



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102415902 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 30

(21) 申请号 201110267982. 7

(22) 申请日 2011. 09. 13

(30) 优先权数据

2010-204774 2010. 09. 13 JP

(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 浜田贤治 姚淙

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

KR 10-0803328 B1, 2008. 02. 14, 全文.

JP 特開 2009-153925 A, 2009. 07. 16, 全文.

CN 101530336 A, 2009. 09. 16, 全文.

WO 2009/136332 A2, 2009. 11. 12, 全文.

审查员 薛艳华

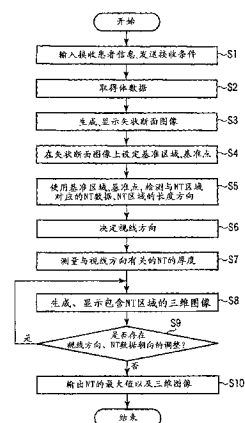
(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像处理装置

(57) 摘要

提供一种可以使用体数据实现高测量精度的 NT 测量的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。通常关于实施方式的超声波诊断装置包括：体数据取得单元，通过超声波扫描包含胎儿的至少一部分的三维区域来取得体数据；检测单元，以使用上述体数据生成的、与包含上述胎儿的 NT 区域的规定矢状断面对应的图像为基准，检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向；测量单元，使用上述 NT 数据与以上述长度方向为基准的视线方向，测量与上述 NT 区域的多个位置有关的厚度；图像生成单元，使用上述 NT 数据与上述视线方向，生成表示上述 NT 区域厚度分布的图像；显示单元，显示上述 NT 区域的多个厚度中的至少一个与上述图像。

权利要求书3页 说明书7页 附图9页



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

体数据取得单元,通过超声波扫描包含胎儿的至少一部分的三维区域来取得体数据;

检测单元,以使用上述体数据生成的、与包含上述胎儿的 NT 区域的矢状断面对应的图像为基准,检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向;

测量单元,使用上述 NT 数据与以上述长度方向为基准唯一地决定的视线方向,测量与上述 NT 区域的多个位置有关的厚度;

图像生成单元,使用上述 NT 数据与上述视线方向,生成表示上述 NT 区域的厚度分布的图像;以及

显示单元,显示上述 NT 区域的多个位置中的至少一个位置上的厚度与第一图像,

该第一图像是表示上述 NT 区域的厚度分布的图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第一图像是表示上述 NT 区域的厚度分布的分布图像。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述分布图像是根据上述 NT 区域的厚度决定了像素值的图像。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述分布图像是体绘制图像、根据上述 NT 区域的厚度分配色彩的彩色映射图像、根据上述 NT 区域的厚度分配亮度的灰度图像中的某一个图像。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元显示上述 NT 区域的多个厚度中的最大值。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元显示标记了与上述最大值对应的位置的上述第一图像。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

输入单元,用于对于与上述矢状断面对应的图像,输入包含上述 NT 区域的至少一部分的区域、或存在于上述 NT 区域内的点,

上述检测单元以输入的上述包含上述 NT 区域的至少一部分的区域或输入的上述存在于上述 NT 区域内的点为基准,检测上述 NT 区域。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述检测单元通过一边将上述矢状断面向垂直于该断面的方向移动一边在各断面上检测上述 NT 区域的边界,从而检测上述 NT 区域。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:还包括:

变更单元,通过变更上述矢状断面的位置以及角度中的至少一方,从而变更与上述矢状断面对应的图像上所显示的胎儿的朝向,

上述检测单元以与变更后的上述矢状断面对应的图像为基准,检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述测量单元使用由操作者输入的点与上述 NT 区域的长度方向的法线方向,决定上述视线方向。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元变更上述视线方向以及上述 NT 数据的朝向中的至少一方,以使上

述 NT 区域的厚度的最大值位于上述 NT 区域的中央或该中央附近，

使用变更后的上述视线方向或上述 NT 数据，生成上述第一图像。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像生成单元以使上述 NT 区域变得明亮的方式反转灰度，生成三维图像。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像生成单元将上述 NT 数据设为比其他的数据高的体素值，生成上述第一图像。

14. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，包括：

存储单元，存储通过超声波扫描包含胎儿的至少一部分的三维区域所取得的体数据；

检测单元，以使用上述体数据生成的、与包含上述胎儿的 NT 区域的矢状断面对应的图像为基准，检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向；

测量单元，使用上述 NT 数据与以上述长度方向为基准唯一地决定的视线方向，测量与上述 NT 区域的多个位置有关的厚度；

图像生成单元，使用上述 NT 数据与上述视线方向，生成表示上述 NT 区域的厚度分布的图像；以及

显示单元，显示上述 NT 区域的多个厚度中的至少一个与第一图像，

该第一图像是表示上述 NT 区域的厚度分布的图像。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述第一图像是表示上述 NT 区域的厚度分布的分布图像。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述分布图像是根据上述 NT 区域的厚度决定了像素值的图像。

17. 根据权利要求 15 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述分布图像是体绘制图像、根据上述 NT 区域的厚度分配色彩的彩色映射图像、根据上述 NT 区域的厚度分配亮度的灰度图像中的某一个图像。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述显示单元显示上述 NT 区域的多个厚度中的最大值。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述显示单元显示标记了与上述最大值对应的位置的上述第一图像。

20. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，还包括：

输入单元，对于与上述矢状断面对应的图像，输入包含上述 NT 区域的至少一部分的区域或存在于上述 NT 区域内的点，

上述检测单元以输入的上述包含上述 NT 区域的至少一部分的区域或输入的上述存在于上述 NT 区域内的点为基准，检测上述 NT 区域。

21. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述检测单元通过一边将上述矢状断面向垂直于该断面的方向移动一边在各断面上检测上述 NT 区域的边界，从而检测上述 NT 区域。

22. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，还包括：

变更单元，通过变更上述矢状断面的位置以及角度中的至少一方，变更与上述矢状断面对应的图像上所显示的胎儿的朝向，

上述检测单元以与变更后的上述矢状断面对应的图像为基准，检测上述体数据中与上

述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向。

23. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述测量单元使用由操作者输入的点与上述 NT 区域的长度方向的法线方向,决定上述视线方向。

24. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元变更上述视线方向以及上述 NT 数据的朝向中的至少一方,以使上述 NT 区域的厚度最大值位于上述 NT 区域的中央或其附近,

使用变更后的上述视线方向或上述 NT 数据,生成上述第一图像。

25. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元以使上述 NT 区域变得明亮的方式反转灰度,生成三维图像。

26. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元将上述 NT 数据设为比其他的数据高的体素值,生成上述第一图像。

超声波诊断装置以及超声波图像处理装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 9 月 13 日提交的在日的日本专利申请 No. 2010-204774 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本文中描述的实施方式总体上涉及超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

背景技术

[0004] 涉及通过超声波使生物体内图像化并进行诊断的超声波诊断装置等,尤其涉及对取得图像进行 NT(Nuchal Translucency(颈部透明带)):例如,在对妊娠初期的胎儿进行超声波诊断时被作为对象的、存在于后颈部的区域)测量的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

[0005] 超声波诊断通过将超声波探头贴近体表实时观察心脏的跳动、脏器的断面、胎儿的活动等来执行。系统规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断设备小,还能够容易地进行移动至床边的检查等较为简便。并且,超声波诊断不受像 X 射线等那样被辐射的影响,安全性高,所以可重复进行检查,在产科、胎儿诊断或上门医疗领域也被使用。

[0006] 例如,胎儿诊断中使用超声波诊断装置的 NT 测量作为确认基因疾病的可能性的有效单元之一而被熟知。在该测量中,提及到测量精度为 0.1mm、胎儿的基准妊娠周数(GA)为 11-13⁺6 周、冠臀长(CRL)为 45mm-84mm,此外,还提及到胎儿的体位或图像尺寸等,为了进行正确的测量需要训练。

[0007] 【现有技术文献】

[0008] 【专利文献 1】日本特开 2010-126 号公报

[0009] 【专利文献 2】国际公开号 W02009/136332 号

发明内容

[0010] 以往超声波诊断装置没有辅助 NT 测量的功能,NT 测量使用通常的二维图像来执行。因此,存在用户很难选择描绘出适当(例如 NT 厚度最大的)的二维断面,无法实现满足充分的测量精度的 NT 测量的情况。并且,在以往超声波诊断中,尚未确立使用体数据(三维图像数据)的 NT 测量方法。

[0011] 鉴于上述情况,以提供可以使用体数据实现高测量精度的 NT 测量的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置为目的。

[0012] 一般,关于一个实施方式的超声波诊断装置包括:体数据取得单元,通过超声波扫描包含胎儿的至少一部分的三维区域来取得体数据;检测单元,以使用上述体数据生成的、与包含上述胎儿的 NT 区域的矢状断面对应的图像为基准,检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向;测量单元,使用上述 NT 数据与以上述长度方向为基准唯一地决定的视线方向,测量与上述 NT 区域有关的多个厚度;图像生成单元,使用

上述 NT 数据与上述视线方向,生成表示上述 NT 区域的多个厚度的图像;以及显示单元,显示上述 NT 区域的多个厚度中的至少一个与第一图像,该第一图像是表示上述 NT 区域的厚度分布的图像。

[0013] 关于一个实施方式的超声波图像处理装置,包括:存储单元,存储通过超声波扫描包含胎儿的至少一部分的三维区域所取得的体数据;检测单元,以使用上述体数据生成的、与包含上述胎儿的 NT 区域的矢状断面对应的图像为基准,检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向;测量单元,使用上述 NT 数据与以上述长度方向为基准唯一地决定的视线方向,测量与上述 NT 区域的多个位置有关的厚度;图像生成单元,使用上述 NT 数据与上述视线方向,生成表示上述 NT 区域的厚度分布的图像;以及显示单元,显示上述 NT 区域的多个厚度中的至少一个与第一图像,该第一图像是表示上述 NT 区域的厚度分布的图像。

[0014] 【发明效果】

[0015] 可以提供一种能够使用体数据实现高测量精度的 NT 测量的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

附图说明

[0016] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的方框结构图。

[0017] 图 2 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的方框结构图的变形例。

[0018] 图 3 为表示了本 NT 测量辅助处理流程的流程图。

[0019] 图 4 为用于说明对于矢状断面图像的基准区域、基准点的设定的图。

[0020] 图 5 为用于说明视线方向的决定处理的一个例子的图。

[0021] 图 6 为用于说明视线方向的决定处理的其他例子的图。

[0022] 图 7 为用于说明与视线方向有关的 NT 厚度测量处理的一个例子的图。

[0023] 图 8 为用于说明与视线方向有关的 NT 厚度测量处理的其他例子的图。

[0024] 图 9 为用于说明包含 NT 区域的三维图像的生成处理的图。

[0025] 图 10 为用于说明包含 NT 区域的三维图像生成的生成处理的图。

[0026] 图 11 为用于说明视线方向、NT 数据的朝向的调整处理的图。

[0027] 图 12 为表示在视线方向、NT 数据的朝向的调整处理中所使用的角度调整用的图标的一个例子的图。

[0028] 图 13A 为表示 NT 的最大值以及三维图像的显示形态的一个例子的图。

[0029] 图 13B、图 13C 为表示 NT 厚度的显示形态的其他例子的图。

[0030] 图 14 为表示被设定为包含 NT 区域的三维图像的测量区域的一个例子的图。

[0031] 图 15 为表示 NT 的最大值以及三维图像的显示形态的其他例子的图。

[0032] 图 16 为表示被设定为包含 NT 区域的三维图像的测量区域的其他例子的图。

[0033] 【符号说明】

[0034] 10... 超声波诊断装置、12... 超声波探头、13... 输入装置、14... 监视器、21... 超声波发送单元、22... 超声波接收单元、23... B 模式处理单元、24... 血流检测单元、25... RAW 数据存储单元、26... 体数据生成单元、27... NT 测量辅助处理单元、28... 图像处理单元、29... 控制处理器、30... 显示处理单元、31... 存储单元、32... 接口单元

具体实施方式

[0035] 通常关于一个实施方式的超声波诊断装置包括：体数据取得单元，通过超声波扫描包含胎儿的至少一部分的三维区域来取得体数据；检测单元，以使用上述体数据生成的、与包含上述胎儿的 NT 区域的规定的矢状断面对应的图像为基准，检测上述体数据中与上述 NT 区域对应的 NT 数据、上述 NT 区域的长度方向；测量单元，使用上述 NT 数据与以上述长度方向为基准的视线方向，测量与上述 NT 区域的多个位置有关的厚度；图像生成单元，使用上述 NT 数据与上述视线方向，生成表示上述 NT 区域的厚度分布的图像；以及显示单元，显示上述 NT 区域的多个厚度中的至少一个与上述图像。

[0036] 以下，依照附图对实施方式进行说明。另外，在以下说明中，针对具有大致同一功能以及构成的构成要素，添加同一符号，重复说明只在需要时进行。

[0037] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声诊断装置 1 的方框结构图。如图 1 所示，本超声波诊断装置 1 具备：超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、血流检测单元 24、RAW 数据存储单元 25、体数据生成单元 26、NT 测量辅助处理单元 27、图像处理单元 28、控制处理器 (CPU) 29、显示处理单元 30、存储单元 31、接口单元 32。以下，针对各个构成要素的功能进行说明。

[0038] 超声波探头 12 是对被检体发送超声波，接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的装置（探针），在顶端具有排列多个的压电振子、匹配层背衬材料等。压电振子中，超声波探头 12 基于来自超声波发送单元 21 的驱动信号在扫描区域内的希望的方向发送超声波，并将来自该被检体的反射波转换为电信号。匹配层被设置于该压电振子，是用于有效传播超声波能量的中间层。背衬材料防止从该压电振子向后方传播超声波。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时，该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射，并被超声波探头 12 接收作为回波信号。该回波信号的振幅依赖于形成反射的不连续面中的声阻抗差。并且，被发送的超声波脉冲在移动的血流内被反射时的回波由于多普勒效应而依赖于移动体的超声波发送方向的速度分量，受到频率偏移。

[0039] 另外，与本实施方式相关的超声波探头 12 作为可取得体数据的探头，设为二维阵列探头（多个超声波振子排列成二维矩阵状的探头）或机械 4D 探头（可一边将超声波振子列向与其排列方向正交的方向机械性地摇动一边执行超声波扫描的探头）。然而，并不拘泥与该例子，也可以通过采用例如一维阵列探头作为超声波探头 12，一边手动使其摇动一边进行超声波扫描来取得体数据。

[0040] 输入装置 13 与装置主体 11 连接，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、各种画质条件等取入到装置主体 11 内的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如，当操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮时，超声波的发送接收结束，该超声波诊断装置成为临时停止状态。

[0041] 监视器 14 根据来自图像处理单元 28 的视频信号，将生物体内的形态学信息或血流信息作为图像来显示。

[0042] 超声波发送单元 21 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。触发发生电路以规定的额定频率 f_r Hz（周期： $1/f_r$ 秒）重复产生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外，在延迟电路中，对各触发脉冲提供针对每一个通道将超声波会聚成束

状且决定发送指向性所需的延迟时间。脉冲发生器电路以基于该触发脉冲的定时向超声波探头 12 施加驱动脉冲。

[0043] 另外,超声波发送单元 21 具有可为了按照控制处理器 29 的指示执行规定的扫描序列而瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是关于发送驱动电压的变更,通过可瞬间切换其值的线性放大型发送电路或电切换多个电源单元的机构来实现。

[0044] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、加法器等。放大电路按照每一通道放大经由探头 12 取入的回波信号。A/D 转换器对放大后的回波信号决定接收指向性,并提供进行接收动态聚焦所需的延迟时间,然后再加法器中进行相加处理。通过该相加,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,并通过接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

[0045] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接受回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度用亮度的明亮度来表现的数据。

[0046] 血流检测单元 24 根据从接收单元 22 接受到的回波信号检测血流信号,生成血流数据。血流信号的检测通常通过 CFM(Color Flow Mapping:彩色血流成像)来进行。此时,对血流信号进行解析,并对多点求得平均速度、分散、能量等血流信息作为血流数据。

[0047] RAW 数据存储单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 接受到的多个 B 模式数据,生成作为三维超声波扫描线上的 B 模式数据的 B 模式 RAW 数据。并且,RAW 数据存储单元 25 使用从血流检测单元 24 接受到的多个血流数据,生成作为三维超声波扫描线上的血流数据的血流 RAW 数据。另外,也可以以良好地进行降噪或图像连接为目的,在 RAW 数据存储单元 25 后插入三维滤波器,进行空间上的平滑。

[0048] 体数据生成单元 26 通过执行 RAW-体素转换,根据从 RAW 数据存储单元 25 接受到的 B 模式 RAW 数据,生成 B 模式体数据。该 RAW-体素转换通过添加了空间位置信息的插补处理,生成 B 模式体素数据。同样地,体数据生成单元 26 通过执行 RAW-体素转换,根据从 RAW 数据存储单元 25 接受到的血流 RAW 数据,生成流流体数据。

[0049] NT 测量辅助处理单元 27 根据来自控制处理器 29 的控制,对于在体数据生成单元 26 中生成的体数据,执行依照后述的 NT 测量辅助功能的处理。

[0050] 图像处理单元 28 对于从体数据生成单元 26、NT 测量辅助处理单元 27 接受的体数据,进行体绘制、多断面转换显示(MPR:multi planar reconstruction(多平面重建))、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection(最大密度投影))等规定的图像处理。另外,也可以以良好地进行降噪或图像连接为目的,在图像处理单元 28 后插入二维滤波器,进行空间上的平滑。

[0051] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 29 从存储单元 31 读出用于实现后述的 NT 测量辅助功能的专用程序并将其展开在自身具有的存储器上,执行与各种处理有关的运算、控制等。

[0052] 显示处理单元 30 对于在图像处理单元 28 中所生成、处理的各种图像数据,执行动态范围、亮度(明亮度(brightness))、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等各种。

[0053] 存储单元 31 保管用于实现后述的 NT 测量辅助功能的专用程序、诊断信息(患者 ID、医师的观察结果等)、诊断协议、发送接收条件、用于实现散斑消除功能的程序、体标生成程序及其他数据组。并且,根据需要也可以用来保管 RAW 数据存储单元 25 中的图像等。存

储单元 31 的数据也可以经由接口单元 32 转送至外部周边装置。

[0054] 接口单元 32 是与输入装置 13、网络、新外部存储装置（未图示）有关的接口。由该装置取得的超声波图像等的数据和解析结果等可通过接口单元 32 经由网络转送至其他装置。

[0055] （NT 测量辅助功能）

[0056] 接着，针对本超声波诊断装置 1 具有的 NT 测量辅助功能进行说明。该功能是辅助使用了由超声波诊断装置取得的体数据进行高精度 NT 测量的功能。

[0057] 另外，在以下说明中，将对于在体数据生成单元 26 中生成的超声波图像，执行依照 NT 测量辅助功能的处理（NT 测量辅助处理）的情况作为例子。然而，并不拘泥于此，例如，也可以对输入到体数据生成单元 26 之前的 RAW 数据执行 NT 测量辅助处理。图 2 示出了该情况的超声波诊断装置 1 的方框结构图的一个例子。

[0058] 图 3 为表示本 NT 测量辅助处理流程的流程图。以下，针对各步骤中的处理内容进行说明。

[0059] [输入接受患者信息、发送接收条件：步骤 S1]

[0060] 经由输入装置 13 执行患者信息的输入、发送接收条件（用于决定被扫描区域的大小的视角、焦点位置、发送电压等）、用于超声波扫描被检体的规定区域的摄像模式、扫描序列等的选择（步骤 S1）。输入、选择的各种信息、条件等自动地存储至存储单元 31。

[0061] [取得体数据：步骤 S2]

[0062] 使超声波探头 12 接触孕妇的希望的位置，将包含胎儿的至少一部分的三维区域作为被扫描区域执行超声波扫描，取得超声波数据。所取得的超声波数据经由超声波接收单元 22 逐次发送至 B 模式处理单元 23。B 模式处理单元 23 执行对数放大处理、包络线检波处理等，对各帧生成信号强度用亮度表现的图像数据。RAW 数据存储器 25 使用从 B 模式处理单元 23 接受到的多个 B 模式数据，生成 B 模式 RAW 数据。体数据生成单元 26 通过对从 RAW 数据存储器 25 接受到的 B 模式 RAW 数据执行 RAW- 体素转换，从而生成 B 模式体数据（步骤 S2）。

[0063] [生成、显示矢状断面图像：步骤 S3]

[0064] 接着，图像处理单元 28 使用所生成的体数据，生成包含 NT 区域（与胎儿的 NT 对应的区域）的胎儿的矢状断面图像。所生成的矢状断面图像以规定的形态显示在监视器 14 上（步骤 S3）。

[0065] [设定矢状断面图像的基准区域、基准点：步骤 S4]

[0066] 例如，如图 4 所示，当经由输入装置 13，选择 NT 测量开始，对矢状断面图像输入 NT 区域以及显示对象区域时，图像处理单元 28 在矢状断面图像上设定 NT 区域以及显示对象区域（步骤 S4）。然而，NT 区域以及显示对象区域的输入、设定方法并不拘泥于该例子。例如，也可以通过经由输入装置 13 指定矢状断面图像上的 NT 区域内的任意一点（NT 区域的中心附近的点等），从而以该点为基准自动设定 NT 区域。并且，也可以以设定的 NT 区域为基准自动地设定显示对象区域。

[0067] 另外，在本步骤中设定的 NT 区域以及显示对象区域可以通过来自输入装置 13 的输入，以任意定时变更其位置、大小、朝向。

[0068] [NT 数据、NT 区域的长度方向的检测：步骤 S5]

[0069] NT 测量辅助处理单元 27 根据体数据检测与设定的显示对象区域对应的显示对象数据以及与 NT 区域对应的 NT 数据（用于通过计算机处理的与 NT 区域对应的数据）。并且，NT 测量辅助处理单元 27 使用检测出的 NT 数据，检测 NT 区域的长度方向（NT 方向）（步骤 S5）。

[0070] 另外，与 NT 区域对应的 NT 数据的检测方法并没有特别限定。例如，可以采用基于体素值的阈值处理（分割处理）、一边在显示对象区域内将矢状断面向画面纵深方向（胎儿的左右方向）移动一边在各断面内检测 NT 区域的边界等各种方法。

[0071] [视线方向的决定 : 步骤 S6]

[0072] 接着，NT 测量辅助处理单元 27 决定用于 NT 方向的厚度测量以及绘制的视线方向作为 NT 方向的法线方向（步骤 S6）。另外，在本实施方式中，如图 5 所示，将图像上部或右侧设为视点，将从腹侧向背侧的视线方向作为 NT 方向的法线方向采用。然而，作为视线方向，可采用从背侧向腹侧的方向以及从腹侧向背侧的方向任何一个方向，无论在怎样的状态（上下朝向、左右朝向）下描绘胎儿都能够测量。并且，也可以在例如矢状断面图像上的希望的位置上指定视线方向的基准点，根据该视线方向的基准点与 NT 方向来决定视线方向。此时，例如，如图 6 所示，优选显示表示 NT 方向的标线与被指定的视线方向的基准点，显示从该视线方向的基准点引至标线的垂线作为视线方向。并且，视线方向并不限定为 NT 方向的法线方向，例如也可以是以 NT 方向为基准唯一地决定的方向。

[0073] [测量与视线方向有关的 NT 的厚度 : 步骤 S7]

[0074] 接着，NT 测量辅助处理单元 27 使用 NT 数据以及视线方向，计算视线方向的 NT 的厚度（步骤 S7）。另外，NT 的厚度的计算方法没有特别限定。例如，如图 7 所示，可以设定与 NT 区域内接的多个球形，将最大球体的直径作为视线方向 NT 的厚度。并且，如图 8 所示，也可以设定平行于视线方向且通过 NT 区域的多条直线，设为利用 NT 区域切下的线段的长度的最大值视线方向的 NT 的厚度。

[0075] [包含 NT 区域的三维图像的生成、显示 : 步骤 S8]

[0076] 接着，图像处理单元 28 执行使用了显示对象数据的绘制处理，生成包含 NT 区域的 Cavity 图像（空腔图像）或三维图像。此时，图像处理单元 28 如图 9 所示通过对 NT 区域内的体素分配高值（白），对其他体素分配低值（黑）、或进行灰度反转处理等，从而执行用于使 NT 区域比其他区域都明亮的强调处理。并且，图像处理单元 28 如图 10 所示根据需要对 NT 区域执行根据每个位置的厚度或方差值分配不同色彩或浓度（亮度）等彩色映射。所生成的三维图像以规定的形态显示在监视器 14 上（步骤 : S8）。

[0077] [视线方向、NT 数据的朝向的调整 : 步骤 S9]

[0078] 在 NT 测量中胎儿的倾斜不正确时，生成并显示的 NT 区域例如如图 11 所示以不完整的形状等来显示。在该情况下，可以通过调整视线方向、NT 数据的朝向、矢状断面图像的位置以及朝向中的至少一个，从而以完整的形状等显示 NT 区域。

[0079] 即，图像处理单元 28 响应来自输入装置 13 的输入，以使例如 NT 厚度为最大的位置成为显示对象区域的中心的方式，变更视线方向、NT 数据的朝向、矢状断面图像的位置以及朝向中的至少一个。并且，NT 测量辅助处理单元 27、图像处理单元 28 分别使用变更后的视线方向、NT 数据等，再次执行步骤 S7、S8。重复执行这些处理直到取得希望的三维图像为止。

[0080] 另外,优选一边视认被显示的矢状断面图像或三维图像一边调整 NT 数据或矢状断面图像的朝向,以使得其变更角度(倾斜)不要变得过大。并且,通过预先限制可动范围,可以防止必要以上的变更。并且,例如 NT 的厚度为最大的位置不在显示对象区域的中心的情况也可以通过在装置侧来进行判定。该情况下,也可以通过显示例如图 12 所示的角度调整用的图标,利用色彩明示要调整的角度方向,从而积极地促使角度调整。

[0081] [NT 的最大值以及三维图像的输出:步骤 S10]

[0082] 所生成的三维图像以及所计算出的 NT 厚度以规定的形态被输出,并自动地保存至存储单元 31(步骤 S10)。在与本实施方式相关的超声波诊断装置中,例如用图 13A 所示的形态,将矢状断面图像、包含 NT 区域的三维图像、NT 厚度显示在监视器 14 上。在 NT 区域内有数个凹凸且厚的地方时,设显示厚度的最大值(图 13A 的矢状断面图像上的箭头标记显示出最大值的测量位置)。另外,NT 厚度的显示形态并不拘泥于图 13A 的例子。例如,可以如图 13B 所示,在图像上用线段 L 来显示要测量的 NT 厚度,使用该线段指定测量范围。另外,例如,如图 13C 所示,也可以在图像上显示规定测量范围的一端与另一端的指针 P,使用该指针测量 NT 厚度,并以规定的形态(图 13C 的例子中,画面左下方)显示所取得的值。

[0083] 并且,例如,图 14 所示,也可以通过在所显示的三维图像上进一步选择作为 NT 测量对象的范围,从而求出更高精度的测量值。并且,例如,如图 15、图 16 所示,优选在三维图像也标记显示出与最大值对应的位置。

[0084] 另外,预先输入或测量出的 GA 不是 $11 \text{ 周} \leq \text{GA} < 14 \text{ 周}$ 时或测量出的 CRL 不是 $45 \text{ mm} < \text{CRL} < 84 \text{ mm}$ 时,优选显示其含义的消息、或对测量值附加表示其含义的规定的标记。

[0085] (效果)

[0086] 根据以上所述的本超声波诊断装置,通过超声波扫描包含 NT 区域的胎儿的三维区域取得体数据,对该体数据取得的矢状断面设定基准区域或基准点。并且,使用所设定的基准区域或基准点检测 NT 数据以及 NT 方向,使用 NT 方向决定视线方向,并测量与视线方向有关的 NT 区域的最大厚度。因此,相比使用二维图像的传统测量,可以更正确地测量 NT 区域的最大厚度。

[0087] 并且,根据本超声波诊断装置,通过对 NT 区域内的体素分配高值(白)、对其他体素分配低值(黑)、或进行灰度反转处理等,生成并显示与其他区域相比 NT 区域被强调了的三维图像、或对 NT 区域执行了根据每个位置的厚度、方差值分配不同色彩或浓度(亮度)等彩色映射的三维图像。因此,可以提供高视认性的三维图像,可以有利于提高 NT 测量的诊断质量。

[0088] 虽然已经描述了某些实施例,但是这些实施例只是以示例的方式呈现,并不是为了限制本发明的范围,实际上,这里描述的新颖的方法和系统可以以各种其他形式实施;此外,可以在不偏离本发明的精神的情况下,进行这里描述的方法和系统的形式方面的各种省略、替换和改变。所附的权利要求及其等同物旨在覆盖这些形式和改变,只要这些形式或改变落在本发明的范围和精神之内。

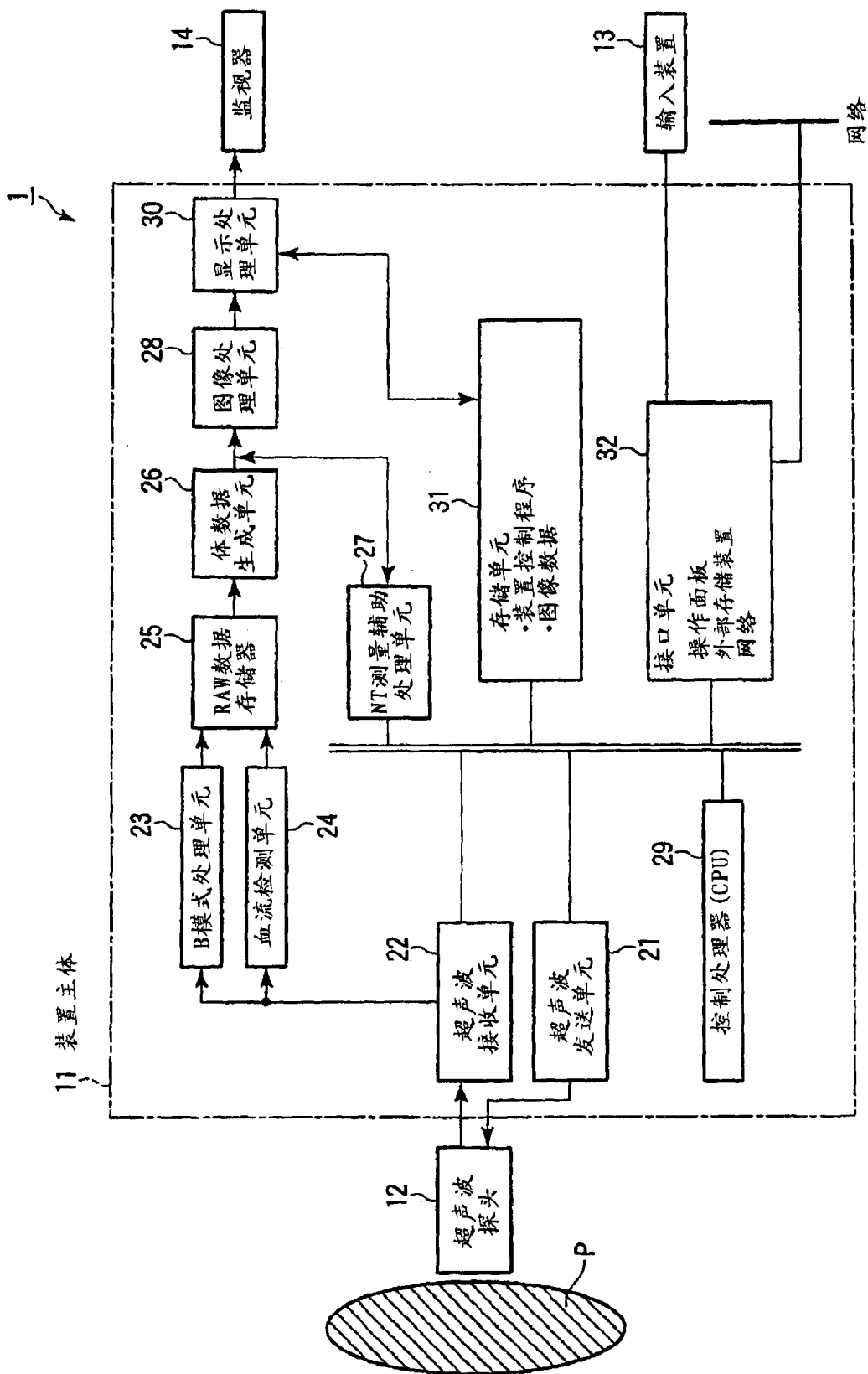


图 1

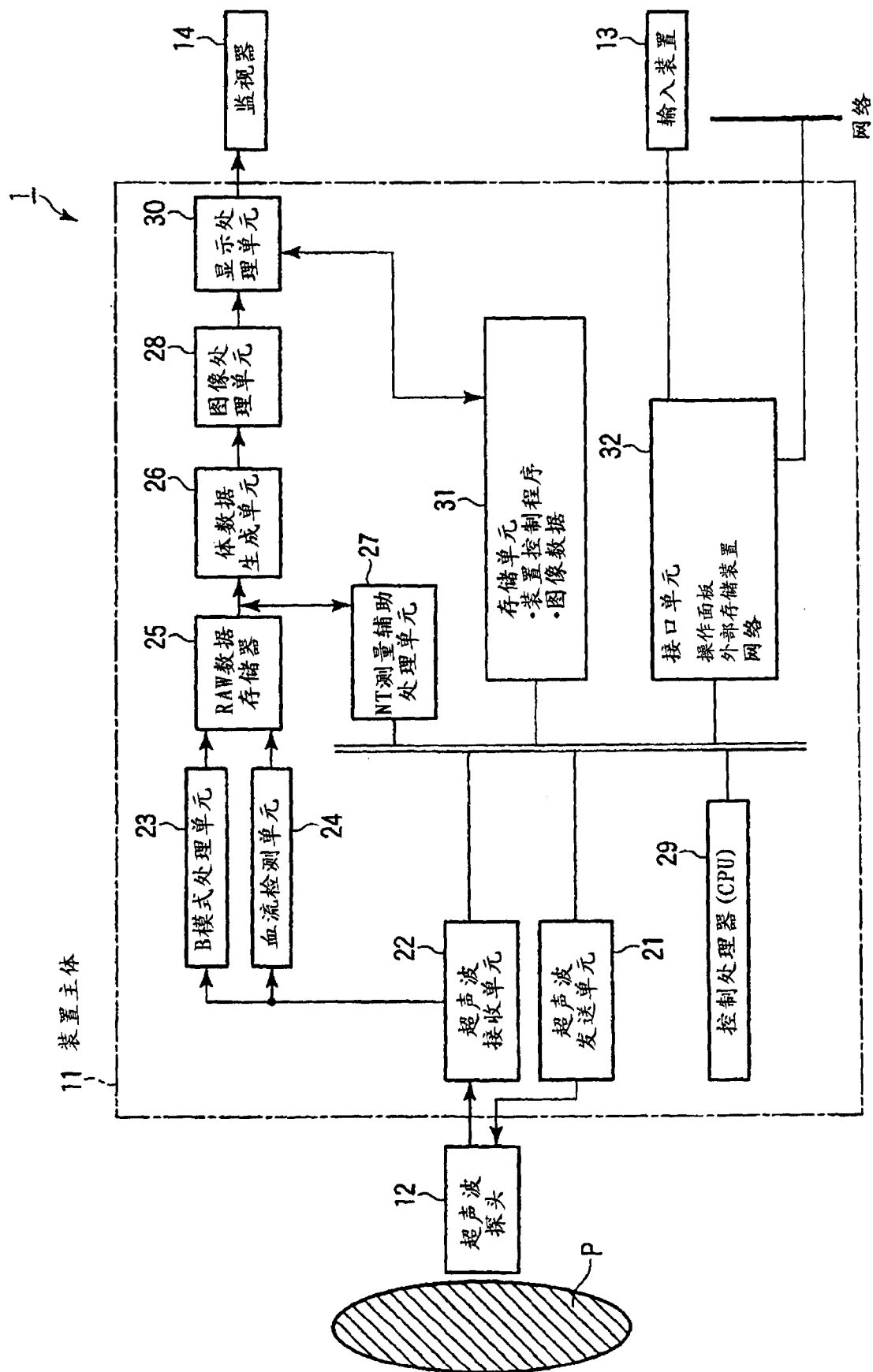


图 2

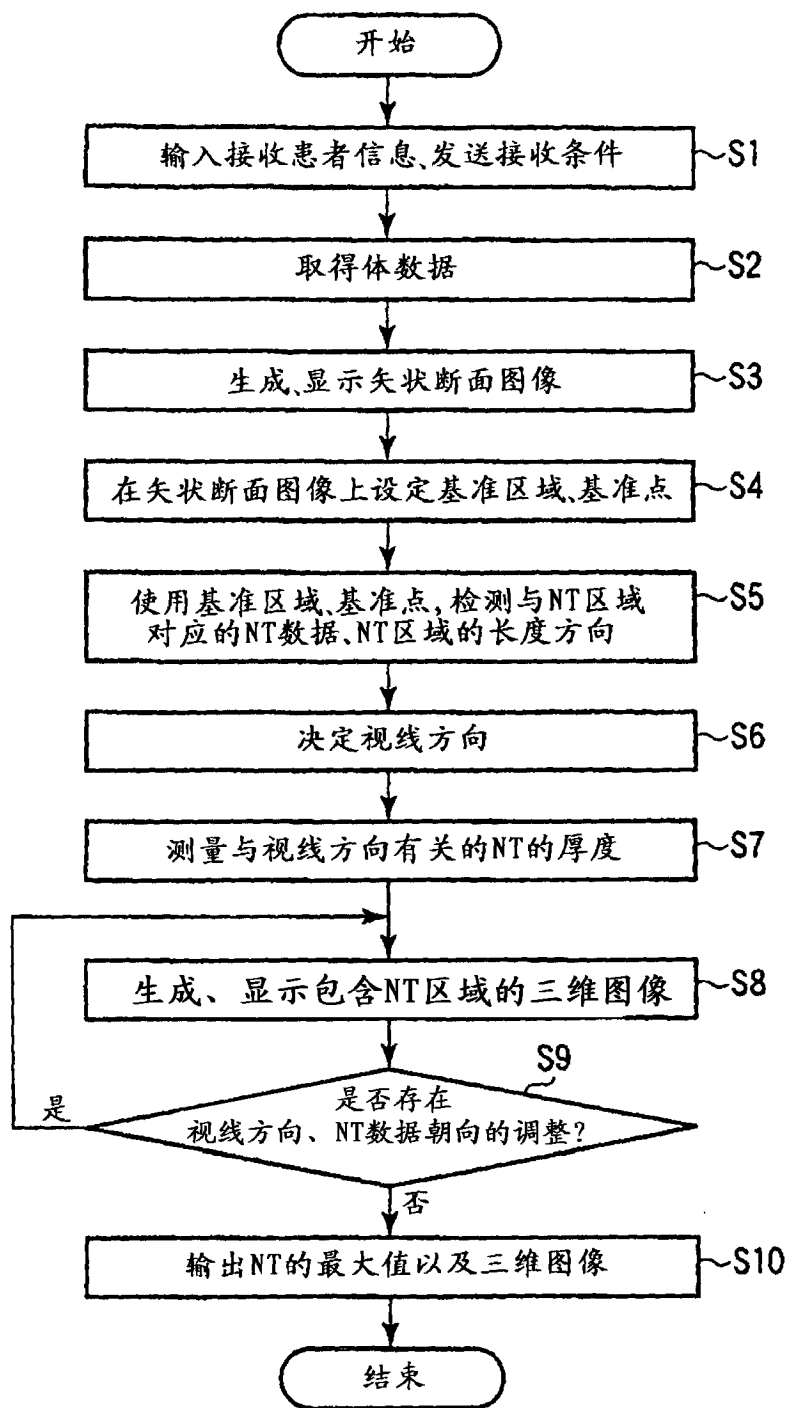


图3

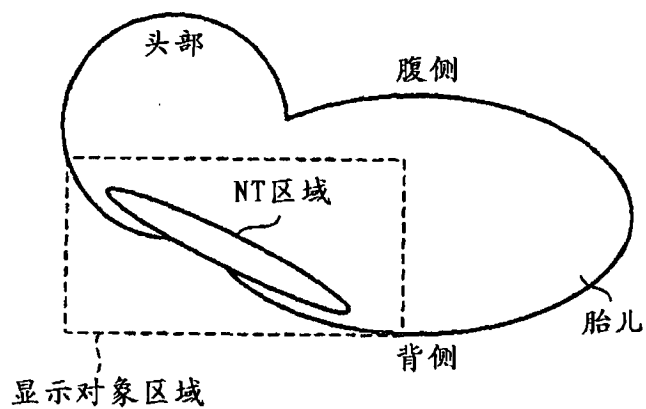


图 4

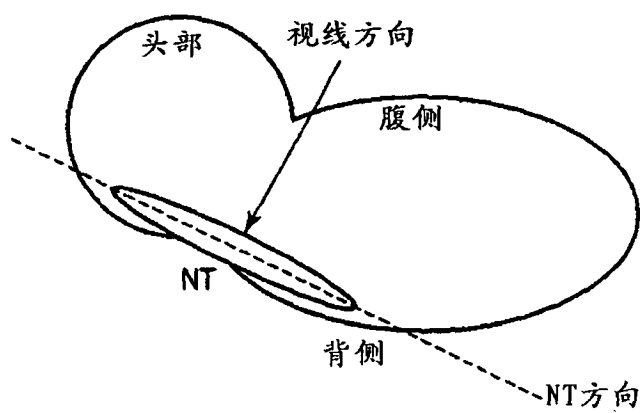


图 5

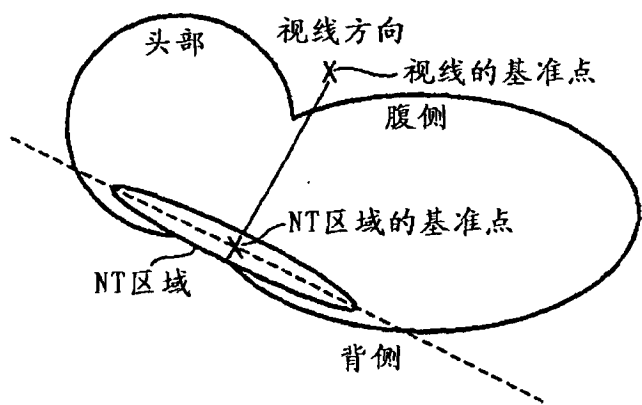


图 6

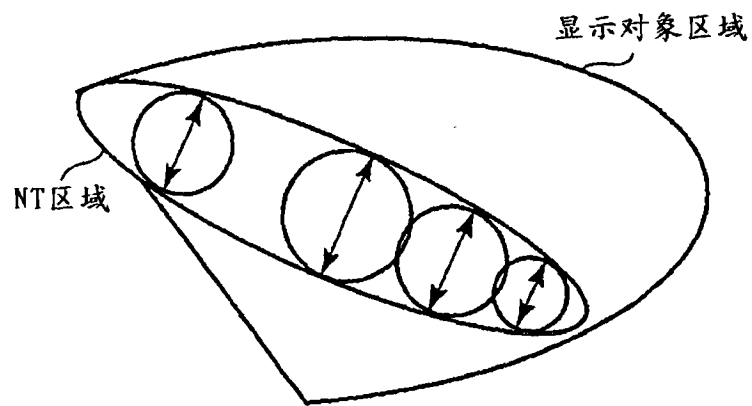


图 7

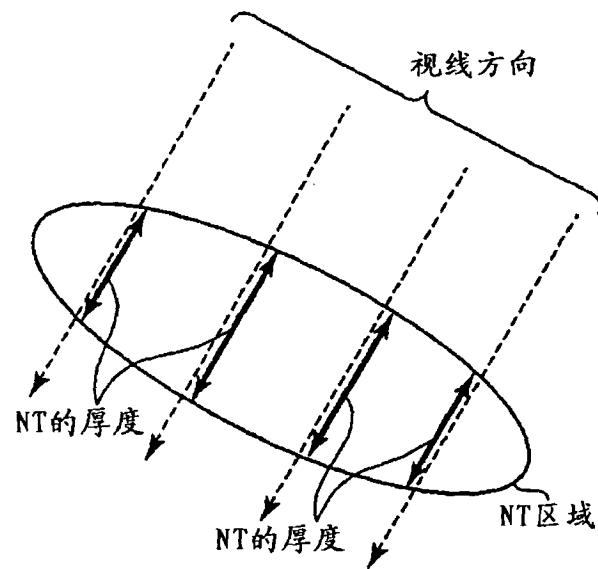


图 8

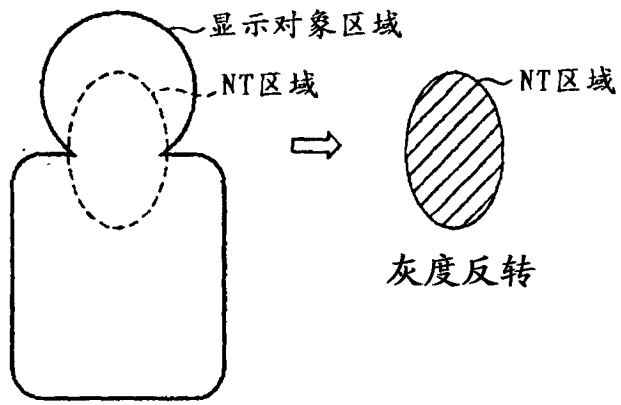


图 9

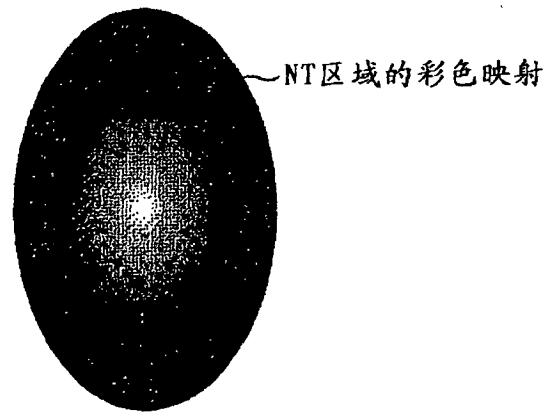


图 10

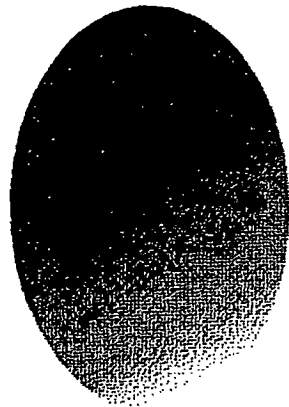


图 11

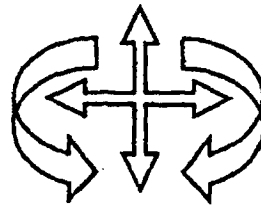


图 12

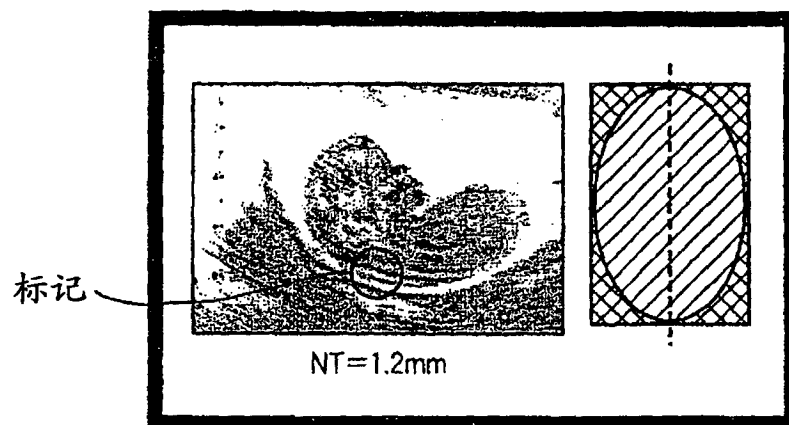


图 13A

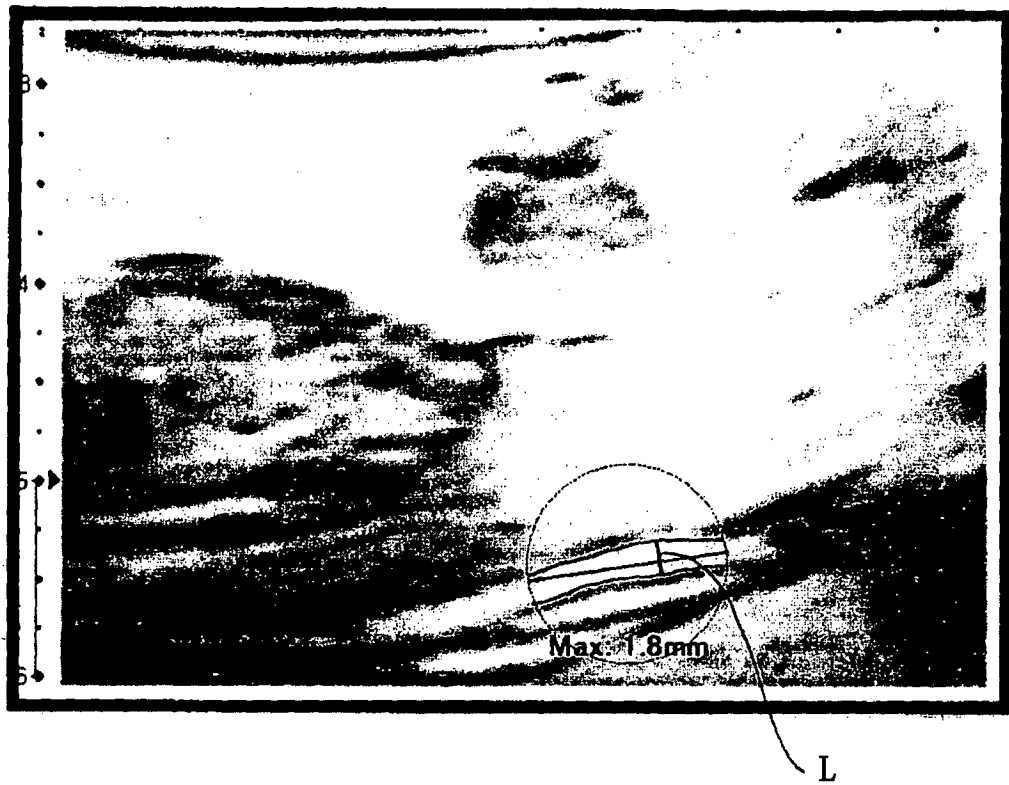


图 13B

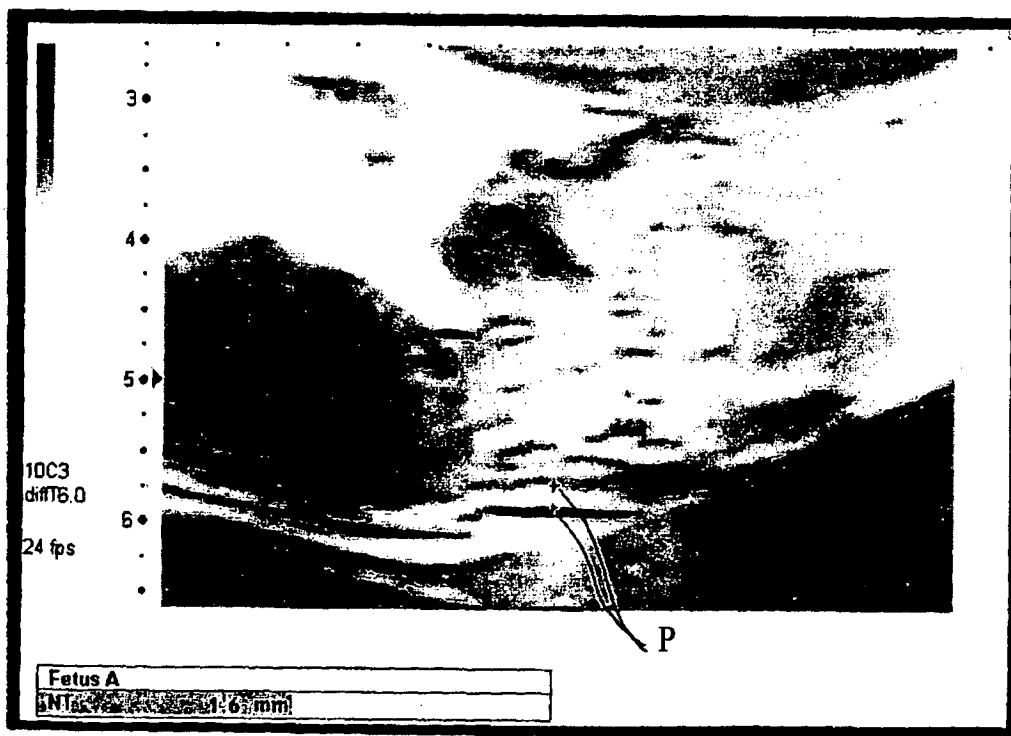


图 13C

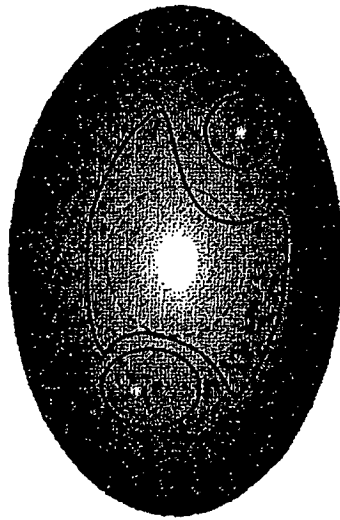


图 14

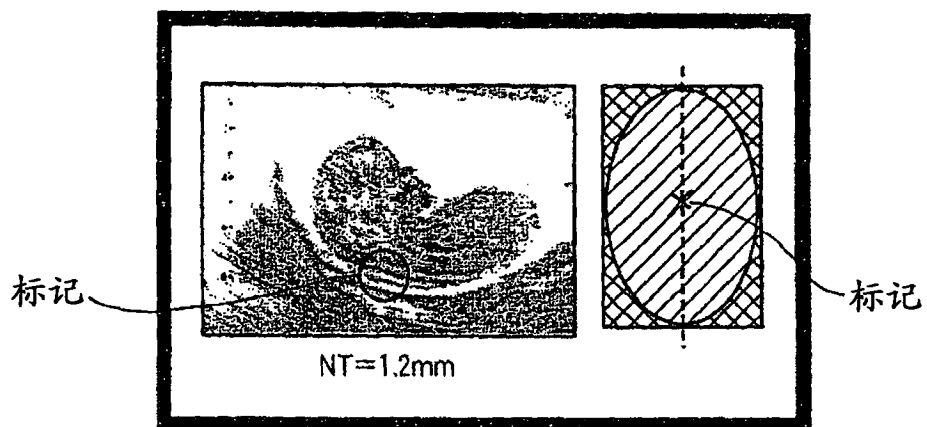


图 15

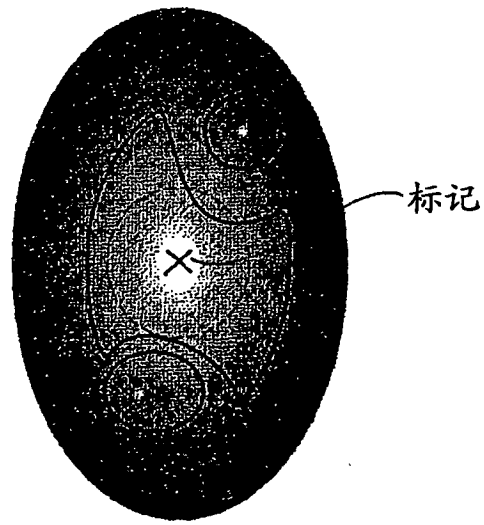


图 16