



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654864 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310426727. 1

(22) 申请日 2013. 09. 18

(30) 优先权数据

2012-204257 2012. 09. 18 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 谷川俊一郎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 何欣亭 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

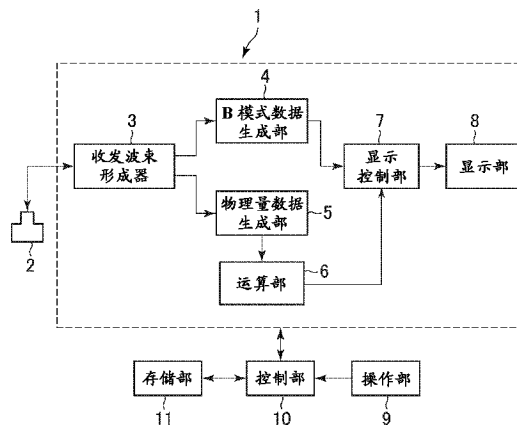
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制程序

(57) 摘要

本发明提供能够显示能辨别肿瘤和囊肿的图像的超声波诊断装置。其特征在于,包括:物理量数据生成部(5),算出与生物组织中各部分的弹性有关的物理量;运算部(6),运算运算式的运算值,该运算式使用由物理量数据生成部算出的物理量的绝对值、所述相关运算中的相关系数及从所述生物组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数,并获得强调所述生物组织中的囊肿的参数特性且能够与囊肿以外相区别的运算值;显示部(8),显示具有与运算部(6)的运算值相应的显示方式的图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

物理量算出部,针对向活体组织收发超声波而获得的相同声线上的时间上不同的两个回波信号,设定相关窗口,在该相关窗口间进行相关运算,算出与所述活体组织中的各部分的弹性有关的物理量;

运算部,运算运算式的运算值,该运算式使用由该物理量算出部算出的物理量的绝对值、所述相关运算中的相关系数及从所述活体组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数,并获得强调所述活体组织中的囊肿的参数特性且能够与囊肿以外相区别的运算值;以及

显示部,显示具有与该运算部的运算值相应的显示方式的图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述运算式为下述式1,
式1

$$F(n) = P(n) \times Q(n)$$

其中, $P(n) = k1 \times \text{Abs}(\text{strain}(n))$

$$Q(n) = k2 \times (1 / \text{xCorr}(n))$$

或者, $P(n) = k1 \times \{1 / \text{abs}(\text{strain}(n))\}$

$$Q(n) = k2 \times \text{xCorr}(n)$$

n :表示通过所述物理量算出部算出应变的声线上的点的 $1 \sim N$ 的自然数

$k1$ 、 $k2$:权重系数

$\text{strain}(n)$:通过所述物理量算出部算出的声线上的点 $1 \sim N$ 上的应变值

$\text{Abs}(\text{strain}(n))$:返回通过所述物理量算出部算出的应变的绝对值的函数

$\text{xCorr}(n)$:声线上的点 $1 \sim N$ 上的相关系数的值。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述运算式为下述式11,
式11

$$F(n) = P(n) \times Q(n) \times R(n)$$

其中, $P(n) = k1 \times \text{Abs}(\text{strain}(n))$

$$Q(n) = k2 \times (1 / \text{xCorr}(n))$$

$$R(n) = k3 \times (1 / \text{Intensity}(n))$$

或者, $P(n) = k1 \times \{1 / \text{abs}(\text{strain}(n))\}$

$$Q(n) = k2 \times \text{xCorr}(n)$$

$$R(n) = k3 \times \text{Intensity}(n)$$

n :表示通过所述物理量算出部算出应变的声线上的点的 $1 \sim N$ 的自然数

$k1$ 、 $k2$ 、 $k3$:权重系数

$\text{strain}(n)$:通过所述物理量算出部算出的声线上的点 $1 \sim N$ 上的应变值

$\text{Abs}(\text{strain}(n))$:返回通过所述物理量算出部算出的应变的绝对值的函数

$\text{xCorr}(n)$:超声波的声线上的点 $1 \sim N$ 上的相关系数的值

$\text{Intensity}(n)$:超声波的声线上的点 $1 \sim N$ 上的回波信号的强度。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述运算式为下述式21,
式21

$$F(n) = P(n) \times R(n)$$

其中, $P(n) = k1 \times \text{Abs}(\text{strain}(n))$

$R(n) = k3 \times (1 / \text{Intensity}(n))$

或者, $P(n) = k1 \times \{1 / \text{abs}(\text{strain}(n))\}$

$R(n) = k3 \times \text{Intensity}(n)$

n :表示通过所述物理量算出部算出应变的声线上的点的 $1 \sim N$ 的自然数

$k1$ 、 $k3$:权重系数

$\text{strain}(n)$:通过所述物理量算出部算出的声线上的点 $1 \sim N$ 上的应变值

$\text{Abs}(\text{strain}(n))$:返回通过所述物理量算出部算出的应变的绝对值的函数

$\text{Intensity}(n)$:超声波的声线上的点 $1 \sim N$ 上的回波信号的强度。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在於,所述运算式为下述式 31,
式 31

$F(n) = Q(n) \times R(n)$

其中, $Q(n) = k2 \times (1 / \text{xCorr}(n))$

$R(n) = k3 \times (1 / \text{Intensity}(n))$

或者, $Q(n) = k2 \times \text{xCorr}(n)$

$R(n) = k3 \times \text{Intensity}(n)$

n :表示通过所述物理量算出部算出应变的声线上的点的 $1 \sim N$ 的自然数

$k2$ 、 $k3$:权重系数

$\text{xCorr}(n)$:超声波的声线上的点 $1 \sim N$ 上的相关系数的值

$\text{Intensity}(n)$:超声波的声线上的点 $1 \sim N$ 上的回波信号的强度。

6. 如权利要求 1 至 5 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在於,包括:图像显示控制部,使具有与所述运算部的运算值相应的显示方式的图像和具有与所述物理量相应的显示方式的弹性图像切换显示于所述显示部。

7. 如权利要求 1 至 6 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在於,所述物理量算出部在所述相关窗口间运算复数互相关的虚数部,算出所述活体组织的应变。

8. 一种超声波诊断装置的控制程序,其特征在於,使计算机上执行以下功能:

物理量算出功能,针对向活体组织收发超声波而获得的相同声线上的时间上不同的两个回波信号,设定相关窗口,在该相关窗口间进行相关运算,算出与所述活体组织中的各部分的弹性有关的物理量;

运算功能,运算运算式的运算值,该运算式使用由该物理量算出功能算出的物理量的绝对值、所述相关运算中的相关系数及从所述活体组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数,并获得强调所述活体组织中的囊肿的参数特性且能够与囊肿以外相区别的运算值;以及

显示图像控制功能,显示具有与通过该运算功能获得的运算值相应的显示方式的图像。

超声波诊断装置及其控制程序

技术领域

[0001] 本发明涉及显示基于通过对生物组织进行超声波的收发而获得的回波信号的图像的超声波诊断装置及其控制程序。

背景技术

[0002] 有一种合成并显示通常的 B 模式图像和表示生物组织的硬度或软度的弹性图像的超声波诊断装置。在这种超声波诊断装置中,例如如下地生成弹性图像。首先,对生物组织重复例如通过超声波探头进行的压迫及其弛缓等,使生物组织变形的同时进行超声波的收发而取得回波。然后,基于获得的回波数据进行相关运算,算出与生物组织的弹性有关的物理量,并将该物理量转换为色彩信息,生成彩色的弹性图像。另外,作为与生物组织的弹性有关的物理量,算出例如生物组织的应变等。应变的算出方法公开于例如专利文献 1。

[0003] 专利文献 1:日本特开 2008-126079 号公报。

发明内容

[0004] 然而,在生物组织中有时存在被称为囊肿(cyst)的液体部分。对于该囊肿的整体或其一部分,用所述专利文献 1 的手法算出的应变值有时为示出生物组织较硬的值。在此,在弹性图像中,对于与囊肿同样显示为团块的肿瘤,应变值也为示出较硬的值。因此,有时很难在弹性图像中区别肿瘤和囊肿。

[0005] 本申请的发明者关注于囊肿具有以下参数特性:作为进行相关运算而算出的与生物组织的弹性有关的物理量得到符号零乱的值,有时作为其绝对值得到示出相比囊肿以外的部分生物组织更软的的值,并且相关运算中的相关系数较小,此外回波信号的强度较小。本申请的发明者提出一种超声波诊断装置作为课题解决方案,该装置显示反映了在这些物理量的绝对值、相关系数及回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数中可视为囊肿的参数特性的图像的超声波诊断装置。具体而言,超声波诊断装置的特征在于,包括:物理量算出部,针对向生物组织收发超声波而获得的相同声线上的时间上不同的两个回波信号,设定相关窗口,在该相关窗口间进行相关运算,算出与所述生物组织中的各部分的弹性有关的物理量;运算部,运算运算式的运算值,该运算式使用由该物理量算出部算出的物理量的绝对值、所述相关运算中的相关系数及从所述生物组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数,并获得强调所述生物组织中的囊肿的参数特性且能够与囊肿以外相区别的运算值;以及显示部,显示具有与该运算部的运算值相应的显示方式的图像。

[0006] 依据上述观点的发明,由于包括运算运算式的运算值的运算部,其中该运算式使用由所述物理量算出部算出的物理量的绝对值、所述相关运算中的相关系数及从所述生物组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数特性、并获得强调所述生物组织中的囊肿的参数特性的运算值,并且显示具有与该运算部的运算值相应的显示方式的图像,所以能够显示能辨别肿瘤和囊肿的图像。

附图说明

[0007] 图 1 是示出本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的概略结构的框图；

图 2 是示出图 1 所示的第一实施方式的超声波诊断装置中的显示控制部的结构的框图；

图 3 是示出将合成了 B 模式图像和彩色图像的合成超声波图像进行显示的显示部的图；

图 4 是示出本发明的第二实施方式的超声波诊断装置的概略结构的框图；

图 5 是示出图 4 所示的第二实施方式的超声波诊断装置中的显示控制部的结构的框图；

图 6 是示出将合成了 B 模式图像和彩色图像的合成超声波图像进行显示的显示部的图；

图 7 是示出将合成了 B 模式图像和彩色图像的合成超声波图像、以及合成了 B 模式图像和弹性图像的合成超声波图像进行显示的显示部的图。

[0008] 附图标记说明

1、20 超声波诊断装置；5 物理量数据生成部；6 运算部；8 显示部；73 合成图像显示控制部；CI 彩色图像。

具体实施方式

[0009] 以下，基于附图对本发明的实施方式详细地进行说明。

[0010] (第一实施方式)

首先，基于图 1~图 3 对第一实施方式进行说明。图 1 所示的超声波诊断装置 1 包括超声波探头 2、收发波束形成器 3、B 模式数据生成部 4、物理量数据生成部 5、运算部 6、显示控制部 7、显示部 8、操作部 9、控制部 10 及存储部 11。

[0011] 所述超声波探头 2 对生物组织发送超声波并接收其回波。在使该超声波探头 2 抵接于生物组织的表面的状态下，反复压迫和弛缓，使生物组织变形的同时进行超声波的收发，基于由此取得的回波数据，如后所述地生成 B 模式图像及彩色图像。

[0012] 所述收发波束形成器 3 基于来自所述控制部 10 的控制信号，以既定的扫描条件驱动所述超声波探头 2，进行每个声线的超声波的扫描。另外，收发波束形成器 3 对用所述超声波探头 2 接收的回波进行调相加法处理等信号处理。由所述收发波束形成器 3 进行了信号处理的回波数据被输出至所述 B 模式数据生成部 4 及所述物理量数据生成部 5。

[0013] 所述 B 模式数据生成部 4 对从所述收发波束形成器 3 输出的回波数据进行对数压缩处理、包络线检波处理等 B 模式处理，生成 B 模式数据。B 模式数据从所述 B 模式数据生成部 4 被输出至所述显示控制部 7。

[0014] 所述物理量数据生成部 5 基于从所述收发波束形成器 3 输出的回波数据，生成与生物组织中的各部分的弹性有关的物理量的数据(物理量数据)(物理量算出功能)。如例如上述专利文献 1 所记载的那样，所述物理量数据生成部 5 对一个扫描面中相同声线上的时间上不同的回波数据设定相关窗口，在该相关窗口间运算复数互相关的虚数部，算出与所述弹性有关的物理量而生成所述物理量数据。更详细而言，所述物理量数据生成部求出在所述超声波探头 2 所造成的生物组织的变形的前后(压迫前和压迫后、弛缓前和弛缓后)

的回波信号的波形的压缩率。此处的波形的压缩率是相关窗口间的波形的压缩率。其结果是,作为与所述弹性有关的物理量而获得应变。所述物理量数据生成部 5 在声线方向设定多个相关窗口,对于各相关窗口算出应变。因此,对于一个声线上的多个点(与相关窗口对应的部分)算出应变。

[0015] 所述物理量数据生成部 5 是本发明中的物理量算出部的实施方式的一个示例,另外所述物理量算出功能是本发明中的物理量算出功能的实施方式的一个示例。

[0016] 另外,算出的应变带有与生物组织的位移的方向相应的符号。虽然在通过所述超声波探头进行压迫时和进行其弛缓时符号相反,但在某个时间,在各部分(各点)获得的运算结果应该具有相同的符号。例如,在压迫时在各部分符号应该为正,在弛缓时在各部分符号应该为负。然而,在囊肿中,如上所述回波信号的信号强度非常弱小。由此,S/N(signal to noise ratio:信噪比)不佳,因此在各部分获得的运算结果的符号不同。

[0017] 所述运算部 6 算出使用由所述物理量数据生成部 5 获得的应变、所述相关运算中的相关系数及从生物组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数的运算式的运算值(运算功能)。详细如后所述。所述运算部 6 是本发明中的运算部的实施方式的一个示例。另外,所述运算功能是本发明中的运算功能的实施方式的一个示例。

[0018] 来自所述 B 模式数据生成部 4 的 B 模式数据及由所述运算部 6 获得的运算值的数据被输入至所述显示控制部 7。如图 2 所示,所述显示控制部 7 具有 B 模式图像数据生成部 71、彩色图像数据生成部 72、以及合成图像显示控制部 73。

[0019] 所述 B 模式图像数据生成部 71 将通过所述 B 模式数据生成部 4 获得的 B 模式数据,转换为具有与亮度对应的信息的 B 模式图像数据,其中所述亮度与回波的信号强度相应。另外,所述彩色图像数据生成部 72 将通过所述运算部 6 获得的运算值的数据,转换为与色彩对应的信息,生成具有与色彩对应的信息的彩色图像数据,其中所述色彩与所述运算值相应。所述彩色图像数据生成部 72 将所述运算值的数据灰度化,生成包含与分配给各灰度的色彩对应的信息的彩色图像数据。灰度级数例如为 256。

[0020] 所述合成图像显示控制部 73 合成所述 B 模式图像数据及所述彩色图像数据,生成在所述显示部 8 显示的合成超声波图像的图像数据。另外,如图 3 所示,所述合成图像显示控制部 73 使所述合成超声波图像的图像数据作为合成了 B 模式图像 BI 和彩色图像 CI 的合成超声波图像 UI,显示于所述显示部 8。所述彩色图像 CI 在设定于所述 B 模式图像 BI 的区域 R 内显示。所述彩色图像 CI 以半透明(以背景的 B 模式图像透过的状态)显示。

[0021] 所述显示部 8 由例如 LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)或 CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线显像管)等构成。所述控制部 9 构成为包含用于操作者输入指示或信息的键盘及指点设备(省略图示)等。

[0022] 所述控制部 10 构成为具有 CPU(Central Processing Unit:中央处理器),读出所述存储部 11 所存储的控制程序,使以所述物理量算出功能、所述运算功能等为代表的所述超声波诊断装置 1 的各部分的功能得以执行。

[0023] 接着,对本例的超声波诊断装置 1 的作用进行说明。本例的超声波诊断装置 1 显示抽出有生物组织中作为本例的抽出对象的囊肿的图像。具体进行说明。在使所述超声波探头 2 抵接于被检体的体表的状态下,对生物组织进行超声波的收发,由此取得回波信号。在进行超声波的收发时,通过所述超声波探头 2 进行对生物组织的压迫及其弛缓。

[0024] 超声波的收发为两种, B 模式图像用的超声波的收发和用于所述物理量数据生成部 5 算出应变的超声波的收发分别关于各自的收发参数(parameter) 进行。

[0025] 当取得回波信号, 所述 B 模式数据生成部 4 生成所述 B 模式数据。另外, 所述物理量数据生成部 5 进行相关运算, 算出生物组织的应变, 生成所述物理量数据。所述物理量数据生成部 5 对于一个声线上的多个点进行相关运算, 对于各点算出应变。

[0026] 当获得所述物理量数据, 则所述运算部 6 使用下述(式 1) 进行运算。

[0027] $F(n) = P(n) \times Q(n) \cdots$ (式 1)

在上述(式 1) 中, n 是表示被算出应变的声线上的点(与相关窗口对应的部分) 的 $1 \sim N$ 的自然数。另外, $P(n)$ 是与应变有关的函数, $Q(n)$ 是与相关运算中的相关系数有关的函数。具体而言, $P(n)$ 、 $Q(n)$ 为下述(式 2) 及(式 3)。

[0028] $P(n) = k1 \times \text{Abs}(\text{strain}(n)) \cdots$ (式 2)

$Q(n) = k2 \times (1 / \text{xCorr}(n)) \cdots$ (式 3)

在上述(式 2) 及(式 3) 中, $k1$ 、 $k2$ 为任意设定的权重系数。该 $k1$ 、 $k2$ 可以以默认值设定, 也可以由操作者能够任意设定。另外, $\text{strain}(n)$ 是所述声线上的点 $1 \sim N$ 上的应变值, $\text{Abs}(\text{strain}(n))$ 是返回应变的绝对值的函数。而且, $\text{xCorr}(n)$ 是所述声线上的点 $1 \sim N$ 上的相关系数的值。

[0029] $F(n)$ 为能够抽出囊肿的函数。对此具体地进行说明。例如, 假设在压迫时, 作为应变, 在囊肿获得“ -0.1% ”这一值, 在肿瘤获得“ $+0.01\%$ ”, 在除此之外的部分获得“ $+0.1\%$ ”、“ $+0.3\%$ ”这些值。另外, 假设在弛缓时, 作为应变获得相反符号的值, 即在囊肿获得“ $+0.1\%$ ”, 在肿瘤获得“ -0.01% ”, 在除此之外的部分获得“ -0.1% ”、“ -0.3% ”这些值。

[0030] 在获得如上所述的应变值的情况下, 由于囊肿的应变为示出比其他部分硬的值, 所以在如以往那样地基于应变值生成弹性图像时, 囊肿用示为较硬的色彩显示。然而, 在所述(式 2) 中获得的是应变的绝对值。因此, 相对肿瘤, 囊肿的 $P(n)$ 的值较大, $P(n)$ 的值成为示出比肿瘤软的值。另外, 与其他部分相比, 在囊肿相关系数较小。因此, 通过所述(式 3) 获得的 $Q(n)$ 的值也较大。由以上可见, 在囊肿 $F(n)$ 的值较大, $F(n)$ 成为获得强调视为囊肿的参数特性而能够与囊肿以外相区别的运算值的函数。

[0031] 通过所述运算部 6 获得的 $F(n)$ 的运算值被输入至所述显示控制部 7。然后, 所述彩色图像数据生成部 72 生成具有与相应于 $F(n)$ 的运算值的色彩对应的信息的彩色图像数据。

[0032] 另外, 所述 B 模式图像数据生成部 71 基于由所述 B 模式数据生成部 4 生成的所述 B 模式数据, 生成 B 模式图像数据。

[0033] 生成所述 B 模式图像数据及所述彩色图像数据后, 所述合成图像显示控制部 73 基于该 B 模式图像数据及彩色图像数据, 生成合成超声波图像的图像数据, 并如图 3 所示, 在所述显示部 8 显示合成超声波图像 UI。

[0034] 所述合成超声波图像是合成了 B 模式图像 BI 和彩色图像 CI 的图像。所述彩色图像 CI 是具有与 $F(n)$ 的运算值相应的色彩的图像, 具有蓝色、绿色、红色等色彩。例如, $F(n)$ 的运算值较小的部分在所述彩色图像 CI 中用蓝色显示, $F(n)$ 的运算值较大的部分在所述彩色图像 CI 中用红色显示。在该情况下, 由于在囊肿 $F(n)$ 的运算值较大, 所以在所

述彩色图像 CI 中用红色显示。因此,依据本例的超声波诊断装置 1,能够显示抽出囊肿的图像。

[0035] 另一方面,在肿瘤,应变的绝对值较小而且相关系数未必较小。因此,在肿瘤相比囊肿 F (n)的运算值小,因而在所述彩色图像 CI 中,肿瘤用与囊肿不同的色彩显示。因此,在所述彩色图像 CI 中能够辨别肿瘤和囊肿。

[0036] 另外,上述中的 P (n)及 Q (n)是在囊肿 F (n)的运算值为较大的 P (n)及 Q (n),但也可以是在囊肿 F (n)的运算值为较小的 P (n)及 Q (n)。具体而言,P (n)及 Q (n)也可以是下述(式 2')及(式 3')。

[0037] $P(n) = k1 \times \{1 / \text{Abs}(\text{strain}(n))\} \cdots (\text{式 } 2')$

$Q(n) = k2 \times \text{xCorr}(n) \cdots (\text{式 } 3')$

在 P (n)及 Q (n)为所述(式 2')及(式 3')的情况下,在所述彩色图像 CI 中,囊肿用蓝色显示。另一方面,由于在肿瘤相比囊肿 F (n)的运算值较大,所以在所述彩色图像 CI 中,肿瘤用与囊肿不同的色彩显示。

[0038] 接着,对第一实施方式的变形例进行说明。首先,对第一变形例进行说明。在本例中,所述运算部 6 使用下述(式 11)进行运算。

[0039] $F(n) = P(n) \times Q(n) \times R(n) \cdots (\text{式 } 11)$

在上述(式 11)中,P (n)及 Q (n)为上述的(式 2)及(式 3)。另外,R (n)为下述(式 12)。

[0040] $R(n) = k3 \times (1 / \text{Intensity}(n)) \cdots (\text{式 } 12)$

在(式 12)中,k3 为任意设定的权重系数。该 k3 可以以默认值设定,也可以由操作者能够任意设定。另外,Intensity (n)是所述声线上的点 1~N 上的回波信号的强度。回波信号的强度可以通过 B 模式图像用的超声波的收发获得的回波信号的强度,也可以是通过用于所述物理量数据生成部 5 算出应变的超声波的收发获得的回波信号的强度。

[0041] 在此,由于在囊肿回波信号的强度较弱小,所以 R (n)为较大的值。因此,在囊肿 F (n)的运算值较大。

[0042] 另外,在所述(式 11)中,P (n)及 Q (n)也可以是上述的(式 2')及(式 3')。在该情况下,R (n)为下述(式 12')。

[0043] $R(n) = k3 \times \text{Intensity}(n) \cdots (\text{式 } 12')$

在该情况下,在囊肿 F (n)的运算值较小。

[0044] 由于在囊肿中 F (n)的运算值较大或较小,因此以上说明的本例中也能够显示抽出囊肿的图像。

[0045] 接着,对第二变形例进行说明。在本例中,所述运算部 6 使用下述(式 21)进行运算。

[0046] $F(n) = P(n) \times R(n) \cdots (\text{式 } 21)$

在上述(式 21)中,P (n)及 R (n)为上述的(式 2)及(式 12)。在该情况下,在囊肿 F (n)的运算值较大。另外,在上述(式 21)中,P (n)及 R (n)也可以是上述的(式 2')及(式 12')。在该情况下,在囊肿 F (n)的运算值较小。

[0047] 由于在囊肿 F (n)的运算值较大或较小,因此以上说明的本例中也能够显示抽出囊肿的图像。

[0048] 接着,对第三变形例进行说明。在本例中,所述运算部 6 使用下述(式 31)进行运算。

[0049] $F(n) = Q(n) \times R(n) \cdots$ (式 31)

在上述(式 31)中, $Q(n)$ 及 $R(n)$ 为上述的(式 3)及(式 12)。在该情况下,在囊肿 $F(n)$ 的运算值较大。另外,在上述(式 31)中, $Q(n)$ 及 $R(n)$ 也可以是上述的(式 3')及(式 12')。在该情况下,在囊肿 $F(n)$ 的运算值较小。

[0050] 由于在囊肿 $F(n)$ 的运算值较大或较小,因此以上说明的本例中也能够显示抽出囊肿的图像。

[0051] (第二实施方式)

接着,对第二实施方式进行说明。此外,在以下的说明中,对与第一实施方式不同的事项进行说明。

[0052] 图 4 所示的本例的超声波诊断装置 20 与第一实施方式同样包括超声波探头 2、收发波束形成器 3、B 模式数据生成部 4、物理量数据生成部 5、运算部 6、显示控制部 7、显示部 8、操作部 9、控制部 10 及存储部 11。但是,在本例的超声波诊断装置 20 中,由物理量数据生成部 5 生成的物理量数据不仅被输入至所述运算部 6,也被输入至所述显示控制部 7。另外,如图 5 所示,除了 B 模式图像数据生成部 71、彩色图像数据生成部 72、合成图像显示控制部 73 以外,所述显示控制部 7 还具有弹性图像数据生成部 74。该弹性图像数据生成部 74 将所述物理量数据转换为与色彩对应的信息,生成具有与相应于应变的色彩对应的信息的弹性图像数据。所述弹性图像数据生成部 74 将所述运算值的数据灰度化,生成包含与分配给各灰度的色彩对应的信息的弹性图像数据。灰度级数例如为 256。基于弹性图像数据而显示的弹性图像的色彩的变化可以与所述彩色图像 CI 相同,也可以例如在应变较小的情况下用蓝色显示,在应变较大的情况下用红色显示。

[0053] 对本例的作用进行说明。在本例的超声波诊断装置 20 中,所述合成图像显示控制部 73,使如所述图 3 所示合成了 B 模式图像 BI 和彩色图像 CI 的合成超声波图像 UI,与如图 6 所示合成了 B 模式图像 BI 和弹性图像 EI 的合成超声波图像 UI',切换显示于所述显示部 8。所述合成图像显示控制部 73 也可以基于所述操作部 9 中的操作者的输入,使所述合成超声波图像 UI 和所述合成超声波图像 UI' 切换显示。所述合成图像显示控制部 73 是本发明中的图像显示控制部的实施方式的一个示例。

[0054] 另外,如图 7 所示,所述合成图像显示控制部 73 也可以使所述合成超声波图像 UI 和所述合成超声波图像 UI' 并排显示于所示显示部 8。

[0055] 依据第二实施方式的超声波诊断装置 20,能够获得与第一实施方式相同的效果,除此以外,操作者通过切换显示或并排显示所述合成超声波图像 UI 和所述合成超声波图像 UI',能够更可靠地辨别囊肿和肿瘤。

[0056] 以上,通过上述各实施方式对本发明进行了说明,但当然在不变更本发明的主旨的范围内,可以实施各种变更。

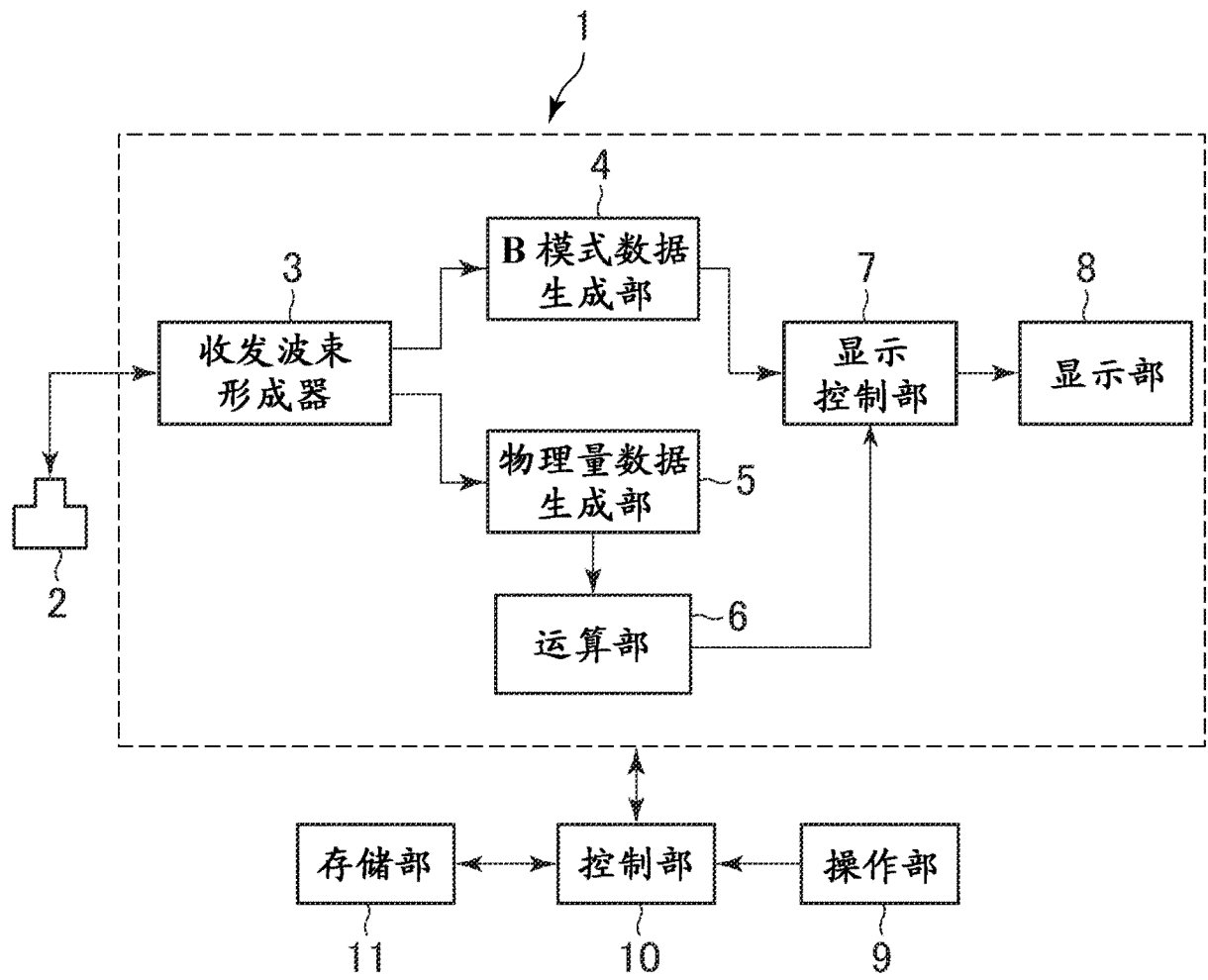


图 1

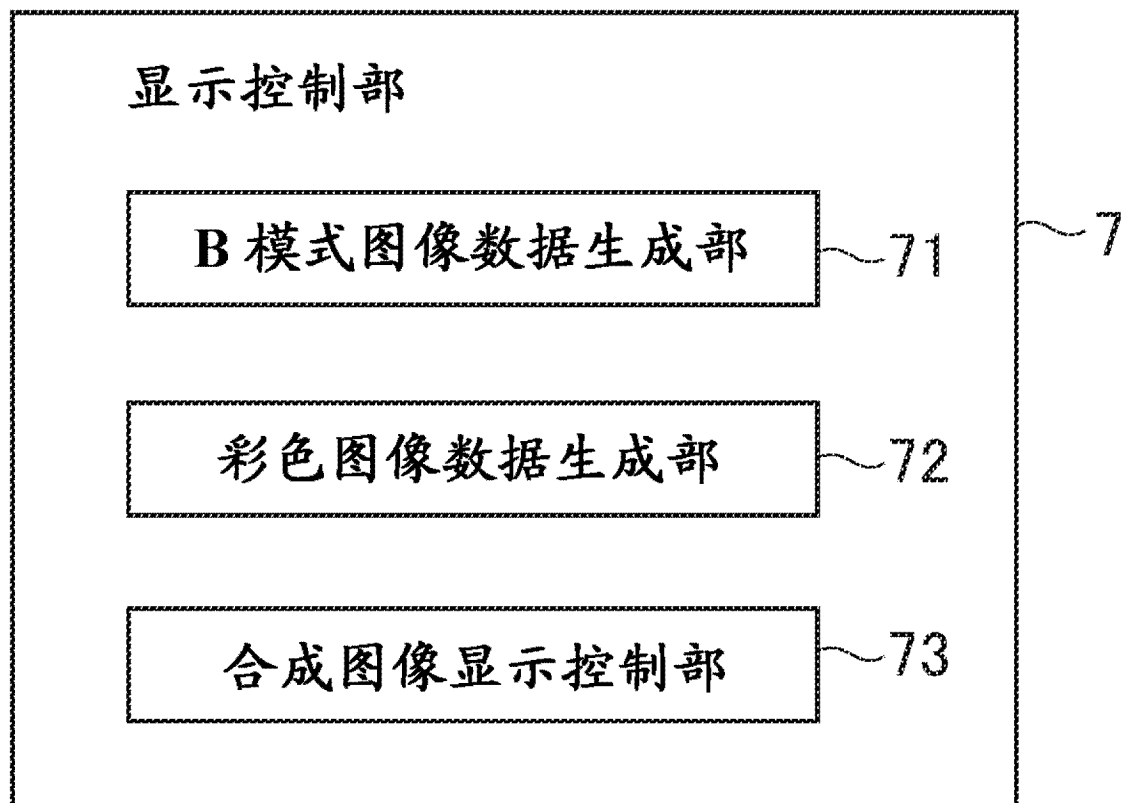


图 2

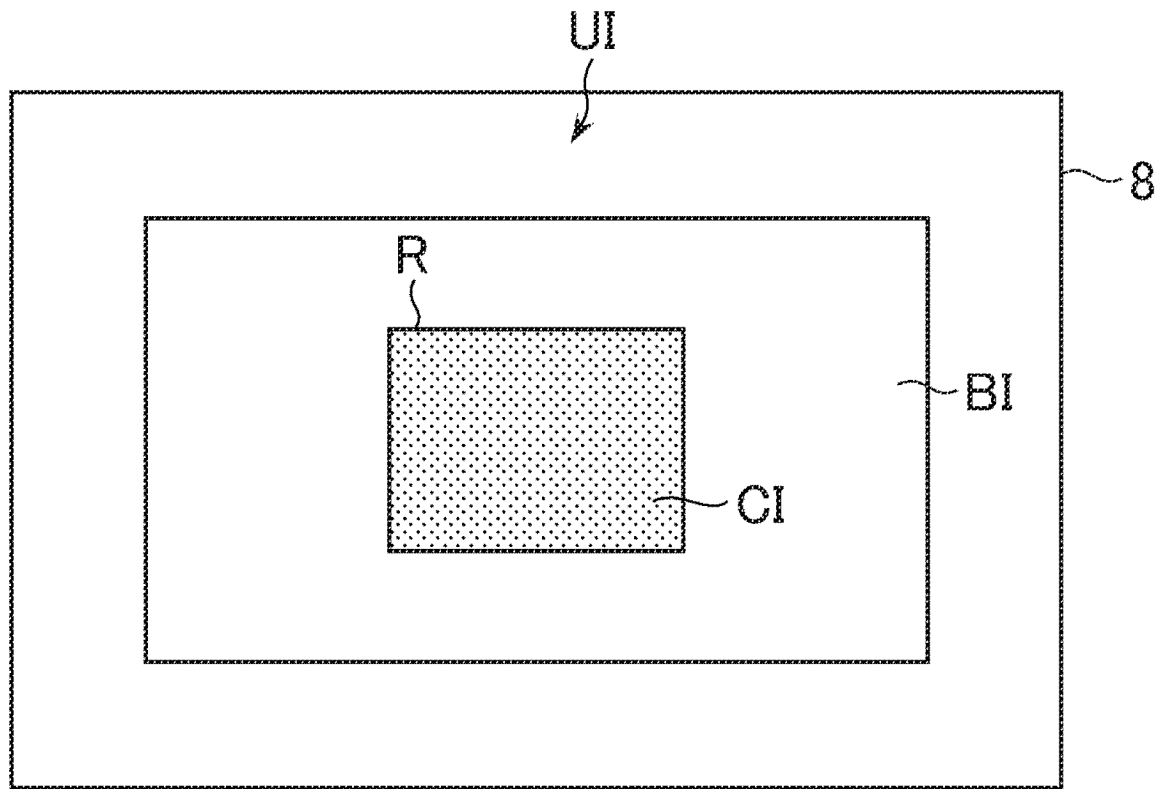


图 3

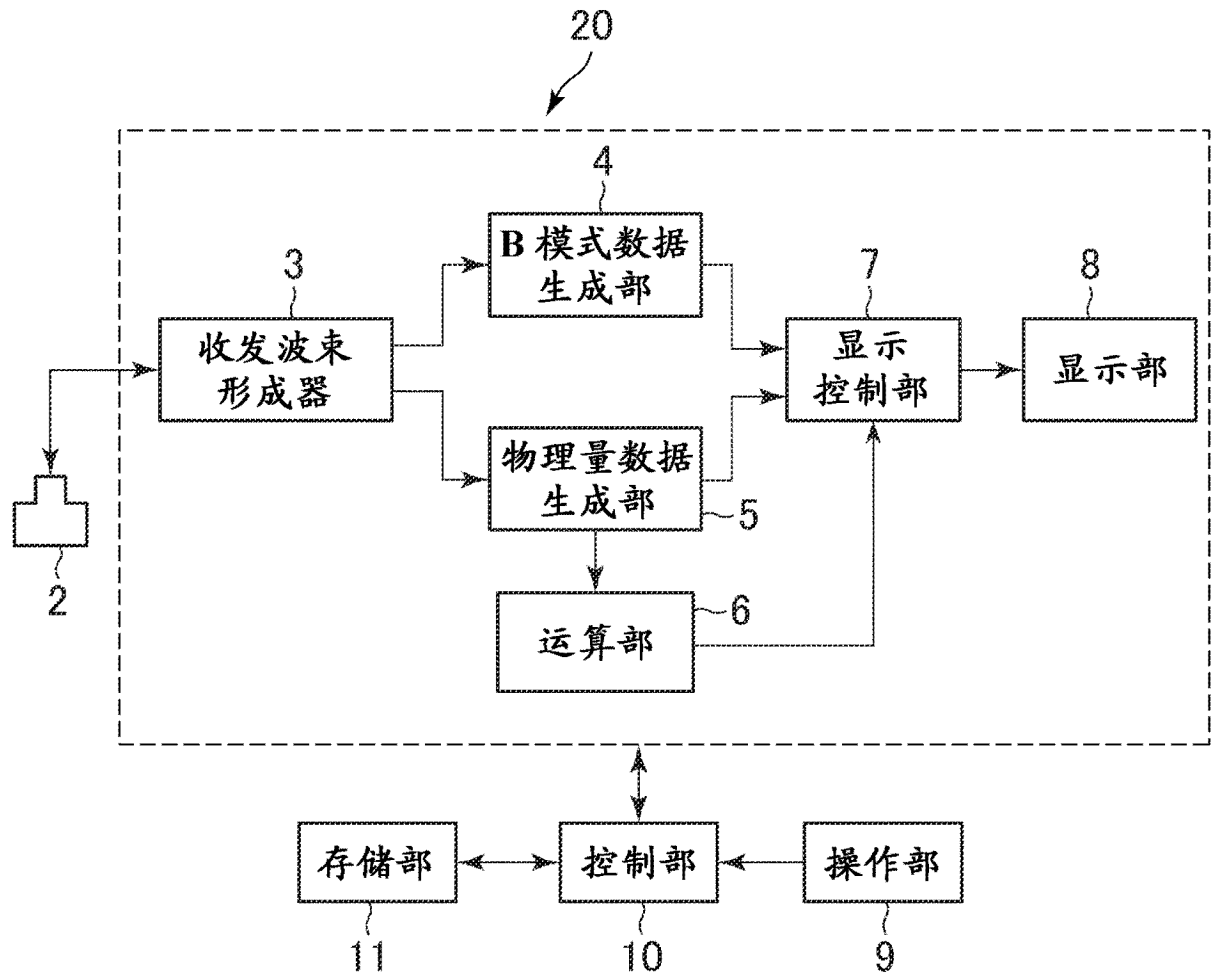


图 4

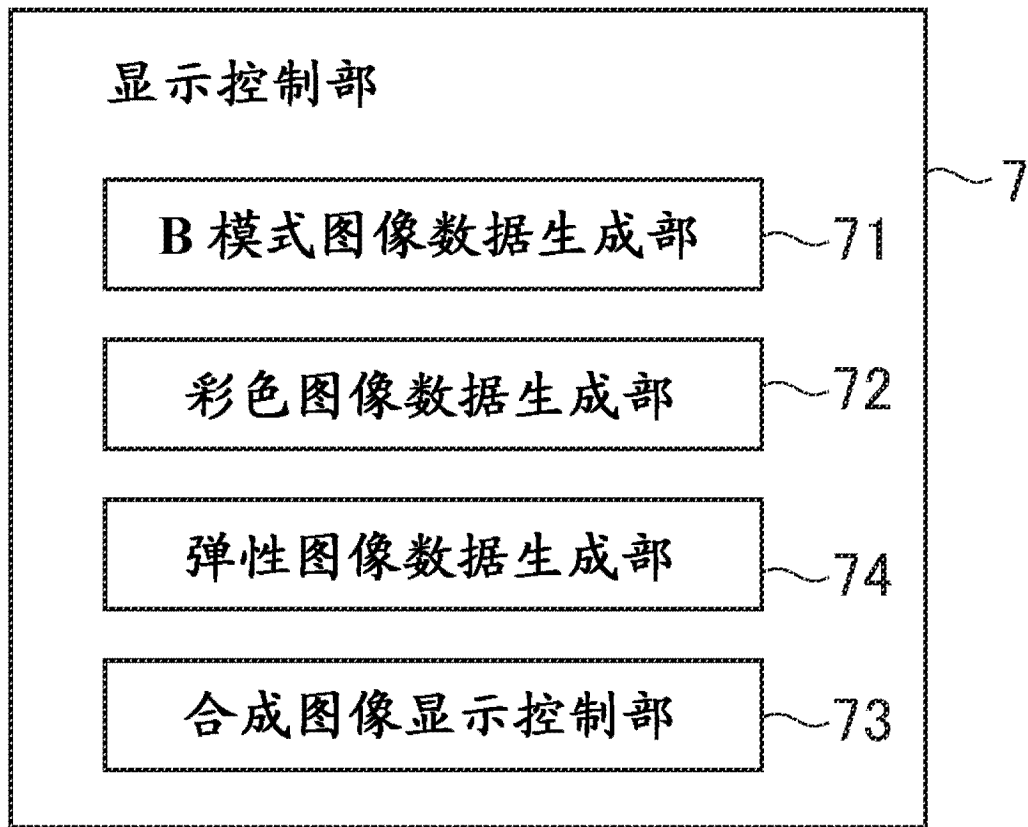


图 5

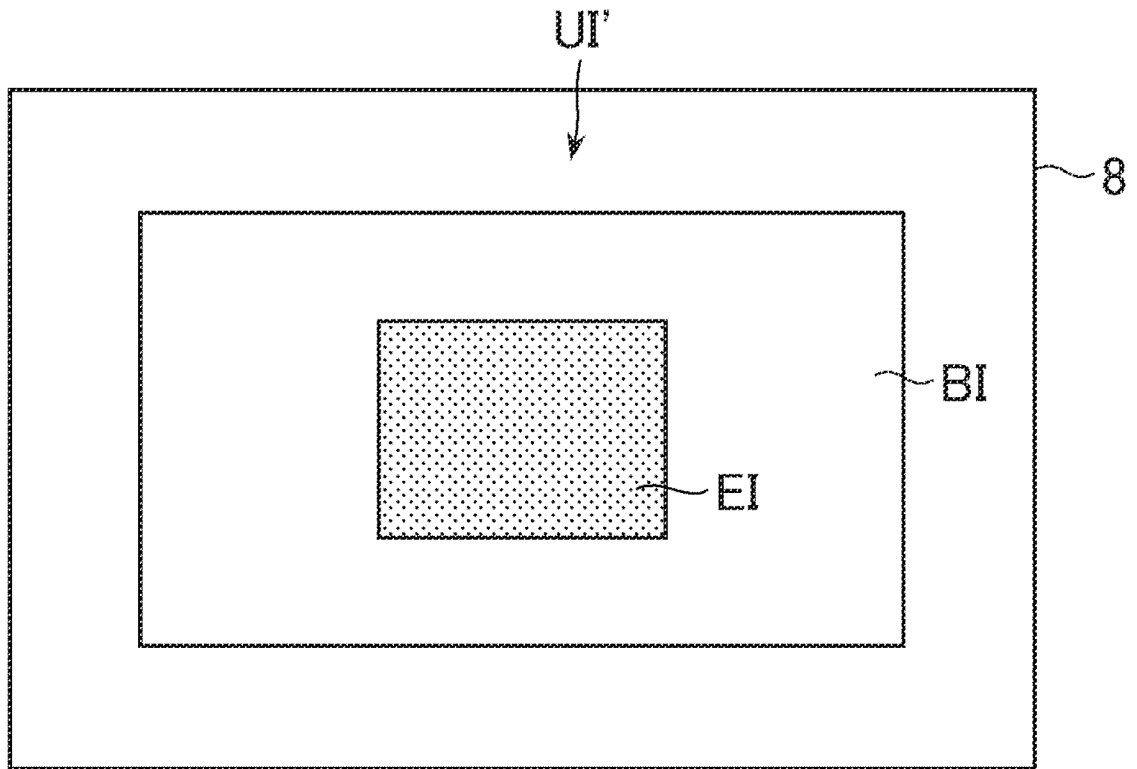


图 6

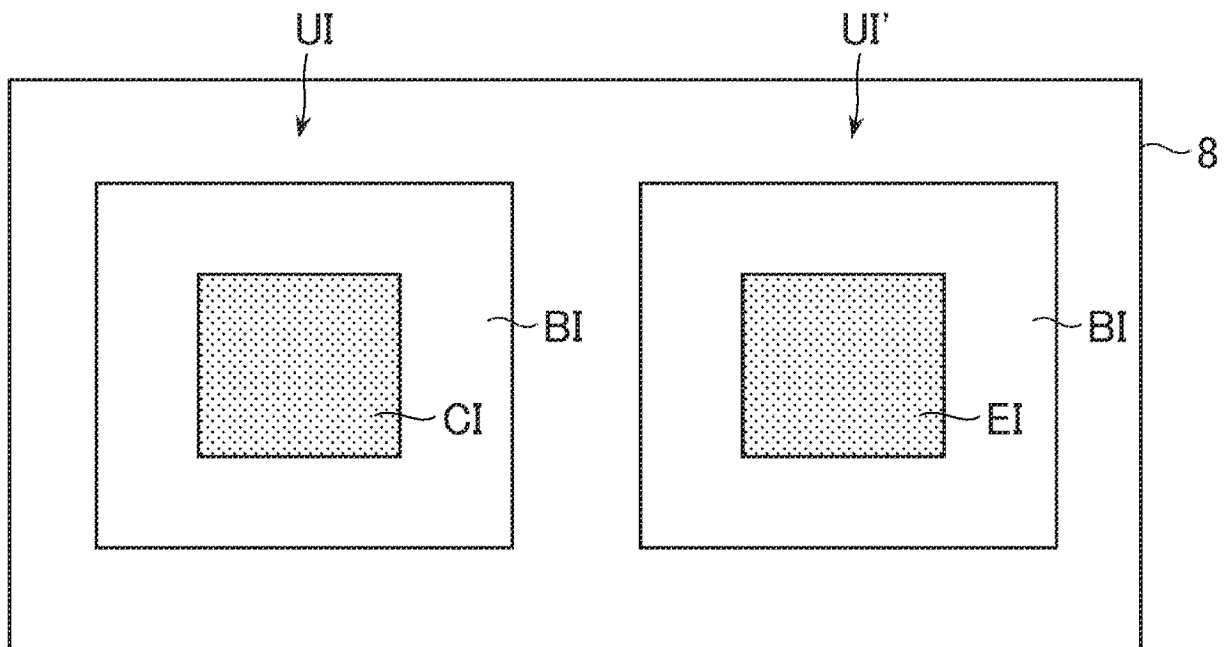


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN103654864A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310426727.1	申请日	2013-09-18
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 A61B8/085 A61B8/5207		
优先权	2012204257 2012-09-18 JP		
其他公开文献	CN103654864B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能够显示能辨别肿瘤和囊肿的图像的超声波诊断装置。其特征在于，包括：物理量数据生成部（5），算出与生物组织中各部分的弹性有关的物理量；运算部（6），运算运算式的运算值，该运算式使用由物理量数据生成部算出的物理量的绝对值、所述相关运算中的相关系数及从所述生物组织获得的超声波的回波信号的强度这三个参数中的至少两个参数，并获得强调所述生物组织中的囊肿的参数特性且能够与囊肿以外相区别的运算值；显示部（8），显示具有与运算部（6）的运算值相应的显示方式的图像。

