] [步骤 SC10]

[0127] 狭窄率计算部件 26 根据在步骤 SC5 中计算出的基准血管直径和在步骤 SC9 中计算出的最大压力血管直径,计算出狭窄率。

[0128] [步骤 SC11]

[0129] 显示图像生成部件 30 以规定的布局配置基准图像、最新的超声波图像、最大压力图像、狭窄率,生成显示图像。

[0130] [步骤 SC12]

[0131] 控制部件 38 将生成的显示图像显示在显示部件 32 上。

[0132] [步骤 SC13]

[0133] 直到由操作者按下设置在操作部件 34 上的扫描结束按键为止,循环进行步骤 SC6 ~ 步骤 SC12。如果按下了扫描结束按键,则控制部件 38 结束扫描。

[0134] 通过以上结构,在不具备压力传感器的超声波诊断装置 50 中,也能够根据组织多普勒信号自动地确定最大压力图像,通过排列地显示出最大压力图像和基准图像,能够容易地观察血管的变形。

[0135] 另外,也可以通过与实施例 1 一样的方法在实施例 2 中实施血管位置推测部件 28 的血管位置推测处理。

[0136] (变形例子)

[0137] 在上述实施例 1 和 2 中,说明了使用了 2 维断层面的超声波图像(B 模式图像)的例子。但是,本发明并不只限于此,也可以适用于根据作为 3 维数据的体数据生成的超声波图像中。将根据体数据生成的超声波图像称为 3D 图像。在以下的变形例子的说明中,假设压迫指标值与实施例 1 一样是接触压力。但是,变形例子的压迫指标值也可以是多普勒偏移频率。

[0138] 变形例子的超声波诊断装置 1 经由探头 10` 用超声波循环扫描被检体的 3 维区域。

[0139] 图像产生部件 20` 根据来自探头 10` 的亮度数据,重构体数据,通过对体数据进行体描绘等,产生与规定断面有关的 3D 图像的数据。另外,图像产生部件 20` 在 3D 图像中没有描绘出静脉血管的情况下,自动地跟踪包含在体数据中的静脉血管,产生描绘出静脉血管的 3D 图像的数据。更具体地说,在 3D 图像中没有描绘出静脉血管的情况下,图像产生部件 20` 根据相关匹配法等,确定体数据内的静脉血管,根据体数据产生描绘出所确定的静脉血管的 3D 图像。将在后面说明相关匹配法。

[0140] 存储部件 23` 关联地存储 3D 图像和其产生时刻的数据。存储部件 23` 关联地存储接触压力和其计算时刻的数据。另外,存储部件 23` 关联地存储接触压力、在与计算出该接触压力的时刻大致同一时刻产生的 3D 图像的数据。另外,存储部件 23` 存储显示图像、狭窄率等各种数据。

[0141] 图像确定部件 24` 根据由接触压力计算部件 14 循环计算出的接触压力,确定最大接触压力,确定与该最大接触压力相关联的 3D 图像。

[0142] 以下,说明变形例子的超声波图像诊断装置的处理的流程,由于变形例子的基本流程与实施例 1 大致相同,所以一边参考图 3 一边说明。另外,在引用图 3 时,将“步骤 SA”设为“步骤 SD”,将“超声波图像”设为“3D 图像”。

[0143] [步骤 SD1]

[0144] 首先,操作者使探头 10` 以基准接触压力压迫被检体,并按下设置在操作部件 34 上的扫描开始按键。以按下了扫描开始按键的情况为触发,控制部件 38 基于基准接触压力进行 3D 扫描,产生体数据,并将任意断面的 3D 图像显示在显示部件 32 上。图 14 是表示体数据和 3D 图像的图。通过在基准接触压力下对被检体进行 3D 扫描,产生与图 14(a) 所示的基准接触压力对应的体数据。所产生的体数据包含静脉血管 V6 的区域。另外,操作者经由操作部件 34 确定能够很好地显示出静脉血管的断面 S 的 3D 图像。图 14(b) 是表示确定了的 3D 图像的图。

[0145] [步骤 SD2]

[0146] 控制部件 38 在由操作者经由操作部件 34 在步骤 SD1 中确定了的 3D 图像上的静脉血管的内部设定标志。

[0147] [步骤 SD3]

[0148] 控制部件 38 等待操作者对狭窄率计算处理的要求。以由操作者按下设置在操作部件 34 上的狭窄率计算按键的情况为触发,控制部件 38 使狭窄率计算部件 26 开始进行狭

窄率计算处理。

[0149] [步骤 SD4]

[0150] 狭窄率计算部件 26 根据在步骤 SD2 中设定的标志的位置的像素的亮度值,抽出静脉血管的内壁。

[0151] [步骤 SD5]

[0152] 狭窄率计算部件 26 对在步骤 SD4 中抽出的静脉血管的内壁进行椭圆近似,计算出基准血管直径 RS。

[0153] [步骤 SD6]

[0154] 如果在步骤 SD5 中计算出基准血管直径,则操作者开始用探头 10` 对被检体进行压迫,控制部件 38 进行 3D 扫描。控制部件 38 根据来自探头 10` 的输出,实时地产生与在步骤 SD1 中显示出的 3D 图像相同的断面位置(座标)有关的 3D 图像的数据。另外,在 3D 扫描中,实时地计算接触压力。

[0155] 在由于压迫被检体而静脉血管移动的情况、或断面位置错开的情况等下,有在步骤 SD6 中产生的 3D 图像中没有描绘出静脉血管的情况。在该情况下,控制部件 38 使图像产生部件 20` 自动地跟踪静脉血管。跟踪的方法有各种各样,例如有相关匹配法。以下,简单地说明相关匹配法。

[0156] 考虑当前时刻的体数据、在当前时刻的体数据的前一个产生的体数据。将前一个产生的体数据中的静脉血管的区域称为基准区域、另外,将从当前体数据的适当的位置切取出并且具有与基准区域一样的形状和体积的区域称为比较区域。

[0157] 首先,图像产生部件 20` 针对基准区域和比较区域的各个,计算出亮度值的平均值、方差和协方差,根据计算出的平均值、方差和协方差,计算出基准区域和比较区域的相关系数。相关系数的最大值是 1,最小值是 -1。相关系数越接近最大值 1,则表示基准区域和比较区域越类似。图像产生部件 20` 一边改变比较区域的位置,一边计算出相关系数,将相关系数最大的比较区域看作是基准区域对应的区域。图像产生部件 20` 计算出基准区域和与基准区域所对应的区域的位置偏移量,使断面位置只错开该位置偏移量。然后,图像产生部件 20` 根据体数据,产生与错开后的断面位置有关的 3D 图像的数据。

[0158] [步骤 SD7]

[0159] 如果在步骤 SD6 中计算出接触压力,则控制部件 38 使图像确定部件 24` 进行图像确定处理。在图像确定处理中,图像确定部件 24` 对最新的接触压力和最大接触压力的值进行比较。如果判断出最新的接触压力比最大接触压力大,则图像确定部件 24` 前进到步骤 SD8。如果判断出最新的接触压力比最大接触压力小,则图像确定部件 24` 前进到步骤 SD11。

[0160] [步骤 SD8]

[0161] 如果在步骤 SD7 中判断出最新的接触压力比最大接触压力大,则图像确定部件 24` 将最新的接触压力设定为最大接触压力。如果设定了最大接触压力,则图像确定部件 24` 将在与计算出该最大接触压力的时刻大致同一时刻产生的 3D 图像替换为最大压力图像。在压迫期间中,每次都更新最大压力图像。

[0162] [步骤 SD9]

[0163] 狭窄率计算部件 26 计算出在步骤 SD8 中更新了的的最大压力图像的血管直径(最

大压力血管直径)。

[0164] [步骤 SD10]

[0165] 狭窄率计算部件 26 根据在步骤 SD5 中计算出的基准血管直径和在步骤 SD9 中计算出的最大压力血管直径,计算出狭窄率。

[0166] [步骤 SD11]

[0167] 显示图像生成部件 30 以规定的布局配置在步骤 SD1 中产生的基准图像、在步骤 SD6 中产生的 3D 图像、在步骤 SD8 中更新了的的最大压力图像、在步骤 SD10 中计算出的狭窄率,而生成显示图像。

[0168] [步骤 SD12]

[0169] 控制部件 38 将在步骤 SD11 中产生的显示图像显示在显示部件 32 上。

[0170] [步骤 SD13]

[0171] 直到由操作者按下设置在操作部件 34 上的扫描结束按键为止,循环进行步骤 SD6 ~步骤 SD12。如果按下了扫描结束按键,则控制部件 38 结束扫描。

[0172] 根据上述变形例子,在 3D 图像中观察静脉血管时,能够消除由于压迫被检体而静脉血管移动的情况、断面位置错开了的情况等下产生的静脉血管的观察困难。

[0173] 另外,本发明并不只限于上述实施例自身,在实施阶段在不脱离其宗旨的范围内可以对构成要素进行变形并具体化。另外,通过适当地组合上述实施例所揭示的多个构成要素,可以形成各种发明。例如可以从实施例所揭示的全部构成要素中删除几个构成要素。进而,也可以适当地组合不同实施例中的构成要素。

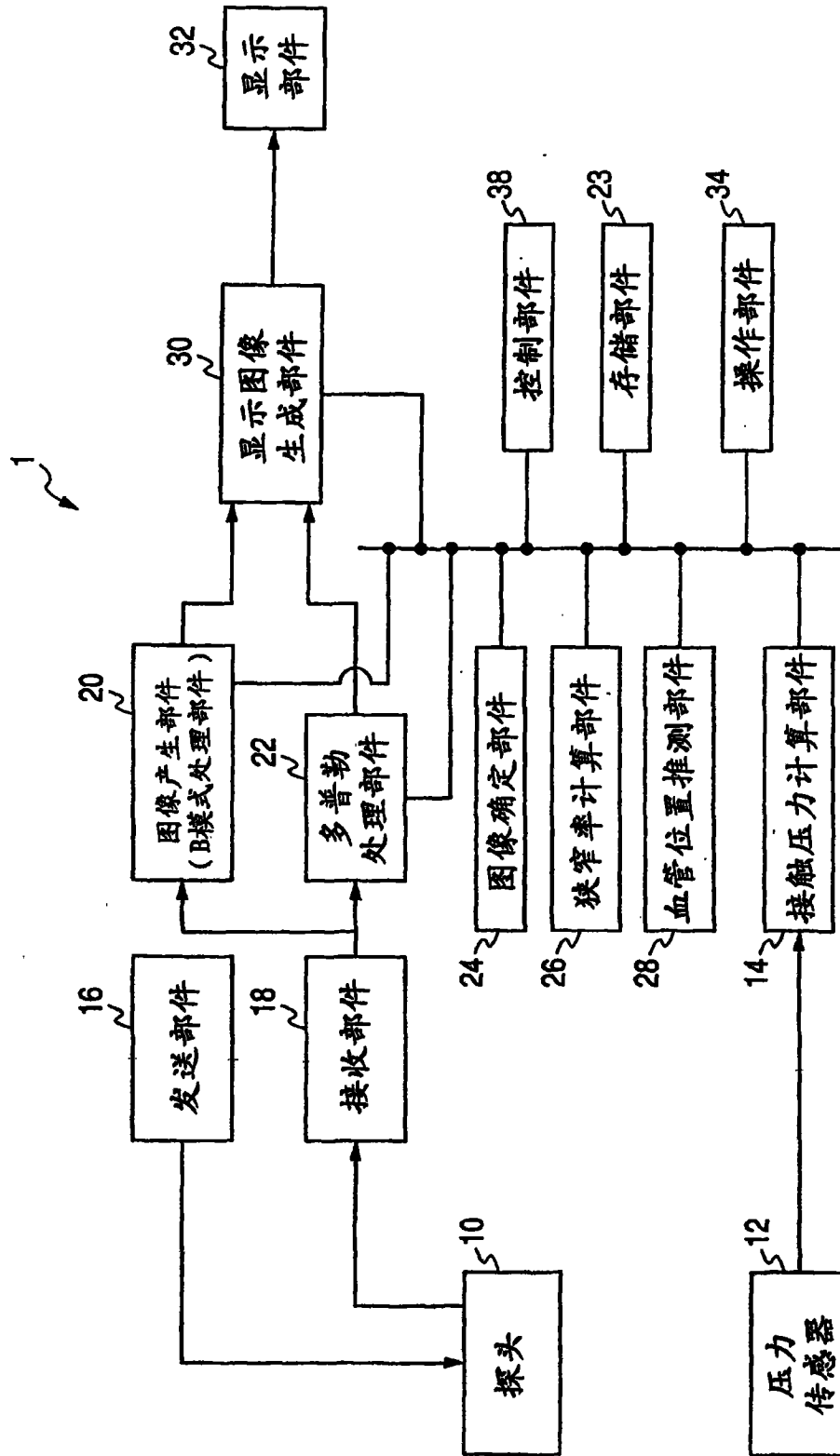


图1

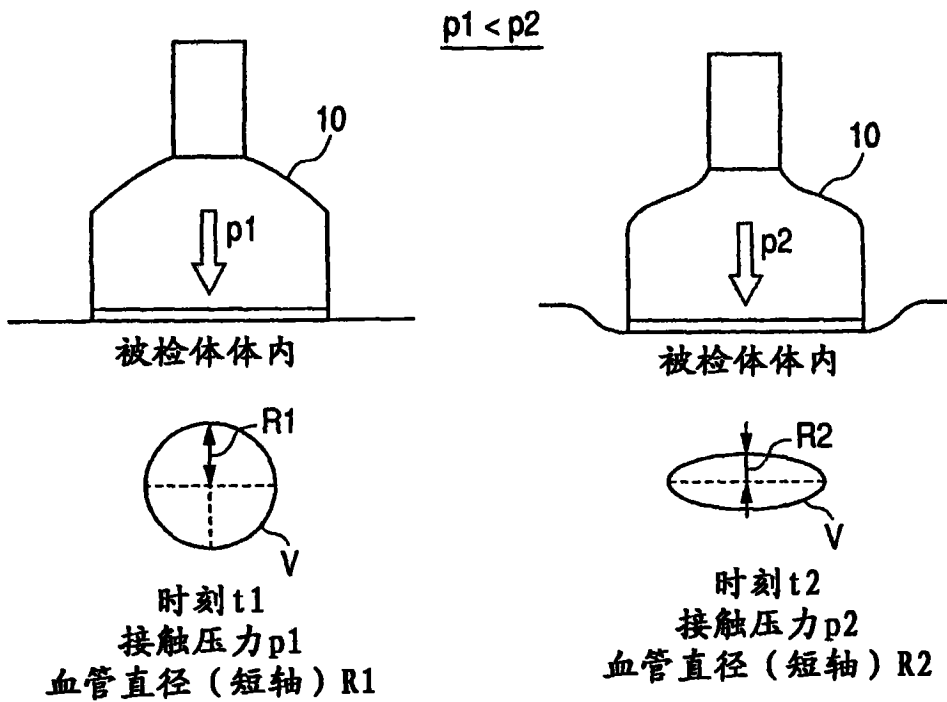


图 2A

图 2B

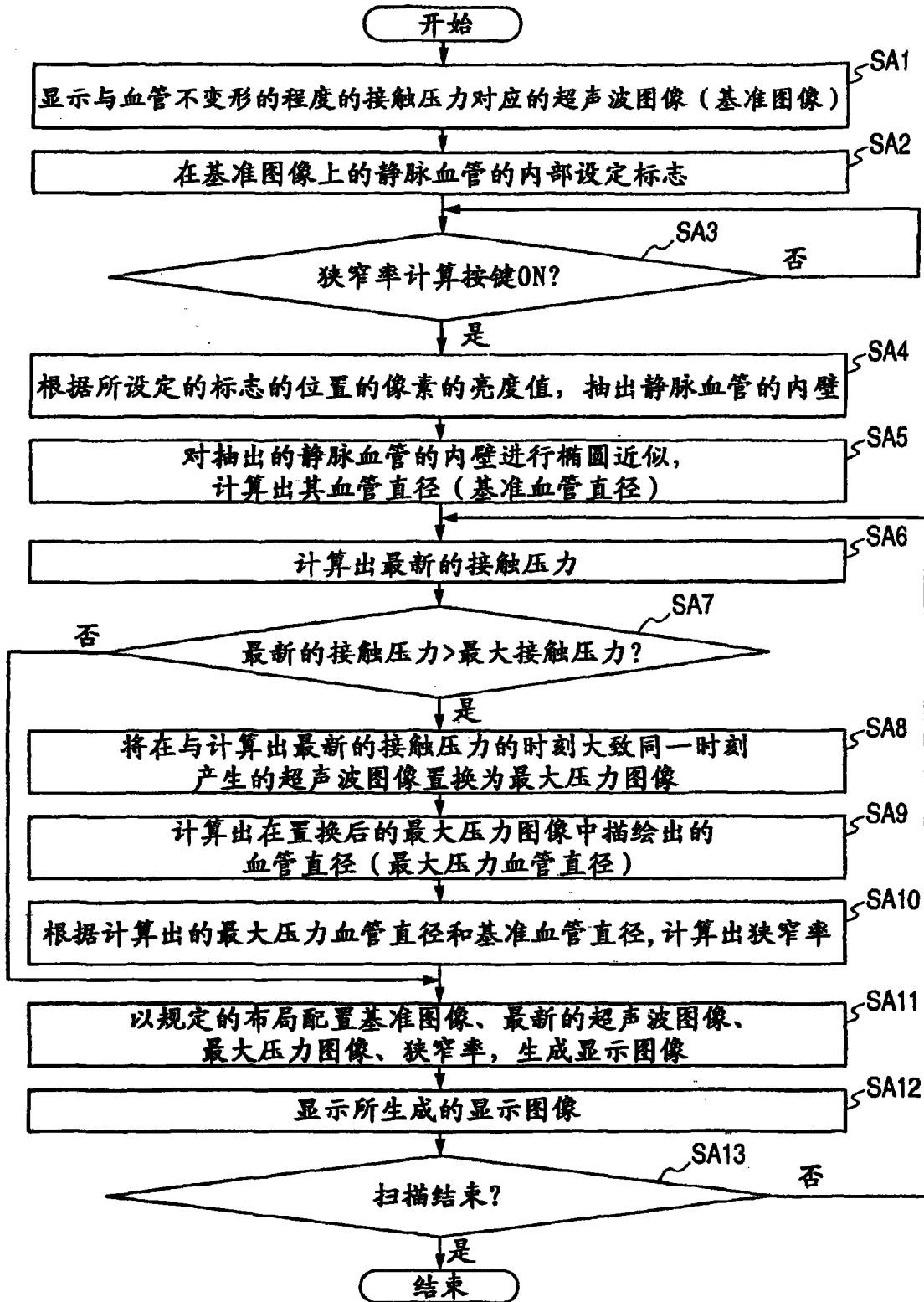


图 3

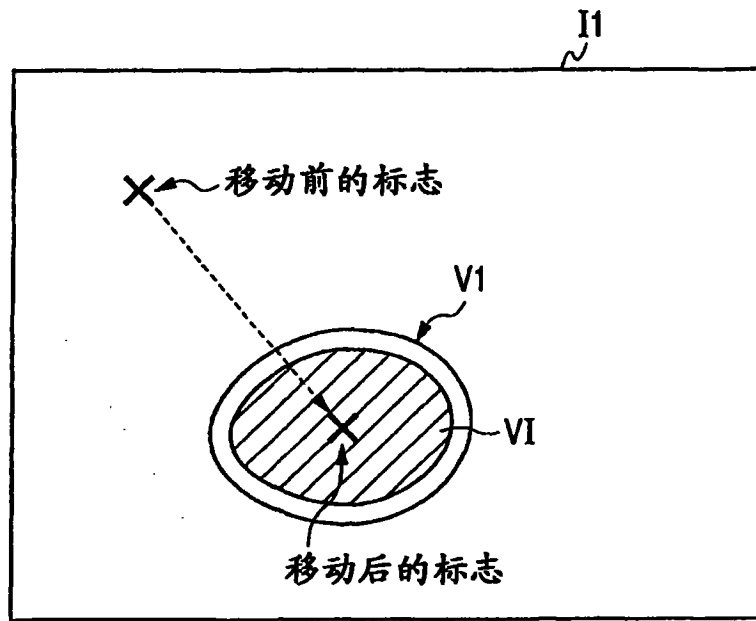


图 4

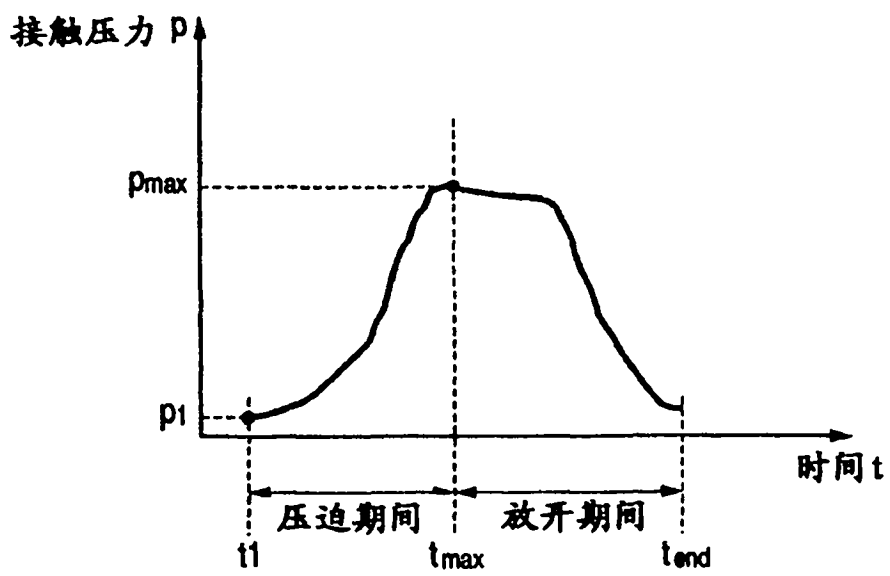


图 5

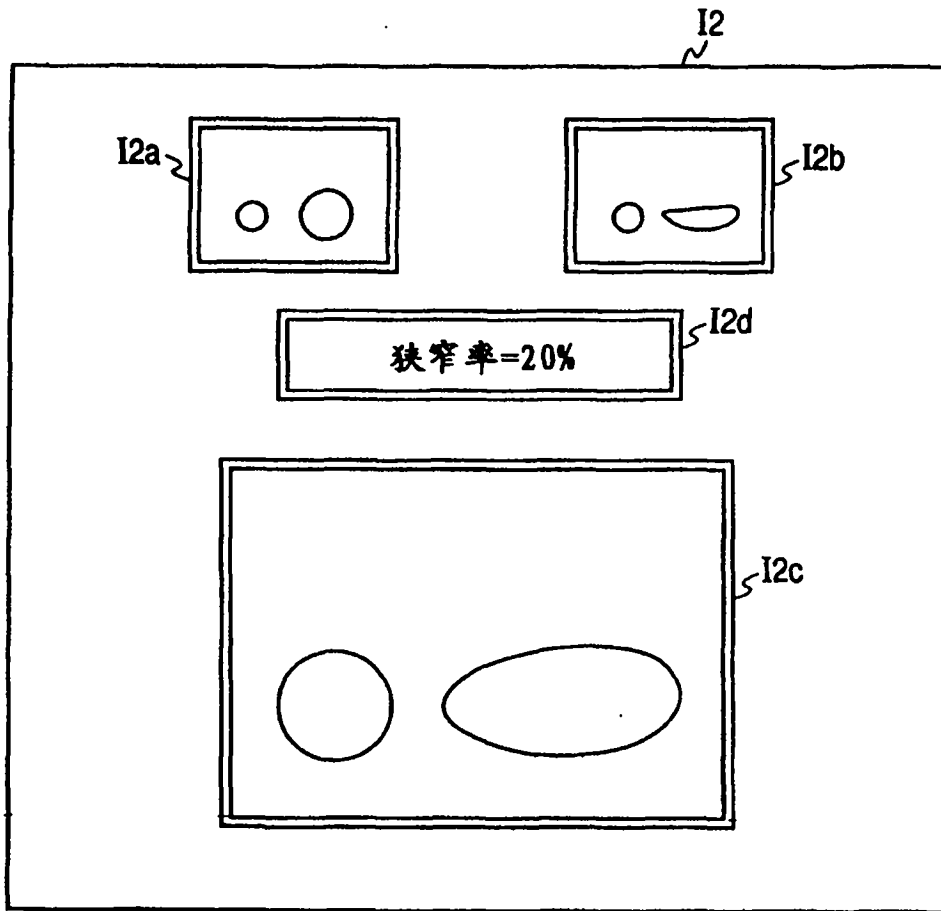


图 6

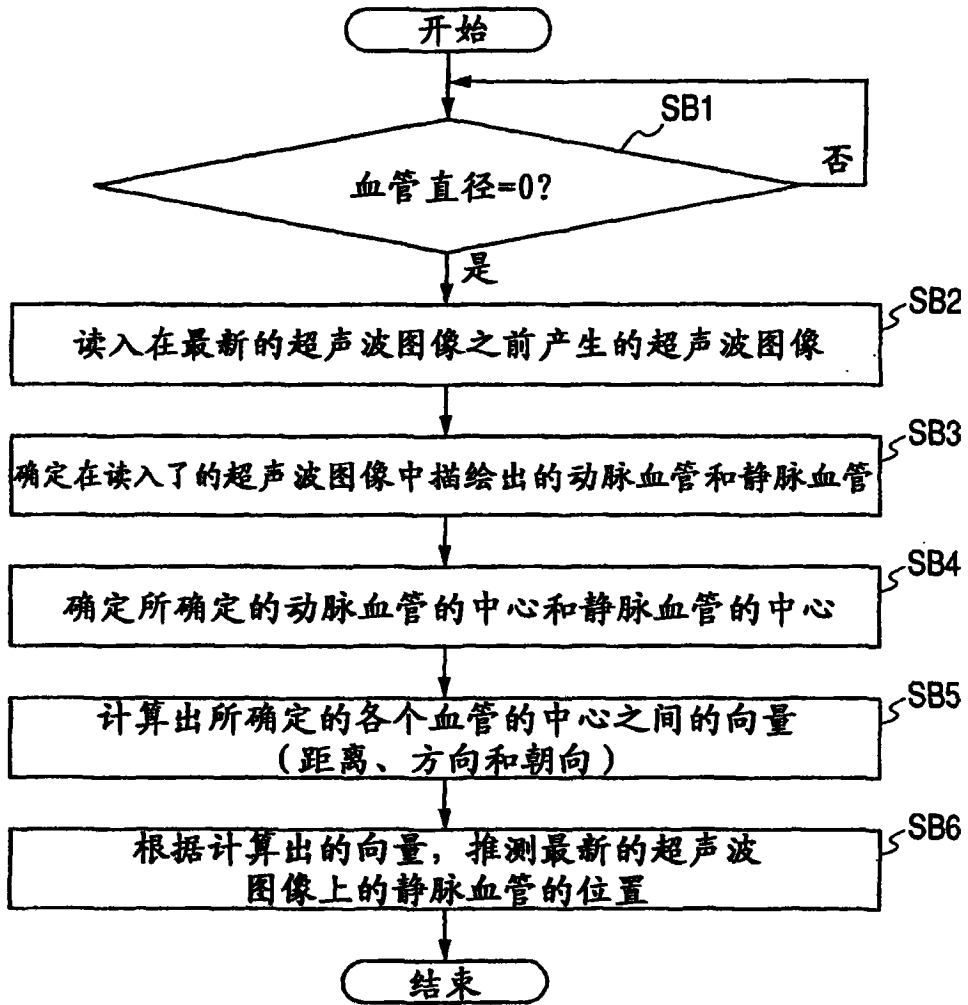


图 7

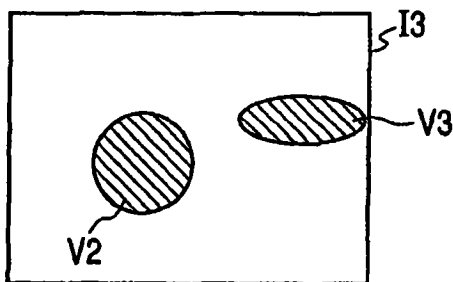


图 8

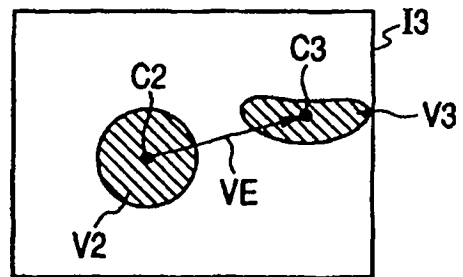


图 9

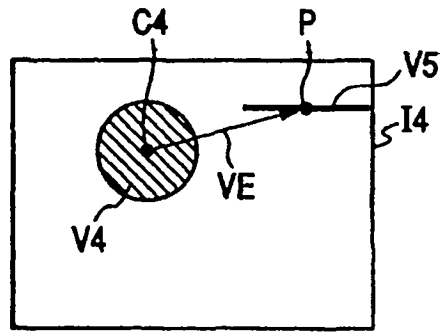


图 10

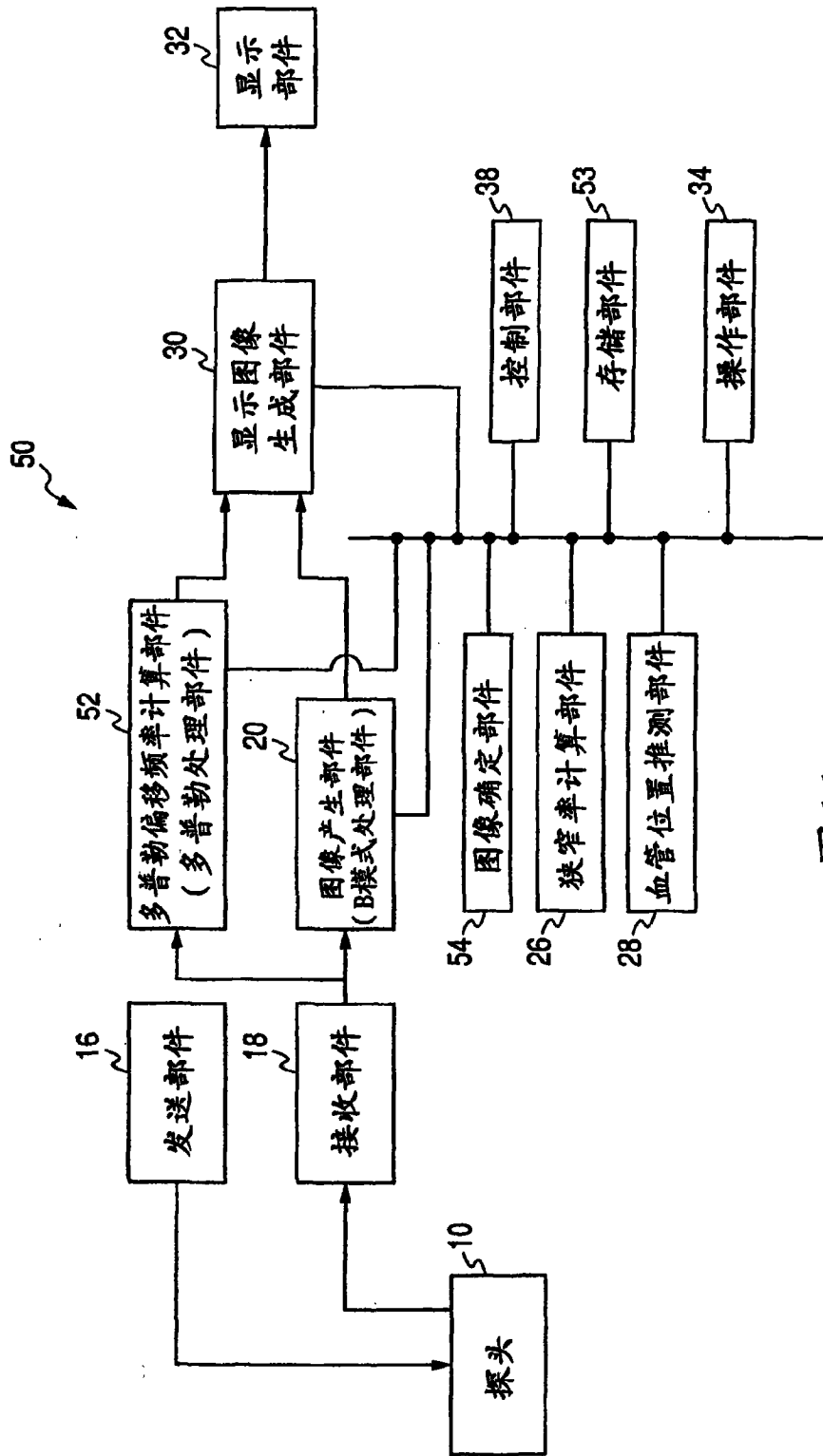


图11

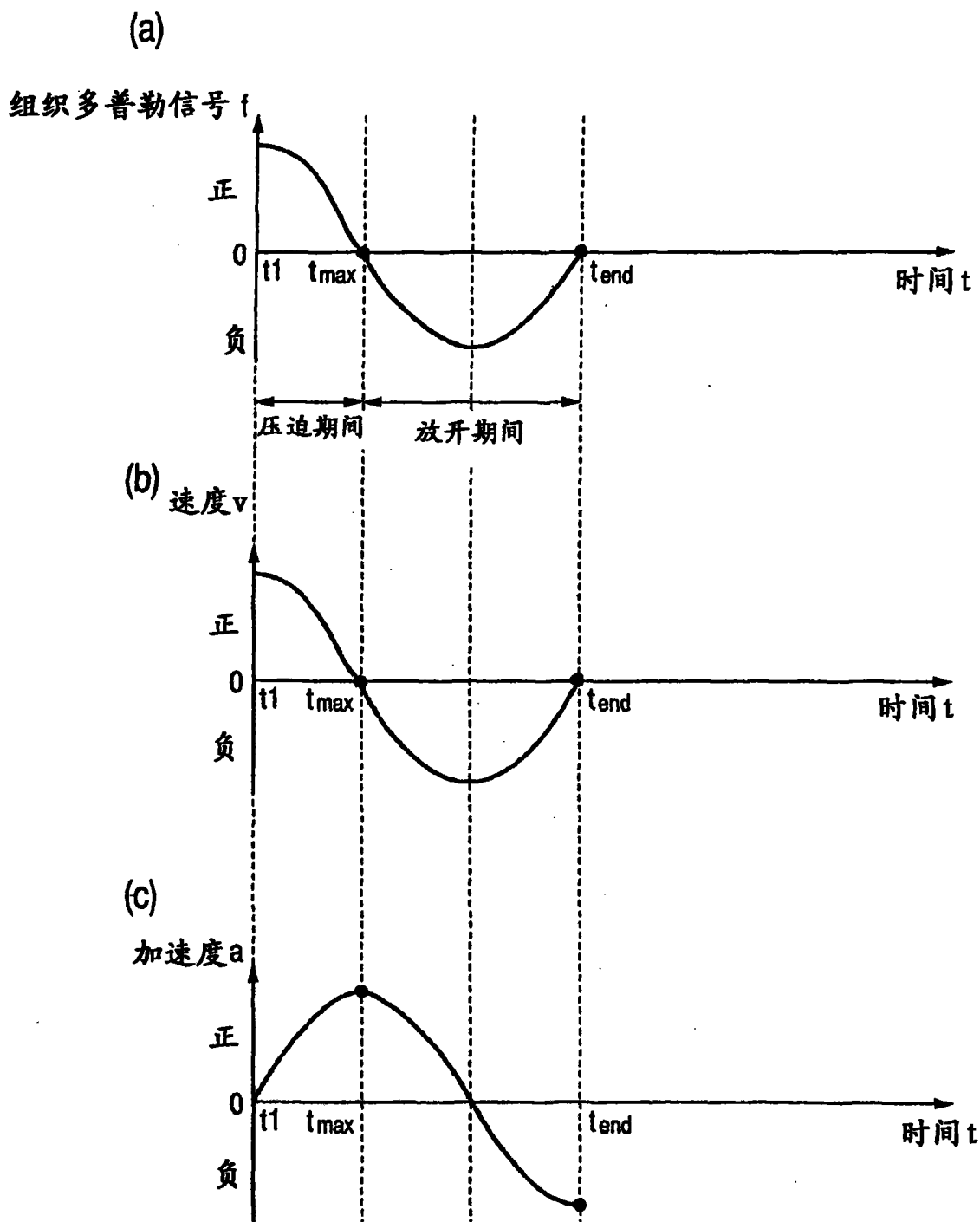


图12

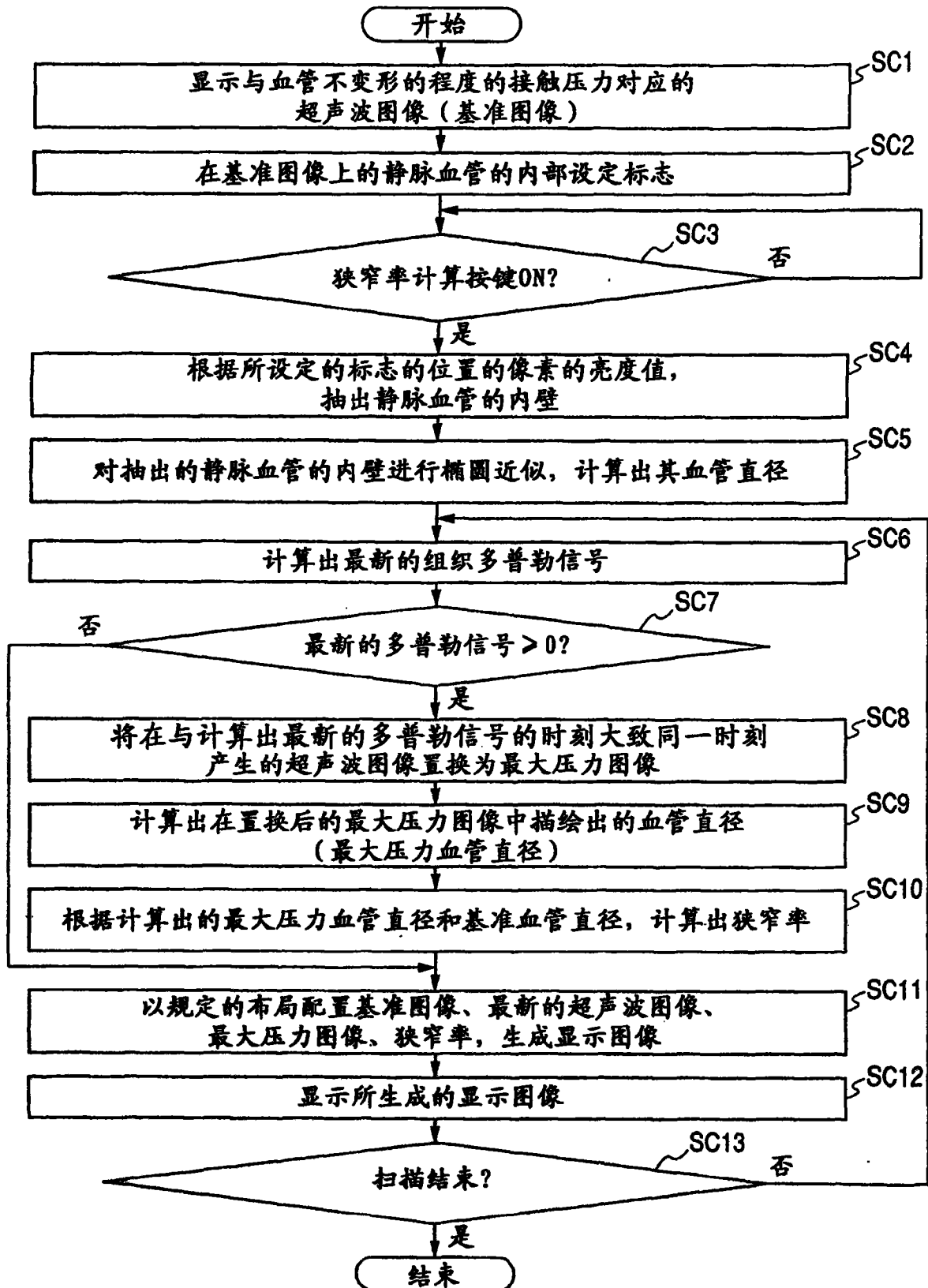
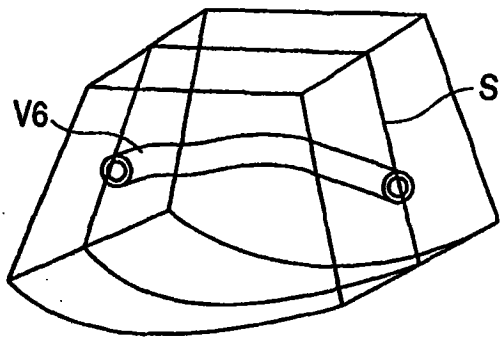
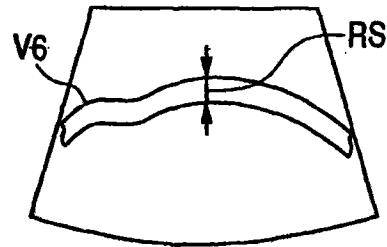


图 13



体数据

图 14A



与断面S有关的3D图像

图 14B

专利名称(译)	超声波诊断装置及其图像显示方法		
公开(公告)号	CN101292881B	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN200810093547.5	申请日	2008-04-25
[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	中屋重光		
发明人	中屋重光		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T7/00 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/42 A61B8/06 A61B5/6886 A61B5/6844		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2007116123 2007-04-25 JP		
其他公开文献	CN101292881A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置经由探头用超声波循环扫描被检体。产生部件根据上述探头的输出，产生扫描时刻不同的多个图像数据。计算部件根据与上述探头对上述被检体的压迫的强度对应地变化的物理量，计算出与上述压迫有关的多个指标值。确定部件确定上述所产生的多个图像中的、与上述计算出的多个指标值中的第一指标值对应的第一图像、与第二指标值对应的第二图像。显示部件排列地显示确定出的上述第一图像和第二图像。

