



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101427932 B

(45) 授权公告日 2010.12.15

(21) 申请号 200810185230.4

JP 特开 2003-575 A, 2003.01.07, 全文.

(22) 申请日 2004.01.14

审查员 陈昭阳

(30) 优先权数据

2003-006932 2003.01.15 JP

(62) 分案原申请数据

200480002280.4 2004.01.14

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 松村刚 玉野聰 三竹毅 椎名毅

(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 朱丹

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开平 5-184577 A, 1993.07.27, 全文.

CN 1240123 A, 2000.01.05, 全文.

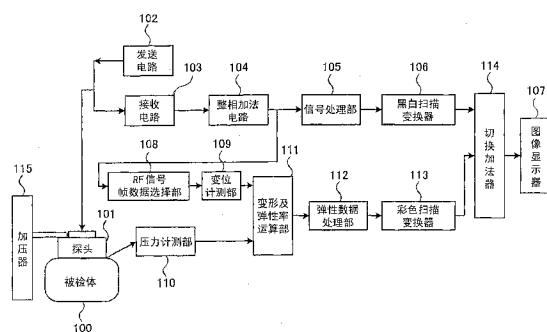
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,包括:通过探头做媒介,向被检体发送、接收超声波的超声波收发电路;控制接收的超声波的相位,生成 RF 信号帧数据的整相加法电路;按照施加给被检体的压力的变化程度,能够可变地构成输出的 RF 信号帧数据的帧间隔的 RF 信号帧数据选择部;给根据 RF 信号帧数据生成的弹性帧数据的每一个,设定最佳的图像化范围,生成弹性图像的弹性图像生成部的超声波诊断装置。



## 1. 一种超声波诊断装置,包括:

包含产生超声波的振子的超声波探头;

与所述探头连接,向被检体发送、接收超声波的超声波收发单元;

控制所接收的超声波的相位,生成 RF 信号帧数据的整相加法单元;

选择一组所述 RF 信号帧数据的 RF 信号帧数据选择部;

根据被选择的一组的 RF 信号帧数据,时间序列性地生成表示断层像上的各点的变形或弹性率的弹性帧数据的弹性帧数据运算部;以及

弹性图像生成部,其包括:进行所述弹性帧数据的统计处理来求出统计性特征量的单元;根据所述统计性特征量来决定作为图像化的范围而选择的弹性帧数据的上限值及下限值的单元;以及通过使所述上限值和下限值对应于所定的显示梯度的范围来从所述弹性帧数据中生成弹性图像的单元。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,特征量是弹性帧数据的平均值和离散值。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上限值和下限值由下式决定:

$$\text{上限值} = \text{平均值} + \text{常数 D} \times \text{离散值}$$

$$\text{下限值} = \text{平均值} - \text{常数 E} \times \text{离散值}.$$

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述常数能够变更。

5. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述常数在任意情况下是共同的。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:按照各弹性帧数据具有的变形的平均值与所定的显示梯度范围的中央部位对应的方式生成弹性图像数据。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述弹性图像生成部,包括:求出多个所述弹性帧数据的平均值和离散值,并根据所述平均值和离散值,决定所述上限值和下限值中的至少一个的单元。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述弹性图像生成部,包括:接收在生成由所述 RF 信号帧数据选择部构成本次的图像而使用的弹性帧数据之际所采用的一组的 RF 信号帧数据之间的帧间隔数,根据所输入的所述帧间隔数和所述统计性特征量,计算出在生成构成下一个图像而使用的弹性帧数据之际所应该采用的一组的 RF 信号帧数据的最佳的帧间隔数的帧间隔最佳化单元,

所述 RF 信号帧数据选择部,包括:与所述帧间隔最佳化单元连接,根据由该帧间隔最佳化单元所输入的所述最佳的帧间隔数,决定在生成构成下一个图像而使用的弹性帧数据之际所应该采用的一组的 RF 信号帧数据的帧间隔数的单元。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述帧间隔最佳化单元,包括:根据所述输入的帧间隔数和所述变形的量的平均值,计算所述最佳帧间隔数的单元。

## 超声波诊断装置

[0001] 本申请是申请日为 2004 年 1 月 14 日、申请号为 200480002280.4、发明名称为“超声波诊断装置”的分案申请。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及利用超声波对被检体内的诊断位置得到断层像后显示的超声波诊断装置,特别涉及能够根据在时间序列上并列的一组 RF 信号帧数据,计算该图像上各点的变形或弹性率,作为定量性地表示活体组织的硬度或柔度的弹性图像显示的超声波诊断装置。

### 背景技术

[0003] 现有技术的一般的超声波诊断装置,由下列部件构成:向被检体发送及接收超声波的超声波收发部;使用来自该超声波收发部的反射回波信号,以所定的周期反复获得包含运动组织在内的被检体内的断层像数据的断层扫描部;显示该断层扫描部获得的时间序列断层像数据的图像显示部。然后,将被检体内部的活体组织的结构,例如作为 B 模式像显示。

[0004] 与此不同,最近开始使用该超声波装置,用加压装置或超声波探头从被检体的体表面人为地施加外力后,计测诊断部位的活体组织的变形及 / 或弹性率,根据变形或弹性率的数值数据(弹性帧数据),作为弹性图像,显示组织的硬度的程度。作为这种超声波装置,在特开平 5-317313 公报或特开 2000-60853 公报等中有着记述。

[0005] 可是,采用上述示例的超声波诊断装置进行的弹性帧数据的图像化处理,在利用一系列的加压或减压操作的过程中取得的时间序列性地邻接的 2 个 RF 信号帧数据之间的相关运算的关系方面,在构成这些多个 RF 信号帧数据的组的 RF 信号帧数据之间的时间间隔中被给予的加压量或减压量,没有完全达到适合于描绘弹性图像数据的加压量或减压量(通常为 1% 左右)时,存在着难以正确描绘出由弹性帧数据产生的弹性图像的问题。

[0006] 另外,在一系列的加压或减压操作的过程中,朝着倾斜方向及 / 或不均匀地给对象加压或减压后,对象物内的应力分布的时间性的变化和出现不连续的情况。在这种情况下,时间轴方向的一系列的弹性帧数据(变形数据)中,由于应力分布的时间性变化出现不连续的跳跃的座标区域,因此,即使是弹性图像,也成为将包含时间性不连续的跳跃的区域作为杂波的图像,存在难以进行图像诊断的问题。

### 发明内容

[0007] 本发明就是针对上述问题研制的,其目的在于,提供在弹性图像诊断中,将弹性的差异作为图像,有效地而且具有高 S/N 比地、在任意的情况下也能用所定的显示梯度、稳定地图像化的超声波诊断装置。

[0008] 本发明的超声波诊断装置,包括:包含产生超声波的振子的超声波探头;与所述探头连接,向被检体发送、接收超声波的超声波收发电路;控制接收的超声波的相位,生成

RF 信号帧数据的整 (调) 相加法电路 ; 与所述整相加法电路连接, 按照施加给被检体的压力的变化程度, 能够可变地构成输出的 RF 信号帧数据的帧间隔的 RF 信号帧数据选择部 ; 与所述 RF 信号帧数据选择部连接, 根据输入的一组 RF 信号帧数据, 时间序列性地生成表示断层像上的各点的变形或弹性率的弹性帧数据的弹性帧数据运算部 ; 与所述弹性帧数据运算部连接, 根据由所述运算部输入的弹性帧数据, 生成弹性图像的弹性图像生成部。

[0009] 并且, 在采用本发明的超声波诊断装置中, 所述弹性图像生成部, 包括 : 进行与作为对象的处理区域对应的多个弹性帧数据的统计处理, 求出统计性特征量的统计处理电路 ; 根据统计的特征量, 给每个弹性帧数据设定将所述弹性帧数据图像化的范围的上限值和下限值的电路 ; 使所述上限值和下限值与所定的显示梯度的范围对应, 根据所述弹性帧数据生成弹性图像数据的电路。

[0010] 本发明的其它特征及优点, 将在以下的参阅附图讲述本发明的实施示例中得到阐述。

[0011] 附图说明

[0012] 图 1 是表示采用本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框图。

[0013] 图 2 是表示图 1 的 RF 信号帧数据选择部的一种实施示例的图形。

[0014] 图 3 是表示图 1 的 RF 信号帧数据选择部的另一种实施示例的图形。

[0015] 图 4 是表示在超声波探头上安装压力计测部 ( 压力传感器, 计测探头的头部和被检体之间的压力的方法 ) 的一种示例的图形。

[0016] 图 5 是表示图 1 的弹性数据处理部的动作的一个实施示例的图形。

[0017] 图 6 是表示图 1 的弹性数据处理部的动作的其它实施示例的图形。

[0018] 图 7 是表示在图 6 的弹性数据处理部中, 对弹性帧数据进行对数变换的前后的关系的图形。

[0019] 图 8 是表示在图 6 的弹性数据处理部中, 组合多个函数后对弹性帧数据进行变换的一个示例的图形。

[0020] 图 9 是表示图 1 的弹性数据处理部的动作的又一个其它实施示例的图形。

[0021] 图 10 是表示加压・减压速度的时间性的变化和 RF 信号的取得时刻之间的关系的一个示例的图形。

[0022] 图 11A、11B 是表示固定、设定弹性帧数据的上限值及下限值时的弹性图像亮度分布的时间性变动的图形。

[0023] 图 12A、12B 是在图 9 的弹性数据处理部中, 用统计学上的共同条件适当设定弹性帧数据的上限值及下限值时的弹性图像亮度分布的时间性变动的图形。

[0024] 图 13 是表示 RF 信号帧数据选择部和弹性数据处理部一起动作的一个示例的图形。

## 具体实施方式

[0025] 下面, 参照附图, 详细讲述本发明的实施方式。图 1 是表示采用本发明的超声波诊断装置的实施方式的方框图。该超声波诊断装置, 在利用超声波对被检体 100 的诊断部位获得断层像的同时, 还能够显示表示活体组织的硬度或柔度的弹性图像。该超声波诊断装置, 如图 1 所示, 具有 : 超声波探头 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, RF 信号帧数据选择部 108, 变位计测器 109, 压力计测器 110, 变形及弹性率运算部 111, 弹性数据处理部 112, 彩色扫描变换器 113, 切换加法器 114。

[0026] 由超声波探头 101、发送电路 102、接收电路 103、整相加法电路 104 及信号处理部 105 构成超声波收发部。该超声波收发部, 使用超声波探头 101, 使超声波束在被检体的体内以一定方向扫描, 从而获得一枚断层像。超声波探头 101 是将多个振子矩形状地排列而成, 机械式或电子式地进行射束扫描, 向被检体发送及接收超声波的装置, 虽然图中未示出, 但其中内置着和超声波的发生源一起接收反射回波的振子。各振子通常具有下述功能: 将输入的脉冲波或连续波的发送信号转换成超声波后发射的功能, 以及接收从被检体的内部反射的超声波后, 转换成电气信号的接收信号后输出的功能。

[0027] 发射电路 102, 在生成用于驱动超声波探头 101 使其产生超声波的发射脉冲的同时, 将由内置的发射整相加法电路所发射的超声波的收敛点设定成某个深度。接收电路 103, 用所定的增益将用超声波探头 101 接收的反射回波信号放大。数量与被放大的各振子的数量对应的接收信号, 分别作为独立的接收信号输入整相加法电路 104。整相加法电路 104 输入用接收电路 103 放大的接收信号, 控制它们的相位, 对一个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, 进行增益修正、记录压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等各种信号处理。

[0028] 黑白扫描变换器 106, 使用所述超声波收发部的信号处理部 105 输出的反射回波信号, 以超声波周期取得包含运动组织的被检体 100 内的 RF 信号帧数据, 切换该 RF 信号帧数据, 通过加法器 114 做媒介, 在图像显示器 107 上显示。由 1 个 RF 信号帧数据构成 1 枚图像。这样, 黑白扫描变换器 106 由下列部件构成: 旨在以电视方式的周期依次读出 RF 信号帧数据的断层扫描部, 以及旨在进行系统控制的各种控制电路, 例如将来自信号处理部 105 的反射回波信号转换成数字信号的 A/D 变换器, 时间系列地记忆用该 A/D 变换器数字化的断层像数据的多枚帧存储器, 控制这些动作的控制器等。

[0029] 图像显示器 107 显示黑白扫描变换器 106 获得的时间系列的断层像数据, 由通过切换加法器 114 做媒介将黑白扫描变换器 106 输出的图像数据转换成模拟信号的 D/A 变换器, 和输入来自该 D/A 变换器的模拟视频信号后作为图像显示的彩色电视监视器构成。

[0030] 在本实施方式中, 在从整相加法电路 104 的输出侧分岔后, 设置 RF 信号帧数据选择部 108 和变位计测部 109 的同时, 还与其并列设置压力计测部 110。在变位计测部 109 及压力计测部 110 的后级, 设置变形及弹性率运算部 111、弹性数据处理部 112 和彩色扫描变换器 113, 在该彩色扫描变换器 113 和黑白扫描变换器 106 的输出侧, 设置切换加法器 114。

[0031] 关于该实施方式涉及的 RF 信号帧数据选择部 108 的动作, 使用图 2 进行讲述。图 2 是表示图 1 的 RF 信号帧数据选择部的一种实施示例的图形。RF 信号帧数据选择部 108, 作为成为变位计测的基准之一的 RF 信号帧数据, 任意选择追溯到过去的帧数 (与现在的帧数据的帧间隔数)。就是说, RF 信号帧数据选择部 108 以超声波诊断装置的帧速率, 将整相加法电路 104 时间系列地一个接一个地输出的 RF 信号帧数据, 依次在帧存储器 1081 内确保。RF 信号帧数据选择部 108 将帧存储器 1081 内现在时刻确保的最新的数据, 作为 RF 信号帧数据 Q。RF 信号帧数据选择部 108 按照来自超声波诊断装置的控制部 200 的控制命令, 时间性地从过去的 RF 信号帧数据 Q-1、Q-2、Q-3、…、Q-M 中选择 1 个 RF 信号帧数据, 将

它作为 RF 信号帧数据 R, 暂时存入 RF 信号帧数据选择电路 1082 中。RF 信号帧数据选择部 108 将存入帧存储器 1081 的最新的 RF 信号帧数据 Q 和存入 RF 信号帧数据选择电路 1082 的 RF 信号帧数据 R, 并列地向变位计测部 109 输出。

[0032] 就是说, RF 信号帧数据选择部 108, 首先作为构成向变位计测部 109 发送的 1 组 RF 信号帧数据的过去的 RF 信号帧数据 R, 不仅可以选择与现在的 RF 信号帧数据 Q 时间性地邻接的 RF 信号帧数据 Q-1, 而且可以任意选择作为过去的 RF 信号帧数据 R, 去掉 M 帧 ( $M = 1, 2, 3, \dots$ ) 后的 RF 信号帧数据 Q-M。此外, 帧间隔数 M ( $M = 1, 2, 3, \dots$ ), 在通过超声波收发部做媒介给予被检者的压力变化不能太大时, 可以通过超声波诊断装置的用户接口任意设定・变更。

[0033] 图 3 是表示图 1 的 RF 信号帧数据选择部的另一种实施示例的图形。图 3 的 RF 信号帧数据选择部 108, 按照来自超声波诊断装置的控制部 200 的控制指令, 将在过去某个情况 P 中取得的 RF 信号帧数据 P 在帧存储器 1081 中确保。RF 信号帧数据选择电路 1082 不更新帧存储器 1081 中确保的 RF 信号帧数据 P, 而是作为过去的在任意情况下的 RF 信号帧数据, 经常参照。这样, 由现在确保的 RF 信号帧数据 Q 和 RF 信号帧数据 P 构成的 1 组 RF 信号帧数据, 就被输入变位计测部 109。是否采用图 3 所示的功能? 采用时, 何时取得 RF 信号帧数据 P 等的设定, 在通过超声波收发部做媒介给予被检者的压力变化不能太大时, 可以通过超声波诊断装置的用户接口任意切换・设定・变更。

[0034] 将构成 1 组 RF 信号帧数据的过去和现在的 RF 信号帧数据的间隔限定成为邻接帧时, 在构成在一系列的加压或减压操作的过程中取得的多个 RF 信号帧数据组的 RF 信号帧数据之间的时间间隔中被给予的加压量或减压量, 有时没有完全达到适合于描绘弹性图像数据的加压量或减压量 (通常为 1% 左右)。与此不同, 如图 2 及图 3 所示, 构成 RF 信号帧数据选择部后, 可以将过去和现在的 RF 信号帧数据之间的间隔设定得很大。这在超声波检查中, 由于受到被检者的体格方面的物理性的制约, 一系列的加压或减压的速度不能太大的情况下, 非常有用。用户可以观看弹性图像的变化状况, 任意设定・变更帧间隔。

[0035] 变位计测部 109 根据 RF 信号帧数据选择部 108 选择的 1 组 RF 信号帧数据, 实施 1 维或 2 维相关处理, 计测断层像上的各点的变位或移动矢量 (变位的方向和大小)。作为该移动矢量的检出方法, 例如, 有特开平 5-317313 号公报记述的那种块匹配法和倾斜法。块匹配法是将图像划分成例如由  $N \times N$  像素构成的块, 从上一帧开始寻找与现在的帧中着眼的块最近似的块, 参照它进行预测代码化。

[0036] 断层像上的各点的变位或移动矢量, 还可以根据来自被检体表面的探头的移动量求出。

[0037] 探头的移动量, 可以使用特开平 10-151131 号公报记述的、分别具有固有的 3 轴正交系的座标空间的发射机和接收后求出。如果将接收机设置在探头内, 而将发射机不动地设置在被检体的附近, 就能够知道接收机在用发射机设定的座标空间中的位置。这样, 可以求出随着将压力施加给被检体后移动的探头的移动量。例如, 发射机用产生 3 轴正交系的磁场的磁场发生线圈构成, 接收机用能够检出 3 轴正交系的磁场的线圈构成。将发射机和接收机配置成各自的 3 轴正交系的磁场的磁场发生线圈和磁场检出线圈的线圈面相互正交。交流电流流入发射机的各线圈后, 使其产生交流磁场。产生的交流磁场用接收机的检出线圈检出。利用未图示的运算装置计算检出磁场的各方向成分及其磁场强度, 可以知道

发射机和接收机的位置关系。使 RF 信号帧数据反映由计算出来的位置关系求出的探头的移动量。或者根据算出的移动量本身,求出弹性帧数据。

[0038] 压力计测部 110 计测或推定被检体 100 的诊断部位的活体内压力。该超声波诊断装置,采用使用设置在探头部 1011 上的超声波探头 101,在控制部 200 的控制下,一边进行超声波收发,一边利用设置在探头部 1011 上的压力器 115 加压或减压,将应力分布给予被检体 100 的诊断部位的体腔内的方法。该方法,为了计测在探头部 1011 和被检体 100 之外加着多大程度的压力,例如如图 4 所示,在探头部 1011 的侧面安装能够检出向棒状部件施加的压力的压力传感器 1012,在任意的情况下测量探头部 1011 和被检体 100 之间的压力,将测到的压力值发送给变形及弹性率运算部 111。此外,在图 4 中,还可以安装被安装到探头部 1011 上后自动给活体加压・减压的加压器 115。

[0039] 变形及弹性率运算部 111,根据分别由变位计测部 109 及压力计测部 110 输出的移动量(变位  $\Delta L$ )及压力的变化( $\Delta P$ ),计算断层像上各点的变形及弹性率,生成变形或弹性率的数值数据(弹性帧数据),将它向弹性数据处理部 112 输出。关于变形及弹性率运算部 111 进行的变形运算,例如,可以不需要压力的数据,而将其变位  $\Delta L$  空间微分( $\Delta L / \Delta X$ )后求出。 $\Delta X$  表示座标的变位。另外,关于弹性率之一的杨氏模量  $Y_m$  的运算,可以通过用移动量的变化除压力的变化的下列公式求出。

[0040]  $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$  式中 :L 是原来的长度。

[0041] 图 5 是表示图 1 的弹性数据处理部的动作的一个实施示例的图形。弹性数据处理部 112 将从变形及弹性率运算部 111 时间序列地一个个输入的弹性帧数据 X 依次在帧存储器 1121 内确保。弹性数据处理部 112 将在帧存储器 1121 内现在确保的弹性帧数据作为弹性帧数据 N。然后,在帧存储器 1121 内,按照 N、N-1、N-2、…、N-M 的顺序,时间序列性地记忆弹性帧数据。加法平均处理电路 1122,按照来自超声波诊断装置的控制部 200 的控制指令,从帧存储器 1121 确保的弹性帧数据中,从最接近现在的数据起,依次选择 M 帧弹性帧数据。加法平均处理电路 1122 根据从帧存储器 1121 中选择的现在的弹性帧数据 N 及过去的 M 帧弹性帧数据 N-1、N-2、…、N-M,进行相同的座标数据点彼此的加法平均处理。将由该加法平均处理获得的弹性帧数据,作为现在的弹性帧数据 Y 发送给彩色扫描变换器 113。此外,在弹性帧数据的加法平均处理中选择的过去的弹性帧数据的帧数 M,和是否采用弹性帧数据的加法平均处理功能,可以在超声波诊断装置的用户接口中任意地设定・变更。

[0042] 用公式表示上述动作,就成为如下所示。

[0043] (弹性帧数据 Y) i, j

[0044] = { (弹性帧数据 N) i, j

[0045] + (弹性帧数据 N-1) i, j

[0046] + (弹性帧数据 N-2) i, j

[0047] + … + (弹性帧数据 N-M) i, j }  $\div (M+1)$

[0048] 式中,指标 i, j 表示各帧数据的座标。

[0049] 采用该实施方式的弹性数据处理部中的加法平均处理部 1122,通过进行在时间轴方向的弹性帧数据之间的加法平均处理,可以缓和朝着倾斜方向不均匀地给对象加压或减压后对象物内的应力分布具有的在时间上不连续的跳跃的区域,使之变成连续性的,从而能够减少杂波。

[0050] 图 6 是表示图 1 的弹性数据处理部的动作的另一个实施示例的图形。该实施示例的弹性数据处理部 112, 对输入的弹性帧数据进行对数变换。弹性数据处理部 112 在帧存储器 1123 内确保从变形及弹性率运算部 111 时间序列地一个个输出的弹性帧数据 X, 由压缩处理电路 1124 根据反映来自超声波诊断装置的控制部 200 的控制指令的指令的弹性帧数据和弹性图像数据之间的对应关系, 进行数据的对数变换, 将变换后弹性帧数据的作为弹性帧数据 Y, 发送给彩色扫描变换器 113。图 6 的弹性数据处理部 112 进行的对数处理, 如果将输入的弹性帧数据用 [(弹性帧数据 X) i, j] 表示, 输出的弹性帧数据用 [(弹性帧数据 Y) i, j] 表示, 就可以用下述公式表示。

[0051]  $(\text{弹性帧数据 } Y) i, j$

[0052]  $= A \times \text{Log10}[B \times \{(\text{弹性帧数据 } X) i, j + C\} + 1]$

[0053] 式中, 指标 i, j 表示各帧数据的座标, 另外, 上述 A、B、C 分别表示某个常数。特别是上式中的常数 A、B、C 的值的组合, 和是否采用压缩处理功能, 可以在超声波诊断装置的用户接口中任意地设定・变更。

[0054] 特别是在采用弹性图像的图像诊断中, 在明确地检出怀疑是癌组织的硬化部位时具有非常大的意义, 能够醒目地描绘出坚硬区域是十分重要的。作为活体组织的性状, 例如有报告说在乳腺区域中, 脂肪组织和癌组织的硬度差异高达数十倍 (T. A. Krouskop et al, Ultrasonic Imaging, 1998)。可是, 采用现有的超声波诊断装置的旨在用彩色显示的色调信息变换单元或旨在用黑白浓度显示的黑白亮度变换单元中的弹性帧数据的弹性图像化, 由于弹性帧数据的各值和弹性图像数据的各值具有图 7 的虚线所示的线性关系, 所以要在同一个弹性图像中描绘这些组织的硬度的差异时, 无论将弹性帧数据的哪个区域作为图像化范围选择, 柔软的区域和坚硬的区域这两个区域之间的硬度的空间性的变化过程也只能用线性关系描绘, 难以使坚硬区域突出, 作为硬化部位的轮廓掌握。就是说, 只有极端柔软的区域和极端坚硬的区域这两个区域被突出描绘, 成为将它 2 值化的图像, 难以将硬度由柔软的区域向坚硬的区域变化的很大的硬度变化过程作为色调信息或黑白亮度信息适当地表现。所以, 作为弹性图像诊断, 有时很难判定硬化的癌组织的大小。但像上述实施方式那样, 在弹性数据处理部 112 中使用压缩处理电路 1124 后, 就能够如图 7 的实线所示, 在输入的弹性帧数据中, 在具有较小的值的区域 (坚硬部分的区域), 成为座标空间性的值的变化敏感的弹性帧数据; 而在具有较大的值的区域 (柔软部分的区域), 则成为座标空间性的值的变化迟钝的弹性帧数据。在根据弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据生成弹性图像数据时, 由于能够醒目地显示坚硬区域, 所以易于掌握硬化部位的轮廓。

[0055] 作为图 6 的弹性数据处理部 112 的压缩处理电路 1124 进行的数据变换处理, 以对数变换为例进行了讲述。但是也可以使用具有达到上述目的的特性的其它变换函数进行压缩处理。例如, 可以将 A、B 作为常数, 使用  $Y = A \times (1 - \text{Exp}(-B \times X))$  等。另外, 还可以准备多种变换函数, 用超声波诊断装置的用户接口任意地设定・变更。进而, 例如还可以用图 8 所示的那种多条曲线构成一个变换函数。在图 8 的函数中, 可以将交点 G 上下左任意设定・变更。这样, 可以自由设定坚硬部分和柔软部分的灵敏度。

[0056] 图 9 是表示图 1 的弹性数据处理部 112 的动作的又一个实施示例的图形。图 9 的弹性数据处理部 112, 对输入的弹性帧数据进行统计处理。就是说, 图 9 的弹性数据处理部 112 在弹性数据处理部 112 的帧存储器 1123 内确保从变形及弹性率运算部 111 时间序列地

一个个输出的弹性帧数据 X。弹性数据处理部 112 的统计处理电路 1125, 在反映来自超声波诊断装置的控制部 200 的控制指令 (统计处理区域信息) 的指令的弹性帧数据的坐标区域中, 进行弹性帧数据的统计处理, 将其结果——统计性特征量作为基准, 决定作为在生成弹性图像数据之际图像数据化的范围而选择的弹性帧数据的上限值及下限值, 将弹性帧数据 Y 和上限值及下限值发送给彩色扫描变换器 113。弹性帧数据 Y, 既可以是处理区域的任意的弹性帧数据 X, 也可以是平均值。

[0057] 作为图 9 的统计处理电路 1125 中的统计性特征量, 例如, 可以求出平均值、离散值, 再将输入的弹性帧数据表示为  $[(\text{弹性帧数据 } X)_{i, j}]$  后, 用下式表示平均值及离散值。

$$[\text{0058}] \quad (\text{平均值}) = [\sum (\text{弹性帧数据 } X)_{i, j}] \div (\text{处理区域数据数}) \quad (\text{离散值})^2$$

$$[\text{0059}] \quad = [\sum \{(\text{弹性帧数据 } X)_{i, j} - (\text{平均值})\}^2]$$

$$[\text{0060}] \quad \div (\text{处理区域数据数})$$

[0061] 其中, 上式中的  $\Sigma$ , 表示反映来自超声波诊断装置的控制部 200 的控制指令——统计处理区域信息 1126 的弹性帧数据的坐标区域中的要素的和。

[0062] 此外, 作为生成弹性图像数据之际图像数据化的范围而选择的弹性帧数据的上限值及下限值, 可以作为

$$[\text{0063}] \quad (\text{上限值}) = (\text{平均值}) + (\text{常数 } D) \times (\text{离散值})$$

$$[\text{0064}] \quad \{ \text{或} (\text{上限值}) = (\text{常数 } D') \times (\text{平均值}) \}$$

$$[\text{0065}] \quad (\text{下限值}) = (\text{平均值}) - (\text{常数 } E) \times (\text{离散值})$$

[0066]  $\{ \text{或} (\text{下限值}) = (\text{常数 } E') \times (\text{平均值}) \}$  求出, 将求出的上限值及下限值发送给彩色扫描变换器 113。另外, 在超声波诊断装置的用户接口中, 可以任意设定・变更常数 D 或 D' 以及 E 或 E'。进而, 还可以用上式只设定上限值及下限值内的一个, 将另一个设定成不反映弹性帧数据的统计性的特征的固定值。例如, 可以将下限值固定成变形量 0%, 将上限值设定成平均值  $+2 \times \text{离散值}$ 。

[0067] 图 10 是表示加压・减压速度的时间性的变化和 RF 信号的取得时刻之间的关系的一个示例。由图 10 可知: 在一系列的加压或减压的操作过程中, 加压或减压的速度 V 变动时, 将用 RF 信号帧数据 S1 和 RF 信号帧数据 S2 的组求出的弹性帧数据, 作为 E1; 将用 RF 信号帧数据 S2 和 RF 信号帧数据 S3 的组求出的弹性帧数据, 作为 E2; 将用 RF 信号帧数据 S3 和 RF 信号帧数据 S4 的组求出的弹性帧数据, 作为 E3; 将用 RF 信号帧数据 S4 和 RF 信号帧数据 S5 的组求出的弹性帧数据, 作为 E4。将纵轴作为数据要素的个数, 横轴作为变形量, 用相同的刻度示意性描绘各弹性帧数据 E1 ~ E4 的同一坐标区域的统计分布 (直方图) 后, 就成为图 11A、11B 所示。

[0068] 如图 11A 所示, 时间序列地取得的一系列弹性帧数据中的同一区域的弹性帧数据 E1 ~ E4, 随着时间而变动。就是说, 意味着在一系列的加压或减压的操作过程中, 在加压或减压的速度变动时, 时间序列地取得的一系列弹性帧数据中的同一区域的弹性帧数据就按照加压或减压的速度的变动而变动。在采用现有技术的超声波诊断装置的色调信息变换单元或黑白亮度信息变换单元中的弹性帧数据的弹性图像化中, 弹性帧数据的各值和弹性图像化的各值被一对一地固定、对应。例如, 在图 11A、11B 所示的那种弹性帧数据 E2 中, 将最佳化时的上限值及下限值, 作为在任意的情况中的弹性帧数据 E1 ~ E4 的上限值及下限值, 生成弹性图像数据 EP1 ~ EP4。这时, 在弹性帧数据 E3 的情况下, 计算出变形比较大的区域

成为不能图像化的弹性图像数据 EP3, 反之, 在弹性帧数据 E1 的情况下, 计算出变形比较小的区域成为不能图像化的弹性图像数据 EP1。在取得弹性帧数据 E2 的情况下的那种梯度性最佳化的弹性图像数据 EP2 的那种弹性图像数据, 不一定能够在任意的情况下生成。

[0069] 这样, 在采用现有技术的超声波诊断装置的彩色扫描变换器中的弹性帧数据的弹性图像化, 在加压或减压速度变动时, 与之相应, 时间序列地取得的一系列的弹性图像数据中的同一区域的黑白亮度或色调变动了的图像 (参照图 11B), 成为难以进行图像诊断的图像。就是说不一定在所有的情况下, 该固定的对应关系能够使弹性图像的对比度最佳化。与此不同, 在图 9 的弹性数据处理部中的统计处理电路中, 在图 10 所示的那种一系列的加压或减压操作过程中, 加压或减压速度 V 变动时, 在任意的情况下, 实施弹性帧数据的统计处理, 将该统计性特征量作为基准, 设定图像化范围的上限值及下限值。例如, 如图 12A 所示, 将 (平均值)  $\pm$  (常数 D)  $\times$  (离散值) 作为图像范围, 对任意情况的弹性帧数据进行计算。在这里, 将常数 D 作为任意情况下的共同值。这样, 对弹性帧数据的每一个, 设定最佳的图像化范围。

[0070] 将如此求出的任意情况下的弹性帧数据的统计学上的共同的上限值及下限值, 发送给彩色扫描变换器, 在该上限值及下限值的范围内生成弹性图像数据, 从而可以生成图 12B 所示的那种在任意的情况下将弹性帧数据要素有效地梯度化的弹性图像数据 EP11 ~ EP14。采用该实施方式涉及的弹性数据处理部中的统计处理电路后, 即使加压或减压速度变动时, 也能够抑制时间序列性地取得的一系列的弹性图像数据中的同一区域的黑白亮度或色调的变动, 用在时间上稳定的所定的显示质量提供图像, 从而有易于进行图像诊断。就是说, 可以在任何情况下, 都能够使超过弹性图像数据内的显示梯度的上限值的像素数的比率和未达到下限值的像素数的比率标准化为一定的分布曲线, 能够获得抑制黑白亮度或色调的变动的图像。

[0071] 在图 12A、12B 中, 生成各弹性帧数据具有的变形的平均值与所定的显示梯度范围的中央部位对应的弹性图像数据。

[0072] 在上述的实施方式中, 作为 RF 信号帧数据选择部的动作之一, 讲述了选择 1 组 RF 信号帧数据, 将这 1 组 RF 信号帧数据之间的帧间隔数作为可变的情况。另外, 作为弹性数据处理部中的动作的一个示例, 讲述了在弹性数据处理部具有的统计处理电路中, 进行弹性帧数据的统计处理的情况。下面, 讲述 RF 信号帧数据选择部和弹性数据处理部一起动作的情况。

[0073] 图 13 是表示 RF 信号帧数据选择部和弹性数据处理部一起动作的一个示例的图形。首先, 在 RF 信号帧数据选择部 108 中, 将生成本次的弹性帧数据之际采用的 1 组 RF 信号帧数据之间的帧间隔数的信息 (本次的帧间隔数信息 131) 发送给弹性数据处理部 112 的帧间隔最佳化电路 1127。进而, 由弹性数据处理部 112 的统计处理电路 1125 对本次的弹性帧数据进行统计处理, 将其结果——统计性特征量, 发送给帧间隔最佳化电路 1127。帧间隔最佳化电路 1127 根据 RF 信号帧数据选择电路 1082 输出的本次的帧间隔数信息 131 和统计处理电路 1125 输出的本次的弹性帧数据的统计性特征量的信息, 作为生成下次的弹性帧数据之际采用的 1 组 RF 信号帧数据之间的帧间隔数, 计算最佳的帧间隔数, 将该最佳的帧间隔数的信息, 作为下次的帧间隔数信息 131 反馈给 RF 信号帧数据选择电路 1082。RF 信号帧数据选择电路 1082 根据帧间隔最佳化电路 1127 输出的最佳的帧间隔数 (下次的帧

间隔数信息 131), 设定生成下次的弹性帧数据之际采用的 1 组 RF 信号帧数据之间的帧间隔数。

[0074] 下面, 讲述帧间隔最佳化电路 1127 的动作的一个示例。作为生成本次的弹性帧数据的 1 组 RF 信号帧数据的帧间隔数的信息(本次的帧间隔数)的和本次的弹性帧数据的统计处理结果, 将变形量的平均值输入帧间隔最佳化电路 1127, 将常数 H 作为 0.5 ~ 2.5 的范围时求出的最佳的帧间隔数, 可以通过下式求出。

[0075] (最佳的帧间隔数)

[0076] = (常数 H) × (本次的帧间隔数) ÷ (变形量的平均值)

[0077] 这样求出的最接近最佳的帧间隔数的自然数, 作为生成下次的弹性帧数据的 1 组 RF 信号帧数据的帧间隔数的信息(下次的帧间隔数信息 132), 发送给 RF 信号帧数据选择电路 1082。例如: 作为常数 H, 设定为“1”时, 作为下次的弹性帧数据中的变形量, 预测可以获得约 1% 左右的数值的帧间隔数, 就被发送给 RF 信号帧数据选择部。

[0078] 根据弹性图像进行的图像诊断中的坚硬的区域和柔软的区域的分辨能, 在取得 1 组 RF 信号帧数据之间的时间间隔中, 对被物理性地给予的加压或减压量具有很大的依赖性, 据说通常作为结果, 在给予 0.5% ~ 2.5% 左右的变形量的加压量或减压量的范围内, 可以获得对比分辨率最高的弹性像。如图 13 所示的实施方式那样, 构成 RF 信号帧数据选择部 108 和弹性数据处理部 112 的帧间隔最佳化电路 1127 一起动作时, 作为弹性像, 即使在大大超出变形量的最佳范围的那种瞬时变大或瞬时变小地加压或减压的过程中, 通过将 1 组 RF 信号帧数据之间的帧间隔数最佳化, 也能够与那种事态瞬时对应, 在时间上稳定地描绘出对比分辨率很高的弹性像。

[0079] 彩色扫描变换器 113, 具有输入规定由弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据和由超声波诊断装置的控制部 200 输出的命令或弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据中的梯度化选择范围的上限值及下限值, 在根据该弹性帧数据生成弹性图像数据之际赋予红、绿、蓝等色调信息的色调信息变换部。该色调信息变换部进行动作: 例如, 将在弹性数据处理部 112 输出的弹性帧数据中计测到的很大的变形的区域, 在弹性图像数据内变换为红色代码; 反之, 将计测到的很小的变形的区域, 在弹性图像数据内变换为蓝色代码。另外, 彩色扫描变换器 113 也可以用上述的黑白扫描变换器 106 构成。这时, 可以将计测到的很大的变形的区域, 在弹性图像数据内用明亮的亮度显示; 将计测到的很小的变形的区域, 在弹性图像数据内用暗淡的亮度显示。另外, 还可以使用通过将图 2、图 3 的 RF 信号帧数据选择部 108 和图 5、图 6、图 9 或图 13 所示的那种发挥不同作用的弹性数据处理部组合后构成的弹性数据处理部和彩色扫描变换器 113, 生成弹性图像数据。

[0080] 进而, 由于切换加法器 114 成为输入来自黑白扫描变换器 106 的黑白断层像数据和来自彩色扫描变换器 113 的彩色弹性图像数据, 将两图像相加或切换的单元, 所以可以切换成只输出黑白断层像数据, 或只输出彩色弹性图像数据, 或者将两图像相加合成分输出。另外, 例如, 还可以如特开 2000-60853 所记述的那样, 在两个画面中同时显示黑白断层像和由彩色或黑白扫描变换器产生的黑白弹性图像。由切换加法器 114 输出的图像数据, 被图像显示器 107 输出。

[0081] 作为图像的其它显示示例, 还可以将黑白断层像和黑白弹性图像不相加地发送给图像显示器 107, 在一个显示画面中将黑白断层像和彩色弹性图像重叠地显示。另外, 还可

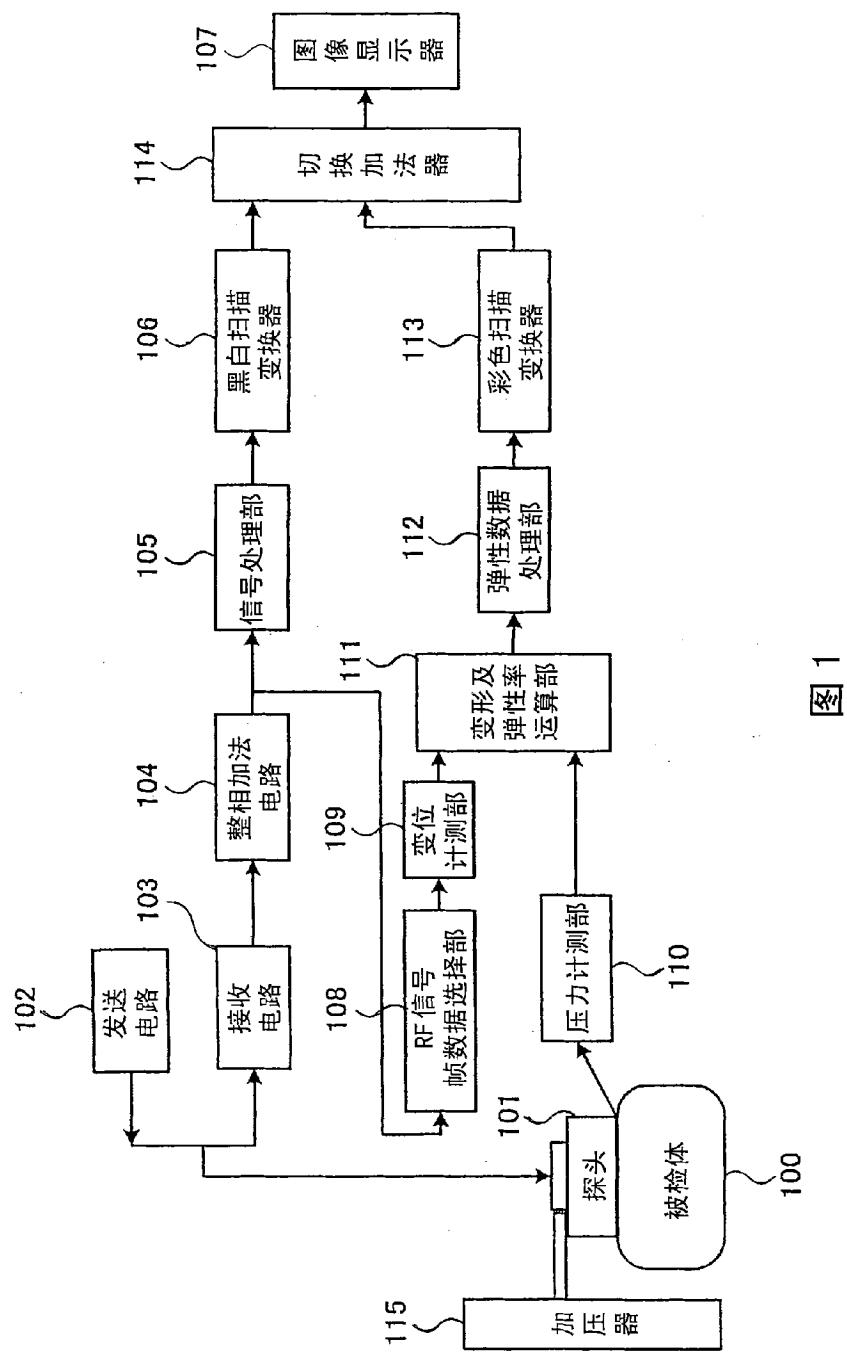
以将黑白断层像和黑白弹性图像在同一个显示画面上同时显示两个画面。另外,黑白断层像并不局限于一般的 B 像,也可以使用选择接收信号的高频成分后图像化的细胞组织谐波断层像。另外,同样取代黑白断层像,也可以显示细胞组织多普勒像。另外,还可以通过各种组合选择 2 个画面上显示的图像。

[0082] 此外,关于上述的弹性图像的形成,讲述了求出活体组织的变形或杨氏模量  $Y_m$  后,生成弹性图像数据的情况。但在本发明中,并不局限于此。例如,可以使用刚性参数  $\beta$ 、压弹性系数  $E_p$ 、增量弹性系数  $E_{inc}$  等其它参数后,计算弹性率(可参阅特开平 5-317313 号)。

[0083] 另外,在图 1 所示的中,讲述了使超声波探头接触被检体的体表面的情况。但本发明并不局限于此。使用食道内窥镜或血管内窥镜时,也同样能够适用。采用本实施方式后,可以实现超声波诊断装置的高可靠性和稳定性。

[0084] 采用本发明后,可以在任意时刻中高分辨率地而且稳定地描绘弹性图像,另外同时,通过实现现有技术的用动画图像视觉性表现医生触诊时的反映的单元,从而能够提供保持超声波诊断的实时性、简便性、在临床上有用处的超声波装置。

[0085] 上述记述主要讲述了实施示例。但本发明并不局限于此,可以在本发明的精神及添附的权利要求书的范围内,进行各种变更及修正。这在本领域技术人员中是不言而喻的。



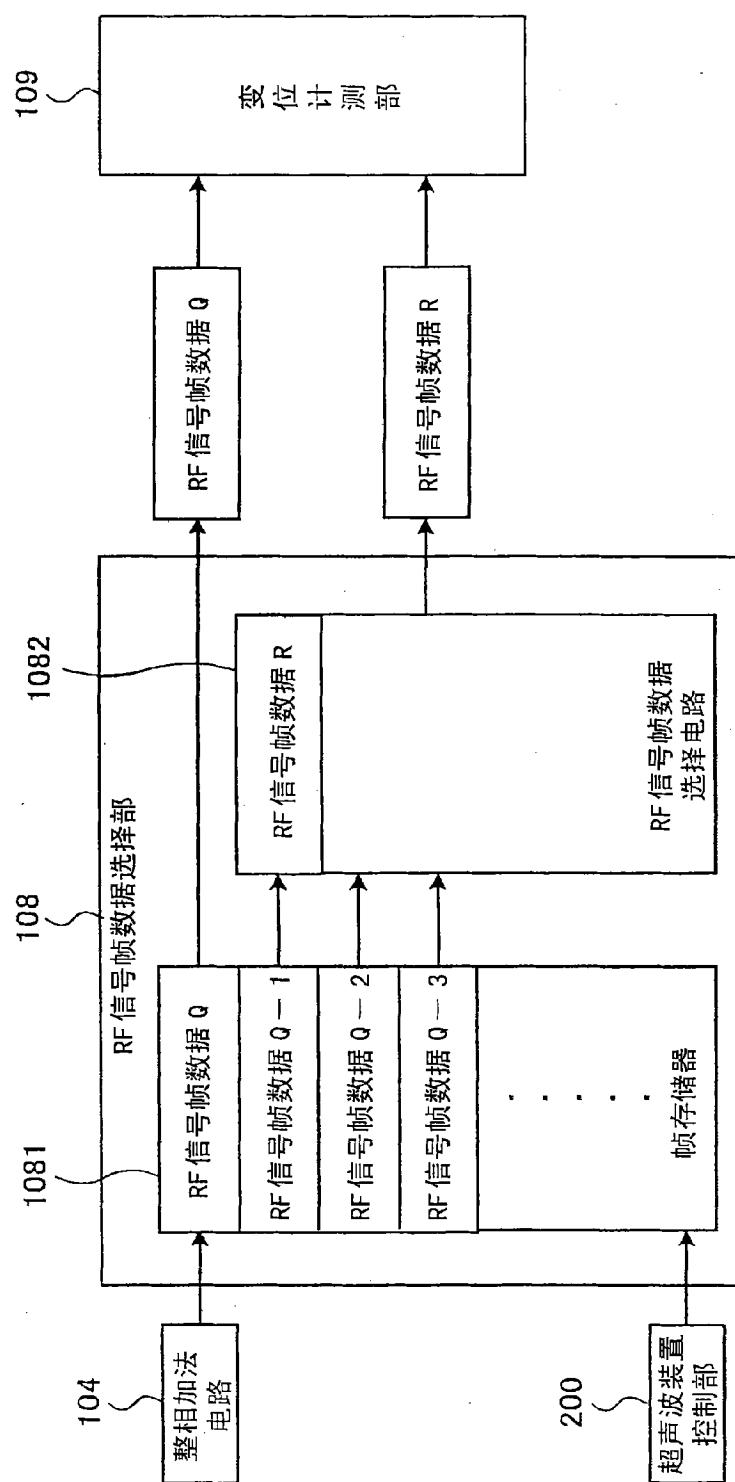


图 2

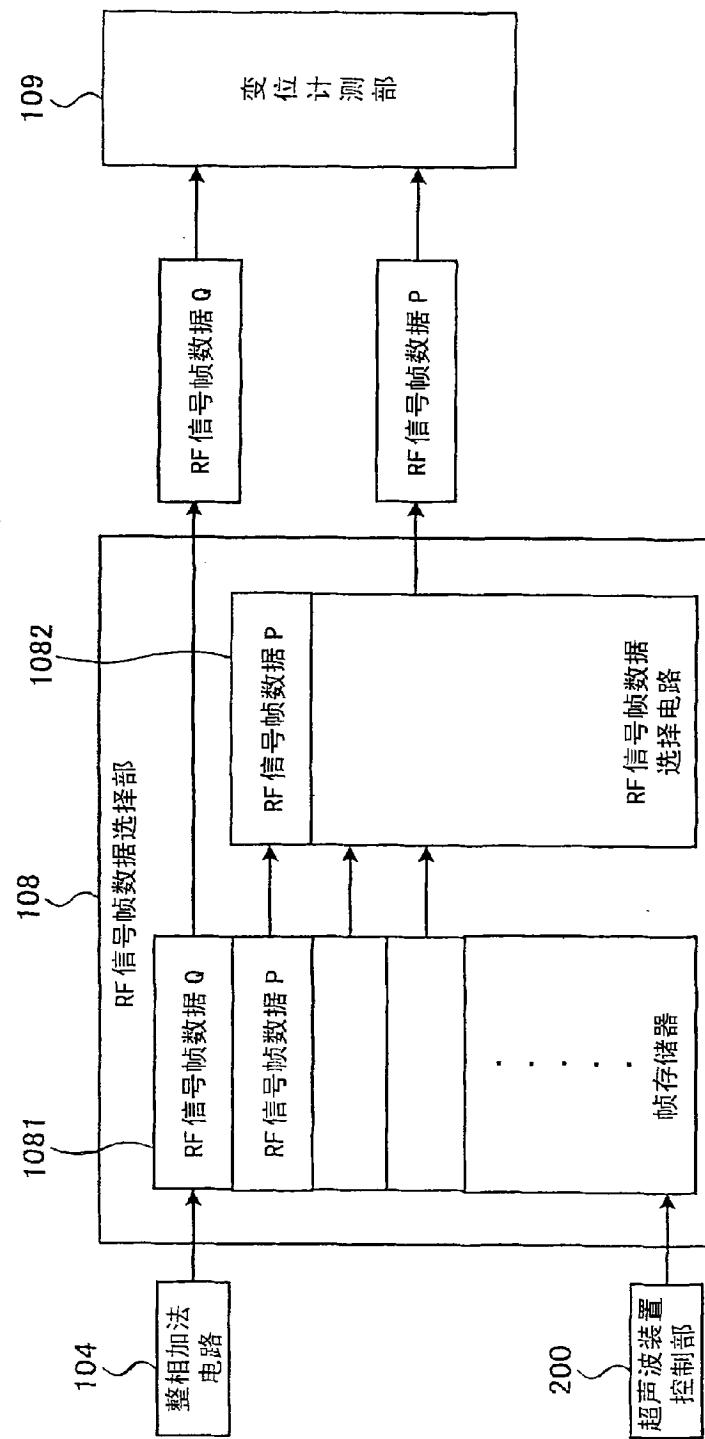


图 3

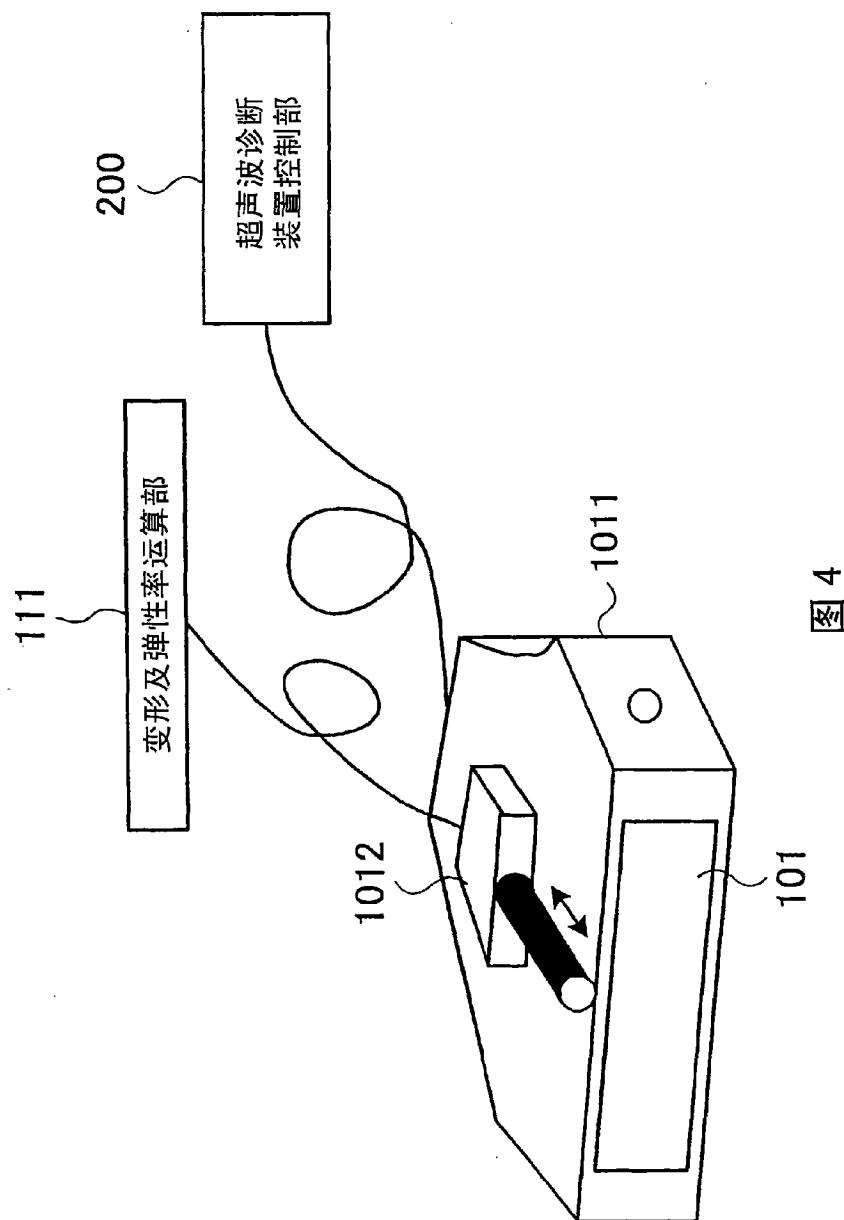
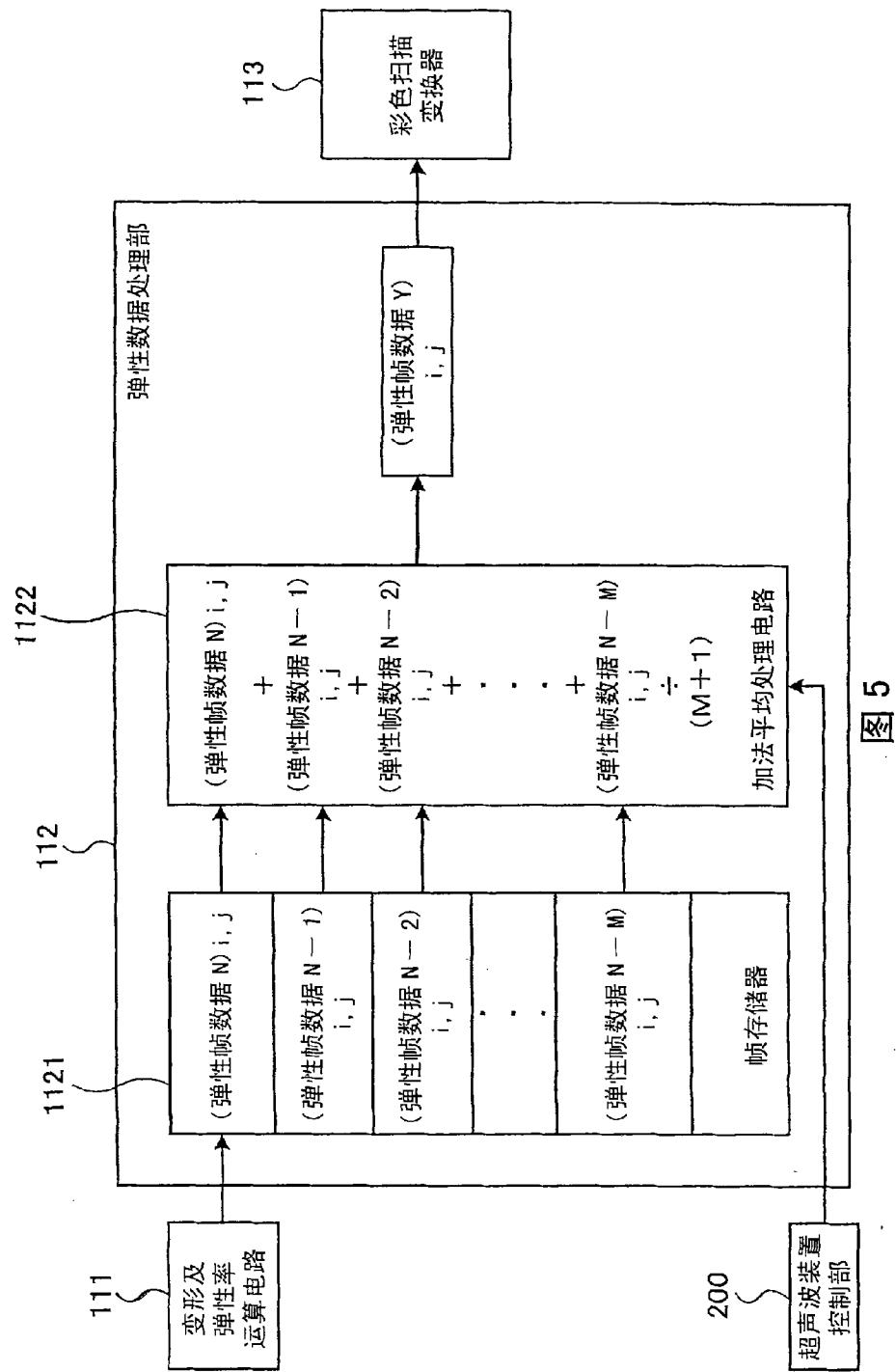


图 4



50

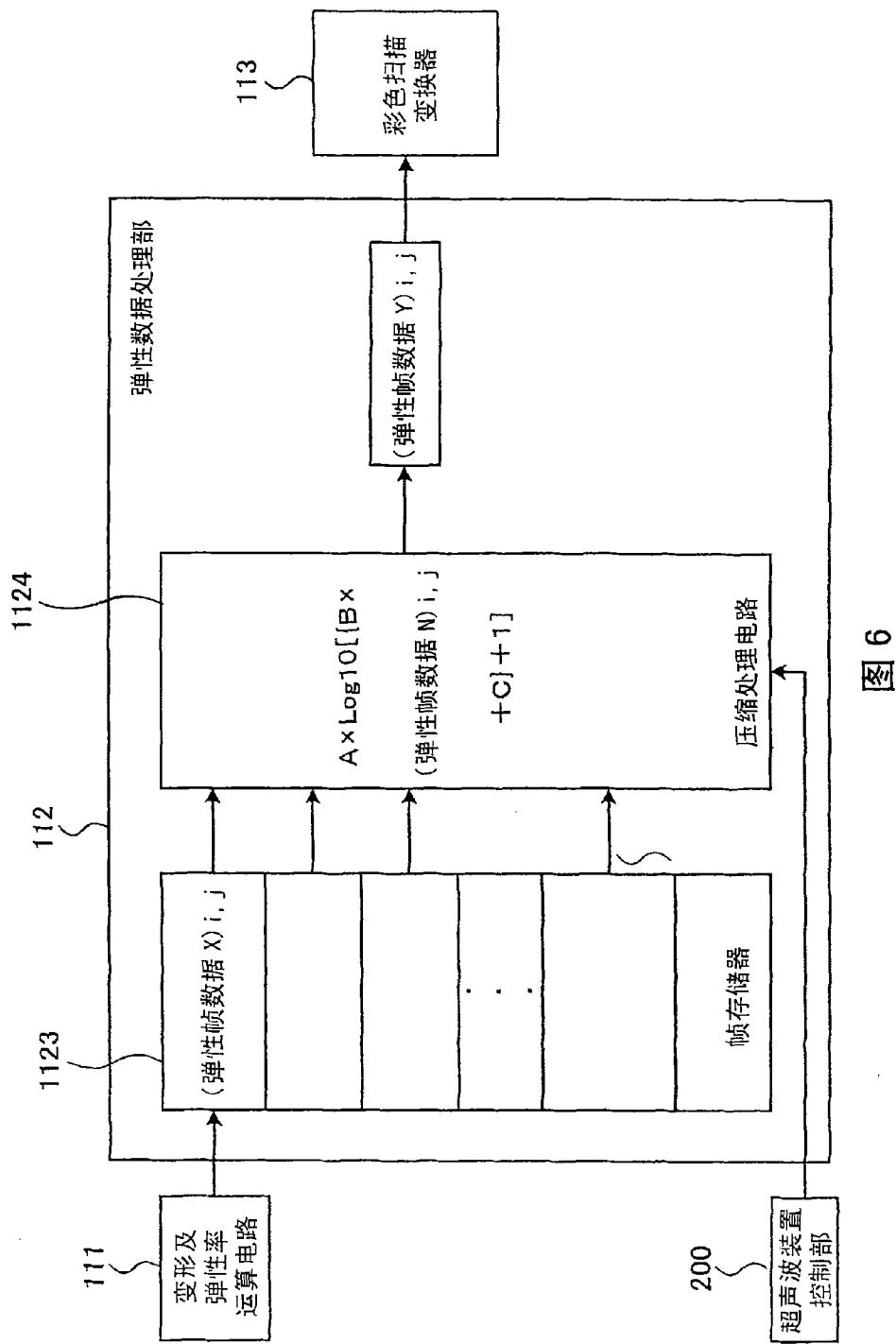


图 6

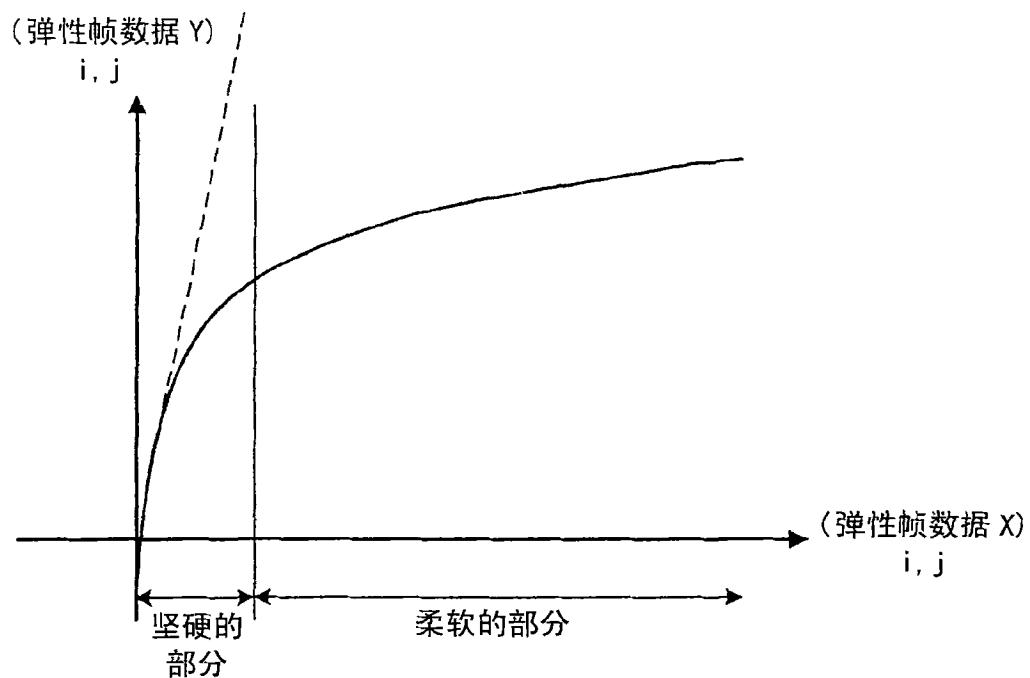


图 7

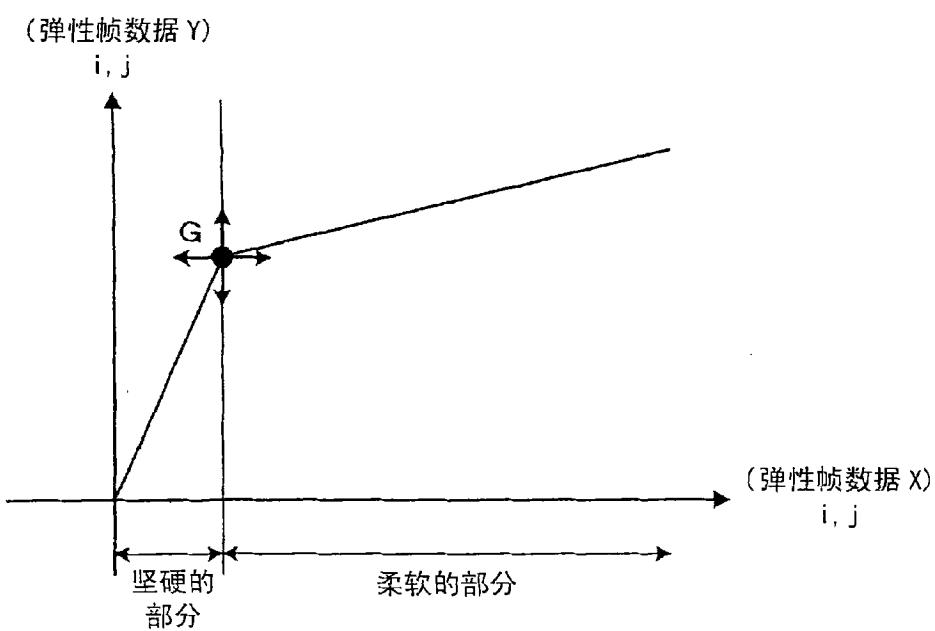
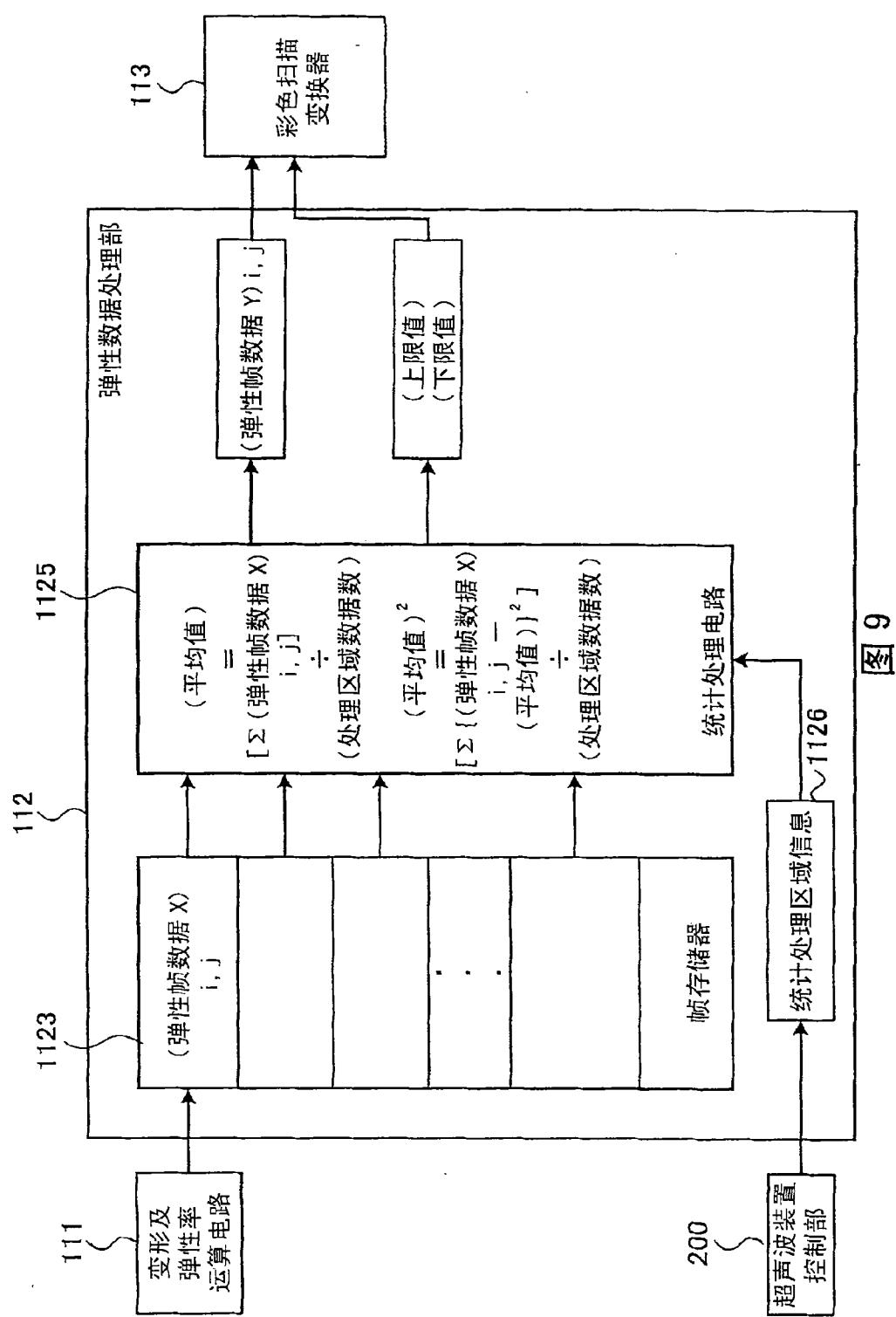


图 8



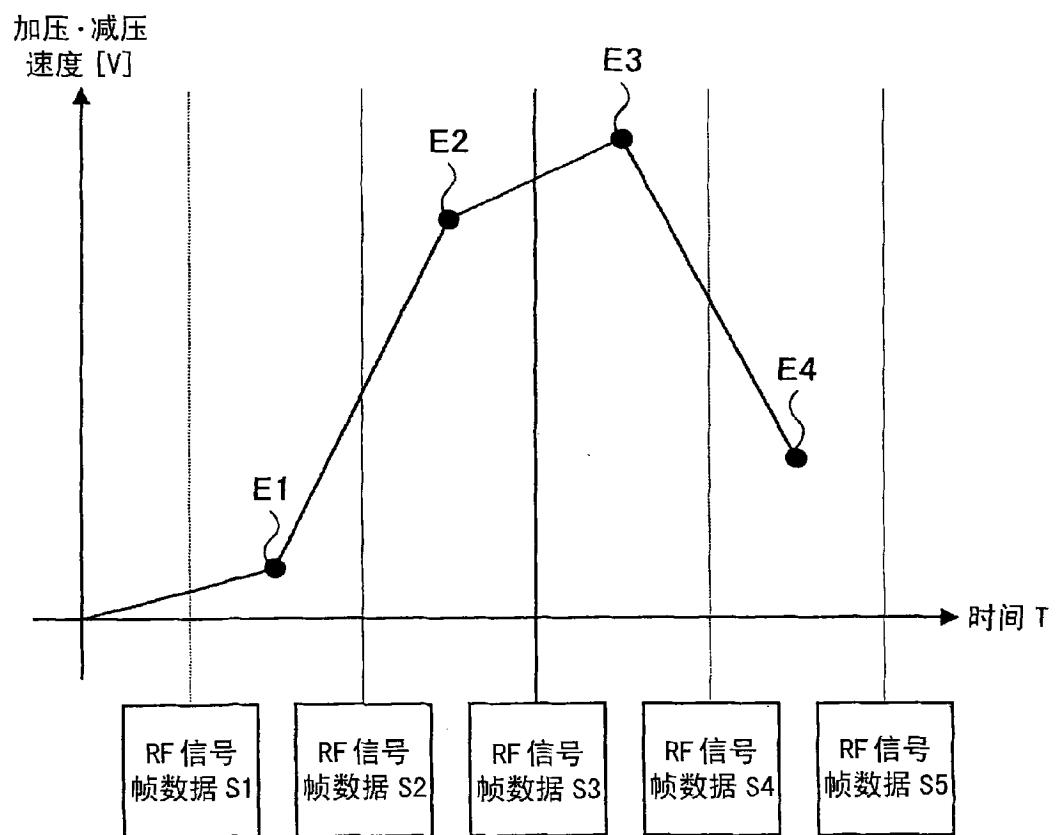


图 10

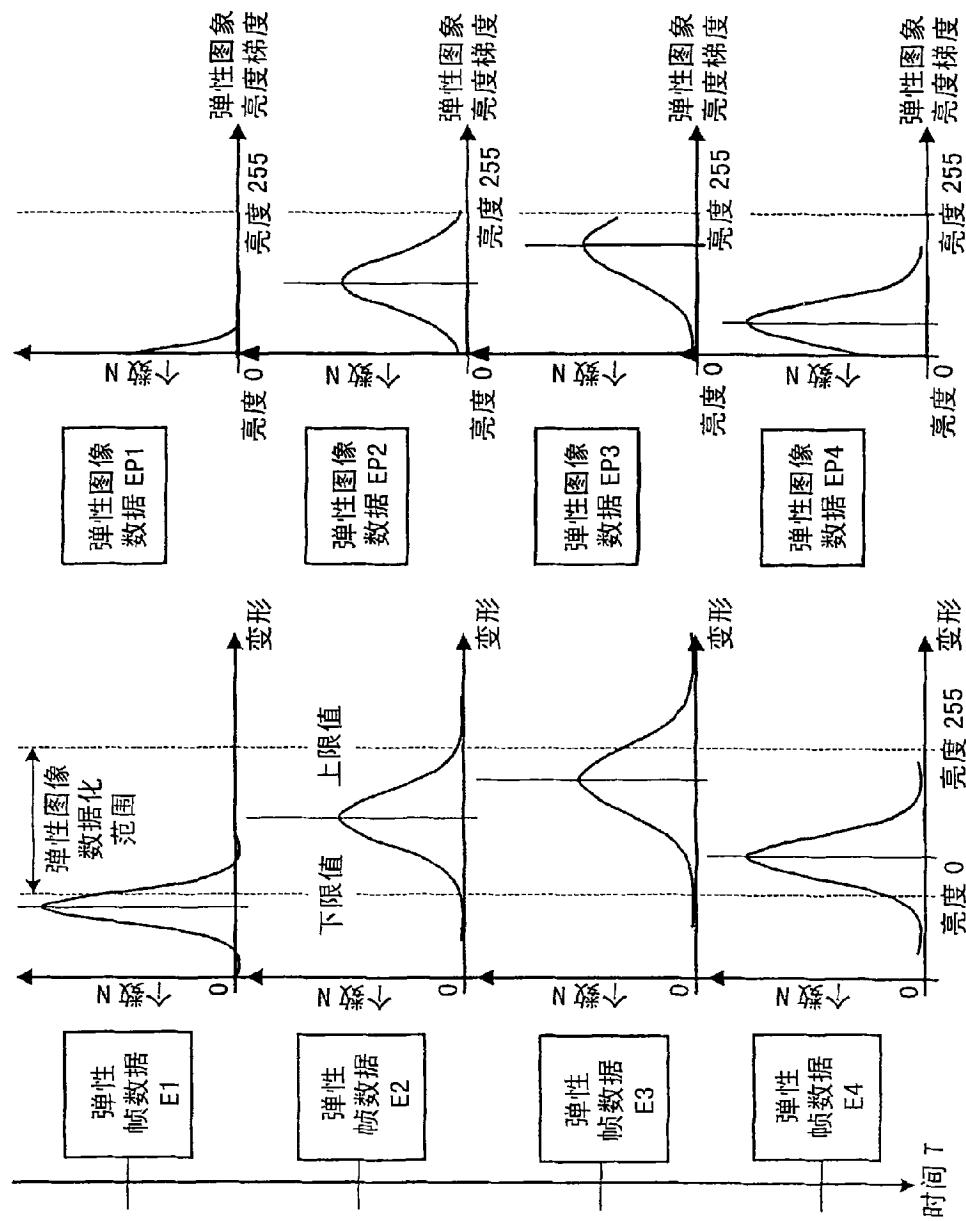


图 11A

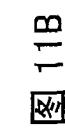


图 11B

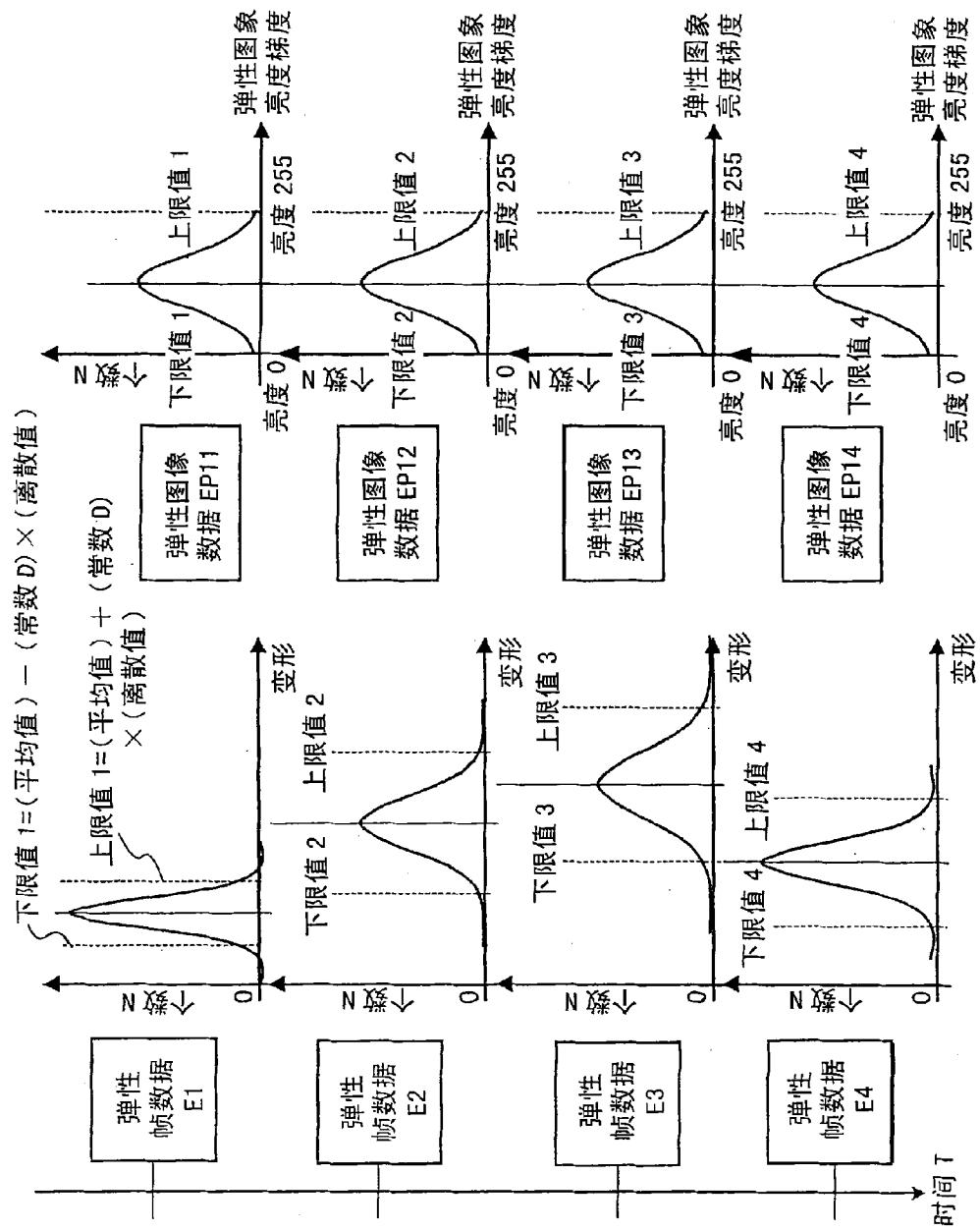


图 12A

图 12B

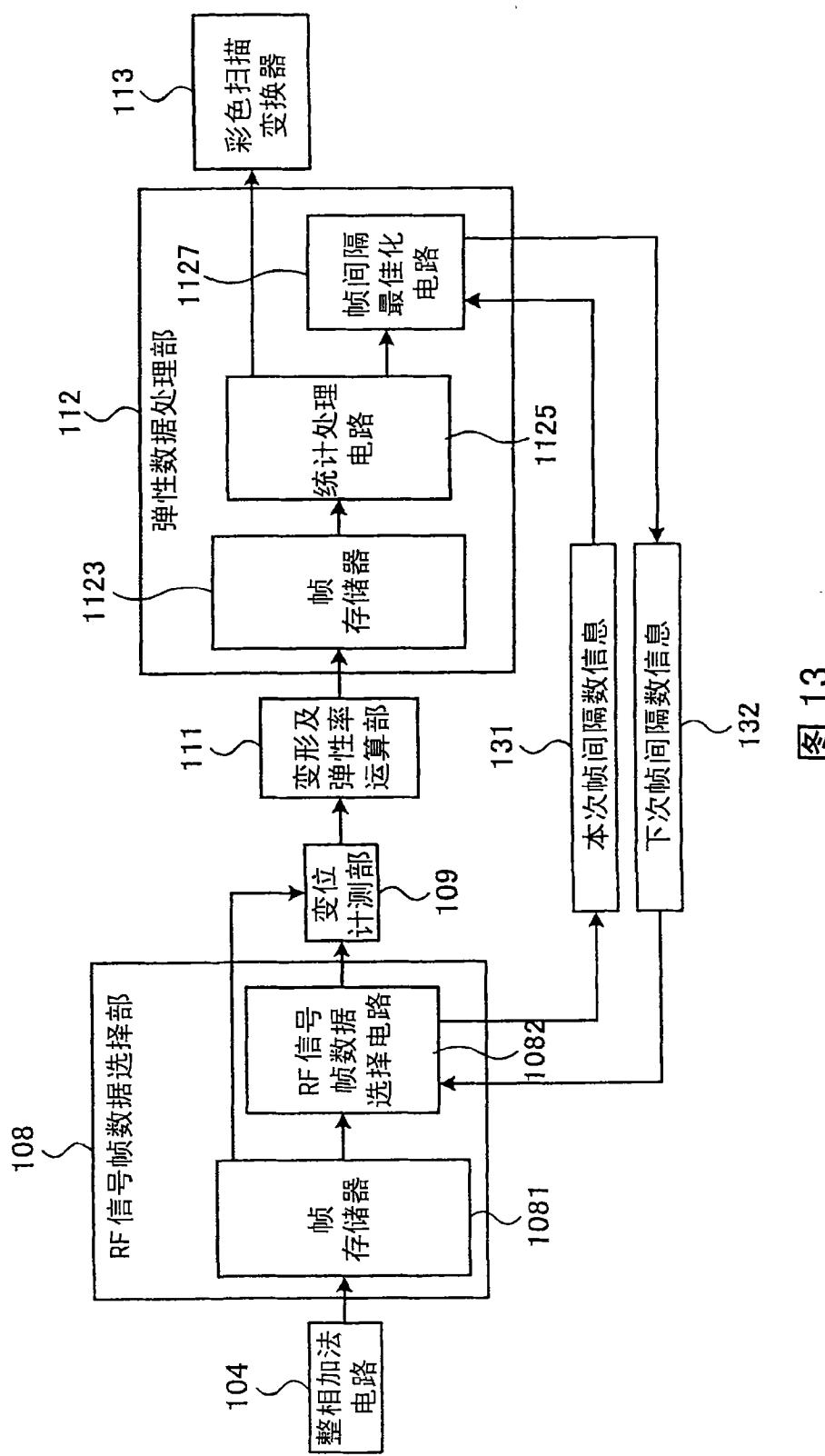


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101427932B</a>	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	CN200810185230.4	申请日	2004-01-14
[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	松村刚 玉野聰 三竹毅 椎名毅		
发明人	松村刚 玉野聰 三竹毅 椎名毅		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	G06T2207/10132 G01S7/52042 G06T2207/20216 G01S15/8936 G01S7/52071 G06T5/40 A61B8/08 G06T2207/30004 G06T5/009 A61B8/485 A61B8/429		
代理人(译)	朱丹		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2003006932 2003-01-15 JP		
其他公开文献	CN101427932A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

## 摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：通过探头做媒介，向被检体发送、接收超声波的超声波收发电路；控制接收的超声波的相位，生成RF信号帧数据的整相加法电路；按照施加给被检体的压力的变化程度，能够可变地构成输出的RF信号帧数据的帧间隔的RF信号帧数据选择部；给根据RF信号帧数据生成的弹性帧数据的每一个，设定最佳的图像化范围，生成弹性图像的弹性图像生成部的超声波诊断装置。

