

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610137320.7

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 15 日

[11] 授权公告号 CN 100512762C

[22] 申请日 2006.10.17

[21] 申请号 200610137320.7

[30] 优先权

[32] 2005.10.17 [33] JP [31] 2005-302189

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 冈村阳子 西野正敏 樋口治郎
东哲也

[56] 参考文献

EP1079240A2 2001.2.28

US6520913B1 2003.2.18

US2003/0013963A1 2003.1.16

US2004/0059224A1 2004.3.25

US5513640A 1996.5.7

审查员 费金娥

[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

代理人 王以平

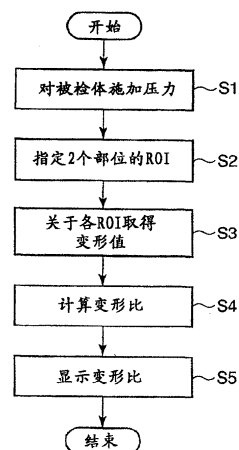
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 3 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和图像处理装置

[57] 摘要

本发明的超声波诊断装置具备：接受至少 2 个部位的关心区域的输入的单元(116)；关于上述至少 2 个部位的关心区域分别计算因对被检体施加压力而引起的组织的变形值的单元(111)；以及以能比较的方式显示上述至少 2 个部位的关心区域的变形值的显示单元(107)。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

接受至少 2 个部位的关心区域的输入的单元；

关于上述至少 2 个部位的关心区域分别计算因对被检体施加压力而引起的组织的变形值的计算单元；以及

以能比较的方式显示上述至少 2 个部位的关心区域的变形值的显示单元，

上述计算单元还计算上述至少 2 个部位的关心区域的变形值之比，

上述显示单元显示用上述计算单元计算出的上述至少 2 个部位的关心区域的变形值之比。

2. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元将上述变形值之比作为数值来显示。

3. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元对上述关心区域的全部的变形值的值为一定时的变形值之比进行显示。

4. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元根据上述变形值的大小改变上述关心区域的色度或亮度来进行显示。

5. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述关心区域的形状包含圆形、矩形、椭圆形和由用户描画的形状。

6. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述关心区域是 3 个以上的区域。

7. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元随时间的经过更新显示。

8. 一种应用于可使组织的变形实现影像化的超声波诊断装置的图像处理装置，其特征在于，具备：

接受至少 2 个部位的关心区域的输入的单元;

关于上述至少 2 个部位的关心区域分别计算因对被检体施加压力而引起的组织的变形值的计算单元; 以及

以能比较的方式显示上述至少 2 个部位的关心区域的变形值的显示单元,

上述计算单元还计算上述至少 2 个部位的关心区域的变形值之比,

上述显示单元显示用上述计算单元计算出的上述至少 2 个部位的关心区域的变形值之比。

超声波诊断装置和图像处理装置

相关的申请的相互参照

本申请基于在 2005 年 10 月 17 日提交的先前的日本专利申请第 2005-302819 号并要求其优先权，此处引入其全部内容作为参考。

技术领域

本发明涉及可使组织的变形实现影像化的超声波诊断装置和图像处理装置。

背景技术

超声波诊断装置具备：控制超声波发送接收的超声波发送接收控制单元；对被检体发送和接受超声波的超声波发送接收单元；使用来自该超声波发送接收单元的反射回波信号以规定周期重复地得到包含运动组织的被检体内的断层像数据的断层扫描单元；以及显示利用该断层扫描单元得到的时序断层像数据的图像显示单元，将被检体内的生物体组织的结构例如作为 B 模式像来显示。

与此不同，近年来，已知有将指定的组织在某个一定的时间内产生多少变形进行图像化的组织弹性图像法（例如 TSI: Tissut Strain Imaging 组织变形图像）这样的技术。按照该技术，通过在所关心的部位设定 ROI（关心区域：Region Of Interest）可使变形（Strain）的变化定量化并制成曲线图。

但是，组织的变形受到组织形状或压迫的力的大小等各种各样的原因的影响，难以进行定量的评价。因此，作为定量的评价方法的一种，报告了对于「变形比」的导入进行了研究的结果（参照 Jpn.J.Med.Ultrasonics, Vol.32, Supplement (2006) p292）。按照该报告，启示了只要是变形的线性成立那样的压迫就存在关心部之比可成

为诊断的指标的可能性。但是，没有关于对于诊断的数据的显示或处理、以及 ROI 的设置等的具体的记载。

此外，通过在所关心的部位设定 ROI 可使变形的变化定量化并制成曲线图，关于用户设定的 ROI，能以文本方式输出对于各 ROI 指定的区间的变形值（参照图 4）。在图 4 中，每经过一定时间测定了关于 6 个部位的 ROI 的变形值，由此，可从对于在各个时间中输出的各 ROI 的变形值用手工计算求出不同的 2 个部位的 ROI 的变形比。

但是，由于为了得到不同的 2 个部位的 ROI 的变形比用户本身根据文本信息来计算，故很费工夫或时间，特别是在设定了多个 ROI 等情况下有时发生差错。

发明内容

本发明的目的在于提供可容易地确认不同的 2 个部位的 ROI 的变形比的超声波诊断装置和图像处理装置。

在本发明中，指定 2 个部位的 ROI，分别显示它们的变形值，同时用数值显示变形比。具体地说，如下所述。

与本发明的方面有关的发明的特征在于，具备：接受至少 2 个部位的关心区域的输入的单元；关于上述至少 2 个部位的关心区域分别计算因对被检体施加压力而引起的组织的变形值的单元；以及在根据上述变形值对上述组织进行彩色显示的同时以能比较的方式显示上述至少 2 个部位的关心区域的变形值的显示单元。

在以下的描述中将陈述本发明的附加的目的和优点，根据描述，这些目的和优点的一部分是显而易见的，或可从本发明的实践中认识到。利用特别是在以下指出的手段和组合，可实现和获得本发明的目的和优点。

附图说明

结合在本说明书中并构成本说明书的一部分的附图说明本发明的优选实施例，与以上给出的普遍的描述和以下给出的详细的描述一

起，用来说明本发明的原理。

图1是表示与本发明的一实施方式有关的超声波诊断装置的概略结构的框图。

图2是表示与本实施方式有关的超声波诊断装置的工作的流程图。

图3是将变形图像和变形值（也包含变形比）的曲线图作为1个图像来显示的例子。

图4是表示对于各ROI指定的区间的变形值的文本输出例的图。

具体实施方式

以下参照附图说明本发明的实施方式。

图1是表示与本发明的一实施方式有关的超声波诊断装置的概略结构的框图。与本实施方式有关的超声波诊断装置利用超声波得到被检体的ROI（关心区域：Region Of Interest）的断层像，同时显示表示生物体组织的硬度或柔软度的弹性图像。该超声波诊断装置，如图1中所示，具备超声波探头100、超声波发送接收控制电路101、发送电路102、接收电路103、整相加法电路104、信号处理部105、黑白扫描变换器106、图像显示器107、帧数据选择部108、位移检测部109、压力检测部110、变形和弹性率运算部111、弹性数据处理部112、彩色扫描变换器113、转换加法器114、显示价值评价部115以及装置控制接口部116。利用该结构，可取得弹性率和变形值这两者的数据，但弹性率是应力的增量与变形的增量之比，此外，变形是以某个方向的未歪斜的长度作为基准的朝向某个方向（没有必要相同）的物质的长度的变化。由于本发明着眼于显示至少2个ROI中的变形值之比（以下称为「变形比」），故在该情况下，因为没有必要求出弹性率，故不需要压力检测部110等。但是，由于有时求出弹性率来检测异常部分，故在图1中图示压力检测部110，即使对于该压力检测部110等也加以说明，记载了求出变形和弹性率这两者的情况。

超声波探头100将多个振子排列成阵列状来形成，以机械的方式

或电子的方式进行波束扫描,对被检体 120 发送和接收超声波。再有,超声波探头 100 内置了在作为超声波的发生源的同时接收反射回波的振子(未图示)。在此,在将其面与超声波探头 100 的超声波发送接收面相一致地安装了压迫板的情况下,使超声波探头 100 的超声波发送接收面和用压迫板构成的压迫面与被检体的体表接触,使压迫面上下移动,压迫被检体。由此,可以一边用超声波探头 100 进行超声波发送接收,一边在被检体 120 的 ROI 的体腔内有效地给予应力分布。再有,该压迫板不一定是必须的,也可以是用户重复用手通过用超声波探头 100 按压和释放被检体来得到变形值。

超声波发送接收控制电路 101 控制发送和接收超声波的定时。发送电路 102 驱动超声波探头 100 并生成用于发生超声波的发送脉冲,同时在某个深度上设定利用内置的发送整相加法电路发送的超声波的收敛点。接收电路 103 以规定的增益放大由超声波探头 100 接收的反射回波信号。将与已放大的各振子的数目对应的数目的接收信号作为各自独立的接收信号输入到整相加法电路 104 中。整相加法电路 104 输入用接收电路 103 放大的接收信号,控制这些信号的相位,对于一点或多个收敛点形成超声波束。信号处理部 105 输入来自整相加法电路 104 的接收信号,进行增益校正、对数压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等各种信号处理。

利用上述的超声波探头 100、超声波发送接收控制电路 101、发送电路 102、接收电路 103、整相加法电路 104 和信号处理部 105 构成了超声波发送接收单元,通过使用超声波探头 100 在被检体 120 的体内在一定方向上使超声波束扫描,可得到被检体 120 的一幅断层像。

黑白扫描变换器 106 使用从信号处理部 105 输出的反射回波信号按超声波周期取得包含运动组织的被检体 120 内的帧数据,为了显示该帧数据,以电视方式的周期来读出。

图像显示器 107 显示由黑白扫描变换器 106 得到的时序的断层像数据、即 B 模式断层像。具体地说,将经由转换加法器 114 从黑白扫描变换器 106 输出的图像数据变换为模拟信号的 D/A 变换器和输入来

自该 D/A 变换器的模拟视频信号作为图像进行显示的彩色电视监视器。

此外从整相加法电路 104 的输出侧分支地设置了帧数据选择部 108 和位移检测部 109, 同时与其并列地设置了压力检测部 110, 在该压力检测部 110 和位移检测部 109 的后级设置了变形和弹性率运算部 111, 从位移检测部 109 的输出侧分支地设置了显示价值评价部 115, 在变形和弹性率运算部 111 的后级设置了弹性数据处理部 112 和彩色扫描变换器 113, 在黑白扫描变换器 106 和彩色扫描变换器 113 的输出侧设置了转换加法器 114。此外, 用户等经装置控制接口部 116 可自由地控制显示价值评价部 115 和彩色扫描变换器 113。

帧数据选择部 108 在其具备的帧存储器内依次确保从整相加法电路 104 以超声波诊断装置的帧速率随时间相继地输出的帧数据 (将当前确保的帧数据设为帧数据 N), 按照超声波诊断装置的控制命令从在时间上是过去的帧数据 N-1、N-2、N-3、...、N-M 中选择 1 个帧数据 (将其设为帧数据 X), 并向位移检测部 109 中输出 1 组帧数据 N 和帧数据 X。将从整相加法电路 104 输出的信号记叙为帧数据, 但当然也可以是成为将该信号进行了复合解调的 I、Q 信号的形式信号。

位移检测部 109 根据由帧数据选择部 108 选择的 1 组帧数据进行一维或二维相关处理, 检测断层像上的各检测点的位移或移动矢量 (位移的方向和大小), 生成位移帧数据。

压力检测部 110 检测或推测被检体 120 的体腔内压力。具体地说, 压力检测部 110 检测在超声波探头 100 的探头头部与被检体 120 之间施加了多大程度的压力, 例如, 在探头头部的侧面安装了检测对棒状构件施加的压力的压力传感器, 以任意的时相测定探头头部与被检体 120 之间的压力, 将所测定的压力值送给变形和弹性率运算部 111。再有, 在没有必要求出弹性率的情况下, 由于如上所述不需要压力检测部 110, 故可省略, 但由于也考虑求出弹性率的情况, 故图示了压力检测部 110。

变形和弹性率运算部 111 对分别从位移检测部 109 和压力检测部 110 输出的位移帧数据（移动量）断层像上的各检测点的变形进行运算，生成变形的数值数据（以下称为弹性帧数据），输出给弹性数据处理部 112。再有，作为计算变形的的方法，也可不是根据位移帧数据，而是根据多普勒信号对组织的速度进行积分以求出位移，从而算出变形。再有，位移检测部 109 可输入从压力检测部 110 输出的压力数据，对断层像上的各检测点的弹性率进行运算，将该数值数据输出给弹性数据处理部 112。

弹性数据处理部 112 对来自变形和弹性率运算部 111 的弹性帧数据进行坐标平面内的平滑处理、对比度最佳化处理或帧间的时间轴方向的平滑处理等各种图像处理，将处理后的弹性帧数据输出给彩色扫描变换器 113。

彩色扫描变换器 113 包含从由弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据和来自超声波诊断装置控制部的命令或由弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据作为弹性图像数据赋予红、绿、蓝等的色相信信息的色相信信息变换单元，例如在由弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据中，对于检测出较大的变形的区域，将弹性图像数据内的相当区域例如变换为红色代码，相反，对于检测出较小的变形的区域，将弹性图像数据内的相当区域例如变换为蓝色代码。此外，彩色扫描变换器 113 可以是黑白扫描变换器，对于检测出较大的变形的区域，可使弹性图像数据内的相当区域的亮度变亮，对于检测出较小的变形的区域，可使弹性图像数据内的该区域的亮度变暗。

转换加法器 114 输入来自黑白扫描变换器 106 的黑白的断层像数据和来自彩色扫描变换器 113 的彩色的弹性图像数据，对两图像进行加法运算或转换。由此，可转换为或是只输出黑白的断层像数据或只输出彩色的弹性图像数据，或是对两图像数据进行加法运算、合成后输出。此外，例如在 2 画面显示中，可同时显示黑白断层像和彩色或由上述黑白扫描变换器得到的黑白弹性图像。此外，例如也可在黑白断层像上半透明地重叠、显示彩色的弹性图像。然后，对图像显示器

107 输出从转换加法器 114 输出的图像数据。

参照图 2 和图 3 说明应用于如上述那样构成的超声波诊断装置的与本实施方式有关的方法。图 2 是表示与本实施方式有关的超声波诊断装置的工作的流程图。图 3 是将变形图像和变形值(也包含变形比)的曲线图作为 1 个图像来显示的例子。

在一边对被检体 120 施加压力一边用超声波诊断装置取得了变形图像的情况下,在观察了在图 3 的左侧所示的那样的变形图像 10 的情况下,显示了以符号 11 表示的部分与周围具有不同的变形值的情况。首先,从未对被检体 120 施加压力的状态开始,一边对被检体 120 逐渐地施加均等的压力,一边取得变形图像(步骤 S1)。将该变形图像作为例如与变形值对应的彩色图像来显示(例如,根据变形值的大小使色度或亮度等变化)。根据该变形图像,用户经装置控制接口部 116 指定第 1ROI11 和第 2ROI12 这 2 个部位的 ROI(步骤 S2)。该指定的 2 个部位成为想要知道变形比的 ROI。然后,每经规定时间间隔取得所指定的各 ROI 中的变形值(步骤 S3)。在该情况下,最好这样来施加压力,即,使得压力的强度与经过时间成比例。由此,可得到变形值曲线图 20。再有,在图 3 的变形值曲线图中,纵轴是根据图像得到的变形值,横轴是开始(并且开始压力的施加)了检测后经过的时间。

然后,利用所取得的变形值,计算 2 个 ROI 的变形比(步骤 S4),在图像显示器 107 上显示其结果(在图 3 中,第 2ROI/第 1ROI=2.57)(步骤 S5)。再有,只要能确切地计算变形比,就可任意地设定计算变形比的定时。例如,在图 3 中,作为例子,计算了在施加了 1033 毫秒的压力的时刻的变形值,但在图 3 中,由于在 500 毫秒附近,在第 1ROI11 和第 2ROI12 之间已出现了相当大的变形值的差,故也可在该时刻例如由用户停止压力的施加,计算变形值。此外,对于变形值曲线图 20 和变形比来说,可根据时间的经过(即,根据压力)适当地更新显示。再有,最好可由用户适当地设定更新的定时。

此外,在第 1ROI11 和第 2ROI12 的各自的变形的曲线图中,如

果经过充分的时间，则成为即使施加有压力变形值也不再增加的所谓的“饱和(或稳定)状态”。通过将这样的状态下的变形比定为第1ROI11和第2ROI12中的变形比，可得到稳定的变形比。然后，通过在变形图像10上反映该变形比，可有助于提高诊断的精度。

按照本发明，可用数值来确认想要知道变形比的2个部位的ROI的变形比。特别是在超声波诊断装置中将变形比作为组织弹性图像使用的情况下，肿胀部分与正常的部分的硬度相差多少变得一目了然，可顺利地进行诊断。进而，通过在变形图像10上反映变形比，就可在视觉上掌握ROI间的变形的程度，故可有助于提高诊断的精度。

本发明不限于上述各实施方式，在实施阶段中在不脱离其要旨的范围内，能实施各种各样的变形。

例如，在上述的实施方式中，随时间的经过使压力变强，但也可相反地测定从施加了压力的状态释放时的变形的缓和，计算并显示变形比。在该情况下，预计会成为在图3的变形值曲线图20中系数为正那样的曲线图。

此外，关于ROI的形状，在图3中，用圆形表示了第1ROI11，用矩形表示了第2ROI12，但不限于此，可将两者都作成圆形，或将两者都作成矩形。进而，ROI的形状可以是圆形或矩形以外的任意的形状（例如，三角形、椭圆等），也可以是用户用指示器件等描画的任意的形状，只要是准确地表示ROI的区域那样的形状即可。

此外，在上述的实施方式中，作为2个部位说明了ROI的指定，但可以是3个或更多的部位，可根据诊断方法等适当地指定。

对于本领域的专业人员来说，可容易地实现本发明的附加的优点和变型。因而，本发明在其更宽的方面不限于在这里显示的和描述的特定的细节、代表性的装置和所说明的实施例。因此，在不偏离由后附的权利要求及其等效内容所限定的本发明的普遍性的发明概念的精神或范围的情况下，可作各种各样的修正。

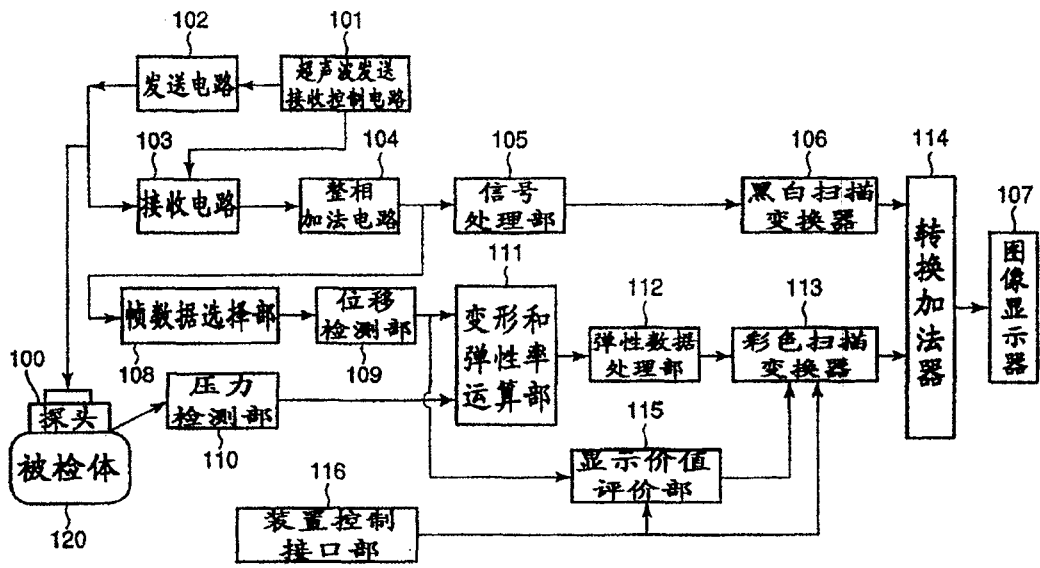


图 1

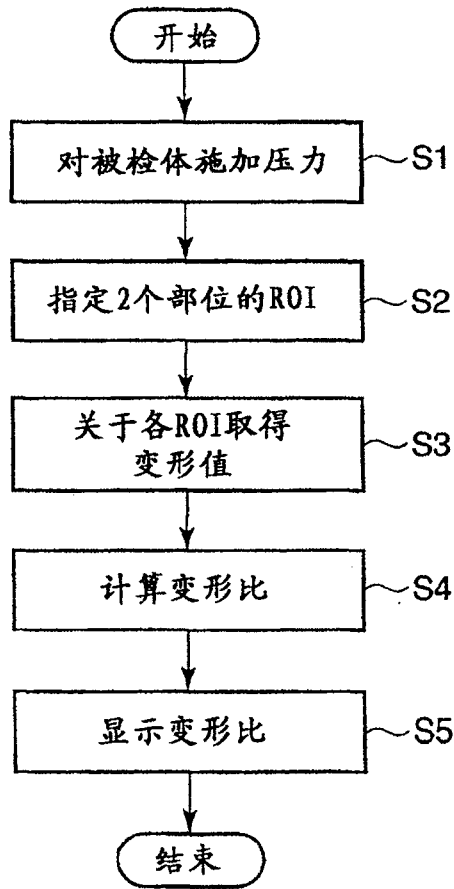


图 2

图 3

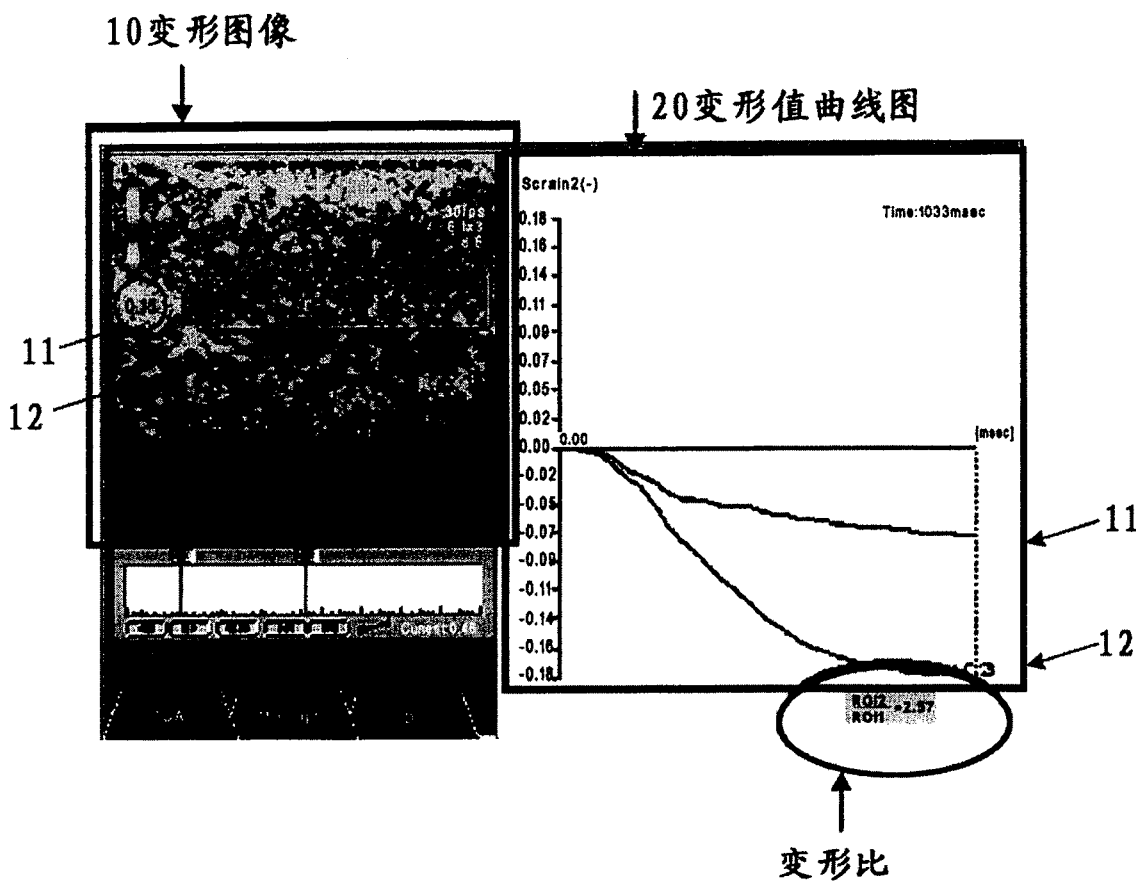


图 4

