



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103118600 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 22

(21) 申请号 201180045185. 2

(22) 申请日 2011. 07. 28

(30) 优先权数据

2010-211163 2010. 09. 21 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 03. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/067191 2011. 07. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/039193 JA 2012. 03. 29

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都千代田区外神田四丁目 14
番 1 号 101-0021

(72) 发明人 猪上慎介

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 韩聪

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

G06T 1/00(2006. 01)

G06T 15/08(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2010/026823 A1, 2010. 03. 11,
JP 特开 2009-240464 A, 2009. 10. 22,
CN 1993080 A, 2007. 07. 04,
CN 1676104 A, 2005. 10. 05,
WO 2009/098973 A1, 2009. 08. 13,
JP 特开 2008-259555 A, 2008. 10. 30,
JP 特开 2008-220802 A, 2008. 09. 25,
WO 2010/024023 A1, 2010. 03. 04,
JP 特开 2008-259605 A, 2008. 10. 30,
WO 2005/048847 A1, 2005. 06. 02,

审查员 李陆美

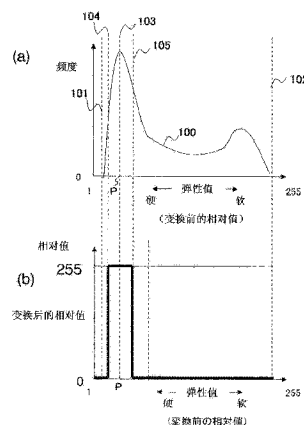
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像的显示方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及超声波图像的显示方法,为了清晰地描绘出应关注的硬度部位的三维弹性像,针对构成体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使规定范围外的弹性值的值变小的变换。通过对变换后的体数据进行绘制,从而应关注的硬度部位的大的值被积算,生成三维弹性像,从而能够清晰地描绘出应关注的硬度部位。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;

弹性值变换部,其针对构成所述体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于所述频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使所述规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及

体绘制部,其通过对所述弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像,

所述弹性值变换部将基于所述频度确定的规定范围的弹性值变换为第一常数,将所述规定范围外的弹性值变换为随着弹性值远离所述规定范围的弹性值而逐渐成为比第一常数小的值。

2. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;

弹性值变换部,其针对构成所述体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于所述频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使所述规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及

体绘制部,其通过对所述弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像,

基于所述频度确定的规定范围的弹性值是根据所述弹性值的每个大小的频度而求出的、构成所述体数据的弹性值的最小值,所述弹性值变换部向该弹性值的最小值分配规定的大的值,且随着构成所述体数据的弹性值增大而分配比所述规定的大的值逐渐变小的值。

3. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;

弹性值变换部,其针对构成所述体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于所述频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使所述规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及

体绘制部,其通过对所述弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像,

所述弹性值变换部求出根据所述弹性值的每个大小的频度而求出的、构成所述体数据的弹性值的平均值、最大值以及最小值,且通过对所述平均值的弹性值乘以权重 1、对从所述最小值到平均值为止的弹性值乘以大于 1 的权重、对从所述平均值到最大值为止的弹性值乘以小于 1 的权重,从而改变弹性值。

4. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;

弹性值变换部,其针对构成所述体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进

行计数,并进行使基于所述频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使所述规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及

体绘制部,其通过对所述弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像,

所述弹性值变换部通过对构成所述体数据的弹性值中的规定的小的弹性值乘以权重,从而进行使弹性值增大的变换。

5. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;

弹性值变换部,其针对构成所述体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于所述频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使所述规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及

体绘制部,其通过对所述弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像,

所述弹性值变换部进行对所述弹性值中的众数分配最大的相对值、对众数以上的弹性值范围以及众数以下的弹性值范围以相对值线性减小的方式分配相对值的变换。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;

弹性值变换部,其针对构成所述体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于所述频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使所述规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及

体绘制部,其通过对所述弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像,

所述弹性值变换部进行对构成所述体数据的弹性值中的最小的弹性值分配最大的相对值、对最大的弹性值分配最小的相对值、对其间的弹性值范围以相对值根据弹性值而线性减小的方式分配相对值的变换。

超声波诊断装置以及超声波图像的显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及利用超声波对被检体内的诊断部位显示超声波图像的超声波诊断装置,尤其涉及能够将表示被检体的生物体组织的硬度的弹性图像作为三维图像来显示的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往,如专利文献 1 和 2 所示,超声波诊断装置通过将超声波传送到被检体内,从其反射波接收生物体组织的超声波反射回波信号,并实施信号处理,从而生成并显示将超声波反射率作为亮度的诊断部位的黑白断层像(B 模式像)。

[0003] 此外,在专利文献 2 中,公开了如下方法:根据黑白断层像和其取得位置来进行三维坐标变换,从而获得将多个断层像数据进行了三维配置的三维体数据(volume data),并对其进行体绘制(rendering),从而获得从任意的视线方向看的诊断部位的三维浓淡像。作为绘制的方法,公开了如下方法:根据构成三维体数据的体素(voxel)的亮度的值来对每个体素赋予不透明度,且直到在视线上排列的体素的不透明度的累积值成为 1 为止,将其视线上的体素的亮度值依次累积的值作为二维投影面上的像素(pixel)值。

[0004] 此外,在专利文献 1 和 2 中,还公开了求出诊断部位的弹性像的方法。首先,选择 2 个帧的黑白断层像,通过模块匹配(block matching)等求出图像上的各点在 2 个帧之间位移了多少,并对求出的位移实施已知的运算,从而求出关于图像上的各个点的表示硬度的弹性值(变形或弹性率等)。将求出的弹性值的大小根据色变换表来变换为色调信息,从而获得用色调表示弹性值的二维弹性像。

[0005] 此外,在专利文献 2 中,公开了如下方法:为了在三维浓淡像中,解决被外侧的不透明度高的体素所隐藏而得不到内侧的病变部的三维像的问题,对从黑白断层像获得的三维体数据的各个体素,根据弹性值的大小来赋予不透明度,进行体绘制。由此,获得将硬的组织表示成更加不透明、将软的组织表示成更加透明的三维浓淡像。

[0006] 此外,在专利文献 2 中,对多个二维弹性像进行坐标变换而获得三维体数据,并对其进行体绘制,从而生成三维弹性像。此时,由于在将体素值简单累积的通常的绘制方法中,产生弹性值被累积、生物体组织的弹性特性被歪曲的三维弹性像的问题,所以使用黑白断层像的亮度数据来求出在视线上贡献率最高的体素,将其体素的弹性值作为二维投影面的弹性值来生成三维弹性像。

[0007] 作为显示方法,在专利文献 1 中,重叠显示黑白断层像(二维)和二维弹性像。在专利文献 2 中,示出了生成将黑白三维像和三维弹性像重叠的图像,并将其与三个方向的黑白断层图像在一个画面上排列后进行显示。

[0008] 此外,在专利文献 3 中,公开了在一个画面上排列显示黑白断层像和二维弹性像或重叠显示黑白断层像和二维弹性像的方法。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献 1 : 国际公开 W02005/048847 号公报

[0012] 专利文献 2 : JP 特开 2008-259605 号公报

[0013] 专利文献 3 : JP 特开 2000-60853 号公报

发明内容

[0014] (发明要解决的课题)

[0015] 在以往的求出被检体的弹性像的方法中,如专利文献 1 和 2 所记载的那样,选择 2 个帧的黑白断层像,且对被检体施加压力,从而求出图像上的各个点在 2 个帧之间位移了多少,并基于求出的位移来求出弹性值(变形或弹性率等)。因此,越是容易产生较大位移的软的组织,越会成为弹性值越大的值,越是难以产生位移的硬的组织,越会成为弹性值越小的值。

[0016] 操作者想要更加清晰地看到的组织大多数为肿瘤等硬的组织,但硬的组织的弹性值小,包围硬的组织的软的组织的弹性值大。在以往的生成三维浓淡像的体绘制方法中,根据构成三维体数据的体素的亮度的值来对每个体素赋予不透明度,且直到在视线上排列的体素的不透明度的累积值成为 1 为止,将依次累积了其视线上的体素的亮度值的值作为二维投影面上的像素(pixel)值。因此,若将其用于弹性值的体数据的绘制,则弹性值的数值大的软的体素对二维投影面的贡献率变高,难以描绘出位于软的组织内侧的应关注的硬的组织。

[0017] 假设将弹性值的数值大的软的组织的体素的数据通过附加过滤器等而除去了的情况下,能够获得硬的组织的体素的三维像,但由于硬的组织的体素的弹性值的数值小,所以通过绘制而进行了积算之后的数值也小,难以获得对比度高的清晰的三维像。

[0018] 在专利文献 2 中,为了获得内侧的病变部的三维像,对从黑白断层像获得的三维体数据的各个体素,根据弹性值的大小来赋予不透明度后进行绘制,但由于在该方法中进行积算的是黑白断层像的亮度数据(超声波反射率),所以得不到三维弹性像。

[0019] 本发明的目的在于,提供一种能够清晰地描绘出应关注的硬度的部位的三维弹性像的超声波诊断装置。

[0020] (用于解决课题的手段)

[0021] 为了达到上述目的,根据本发明,提供如下的超声波诊断装置。即,该超声波诊断装置包括:弹性像体数据生成部,其使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;弹性值变换部,其针对构成体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及体绘制部,其通过对弹性值变换部进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像。

[0022] 此外,根据本发明的其他方式,提供超声波图像的显示方法。即,该超声波图像的显示方法使用向被检体内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据,针对构成体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使规定范围外的弹性值的值变小的变换,通过对变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像来进行显示。

[0023] (发明效果)

[0024] 根据本发明,基于频度确定的应关注的硬度部位的弹性值的数值增大,从而在通过体绘制进行了积算的情况下,应关注的硬度部位的值增大,能够生成应关注的硬度部位的对比度大的三维弹性像。

附图说明

[0025] 图 1 是表示实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0026] 图 2 是表示实施方式 1 的弹性值变换部的动作的流程图。

[0027] 图 3(a) 是表示实施方式 1 的弹性值变换部生成的弹性值与频度的关系的曲线图,(b) 是表示在实施方式 1 中弹性值变换部进行变换后的弹性值(相对值)与变换前的弹性值(相对值)的关系的曲线图。

[0028] 图 4(a) 是表示在实施方式 1 中获得的三维弹性像、以及显示了二维弹性像与黑白断层像的合成图像的画面例的说明图,(b) 是图 (a) 的色彩图 15 的放大图,(c) 是表示比较例的三维弹性像、以及显示了二维弹性像与黑白断层像的合成图像的画面例的说明图。

[0029] 图 5(a) 是表示实施方式 2 的弹性值变换部生成的弹性值与频度的关系的曲线图,(b) 是表示在实施方式 2 中弹性值变换部进行变换后的弹性值(相对值)与变换前的弹性值(相对值)的关系的曲线图。

[0030] 图 6 是表示在实施方式 2 中获得的三维弹性像的说明图。

[0031] 图 7(a) 是表示实施方式 3 的弹性值变换部生成的弹性值与频度的关系的曲线图,(b) 是表示在实施方式 3 中弹性值变换部进行变换后的弹性值(相对值)与变换前的弹性值(相对值)的关系的曲线图。

[0032] 图 8(a) 是表示实施方式 4 的弹性值变换部生成的弹性值与频度的关系的曲线图,(b) 是表示在实施方式 4 中弹性值变换部生成的权重 w 和变换前的弹性值(相对值)的关系的曲线图。

具体实施方式

[0033] 以下,基于附图说明本发明的一实施方式的超声波诊断装置。在本实施方式中,将表示被检体的规定截面中的组织的超声波反射率的分布的 B 模式像称为黑白断层像,将对由黑白断层像的数据构成的体数据进行了绘制的二维投影像称为三维像,将表示对被检体的组织的弹性进行表示的弹性值的规定截面中的二维分布的像称为二维弹性像,将对由二维弹性像的数据构成的体数据进行了绘制的二维投影像称为三维弹性像。

[0034] 如图 1 所示,在超声波诊断装置中,包括:探头 2,使其与被检体 1 抵接后使用;发送部 3,经由探头 2 向被检体 1 内的诊断部位以规定的时间间隔重复发送超声波;接收部 4,以时间序列接收由被检体 1 反射的反射回波信号;超声波收发控制部 5;以及调相加法部 6,对接收到的反射回波进行调相加法运算。

[0035] 探头 2 包括以列状或者扇形排列的多个振子,利用振子对被检体 1 进行超声波的收发。探头 2 具有在与排列方向正交的方向(短轴方向)上对多个阵子进行机械扫描的功能,能够以三维方式收发超声波。另外,作为探头 2,也可以通过使用将多个振子二维排列的探头,从而不需要使振子机械振动,就能够以三维方式收发超声波。

[0036] 发送部 3 驱动探头 2 来生成用于产生超声波的发送波脉冲。此时,控制传递给探

头 2 的各个振子的发送波信号的相位,将发送的超声波的收敛点设定为某一深度。此外,接收部 4 以规定的增益对探头 2 的各个振子接收到的反射回波信号进行放大,从而生成 RF 信号、即接收波信号。超声波收发控制部 5 控制发送部 3 和接收部 4。调相加法部 6 通过对 RF 信号的相位进行调整之后进行加法运算,从而形成相对于一个点或者多个收敛点收敛的超声波束,由此生成 RF 信号帧数据(相当于 RAW 数据)。

[0037] 此外,在超声波诊断装置中,包括:界面部 43,接受来自操作者的设定;图像显示部 13;切换加法部 12,切换在图像显示部 13 中显示的图像的种类;图像系统控制部 44;以及短轴扫描位置控制部 45。短轴扫描位置控制部 45 通过控制探头 2 在与排列方向正交的方向上对多个振子进行机械扫描的动作,从而进行规定范围的三维收发。

[0038] 此外,作为用于从 RF 帧数据生成以超声波反射率作为亮度的诊断部位的黑白断层像以及三维像的结构,超声波诊断装置包括断层像构成部 7、断层像存储部 35、断层像的体数据生成部 36、体绘制部(二维像)38 以及多帧构成部(断层像)46。除此之外,作为用于从 RF 信号帧数据生成二维弹性像以及三维弹性像的结构,包括 RF 信号帧数据存储部 27、RF 信号帧数据选择部 28、位移测量部 30、弹性信息运算部 32、弹性图像构成部 34、二维弹性像存储部 39、弹性像的体数据生成部 40、体绘制部(弹性像)42、多帧构成部(弹性像)48 以及弹性值变换部 51。

[0039] 断层像构成部 7 对由调相加法部 6 生成的 RF 信号帧数据实施增益修正、日志(log)压缩、检波、轮廓强调以及过滤处理等,并生成以反射率作为亮度(浓淡)的诊断部位的黑白断层像(B 模式像)。此时,图像系统控制部 44 经由界面部 43 从操作者接受黑白断层像的生成条件,控制断层像构成部 7。

[0040] 断层像存储部 35 使在断层像构成部 7 中构成的黑白断层像和其取得位置建立对应之后进行存储。这里所指的取得位置是基于短轴扫描位置控制部 45 的控制的短轴方向的移动量。体数据生成部 36 对在断层像存储部 35 中存储的多个黑白断层像(与一个立体相应的量)进行根据短轴方向移动量来再次配置的坐标变换,生成三维体数据。

[0041] 体绘制部 38 使用下式(1)~(3),基于亮度和不透明度对体数据生成部 36 生成的三维体数据进行绘制,从而构成被检体的诊断部位的三维像(三维体数据的二维投影像)。投影方向(视线方向)是图像系统控制部 44 经由界面 43 从操作者接受的。

[0042] $C_{out}(i) = C_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdot C(i) \cdot S(i) \cdots$ 式(1)

[0043] $A_{out}(i) = A_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdots$ 式(2)

[0044] $A(i) = Bopacity[C(i)] \cdots$ 式(3)

[0045] 在式(1)中, $C_{out}(i)$ 是作为二维投影面的像素值来输出的值。 $C(i)$ 是从二维投影面上的某一点看三维像时在视线上第 i 个(其中, $i = 0 \sim N-1$)存在的体素的亮度值。另外,这里所称的体素是指构成三维体数据的各个亮度数据的位置。在视线上排列了 N 个体素时,将 $i = 0 \sim N-1$ 为止的体素的亮度值根据式(1)进行积算而得到的亮度值 $C_{out}(N-1)$ 成为最终输出的像素值。 $C_{out}(i-1)$ 表示体素第 $i-1$ 个为止的积算值。

[0046] 式(1)的 $A(i)$ 为在视线上第 i 个存在的体素的不透明度,为 $0 \sim 1.0$ 的值。如式(3)所示,通过参照确定了预先决定的亮度值 $C(i)$ 与不透明度($Opacity$)的关系的表($Bopacity[C(i)]$),或者向确定了预先决定的亮度值 $C(i)$ 与不透明度的关系的函数($Bopacity[C(i)]$)代入亮度值 $C(i)$,从而根据体素的亮度值的大小而确定不透明度 $A(i)$ 。

例如,对亮度值大的体素赋予大的不透明度。由此,通过根据亮度值来赋予不透明度,从而决定对要输出的二维投影面的亮度值 $C_{out}(N-1)$ 的、其体素的亮度值 $C(i)$ 的贡献率。

[0047] 式 (2) 的 $A_{out}(i)$ 为,将通过式 (3) 赋予的不透明度 $A(i)$ 直到第 i 个体素为止根据式 (2) 的右边进行了积算的值。在式 (1) 中,使用如式 (2) 所示那样计算出的第 $i-1$ 个体素为止的不透明度的积算值 $A_{out}(i-1)$ 。根据式 (2) 可知, $A_{out}(i)$ 在每次通过体素时被积算且收敛为 1.0。因此,如上述 (1) 所示那样在第 $i-1$ 个为止的不透明度的积算值 $A_{out}(i-1)$ 约为 1.0 的情况下,式 (1) 的右边第 2 项成为 0,第 i 个以后的亮度值 $C(i)$ 不会被反映到所输出的二维投影像(三维)中。另外, $C_{out}(i)$ 、 $A_{out}(i)$ 都将 0 作为初始值。

[0048] 式 (1) 的 $S(i)$ 为用于赋予阴影的加权成分,且利用根据亮度值 $C(i)$ 和其周边的亮度值求出的、亮度值的倾斜度来计算出。例如,在以第 i 个体素为中心的面(亮度值的倾斜度)的法线与预先确定的光源的光轴一致的情况下,为了进一步强烈反射光,基于预先确定的表或函数,对体素 i 作为 $S(i)$ 而赋予 1.0,在光源和法线正交的情况下,作为 $S(i)$ 而赋予 0.0。由此,对获得的二维投影像施加阴影,获得增强效果。

[0049] 多帧构成部(断层像)46 根据在体数据生成部 36 中生成的三维体数据,生成任意截面的黑白断层像。任意截面的位置是界面部 43 从操作者接受并经由图像系统控制部 44 设定在多帧构成部(断层像)46 中的。另外,能够设定多个任意截面位置,多帧构成部 46 对多个任意截面位置分别生成黑白断层像。

[0050] 通过这样的结构,形成被检体 1 的诊断部位的三维像和任意截面的黑白断层像。

[0051] 另一方面,在 RF 信号帧数据存储部 27 中依次存储调相加法部 6 生成的 RF 信号帧数据。例如,RF 信号帧数据存储部 27 在帧存储器内依次存储由调相加法部 6 基于时间序列即图像的帧率而生成的 RF 信号数据。RF 信号帧数据选择部 28 从存储在 RF 信号帧数据存储部 27 中的多个 RF 信号帧数据中选出一组、即两个 RF 信号帧数据。例如,RF 信号帧数据选择部 28 根据来自图像系统控制部 44 的指令,将最新存储的 RF 信号帧数据(N)选作第一数据,并且从在时间上过去存储的 RF 信号帧数据组(N-1、N-2、N-3、...、N-M)中选择一个 RF 信号帧数据(X)。另外,这里,N、M、X 为对 RF 信号帧数据赋予的索引号,且是自然数。

[0052] 位移测量部 30 从一组 RF 信号帧数据中求出生物体组织的位移等。

[0053] 例如,位移测量部 30 对由 RF 信号帧数据选择部 28 选择出的一组数据、即 RF 信号帧数据(N)以及 RF 信号帧数据(X)进行一维或者二维相关处理,求出与断层图像(二维反射率像)的各个点对应的生物体组织中的位移或与移动向量(位移的方向和大小)有关的一维或者二维位移分布。这里,在移动向量的检测中使用模块匹配法。模块匹配法是如下方法:将断层图像分割为例如由 $n \times n$ 像素构成的模块,关注关心区域内的模块,并从之前的帧开始寻找与关注模块的反射率分布最近似的模块,参照这个且通过预测编码即差分来决定标本值。

[0054] 弹性信息运算部 32 基于位移测量部 30 求出的位移或移动向量,进行规定的运算,从而运算弹性值,并作为时间序列的弹性帧数据来输出。这里所指的弹性值只要是表示被检体 1 的组织的弹性的值即可,作为一例,可列举变形、弹性率、位移、粘性、变形比等。在作为弹性值而使用变形的情况下,能够通过对生物体组织的移动量例如位移进行空间微分来计算出。

[0055] 二维弹性像构成部 34 包括帧存储器和图像处理部,通过将从弹性信息运算部 32

以时间序列输出的弹性帧数据存储在帧存储器中,并在图像处理部中处理所存储的帧数据,从而生成表示被检体的诊断部位中的弹性值的二维分布的二维弹性像。二维弹性像为基于预先确定的颜色变换表将弹性值的值变换为色调信息的彩色像。例如,与弹性值从规定的小值变化为大值相对应地,赋予从蓝(B)到绿(G)、红(R)以255灰度(1~255)依次变化的色调。最硬的部位的弹性值为1,最软的部位的弹性值为255。

[0056] 二维弹性像存储部39使由弹性像构成部34生成的二维弹性像及其取得位置建立对应后进行存储。体数据生成部40基于存储在二维弹性像存储部39中的二维弹性像及其取得位置来进行三维坐标变换,从而生成对在空间上连续的多个二维弹性像进行三维配置的三维体数据。

[0057] 弹性值变换部51为了获得能够明确掌握操作者关注的硬度的组织、例如弹性值小的硬的范围的组织的形状的三维像,变换构成三维体数据的弹性值。由此,生成操作者关注的硬度组织的弹性值大、软的组织的弹性值小的三维体数据。关于变换方法,将在后述的实施方式1~4中进行具体说明。

[0058] 体绘制部42使用下式(4)~(6),对通过弹性值变换部51变换的弹性体数据进行绘制。投影方向(视线方向)是图像系统控制部44经由界面43从操作者接受的。由此,由于能够获得操作者关注的硬度的组织(变换后的弹性值大的范围)的体素的三维弹性像,所以能够掌握位于软的组织内侧的硬的组织的三维形状。

[0059] $E_{out}(i) = E_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdot E(i) \cdot S(i) \cdots$ 式(4)

[0060] $A_{out}(i) = A_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdots$ 式(5)

[0061] $A(i) = Eopacity[E(i)] \cdots$ 式(6)

[0062] 在式(4)中, $E_{out}(i)$ 为作为投影面的像素值而输出的值。 $E(i)$ 为从二维投影面上的某一点看三维弹性图像时的在视线上第*i*个(其中, $i = 0 \sim N-1$)存在的体素的变换后的弹性值(通过弹性值变换部51变换后的弹性值)。在视线上排列了*N*个体素的弹性值时,将*i* = 0 ~ *N*-1为止的弹性值根据式(4)进行了积算的积算值 $E_{out}(N-1)$ 成为最终输出的像素值。 $E_{out}(i-1)$ 表示第*i*-1个为止的积算值。

[0063] 式(4)的 $A(i)$ 为在视线上第*i*个存在的体素的不透明度,为0~1.0的值。如式(6)所示,通过参照确定了预先决定的变换后的弹性值 $E(i)$ 和不透明度(*Opacity*)的关系的表($Eopacity[E(i)]$),或者通过向确定了预先决定的弹性值 $E(i)$ 和不透明度的关系的函数($Eopacity[E(i)]$)代入弹性值 $E(i)$,从而根据体素的弹性值的大小来确定不透明度 $A(i)$ 。

[0064] 式(5)的 $A_{out}(i)$ 是,将通过式(6)赋予的不透明度 $A(i)$ 直到第*i*个体素为止根据式(5)的右边进行了积算的值。在式(4)中,使用如式(5)所示那样计算出的第*i*-1个体素为止的不透明度的积算值 $A_{out}(i-1)$ 。从式(5)可知, $A_{out}(i)$ 在每次通过体素时被积算且收敛为1.0。因此,如上述(4)所示那样第*i*-1个为止的不透明度的积算值 $A_{out}(i-1)$ 约为1.0的情况下,式(4)的右边第2项成为0,第*i*个以后的弹性值 $E(i)$ 不会被反映到所输出的二维投影像(三维)中。另外, $E_{out}(i)$ 、 $A_{out}(i)$ 都将0作为初始值。

[0065] 式(4)的 $S(i)$ 为用于赋予阴影的加权成分,且利用根据变换后的弹性值(*i*)及其周边的变换后的弹性值求出的、弹性值的倾斜度来计算出。例如,在以第*i*个体素为中心的面(弹性值的倾斜度)的法线与预先确定的光源的光轴一致的情况下,为了进一步强烈反

射光,基于预先确定的表或函数,对体素 i 作为 $S(i)$ 而赋予 1.0,在光源和法线正交的情况下,作为 $S(i)$ 而赋予 0.0。由此,对获得的二维投影像施加阴影,给出增强效果。另外,以第 i 个体素为中心的面的倾斜度(法线方向)是根据第 i 个体素及其周边的体素的弹性值或位置求出的。

[0066] 将在后面叙述对于三维弹性像的色调的赋予方法。

[0067] 多帧构成部(弹性像)48 根据弹性值变换部 51 进行变换之前的弹性体数据,生成任意截面中的二维弹性像。对于任意截面的指定而言,界面部 43 从操作者接受,并经由图像系统控制部 44 传递给多帧构成部 48。另外,能够设定多个任意截面位置,多帧构成部 48 对多个任意截面位置分别生成二维弹性像。

[0068] 切换加法部 12 是具备帧存储器、图像处理部、图像选择部的结构。帧存储器分别保存弹性像构成部 7 及多帧构成部 46 生成的黑白断层像、二维弹性像构成部 34 及多帧构成部 48 生成的彩色二维弹性像、体绘制部 38 生成的三维像、以及体绘制部 48 生成的三维弹性像。

[0069] 切换加法部 12 根据操作者的指示,能够生成在黑白断层像上以规定的比例相加彩色二维弹性像而得到的合成图像。作为黑白断层像,使用断层像构成部 7 生成的黑白断层像或者多帧构成部 46 生成的任意截面的黑白断层像。作为彩色二维弹性像,使用二维弹性像构成部 34 生成的二维弹性像、或者多帧构成部 48 生成的任意截面的二维弹性像。关于合成方法,使用专利文献 1 等记载的公知的合成图像的生成方法,能够使用在黑白断层像的各个像素的输出值上相加对与彩色二维弹性值对应的各个像素的输出值乘以规定的比例的值得方法。生成的合成图像保存在帧存储器中。

[0070] 切换加法部 12 根据经由界面部 43 接受到的来自操作者的指示,在帧存储器中保存的黑白断层像、彩色二维弹性像、三维像、三维弹性像以及合成图像中,选择显示在图像显示部 13 中的图像并进行传递。图像显示部 13 以规定的排列在画面上显示传递到的一个以上的图像。

[0071] 图像系统控制部 44 控制与图像生成相关的各个部分。界面部 43 还从操作者接受弹性图像的色调(色彩图的色调)、ROI(关心区域)的设定、帧率等的设定。图像系统控制部 44 在图像显示部 13 的画面上的规定位置上还显示为了生成三维弹性像而设定的弹性值的范围、关于弹性图像的色彩图、所设定的各种参数的值等。

[0072] <实施方式 1>

[0073] 使用图 2~图 4 说明实施方式 1 的弹性值变换部 51 的动作。

[0074] 弹性值变换部 51 通过读入并执行内置的存储器所存储的程序,从而如图 2 所示的流程图那样进行弹性值变换处理。

[0075] 首先,弹性值变换部 51 在图 2 的步骤 61 中,获取体数据生成部 36 所生成的弹性值的体数据。该变换前的体数据成为如下结构:对弹性值最大的软的体素分配相对值 255、对弹性值小的硬的体素分配相对值 1,从而相对值与弹性值成比例且逐渐变化。即,弹性值的相对值整体上为 255 个灰度。另外,在因为噪声或错误而没有弹性信息的情况下,对弹性数据分配相对值 0,表示没有弹性信息。

[0076] 在步骤 62 中,弹性值变换部 51 对构成所获取的体数据的各个体素的弹性值(变换前的相对值)及其个数进行计数,并生成如图 3(a) 所示那样表示弹性值(变换前的相对

值)和频度的关系的曲线图 100。在图 3(a)中,曲线图 100 的线 101 表示在体数据中包含的最硬的弹性值(变换前的相对值)。线 102 表示体数据所包含的最软的弹性值(变换前的相对值)。线 103 表示体数据所包含的弹性值(变换前的相对值)中频度最高的值(众数 P)。

[0077] 在步骤 63 中,如图 3(b)所示,弹性值变换部 51 进行如下变换处理:对以众数 P 为中心的规定的范围的弹性值(变换前的相对值),作为变换后的相对值而分配最大值 255,对其他范围的弹性值(变换前的相对值),作为变换后的相对值而分配最小值。另外,作为最小值,既可以分配作为弹性值的最小值的 1,也可以分配表示没有弹性信息的 0,但在此,以下说明作为最小值而分配 0 的例子。

[0078] 具体地说,如图 3(a)所示,弹性值变换部 51 计算出比众数 P 小预先确定的值 k 的值 $P-k$ 的弹性值(变换前相对值)104、和比众数 P 大 k' 的值 $P+k'$ 的弹性值(变换前相对值)105。如图 3(b)所示,弹性值变换部 51 进行如下变换:对 $P-k$ 的弹性值(变换前相对值)104 至 $P+k'$ 的弹性值(变换前相对值)105 的范围,作为变换后的相对值而分配最大值 255,对这以外的范围,作为变换后的相对值而分配最小值 0。例如,设为 $k=10$ 、 $k'=10$ 。

[0079] 由此,生成向与出现频度高的规定硬度的弹性值对应的体素赋予了大的值(最大值 255)、向这以外的频度低的弹性值的体素赋予了小的值(最小值 0)的体数据。在步骤 64 中,弹性值变换部 51 将变换后的体数据传递给体绘制部 42。

[0080] 体绘制部 42 使用上述的式(4)~(6)对变换后的体数据进行绘制,通过求出 $E_{out}(i)$ 而获得三维弹性像。获得的三维弹性像参照图 4(b)的三维弹性像用色彩图 15 而进行着色。

[0081] 三维弹性像用色彩图 15 是,向弹性值变换部 51 赋予了最大值 255 的弹性值范围(以众数 P 为中心的规定的范围的弹性值)的变换前的弹性值范围赋予对应的色调(一色),且根据 $E_{out}(i)$ 的值的大小来改变亮度(明度)的图。通过式(4)设定为:由于用于附加阴影的加权成分 $S(i)$ 的贡献越大($S(i)$ 小)则 $E_{out}(i)$ 越小,所以接近黑色(低亮度)。通过设置成式(4)的 $S(i)$ 的贡献越大、即 $E_{out}(i)$ 的值越小则越接近黑色(低亮度),从而获得阴影的效果,成为立体的三维弹性像。

[0082] 对于与变换前的弹性值范围对应的色调(一色)而言,例如,若以众数 P 为中心的规定的范围的弹性值的、变换前的弹性值的平均值、最大值或者最小值中预先确定的值小于弹性值整体的平均值 127,则设为蓝色,若大于 127,则设为红色。或者,也可以是将以众数 P 为中心的规定的范围的弹性值的、变换前的弹性值的平均值、最大值或者最小值中预先确定的值作为在二维弹性像的色彩图 14 中对应的色调。

[0083] 在本实施方式 1 中,由于软的组织的相对值为 0,所以在三维弹性像中未描绘弹性值变换部 51 变换后的体数据,能够获得操作者期望的频度高的硬的组织(变换后的弹性值大的范围)的三维弹性像。并且,由于频度高的硬的组织的体素的变换后的相对值大,所以积算后的数值大,能够获得对比度高的清晰的三维像。

[0084] 经由切换加法部 12,在图像显示部 13 中显示获得的三维像。图 4(a)为在图像显示部 13 中显示的图像的一例。在画面 10 的右侧区域,显示有三维弹性像 9。三维弹性像 9 是变换为大的相对值的频度高的硬的组织的像。在三维弹性像 9 的右侧,显示有表示三维弹性像 9 的颜色和弹性值的关系的三维弹性像用色彩图 15。

[0085] 在画面 10 的左侧区域,在此显示有黑白断层像 11 和二维弹性像 8 的合成图像。由于仅对操作者设定的 ROI 生成二维弹性像 8,所以仅在黑白断层像 11 的显示区域的中央部的区域中进行合成。在二维弹性像 8 的左侧,显示有表示二维弹性像 8 的色调和弹性值的关系的色彩图 14。由于根据弹性值变换部 51 进行变换之前的数据来生成二维弹性像 8,所以色彩图 14 分别被分配将弹性值大的软的区域设为红色调、将弹性值小的硬的区域设为蓝色调、将中间的区域设为绿色调,且各个颜色随着弹性值的值而阶段性地产生变化,整体为 256 个灰度。另外,在画面 10 的下部的区域 16 中显示有从操作者接受到的各种参数的值。

[0086] 在本实施方式 1 中,包括:弹性像体数据生成部 40,使用向被检体 1 内发送超声波而接收到的信号,生成由表示弹性的弹性值数据构成的体数据;弹性值变换部 51,对于构成体数据的弹性值数据,按弹性值的每个大小对频度进行计数,并进行使基于频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使规定范围外的弹性值的值变小的变换;以及体绘制部 42,通过对弹性值变换部 51 进行变换后的体数据进行绘制,从而生成三维弹性像。

[0087] 弹性值变换部 51 通过将基于频度确定的规定范围的弹性值变换为第一常数、将规定范围外的弹性值变换为比第一常数小的第二常数,从而进行二值化。可将上述的基于频度确定的规定范围的弹性值设为包含频度最高的弹性值的弹性值范围。

[0088] 根据图 4(a) 可知,能够清晰地描绘出被软的组织包围的频度高的硬度组织的三维弹性像 9。因此,由于操作者通过确认黑白断层像 11 和二维弹性像 8 的合成图像,从而能够掌握在软的组织中存在硬的组织的情况,能够通过同时观察三维弹性像 9 来掌握频度高的硬度组织的三维形状,所以能够视觉辨认操作者所期望的肿瘤等硬的组织的三维弹性像。

[0089] 作为比较例,图 4(c) 表示将弹性值变换部 51 进行变换之前的弹性值体数据通过式 (4) ~ (6) 进行绘制而得到的三维弹性像 19。由于在体数据中,硬的组织的弹性值(相对值)小,包围硬的组织的软的组织的弹性值(相对值)大,所以若通过绘制来对视线上的体素的弹性值依次进行积算,则弹性值大的软的体素对二维投影面的贡献率变高,如图 4(c) 所示,获得描绘出了软的组织的外观的三维像 19。因此,在图 4(c) 中,不能视觉辨认存在于软的组织内侧的应关注的硬的组织的像。

[0090] 另外,在本实施方式 1 中,以众数 P 为中心,对 P-k 到 P+k' 的范围赋予了最大值,但赋予最大值的范围也可以是操作者经由界面部而设定范围的结构。此外,也可以使用如方差那样的统计值。此外,也可以以众数 P 以外的、平均值、最大值、最小值等统计值为中心设定范围。也可以构成为:基于频度确定的规定范围的弹性值包括使用根据弹性值的每个大小的频度求出的、构成体数据的弹性值的众数、平均值、最大值以及最小值中的其中一个来确定的值。例如,基于频度确定的规定范围的弹性值是根据弹性值的每个大小的频度而求出的、构成体数据的弹性值的最小值,弹性值变换部 51 向该弹性值的最小值分配规定的大的值,且随着构成体数据的弹性值增大,逐渐分配比规定的大的值小的值。

[0091] 此外,在本实施方式中,对规定范围赋予最大值 255,对除此之外的范围赋予最小值 0,从而进行了二值化,但所赋予的两个值也可以不是 0、255,只要是充分存在差异的两个值即可。

[0092] 此外,也能够将体数据的弹性值预先分离为多个区域,按分离之后的每个区域,通

过本实施方式 1 进行弹性值的变换来进行绘制。

[0093] <实施方式 2>

[0094] 接着,使用图 5 和图 6 说明实施方式 2 的弹性值变换部 51 的动作。在实施方式 2 中,弹性值变换部 51 进行如下变换:向弹性值中的众数 P 分配最大的相对值,向以众数 P 为中心的其以上的弹性值范围以及其以下的弹性值范围,以相对值线性减小的方式分配相对值。即,弹性值变换部 51 将基于频度确定的规定范围的弹性值变换为第一常数,将规定范围外的弹性值变换为随着弹性值远离规定范围的弹性值而逐渐成为比第一常数小的值。

[0095] 首先,弹性值变换部 51 进行实施方式 1 的图 2 的步骤 61、62,针对从弹性像体数据生成部 40 输出的体数据,生成如图 5(a) 所示那样表示弹性值(变换前的相对值)和频度的关系的曲线图 200。曲线图 200 所示的线 201 表示包含在体数据中的最硬的弹性值(变换前的相对值)。线 202 表示包含在体数据中的最软的弹性值(变换前的相对值)。线 203 表示包含在体数据中的弹性值(变换前的相对值)中频度最高的值(众数 P)。

[0096] 在实施方式 2 中,在步骤 63 中进行如图 5(b) 所示那样变换相对值的处理。即,弹性值变换部 51 向线 203 所表示的众数 P,作为变换后的相对值而分配 255,对线 201 所表示的最硬的弹性值(变换前的相对值)分配 0。向线 203 至线 201 之间的弹性值,分配以随着变换前的弹性值(相对值)减小而变换后的相对值逐渐减小的方式变换后的相对值。同样地,对线 203 至线 202 之间的弹性值,分配以随着变换前的弹性值(相对值)增大而变换后的相对值逐渐减小的方式变换后的相对值。

[0097] 由此,向与体数据的出现频度最高的硬的弹性值对应的体素赋予最大的相对值 255,向以众数为中心的除此之外的弹性值的体素赋予随着远离众数的弹性值而减小的相对值,弹性值的最小值和最大值成为最小的相对值 0。

[0098] 在步骤 64 中,弹性值变换部 51 将变换后的体数据传递给体绘制部 42。体绘制部 42 使用上述的式(4)~(6)对变换后的体数据进行绘制,获得三维弹性像。

[0099] 图 6 表示获得的三维弹性像的一例。在本实施方式 2 中,由于向弹性值的频度高的组织分配大的相对值,以众数为中心而相对值逐渐变化的方式进行变换,所以能够以大的对比度清晰地描绘出操作者所期望描绘出的频度高的硬的组织(变换后的弹性值大的范围)的三维弹性像 400。并且,由于频度低的软的组织的变换后的相对值也不是 0,所以通过绘制,如图 6 所示那样在硬的组织的三维弹性像 400 的周围描绘出频度低的软的组织的三维弹性像 402。由于频度低的软的组织的相对值小,所以基于绘制的积算后的数值也小,频度低的软的组织的三维弹性像 402 成为对比度低的像。因此,如图 6 所示那样,频度低的软的组织的三维弹性像 402 不会覆盖隐藏频度高的硬的组织的三维弹性像 400,能够确认硬的组织的三维形状,且还能够掌握软的组织的三维形状。

[0100] 由此,根据实施方式 2,能够掌握操作者所期望的肿瘤等硬的组织的三维弹性像,还能够确认软的组织的三维弹性像。

[0101] 另外,在实施方式 2 中,按照以众数为中心而变换后的相对值逐渐减小的方式进行了弹性值的变换,但中心值并不限于众数,还可以是以平均值、最大值、最小值等统计值为基准来计算出中心值的结构。

[0102] 在实施方式 2 中,将变换后的相对值的最大值设为 255,但也可以是比 255 小的规定值。

[0103] 此外,如图 5 所示,在实施方式 2 中,变换后的相对值被变换成以中心值为中心而线性(直线)减小,但不需要一定是线性(直线)变化,也可以是曲线或阶段状等变换后的相对值逐渐减小的变化。

[0104] 此外,也能够将体数据的弹性值预先分离为多个区域,对分离之后的每个区域,通过本实施方式 2 进行弹性值的变换来进行绘制。

[0105] <实施方式 3>

[0106] 接着,使用图 7 说明实施方式 3 的弹性值变换部 51 的动作。在实施方式 3 中,弹性值变换部 51 进行如下的变换:向构成体数据的弹性值(变换前相对值)中的最小的弹性值(最硬的组织)分配最大的相对值 255,向最大的弹性值(最软的组织)分配最小的相对值 0,向其之间的弹性值范围以相对值根据弹性值而线性减小的方式分配相对值。

[0107] 弹性值变换部 51 进行实施方式 1 的图 2 的步骤 61、62,对变换前的体数据,如图 7(a) 所示那样生成表示弹性值(变换前的相对值)和频度的关系的曲线图 300。线 301 表示包含在弹性体数据中的最小(硬)的弹性值。线 302 表示包含在弹性体数据中的最大(软)的弹性值。

[0108] 在步骤 63 中,弹性值变换部 51 提取线 301、302 的弹性值(变换前的相对值),且如图 7(b) 所示,向最小(硬)的弹性值(线 301),作为变换后的相对值而赋予最大值 255。向最大(软)的弹性值(线 302),作为变换后的相对值而赋予最小值 0。线 301 和线 302 之间的弹性值线性变化。其他结构与实施方式 1 相同。

[0109] 由此,由于能够将硬的组织变换为大的弹性值(变换后的相对值)、将软的组织变换为小的弹性值(变换后的相对值),且能够向最硬的组织赋予最大值 255、向最软的组织赋予最小值 0,所以能够最大限度地发挥相对值的灰度。

[0110] 在本实施方式 3 中获得的三维弹性像中,由于对操作者期望描绘出的肿瘤等硬的组织赋予了大的弹性值(变换后),所以能够以大的对比度清晰地描绘出硬的组织的三维弹性像。并且,由于软的组织的变换后的相对值也不是 0,所以虽然贡献度低但能够描绘出三维弹性像。因此,能够确认硬的组织的三维形状,并且还能够掌握软的组织的三维形状。

[0111] 另外,也能够将体数据的弹性值预先分离为多个区域,对分离之后的每个区域,通过本实施方式 3 进行弹性值的变换来进行绘制。

[0112] <实施方式 4>

[0113] 接着,使用图 8 说明实施方式 4 的弹性值变换部 51 的动作。在实施方式 4 中,通过对在构成体数据的弹性值(变换前相对值)中规定的小的弹性值(硬的组织)乘以权重 $w(w > 1)$,从而进行增大弹性值的变换。

[0114] 通过对大的弹性值(软的组织)乘以权重 $w(w < 1)$,从而进行减小弹性值的变换。

[0115] 弹性值变换部 51 进行实施方式 1 的图 2 的步骤 61、62,对变换前的体数据,如图 8(a) 所示那样生成表示弹性值(变换前的相对值)和频度的关系的曲线图 300。线 401 表示包含在弹性体数据中的最小(硬)的弹性值。线 402 表示包含在弹性体数据中的最大(软)的弹性值。

[0116] 在步骤 63 中,弹性值变换部 51 提取线 401、402 的弹性值(变换前的相对值),并且求出构成体数据的全部弹性值的平均值。图 8(b) 的线 403 表示求出的平均值。

[0117] 如图 8(b) 所示,弹性值变换部 51 生成弹性值的函数、即权重 w 。如下生成 w :对于

弹性值的平均值而言成为 1, 在从最小 (硬) 的弹性值 (线 401) 到平均值 (线 403) 的范围内成为 $w > 1$, 在从最大 (软) 的弹性值 (线 402) 到平均 (线 403) 的范围内成为 $w < 1$ 。即, 弹性值变换部 51 求出根据弹性值的每个大小的频度而求出的、构成体数据的弹性值的平均值、最大值以及最小值, 且通过对平均值的弹性值乘以权重 1、对从最小值到平均值为止的弹性值乘以大于 1 的权重、对从平均值到最大值为止的弹性值乘以小于 1 的权重, 从而改变弹性值。

[0118] 例如, 能够将 w 确定为在对最小值 (最硬) 的弹性值 (线 401) 乘以了权重 w 的情况下成为 255。此外, 能够将最大值 (最软) 的弹性值 (线 402) 的权重 w 设为 0。这样, 能够将连接平均值 (线 403) 的权重 $w = 1$ 的直线或者曲线设为预先确定的形状。

[0119] 弹性值变换部 51 通过将生成的权重 w 的函数乘以构成体数据的弹性值 (变换前), 从而生成变换后的体数据。由此, 硬的组织的弹性值变大、软的组织的弹性值变小。此外, 由于能够对最硬的组织赋予最大值 255、对最软的组织赋予最小值 0, 所以能够最大限度地发挥相对值的灰度。

[0120] 在本实施方式 4 中获得的三维弹性像中, 由于对操作者期望描绘出的频度高的硬的组织赋予大的弹性值 (变换后), 所以能够以大的对比度清晰地描绘出频度高的硬的组织的三维弹性像。并且, 由于频度低的软的组织的变换后的相对值也不是 0, 所以虽然贡献度低但能够描绘出三维弹性像。因此, 能够确认硬的组织的三维形状, 并且还能够掌握软的组织的三维形状。

[0121] 另外, 也能够将体数据的弹性值预先分离为多个区域, 对分离之后的每个区域, 体绘制部 42 通过本实施方式 3 进行弹性值的变换而进行绘制。

[0122] 另外, 在上述的实施方式 1 ~ 4 中, 说明了变换弹性体数据的整体弹性值的情况, 但也可以仅对在弹性体数据中的一部分区域进行弹性值变换。

[0123] 此外, 在本实施方式 1 ~ 4 中, 说明了在生成体数据之后改变弹性值的例子, 但也可以对生成体数据之前的二维弹性像构成部 34 的输出实施本实施方式的弹性值的变换, 之后生成弹性体数据。

[0124] 符号说明:

[0125] 1 被检体、2 探头、3 发送部、4 接收部、5 超声波收发控制部、6 调相加法部、7 断层图像构成部、8 彩色二维弹性像、9 三维弹性像、10 画面、11 黑白断层像、12 切换加法部、13 图像显示部、14 色彩图 (二维弹性像)、15 色彩图 (三维弹性像)、16 参数显示区域、27 RF 信号帧数据存储部、28 RF 信号帧数据选择部、30 位移测量部、32 弹性信息运算部、34 二维弹性像构成部、36 断层像的体数据生成部、38 体绘制部 (二维像)、39 二维弹性像存储部、40 弹性像的体数据生成部、42 体绘制部 (弹性像)、43 界面部、44 图像系统控制部、45 短轴扫描位置控制部、46 多帧构成部 (断层像)、48 多帧构成部 (弹性像)、51 弹性值变换部

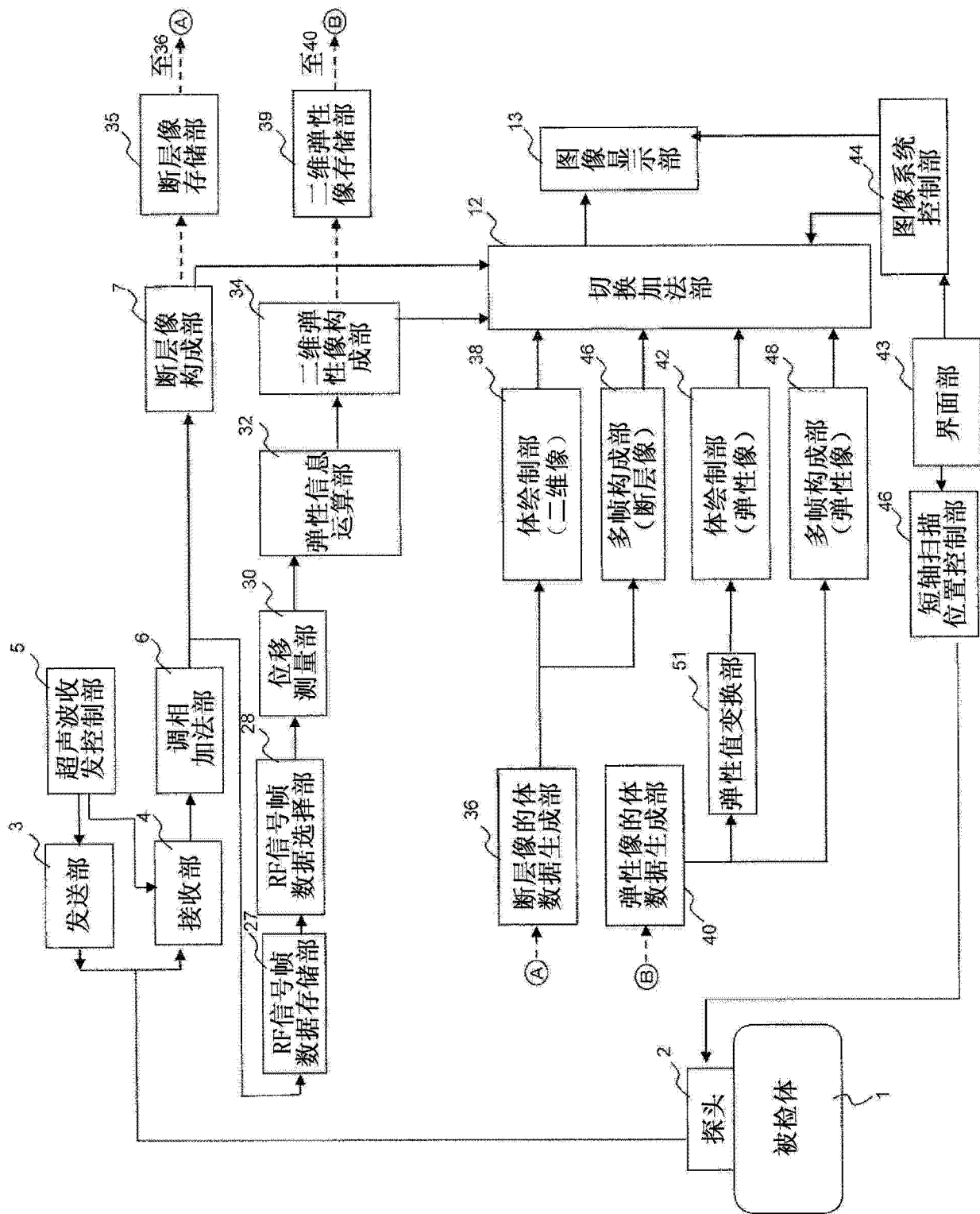


图 1

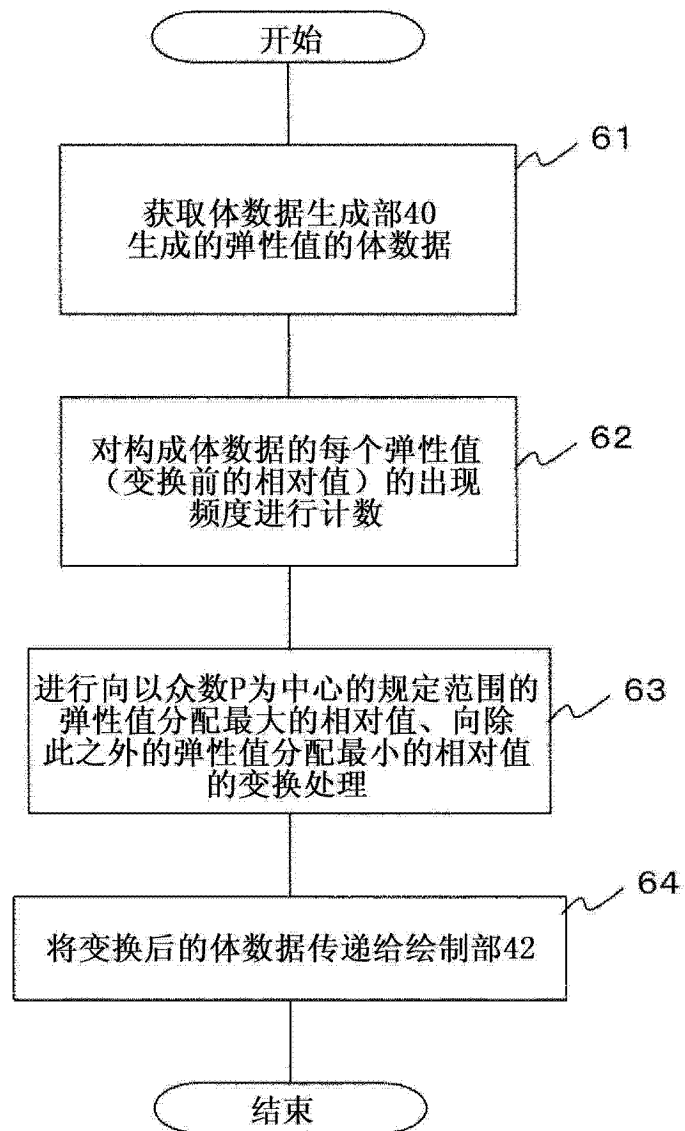


图 2

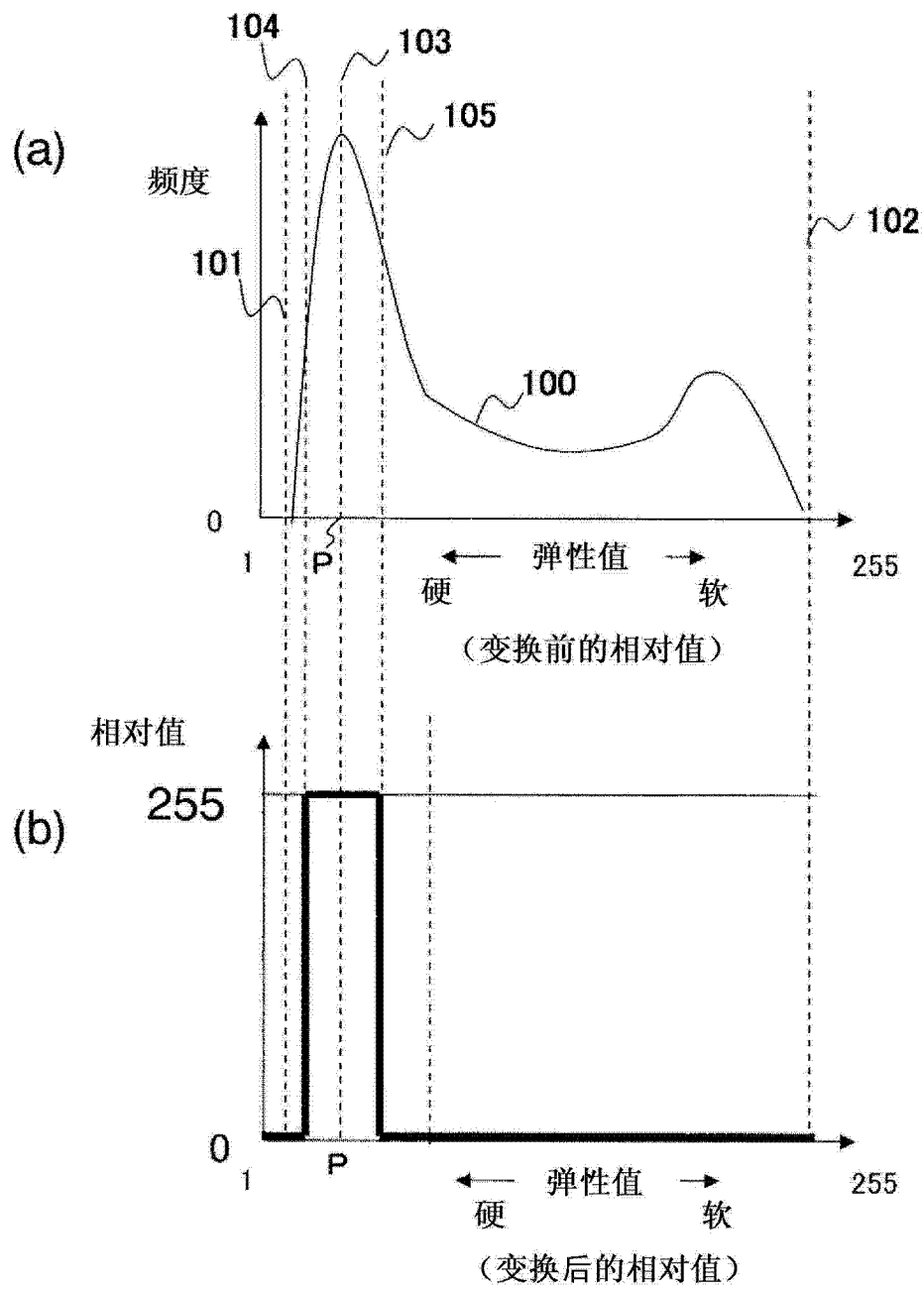


图 3

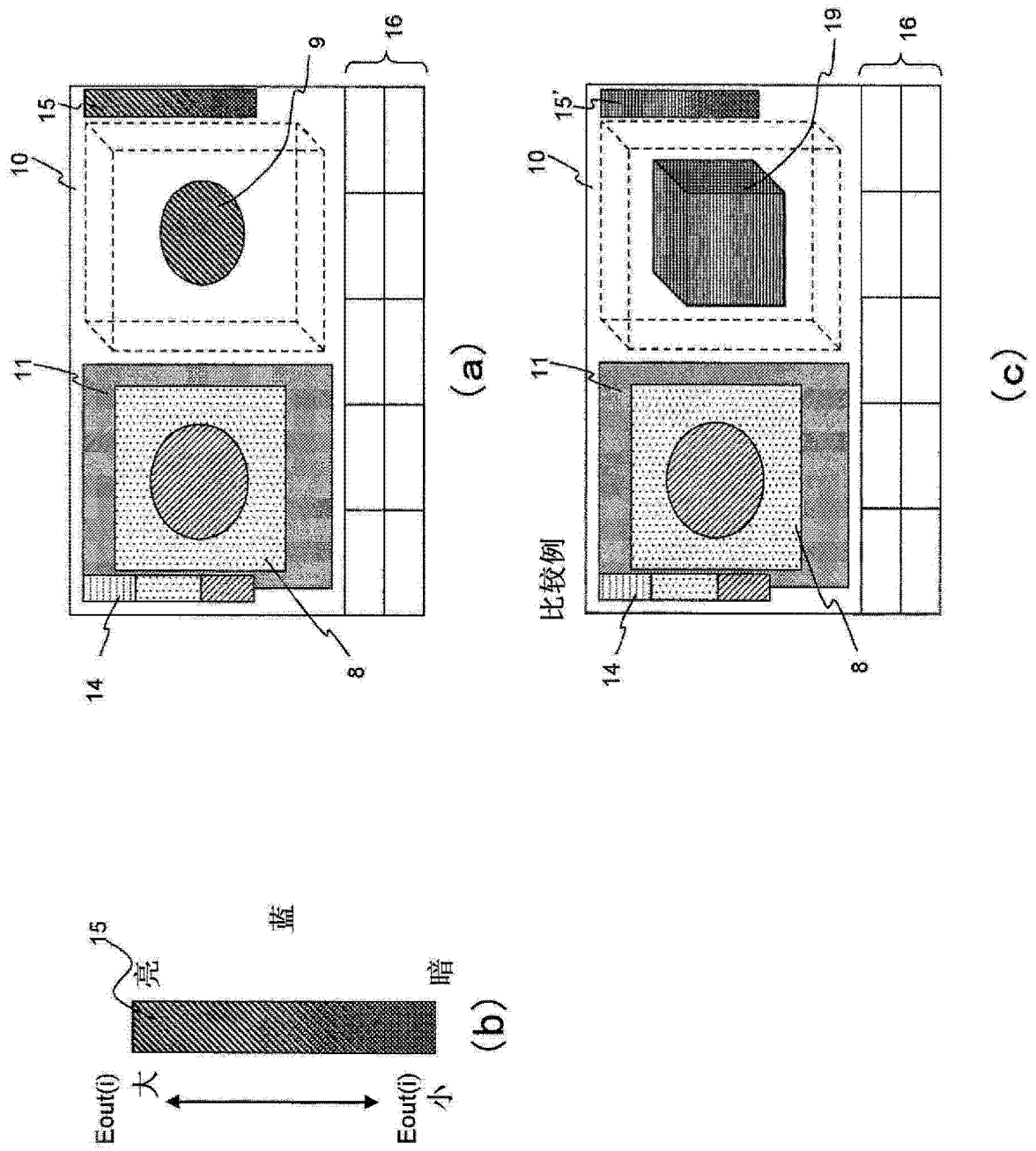


图 4

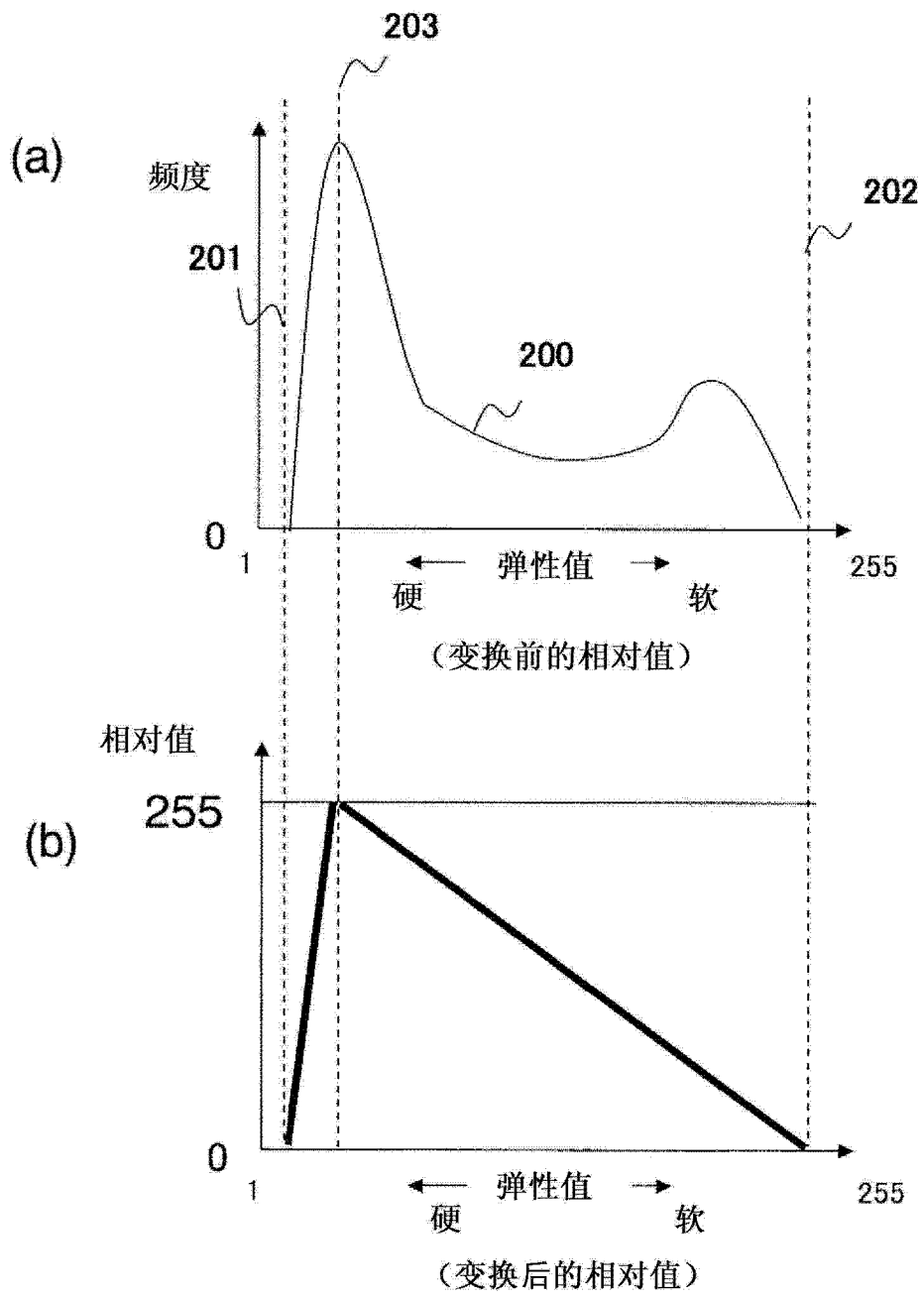


图 5

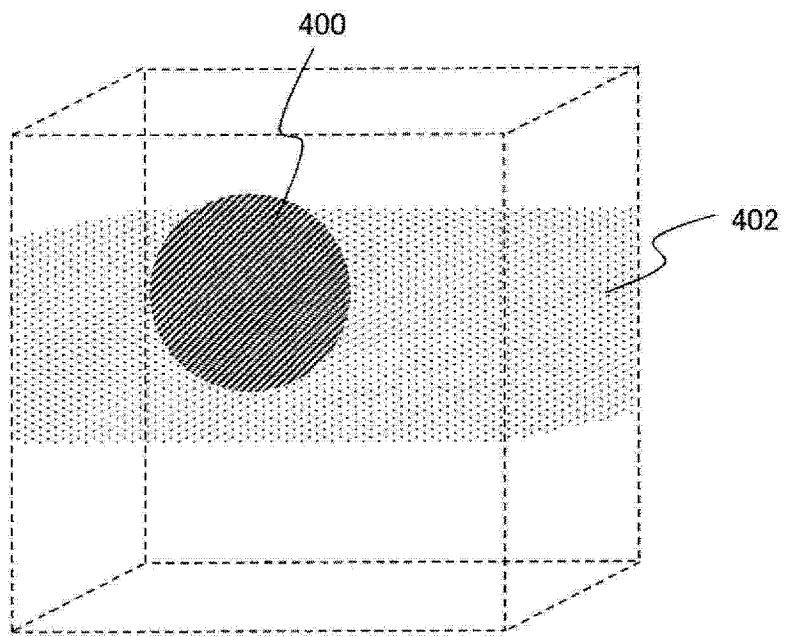


图 6

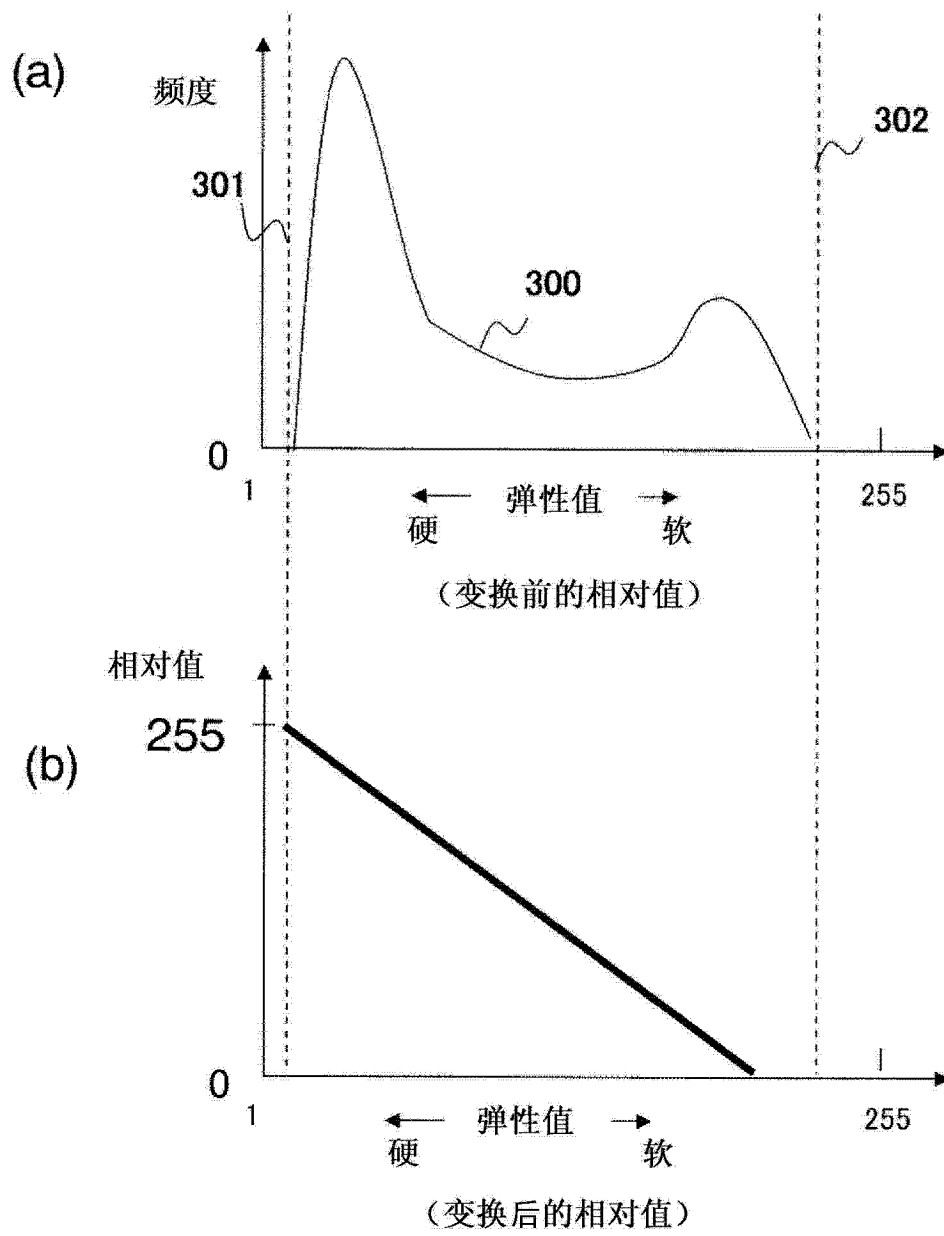


图 7

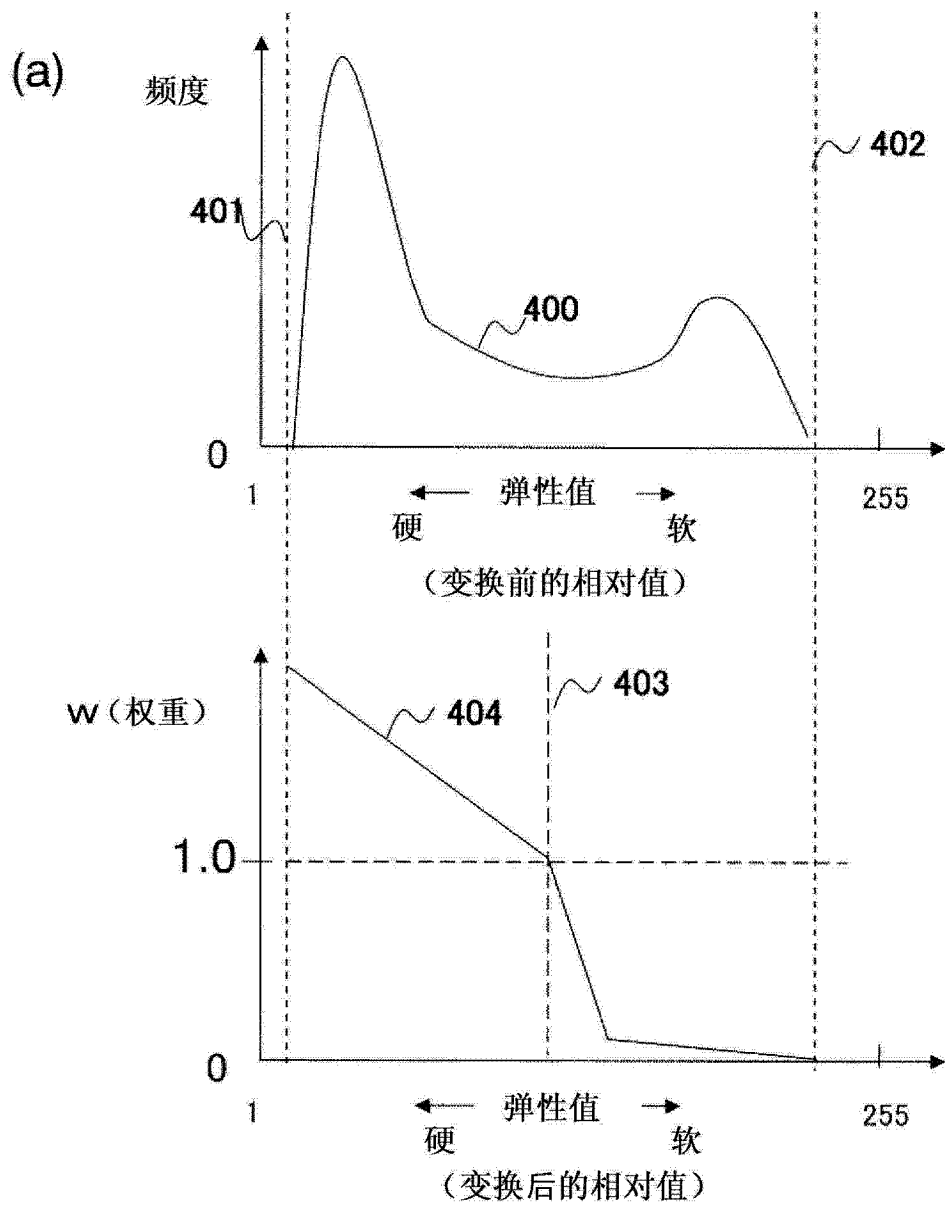


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像的显示方法		
公开(公告)号	CN103118600B	公开(公告)日	2015-04-22
申请号	CN201180045185.2	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	猪上慎介		
发明人	猪上慎介		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T15/08		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/14 G06T11/003 A61B8/5223 A61B8/485 A61B8/483 G06T2210/41 G06T15/08 A61B8/085 A61B8/5207 G16H50/30		
代理人(译)	韩聪		
优先权	2010211163 2010-09-21 JP		
其他公开文献	CN103118600A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及超声波图像的显示方法，为了清晰地描绘出应关注的硬度部位的三维弹性像，针对构成体数据的弹性值数据，按弹性值的每个大小对频度进行计数，并进行使基于频度确定的规定范围的弹性值的值变大、使规定范围外的弹性值的值变小的变换。通过对变换后的体数据进行绘制，从而应关注的硬度部位的大的值被积累，生成三维弹性像，从而能够清晰地描绘出应关注的硬度部位。

