



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1742682 B

(45) 授权公告日 2012.06.13

(21) 申请号 200410087445.4

(22) 申请日 2004.09.03

(73) 专利权人 株式会社美蒂森

地址 韩国江原道洪川郡

(72) 发明人 权义哲 李载根

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 刘宗杰 叶恺东

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1492313 A, 2004.04.28, 全文.

US 2004/0138560 A1, 2004.07.15, 说明书第
0004 段至说明书第 0108 段、附图 1-3.

EP 1046929 A2, 2000.10.25, 全文.

审查员 黄曦

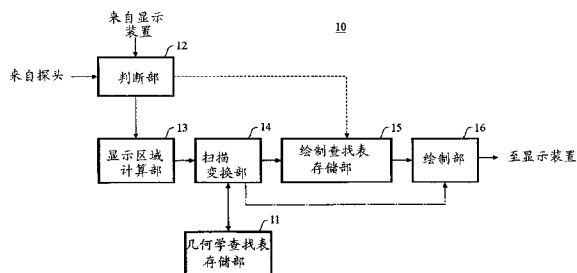
权利要求书 3 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

实时三维超声波诊断系统用绘制装置及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种实时三维超声波诊断系统用绘制装置及其方法,目的是提供一种下述的实时三维超声波诊断系统用绘制装置及其方法,通过根据显示目标体的超声波影像的视图操作是否进行来区分关于目标体的绘制方法并进行绘制,由此可以提高实时绘制三维超声波影像和与其对应的二维超声波影像的速度以及对 3 维数据进行扫描变换的速度。



1. 一种用于实时三维超声波诊断系统的绘制装置,所述装置包括:

第一查找表存储单元,配置成存储与视图的三维正交坐标相匹配的标引值和与所述标引值对应的预定反正切值;

判断单元,配置成接收目标体的三维数据,并判断所述三维数据是否被初始接收以及所述三维数据的显示区域有无变化;

计算单元;

扫描变换单元;

第二查找表存储单元;以及

绘制单元;

其中,如果确定所述三维数据是初始接收的,则:

所述判断单元配置成将所述三维数据传输到所述计算单元,

所述计算单元配置成计算所述显示区域,

所述扫描变换单元配置成搜索所述第一查找表存储单元查找与所述显示区域的三维正交坐标匹配的标引值和与所述标引值对应的预定反正切值,以便通过将所述所搜索预定反正切值应用到以下三维正交坐标视图的公式而获得与所述显示区域的三维正交坐标对应的圆锥坐标,并将在对应圆锥坐标的三维数据变换为所述显示区域的三维正交坐标

$$R = \sqrt{y^2 + z^2} - a$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{x}{R}\right), r = \sqrt{x^2 + R^2} - b$$

其中: β 为探头内步进电动机的旋转角度范围中的扫描观测角度, β 在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的范围内; σ 为被所述探头扫描的二维影像的宽度角度范围中的探头观测角度, σ 在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的范围内; r 是开始获得超声波影像的点与所述超声波影像内任意三维数据之间的距离; a 是所述扫描观测角度的顶点与所述探头观测角度的顶点之间的距离; b 是所述探头观测角度的顶点与所述开始获得所述超声波影像的点之间的距离;以及 x 、 y 和 z 分别是所述三维正交坐标的 X 轴、 Y 轴和 Z 轴上的值,

所述第二查找表存储单元配置成存储所述所搜索标引值和所述三维数据的位置,并且所述绘制单元配置成绘制所述所变换三维数据以显示超声波影像,

其中,如果确定所述三维数据不是初始接收的且所述显示区域没有变化,则:

所述判断单元配置成将所述三维数据传输到所述第二查找表存储单元,

所述第二查找表存储单元配置成将来自所述判断单元的所述所传输三维数据中、存在于所述第二查找表存储单元中所存储的圆锥坐标的数据传输到所述绘制单元,并且

所述绘制单元配置成绘制来自所述第二查找表存储单元的所述所传输数据,

其中,如果确定所述三维数据不是初始接收的且利用视图操作使所述显示区域有变化,则:

所述判断单元配置成向所述计算单元传输用于形成已显示超声波影像的三维数据,

所述计算单元配置成计算依照视图操作信息从所述三维数据变换的超声波影像的显示区域并将所述所计算显示区域与所述三维数据传输到所述扫描变换单元,

所述扫描变换单元配置成搜索所述第一查找表存储单元查找与所述所计算显示区域的三维正交坐标匹配的标引值和与所述标引值对应的预定反正切值,以便通过将所述所搜

索预定反正切值应用到所述公式而获得与所述所计算显示区域的三维正交坐标对应的圆锥坐标, 计算所述三维数据在所述所获圆锥坐标的位置, 将所述圆锥坐标的三维数据变换到所述所计算显示区域的三维正交坐标并向所述绘制单元传输所述三维正交坐标的所述所变换三维数据, 并且

所述绘制单元配置成绘制所述三维正交坐标的所述所变换三维数据。

2. 如权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述预定反正切值是 $\tan^{-1}(y/z)$ 和 $\tan^{-1}(x/R)$, 所述第一查找表存储单元并列处理 x 、 y 和 z 的预定值并存储从所述公式计算出的 $\tan^{-1}(y/z)$ 和 $\tan^{-1}(x/R)$ 的值。

3. 一种用于实时三维超声波诊断系统的绘制方法, 所述方法包括以下步骤:

a) 把与视图的三维正交坐标相匹配的标引值和与所述标引值对应的预定反正切值存储在所述第一查找表中;

b) 接收目标体的三维数据;

c) 判断所述三维数据是否被初始接收且所述三维数据的显示区域有无变化;

d) 如果在步骤 c) 确定所述三维数据是初始接收的, 则:

d1) 计算所述三维数据的显示区域

d2) 搜索所述第一查找表查找与所述显示区域的三维正交坐标匹配的标引值和与所述标引值对应的预定反正切值,

d3) 通过将所述所搜索预定反正切值应用到以下三维正交坐标视图的公式而获得与所述显示区域的三维正交坐标对应的圆锥坐标

$$R = \sqrt{y^2 + z^2} - a$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{x}{R}\right), r = \sqrt{x^2 + R^2} - b$$

其中: β 为探头内步进电动机的旋转角度范围中的扫描观测角度, β 在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的范围内; σ 为被所述探头扫描的二维影像的宽度角度范围中的探头观测角度, σ 在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的范围内; r 是开始获得超声波影像的点与所述超声波影像内任意三维数据之间的距离; a 是所述扫描观测角度的顶点与所述探头观测角度的顶点之间的距离; b 是所述探头观测角度的顶点与所述开始获得所述超声波影像的点之间的距离; 以及 x 、 y 和 z 分别是所述三维正交坐标的 X 轴、 Y 轴和 Z 轴上的值,

d4) 计算所述三维数据在所述所获圆锥坐标的位置,

d5) 变换在所述所计算位置的所述目标体的三维数据,

d6) 将所述所搜索标引值和所述目标体的三维数据的位置存储在第二查找表中, 且

d7) 绘制所述所变换三维数据以显示超声波影像,

e) 如果在步骤 c) 确定所述三维数据不是初始接收的且所述显示区域没有变化, 则:

e1) 将所述三维数据存储到所述第二查找表中, 且

e2) 绘制所述第二查找表所存储的三维数据中存在于圆锥坐标的数据,

f) 如果在步骤 c) 确定所述三维数据不是初始接收的且利用视图操作使所述显示区域有变化, 则:

f1) 传输用于形成已显示超声波影像的三维数据,

f2) 计算依照视图操作信息从所述三维数据变换的超声波影像的显示区域,

f3) 搜索所述第一查找表查找与所述所计算显示区域的三维正交坐标匹配的标引值和与
与
所述标引值对应的预定反正切值,

f4) 通过将所述所搜索预定反正切值应用到所述公式而获得与所述所计算显示区域的
三维正交坐标对应的圆锥坐标,

f5) 将对应圆锥坐标的三维数据变换到所述所计算显示区域的三维正交坐标,并

f6) 绘制所述三维正交坐标的所述所变换三维数据。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其中,所述预定反正切值是 $\tan^{-1}(y/z)$ 和 $\tan^{-1}(x/R)$,

步骤 a) 还包括并列处理 x 、 y 和 z 的预定值并存储从所述公式计算出的 $\tan^{-1}(y/z)$ 和
 $\tan^{-1}(x/R)$ 的值。

实时三维超声波诊断系统用绘制装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及实时三维超声波诊断系统,特别是涉及绘制三维超声波影像的装置和方法。

背景技术

[0002] 通常,实时三维超声波诊断系统作为实时提供由现有的二维影像所不能提供的空间信息和解剖学形态等临床信息的医疗装备,现在正在趋向于普及推广到妇产科、内科等。这样的实时三维超声波诊断系统是一种下述的医疗装备:通过扫描变换被探头(probe)接收的关于目标体(target object)的三维数据,并绘制(rendering)已扫描变换的三维数据,将目标体的三维超声波影像显示在诸如监视器(monitor)或屏幕(screen)等显示装置上,从而能够由使用者实时观察目标体的三维超声波影像。

[0003] 图1表示上述通过三维数据扫描变换和绘制而显示在监视器上的关于目标体的视图(view)1。如图1所示,视图1由目标体的三维超声波影像2、表示三维超声波影像2正面的冠状视图(coronal view)的二维超声波影像3、显示三维超声波影像2侧面的矢状视图(sagittlview)的二维超声波影像4和显示三维超声波影像2上面的轴视图(axialview)的二维超声波影像5构成。在视图1的超声波影像2~5中如果使用者使任何一个超声波影像移动,则其余的超声波影像也同时移动。

[0004] 使用者可以通过在操作显示超声波影像2~5的视图1(以下称“操作状态”)或什么操作也不进行的状态(以下称“静止状态”)下观察超声波影像2~5,来获得关于目标体的临床信息。操作状态是指使视图1的超声波影像2~5移动、扩大、缩小、旋转或挪动超声波影像2~5的感兴趣区域(Region ofInterest)框(未示出)等视图操作。可是因为在操作状态中,不仅在为了把形成超声波影像2~5的三维数据扫描变换为表现在三维正交坐标系中的视图1而进行的反正切三角函数(arc tangent)运算中需要很多的处理时间,而且,由于通过影像操作进行超声波影像的变换,从而在各自的三维正交直角坐标中扫描变换的三维数据的位置发生移动,所以就增加了必需处理的数据量。下面参照图2说明这样的三维数据与三维数据作为超声波影像2~5显示的视图1之间的关系。

[0005] 图2a是使用表现在三维正交坐标系中的视图来表示关于目标体的任意三维数据的图,图2b是用Y-Z正交坐标表示在图2a中所示的任意的三维数据的图,图2c是使用X-R正交坐标来表示图2a中所示的任意三维数据的图。在此,X轴、Y轴和Z轴是构成视图的三维正交坐标系的轴,R轴是从获得三维超声波影像的部分向X轴正交的轴。

[0006] 一边通过机构(mechanical arm)移动,一边通过步进电动机(steping motor)旋转的机械扫描(scanning)方式的探头所接收的关于目标体的三维数据实际上存在于三维空间坐标,例如由图2a所示的圆锥坐标(cone coordinates)的位置上。即,通过将存在于圆锥坐标位置上的三维数据扫描变换成视图的三维正交坐标,并绘制已扫描变换的三维数据,由此,使用者就可以观察在视图上显示的超声波影像。这样,通过进行下式1就能获得扫描变换成视图的三维正交坐标的三维数据所位于的正确的圆锥坐标(β 、 σ 、 r)。

$$[0007] \quad R = \sqrt{y^2 + z^2} - a$$

$$[0008] \quad \beta = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right), \sigma = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1}\left(\frac{x}{R}\right), r = \sqrt{x^2 + R^2} - b \cdots \text{式 1}$$

[0009] 式中, 作为探头内步进电动机的旋转 (swing) 角度范围, 即作为扫描观测角度 (scan viewing angle), β 是在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 之间的角度, 作为被探头扫描的二维影像的宽度 (width) 的角度范围, 即作为探头观测角度 (probe viewing angle), σ 是在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 之间的角度, r 是从获得超声波影像的部分到超声波影像内的任意的三维数据的距离, a 是从扫描观测角度的顶点到探头观测角度的顶点的距离, b 是从探头观测角度的顶点到获得三维超声波影像的部分的距离。而 x 、 y 和 z 是构成视图的 X 轴、Y 轴和 Z 轴上的所有的值。

[0010] 另外, 在操作状态下, 为了寻找作为由视图操作而变换的超声波影像被再次显示的三维数据的正确圆锥坐标, 必需再进行式 1 的运算, 所以存在不能实时地绘制通过视图操作而变换的超声波影像的问题。

[0011] 另外, 在不进行显示超声影像的视图操作的静止状态, 即使实时地绘制三维超声波影像及其关于三维超声波影像的二维超声波影像, 依然存在着用于将 三维数据扫描变换成视图的三维正交坐标的处理速度减慢的问题。

发明内容

[0012] 本发明是为解决上述问题而提出的, 其目的是提供一种实时三维超声波诊断系统用绘制装置和方法, 不仅能提高根据显示目标体的超声波影像的视图操作是否进行来实时地绘制三维超声波影像及关于三维超声波影像的二维超声波影像的速度, 还能提高扫描变换三维数据的速度。

[0013] 根据为了实现上述目的的本发明的特征, 本发明提供一种下述的实时三维超声波诊断系统用绘制装置, 作为实时三维超声波诊断系统用绘制装置, 该装置包括: 第 1 查找表存储单元, 用于存储与视图的三维正交坐标相匹配的标引值 (indices) 和与标引值对应的预先确定的值; 判断单元, 用于接收关于目标体的三维数据并判断关于目标体的三维数据作为超声波影像显示的区域有无变换; 用于计算显示区域的显示区域计算单元; 扫描变换单元, 用于扫描变换关于目标体的三维数据; 以及绘制单元, 用于根据上述显示区域有无变换来绘制已扫描变换的三维数据。

[0014] 此外, 根据本发明的其他特征, 本发明提供了一种下述的实时三维超声波诊断系统用绘制方法, 作为实时三维超声波诊断系统用绘制方法, 该方法包括: 把与视图的三维正交坐标相匹配的标引值和与标引值对应的预先确定的值存储在第 1 查找表中的步骤; 接收关于目标体的三维数据并判断关于目标体的三维数据作为超声波影像显示的区域有无变换的步骤; 计算显示区域的步骤; 扫描变换关于目标体的三维数据的步骤; 以及根据上述显示区域有无变换来绘制已扫描变换的三维数据的步骤。

附图说明

[0015] 图 1 是用于说明被实时三维超声波诊断系统用显示装置显示的超声波影像的图。

[0016] 图 2a 是用于在三维正交坐标系中说明三维超声波影像内的任意的三维数据的图。

[0017] 图 2b 是用于在 Y-Z 正交坐标中说明图 2a 中所示的任意的三维数据的图。

[0018] 图 2c 是用于在 X-R 正交坐标中说明图 2a 中所示的任意的三维数据的图。

[0019] 图 3 是本发明的一实施例的实时三维超声波诊断系统用绘制装置的概略方框图。

具体实施方式

[0020] 以下参照图 3 详细说明本发明的一实施例。

[0021] 图 3 表示本发明的一实施例的实时三维超声波诊断系统用绘制装置。实时三维超声波诊断系统用绘制装置 10 包括：几何学查找表 (Geometry Look-UpTable) 存储部 11、判断部 12、显示区域计算部 13、扫描变换部 14、绘制查找表存储部 15 和绘制部 16。

[0022] 几何学查找表存储部 11 生成并存储包含标引值 (index) 和与各个标值对应的反正切三角函数运算结果值的几何学查找表。以下说明生成几何学查找表的过程。

[0023] 首先,进行用于提高把探头接收的三维数据扫描变换成三维正交坐标的速度的反正切三角函数 ($\tan^{-1}(y/z)$ 和 $\tan^{-1}(x/R)$) 的运算。上述反正切三角函数公式中的 x 、 y 和 z 是预先设定的值, R 如同用以前所述的式 1 那样根据预先设定的 x 、 y 和 z 计算出。下表 1a 和表 1b 公开了通过并列处理在预先设定的视图的 Y 轴上存在的任意 4 个 y 坐标和 Z 轴上存在的任意的 4 个 z 坐标获得 4 个 R 值后,通过并列处理在 X 轴上存在的任意 4 个 x 坐标和 R 值后计算 r 的例子。

[0024] 表 1a

[0025]

$m_1 = [y_4, y_3, y_2, y_1]$	将 y 值输入给 m_1
$m_5 = m_1 \times [y_4, y_3, y_2, y_1]$	m_5 为 y 的平方
$m_2 = [z_4, z_3, z_2, z_1]$	将 z 值输入给 m_2
$m_6 = m_2 \times [z_4, z_3, z_2, z_1]$	m_6 为 z 的平方
$m_7 = m_5 + m_6$	m_7 为 $y^2 + z^2$
$m_3 = \text{sqrt}(m_7)$	m_3 为 $y^2 + z^2$ 的平方根
$m_8 = m_3 - a$	m_8 为 $[R_4, R_3, R_2, R_1]$

[0026] 表 1b

[0027]

$m_0 = [x_4, x_3, x_2, x_1]$	将 x 值输入给 m_0
$m_4 = m_0 \times [x_4, x_3, x_2, x_1]$	m_4 为 x 的平方
$m_5 = [R_4, R_3, R_2, R_1]$	将 R 值输入给 m_5
$m_9 = m_4 + m_5$	m_9 为 $x^2 + R^2$
$m_{10} = \text{qrt}(m_9)$	m_{10} 为 $x^2 + R^2$ 的平方根
$m_{11} = m_{10} - b$	m_{11} 为 $[r_4, r_3, r_2, r_1]$

[0028] 表 1a 示出了通过并列处理预先设定的 y 和 z 并计算 $\tan^{-1}(x/R)$ 所需要的 R 的例子,表 1b 示出了通过并列处理由后述的扫描变换部 14 预先设定的 x 和 R 后计算任意的三维数据所位于的坐标 (β 、 σ 、 r) 的 r 的例子。特别是通过并列处理预先设定的 x 、 y 、 z 和 R ,可以有助提高三维数据的扫描变换速度。这样,通过根据预先设定的 x 、 y 、 z 和 R 计算 $\tan^{-1}(y/z)$ 和 $\tan^{-1}(x/R)$ 并把相当于 (y/z) 和 (x/R) 的标引值赋予这些已计算出的反正切三角函数运算结果值,由此,生成几何学查找表。即几何学查找表包括:相当于 $(\frac{y_1}{z_1})$ 、 $(\frac{y_2}{z_2})$ 、 $\wedge$ 、 $(\frac{y_n}{z_n})$ 的标引值,相当于 $\tan^{-1}(\frac{y_1}{z_1})$ 、 $\tan^{-1}(\frac{y_2}{z_2})$ 、 $\wedge$ 、 $\tan^{-1}(\frac{y_n}{z_n})$ 的角度,相当

于 $(\frac{x_1}{R_1})$ 、 $(\frac{x_2}{R_2})$ 、 $\wedge$ 、 $(\frac{x_n}{R_n})$ 的标引值和相当于 $\tan^{-1}(\frac{x_1}{R_1})$ 、 $\tan^{-1}(\frac{x_2}{R_2})$ 、 $\wedge$ 、 $\tan^{-1}(\frac{x_n}{R_n})$ 的角度。

[0029] 本发明的几何学查找表存储部 11 都可以用于下述状态：即，目标体的超声波影像最初在视图上显示的静止状态、新目标体的超声波影像在视图上显示的静止状态、以及通过视图操作而变换的超声波影像在视图上显示的操作状态。

[0030] 另外，本发明的判断部 12 从探头（图中未示出）接收关于目标体的三维数据或从显示装置（图中未示出）接收用于执行视图操作的信息并将与其分别对应的三维数据传送给显示区域计算部 13。

[0031] (1) F 面就接收关于目标体的三维数据并最初在视图上显示目标体的超声波影像的静止状态进行说明。

[0032] 判断部 12 把从探头最初接收关于目标体的三维数据的情形判断为静止状态，并将关于目标体的三维数据传送给显示区域计算部 13。显示区域计算部 13 计算所接收的关于目标体的三维数据作为超声波影像显示的区域，将计算后的显示区域和关于目标体的三维数据传送给扫描变换部 14。在此，显示区域是指在图 1 所示的视图 1 中实质上显示超声波影像 2～5 的区域。

[0033] 扫描变换部 14 从几何学查找表存储部 11 中检索与接收的显示区域的三维正交坐标相匹配的标引值和与标引值对应的反正切三角函数运算结果值，通过将检索的反正切三角函数运算结果用于公式 1 中，可以获得与显示区域的三维正交坐标 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、 $\dots$ 、 (x_n, y_n, z_n) 对应的圆锥坐标 (β_1, σ_1, r_1) 、 (β_2, σ_2, r_2) 、 $\dots$ 、 (β_n, σ_n, r_n) 。接着，扫描变换部 14 将位于该圆锥坐标上的三维数据扫描变换成显示区域的三维正交坐标，将扫描变换的三维数据、三维数据所位于的圆锥坐标和从几何学查找表存储部 11 中检索的标引值传送给绘制查找表存储部 15。这样，因为本发明的扫描变换部 14 不直接进行需要很多处理时间的反正切三角函数运算而利用包含在几何学查找表存储部 11 中的反正切三角函数运算结果值，通过并列处理预先设定的 x 、 y 、 z 和 R ，在寻找出任意的三维数据所位于的圆锥坐标后，扫描变换各自的三维数据，所以可以提高将关于目标体的三维数据扫描变换成显示区域的三维正交坐标的速度。

[0034] 绘制查找表存储部 15 生成并存储包含从扫描变换部 14 接收的标引值及与其对应的圆锥坐标的绘制查找表，并将位于圆锥坐标的三维数据传送给绘制部 16。这样，之所以把标引值和与其对应的圆锥坐标存储在绘制查找表存储部 15 中，是因为当处于在视图上显示新目标体的超声波影像的静止状态时，不进行关于新目标体的三维数据的扫描变换而直接进行绘制，下文中将对此进行描述。

[0035] 虽然绘制部 16 为了把从绘制查找表存储部 15 接收的三维数据投影在显示区域的三维正交坐标中并绘制目标体的超声波影像而进行对三维数据的绘制，但是，因为用于绘制三维数据的过程与通常使用的体积绘制 (volumerendering) 过程一样，所以在本说明书内省略对其详细的说明。

[0036] (2) 下面就接收关于新目标体的三维数据并在视图上显示新目标体的超声波影像的静止状态进行说明。

[0037] 如上所述，如果解除具有利用视图操作而进行的超声波影像变换的操作状态，则

即使改变要显示的目标体,新目标体的超声波影像也能显示在与以前的目标体的超声波影像相同的区域上。即,扫描变换成显示区域的三维正交坐标的、关于新目标体的三维数据跟关于以前的目标体的三维数据所位于的圆锥坐标是相同的。例如,因为第一目标体的位于圆锥坐标 (β_n, σ_n, r_n) 上的三维数据和第二目标体的位于圆锥坐标 (β_n, σ_n, r_n) 上的三维数据被扫描变换成三维正交坐标 (x_n, y_n, z_n) ,所以即使目标体变更,与显示区域的三维正交坐标相匹配的标引值也是相同的。

[0038] 如果更详细地说明,则判断部 12 将被探头接收的关于新目标体的三维数据直接传送给绘制查找表存储部 15。绘制查找表存储部 15 从判断部 12 所接收的关于新目标体的三维数据中,把存储在绘制查找表存储部 15 中的、存在于圆锥坐标位置上的三维数据传送给绘制部 16。绘制部 16 进行用于对所接收的三维数据进行绘制的体积绘制操作。

[0039] (3) 最后就在视图上显示利用视图操作而进行了变换的超声波影像的操作状态进行说明。

[0040] 实时三维超声波诊断系统 10 的使用者通过使已显示的超声波影像移动、扩大、缩小、旋转或挪动超声波影像的感兴趣区域框,来观察已变换的超声波影像,从而获得关于目标体的临床信息。

[0041] 如果更详细地说明,则判断部 12 从显示装置(图中未示出)接收用于对已显示的超声波影像进行视图操作的信息。这时已接收视图操作信息的判断部 12 不把被探头接收的关于目标体的三维数据传送给显示区域计算部 13,而将用于形成在接收视图操作信息之前已显示的超声波影像的三维数据传送给显示区域计算部 13。显示区域计算部 13 计算将接收的三维数据作为对应于视图操作信息而变换的超声波影像而显示的区域,并将已计算的显示区域与关于目标体的三维数据传送给扫描变换部 14。扫描变换部 14 从几何学查找表存储部 11 检索与已变换的显示区域的三维正交坐标相匹配的标引值和与标引值对应的反正切三角函数运算结果值,通过把这些信息应用于公式 1,就可以获得三维数据所位于的正确的圆锥坐标,该三维数据是扫描变换为已变换的显示区域的三维正交坐标的三维数据。接着,扫描变换部 14 从为了最初显示超声波影像而接收的三维数据中,在将位于该圆锥坐标的三维数据扫描变换为已变换的显示区域的三维正交坐标后,将扫描变换的三维数据直接传送给绘制部 16,绘制部 16 进行用于绘制已接收的三维数据的体积绘制操作。

[0042] 在上述的操作状态中,因为处理与从几何学查找表存储部 11 中检索的标值对应的反正切三角函数的运算结果值并扫描变换三维数据的速度比在每当显示通过视图操作而变换的三维超声波影像的区域发生变换时为生成新的绘制查找表所要求的速度快,所以可以实时地显示视图变换后的三维超声波影像和与其对应的二维超声波影像。

[0043] 虽然以上是就本发明的优选实施方式说明的,但在不超出本发明的权利要求书的范围的前提下,本领域的普通技术人员可以进行改变。

[0044] 本发明的实时三维诊断系统用绘制装置通过根据是否进行了显示目标体的超声波影像视图的操作来区分对目标体的绘制方法并进行绘制,从而可以提高实时绘制三维超声波影像和与其对应的二维超声波影像的速度。另外,通过并列处理计算视图的三维正交坐标,可以有助于提高对关于目标体的三维数据进行扫描变换的速度。



图 1

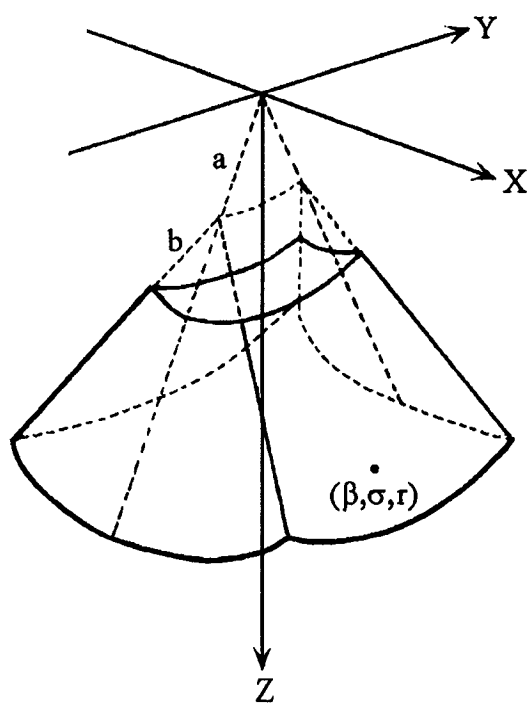


图 2a

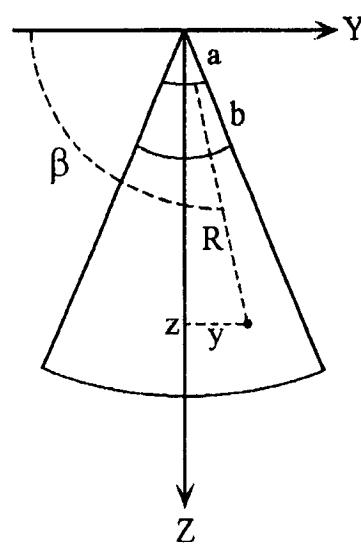


图 2b

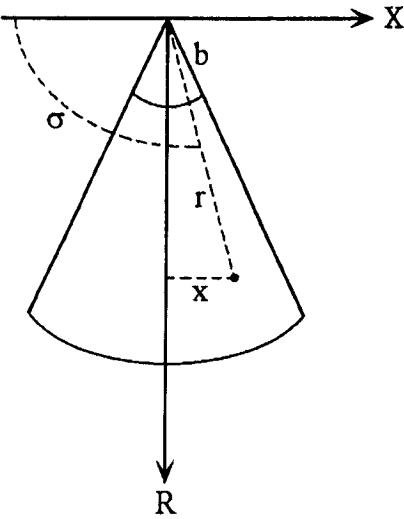


图 2c

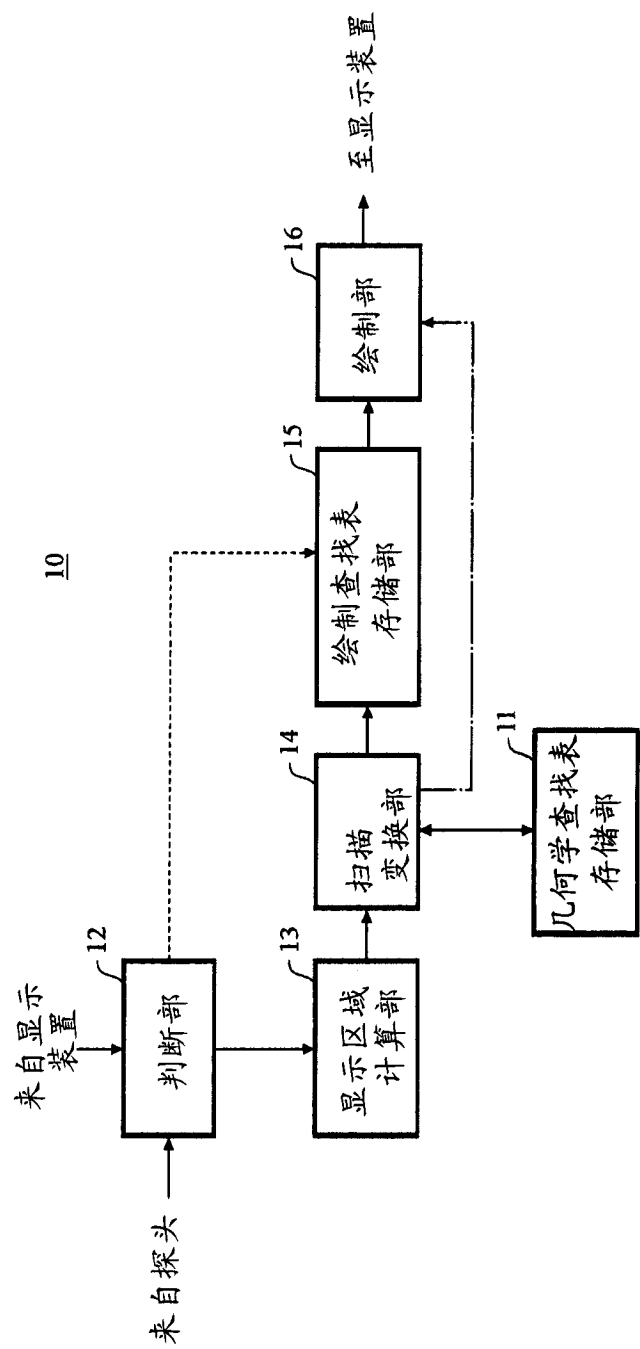


图 3

专利名称(译)	实时三维超声波诊断系统用绘制装置及方法		
公开(公告)号	CN1742682B	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	CN200410087445.4	申请日	2004-09-03
[标]发明人	权义哲 李载根		
发明人	权义哲 李载根		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	刘宗杰		
审查员(译)	黄曦		
其他公开文献	CN1742682A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种实时三维超声波诊断系统用绘制装置及其方法，目的是提供一种下述的实时三维超声波诊断系统用绘制装置及其方法，通过根据显示目标体的超声波影像的视图操作是否进行来区分关于目标体的绘制方法并进行绘制，由此可以提高实时绘制三维超声波影像和与其对应的二维超声波影像的速度以及对3维数据进行扫描变换的速度。

