



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03812858.6

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 100542490C

[22] 申请日 2003.6.4 [21] 申请号 03812858.6
[30] 优先权

[32] 2002.6.4 [33] JP [31] 162288/2002

[86] 国际申请 PCT/JP2003/007080 2003.6.4

[87] 国际公布 WO2004/004574 日 2004.1.15

[85] 进入国家阶段日期 2004.12.3

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 洼田纯 马场博隆

[56] 参考文献

CN1207889A 1999.2.17

JP5317313A 1993.12.3

US4790321A 1988.12.13

JP2000060857A 2000.2.29

审查员 庞庆范

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 朱进桂

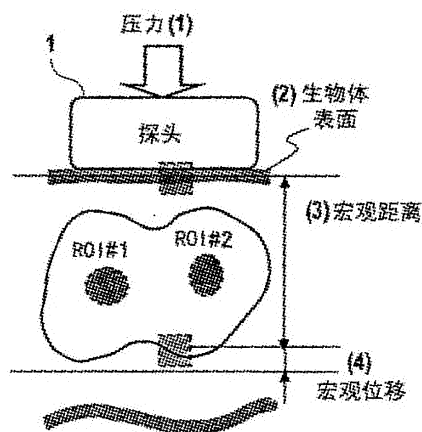
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 9 页

[54] 发明名称

显示超声图像中生物组织的畸变信息的诊断
超声波系统

[57] 摘要

一种诊断超声系统，包括：探头，用于在第一状态中利用超声来测量对象；用于产生对象的第一图像的单元；用于显示第一图像的单元；用于将参考信息设置在第一图像上的单元；用于在不同于第一状态的第二状态中产生对象的第二图像的单元；用于计算参考信息的变化单元；用于计算在第二图像中希望感兴趣区域的畸变信息的单元；以及用于控制畸变信息在图像显示装置上的显示的单元。



1. 一种诊断超声系统，包括：

探头，用于接触对象，测量超声波；

第一图像产生装置，用于根据通过在施加压力之前的第一状态中将所述探头接触所述对象而测得的超声波测量信息，产生所述对象的第一图像；

图像显示装置，用于显示由所述第一图像产生装置产生的所述第一图像；

其特征在于，所述诊断超声系统还包括：

参考信息设置装置，用于在由所述图像显示装置显示的第一图像上设置特征点作为参考信息，所述特征点是从所述探头附近开始、感兴趣区域的深度最深的点；

第二图像产生装置，用于根据通过在施加压力之后的第二状态中将探头接触所述对象而测得的超声波测量信息，产生所述对象的第二图像；

变化量运算装置，用于以所述参考信息设置装置设置在所述第一图像上的所述特征点和探头附近之间的距离作为参考，计算所述第二图像中与所述第一图像上的所述特征点对应的特征点和探头附近之间的距离的变化量，并且针对所述第二图像中的希望的感兴趣区域，计算距所述第一图像的变化量；

畸变信息运算装置，用于将由所述变化量运算装置所计算出的与所述特征点有关的所述距离的变化量作为参考，从所述感兴趣区域的变化量中求得所述感兴趣区域的畸变信息；以及

显示控制装置，用于在所述图像显示装置上显示所述距离的变化量与所述畸变信息的关系、以及基于由所述畸变信息运算装置求得的所述畸变信息所生成的畸变图像。

2. 根据权利要求 1 所述的诊断超声系统，其特征在于，所述变化量运算装置计算从所述第一图像的所述特征点到所述第二图像的所述特征点的变化轨迹，并且所述显示控制装置控制所计算出的变化轨

迹在所述图像显示装置上的显示。

3. 根据权利要求 1 所述的诊断超声系统, 其特征在于, 将由所述参考信息设置装置设置的特征点自动地设置在所述第一图像上的预定区域。

4. 根据权利要求 1 所述的诊断超声系统, 其特征在于, 所述显示控制装置按照不同的显示形式在所述图像显示装置上显示所述希望的感兴趣区域的图像。

5. 根据权利要求 1 所述的诊断超声系统, 其特征在于, 还包括图形产生装置, 用于产生图形, 所述图形指示了包括接触所述探头的区域的位移的瞬时值、位移的累积值和位移的平均值在内的至少一个统计数据 and 包括每个感兴趣区域的位移在内的至少一个统计数据之间的关系, 其中,

所述显示控制装置在所述图像显示装置上显示由所述图形产生装置所产生的图形。

6. 根据权利要求 1 所述的诊断超声系统, 其特征在于, 还包括字符串产生装置, 用于产生字符串, 所述字符串表示包括所述对象的每个感兴趣区域的位移的瞬时值、位移的累积值和位移的平均值在内的至少一个统计数据的数值, 其中,

所述显示控制装置在所述图像显示装置上显示由所述字符串产生装置所产生的字符串。

显示超声图像中生物组织的畸变信息的诊断超声波系统

技术领域

本发明涉及一种诊断超声系统，当利用探头来改变施加到生物体（对象）的压力时，按照时间顺序获得超声图像（超声截面图像），并通过使用超声图像之间的差异来诊断生物组织的硬度或软度。

背景技术

在传统的诊断超声系统中，如日本专利 No. 3194947 和美国专利 No. 5143070 所述，当例如医务人员等检查医师利用探头向对象中感兴趣区域的身体表面施加外力时，产生了不同帧的超声截面图像之间的差异，以便测量由所施加的外力引起的位移。传统技术可以诊断感兴趣区域中的每一个生物组织的硬度或软度。

但是，上述专利文献只描述了显示畸变（distortion）的轮廓图像和杨氏模量值。传统诊断超声系统不能满足以下需要：当通过向探头加力来改变施加到身体表面的压力时，按照时间顺序获得超声图像，并产生超声图像之间的差异，以使生物组织的硬度或软度可视化。

发明内容

通过一种诊断超声系统能够克服前述缺点，所述系统包括：探头，用于通过在第一状态中将所述探头接触对象来进行超声测量；第一图像产生装置，用于根据从探头接收到的信息来产生对象的第一图像；图像显示装置，用于显示由第一图像产生装置产生的第一图像；设置装置，用于在由图像显示装置显示的第一图像上设置至少一个参考信息段；第二图像产生装置，用于根据通过在不同于第一状态的第二状态中将探头接触对象而测得的信息，产生对象的第二图像；变化运算装置，用于计算由设置装置设置在第一图像上的参考信息到在第二图

像中可视的对应部分的变化；畸变运算装置，用于根据由变化运算装置所计算出的变化，计算与第二图像中所描绘（delineated）的希望感兴趣区域有关的畸变信息；以及显示控制装置，用于控制由畸变运算装置所计算出的畸变信息在图像显示装置上的显示。

此外，除了前述硬件配置以外，包括在诊断超声系统中的计算机系统或通用计算机可以实现一种显示在超声图像中观测到的生物组织的畸变信息的方法；所述方法包括以下步骤：按照时间顺序将生物组织的位移存储在存储器装置中；从存储器中按照时间顺序读取位移；显示生物组织的畸变信息，以便能够相对地观测到所述位移。

附图说明

图1示出了用于解释根据本发明的实施例的诊断超声系统的示意方框图；

图2示出了用于解释包括在该实施例中的特征点采样单元的示意方框图；

图3示出了用于解释根据该实施例滤波后的图像的示意图；

图4示出了用于解释包括在该实施例中的加权单元的示意图；

图5示出了用于解释包括在该实施例中的聚类单元（clustering unit）的操作的示意图；

图6示出了用于解释包括在该实施例中的相关预处理单元的操作的示意图；

图7示出了用于解释包括在该实施例中的对应部分计算模块的操作的示意图；

图8示出了用于解释包括在该实施例中的位移运算单元的示意方框图；

图9示出了用于解释包括在该实施例中的第一滤波器的操作的示意图；

图10示出了用于解释包括在该实施例中的第一滤波器的操作的示意图；

图11示出了根据该实施例、在施加压力负载前后所获得的对象

的感兴趣区域与探头之间的位置关系；

图 12 示出了与图像显示参数和时间的关系有关的曲线图；

图 13 示出了显示设备上的显示的示例；

图 14 示出了与图 13 所示不同的显示设备上的另一显示的示例；

以及

图 15 示出了描述畸变信息的显示的流程图。

具体实施方式

参考附图，下面将描述本发明的实施例。

图 1 示出了用于解释根据本发明的实施例的诊断超声系统的示意方框图。

根据本实施例的诊断超声系统包括：探头（超声探头）1；与探头电连接的超声波发射/接收单元 2；与超声波发射/接收单元 2 电连接的复数影像存储器 3；与复数影像存储器 3 电连接的帧存储器 4；与帧存储器 4 电连接的显示单元 5；与复数影像存储器 3 和帧存储器 4 中的每一个电连接的特征点（参考信息）采样单元 6；与复数影像存储器 3、帧存储器 4 和特征点采样单元 6 中的每一个电连接的位移运算单元 7；以及与显示单元 5 电连接的设置单元 30。

运算装置具有复数影像存储器 3、帧存储器 4、特征点采样单元 6 和位移运算单元 7 的功能。

探头 1 是公知探头，向或从对象发射或接收超声波，以便医学地或电学地执行束扫描。探头 1 包括一个或多个换能器（换能器元件），用作超声波源并接收从生物体的对象反射的回波。

超声波发射/接收单元 2 驱动探头 1，用于超声波的产生，并根据所反射的回波来处理从换能器元件输出的电信号（回波信号）。超声波发射/接收单元 2 包括：公知的发射脉冲器和发射延迟电路，用于产生要从探头发射到对象的超声束；接收放大器，放大由设置在探头 1 中的每一个换能器所接收到的回波信号；以及定相/加法电路，用于排列并相加已放大的输入反射回波信号的相位。

在复数影像存储器 3 中，按照复数或绝对值和相角的形式，以时

间顺序存储由超声波发射/接收单元 2 定相的回波信号,作为表示多个帧的帧信息。

在根据超声束的每一个扫描行,帧存储器 4 通过存储从复数影像存储器 3 接收到的帧信息来产生图像数据。帧存储器 4 包括:仿射变换电路,用于将根据超声束的扫描行转换为 TV 监视器上的扫描行;图像数据存储器;以及叠加电路,用于在显示单元 5 上显示颜色信息、字符串信息和图形信息,同时将所述信息彼此重叠。

显示单元 5 根据从帧存储器 4 输出的信号,显示图像。例如,显示单元 5 具有 TV 监视器,用于接收表示 B 模式图像(截面图)的电视信号并在其上显示截面图像。

特征点采样单元 6 提取特征点,所述特征点与存储在复数影像存储器 3 中的时间顺序数据(时间序列截面图像)和由位移运算单元产生并存储在存储器中的位移前(初始)截面图像相一致。这里,如图 11A 所示,位移前图像是基于当位于相对于探头附近的最深位置的特征点或感兴趣的区域到探头附近的距离(宏观(macro)距离)最大时所获取的回波信号的图像。如图 11A 所示,当将探头 1 向对象按下之前,生物组织和多个局部感兴趣区域(ROI#1 和 ROI#2)没有变化。

同时,如图 11B 所示,位移后图像是基于当位于最深位置的感兴趣区域到探头附近的宏观距离最小时所获取的回波信号的图像。如图 11B 所示,当将探头 1 向对象按下之后,与图 11A 所示相比,生物组织和生物组织中的多个局部感兴趣区域(ROI#1 和 ROI#2)变形,如同受到收缩。该变形引起由感兴趣区域造成的微观(micro)位移和由整个生物体造成的宏观位移。在图 12 中不同地表示了微观位移和宏观位移。图 12A 示出了在将压力施加到生物体表面之前和之后,随着时间的经过,由感兴趣区域造成的微观位移。图 12B 示出了在将压力施加到生物体表面之前和之后,随着时间的经过,由生物体造成的宏观位移。换句话说,宏观位移和微观位移示出了在施加压力的之前和之后固有的时间序列变化。随后将详细描述特征点采样单元 6。

位移运算单元 7 对在变形之前和之后由特征点采样单元 6 所提取的特征点和对应部分彼此进行比较,并根据比较结果计算由位于特征

点的感兴趣区域造成的变形的变化。设计位移运算单元 7，使其根据特征点采样单元 6 是否检测到了特征点及其对应部分来进行操作。位移运算单元 7 包括：变形装置，用于使存储在复数影像存储器中的信息变形，以使特征点和对应部分彼此吻合；保留装置，用于顺序地保留从变形中得出的运动的变化（变形的变化），作为由感兴趣区域造成的位移值；以及比较装置，用于顺序地彼此比较所保留的位移值，以便计算指示了由感兴趣区域造成的位移的最大和最小位移值。此外，由于只计算指示了由感兴趣区域造成的位移的最大和最小位移值，可以计算所有位移值的中间值，该数值指示了由感兴趣区域造成的位移或感兴趣区域总共移位的位移宽度。随后将详细描述位移运算单元 7。

设置单元 30 用于将显示在显示单元 5 上的对象的截面图像中的任意位置设置为感兴趣区域的位置。设置单元 30 还用于定义诊断超声系统用于图像产生的不同设置。

当利用相互不同的坐标表示了由特征点采样单元 6 所检测到的特征点和对应部分时，即，表示特征点和对应部分的坐标（位置）彼此不同，包括在本实施例中的位移运算单元 7 如下进行操作。首先，变形从复数影像存储器 3 中读取出的信息，以使特征点和对应部分彼此吻合。彼此比较已变形信息和没有变形的信息，以便计算变形的变化，作为位移值。此外，保留最大和最小位移值。保留其中特征点被看作是已经移位了以最小位移值表示的变化的图像，作为初始图像，并保留其中特征点被看作是已经移位了以最大位移值表示的变化的图像，作为位移后产生的最终图像。另一方面，如果特征点和对应部分的坐标（位置）没有差别，或如果没有发现特征点的对应部分，则位移运算部分 7 继续保留紧接在此之前所存储的初始图像和最终图像。

可以在特征点采样单元 6 和位移运算单元 7 之间插入一个模块；该模块用于验证是否发现了特征点的对应部分或特征点是否移动。然而，位移运算单元 7 能够提供与前述相同的优点。

接下来，返回参考图 1，将说明示出了不同畸变的图像的获取，其中利用根据本发明的诊断超声系统，从向对象施加压力中导出所述畸变。

根据本实施例,探头 1 用于在超声波的发射或接收期间施加压力,以便产生图像。将作为与换能器所接收到的回波相对应的信号的回波信号顺序地传输到超声波发射/接收单元 2。当对回波信号定相并相加之后,将结果信号发送到复数影像存储器 3。在复数影像存储器 3 中,按照时间顺序,将多个帧(即,多个截面图像)与其相位信息存储在一起。将所存储的截面图像顺序地输出到帧存储器 4、特征点采样单元 6 和位移运算单元 7 中的每一个。

特征点采样单元 6 对从复数影像存储器 3 读取出的图像和从位移运算单元 7 接收到的位移前图像进行比较,并提取特征点及其对应部分。将由特征点采样单元 6 所提取的特征点和对应部分的坐标输出到位移运算单元 7。变形从复数影像存储器 3 读取出的图像,以使特征点和对应部分彼此吻合。彼此比较已变形的图像和未变形的图像,以便计算变形的变化。将变形的变化称作位移值。对位移值与所存储的最大和最小位移值进行比较。只有当位移值超出最大值或小于最小值时,才将最大或最小值更新为新计算出的位移值。此时,如果已更新的位移值是最小位移值,则将之前的初始图像更新为其中特征点被看作是已经移位了以最小位移值表示的变化的图像。另一方面,当已更新的位移值是最大位移值时,则将之前的位移后最终图像更新为其中特征点被看作是已经移位了以最大位移值表示的变化的图像。将最大和最小位移值发送到帧存储器 4,作为指示了由感兴趣区域造成的位移变化的最大和最小位移值。将初始图像发送到帧存储器 4,作为其中感兴趣区域被看作是已经移位了以最小位移值表示的变化的图像。此外,将位移后最终图像发送到帧存储器 4,作为其中感兴趣区域被看作是已经移位了以最大位移值表示的变化的图像。结果,根据实时地从复数影像存储器 3 发送并测量的截面图像和基于从位移运算单元 7 发送的最大和最小位移值以及初始图像和位移后最终图像所产生的畸变图像,构造出用于显示的图像。然后,将所构造出的用于显示的图像显示在显示单元 5 的显示区域上。

例如,根据公知技术,基于位移后最终图像和初始图像来产生差别图像。将所述差别图像与实时测量到的截面图像一起显示在显示单

元 5 上，作为畸变图像。

如图 13 所示，当重叠在截面图像上时，按照彩色灰度级来显示畸变图像。利用设置单元 30 将多个感兴趣的区域 ROI#1、ROI#2、ROI#3 描绘为希望感兴趣区域。即，如图的右下部分所示，显示指示了由指定的感兴趣区域 ROI#1、ROI#2 和 ROI#3 造成的位移变化的位移值。通过算术运算来产生表示畸变图像（截面图像之间的差异）的数据，以便数字值的显示。例如，公知的字符串产生器将图像数据转换为字符，并且在表格中分配给 ROI1、ROI2、ROI3 的单元格中显示字符。由于实时地测量截面图像和畸变图像，显示了实时更新的瞬时值。可以顺序地将瞬时值存储在存储器中，以便计算包括累积值和均值的统计数据，并显示统计数据。可以根据公知的统计数据计算方法来计算包括累积值、均值、方差和标准差的统计数据。此外，所显示的统计数据的数目可以不是一个，而是多个统计数据，例如，可以以组合的形式来显示瞬时值和均值。此外，还可以显示作为由生物体造成的位移的宏观位移。

此外，替代图 13 所示的数字值或其组合，可以显示图 14 所示的曲线图。为了显示曲线图，通过算术运算来计算表示了畸变图像（截面图像数据项之间的差异）的数据，公知的曲线图产生器将所计算的数据转换为能够显示在显示单元的期望区域中的曲线图。然后显示所产生的曲线图。图 14A 示出了基于感兴趣区域的位移和基于生物体的宏观位移之间的关系。该曲线图可以立即验证感兴趣区域处表现出局部硬度。例如，在此示例中，由于基于感兴趣区域 ROI3 的位移较小，这表示部分感兴趣区域 ROI#3 较硬，怀疑此处是恶性肿瘤。结果，曲线图能够向医生提供指明了需要进一步检查的诊断信息。此外，如图 14B 所示，可以采用允许对感兴趣区域造成的位移进行比较的柱形图。即使是柱形图也能够向医生提供与图 4a 所示相类似的诊断信息。附带地，除了柱形图以外，可以采用包括线形图、实柱形图、实线图和圆图在内的各种图形中的任何一种。

可以设想各种显示形式。即，可以按照不同的方式来显示感兴趣区域，即，按照不同的颜色或形状。可以显示指示了在施加压力之前

获得的图像位置和施加压力之后移位的图像位置的点的轨迹(locus)。可以按照不同的颜色显示施加压力之前和之后所产生的图像。可以利用实线来显示施加压力之前和之后所产生的图像之一，而利用虚线显示另一个。可以在彼此重叠的同时显示施加压力之前和之后所产生的图像。可以并排地显示施加压力之前和之后所产生的图像。可以独立或组合地采用任意显示形式。

因此，能够显示示出了不同硬度的图像部分，同时使其清楚地与其它部分相区分。此外，能够产生畸变图像而无需特殊的压力施加设备。其中，将最大和最小位移值和畸变图像与从复数影像存储器 3 发送的截面图像（即，实时截面图像）显示在一起。可选地，在截面图像的获取完成之后或响应设置单元 30 的处理，显示最大和最小位移值和畸变图像。

如上所述，在本实施例的诊断超声系统中，探头 1 用于直接向感兴趣的区域施压。位移运算单元 7 使用顺序测量到的截面图像来实时地计算指示了由感兴趣区域造成的最大和最小位移的最大和最小位移值。不需要任何特殊的施压设备，并且节约了施加压力所需的时间。结果，缩短了诊断所需的时间。最后，能够使检查医务人员或对象所承受的负担最小。

此外，由于检查医务人员无需进行主观判断，能够实现客观的超声检查。结果，尽管在实际的超声检查中存在差异，检查所需的时间也变得相等。

图 2 示出了包括在本实施例中的特征点采样单元的配置的示意图。如图 2 清楚所示，包括在本实施例中的特征点采样单元 6 包括：第一滤波器 8；与第一滤波器电连接的功率计算模块 9；与功率计算模块 9 电连接的加权模块 10；与加权模块 10 电连接的聚类模块 11；与第一滤波器 8 和聚类模块 11A 中的每一个电连接的相关预处理模块 12；与相关预处理模块 12 和第二滤波器 15 中的每一个电连接的互相关模块 13；与互相关模块 13 电连接的对应部分计算模块 14；以及与位移运算单元 7 电连接的第二滤波器 15。

参考图 2，第一滤波器 8 是公知的滤波器，用于选择性地通过表

示了特定的空间频率并且从复数影像存储器 3 读取出的图像数据。根据本实施例,如图 9 所示,第一滤波器 8 提供以空间频率 0 作为中心点的同心圆形式的通带。图 10 是有关图 9 所示通带的解释图。如图 10 所示,包括在本实施例中的第一滤波器 8 是带通滤波器,其具有被设为大约 $\pi/16$ 的下限截止频率和被设在大约 $\pi/4$ 到 $\pi/2$ 的范围内的上限截止频率。

功率计算模块 9 是用于计算从第一滤波器 8 发送过来的图像数据的功率的装置。如图 3 所示,计算以所关心的点 $O(x, y)$ 为中心、半径为 r 的圆内部的所有点 $P(x, y)$ 处的数据项的平方和,作为点 O 处的数据功率。功率计算单元 9 对每一个点 (x, y) 执行该计算。

加权模块 10 是用于将预定权重施加到由功率计算模块 9 所计算出的功率分布上的运算装置。如图 4 所示,例如,所施加的权重向横向中心增大,而向纵向中心减小。

聚类模块 11 是用于执行以下功能的装置:检测从加权模块 10 发送过来的功率分布中的两个峰值点,并检索与所述峰值点相关联的数值。例如,如图 5 所示,检索最大峰值点的坐标 (x_1, y_1) 和相关的数值 Q_1 ,作为第一数据,并检索第二大峰值点的坐标 (x_2, y_2) 和相关的数值 Q_2 ,作为第二数据。可以采用公知的传递删除法(propagation deletion method)等作为从具有多个峰值点的二维分布中分离或识别峰值点的方法。

相关预处理模块 12 是用于使预定的加权函数与由聚类模块 11 所检测到的两个峰值点的坐标和相关数值相适应的装置。例如,当采用表示高斯分布的高斯曲线作为加权函数的曲线图时,应用加权函数,从而产生表示标准差 3σ 的高斯分布,其中以与数值 Q_1 和 Q_2 相关的两个峰值点 $Q_1(x_1, y_1)$ 和 $Q_2(x_2, y_2)$ 作为其中心。然而,加权函数并不陷于表示高斯分布的高斯函数。可选地,可以采用汉明窗函数、汉宁窗函数或 Blackman-Harris 窗函数。

互相关模块 13 是公知装置,用于计算从相关预处理模块 12 发送的权重分布和从第二滤波器 15 发送的图像数据之间的相关性。

对应部分计算模块 14 在从互相关模块 13 接收的相关分布中搜索

两个峰值点及其相关联的数值。对应部分计算模块 14 执行与聚类模块 11 所执行的相类似的算术运算。作为包括在本实施例中的对应部分计算模块 14 所执行的算术运算的结果，例如，如图 7 所示，确定了表示两个峰值点的坐标 (x_3, y_3) 和 (x_4, y_4) 及其相关联的数值 Q_3 和 Q_4 。

第二滤波器 15 是用于选择性地通过表示了特定的空间频率并且从位移运算单元 7 发送过来的联合图像数据的装置。第二滤波器 15 执行与第一滤波器 8 所执行的相类似的处理。

接下来，将结合图 2，对由包括在本实施例中的特征点采样单元 6 所执行的操作进行描述。

第一滤波器 8 选择性地通过由从复数影像存储器 3 发送过来的信号所承载并且表示了特定空间频率的图像数据。

具体地，对表示范围从 $\pi/16$ 到 $\pi/4$ 至 $\pi/2$ 范围的空间频率的图像数据进行采样，并发送到功率计算模块 9。功率计算模块 9 处理所接收的图像数据，以便相对于每一个所关心的点 $O(x, y)$ ，计算半径是 r 的圆内部的所有点 $P(x, y)$ 处的数据项的平方和。将所计算出的和发送到加权模块 10，作为全部所关心的点 O 处的数据的功率。加权单元 10 充当运算装置，用于将预定权重施加给表示功率的数据。此时，要施加的权重向着数据的横向中心增大，并向着数据的纵向中心减小。将结果数据发送到聚类单元 11。例如，对聚类单元 11 所接收到的数据进行公知的传递删除，从而检测到两个峰值点的坐标及其相关联的数值。将所检测到的坐标和数值发送到相关预处理单元 12。

相关预处理单元 12 还接收第一滤波器 8 的输出。根据预定加权函数对聚类单元 11 所检测到的两个峰值点的坐标及其相关联的数值进行加权。将所得到的数据发送到互相关模块 13。互相关模块 12 计算所接收到的数据与从第二滤波器发送过来的图像数据的相关性（或相关值的分布），并将相关性的分布发送到对应部分检测模块 14。已经接收到相关性的分布的对应部分检测模块 14 执行与聚类模块 11 所执行的类似的算术运算，从而检测两个峰值点的坐标及其相关联的数值。结果，将两个峰值点的坐标 (x_3, y_3) 和 (x_4, y_4) 及其数值 Q_3

和 Q4 发送到位移运算单元 7。

图 8 是示意性地示出了包括在本实施例中的位移运算单元的配置的说明示意图。

如图 8 清楚所示,包括在本实施例中的位移运算单元 7 包括变形算术模块 16、最大变形图像存储模块 17、最小变形图像存储模块 18、最终图像存储模块 19、初始图像存储模块 20 和畸变图像运算模块 21。

参考图 8,变形算术模块 16 是用于执行以下功能的装置:计算由对应部分计算模块 14 进行彼此关联的特征点和对应部分之间的数据信号距离以及由特征点造成的移动的方向。

最大变形图像存储模块 17 是用于识别并存储图像的束数据信号的装置,在所述图像中,特征点被看作是变形的程度最大。

最小变形图像存储模块 18 是用于识别并存储图像的束数据信号的装置,在所述图像中,包括代码的特征点之间的距离最小。

最终图像存储模块 19 是用于存储其中特征点的变化最大的图像的装置。将所存储的图像发送到畸变图像运算模块 21。

初始图像存储模块 20 是其中利用由最小变形图像存储模块 18 识别的数据(图像数据)来更新初始图像并将其存储为新的初始图像数据的装置。将所存储的图像数据发送到特征点采样单元 6、变形算术模块 16 和畸变图像运算模块 21 中的每一个。

畸变图像运算模块 21 是利用其中特征点被看作是已经畸变了以最大和最小位移值表示的变化的图像,使生物组织造成的位移(畸变)可视化的装置。

如上所述,位移运算单元 7 根据两对峰值点的坐标及其相关联的数值(功率的分布),计算由对应部分计算模块 14 进行彼此关联的特征点和对应部分之间的距离。从而,检测最大和最小距离。

此外,除了上述硬件配置以外,包括在诊断超声系统中的计算机可以用于实现一种时间显示由生物组织造成的位移的方法。即,按照时间顺序将指示了由对象的生物组织造成的位移的位移值存储在存储装置中,并按照时间顺序从存储装置中读取,以便使位移值相对可视。

例如,当在大量筛选期间检查多个患者时,诊断超声系统用于在

利用探头按压每个对象之前和之后测量并存储多个截面图像。之后，将所存储的多个截面图像用于计算并显示位移值。能够按照集中的方式来彼此独立地进行位移值的测量和诊断。结果，提供了有效的观测环境。

图 15 描述了用于实现畸变显示方法的具体过程。

〈产生第一图像〉在第一状态中，利用接触到对象的探头进行超声测量，以便产生对象的第一图像（步骤 151）。

〈描绘要观测的区域〉在所产生的第一图像中描绘要观测的区域（参考信息）（步骤 152）。该描绘分为：手动描绘，其中在显示在显示屏幕上的图像中描绘要观测的区域；以及自动描绘，其中将到特征点的距离（宏观距离）等于或大于特征值的区域描绘为要观测的区域。当采用自动描绘技术时，在图像显示装置上显示由第一图像产生装置产生的第一图像，并在第一图像中描绘至少一个感兴趣区域。

当图像部分的密度彼此不同时，例如，当图像示出了正常组织和异常组织时，将利用密度识别并被假设为异常组织的区域采样为特征点，并且将所采样的特征点及其周围指定为感兴趣区域。

〈产生第二图像〉在不同于第一状态的第二状态中，利用接触到对象的探头进行超声测量，以便产生对象的第二图像（步骤 153）。

〈计算变化〉计算第二图像中观测点的坐标距第一图像中对应部分的坐标的变化（步骤 154）。

〈计算畸变〉根据所计算出的变化来计算由希望感兴趣区域造成的畸变（步骤 155）。

〈显示图像〉显示所计算出的畸变（步骤 156）。可以重复步骤 153 和后续步骤，以便显示按照时间顺序变化的第二图像。前面已经说明了显示形式。

此外，本发明可以在用于显示由生物组织造成的位移和超声图像的程序中实现。在这种情况下，将程序安装在计算机系统中，所述计算机系统包括公知的键盘，公知的鼠标，通过其从诊断超声系统接收数据的接口，如根据程序进行操作的处理器等处理单元，以及包括在其上根据处理结果来显示图像的监视器的输出单元。按照时间顺序将

指示了由对象的生物组织造成的位移的位移值存储在存储器装置中，并按照时间顺序从存储器装置中读取，以便根据位置值来计算畸变信息。

结果，当采用由检查医师或医务人员所有的个人计算作为计算机系统时，可以实现前述显示方法。此外，可以将能够编辑诊断结果的程序用于产生电子临床记录。此外，当个人计算机支持网络环境时，可以进行数据的二次使用，例如，可以将诊断信息提供给单独的病人。其中，由于诊断信息是等级为最高机密的个人信息，优选地，利用完全安全措施来保护信息。

已经结合实施例描述了由本发明人发明的本发明。本发明并不限于实施例，在不脱离其要点的前提下，可以进行多种方式的修改。

本发明提供的优点在于通过改变施加在探头上的压力来按照时间顺序地获取超声图像，并且利用超声图像之间的差异，使生物组织的软度或硬度可视化。

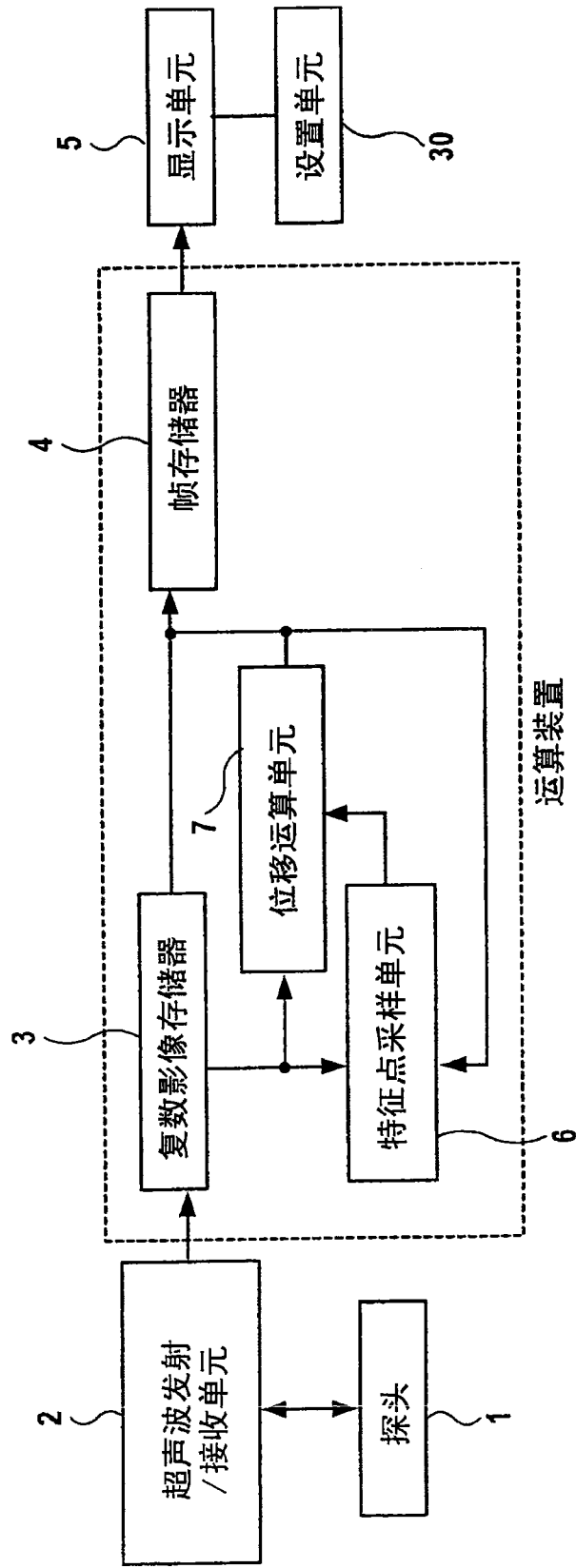


图 1

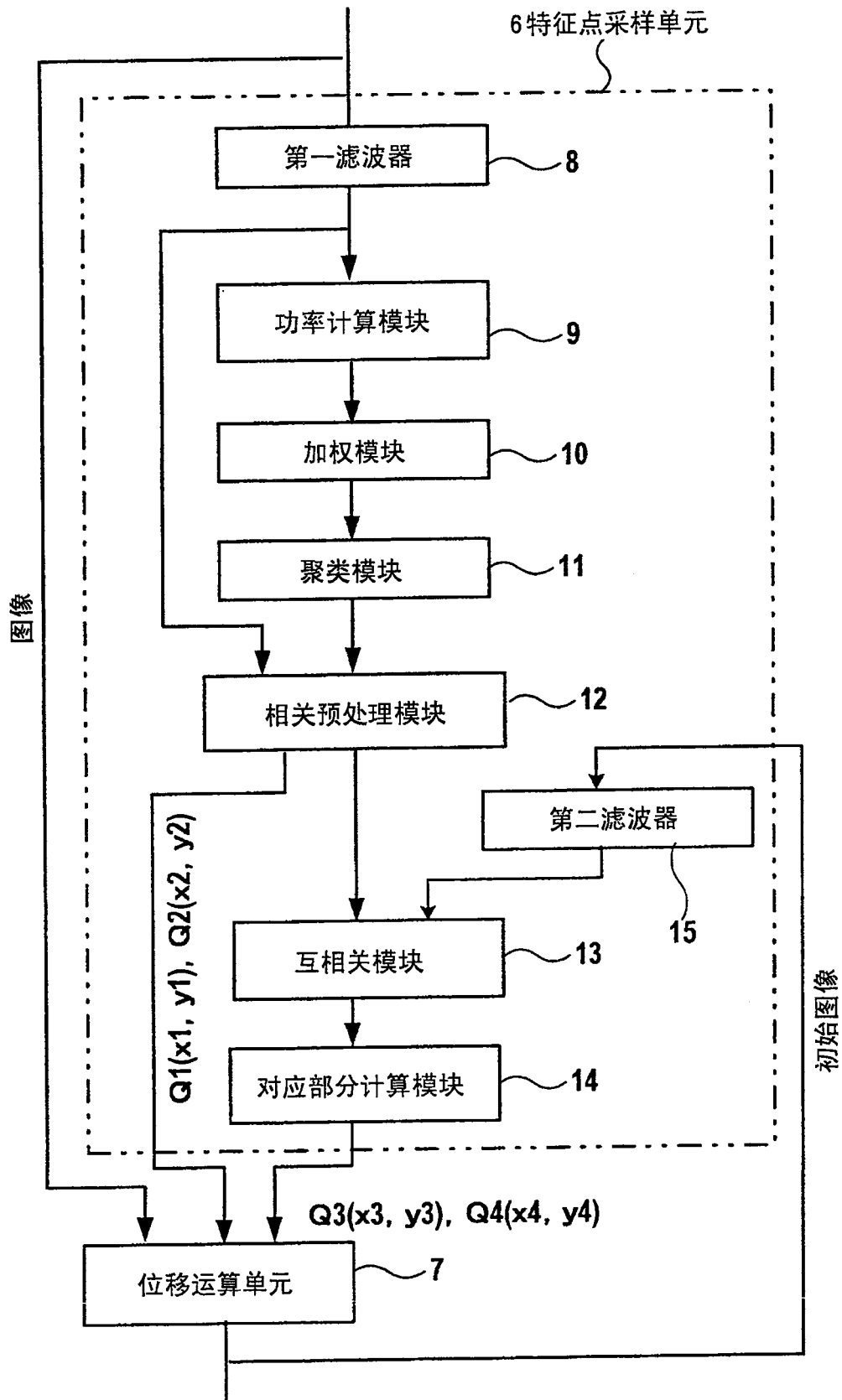


图 2

滤波后、半径为 r 的
圆内的图像数据点 $P(x, y)$

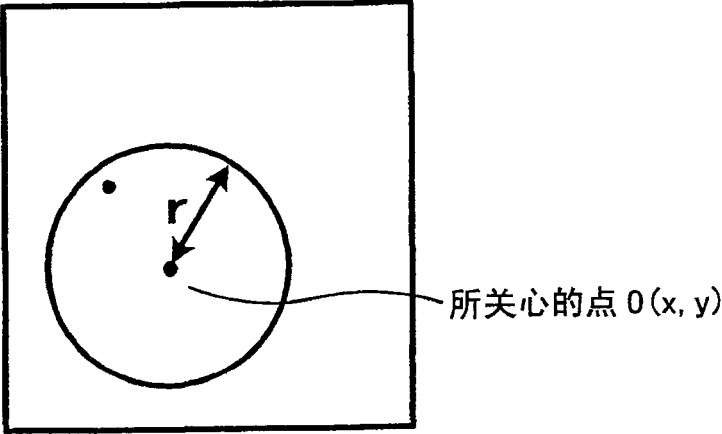


图 3

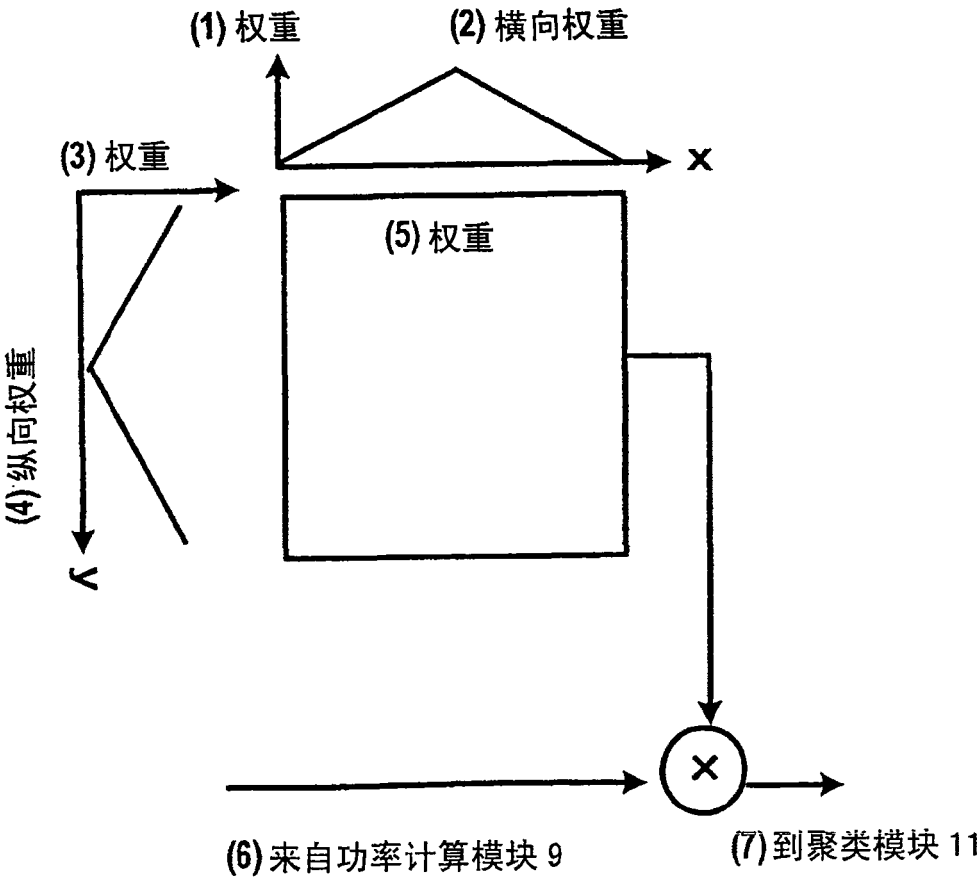


图 4

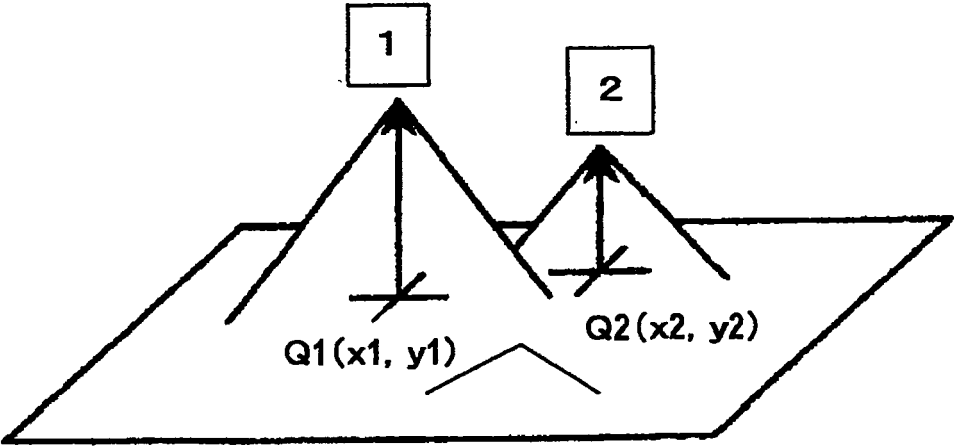


图 5

(1) 表示标准差 3σ 的高斯分布

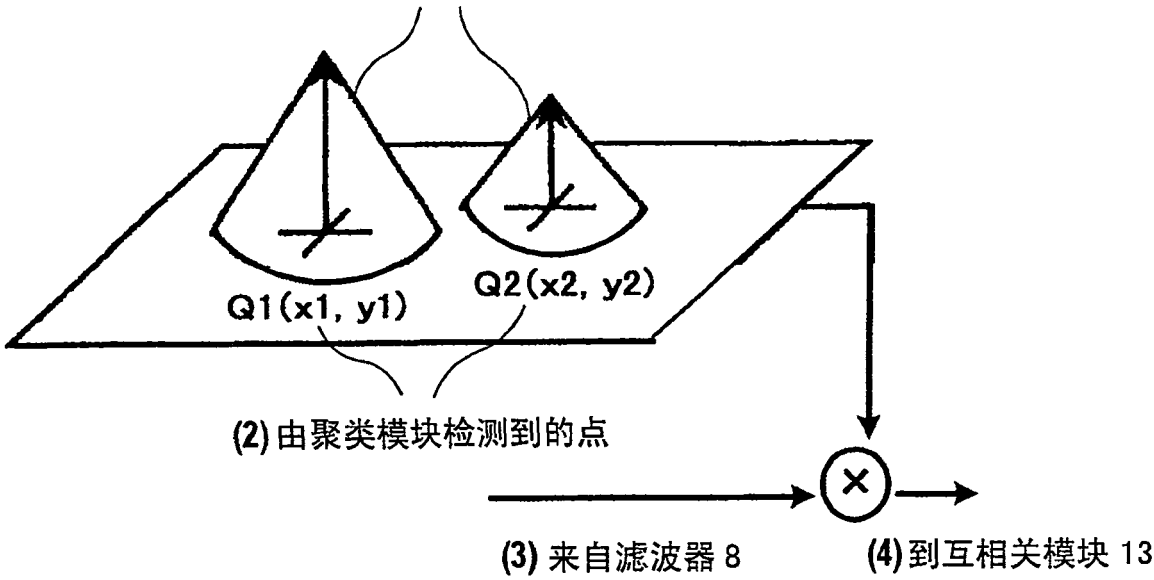
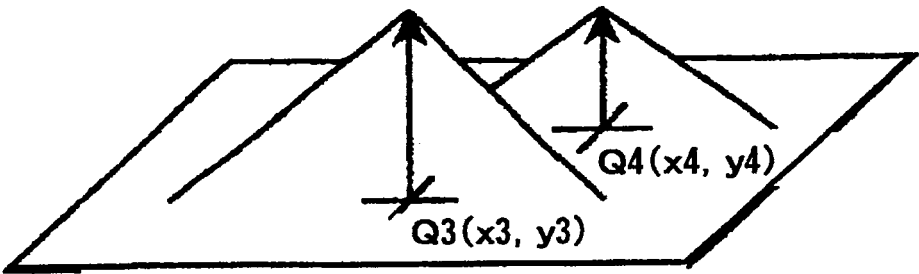


图 6



进行了互相关的功率的分布

图 7

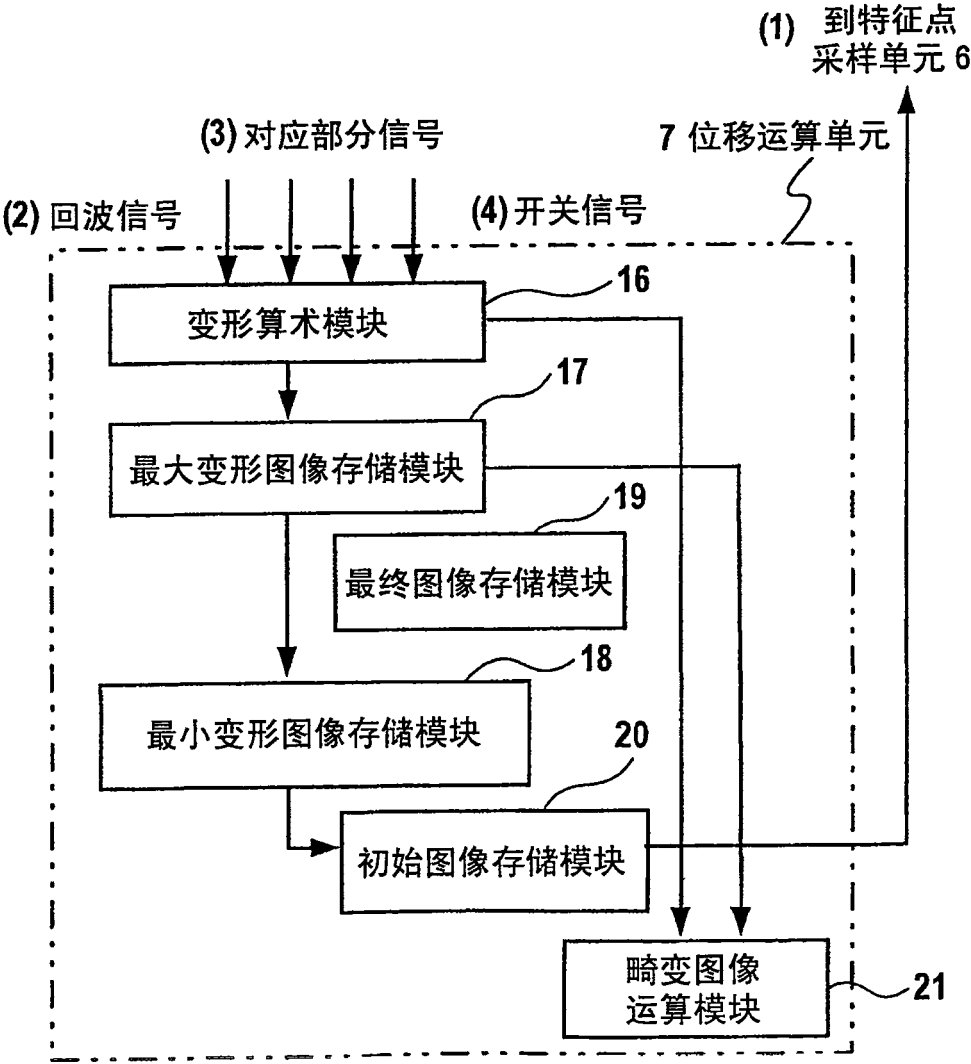


图 8

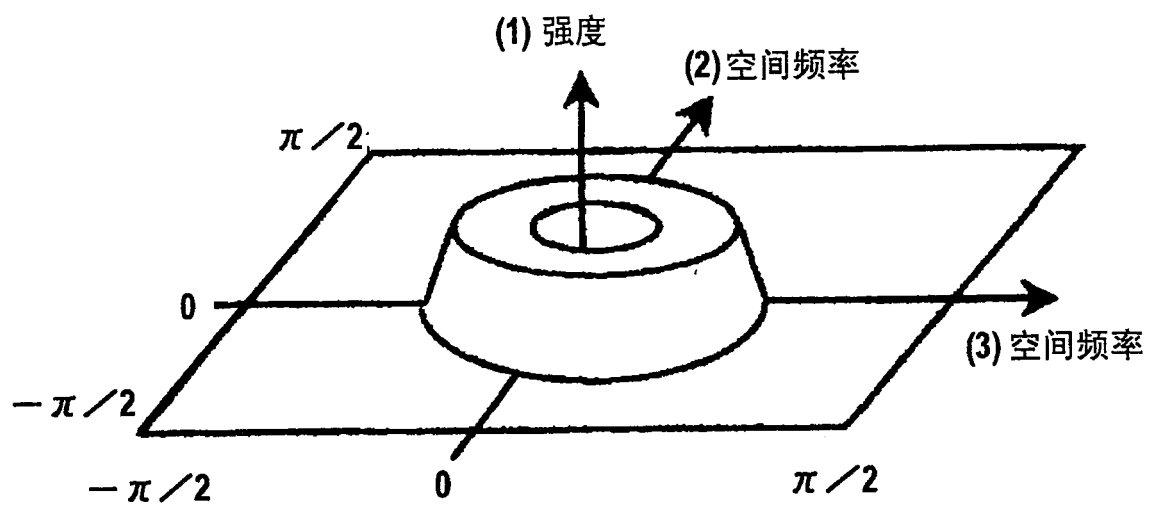


图 9

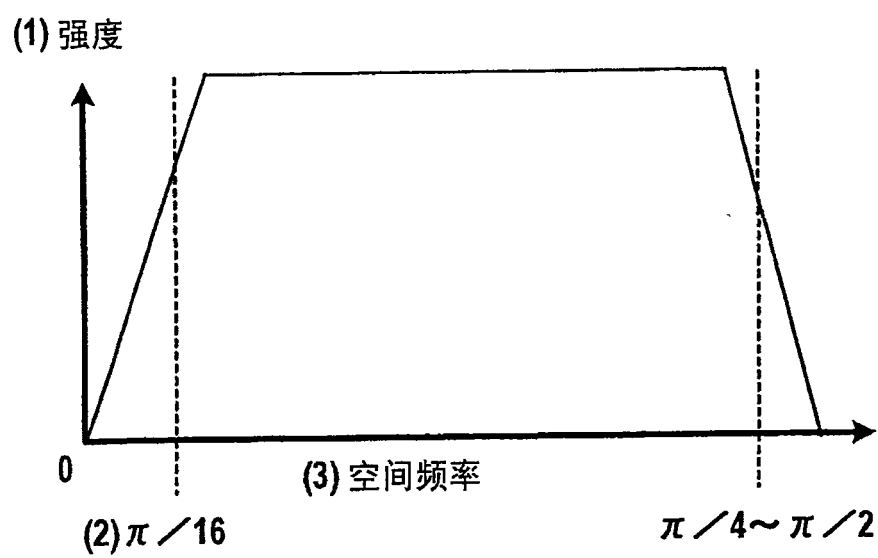


图 10

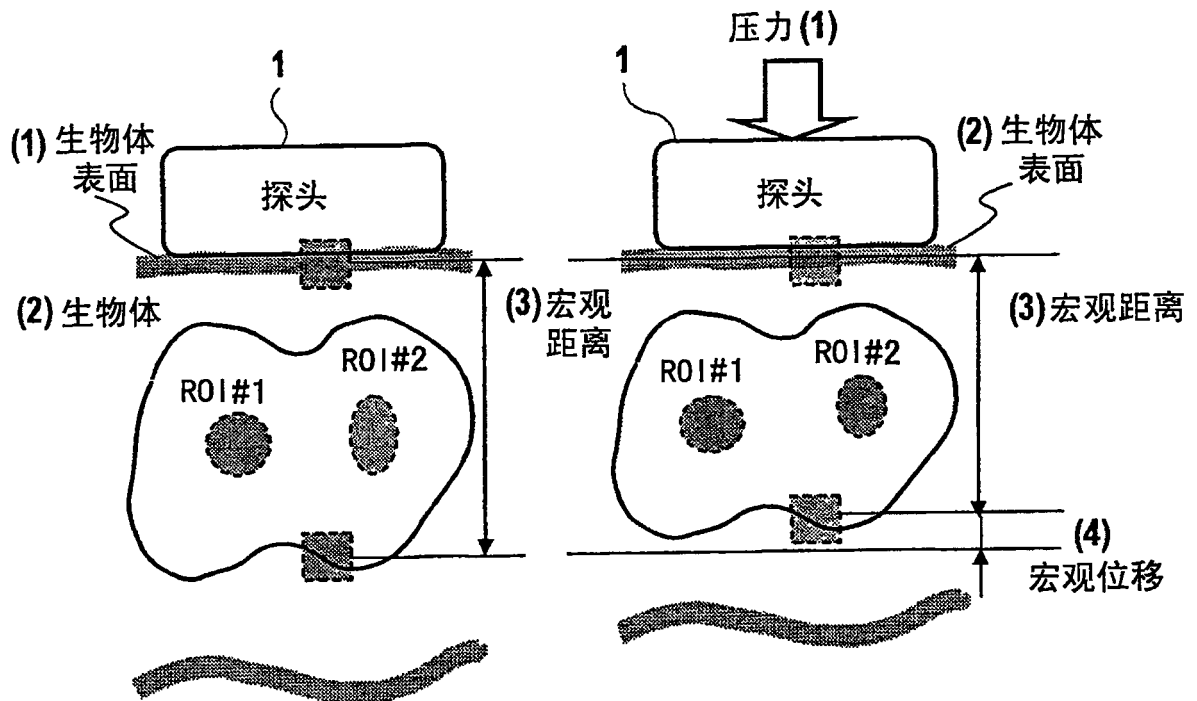


图 11A

图 11B

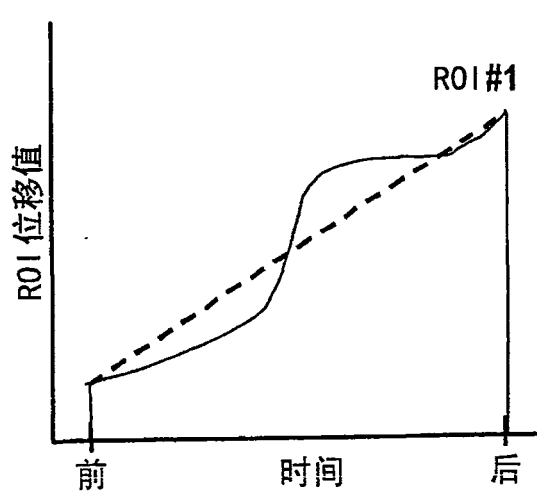


图 12A

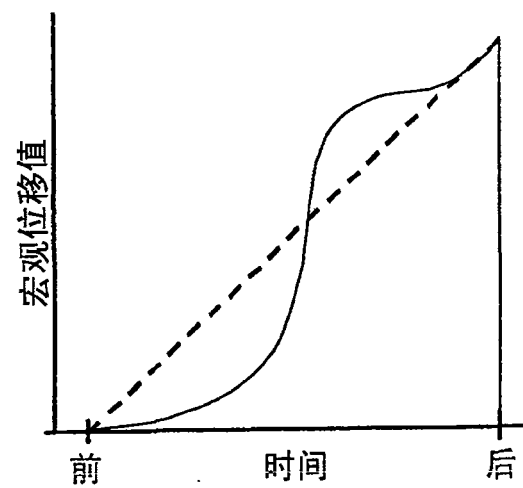


图 12B

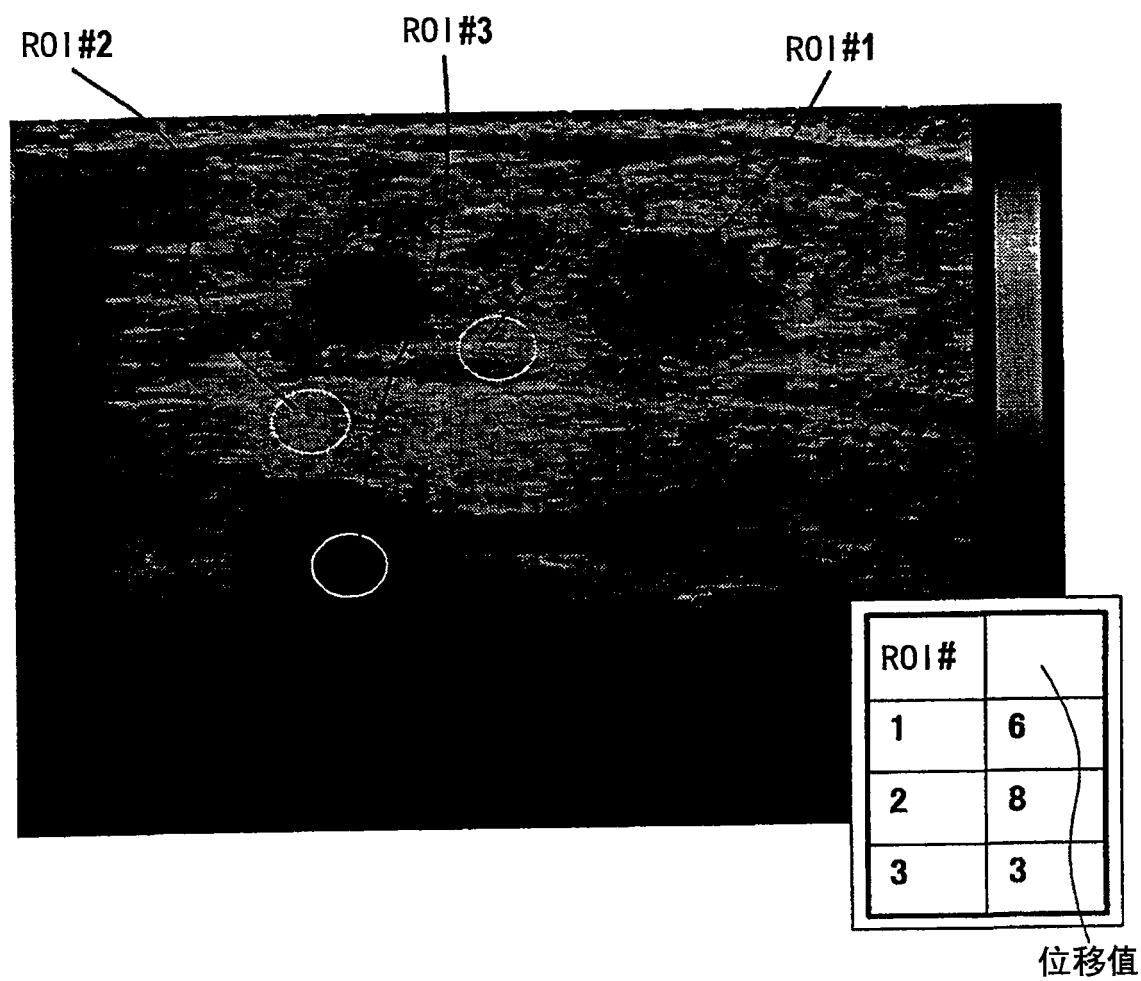


图 13

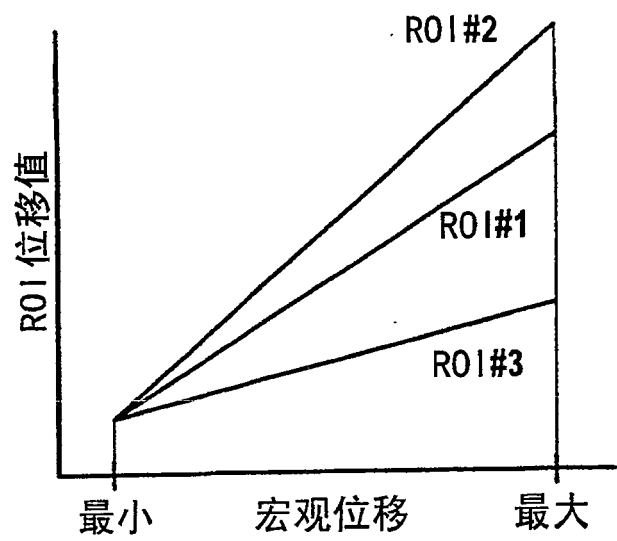


图 14A

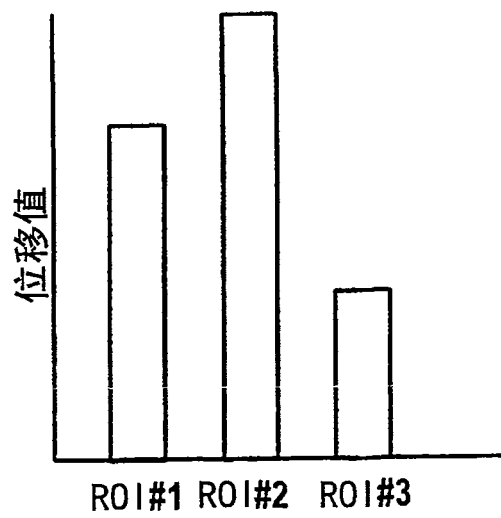


图 14B

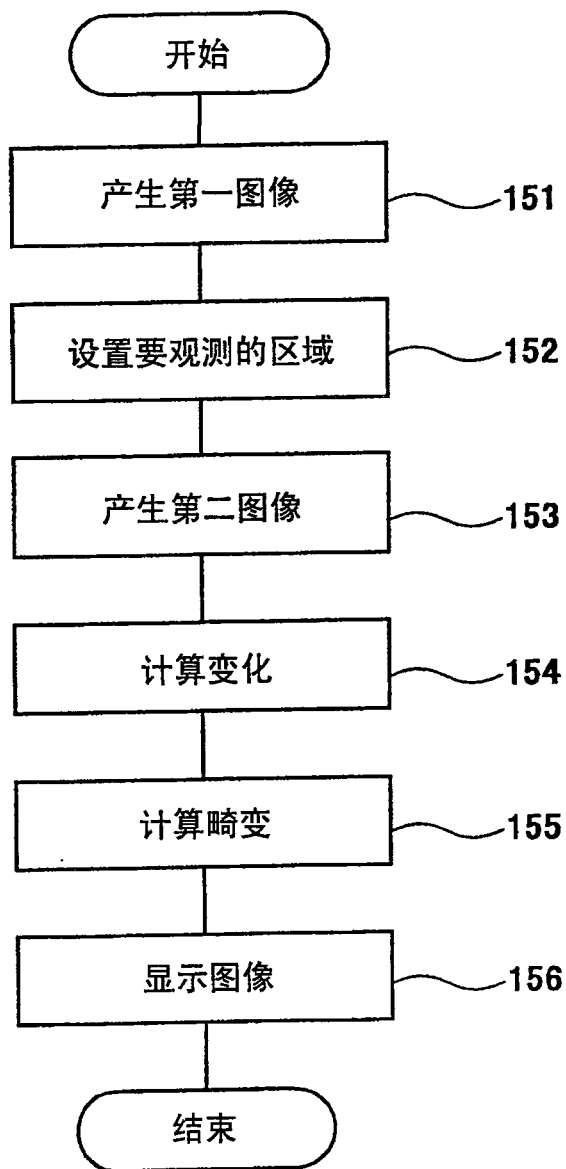


图 15

专利名称(译)	显示超声图像中生物组织的畸变信息的诊断超声波系统		
公开(公告)号	CN100542490C	公开(公告)日	2009-09-23
申请号	CN03812858.6	申请日	2003-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	洼田纯 马场博隆		
发明人	洼田纯 马场博隆		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 G01S7/5205 A61B8/485 A61B5/0048 G01S7/52074 A61B5/0053		
优先权	2002162288 2002-06-04 JP		
其他公开文献	CN1658799A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种诊断超声系统，包括：探头，用于在第一状态中利用超声来测量对象；用于产生对象的第一图像的单元；用于显示第一图像的单元；用于将参考信息设置在第一图像上的单元；用于在不同于第一状态的第二状态中产生对象的第二图像的单元；用于计算参考信息的变化单元；用于计算在第二图像中希望感兴趣区域的畸变信息的单元；以及用于控制畸变信息在图像显示装置上的显示的单元。

