



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101730505 B

(45) 授权公告日 2012.09.12

(21) 申请号 200980000054.5

(22) 申请日 2009.02.25

(30) 优先权数据

043142/2008 2008.02.25 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.06.30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/053428 2009.02.25

(87) PCT申请的公布数据

W02009/107673 JA 2009.09.03

(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 阿部康彦

(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 曲瑞

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1980606 A, 2007.06.13, 说明书第7页第27行-第11页第21行, 第18页第1-30行, 图2、图9-11、图15-17.

JP 特开 2005-270341 A, 2005.10.06, 全文.

JP 特开 2005-334196 A, 2005.12.08, 全文.

审查员 李尹岑

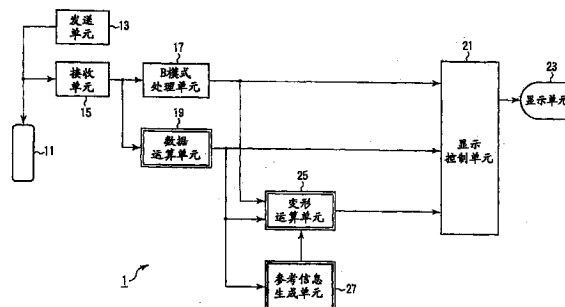
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明在使用 TSI 的弹性成像中, 在决定适合开始应变应变运算的时相, 对组织给予力学负荷的场合中, 可以实现能够生成・显示合适的基准参考信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序存储媒体。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

图像数据取得单元,在包括至少一次收缩以及伸展的第 1 期间内对随着包括压迫和释放的重复的力学负荷而重复收缩运动和伸展运动的被检体的观察部位进行超声波扫描,取得与上述第 1 期间的各时相对应的超声波图像数据;

速度信息生成单元,对上述观察部位的组织,生成上述第 1 期间的多个时相的速度信息;

参考信息生成单元,生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息;

应变信息生成单元,基于上述参考信息,对包含在上述第 1 期间内的第 2 期间的各时相中的每一个时相,决定用于计算应变信息的积分区间,并通过根据所决定的上述积分区间执行使用了上述速度信息的时间积分,对上述第 2 期间的各时相中的每一个时相生成与观察部位的组织相关的应变信息;

图像生成单元,基于上述应变信息,生成表示上述观察部位的应变的分布的应变图像;以及

显示单元,以规定的形态显示上述应变图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述应变信息生成单元将有关上述收缩运动或伸展运动的速度为 0 的时相或接近 0 的时相作为下限并将上述第 2 期间的各时相作为上限,对该各时相中的每一个决定积分区间。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述应变信息生成单元基于上述参考信息,判定由包含压迫在内的力学负荷引起的上述观察部位收缩的期间或由包含释放在内的力学负荷引起的上述观察部位伸展的期间,并将上述第 2 期间作为上述观察部位收缩的期间或伸展的期间。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像数据取得单元利用组织多普勒法取得上述超声波图像数据;

上述速度信息生成单元基于上述超声波图像数据,生成上述第 1 期间的各时相的速度信息;

上述参考信息生成单元基于上述第 1 期间的各时相的速度信息,生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像数据取得单元取得基于 B 模式的上述超声波图像数据;

上述速度信息生成单元通过利用上述超声波图像数据执行与关心区域相关的 2 帧之间的模式匹配处理,生成上述第 1 期间的各时相的速度信息;

上述参考信息生成单元基于上述第 1 期间的各时相的速度信息,生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述参考信息生成单元基于在上述超声波图像数据的取得中使用的超声波探头的位置的时间性变化,生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述参考信息生成单元基于在上述超声波图像数据的取得中使用的超声波探头与由

上述力学负荷引起的与上述被检体的接触面的压力相关的时间性变化,生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元在上述观察部位收缩的期间,逐次更新上述应变图像而进行显示,在上述观察部位伸展的期间,保持与压迫结束时的时相对应的上述应变图像而进行显示。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元在上述观察部位伸展的期间,逐次更新上述应变图像而进行显示,在上述观察部位收缩的期间,保持与释放结束时的时相对应的上述应变图像而进行显示。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元将上述应变图像与动态地显示的与上述观察部位相关的B模式图像同时显示。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元将上述参考信息与上述应变图像同时显示。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元将上述参考信息以与上述力学负荷强度对应的尺度显示。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元将上述参考信息以包括多个压迫期间或多个释放期间的形态显示。

14. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述参考信息生成单元一起生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息以及采用上述应变信息表示与上述观察部位的组织相关应变的经时变化的参考信息,

上述显示单元显示一起表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息以及表示与上述观察部位的组织相关的应变的经时变化的参考信息,或者代替表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息而显示表示与上述观察部位的组织相关的应变的经时变化的参考信息。

15. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

存储单元,通过在包括至少一次收缩以及伸展的第1期间内对随着包括压迫和释放的重复的力学负荷而重复收缩运动和伸展运动的被检体的观察部位进行超声波扫描,在上述存储单元中存储与上述第1期间的各时相对应的超声波图像数据;

速度信息生成单元,对上述观察部位的组织,生成上述第1期间的各时相的速度信息;

参考信息生成单元,生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息;

应变信息生成单元,基于上述参考信息,对包含在上述第1期间内的第2期间的各时相中的每一个时相,决定用于计算应变信息的积分区间,并通过根据所决定的上述积分区间执行使用了上述速度信息的时间积分,对上述第2期间的各时相中的每一个时相生成与观察部位的组织相关的应变信息;

图像生成单元,基于上述应变信息,生成表示上述观察部位的应变的分布的应变图像;以及

显示单元,以规定的形态显示上述应变图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及将组织应变成像 (TSI: Tissue Strain Imaging) 适用于弹性成像, 通过生物体软部组织的应变 ((strain)) 的情况, 推定局部硬度的分布的场合的技术。

[0002] 背景技术

[0003] 超声波诊断装置只需将超声波探头贴近体表的简单动作, 即可实时显示并取得心脏跳动和胎儿的活动情况, 并且安全性高可以进行重复检查。除此之外, 系统规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断装置小, 可以移动到病床旁边进行检查等可以说是简便的诊断方法。在该超声波诊断中所使用的超声波诊断装置根据其具备的功能的种类而多种多样, 用一只手便可携带的小型超声波诊断装置正在开发, 超声波诊断装置没有像 X 射线等被曝的影响, 也可以在妇产科或上门医疗服务等领域中使用。

[0004] 使用上述超声波诊断装置, 进行客观性定量评价心肌等生物体组织的功能, 对组织诊断而言是非常重要的。例如, 近年来, 作为心脏的定量评价, 一边进行图像中的局部性模式匹配, 一边计算位移或应变了的局部的壁运动信息的作为心脏的定量评价法的技术已经实用化了。(例如, 参考特开 2003-175041 公报)。还有, 使用能够取得三维图像的超声波诊断装置进行正确运算壁运动信息的三维分布的方法 (同样参考特开公报 2003-175041 公报)。利用这些方法能够取得三维性壁运动信息, 可以进行定量评价组织的功能。

[0005] 另外, 作为使用超声波诊断装置的图像诊断方法, 有被称为弹性成像。弹性成像是对于组织给予压迫和伸展的力学负荷, 通过测量组织对压迫和伸展的力学负荷的运动 (力学的反应) 取得弹性信息并加以映像化。近年来, 在进行这种弹性成像时, 采用从 2 帧间取得的位移信息, 判断并显示目前施加压力的加压状态 (加压的强度) 的技术 (例如, 参考特开 2004-351062 公报) 正在开发。

发明内容

[0006] 采用特开 2004-351062 公报所述的弹性成像解析 2 帧间的极小位移, 因此, 容易受到噪声的影响。另一方面, 如果将组织应变成像 (TSI) 适用于弹性成像, 可以积算并解析应变持续的所有帧的位移, 还可以改善 S/N 比。

[0007] 但是, 使用以前的超声波诊断装置, 将特开 2003-75041 公报所述的组织应变成像适用于弹性成像场合, 例如, 有产生如下问题的场合。

[0008] 首先, 对于乳腺等软部组织, 进行利用组织应变成像的弹性成像场合, 例如, 使用超声波探头对组织 (被检体) 进行重复压迫或释放, 诱发软部组织的应变。此时, 适合开始应变运算的时相与应变运动同步的保证没有, 因此, 未必在应变后可以取得产生与应变前的最大应变差的最佳应变图像。

[0009] 另外, 在进行压迫或释放探头时, 不能识别应变的时相 (例如: 目前处于何种程度压迫着或释放着)。

[0010] 这些问题的起因在于例如在心脏中, 因为 ECG 那样, 生物体信号与对象组织活动同步, 所以可以利用 ECG 信号作为参考, 另一方面, 使用超声波探头进行重复压迫或释放探

头应变诱发中不存在合适的参考信号（同步）引起的。

[0011] 本发明是鉴于上述情况而完成的，其目的在于：在使用组织弹性成像的弹性成像中，在决定适合开始应变运算的时相，对组织给予力学负荷的场合中，提供可以生成并显示合适的基准参考信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及记录超声波图像处理程序的存储媒体。

[0012] 根据本发明的技术方案 1，提供一种超声波诊断装置，包括：

[0013] 图像数据取得单元，在包括至少一次收缩以及伸展的第 1 期间内对随着包括压迫和释放的重复的力学负荷而重复收缩运动和伸展运动的被检体的观察部位进行超声波扫描，取得与上述第 1 期间的各时相对应的超声波图像数据；

[0014] 速度信息生成单元，对上述观察部位的组织，生成在上述第 1 期间的各时相的速度信息；

[0015] 参考信息生成单元，生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息；

[0016] 应变信息生成单元，基于上述参考信息和上述各时相的速度信息，生成与上述观察部位的组织相关的应变信息；

[0017] 图像生成单元，基于上述应变信息，生成表示上述观察部位的应变的分布的应变图像；以及

[0018] 显示单元，以规定的形态显示上述应变图像。

[0019] 根据本发明的技术方案 2，提供一种超声波图像处理装置，包括：

[0020] 存储单元，通过在包括至少一次收缩以及伸展的第 1 期间内对随着包括压迫和释放的重复的力学负荷而重复收缩运动和伸展运动的被检体的观察部位进行超声波扫描，包括释放使用与上述第 1 期间的各时相对应的超声波图像数据，对上述观察部位的组织，存储与上述第 1 期间的各时相的速度信息

[0021] 速度信息生成单元，对上述观察部位的组织，生成在上述第 1 期间的各时相的速度信息；

[0022] 参考信息生成单元，生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息；

[0023] 应变信息生成单元，基于上述参考信息和上述各时相的速度信息，生成与上述观察部位的组织相关的应变信息；

[0024] 图像生成单元，基于上述应变信息，生成表示上述观察部位的应变的分布的应变图像；以及

[0025] 显示单元，以规定的形态显示上述应变图像。

[0026] 根据本发明的技术方案 3，提供一种超声波图像处理程序存储媒体，包括：

[0027] 速度信息生成功能，通过在包括至少一次收缩以及伸展的第 1 期间内对随着包括压迫和释放的重复的力学负荷而重复收缩运动和伸展运动的被检体的观察部位进行超声波扫描，包括释放使用与上述第 1 期间的各时相对应的超声波图像数据，对上述观察部位的组织，生成上述第 1 期间的各时相的速度信息；

[0028] 参考信息生成功能，生成表示上述收缩运动以及伸展运动的经时变化的参考信息；

[0029] 应变信息生成功能,基于上述参考信息和上述各时相的速度信息,生成与上述观察部位的组织相关的应变信息;以及

[0030] 图像生成功能,基于上述应变信息,生成表示上述观察部位的应变的分布的应变图像。

[0031] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0032] 结合在这里并结构说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0033] 图 1 为与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0034] 图 2 为利用参考信息的生成·显示功能执行使用组织应变成像的弹性成像场合的处理的流程图。

[0035] 图 3 为在如图 2 所示的结构步骤 S4 中生成的参考波形的一例的图。

[0036] 图 4 为应变图像的合适显示方式的一例的图。

[0037] 图 5 为第 2 实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。

[0038] 图 6 为执行使用第 2 实施方式的组织应变成像的弹性成像场合的处理的流程图。

[0039] 图 7 为第 3 实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。

[0040] 图 8 为第 4 实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。

具体实施方式

[0041] 以下,依据附图对本发明的第 1 实施方式至第 4 实施方式进行说明。另外,在以下说明中,对具有大致相同功能以及结构的结构要素附加同一个符号,重复说明只用在需要的场合中。

[0042] (第 1 实施方式)

[0043] 图 1 为与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的结构图。本超声波诊断装置 10 具备超声波探头 11、发送单元 13、接收单元 15、B 模式处理单元 17、速度运算单元 19、显示控制单元 21、显示单元 23、应变运算单元 25、参考信息生成单元 27。

[0044] 超声波探头 11 具有产生基于来自发送单元 13 的驱动信号的超声波,并将来自被检体的反射波变换为电气信号的多个压电振子、在该压电振子中设置的整合层、防止从该压电振子向后方传播超声波的填密材料等。在本实施方式中使用线阵(linear)探头比较合适。当从该超声波探头 11 向被检体发送了超声波,则依据生物体组织的非线性等,伴随超声波的传播一起发生各种的谐波成分。结构发送超声波的基本波和谐波成分被体内组织的声阻抗的边界、微小散射等向后方散射,作为反射波(回声)被超声波探头 11 接收。

[0045] 发送单元 13 具未图示的延迟电路以及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器中电路以规定的额定频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 重复发生为了形成发送超声波的额定脉冲。在延迟电路中对每个通道将超声波会聚集为波束状,且将决定发送指向性所需要的延迟时间,被赋予到每个额定脉冲。送信单元 13 基于该额定脉冲的定时,对每个振子施加驱动脉冲,

使得向规定的扫描线形成超声波波束。

[0046] 接收单元 15 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、加法器等。在放大器电路中将经由超声波探头 11 取入的回波信号对每个频道进行放大。A/D 变换器给出对放大的回波信号决定接收指向性所需要的延迟时间。之后在加法器中进行加法处理。通过该加法运算,生成与规定的扫描线相对应的超声波回波信号。

[0047] B 模式处理单元 17 对从超声波接收单元 15 所收取到的超声波回波信号进行包络线检波处理,从而生成与超声波回波信号的振幅强度相对应的 B 模式信号。

[0048] 速度运算单元 19 对利用组织多普勒成像取得的回波信号执行直交检波处理、自己相关处理、延迟加算处理,基于延迟处理的回波信号的多普勒偏移成分,求出与被检体内的移动组织的速度、分散(分布)、功率对应的组织多普勒信号。速度运算单元 19 使用组织多普勒信号,在规定期间的各时相中生成表示与规定断面相关的速度、分散(分布)、功率值的二维分布的组织多普勒图像。另外,所谓规定期间是指包括对诊断对象进行重复的压迫和释放在内的任意期间。甚至,速度运算单元 19 使用规定期间的各时相的组织多普勒图像生成规定期间的各时相的组织速度的时空分布图像(表示诊断对象组织的各位置处的速度。以下称为“速度分布信息”)。

[0049] 显示控制单元 21 将超声波扫描的扫描线信号列变换(扫描变换)为以电视等为代表的一般录像格式的扫描信号列,生成作为显示图像的超声波诊断图像(B 模式超声波图像、应变图像等)和参考波形。

[0050] 显示单元 23 基于显示控制单元 21 供给的视频信号,以规定的形态同步显示 B 模式超声波图像、应变图像、参考波形。另外,显示单元 23 显示用于表示图像上的解剖学位置的标记(marker)以及彩色码化的表示物理量的大小的彩色条形标志。

[0051] 应变运算单元 25 用根据与对规定期间的时相相关的速度分布信息以及参考信息,与决定的各基准时相(后述)时间积分关心区域相关的速度的规定的运动方向成分求出位移,利用取得的位移实施规定的运算,在各时相运算组织的局部应变。另外,应变运算单元 25 将取得的各时相的组织的局部应变色标化,在对应的位置上绘图生成应变图像。这时,规定的运动方向设定与超声波的波束方向平行的方向比较合适。

[0052] 参考信息生成单元 27 采用与规定期间的各时相相关的速度分布信息,运算各帧的组织的平均速度。另外,参考信息生成单元 27 按照时间序列绘制各帧的平均速度,生成参考波形。

[0053] (参考信息的生成·显示功能)

[0054] 以下,关于本超声波诊断装置 1 具有的参考信息的生成·显示功能进行说明。参考信息的生成·显示功能在使用组织应变成像的弹性成像中,在决定适合开始运算应变的时相,对组织给与力学负荷场合中,生成合适的基准参考信息并以规定的形态显示。另外,在本实施方式中,为了具体说明,采用参考信息生成表示各帧的组织平均速度的时间性变化的波形(参考波形)。

[0055] 图 2 为表示利用参考信息的生成·显示功能执行使用组织应变成像的弹性成像场合的处理的流程的结构图。以下,根据本图进行说明。

[0056] [规定期间的各时相的组织多普勒图像的收集:步骤 S1]

[0057] 首先,关于某被检体的软部组织(例如,乳房等)的期望的观察部位,利用组织多

普勒法收集规定期间的各时相的组织多普勒图像（步骤 S1）

[0058] [规定期间的各时相的速度分布信息的生成：步骤 S2]

[0059] 其次，速度运算单元 19 采用利用与规定期间的各时相相关的组织多普勒图像以及规定的方法所设定的运动场，生成规定期间的各时相的速度分布信息（步骤 S2）。作为这种速度分布信息的生成方法，例如，可以使用特开 2003-175041 公报所记载的方法。

[0060] [各帧的组织的平均速度的计算：步骤 S3]

[0061] 其次，参考信息生成单元 27 采用规定期间的各时相的速度分布信息计算各帧的组织的平均速度（步骤 S3）。此时，在利用超声波探头 11 压迫观察部位期间，观察部位和超声波探头 11 相对接近。将此期间的组织的移动方向（即速度方向）定义为正。另一方面，在中止（即释放）利用超声波探头 11 压迫观察部位期间，观察部位和超声波探头 11 相对较远。将此期间的组织的移动方向（即速度方向）定义为负。

[0062] [参考波形的生成：步骤 S4]

[0063] 其次，参考信息生成单元 27 按照时间序列绘制规定期间的各帧的组织的平均速度，并根据需要执行内插处理生成表示组织平均速度经时变化的参考波形（步骤 S4）。

[0064] 图 3 为表示在本步骤 S4 中生成的参考信息的一例的图。如本图所示利用超声波探头 11 重复进行压迫或释放观察部位时，组织平均速度呈正负周期变化。另外，本图中的符号 $V = 0+$ 是指组织平均速度由负变化为正过程中（即由释放转为压迫的过程）的速度 $V = 0$ 的时刻。另一方面，符号 $V = 0-$ 是指组织平均速度由正变化为负过程中（即由压迫转为释放的过程）的速度 $V = 0$ 的时刻。因此，在参考波形上，在从与 $V = 0+$ 对应的时刻 $t(V = 0+)$ 到与 $V = 0-$ 对应的时刻 $t(V = 0-)$ 期间与压迫期间相对应，在与 $V = 0-$ 对应的时刻 $t(V = 0-)$ 到与 $V = 0+$ 对应的时刻 $t(V = 0+)$ 期间与释放期间对应。

[0065] [基准时相的决定：步骤 S5]

[0066] 其次，应变运算单元 25 基于参考波形，决定应变运算中使用的第 1 基准时相和第 2 基准时相。在这里，第 1 基准时相是指在应变运算中执行的时间积分的积分区间下限所对应的时相。另外，第 2 基准时相是指在应变运算中执行的时间积分的更新完了的积分区间上限所对应的时相。

[0067] 也就是说，在生成各压迫期间中的应变图像场合的时候，应变运算单元 25 基于参考波形，决定将各压迫期间的 $V = 0+$ 对应的时刻 $t(V = 0+)$ 作为第 1 基准时相，同时将各压迫期间 $V = 0-$ 对应的时刻 $t(V = 0-)$ 作为第 2 基准时相。在生成各释放期间对应的应变图像场合时，应变运算单元 25 基于参考波形，将与各压迫期间的 $V = 0-$ 对应的时刻 $t(V = 0-)$ 作为第 1 基准时相，同时决定将与各压迫期间的 $V = 0+$ 对应的时刻 $t(V = 0+)$ 作为第 2 基准时相。

[0068] [步骤 S6：应变图像的生成]

[0069] 其次，应变运算单元 25 使用决定的第 1 基准时相和第 2 基准时相，时间积分与关心区域相关的速度的规定的运动方向并求出位移，利用取得的位移通过规定的运算运算组织的局部应变。即，应变运算单元 25 在压迫期间或释放期间，将积分区间下限作为第 1 基准时相清除应变值。其次，在新的时相中逐次更新积分区间上限，同时累计性地执行时间积分，在各时相计算与关心区域相关的应变。另外，在该计算中，在更新了的时相成为第 2 基准时相场合时，将该第 2 基准时相作为最大区间执行时间积分。根据各区间的更新恰当地

重复执行这些一连串处理。这时,应变运算单元 25 利用取得的各时相的位移进行规定的运算,运算出各时相的组织的局部应变加以色标化并在对应位置上绘图,生成各相时的应变图像(步骤 S6)。

[0070] 另外,从观察便利性的观点出发,预先决定是生成压迫期间的应变图像还是生成释放期间的应变图像,对于本超声波诊断装置 1 的使用方式来说比较好。例如,决定了生成压迫期间的应变图像时,关于各压迫期间的本步骤的处理将重复进行。

[0071] [步骤 S7:应变图像的显示]

[0072] 其次,显示控制单元 21 控制显示单元 23 以便以规定的形态规定的形态显示生成的应变图像(步骤 S7)。

[0073] 图 4 为应变图像的恰当显示方式的一例,将 B 模式图像与应变图像并列显示的图。在此图例中, B 模式图像通过逐次更新新的时相的图像,以动态的形式显示。另一方面,应变图像例如与各压迫期间的 B 模式图像同步并以动态的形式显示。直到下个压迫期间为止(即释放期间),将保持显示与该压迫期间的最后时相 $t(V = 0+)$ 对应的应变图像(即,使用以积分区间下限为第 1 时相、积分区间上限为第 2 时相的时间积分而生成的图像)。这样的显示方式即使在保持组织应变成像图像状态的时相中,使用 B 模式图像经常能够把握超声波探头的接触情况和断面的状态。

[0074] 另外,例如,在各压迫期间中,组织的应变(收缩量)

[0075] 从压迫开始时刻 $t(V = 0-)$ 起开始储积逐渐变大,到结束时刻 $t(V = 0+)$ 时应变最大。因此,到下个压迫期间为止,保持显示与各压迫期间的最后时相 $t(V = 0+)$ 对应的应变图像,可以观察具有组织收缩的最大应变差的应变图像。

[0076] 另外,显示单元 21 与 B 模式图像以及应变图像一起利用显示单元 23 实时显示参考波形。此时,参考波形与例如脉冲多普勒波形、ECG 波形的显示方式一样,一边表示一边显示现在显示的 B 模式图像以及应变图像与波形上的哪个时相相对应,对于参考波形来说比较合适。

[0077] (效果)

[0078] 以上所述结构可以实现以下效果。

[0079] 利用本超声波诊断装置在各帧上求出与压迫和释放对应的平均速度,用算出的平均速度生成参考波形。

[0080] 利用该参考波形,特定平均速度为 0 的时相(即,组织的静止时相),在应变运算中,将特定的静止时相作为基准,执行为了压迫期间或释放期间的应变运算的时间积分。因此,

[0081] 可以适当地动态地将压迫时相中的组织的收缩情况或释放时相中的组织的伸展情况等映像化。也就是说,可以适当并且动态地将压迫期间中,自压迫开始(即, $V = 0+$ 的时相)起组织的收缩储积的情况或在压迫结束时相中(即, $V = 0-$ 的时相)的组织收缩最大的情况以及在释放时相中,自释放开始(即, $V = V = 0-$ 的时相)起组织伸展的情况或在释放结束时相(即, $V = 0+$ 的时相)中的组织伸展最大的情况等映像化。观察者观察这些情况被映像化的应变图像,从而可以进行更高质量的图像诊断。

[0082] 利用超声波诊断装置生成的参考波形与脉冲多普勒波形、ECG 波形等同样,与实时显示的超声波图像同步显示。根据这些,例如,超声波探头操作者观察表示的参考波形,能

够容易把握与图像对应的现在时相是在压迫期间或释放期间的哪个地方。

[0083] 另外,在保持显示(freeze(暂停)显示)应变图像情况下,参考参考波形上该保持显示的与图像的对应时相的位置能够容易把握 该应变图像所对应的时相是在压迫期间或释放期间的哪个地方。

[0084] 另外,利用本超声波诊断装置显示参考波形时,例如,根据压迫的强度设定其显示标度。探头操作者参考这样显示的参考波形可以观察压迫强度。例如波形饱和和中断显示时,压迫强度大,另一方面,例如波形对于标度以过小振幅显示时,压迫强度小。

[0085] (第2实施方式)

[0086] 以下,关于本发明的第2实施方式进行说明。与本实施方式相关的超声波诊断装置1分别从规定期间的B模式图像中求出关心区域为特征性部位(例如,亮度最高的部位,以及空间性边界部位(空间性微分系数值高的部位)),并通过在2帧之间的过模式匹配处理求出组织的移动矢量以及移动速度信息。

[0087] 图5为为了说明与第2实施方式相关的超声波诊断装置1的结构的图。与图1相比较,主要是应变运算单元25的功能不同。

[0088] 也就是说,应变运算单元25在时相不同的2个二维图像数据之间以及时相不同的2个体数据之间,通过模式匹配处理检测出组织的移动位置,基于该移动位置求出各组织的移动矢量(或者速度)。具体来说,关于某二维图像数据内的关心区域,求出类似性最高的其他二维图像数据内的关心区域,并求出该关心区域之间的距离,进而可以求出组织的移动矢量。另外,根据用二维图像数据的帧之间的时间差除去该移动矢量的大小(即,移动量),可以求出组织的移动速度。通过将这种处理在二维图像数据上的各位置处一个帧接一个帧地实施,可以取得组织的位移(移动矢量)或与组织速度相关的时空分布数据(移动矢量信息)。

[0089] 图6为表示使用与第2实施方式相关的TSI的弹性成像执行场合的处理的流程的结构图。与图2相比,步骤S11、S12不同。以下,关于这些步骤的处理进行说明。

[0090] [规定期间的各时相的B模式图像的收集:步骤S11]

[0091] 首先,关于某被检体的软部组织(例如,乳房等)的期望观察部位,通过B模式摄像法收集规定期间的各时相的超声波图像(步骤S11)。

[0092] [规定期间的各时相的速度分布信息的生成:步骤S12]

[0093] 其次,生成各组织运动信息(步骤S12)。即,应变运算单元25在结构收集的时间序列二维图像数据群的压迫和释放以上的与各时相对应的二维图像数据中的规定时相的二维图像数据中,基于用户的指示等抽出有关心肌部位的关心区域,并将抽出的关心区域通过二维模式匹配处理进行时间上的追踪,运算时空性移动矢量信息。另外,根据用二维图像数据的帧之间的时间差除去该移动矢量,可以求出与各时相对应的组织的移动速度分布的组织分布信息。

[0094] 利用上述结构可以实现与第1实施方式相同的效果。

[0095] (第3实施方式)

[0096] 以下,关于本发明的第3实施方式进行说明。与本实施方式相关的超声波波诊断装置1测量伴有压迫·释放等力学负荷的超声波探头11的位置的时间性变化或由于压迫引起的超声被探头11和与被检体的接触面的压力相关的时间性变化,利用上述时间性变

化生成参考波形。

[0097] 图 7 为表示与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的框结构图的图。如本图所示超声波诊断装置 1 更具备传感器 30。该传感器 30 是测量伴有压迫和释放等力学负荷的超声波探头 11 的位置的时间性变化的磁力诱导型的位置传感器或测量由于压迫引起的超声波探头 11 (或者安装在探头上的压迫用附属部件) 和与被检体的接触面的压力相关的时间性变化的压力传感器。

[0098] 参考信息生成单元 27 将规定期间的各时相的超声波探头 11 的空间位置或与被检体的接触面的压力通过传感器 30 输入并按照时间序列进行绘制, 根据实际需要执行规定的内插处理, 生成表示组织平均速度的经时变化的参考波形。在这样生成的参考波形中, 超声波探头 11 的高度最大时的时相 (或者压力为 0 或者高度极小时的时相) 相当于压迫开始时相 $t(V = 0+)$, 超声波探头 11 的高度最小时的时相 (或者压力为极大时的时相) 相当于释放开始时相 $t(V = 0+)$ 。

[0099] 利用上述结构可以实现与第 1 实施方式相同的效果。

[0100] (第 4 实施方式)

[0101] 以下, 关于本发明第 4 实施方式进行说明。与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 基于从运算的应变图像中取得的各帧的平均应变值本身, 将为了表示应变时相的监视波形 (应变波形) 生成并予以显示。

[0102] 图 8 为为了说明与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的结构的图。如本图所示与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 更具备应变波形运算单元 29。

[0103] 应变波形运算单元 29 利用规定期间的各时相的应变图像计算各帧的平均应变值。此时, 正负符号的定义为组织压迫变短时为负, 伸展变长时为正。与速度的生成同样。另外, 应变波形运算单元 29 按照时间序列绘制规定期间的各帧的平均应变值, 根据实际需要执行规定的内插处理生成表示平均应变值的经时变化的应变波形。生成的应变波代替基于组织平均速度生成的监视波形由显示单元显示, 或生成的应变波与基于组织平均速度生成的监视波形由显示单元显示。

[0104] 根据这样的结构, 使用从运算的应变图像中取得的各帧的平均应变值生成监视波形 (应变波形), 将生成的监视波形与 ECG 波形等根据同样的方式并且以例如与压迫强度相对应的标度显示。因此, 例如将包括与过去多次压迫和释放对应的波形在内的参考波形像这样显示, 超声波探头操作者能够确认是否在进行稳定的压迫和释放操作。另外, 基于这样的参考波形, 在考虑到可以良好且稳定地取得弹性成像中的应变图像的时相中, 进行 freeze 操作, 可以作为图像保存下来。因此在弹性成像中, 可以使用客观基准有效选择良好的应变图像, 同时可以贡献于图像诊断质量的提高以及作业效率化。

[0105] 其他, 本发明并不限于上述的实施方式, 在实施阶段, 在不改变其主旨的范围内, 可以进行各种各样的应变。具体应变例子, 有像下面的例子。

[0106] 例如, 与本实施方式相关的各功能通过将执行该处理的程序安装与工作站等计算机上并将这些程序在存储器上展现可以实现。此时, 可以执行该方法的程序也能够安装在磁盘 (软盘 (注册商标)、硬盘等)、光盘 (CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等的记录媒体中而进行分发。

[0107] 另外, 上述实施例子并不限于实时超声波诊断装置上的处理, 也可以适用于解

读被保存在存储媒体上的 B 模式图像或速度信息接收信号的场合。在这种场合下没有实施例 4、实施例 5 中介绍的监视作用,但是,同样可以自动把握应变时相同时也可以自动取得同步变动的最合适的应变图像。

[0108] 再者,通过上述实施方式中展示的多个结构要素的恰当组合可以形成各种各样的发明。例如,可以从实施方式所示的所有结构要素中消除几个结构要素。甚至,也可以恰当组合不同实施方式涉及的结构要素。

[0109] 产业上的实用性

[0110] 根据以上的本发明,在利用 TSI 的弹性成像中,在决定适用于开始应变运算的时相或对组织赋予力学负荷的情况下,可以实现能够生成成为较好的基准的参考信息并进行显示的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及记录超声波图像处理程序的存储媒体。

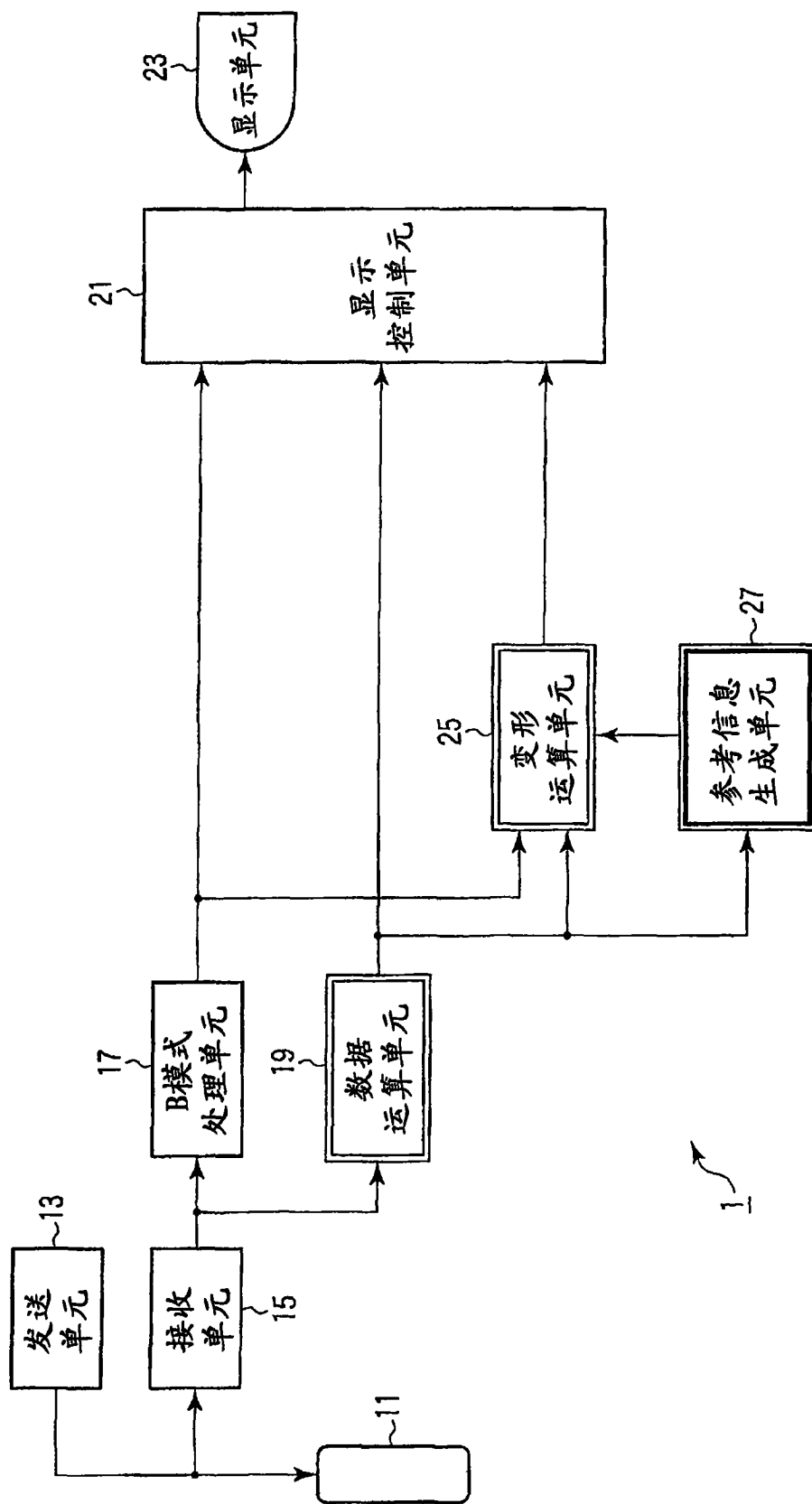


图 1

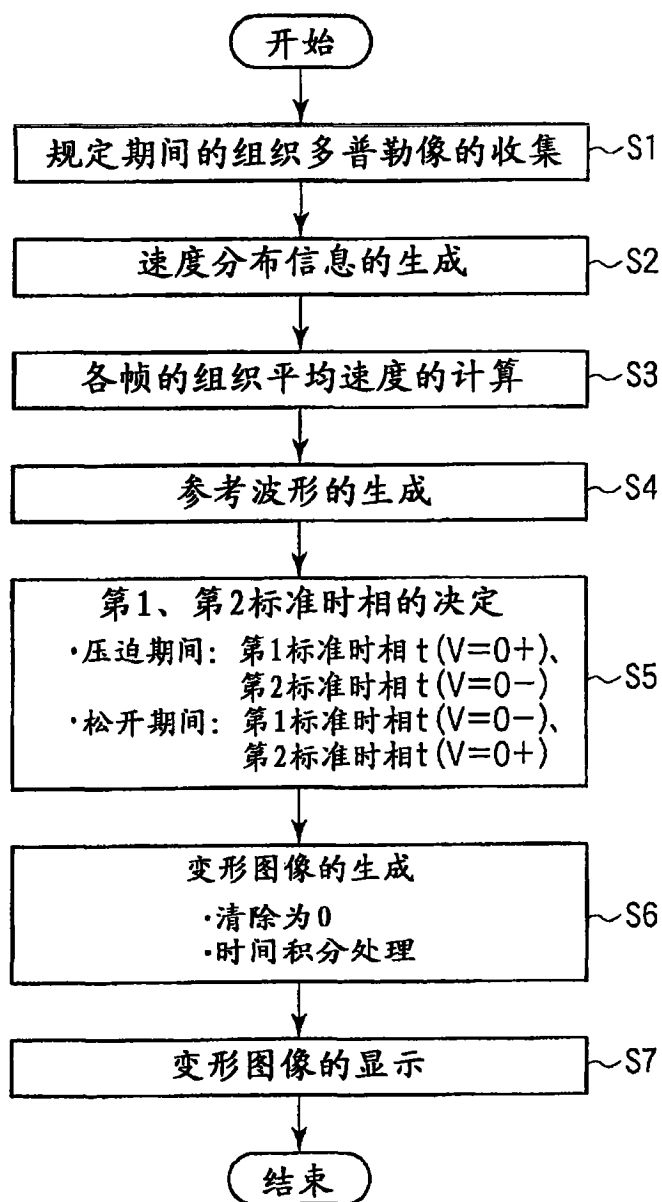


图 2

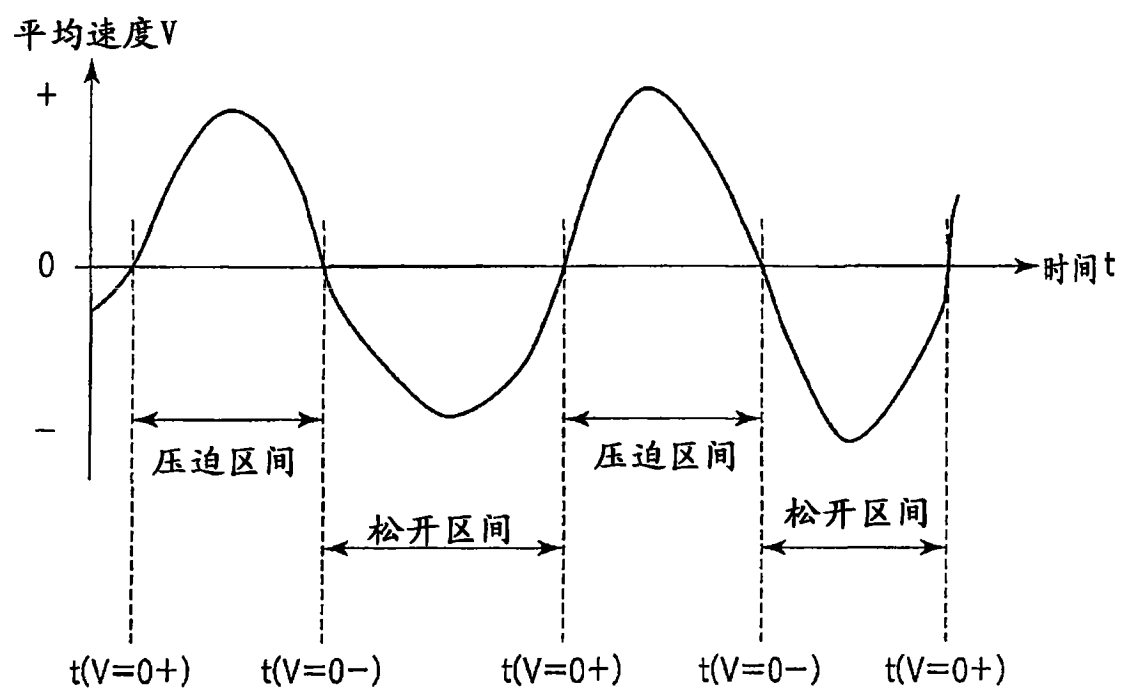


图 3

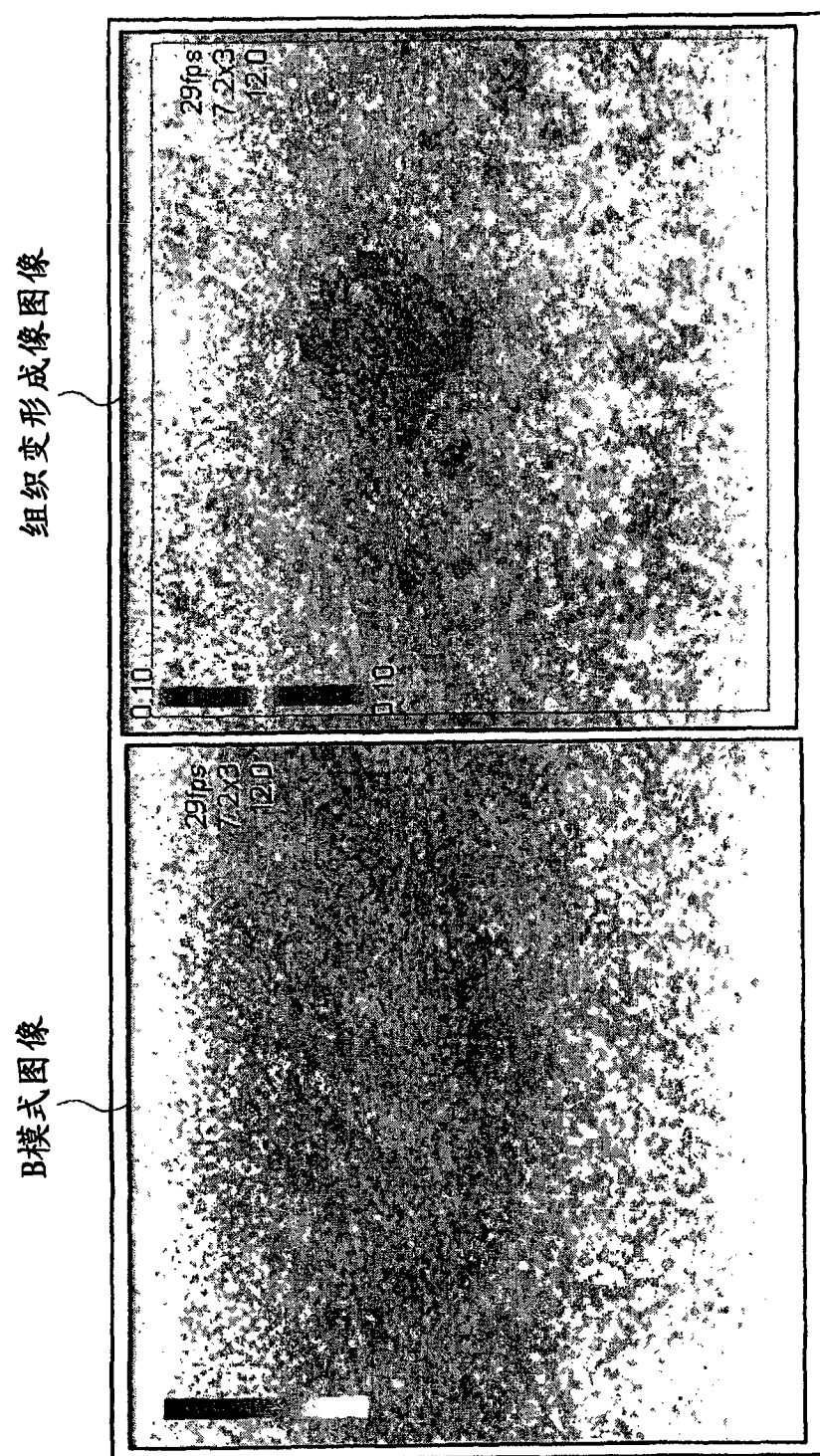


图 4

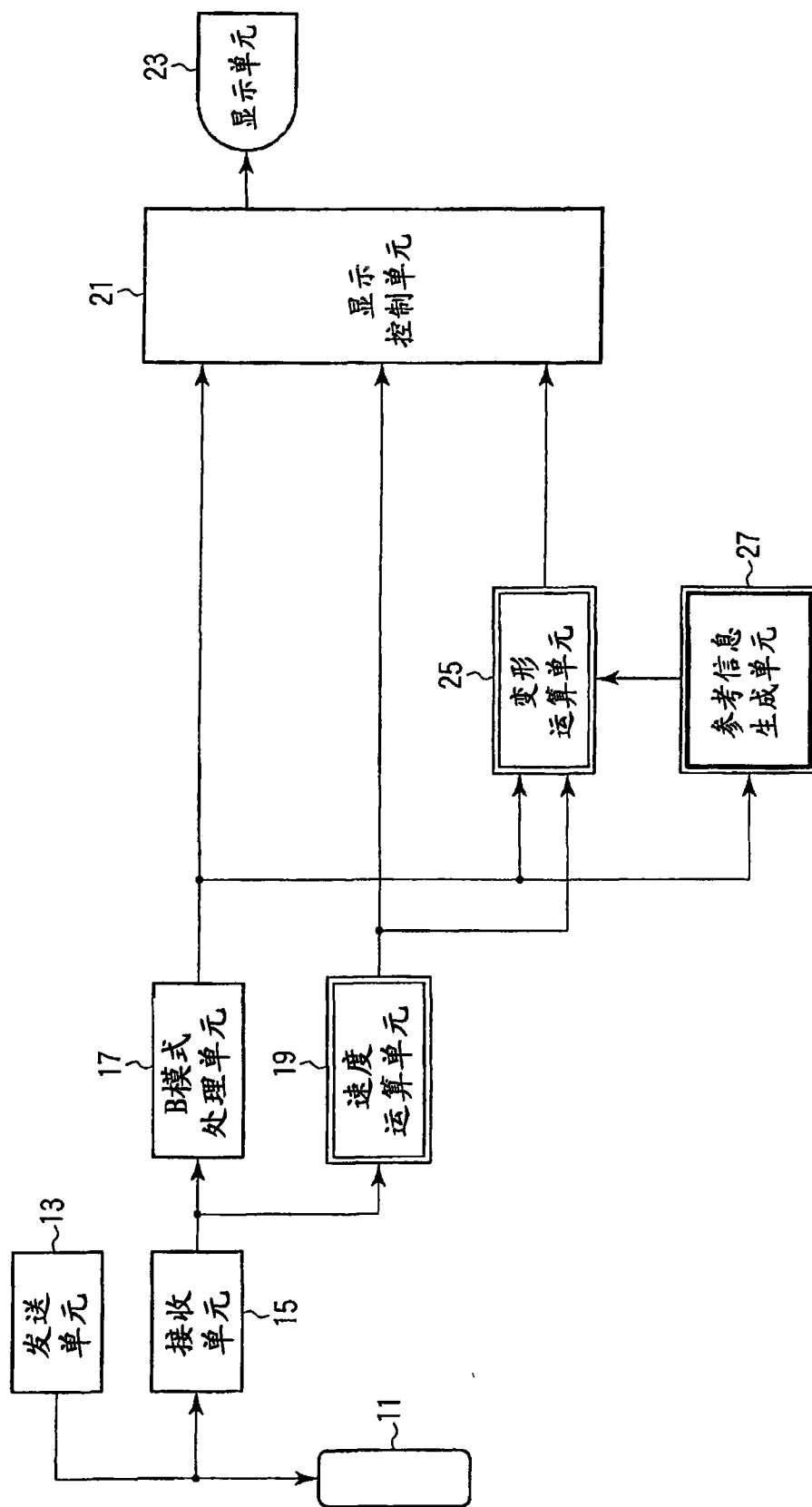


图 5

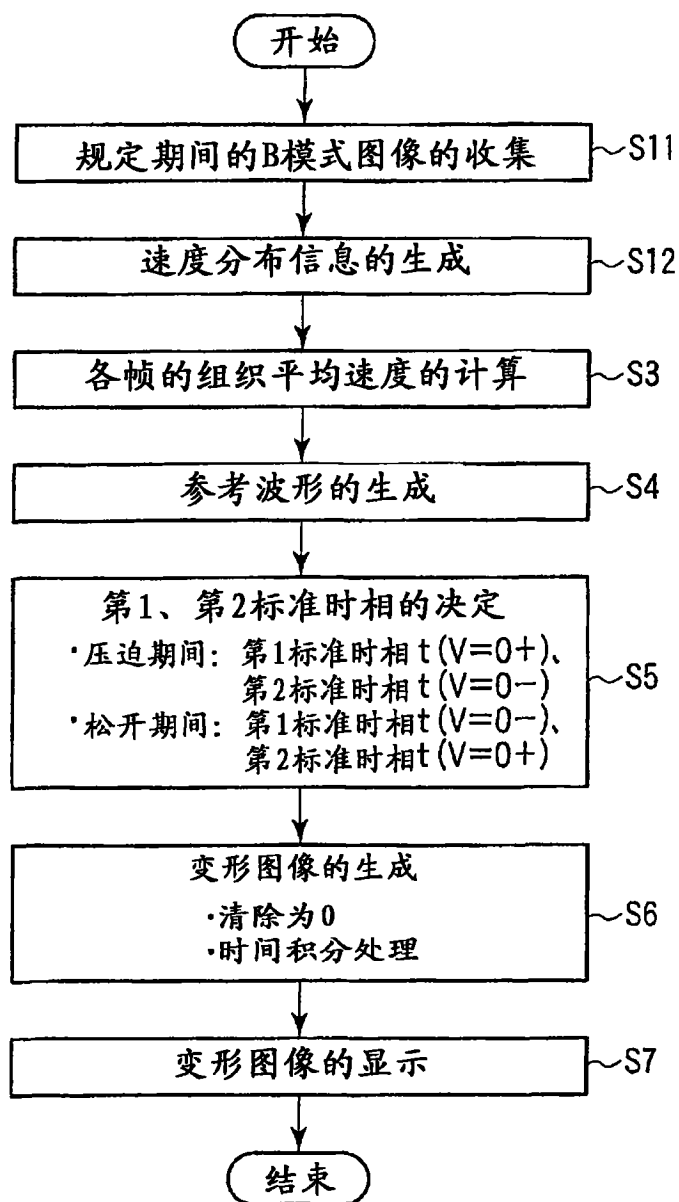


图 6

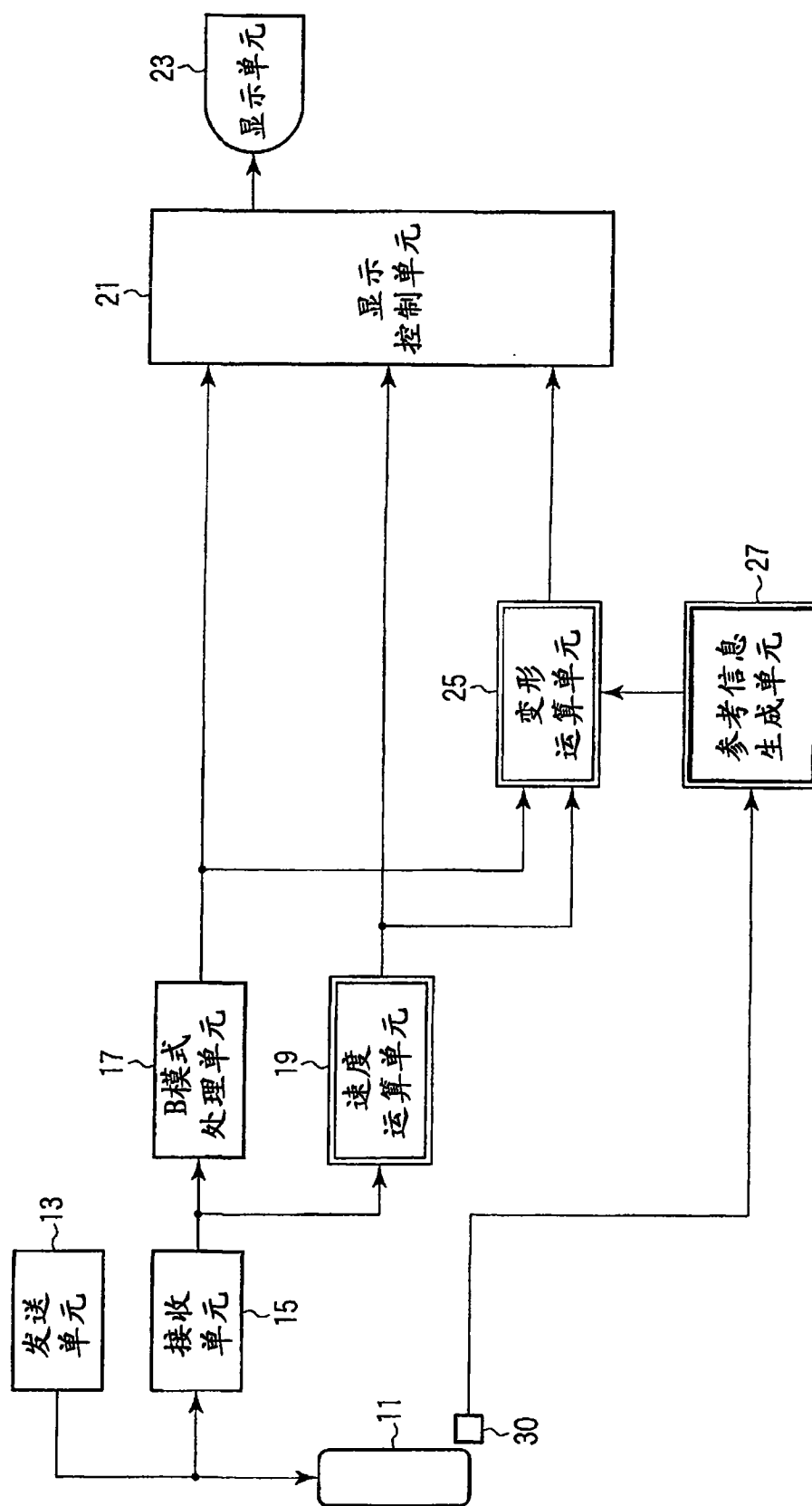


图 7

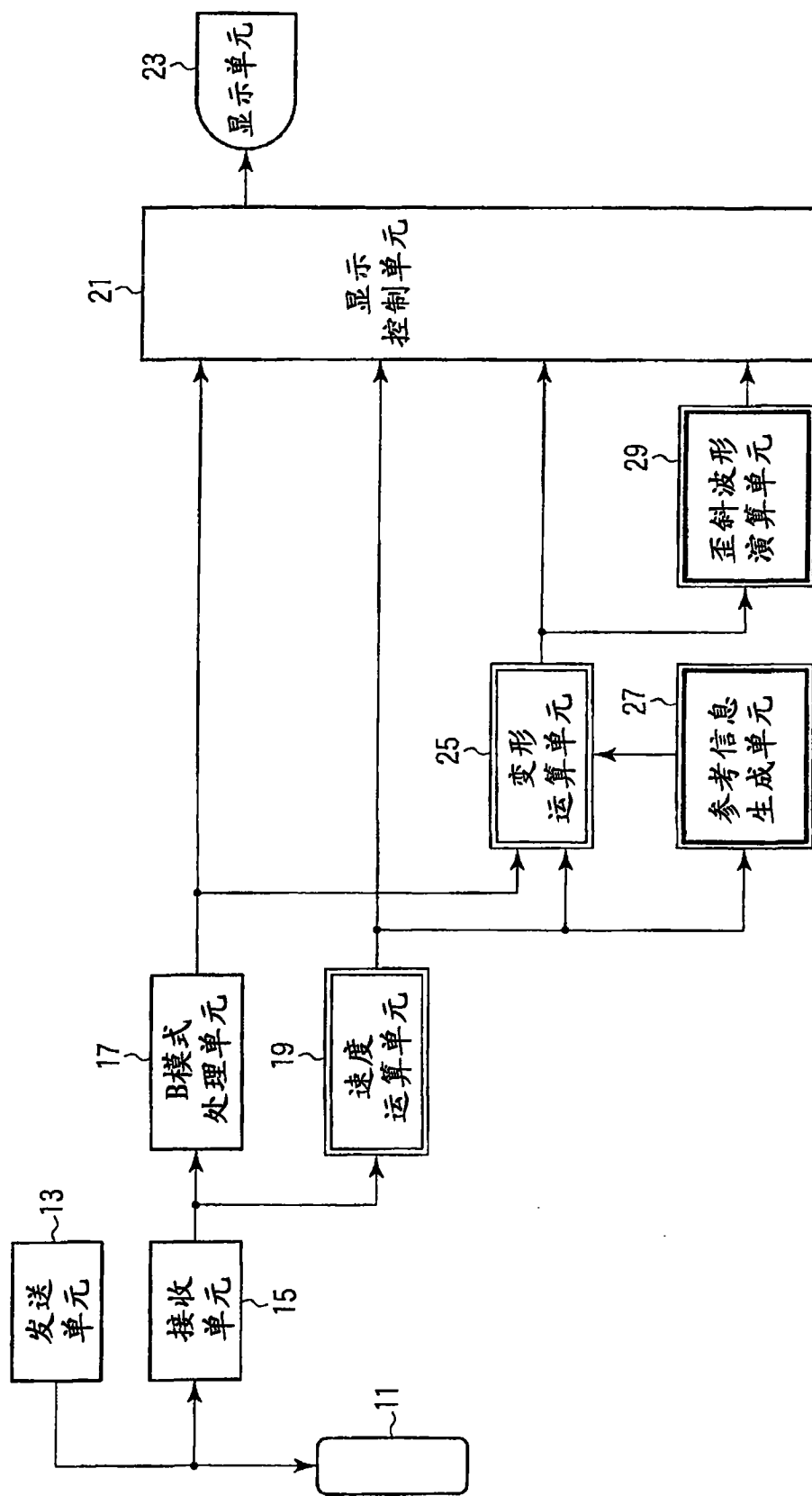


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN101730505B	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	CN200980000054.5	申请日	2009-02-25
[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	阿部康彦		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/4245 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/485 A61B5/7242 A61B8/429 G01S15/8979 G01S7/52042 A61B5/0048		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2008043142 2008-02-25 JP		
其他公开文献	CN101730505A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明在使用TSI的弹性成像中，在决定适合开始应变应变运算的时相，对组织给予力学负荷的场合中，可以实现能够生成·显示合适的基准参考信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序存储媒体。

