

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810088000.6

[43] 公开日 2008 年 10 月 1 日

[11] 公开号 CN 101273903A

[22] 申请日 2008.3.28

[21] 申请号 200810088000.6

[30] 优先权

[32] 2007. 3.28 [33] JP [31] 2007-085918

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 掛江明弘

[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 吴丽丽

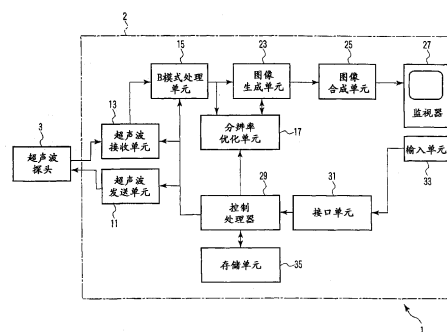
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波成像装置以及超声波速度优化方法

[57] 摘要

分辨率优化单元判定与扫描断面内的每个位置的组织成分相应的最佳声速，并利用此最佳声速，来计算来自扫描断面内的每个位置的接收波束的接收延迟时间等。控制处理器(29)采用利用最佳声速所计算的接收延迟时间，来执行用于取得实际诊断所用的超声波图像的扫描中的延迟加法处理。由此，就能够对接收延迟时间的计算所用的设定声速与实际的活体内声速的偏差进行修正，取得分辨率经过优化的超声波图像。



1. 一种超声波成像装置，其特征在于包括：

存储单元，存储多个超声波数据，对被检体的映像化对象断面，利用基于各自不同的声速的接收延迟加法处理取得所述多个超声波数据；

对比度值取得单元，将上述各超声波数据分割为多个小区域，并取得对每个该小区域不同的每个声速的对比度值；以及

判定单元，利用对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值，来判定对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

2. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于：

上述对比度值取得单元基于上述各小区域中的振幅值或者亮度值的离散值或者微分值，取得对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值。

3. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于：

上述对比度值取得单元基于上述各小区域中的振幅值或者亮度值的最大值与最小值的差分值，取得对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值。

4. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于：

上述判定单元将使对比度值最大的每个上述小区域的最大声速，判定为对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

5. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于：

上述判定单元判定使对比度值最大的每个上述小区域的最大声速，

并将利用每个上述小区域的最大声速所得到的每个深度的平均

速度，判定为对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

6. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于：

上述判定单元判定使对比度值最大的每个上述小区域的最大声速，

并将利用每个上述小区域的最大声速所得到的上述映像化对象断面的平均速度，判定为对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

7. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于还包括：

映像生成单元，生成依照使对比度值最大的最大声速对上述各小区域分配了规定的色彩的彩色速度映像；以及

显示单元，以规定的形态来显示上述彩色速度映像。

8. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于还包括：

接收单元，利用上述最佳速度，对通过超声波收发使各超声波振子接收到的回波信号进行接收延迟加法运算。

9. 按照权利要求 1 所述的超声波成像装置，其特征在于：

上述对比度值取得单元沿着相对于超声波扫描线垂直的方向即水平方向将上述多个超声波数据分割成上述多个小区域，

并对与上述各小区域对应的每个深度取得每个上述声速的对比度值。

10. 一种超声波声速优化方法，其特征在于包括：

将对被检体的映像化对象断面，利用基于各自不同的声速的接收延迟加法处理所取得的多个超声波数据分割成多个小区域；

取得对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值；以及

利用对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值，来判定对上

述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

11. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于：
在上述对比度值的取得中，基于上述各小区域中的振幅值或者亮度值的离散值或者微分值，取得对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值。

12. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于：
在上述对比度值的取得中，基于上述各小区域中的振幅值或者亮度值的最大值与最小值的差分值，取得对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值。

13. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于：
在上述判定中将使对比度值最大的每个上述小区域的最大声速，判定为对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

14. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于：
在上述判定中判定使对比度值最大的每个上述小区域的最大声速，

并将利用每个上述小区域的最大声速所得到的每个深度的平均速度，判定为对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

15. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于：
在上述判定中判定使对比度值最大的每个上述小区域的最大声速，

并将利用每个上述小区域的最大声速所得到的上述映像化对象断面的平均速度，判定为对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

16. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于还包括：

生成依照使对比度值最大的最大声速对上述各小区域分配了规定的色彩的彩色速度映像；以及
以规定的形态来显示上述彩色速度映像。

17. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于还包括：

利用上述最佳速度，对通过超声波收发使各超声波振子接收到的回波信号进行接收延迟加法运算。

18. 按照权利要求 10 所述的超声波声速优化方法，其特征在于：
在上述对比度值的取得中，沿着相对于超声波扫描线垂直的方向即水平方向将上述多个超声波数据分割成上述多个小区域，
并对与上述各小区域对应的每个深度取得每个上述声速的对比度值。

超声波成像装置以及超声波速度优化方法

技术领域

本发明涉及在图像诊断或非破坏检查等所用的超声波成像中能够自动地优化声速的超声波成像装置以及超声波速度优化方法。

背景技术

作为利用超声波来进行成像的超声波成像装置,有用于以非破坏方式对构造物内部的异常进行检查的超声波检查装置、及对被检体(患者)发送超声波,并基于其反射波而取得有关诊断部位的断层像的超声波诊断装置等。例如,超声波诊断装置通过仅从体表放上超声波探头的简单操作就能够实时显示地获得心脏的搏动及胎儿的活动情况、且由于安全性高而可反复进行检查。除此以外,系统的规模也比X射线、CT、MRI等诊断设备小,即便是向床侧面进行移动的检查也可容易地进行等可以称为简便的诊断办法。此超声波诊断中所用的超声波诊断装置根据其具备的功能的种类而形形色色不同,但小型的已开发出来可单手挪动程度的装置,超声波诊断在产科及在户医疗等中也能够使用,而不会如X射线等那样有被放射性照射的影响。

在这种超声波诊断装置所代表的超声波成像装置中,为了提高图像的方位分辨率而采用使发送以及接收波束收敛的方法。特别是在电子扫描型的排列振子中,采用基于各信道的收发信号的延迟时间控制的电子聚焦法。此电子聚焦法的问题点是在从聚焦点远离的地方(深度)存在波束扩散,方位分辨率低下之类的问题。

因此,在以往的超声波成像装置中采用被称为动态聚焦法的办法。这就是在接收时进行随着时间聚焦点连续地在深度方向上移动这样的延迟时间控制。通过这一办法就能够不断地取得来自被聚焦的区域的接收超声波波束。

图 13 是表示超声波探头的各超声波振子与被检体内的焦点 P 的位置关系的图。如该图所示那样,在设焦点 P 的深度方向的坐标为 X,自超声波振子 Ti 的超声波探头的口径中心(原点 O)的有关阵列方向的坐标为 Yi 的情况下,在焦点 P 所产生的反射声波的波面到达口径中心起到达超声波振子 Ti 为止的延迟时间 Δt_i 通过下一公式而求出。

$$\Delta t_i = [(X^2 + Y_i^2)^{1/2} - X] / C \quad (\text{其中, } C \text{ 为声速})$$

在这种计算中,当计算所用的声速与实际的被检体内的传播声速相同时,如图 14(a)所示那样,能够使所希望的位置 F_{n-1} 、 F_n 、 F_{n+1} 与波束聚焦点相吻合,能够取得分辨率高的超声波图像。

但是,在以往的超声波诊断装置中,不管映像化对象断面的位置及传播介质的成分如何,都使用预先设定的代表该断面的速度(代表速度) v ,来计算延迟时间 Δt_i 进行设定。从而,实际的被检体内中的传播声速就未必与这一代表速度 v 一致。例如,在计算所用的代表声速比实际的被检体内的传播声速慢的情况下,如图 14(b)所示那样,波束聚焦点就比所希望的位置 F_{n-1} 、 F_n 、 F_{n+1} 还要位于跟前,与图 14(a)的情况相比分辨率变低。

另外,近些年,还有在肌肉中 $C=1560\text{cm/s}$ 、在脂肪中 $C=1480\text{cm/s}$ 之类的报告,另外,还存在基于被检体产生的个体差。这一代表声速 v 与实传播声速 C 的偏差,将招致设想的聚焦点的位置与实际的聚焦点的位置的不一致,而成为使图像劣化发生的原因。

另一方面,在以往的超声波诊断装置中,作为用于解决设想的聚焦点的位置与实际的聚焦点的位置的不一致的办法,有反射法、基于互相关法的相位校正等技术。但是,这些技术需要结石及边界壁之类的反射体的存在,另外,还有该反射体必须以点存在之类的制约等。从而,即便采用这些技术,也无法取得在整体上良好的图像。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种超声波成像装置、以及超声波速度优化方法,能够通过对超声波成像的延迟

时间计算所用的声速进行优化,而与以往相比取得高分辨率的超声波图像。

根据本发明的技术方案之一,其提供一种超声波成像装置,其特征在于包括:存储单元,存储多个超声波数据,对被检体的映像化对象断面,利用基于各自不同的声速的接收延迟加法处理取得所述多个超声波数据;对比度值取得单元,将上述各超声波数据分割为多个小区域,并取得对每个该小区域不同的每个声速的对比度值;以及判定单元,利用对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值,来判定对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

根据本发明的另一技术方案,其提供一种超声波声速优化方法,包括:将对被检体的映像化对象断面,利用基于各自不同的声速的接收延迟加法处理所取得的多个超声波数据分割成多个小区域;取得对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值;以及利用对每个上述小区域不同的每个声速的对比度值,来判定对上述映像化对象断面进行超声波扫描时的最佳声速。

附图说明

图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的块结构图。

图2是表示分辨率优化单元17之结构的一个例子的框图。

图3是表示按照分辨率优化功能的处理(分辨率优化处理)的流程的流程图。

图4是表示被分割成 $m \times n$ 个小区域的映像化对象断面。

图5是表示每个映像化对象断面内的每个小区域的对比度值之分布的对比度值分布映像的一个例子。

图6是表示用于说明对各小区域,对比度值为最大的声速的判定处理的一个例子的图。

图7是表示通过分辨率优化处理所得到的每个小区域的最佳声速映像的一个例子的图。

图8是表示通过分辨率优化处理所得到的每个深度的最佳声速映

像的一个例子的图。

图 9 是表示通过分辨率优化处理所得到的映像化对象断面的最佳声速映像的一个例子的图。

图 10 是表示利用分辨率优化功能进行正式扫描时的各处理之流程的流程图。

图 11 是表示彩色声速映像的显示形态的一个例子的图。

图 12(a)例示通过以往的办法所得到的超声波图像。图 12(b)例示通过本分辨率优化处理，对接收延迟时间的计算所用的设定声速与实际活体内声速的偏差进行修正而取得的超声波图像。

图 13 是表示用于说明接收延迟时间的计算办法的图。

图 14 是表示用于说明因声速的差异而造成的聚焦线的偏差的图。

具体实施方式

以下，按照附图来说明本发明的实施方式。此外，在以下的说明中，对于具有大致同样的功能以及构成的构成要素附加同一标记，仅在必要的情况下进行重复说明。另外，在本实施方式中就将本发明的技术思想适用于作为超声波成像装置之一的超声波诊断装置时的例子进行说明。但是，本发明的技术思想并不拘泥于此，例如对于非破坏检查等所用的超声波检查装置也可以适用。

图 1 表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的块构成图。如该图所示那样，本超声波诊断装置 1 具备：装置本体 2 和超声波探头 3，装置本体 2 具备：超声波发送单元 11、超声波接收单元 13、B 模式处理单元 15、分辨率优化单元 17、图像生成单元 23、图像合成单元 25、监视器 27、控制处理器(CPU)29、接口单元 31、输入单元 33、以及存储单元 35。

超声波探头 3 具有基于来自装置本体 2 的驱动信号发生超声波，并将来自被检体的反射波变换成电信号的多个压电振子；设置在该压电振子中的匹配层；防止超声波从该压电振子向后方进行传播的密封材料等。若超声波从该超声波探头 3 被发送给被检体 P，该发送超声

波就在体内组织的声阻抗的不连续面相继进行反射，并作为回波信号被超声波探头 3 所接收。此回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面上的声阻抗的差。另外，被发送的超声波脉冲在移动着的血流及心脏壁等表面进行了反射时的回波，根据多普勒效应而依赖移动体的超声波发送方向的速度分量，受到频率偏移。

此外，本超声波探头 3 还可以是可以对被检体的三维区域进行超声波扫描的探头。在这种情况下，超声波探头 3 具有使振子沿着其排列方向的正交方向以机械方式进行摇动，对三维区域进行超声波扫描的构成、或者使用以二维方式排列的二维振动元件通过电气控制对三维区域进行超声波扫描的构成等。在采用前者构成的情况下，由于被检体的三维扫描通过上述摇动电路来进行，所以检查者仅使探头本体接触到被检体，就能够自动地取得多个二维断层像。根据被控制的摇动速度还能够探测断面间的准确距离。另外，在采用后者构成的情况下，在原理上就能够以与以往的取得二维断层像相同的时间，对三维区域进行超声波扫描。

超声波发送单元 11 具有：未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中，以规定的速率频率 f_r Hz(周期； $1/f_r$ 秒)反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外，在延迟电路中，对每个信道使超声波呈波束状进行聚焦且决定发送方向性所需要的延迟时间被赋予给各速率脉冲。触发发生电路以基于此速率脉冲的定时对探头 3 施加驱动脉冲。

超声波接收单元 13 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，对每个信道放大经由超声波探头 3 而取入的回波信号。通过 A/D 变换器，对经过放大的回波信号赋予决定接收方向性所需要的延迟时间，之后在加法器中进行加法处理。通过此加法，来自与回波信号的接收方向性相应的方向的反射分量得以强调，并通过接收方向性和发送方向性而形成超声波收发的综合波束。

B 模式处理单元 15 从接收单元 13 接到回波信号，实施对数放大、包络线检波处理等，并生成信号强度用亮度的明暗度来表达的数据。

此数据被发送给图像生成单元 23, 并作为将反射波的强度用亮度进行了表示的 B 模式图像而显示在监视器 27 上。

多普勒处理单元 16 由从接收单元 13 接收到的回波信号对速度信息进行频率解析, 抽取出基于多普勒效应的血流及组织、造影剂回波分量, 并对多点求解平均速度、离散、能量等血流信息。

分辨率优化单元 17 依照控制处理器 29 的控制, 执行按照后述的分辨率优化功能的处理(分辨率优化处理)。

图 2 是表示分辨率优化单元 17 之构成例的框图。如该图所示那样, 分辨率优化单元 17 具有对比度评价单元 170、运算存储器 172、和最佳声速计算单元 174。

对比度评价单元 170 利用规定的区域内的各位置的振幅值(或者各像素的亮度值), 进行与该区域有关的对比度的评价、对比度值分布映像的生成等。

运算存储器 172 存储在对比度评价单元 170 中所取得的对比度值分布映像等、在最佳声速计算单元 174 中所取得的最佳声速映像等。

最佳声速计算单元 174 基于在对比度评价单元 170 中所取得的对比度值分布, 进行每个规定的区域、每个深度、每个映像对象断面等的最佳速度的计算、最佳声速映像的生成等。

图像生成单元 23 基于从 B 模式处理单元 15、多普勒处理单元 16 接收到的各种数据, 生成作为显示图像的超声波诊断图像。此外, 有时称进入该图像生成单元 23 以前的数据为“原始数据”。

图像合成单元 25 将从图像生成单元 23 接收到的图像与各种各样参数的文字信息及刻度等一起进行合成, 并作为视频信号输出到监视器 27。

监视器 27 基于来自图像合成单元 25 的视频信号, 以规定的形态显示活体内的形态学信息(B 模式图像)、血流信息(平均速度图像、离散图像、能量图像等)、在后述的分辨率优化处理中得到的各种映像图像等。

控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能, 对本超声

波诊断装置整体的动作进行控制。控制处理器 29 从存储单元 35 读出用于实现分辨率优化功能的专用程序、规定的扫描时序、用于执行图像生成/显示等的控制程序并在自身具有的存储器上进行展开,执行与各种处理有关的运算/控制等。

接口单元 31 是与输入单元 33、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。由该装置所得到的超声波图像等数据及解析结果等,可以通过接口单元 31 经由网络传送给其它装置。

输入单元 33 具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域(ROI)的设定指示、各种各样的图像质量条件设定指示等取入该超声波诊断装置 1 的各种开关、按钮、跟踪球、鼠标、键盘等。例如,若操作者操作输入单元 33 的结束按钮或 FREEZE 按钮,则超声波的收发结束,该超声波诊断装置成为暂时停止状态。

另外,输入单元 33 具有用于对分辨率优化处理的开始指示、该处理中的初始设定声速、最佳声速的计算办法等进行设定/变更的开关等。

存储单元 35 是磁盘(软(注册商标)盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质、以及读出这些介质中所记录的信息的装置。在该存储单元 35 中保管着收发条件、规定的扫描时序、用于实现分辨率优化功能的程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医生的意见等)、诊断议定书、身体标记生成程序、各种信号数据及图像数据、以及其他的数据组。存储单元 35 内的数据还可以经由接口单元 31 向外围装置进行传送。

(分辨率优化功能)

其次,就本超声波诊断装置 1 具有的分辨率优化功能进行说明。此功能是判定与扫描断面内的每个位置的组织成分相应的最佳声速,并利用此最佳声速来计算来自扫描断面内的每个位置的接收波束的接收延迟时间。通过使用这样利用最佳声速所计算的接收延迟时间(最佳接收延迟时间),执行用于取得实际诊断所用的超声波图像的扫描(正式扫描)中的延迟加法(整相加法)处理,就能够修正接收延迟时间的计

算所用的声速与实际的被检体内的传播声速的偏差，取得分辨率经过优化的超声波图像。

此外，在本实施方式中，为了具体地进行说明，对使用了图像生成单元 23 中的处理后的图像数据(即，经由扫描转换处理而得到的、表示断面上的各位置的亮度值的数据)的分辨率优化功能进行说明。但是，并不拘泥于此，本分辨率优化功能还可以是使用图像生成单元 23 中的处理前的原始数据(即，扫描转换处理前的数据即表示断面上的各位置的振幅值的数据)的构成。

图 3 是表示按照分辨率优化功能的处理(分辨率优化处理)之流程的流程图。在该图中，首先，当通过操作输入单元 33 的分辨率优化开关等指示分辨率优化处理的开始时，控制处理器 29 将声速 v 设定成初始值(例如， $v=1400\text{m/s}$)(步骤 S21)，并计算一帧(即，二维扫描面)内的每个位置的延迟时间(步骤 S22)。

其次，控制处理器 29 对映像化对象断面进行二维扫描，并使用在步骤 S22 中计算出的延迟时间执行延迟加法，取得与该映像化对象断面有关的一帧或者数帧部分的原始数据或者图像数据(步骤 S23)。此外，在本实施方式中，为了具体地进行说明，在本步骤 S23 中设一帧部分的图像数据被取得。

其次，对比度评价单元 170 将与映像化对象断面有关的图像数据分割成例如图 4 所示那样的 $m \times n$ 个小区域，并对每个小区域的对比度值进行评价(步骤 S24)。在这里，在对比度值的评价法上并没有限制。例如，还能够计算各区域中存在的亮度值的离散值(在原始数据的情况下就是振幅值的离散值)、各区域中的亮度的最大值与最小值的差分值或梯度值(在原始数据的情况下就是振幅值的最大值与最小值的差分值)、微分值(一次微分值或者二次微分值)，并根据这些值直接地或者间接地进行评价。此外，在本实施方式中，为了具体地进行说明，设根据各区域中存在的亮度值的离散值或者微分值来评价各区域的对比度值。

其次，分辨率优化单元 17 基于所得到的离散值，从构成映像化

对象断面的多个小区域之中抽取出不作为本分辨率优化处理的对象的区域(步骤 S25)。具体而言,判定在设下限为 α 、上限为 β 的规定的范围内是否存在离散值,在离散值为该规定的范围外的情况下,设定为与该离散值对应的小区域内的对比度值=0。

其次,对比度评价单元 170 例如图 5 所示那样,生成表示映像化对象断面内的每个小区域的对比度值 V_{mn} 分布的对比度值分布映像。运算存储器 172 将所生成的对比度值分布映像与设定声速信息对应起来进行保存(步骤 S26)。

其次,控制处理器 29 判定现在的声速 v 是否超过规定的上限值(例如、1600m/s)(步骤 S27),在现在的声速 v 超过规定的上限值的情况下,使处理转移至步骤 S29。

另一方面,在现在的声速 v 未超过规定的上限值的情况下,将在现在的声速 v 上例如增加了+20m/s 的值作为新的声速 v 进行设定,步骤 S22~步骤 S27 的各处理同样地进行反复(步骤 S28)。由此,每个声速(在目前的情况下为 1400m/s~1600m/s 范围内中的 20m/s 间隔的每个声速)的对比度值分布映像得以生成,并被保存在运算存储器 172 中。

其次,最佳声速判定单元 174 对各小区域判定对比度值为最大的声速(步骤 S29)。

图 6 是用于说明对比度值为最大的声速的判定处理的一个例子的图。最佳声速判定单元 174 对规定的小区域,例如该图所示那样描绘对比度值与声速的关系。计算与所描绘的各点有关的回归曲线,并基于该回归曲线,判定对比度值为最大的声速 v_{\max} 。

其次,最佳声速判定单元 174 利用设每个小区域的对比度值为最大的声速 v_{\max} ,来计算最佳声速 V (步骤 S30)。这一最佳声速 V 的计算能够采用各种各样的办法。以下,按照实施例就几种办法来进行说明。

[实施例 1]

首先,对在步骤 S26 中没有被设为对比度值=0 的小区域,将对

比度值为最大的声速 v_{\max} 设为该小区域的最佳声速 V 。另外，对于被设为对比度值=0 的小区域，通过使用预先设定的声速、或者接近的多个小区域的最佳声速进行插补，来计算最佳声速 V 。这样的计算结果，对于该断面就是例如图 7 所示那样获得每个小区域的最佳声速映像。

[实施例 2]

在实施例 1 中，表示对每个小区域计算最佳声速并进行设定的例子。相对于此，在本实施例中，表示对每个深度计算最佳速度并进行设定的例子。

即，最佳声速判定单元 174 在例如图 7 所示的每个小区域的最佳声速映像中，计算从超声波照射面(或者被检体表面)起属于同样深度的多个小区域的最佳声速的平均值，并将这一平均值作为属于该深度的各小区域最佳声速来设定。这样的计算结果，对于该断面就是例如图 8 所示那样获得每个深度的最佳声速映像。

[实施例 3]

在本实施例中，表示对该映像化对象断面计算一个最佳速度并进行设定的例子。

即，最佳声速判定单元 174 例如在图 7 所示的每个小区域的最佳声速映像、或者图 8 所示的每个深度的最佳声速映像中，计算全部小区域的最佳声速之平均值或者全部深度的最佳声速之平均值，并将这一平均值作为与该映像化对象断面有关的最佳声速来设定。这样的计算结果，对于该断面就是例如图 9 所示那样对该映像化对象断面获得一个最佳声速映像。

以上所述的各种办法能够任意地进行选择。另外，例如还可以通过规定的办法来解析每个小区域的最佳声速的分布状况，并基于该结果自动地选择某种办法。

此外，声速只与方位分辨率(水平方向的分辨率)具有相关性，若将没有相关性的距离分辨率(时间方向的分辨率)包含于评价中，精度就有可能降低。从而，在评价对比度值的情况下，就水平方向(相对于

扫描线垂直的方向)进行限定是优选的例子。即,从用各自的深度进行了评价的每个小区域的对比度值求解与时间方向有关的平均值或者最大值,并将其对每个小区域设为最佳速度。由此,就能够实现高精度的分辨率的优化。

(动作)

其次,就利用分辨率优化功能进行正式扫描时的本超声波诊断装置 1 的动作进行说明。

图 10 是表示利用分辨率优化功能进行正式扫描时的各处理之流程的流程图。如该图所示那样,首先,当经由输入单元 33 输入患者信息、扫描条件等后(步骤 S1),控制处理器 29 对分辨率优化开关的操作进行应答,并执行已述的分辨率优化处理(步骤 S2)。

其次,图像生成单元 23 利用通过分辨率优化处理所得到的每个小区域的最佳声速映像,生成彩色声速映像(步骤 S3)。

在这里,彩色声速映像是指对构成映像化对象断面的(在分辨率优化处理中所用的)各小区域,依照最佳声速之值分配规定的色彩,并通过该色彩分布来表示最佳声速的分布。此外,声速根据进行传播的介质的成分而变化。从而,该彩色声速映像可以说是能够根据色彩来辨认映像化对象断面的组织成分的分布。

此彩色声速映像如图 11 所示那样,使实时地所取得的(或者、在分辨率优化处理中所取得的)与映像化对象断面有关的 B 模式像、以及表示最佳声速与色彩的对应的彩色条一起显示出来(步骤 S4)。例如,操作者对彩色声速映像进行观察,当在同一映像上例如分散分布着各种各样的色彩这样的情况下,就能够设定通过实施例 1 所涉及的办法而获得的最佳速度。另外,当在彩色声速映像上色彩大体上依照深度而变化这样的情况下,就能够设定通过实施例 2 所涉及的办法而获得的最佳速度。进而,如果是在彩色声速映像上同样的色彩分布较多的情况,则设定通过实施例 3 所涉及的办法而获得的最佳速度即可。

其次,控制处理器 29 利用最佳速度来执行正式扫描(步骤 S5)。此时,在例如以图 7 所示的形态设定了最佳速度的情况下,则对各小

区域,采用利用所设定的最佳速度而计算出的延迟时间来执行延迟加法处理。另外,在例如以图8所示的形态设定了最佳速度的情况下,则依照各深度,采用利用所设定的最佳速度而计算出的延迟时间来执行延迟加法处理,进而,在例如以图9所示的形态设定了最佳速度的情况下,则重新利用最佳速度来计算延迟时间,并采用该延迟时间来执行延迟加法处理。

通过正式扫描所取得的超声波图像以规定的形态被显示在监视器27上(步骤S6)。

(效果)

根据以上所述的构成,就能够取得以下的效果。

根据本超声波诊断装置,判定与扫描断面内的每个位置的组织成分相应的最佳声速,并利用该最佳声速来计算来自扫描断面内的每个位置的接收波束的接收延迟时间等。通过这样采用利用最佳声速所计算的接收延迟时间,来执行用于取得实际诊断所用的超声波图像的扫描中的延迟加法处理,就能够对接收延迟时间的计算所用的设定声速与实际的活体内声速的偏差进行修正,取得分辨率经过优化的超声波图像。

特别是,可以说利用微分值作为对比度值的例子是能够积极地抽取各小区域中的边缘,实现适合的分辨率的优化。即,在利用了平均值或离散值作为对比度值的情况下,评价的结果有时候就被为了计算离散值而设定的ROI的位置所左右。进而,在利用了频率作为对比度值的情况下,频率解析时的数据量将变得很大,就会招致实时性的低下及装置的大型化、高价化。可以说与这些情况相比,利用微分值作为对比度值的例子,可以简单且低成本地实现分辨率更适合地经过优化的超声波图像的取得。

图12(a)是例示通过以往的办法所得到的超声波图像(即,不修正接收延迟时间的计算所用的设定声速与实际的活体内声速的偏差而取得的超声波图像)的图。另外,图12(b)是例示通过本分辨率优化处理,对接收延迟时间的计算所用的设定声速与实际的活体内声速的偏差进

行修正而取得的超声波图像的图。若比较两图就可知图 12(b)中的圆框内的对象物比图 12(a)中的圆框内的对象物以更高的分辨率得以映像化。

另外,根据本超声波诊断装置,能够通过分辨率优化处理而生成彩色声速映像,并将其显示。从而,操作者就能够借助于该彩色声速映像,从速度的观点来辨认该映像化对象断面构造上及成分的分布。另外,还可以基于该彩色声速映像的观察结果,来选择最佳声速的计算办法。

此外,本发明并不原封不动地限定于上述实施方式,在实施阶段能够在不脱离其要点的范围内使构成要素变形并具体化。作为具体的变形例,例如有如下面那样的例子。

(1)与本实施方式有关的各功能,还能够通过将执行该处理的程序安装在工作站等计算机上,并将它们在存储器上进行展开而实现。此时,能够使计算机实行该办法的程序还可以保存在磁盘(软(注册商标)盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质来进行分发。

(2)在上述实施方式中,在小区域的尺寸上没有限定。例如,如果采用将小区域作为图 8 所示那样的每个深度的区域来设定的构成,则取得每个小区域的最佳声速就与取得每个深度的最佳声速将等价。另外,如果使小区域与各像素进行对应,则能够在映像化对象断面上的全部点取得固有的最佳速度。

(3)在上述实施方式中,以映像化对象为断面的情况作为例子。但是,并不拘泥于此,本分辨率优化功能在使三维区域映像化的情况下也能够利用。在这种情况下,既可以对于构成作为映像化对象的三维区域的断面分别进行已述的分辨率优化处理,也可以将作为映像化对象的三维区域分割成三维的小区域,并对各小区域,进行已述的分辨率优化处理。

另外,通过上述实施方式所公开的多个构成要素的适宜组合,能够形成各种各样的发明。例如,还可以从实施方式所示的全部构成要

素中删除几个构成要素。进而，还可以将涉及不同实施方式的构成要素进行适宜组合。

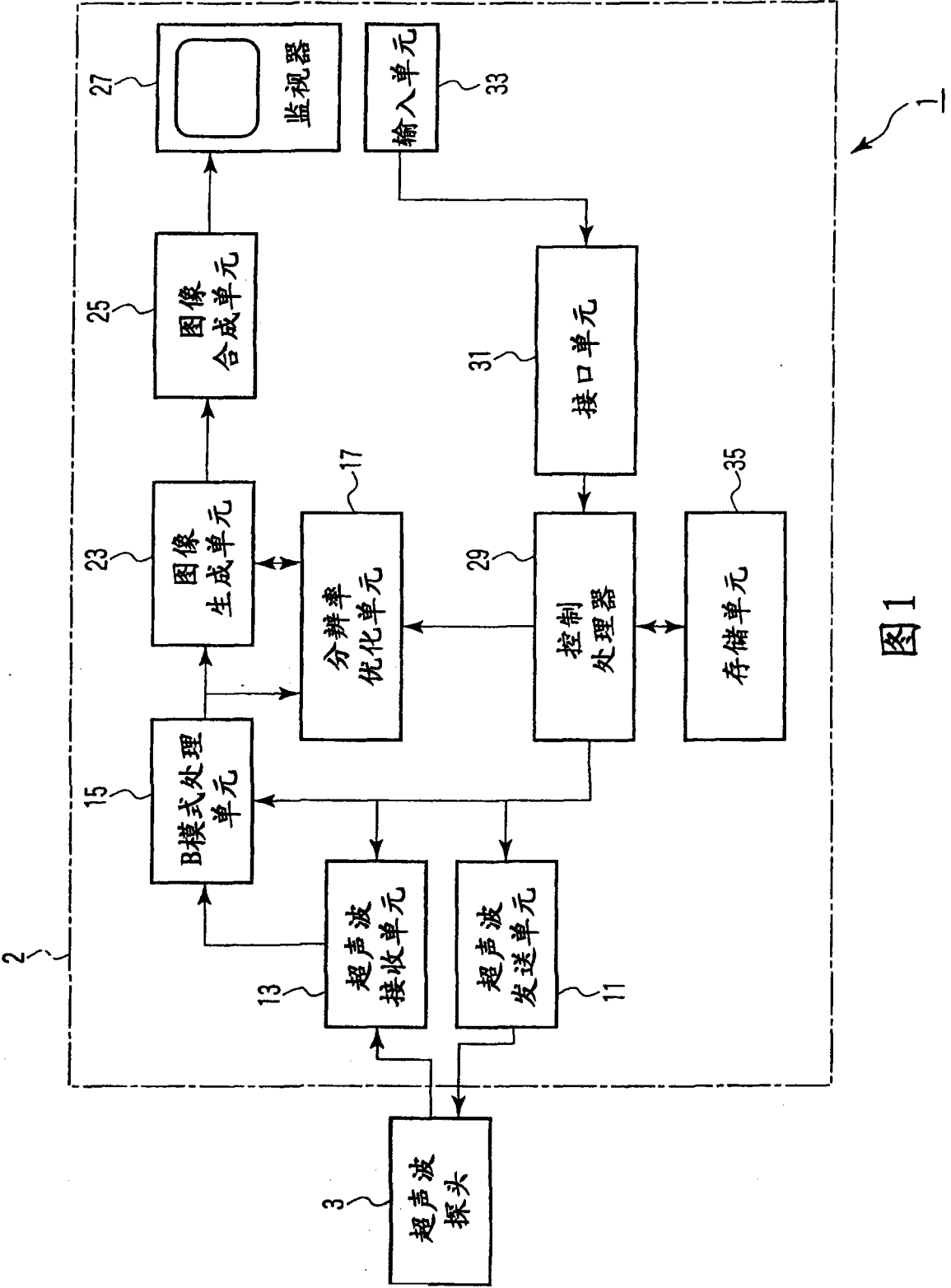


图1

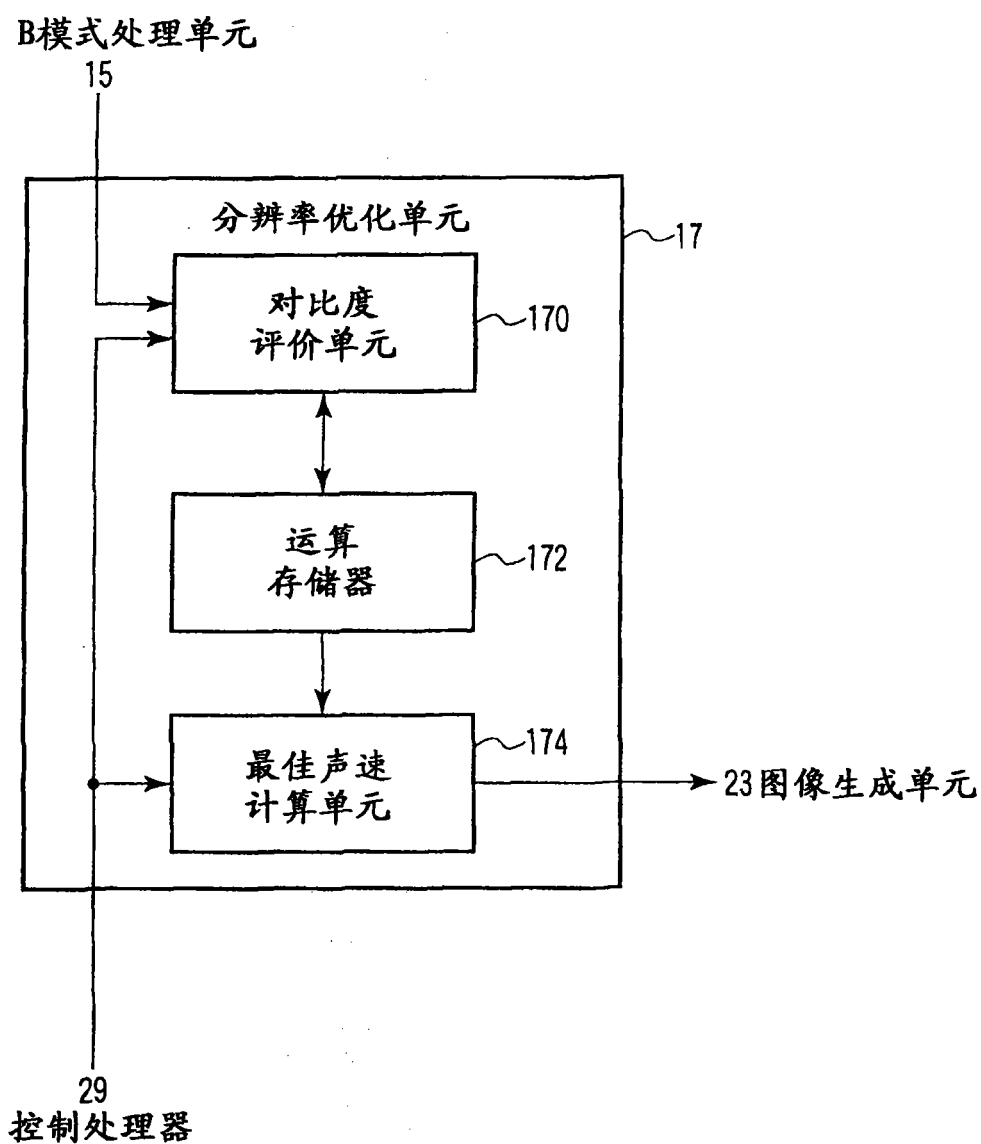


图 2

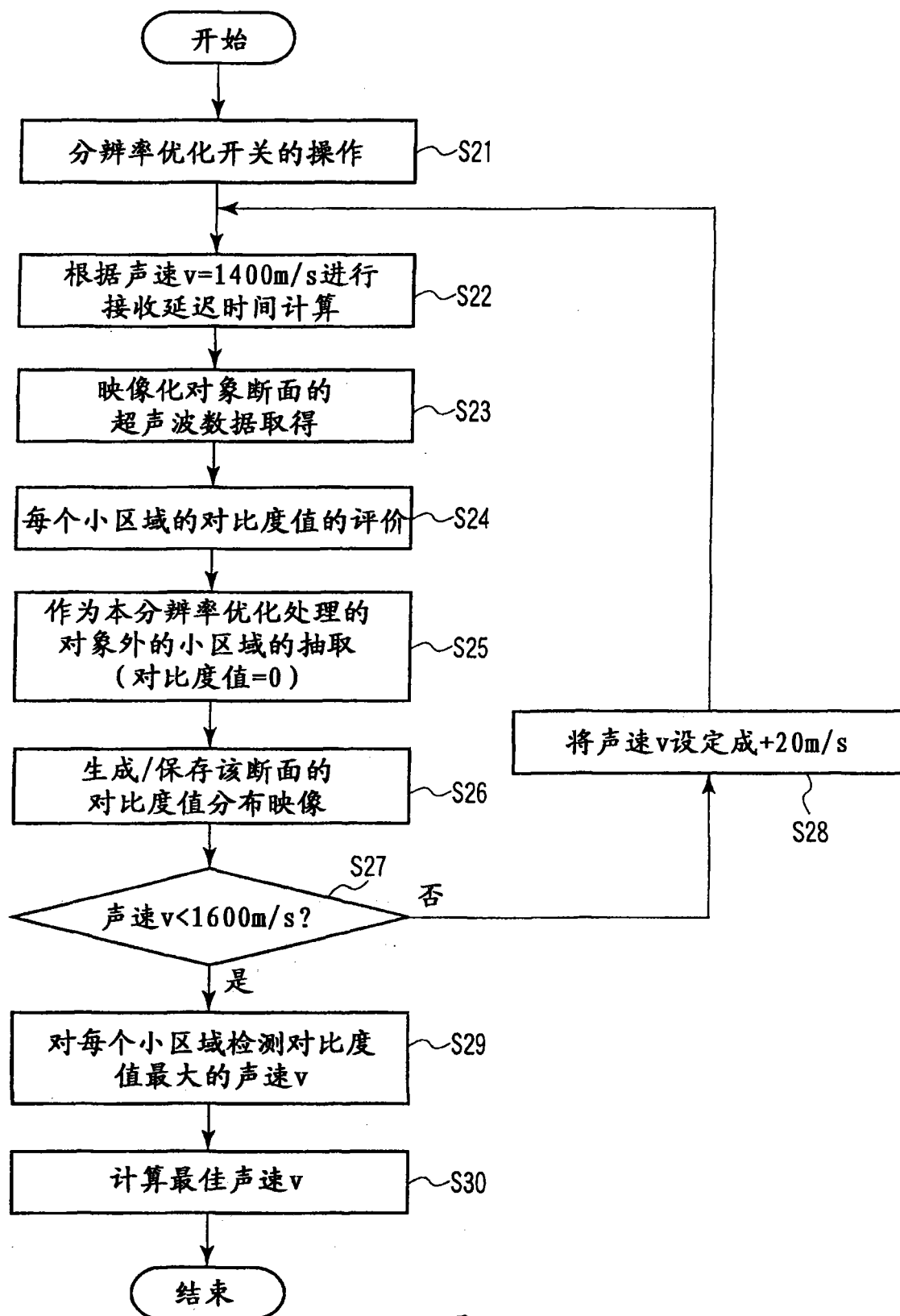


图 3

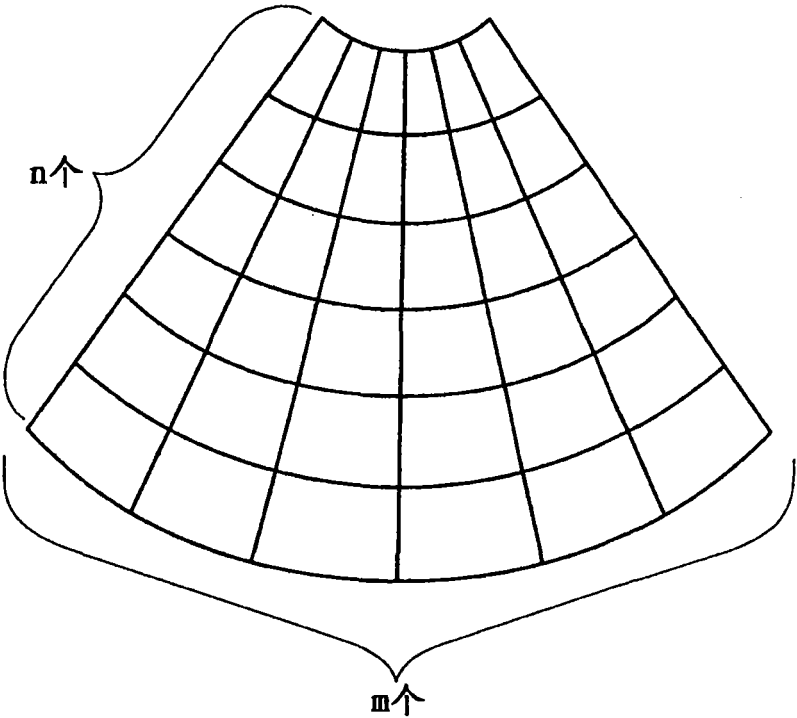


图 4

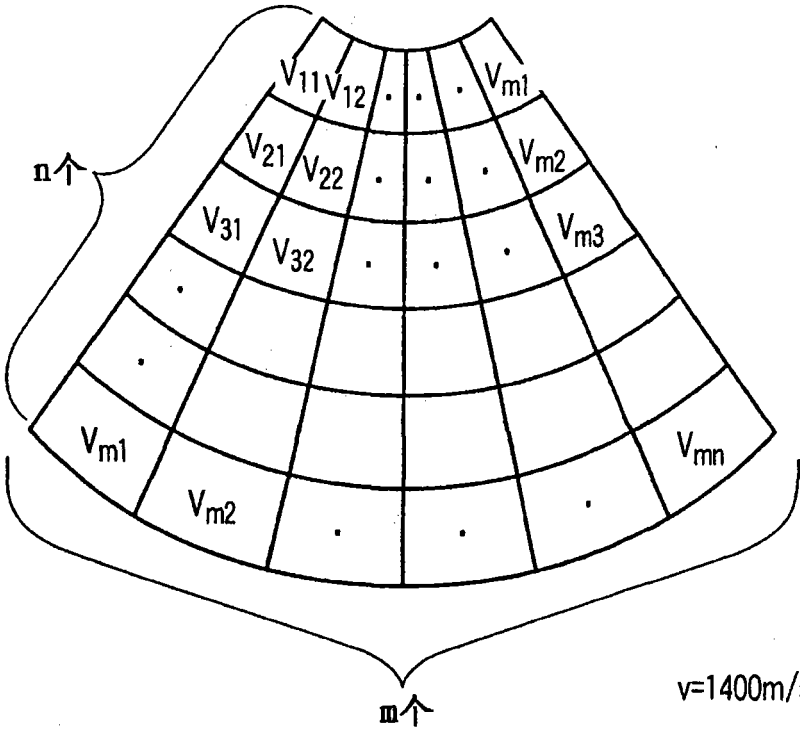


图 5

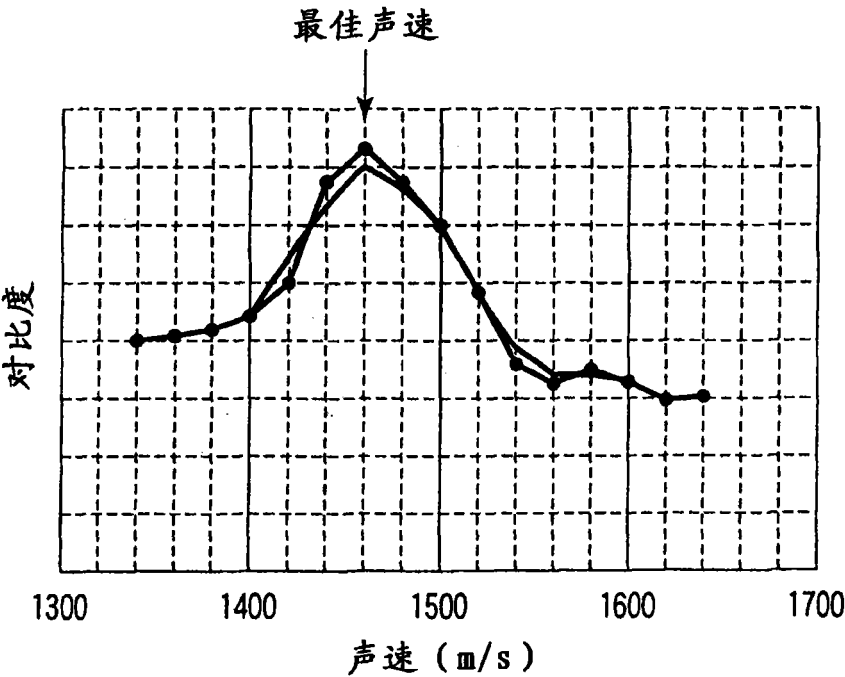


图 6

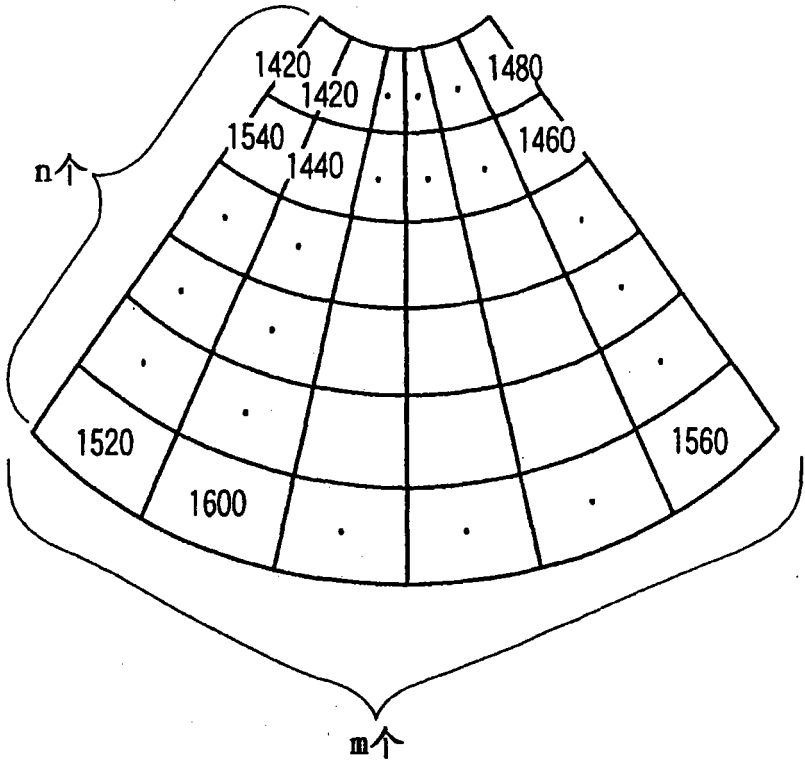


图 7

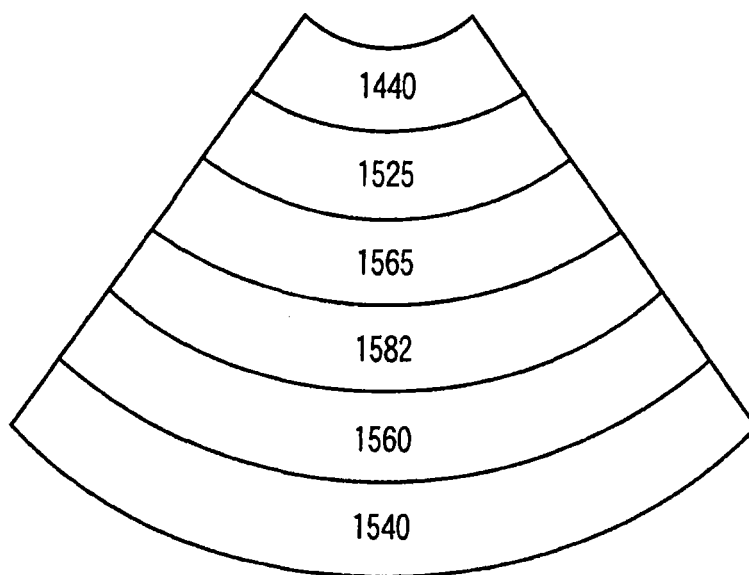


图 8

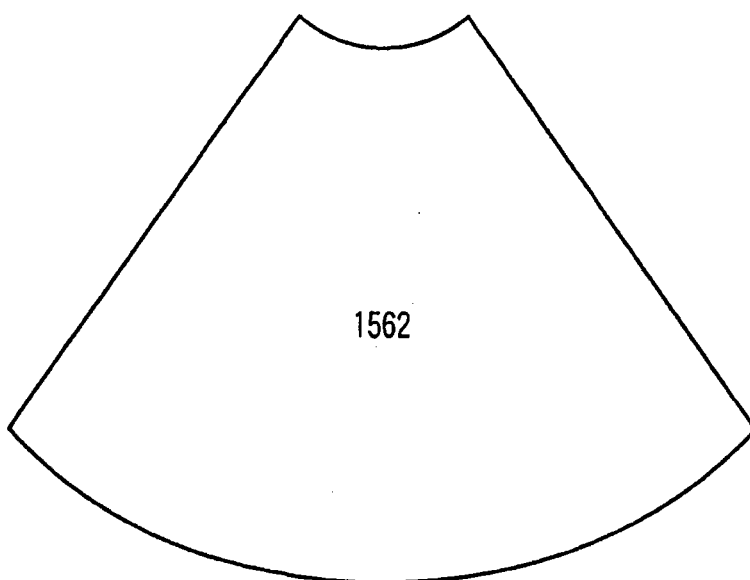


图 9

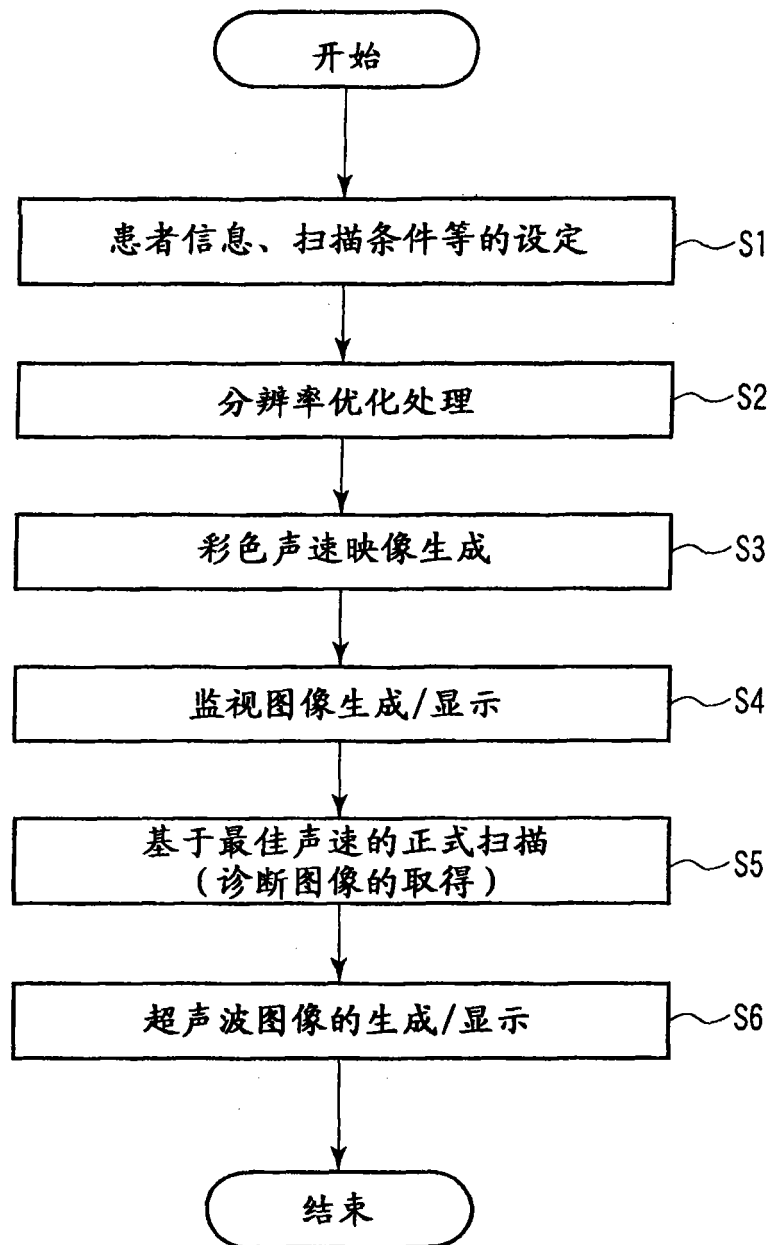


图10

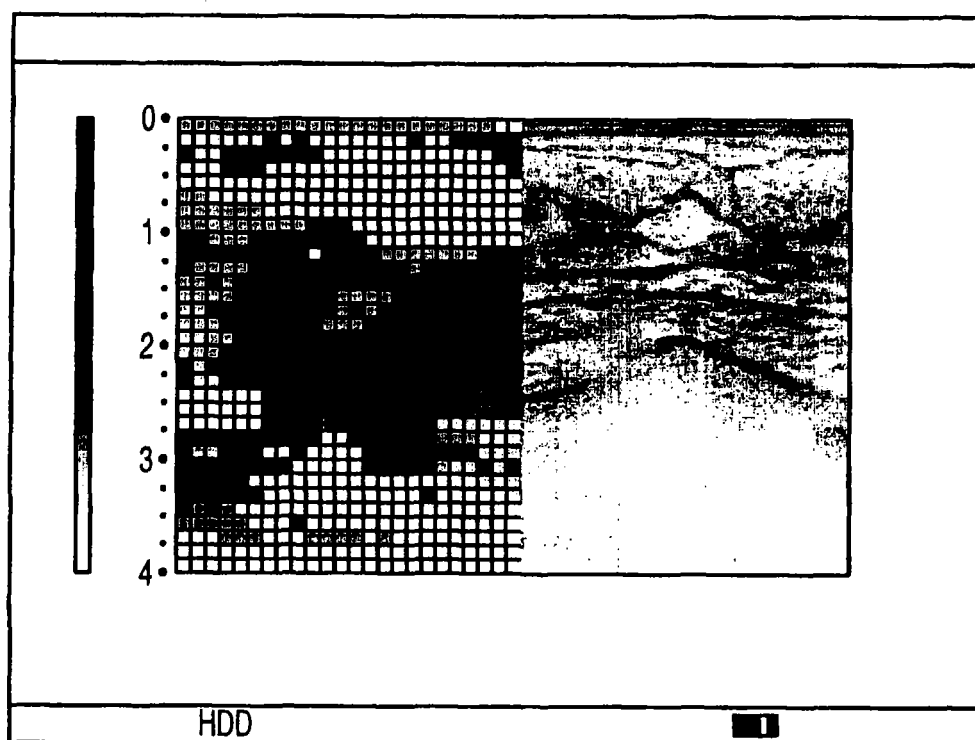
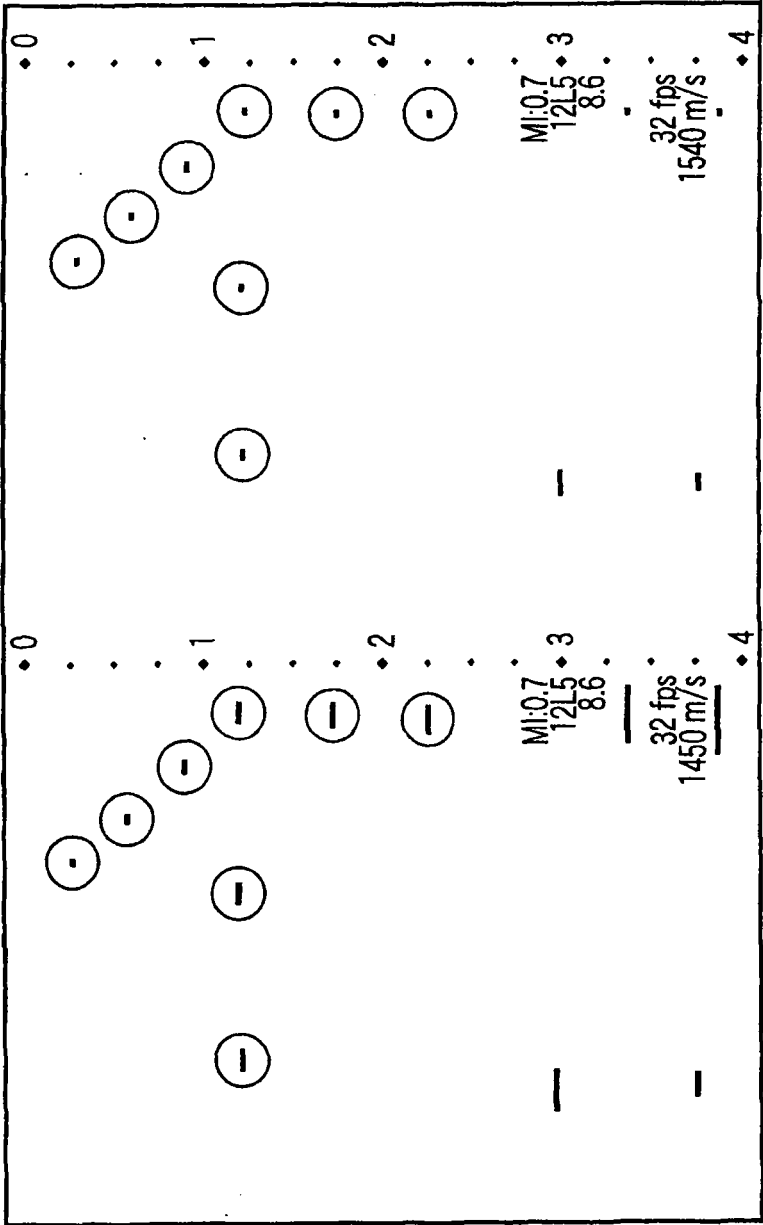


图 11



(b)

(a)

图12

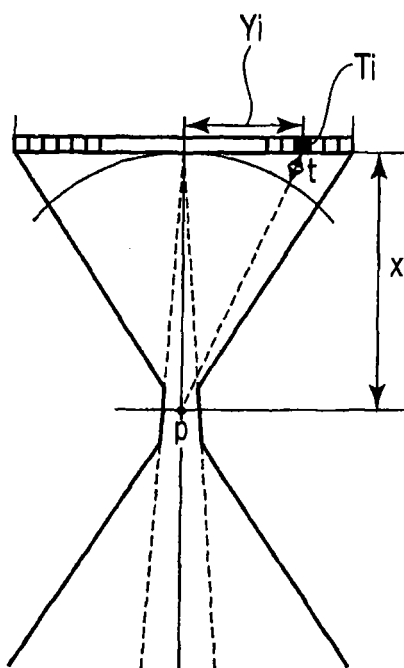


图13

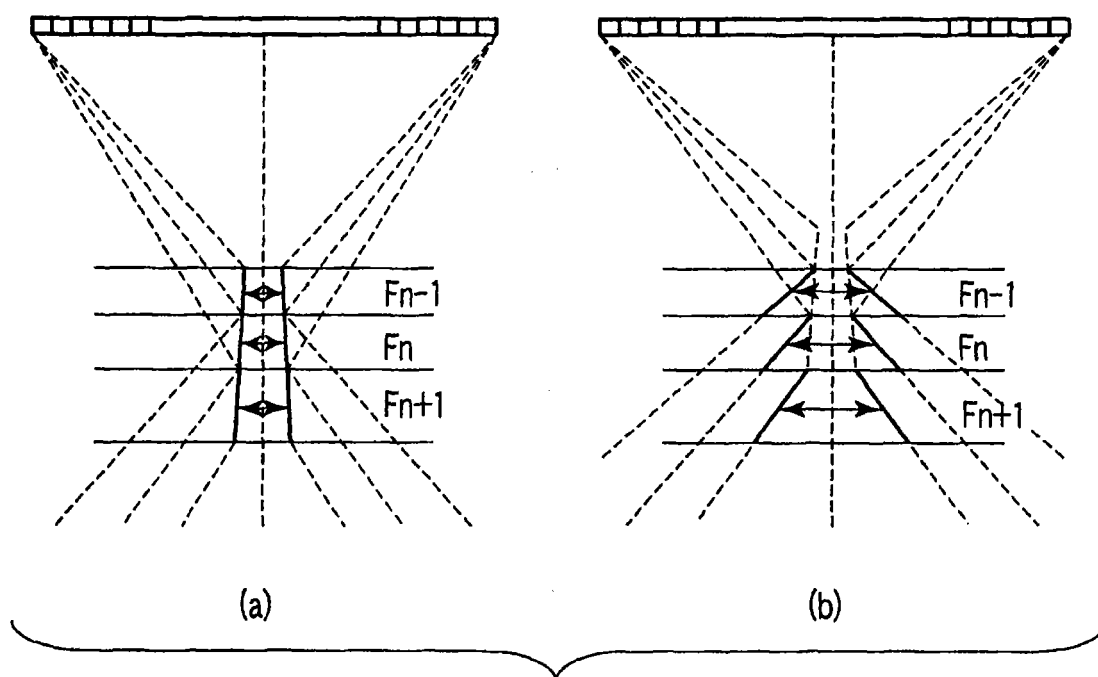


图14

专利名称(译)	超声波成像装置以及超声波速度优化方法		
公开(公告)号	CN101273903A	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	CN200810088000.6	申请日	2008-03-28
[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	掛江明弘		
发明人	掛江明弘		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/06		
CPC分类号	A61B8/54 G01S15/8979 A61B8/00 G01S7/52046 G01S7/52049		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2007085918 2007-03-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

分辨率优化单元判定与扫描断面内的每个位置的组织成分相应的最佳声速，并利用此最佳声速，来计算来自扫描断面内的每个位置的接收波束的接收延迟时间等。控制处理器(29)采用利用最佳声速所计算的接收延迟时间，来执行用于取得实际诊断所用的超声波图像的扫描中的延迟加法处理。由此，就能够对接收延迟时间的计算所用的设定声速与实际的活体内声速的偏差进行修正，取得分辨率经过优化的超声波图像。

