



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101351156 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 01

(21) 申请号 200680037234. 7

A61B 6/03(2006. 01)

(22) 申请日 2006. 09. 22

G06T 1/00(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

(30) 优先权数据

295108/2005 2005. 10. 07 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 04. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/318841 2006. 09. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02007/043310 JA 2007. 04. 19

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 荒井修 佐竹弘子 泽木明子

(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 李贵亮

(56) 对比文件

JP 特开 2002-282248 A, 2002. 10. 02, 全文 .

JP 特开 2000-238 A, 2000. 01. 07, 全文 .

JP 特开 2003-180697 A, 2003. 07. 02, 全文 .

审查员 栾志超

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

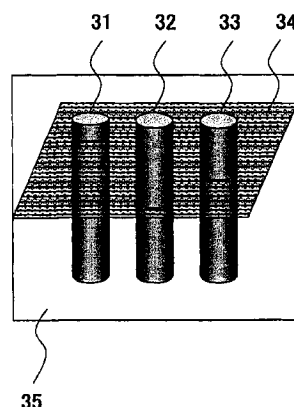
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 11 页

(54) 发明名称

图像显示方法和医用图像诊断系统

(57) 摘要

本发明提供一种图像显示方法,包含以下步骤:根据体数据生成三维图像的三维图像生成步骤;设定在任意位置截断上述三维图像的断面的断面设定步骤;和生成位置关系显示图像的位置关系显示图像生成步骤,上述位置关系显示图像表现上述三维图像和上述断面之间相互位置关系,并且,调整上述断面的上述位置关系显示图像上的不透明度,使上述三维图像中被上述断面遮挡的部分可以透过上述断面在上述位置关系显示图像中辨认。



1. 一种图像显示方法,其特征在于,包含:

根据体数据生成三维图像的三维图像生成步骤;

设定在任意位置截断所述三维图像的断面的断面设定步骤;和

生成位置关系显示图像的位置关系显示图像生成步骤,所述位置关系显示图像表现所述三维图像和所述断面之间相互位置关系,并且,调整所述断面在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像中被所述断面遮挡的部分能透过所述断面在所述位置关系显示图像中辨认,并调整所述三维图像在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述断面中被所述三维图像遮挡的部分能透过所述三维图像在所述位置关系显示图像中辨认。

2. 根据权利要求1所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,调整所述三维图像和所述断面至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像和所述断面重合的部分、与所述三维图像和所述断面不重合的部分,在所述位置关系显示图像中区别显示。

3. 根据权利要求1所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,在所述三维图像的被所述断面分开的两部分中的至少一方,调整所述三维图像和所述断面至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像和所述断面重合的部分、与所述三维图像和所述断面不重合的部分,在所述位置关系显示图像中区别显示。

4. 根据权利要求1所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,调整所述三维图像和所述断面至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像和所述断面不重合的部分、在所述三维图像的被所述断面分开的两部分中的至少一方中所述三维图像和所述断面重合的部分、以及在所述三维图像的被所述断面分开的所述两部分的另一方中所述三维图像和所述断面重合的部分,在所述位置关系显示图像中区别显示。

5. 根据权利要求4所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,设定基准点,根据所述基准点、所述三维图像以及所述断面的相互位置关系,调整所述三维图像和所述断面的所述至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度。

6. 根据权利要求5所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,调整所述三维图像和所述断面的所述至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像和所述断面中离所述基准点较近的一方能被更清楚地辨认。

7. 根据权利要求5所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,调整所述三维图像和所述断面的所述至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像和所述断面中离所述基准点较远的一方能更模糊地辨认。

8. 根据权利要求1所述的图像显示方法,其特征在于,

还包含:根据所述体数据生成被测体的体表图像的体表图像生成步骤,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,以表现所述三维图像、所述断面和所述体表图像的相互位置关系的方式,生成所述位置关系显示图像。

9. 根据权利要求 8 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,调整所述体表图像在所述位置关系显示图像上的不透明度,使所述三维图像中被所述体表图像遮挡的部分能透过所述体表图像在所述位置关系显示图像上辨认。

10. 根据权利要求 8 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,以所述断面和所述体表图像之间的边界线颜色、与所述断面和所述三维图像之间的边界线颜色不同的方式,生成所述位置关系显示图像。

11. 根据权利要求 1 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述三维图像生成步骤中,生成所述三维图像,使其为表现依最大亮度投影法取得的最大亮度的三维图像。

12. 根据权利要求 1 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述三维图像生成步骤中,生成所述三维图像,使其为包含具有依最大亮度投影法取得的最大亮度的体素的、表现组织外形的三维图像。

13. 根据权利要求 1 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述三维图像生成步骤中,生成所述三维图像,使其为依体绘制法取得的体绘制图像。

14. 根据权利要求 1 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述位置关系显示图像生成步骤中,通过设定所述三维图像的不透明度和所述断面的不透明度,对所述三维图像和所述断面按照各自的所述不透明度所对应的系数进行加权后相加,来生成所述位置关系显示图像,使其为所述三维图像和所述断面的至少一方为被半透明化的图像。

15. 一种医用图像诊断系统,其特征在于,包含:

保存与被测体有关的体数据的体数据存储装置;

根据所述体数据生成三维图像的三维图像生成装置;

设定在任意位置截断所述三维图像的断面的断面设定装置;和

生成位置关系显示图像的位置关系显示图像生成装置,所述位置关系显示图像表现所述三维图像和所述断面之间相互位置关系,并且,调整所述断面在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像中被所述断面遮挡的部分能透过所述断面在所述位置关系显示图像中辨认,并调整所述三维图像在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述断面中被所述三维图像遮挡的部分能透过所述三维图像在所述位置关系显示图像中辨认。

16. 根据权利要求 15 所述的医用图像诊断系统,其特征在于,还包含:

探头,与所述被测体之间发射接收超声波;

超声波发射接收装置,在向所述探头提供驱动信号的同时,处理从所述探头输出的接收信号来输出接收数据;

超声波图像生成装置,根据从所述超声波发射接收装置输出的所述接收数据,重新构成超声波图像;和

显示装置,显示所述位置关系显示图像和所述超声波图像的至少一方。

17. 根据权利要求 16 所述的医用图像诊断系统,其特征在于,还包含:

位置信息取得装置,取得所述探头的位置信息;和

断面移动装置,根据由所述位置信息取得装置取得的所述探头的所述位置信息,使所述断面相对所述三维图像执行移动和旋转的至少一方。

18. 根据权利要求 17 所述的医用图像诊断系统,其特征在于,

还包含:参考图像生成装置,根据所述体数据和所述探头的所述位置信息,生成与所述超声波图像断面相同的参考图像,

所述显示装置显示所述参考图像。

19. 根据权利要求 18 所述的医用图像诊断系统,其特征在于,

所述断面形状、所述超声波图像形状和所述参考图像的至少一个形状,是线形、凸形和扇形的其中之一。

20. 根据权利要求 12 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述三维图像生成步骤中,设定基准点,位于具有所述最大亮度的体素与所述基准点之间且具有规定阈值以下亮度的体素中,与具有所述最大亮度的体素最近的体素的位置,为所述组织的外形。

21. 根据权利要求 12 所述的图像显示方法,其特征在于,

在所述三维图像生成步骤中,设定基准点,位于具有所述最大亮度的体素与所述基准点之间且具有规定阈值以下亮度梯度的体素中,与具有所述最大亮度的体素最近的体素的位置,为所述组织的外形。

图像显示方法和医用图像诊断系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对从被测体取得的图像进行三维显示的图像显示方法和医用图像诊断系统。本案,对基于日本国专利法的专利申请特愿 2005-295108 号,主张巴黎公约规定的优先权,并参照引用以享受特愿 2005-295108 号的利益。

背景技术

[0002] 在医用图像诊断装置中,最大亮度投影法(Maximum IntensityProjection:MIP)是显示三维图像的方法之一。MIP 法中,对构成预期图像(MIP 图像)的各像素所对应的视线进行研究,将对象物的体数据(volumedata)中存在于该视线上的像素所具有的亮度中的最大值视为 MIP 图像对应像素的亮度值,由此取得 MIP 图像,对从对象物获得的图像数据进行三维显示。

[0003] MIP 图像由于失去了视线进深方向的信息,所以是平面图像。因此,检测者在平面显示的 MIP 图像中将无法把握血管在进深方向的关系。所以,为了把握血管在进深方向的关系,还需要结合其他视角的可视化图像来进行观察,效率和可操作性都很低。因此,考虑对三维图像附加进深方向的信息进行显示。

[0004] 在例如特开 2000-245487 号公报所公开的技术中,虽然显示将用体绘制(volume rendering)得到的三维图像的投影图像、与体内设定的表现断面位置上体素值的断面图像合成起来得到的图像,但是,对于其具体合成方法却,没做任何公开和提示。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于,生成并显示带有进深方向信息的三维图像。

[0006] 为了解决上述课题,与本发明相关的图像显示方法包括:根据体数据生成三维图像的三维图像生成步骤;设定在任意位置截断所述三维图像的断面的断面设定步骤;和生成位置关系显示图像的位置关系显示图像生成步骤,所述位置关系显示图像表现所述三维图像和所述断面之间相互位置关系,并且,调整所述断面在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像中被所述断面遮挡的部分可以透过所述断面在所述位置关系显示图像中辨认。

[0007] 优选在所述位置关系显示图像生成步骤中,调整所述三维图像和所述断面至少一方在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像和所述断面重合的部分、与所述三维图像和所述断面不重合的部分,在所述位置关系显示图像中区别显示。

[0008] 此外优选上述图像显示方法还包含:根据所述体数据生成被测体的体表图像的体表图像生成步骤,在所述位置关系显示图像生成步骤中,以表现所述三维图像、所述断面和所述体表图像的相互位置关系的方式,生成所述位置关系显示图像。

[0009] 此外,为了解决上述课题,本发明涉及一种医用图像诊断系统,包含:保存与被测体有关的体数据的体数据存储装置;根据所述体数据生成三维图像的三维图像生成装置;设定在任意位置截断所述三维图像的断面的断面设定装置;和生成位置关系显示图像的位

置关系显示图像生成装置,所述位置关系显示图像表现所述三维图像和所述断面之间相互位置关系,并且,调整所述断面在所述位置关系显示图像中的不透明度,使所述三维图像中被所述断面遮挡的部分可以透过所述断面在所述位置关系显示图像中辨认。

[0010] 优选上述医用图像诊断系统还包含:探头,与所述被测体之间发射接收超声波;超声波发射接收装置,在向所述探头提供驱动信号的同时,处理从所述探头输出的接收信号来输出接收数据;超声波图像生成装置,根据从所述超声波发射接收装置输出的所述接收数据,重新构成超声波图像;和显示装置,显示所述位置关系显示图像和所述超声波图像的至少一方。

[0011] 更优选上述医用图像诊断系统还包含:参考图像生成装置,根据所述体数据和所述探头的所述位置信息,生成与所述超声波图像断面相同的参考图像,所述显示装置显示所述参考图像。

[0012] 根据本发明就可以在例如含有 MIP 图像的三维图像中,表现其进深方向。

附图说明

[0013] 图 1 是表示本发明第 1 实施方式的构成图。

[0014] 图 2 是 MIP 法的说明图。

[0015] 图 3A、3B 和 3C 是第 1 实施方式的显示方式的说明图。

[0016] 图 4 是表示 MIP 法动作步骤的图。

[0017] 图 5A 和图 5B 是 MIP 法下的亮度值处理的例子的说明图。

[0018] 图 6 是表示 MIP 法的另一动作步骤的图。

[0019] 图 7A 和图 7B 是 MIP 法下的亮度值处理的另一例的说明图。

[0020] 图 8A 和图 8B 是表示生成位置关系显示图像的动作步骤的图。

[0021] 图 9 是表示本发明第 2 实施方式的构成图。

[0022] 图 10 是第 2 实施方式的显示方式的说明图。

[0023] 图 11A、11B 和 11C 是用于说明超声波图像形状的图。

[0024] 图中:10- 医用图像诊断装置,11- 体数据存储部,12-MIP 图像生成部,13- 断面生成部,14- 位置关系显示图像生成部,15- 显示部,16- 控制部,17- 操作部,21- 视点,22- 视线,23- 体数据,24- 投影面,25- 体数据的数据列,26- 最大亮度值的体素,27- 投影面上的像素,31- 血管的 MIP 图像,32- 血管的 MIP 图像,33- 血管的 MIP 图像,34- 断面,35-MIP 图像,36- 表现被测体体表的 SR 图像,50- 超声波探头,51- 超声波发射接收部,52- 超声波图像生成部,53- 磁传感器,54- 超声波断层坐标计算部,55- 参考图像生成部,56- 显示部,57- 超声波诊断装置,58- 三维图像生成部,59- 位置数据计算部,60- 位置关系显示图像,61- 超声波图像的显示区,62- 参考图像的显示区,63- 超声波图像,64- 参考图像,65- 血管的断面图像,66- 血管的断面图像,67- 血管的断面图像,D- 超声波图像的深度,F- 超声波图像的视野,PR- 探针半径。

具体实施方式

[0025] 利用图 1 ~ 图 5,说明本发明的第 1 实施方式。图 1 是第 1 实施方式的医用图像诊断系统的系统构成图。该医用图像诊断系统包括:医用图像诊断装置 10,从被测体取得

三维体数据;体数据存储部 11,保存医用图像诊断装置 10 所取得的体数据;MIP 图像生成部 12,根据体数据存储部 11 保存的体数据,生成 MIP 图像;断面生成部 13,生成三维空间的断面;位置关系显示图像生成部 14,生成表现 MIP 图像与断面的相互位置关系的位置关系显示图像;显示部 15,显示位置关系显示图像生成部 14 生成的位置关系显示图像;控制部 16,由 CPU(Central Processing Unit) 组成,控制上述各构成要素;操作部 17,由鼠标、轨迹球、键盘等组成,将检测者的指示下达给控制部 16。

[0026] 医用图像诊断装置 10,例如是 CT(Computed Tomography) 图像诊断装置、MR(Magnetic Resonance) 图像诊断装置、超声波图像诊断装置等的其中之一,是取得被测体的三维体数据的图像诊断装置。例如,CT 图像诊断装置上取得的体数据是根据 CT 值得到的数据,CT 值是根据该体所对应的被测体的某一位置的 X 线吸收值计算出来的。MR 图像诊断装置上取得的体数据,是根据该体所对应的被测体的某一位置的质子密度等测定值得到的数据。

[0027] 体数据存储部 11,将医用图像诊断装置 10 取得的体数据与其三维位置坐标一起保存在存储器等上,它还可以保存各种图像诊断装置取得的多种体数据。

[0028] MIP 图像生成部 12 根据体数据存储部 11 保存的体数据,利用 MIP 法生成 MIP 图像。MIP 法中,针对体数据,利用检测者指定的视点以及与其投影面对应的配置关系,将作为二维构造体的投影面配置在三维空间。并且,求出位于投影线上的数据中值最大的数据,将该数据值作为体数据在投影面上对各像素的投影值。将这样求出的投影值作为各像素的值,根据这多个像素显示 MIP 图像。

[0029] 利用图 2,对上述 MIP 法进行具体说明。体数据 23 与上述三维坐标都被保存在体数据存储部 11 中。研究从检测者的视点 21 出发透过体数据 23 到投影面 24 上的像素 27(坐标 (X, Y)) 的视线 22,将视线 22 上的体数据列 25 中具有最大亮度的体素 26 的亮度,视为显示部 15 所显示的投影面 24 上的像素 27 的亮度。另外,在此为了便于说明,将投影面 24 表现为 XY 面,将视线方向表现为 Z 轴方向。

[0030] 来自检测者视点 21 的视线 22 透过体数据 23,视线 22 与投影面 24 在位置 (X, Y) 上相交。视线 22 上的体数据 23,是第 0 ~ 第 $Z_{\max}$ 个的体素数据的数据列 25。对视线 22 上的数据列 25,从视点 21 侧开始进行亮度值比较。具体讲就是,将第 0 个体素数据的亮度值同与其相邻的第 1 个体素数据的亮度值进行比较,将亮度值高的一方视为最大亮度值。然后,将所得的最大亮度值同与其相邻的第 2 个体素数据的亮度值进行比较,将亮度值高的一方视为最大亮度值。重复上述比较操作直至第 $Z_{\max}$ 个。

[0031] 例如,当将第 n 个体素数据的亮度值设为亮度值 B_n (n 为 $0 \leq n \leq Z_{\max}-1$ 的整数) 并用一般式表示时,如果 $B_n \geq B_{(n+1)}$,那么 B_n 将被视作最大亮度值;如果 $B_n < B_{(n+1)}$,那么 $B_{(n+1)}$ 将被视作新的最大亮度值。然后,从 $n = 0$ 直至 $n = Z_{\max}-1$ 进行亮度值比较操作,将求得的最大亮度值视作投影面 24 的像素 27 的亮度值。例如,当第 Z 个体素 26 的亮度值是最大亮度值时,体素 26 的亮度值将被视作投影面 24 的位置 (X, Y) 的亮度值。像这样,MIP 图像生成部 12 对整个投影面 24 求位置 (X, Y) 对应的最大亮度值,生成由各点的最大亮度值构成的这种 MIP 图像。

[0032] 断面生成部 13 生成将投影面设为 XY 平面、将视线方向设为 Z 轴的 XYZ 三维空间中的断面。例如,当断面通过点 (X_0, Y_0, Z_0) ,断面的旋转成分 R 是

[0033] [式 1]

$$[0034] \quad R = \begin{bmatrix} m11 & m12 & m13 \\ m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0035] 时,断面坐标系上的点 (X_{2D}, Y_{2D}) 在三维空间内的坐标 (X, Y, Z) 就为;

[0036] [式 2]

$$[0037] \quad \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m11 & m12 & m13 & X_0 \\ m21 & m22 & m23 & Y_0 \\ m31 & m32 & m33 & Z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X_{2D} \\ Y_{2D} \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

[0038] 检测者可以通过操作部 17 改变断面在三维空间中的位置和角度。例如,检测者用鼠标点击显示在显示部 15 画面上的断面中央部,通过操作轨迹球,改变 (X_0, Y_0, Z_0) ,移动断面的三维位置。此外,检测者用鼠标点击显示在显示部 15 画面上的断面端部来指定断面,通过操作轨迹球,改变旋转成分 R,以断面的中心为支点旋转断面。另外,断面的形状不限于方形,可以是圆形和扇形,也可以是与超声波图像的视野和深度相对应的凸形 (convex)。

[0039] 位置关系显示图像生成部 14,根据 MIP 图像生成部 12 生成的 MIP 图像和断面生成部 13 生成的断面,生成表示它们的相互位置关系的位置关系显示图像。这时,在位置关系显示图像中,将断面设为例如绿色、将 MIP 图像设为例如白黑或红色,用相互不同的色相表示。

[0040] 这里,对根据 MIP 图像和断面生成位置关系显示图像的方法进行详细说明。将 MIP 图像生成部 12 生成的 MIP 图像上的与位置 (X, Y) 对应的视线 22 上被判定为具有最大亮度值的体素的 Z 坐标值设为 Z_M 。将断面生成部 13 生成的断面上的位置 (X, Y) 的 Z 坐标值设为 Z_S 。另外,这里将视线 22 上的体数据 23 中离视点 21 最近的体素的 Z 坐标值设为 0。

[0041] 位置关系显示图像生成部 14,通过对 Z_M 和 Z_S 进行比较,可以判定 MIP 图像和断面之中离视点 21 较近的一方,实施阴面处理。在位置关系表示图像上的位置 (X, Y) 中,如果判定 $Z_M < Z_S$ 且 MIP 图像离视点 21 比断面近,则位置关系显示图像的亮度值就采用 MIP 图像的亮度值。或者,也可以对 MIP 图像和断面分别设定不透明度,按 Z 的顺序加权计算亮度值的和,使不透明度越高的系数加权越大,由此使跟前侧的 MIP 图像半透明显示,里侧的断面透过 MIP 图像显示。这样,位置关系显示图像中,可以看到 MIP 图像比断面更靠近跟前一侧。此外,如果判定 $Z_M > Z_S$ 且 MIP 图像离视点 21 比断面远,则位置关系显示图像的亮度值就采用断面的亮度值。或者,也可以按 Z 的顺序加权计算亮度值,使不透明度越高的系数权重越大,由此使跟前侧的断面半透明显示,里侧的 MIP 图像透过断面显示。这样,位置关系显示图像中,可以看到断面比 MIP 图像更靠近跟前一侧。如果判定 $Z_M = Z_S$,则位置关系显示图像生成部 14,在显示图像上的位置 (X, Y) 中将亮度值设定为例如蓝色。这样,在位置关系显示图像中,断面与 MIP 图像的边界线就会以蓝色呈现,清楚明了。这里,检测者可以事先将断面的不透明度和 MIP 图像的不透明度设定为任意值。

[0042] 显示部 15 对位置关系显示图像生成部 14 生成的表示 MIP 图像和断面相互位置关系的位置关系显示图像进行显示。这样,通过除 MIP 图像外还显示断面,可以对 MIP 图像附加显示进深方向的信息,例如,可以在显示血管的 MIP 图像中,表现血管的进深方向的关

系,使检测者得以掌握。

[0043] 图 3A、3B 和 3C 是说明表现 MIP 图像与断面之间相互位置关系的位置关系显示图像被在显示部 15 上显示的情形的图。图 3A 表示未设定断面 34 的 MIP 图像 35,图 3B 表示已设定断面 34 并且基于断面 34 和 MIP 图像 35 生成的位置关系显示图像,图 3C 表示另一例位置关系显示图像。

[0044] 如图 3A 所示,未设定断面 34 的 MIP 图像 35 终,其血管 31、32 和 33 的进深方向的关系没有表现出来,所以,检测者无法掌握哪根血管在跟前侧,哪根血管在里侧。相对于此,如图 3B 所示,在 MIP 图像 35 上设定断面 34,并基于断面 34 和 MIP 图像 35 生成的位置关系显示图像中,检测者可以根据各血管 31、32 和 33 与断面 34 之间的位置关系,掌握以下情况:血管 32 位于最跟前侧,血管 31 位于最里侧,血管 33 位于血管 32 与血管 31 之间,并且掌握血管 31、32 和 33 的进深方向的关系。

[0045] 图 3C 是表示用不同于图 3B 的方法表示断面 34 与 MIP 图像 35 之间位置关系的位置关系显示图像的例子。在图 3C 中,如果着眼于例如血管 33,使作为血管 33 与断面 34 重合部分的图中 B 和 C 所表示的部分的显示,与作为血管 33 与断面 34 未重合部分的图中 A 和 D 所表示的部分的显示互不相同。也就是说,使血管 33 在跟前侧、断面 34 在里侧而重合的部分 B 的显示,与血管 33 和断面 34 不重合的部分 A(或 D)的显示互不相同。或者,使断面 34 在跟前侧、血管 33 在里侧而重合的部分 C 的显示,与血管 33 和断面 34 不重合的部分 D(或 A)的显示互不相同。作为使显示互不相同的方法,可以使例如跟前侧比里侧辨认起来更为清楚的方式,将两方合成并显示。反过来说就是,使里侧比跟前侧辨认起来更为模糊的方式,将两方合成并显示。

[0046] 此外,对于血管 33 中被断面 34 分开的上侧部分,使血管 33 和断面 34 重合的部分 B 的显示,与血管 33 和断面 34 不重合的部分 A 的显示互不相同。对于血管 33 中被断面 34 分开的下侧部分,使血管 33 和断面 34 重合的部分 C 的显示,与血管 33 和断面 34 不重合的部分 D 的显示互不相同。使显示互不相同的方法按上面所述。

[0047] 再有,使血管 33 在跟前侧、断面 34 在里侧而重合的部分 B 的显示,与断面 34 在跟前侧、血管 33 在里侧而重合的部分 C 的显示互不相同。使显示互不相同的方法按上面所述。

[0048] 控制部 16,能够对体数据存储部 11 执行设定体数据 23 大小的指令,改变体数据 23 大小。例如,通过按照留下体数据 23 中血管和关心部位的数据,消除骨和体表的数据的方式来设定体数据 23 的大小,能够只显示血管和关心部位。此外,控制部 16,对 MIP 图像生成部 12 执行设定视点 21 的位置、视线 22 的角度以及投影面 24 大小的指令。MIP 图像生成部 12 按照控制部 16 的指令,在三维空间内任意设定视点 21,以视点 21 为中心设定视线 22 的角度,设定投影面 24 的大小。此外,控制部 16 对断面生成部 13 执行设定断面的大小、形状、位置以及角度的指令。断面生成部 13 按照控制部 16 的指令,将断面变形为方形、圆形、扇形、与超声波图像对应的凸形等,并设定断面的大小,设定断面在三维空间内设定位置和角度。

[0049] 此外,控制部 16,对位置关系显示图像生成部 14 和显示部 15 执行设定显示方式的指令。位置关系显示图像生成部 14 和显示部 15,按照控制部 16 的指令,根据与被测体有关的体数据,设定 MIP 图像生成部 12 构成的 MIP 图像和由断面生成部 13 构成的断面的显示区域的大小以及图像配置。此外,位置关系显示图像生成部 14 和显示部 15,按照控制

部 16 的指令,在必要时追加设定表示被测体圆切断面的显示区域、表示被测体短轴断面的显示区域和表示被测体横轴断面的显示区域的大小以及图像配置。

[0050] 操作部 17 由鼠标或轨迹球等指点装置 (pointing device) 以及键盘等组成,检测者通过操作部 17 输入控制部 16 的上述各种设定所需要的数值和显示范围等指示。操作部 17 含有后述的磁传感器,它也可以根据磁传感器的位置设定断面位置和角度。

[0051] 下面,利用图 4,说明 MIP 图像生成部 12 的动作步骤。

[0052] 首先,MIP 图像生成部 12,判断是否对投影面 24 上的像素进行运算 (步骤 S1)。如果 MIP 图像生成部 12 在步骤 S1 判定为进行运算,那么就着着眼体素设定为第 0 体素。也就是说,MIP 图像生成部 12 将视线 22 上体数据 23 中距离视线 21 最近的体数据 23 设定为着着眼体素的体数据 (步骤 S2)。MIP 图像生成部 12,将被该着着眼体素设定成的第 0 体素的亮度值作为最大亮度值的初始值存放 (步骤 S3)。然后,MIP 图像生成部 12 将第 0 体素的 Z 坐标设为 Z 坐标初始值,例如设为 0,与上述最大亮度值的初始值一起进行存放 (步骤 S4)。

[0053] 接着,MIP 图像生成部 12,将着着眼体素设定为与第 0 体素相邻的第 1 体素。也就是说,MIP 图像生成部 12,将着着眼体素由第 0 向视线方向的里侧移动一个体素 (步骤 S5)。然后,MIP 图像生成部 12 判定新设定的着着眼体素是否在体数据 23 的范围内 (步骤 S6)。然后,如果 MIP 图像生成部 12 在步骤 S6 判定新设定的着着眼体素是在体数据 23 的范围内,那么就对已存放的第 0 体素的亮度值和新设定的第 1 体素的亮度值进行比较 (步骤 S7)。在步骤 S7,在判定作为着着眼体素的第 1 体素的亮度值比第 0 体素的亮度值大的情况下,MIP 图像生成部 12 将着着眼体素的亮度值作为最大亮度值保存 (步骤 S8)。MIP 图像生成部 12 将上述保存的具有最大亮度值的着着眼体素的 Z 坐标设为例如 1,与新求得的最大亮度值一起存放 (步骤 S9)。然后,MIP 图像生成部 12,将着着眼体素由第 1 体素向视线方向的里侧移动一个体素 (步骤 S10)。在步骤 S7 中判定作为着着眼体素的第 1 体素的亮度值为第 0 体素的亮度值以下的情况下,MIP 图像生成部 12 进入步骤 S10,将着着眼体素从第 1 体素向视线方向的里侧移动一个体素。

[0054] 然后,MIP 图像生成部 12,在步骤 S10 之后反复执行步骤 S6 ~ 步骤 S10。然后,MIP 图像生成部 12,在步骤 S6 判定为着着眼体素不在体数据 23 的范围内,就进入步骤 S1。MIP 图像生成部 12,对投影面的所有像素都进行步骤 S2 ~ 步骤 S10 的运算,并在完成对投影面的所有像素的运算后,在投影面上显示经过运算的 MIP 图像 (步骤 S11)。

[0055] 利用图 5A 和 5B 说明以上运算得到的 MIP 图像。

[0056] 对于图 5A 示意表示的视线方向 A、视线方向 B 和视线方向 C,图 5B 示意地例示出表现其各自亮度值变化的图线。在图 5B 的各个图线中,横轴表示各视线方向上体素的 Z 坐标,纵轴表示各 Z 坐标上体素的亮度值。如图 4 说明的那样,当在各视线方向上求具有最大亮度值的体素的 Z 坐标时,连结各视线方向上具有最大亮度值的体素的 Z 坐标的线,如图 5A 和 5B 所示,是一点一点弯曲的曲线,有时会难以辨认。

[0057] 因此,图 6 所示的 MIP 图像生成部 12 的动作步骤的另一实施方式中,利用阈值处理亮度值。图 6 中,对与图 4 已说明的部分相同的部分附加相同的符号并省略其说明。

[0058] 在图 6 中,在步骤 S6 判定为着着眼体素不在体数据 23 的范围内的情况下,MIP 图像生成部 12 将着着眼体素在视线方向上移动负的一个体素 (即,将着着眼体素向视线方向的跟前侧移回一个体素) (步骤 S12)。然后,MIP 图像生成部 12,对着着眼体素的亮度值和预先设定

的阈值进行比较（步骤 S13）。在步骤 S13,在着眼体素的亮度值大于预先设定的阈值的情况下,MIP 图像生成部 12 返回步骤 S12,将着眼体素在视线方向上再移动负的一个体素。在步骤 S13,在着眼体素的亮度值在预先设定的阈值以下的情况下,MIP 图像生成部 12,将具有该阈值的亮度值的体素的 Z 坐标视作具有最大亮度值的体素的 Z 坐标并进行保存（步骤 S14）,然后跳至步骤 S1。

[0059] 对于亮度值的变化与图 5A 和图 5B 相同的例子,MIP 图像生成部 12 进行图 6 所示的动作时,如图 7A 和 7B 所示,将各视线方向上具有阈值亮度值的体素的 Z 坐标的连结得到的线,比将图 5A 和图 5B 所示的具有最大亮度值的体素的 Z 坐标的连结得到的线更光滑,因此 MIP 图像的显示易于辨认。

[0060] 这里,亮度值的阈值,即可以在程序中自动设定,也可以由检测者根据手册输入。在程序中设定的情况下,可以将步骤 S8 中保存的最大亮度值与小于 1 的某常数相乘,将所得值用作阈值。

[0061] 此外,作为步骤 S13 的判定条件,也可以用“着眼体素中亮度值的梯度（即图 7B 所示各图线的梯度）为某一阈值以下”,来代替“着眼体素的亮度值大于预先设定的阈值”。这种情况下,要使用着眼体素附近的 3 个体素或附近的 9 个体素来计算亮度值的梯度。所谓附近的 3 个体素,是指从着眼体素在视线方向（Z 方向）上移动负的 1 个体素,从着眼体素在视线方向（Z 方向）上移动正的 1 个体素、以及着眼体素自身。所谓附近的 9 个体素,是指以着眼体素为中心,在 X 方向、Y 方向、Z 方向（视线方向）上处于正负 1 个的范围内的 9 个体素。

[0062] 下面,利用图 8,说明位置关系显示图像生成部 14 的动作步骤。

[0063] 首先,位置关系显示图像生成部 14,读入 MIP 图像生成部 12 生成的 MIP 图像（步骤 S20）。然后,位置关系显示图像生成部 14,在 MIP 图像的三维空间上读入断面生成部 13 生成的断面（步骤 S21）。然后,位置关系显示图像生成部 14,针对位置关系显示图像上的像素,判断是否进行基于 MIP 图像与断面的相互位置关系的图像生成运算（步骤 S22）。位置关系显示图像生成部 14,通过比较 MIP 图像在视线 22 上的具有最大亮度值的体素的 Z 坐标值、与在断面生成部 13 生成的断面投影面上的断面的 Z 坐标值,判定 MIP 图像和断面哪一个更接近视点 21（步骤 S23）。然后,位置关系显示图像生成部 14,从 MIP 图像和断面中判定为更接近视点 21 的图像起,依次进行半透明合成。这里,MIP 图像和断面中,分别被预先设定有不透明度,亮度被按照与这些不透明度相应的比例相加（步骤 S24）。

[0064] 具体讲就是,在 MIP 图像比断面更靠近视点 21 的情况下,步骤 S24 中,位置关系显示图像的亮度按下式 (3) 计算:

[0065] (式 3)

$$L_p = L_m \times O_m + (1 - O_m) \times L_s \times O_s \quad (3)$$

[0067] 这里, L_p 是位置关系显示图像的亮度, L_m 是 MIP 图像的亮度, L_s 是断面的亮度, O_m 是 MIP 图像的不透明度, O_s 是断面的不透明度,($1 - O_m$) 相当于 MIP 图像的透明度。

[0068] 另一方面,在断面比 MIP 图像更靠近视点 21 的情况下,步骤 S24 中,位置关系显示图像的亮度按下式 (4) 计算:

[0069] (式 4)

$$L_p = L_s \times O_s + (1 - O_s) \times L_m \times O_m \quad (4)$$

[0071] 这里, $(1-0_s)$ 相当于断面的透明度。

[0072] 接着,位置关系显示图像生成部 14,在步骤 S22 中判断为对位置关系显示图像上的所有像素完成了基于 MIP 图像与断面相互位置关系的图像生成运算后,将运算后的位置关系显示图像在显示部 15 上显示出来(步骤 S25)。

[0073] 如以上说明的那样,根据本发明的第 1 实施方式,通过根据 MIP 图像与断面相互位置关系生成并显示位置关系显示图像,可以使检测者明确掌握 MIP 图像与断面的相互位置关系。

[0074] 接下来,利用图 9 和图 10 说明本发明的第 2 实施方式。第 2 实施方式与第 1 实施方式的不同点在于,作为显示图像,加入了被测体的体表图像,以表现 MIP 图像、断面与体表图像的相互位置关系的方式,生成并显示位置关系显示图像。加入了体表图像的位置关系显示图像,可以作为实时超声成像术(RVS:Real-time Virtual Sonography)的导航图像使用。所谓 RVS,是在使用超声波诊断装置拍摄被测体超声波图像时,与拍摄中的超声波图像的显示断面一致的参考图像(例如 CT 断面图像),被从由各种医用图像诊断装置(例如 CT 图像诊断装置)事先取得的与被测体有关的三维体数据中抽出,被抽出的参考图像与拍摄中的超声波图像一起并行显示在显示画面上的技术。凭借这种技术,超声波诊断装置中,可以实时地描绘出与拍摄中的超声波图像同一断面的实时图像。

[0075] 图 9 是第 2 实施方式的医用图像诊断系统的系统构成图。超声波诊断装置 57 包括:超声波探头 50(下称探头),与被测体之间发射接收超声波;超声波发射接收部 51,在向探头 50 提供驱动信号的同时,处理探头 50 输出的接收信号,输出接收数据;超声波图像生成部 52,根据超声波发射接收部 51 输出的接收数据,重新构成超声波图像;显示部 56,显示超声波图像生成部 52 输出的超声波图像。

[0076] 超声波诊断装置 57,还具有体数据存储部 11,取入并保存由医用图像诊断装置 10 取得的关于被测体的体数据。

[0077] 探头 50 中,排列有多个诊断用振子,用来将驱动信号转换成超声波,向被测体的对象部位发射,同时接收被测体对象部位发生的反射回响并转换为接收信号。除诊断用振子外,也可以在探头 50 上再排列多个治疗用振子,向被测体的对象部位发射治疗用超声波。

[0078] 超声波诊断装置 57 具备磁位置传感器系统。磁位置传感器系统具有:磁场发生器(未图示),被安装在放置被测体的床等上;磁信号检测器(磁传感器)53,安装在探头 50 上;位置数据计算部 59,根据磁传感器 53 输出的检测信号,计算表现探头 50 的三维位置和斜度(转矩)等数据(下称位置数据),向超声波断层坐标计算部 54 和截断面生成部 13 输出。

[0079] 超声波断层坐标计算部 54,取得探头 50 的位置数据,向参考图像生成部 55 输出。在进行实时拍摄时,参考图像生成部 55,实时地从超声波断层坐标计算部 54 取得正在拍摄的超声波图像所对应的位置数据。

[0080] 体数据存储部 11,将医用图像诊断装置 10 取得的体数据,与其三维位置坐标一起保存在存储器等中,也可以保存各种图像诊断装置取得的多种体数据。

[0081] 参考图像生成部 55,根据超声波断层坐标计算部 54 输出的探头 50 的位置数据,从保存在体数据存储部 11 中的体数据中抽出参考图像用数据,重新构成参考图像。该参考

图像用数据,在实时拍摄时,与正在拍摄的超声波图像的扫描面对应。参考图像作为与被拍摄的超声波图像同一断面的断面图像会被显示在显示部 56 上。

[0082] 超声波诊断装置 57 具备:三维图像生成部 58,作为探头 50 的生成导航信息的机构,根据体数据存储部 11 保存的体数据,生成 MIP 图像和面绘制 (SR:Surface Rendering) 图像并将它们合成;断面生成部 13,生成三维空间的断面;位置关系显示图像生成部 14,生成表现 MIP 图像与断面的相互位置关系的位置关系显示图像。位置关系显示图像生成部 14 生成的位置关系显示图像为探头 50 的导航信息,检测者根据导航信息移动探头 50。另外,超声波诊断装置 57 具有:控制各构成要素的控制部和操作部(未显示)。

[0083] 这里,对导航信息的生成进行详细说明。三维图像生成部 58 根据体数据存储部 11 保存的体数据,利用第 1 实施方式说明的 MIP 法生成 MIP 图像,同时,根据体数据存储部 11 保存的体数据,利用面绘制 (SR) 法和体绘制 (VR:Volume Rendering) 法生成表现被测体体表的图像(这里,称为 SR 图像)。

[0084] 在面绘制法中,由检测者对体数据设定视点和投影面,被测体的表面边界经阈值处理等从体数据中被抽出,作为对投影面上的各像素(坐标 (X, Y)) 的投影值,根据视线矢量与边界面法线矢量所成的角度的阴影处理结果,被体现在投影值上。这时,进深方向信息 (Z 坐标),采用表面边界的 Z 坐标。

[0085] 在体绘制法中,由检测者对体数据设定视点和投影面,作为投影面上的各像素(坐标 (X, Y)) 的投影值,位于视线上的体素的亮度,根据各像素的不透明度被加权并相加。这时,进深方向信息 (Z 坐标) 中,采用亮度值比某个阈值大的位置的 Z 坐标或亮度梯度比某个阈值大的位置的 Z 坐标。

[0086] 三维图像生成部 58,在通过用 MIP 法生成血管部分的图像、用面绘制法或体绘制法生成被测体体表的图像来生成三维图像的时候,一并算出三维空间中的 MIP 图像和 SR 图像的进深方向信息 (Z 坐标)。

[0087] 三维图像生成部 58,对依照上述说明做成的 MIP 图像和 SR 图像进行合成。三维图像生成部 58 在合成 MIP 图像和 SR 图像时,通过对 MIP 图像的 Z 坐标和 SR 图像的 Z 坐标进行比较,从而对 MIP 图像和 SR 图像中离视点 21 更远且成为另一方阴面而看不见的一方实施阴面处理。通常,血管图像 (MIP 图像) 比体表图像 (SR 图像) 更靠里侧配置。这时,通过对 MIP 图像和 SR 图像分别设定不透明度,使 MIP 图像的亮度和 SR 图像的亮度按照与不透明度对应的系数以及 Z 坐标值所对应的比例混合,从而使跟前侧的 SR 图像半透明显示,里侧的 MIP 图像透过 SR 图像得到显示。由于该合成的三维图像,表现了被测体体表和血管的位置关系,所以检测者可以明确掌握被测体内哪条血管被显示,还有,从血管的哪个位置出发观察哪个方向。

[0088] 断面生成部 13,根据位置数据计算部 59 输出的磁传感器 53 的位置数据(探头 50 的三维位置和斜度(扭转度)),生成三维空间内的断面。具体讲就是,断面生成部 13 根据探头 50 的三维位置,通过改变第 1 实施方式说明的平面式(式 2) 中的 (X_0, Y_0, Z_0) ,使断面的三维位置随探头 50 的三维位置移动。此外,断面生成部 13 根据探头 50 的斜度(扭转度),通过改变第 1 实施方式说明的旋转成分 R (式 (1)),以断面的中心为支点旋转断面,使断面以透过断面中心的断面法线为轴,随探头 50 的旋转而旋转。

[0089] 位置关系显示图像生成部 14 生成位置关系显示图像,其表现三维图像生成部 58

生成的 MIP 图像和 SR 图像合成的三维图像、与断面生成部 13 生成的断面之间的相互位置关系。

[0090] 有关 MIP 图像与 SR 图像与断面之间的关系,同第 1 实施方式说明的一样,分别比较 MIP 图像、SR 图像和断面的 Z 坐标值,按照离视点 21 从近到远的图像顺序排序(依照 Z 顺序排序),实施阴面处理。然后,将离视点 21 较近的图像,在更靠跟前侧显示。

[0091] 这里,位置关系显示图像的生成方法,是分别事先对 MIP 图像、SR 图像和断面设定不透明度,不透明度越高的系数权重越大,来按 Z 的顺序加权计算亮度值。具体讲就是,例如在投影面的某位置(X、Y)上,从视点 21 起按断面、SR 图像、MIP 图像这一顺序排列,将断面和 SR 图像的不透明度设定得较低,将 MIP 图像的不透明度设定得较高,在这种情况下,位置关系显示图像上,从视点起跟前侧的断面和 SR 图像被半透明显示,位于其里侧的 MIP 图像透过断面和 SR 图像得到显示。还有,当 MIP 图像的 Z 坐标值与断面的 Z 坐标值相等时,在位置关系显示图像上的位置(X、Y)上将亮度值设定为例如蓝色;当 SR 图像的 Z 坐标值与断面的 Z 坐标值相等时,在位置关系显示图像上的位置(X、Y)上将亮度值设定为例如黄色。这样,位置关系显示图像上,以蓝色显示断面与 MIP 图像之间的边界线,以黄色显示断面与 SR 图像之间的边界线,清楚了。

[0092] 如图 10 所示,显示部 56 显示位置关系显示图像部 14 生成的位置关系显示图像 60、超声波图像生成部 52 生成的超声波图像 63 和参考图像生成部 55 生成的参考图像 64。

[0093] 在位置关系显示图像 60 中,由于与作为 MIP 图像显示的血管 31、32、33 的图像一同显示了断面 34,因此检测者可以根据各个血管 31、32 和 33 与断面 34 之间的位置关系,掌握:血管 32 在最跟前侧,血管 31 在最里侧,血管 33 在血管 32 与血管 31 之间,可以掌握血管 31、32 和 33 进深方向的关系。再有,在合成图像 60 上,由于表现被测体体表的 SR 图像 36 被与血管 31、32、33 以及断面 34 一起显示,因此检测者就可以掌握被测体的体表与血管 31、32、33 之间的立体的位置关系。

[0094] 超声波图像 63 和参考图像 64,是对应断面 34 的被测体的断层图像。超声波图像 63 和参考图像 64 上,分别显示被断面 34 切断的血管 31、32 和 33 的断面各自所对应的断面图像 65、66 和 67。因此,检测者也可以根据超声波图像 63 和参考图像 64,掌握血管 31、32 和 33 深进方向的关系。

[0095] 显示部 56 所显示的显示画面,包括:显示拍摄中的超声波图像 63 的显示区 61;显示与超声波图像 63 的显示断面相同的参考图像 64 的显示区 62;显示合成图像 60 的导航信息的显示区。可以将显示区 61 和显示区 62 横排配置,将显示合成图像 60 的导航信息的显示区配置在显示区 61 和显示区 62 的下方。也可以不限于这些显示方式,在不妨碍诊断的范围内变更显示合成图像的导航信息的显示区。此外,优选将正在拍摄超声波图像的探头 50 的位置与体表标志(bodymark)重合在一起显示。再有,检查者也可以通过操作部移动各显示区在显示画面内的位置。

[0096] 图 11A、11B 和 11C,是说明超声波图像 63 的形状的图。图 10 所示的实施方式的超声波图像 63,是通过凸形的超声波探头 50 取得的,如图 11A 所示,由超声波图像 63 的形状表现了探头 50 的探针半径 PR 以及超声波图像 63 的视野 F 和深度 D。在图 10 所示的实施方式中,断面 34 和参考图像 64 的形状被设为凸形,与超声波图像 63 的形状统一。

[0097] 图 11B 是说明由线形超声波探头 50 取得的超声波图像 63 的图。图 11C 是说明扇

形超声波探头 50 取得的超声波图像 63 的图。在各个图中,由超声波图像 63 的形状表现出超声波图像 63 的视野 F 和深度 D。另外,超声波探头也可以是三维扫描形。优选结合这些超声波图像 63 的形状,来决定断面 34 和参考图像 64 的形状。

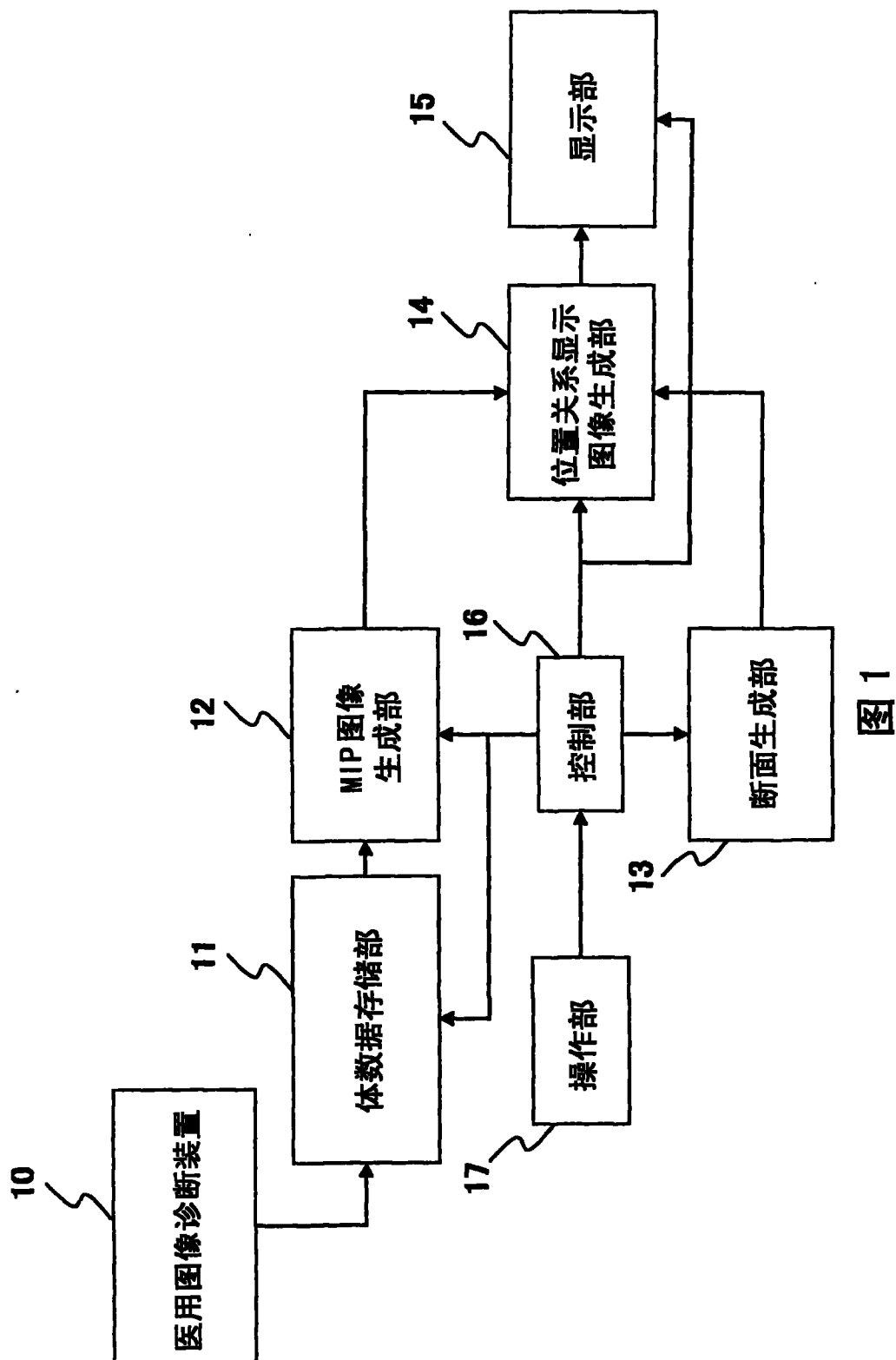
[0098] 在以上的实施方式中,虽然以三维图像的例子说明了 MIP 图像,但除 MIP 图像以外,上述实施方式也适用于由体绘制得到的三维图像和 MinIP (Minimum Intensity Projection) 图像。MinIP 处理,是通过对视线 22 上的各个体素取出最小值来得到投影图像的处理。

[0099] 在以上的实施方式中,虽然当在 MIP 图像和 SR 图像上合成断面时,通过调整各个像素的亮度即图像的不透明度进行合成,使进深方向得以表现,但也可以调整像素的色相和其他的图像要素。

[0100] 此外,在以上的实施方式中,虽然是使用磁传感器 53 来取得超声波探头 50 的三维位置信息,但也可以使用通过红外线或超声波等取得三维位置信息的传感器。

[0101] 产业上的利用可能性

[0102] 通过以上说明的图像显示方法和医用图像诊断系统,可以生成并显示附加了进深方向信息的三维图像。



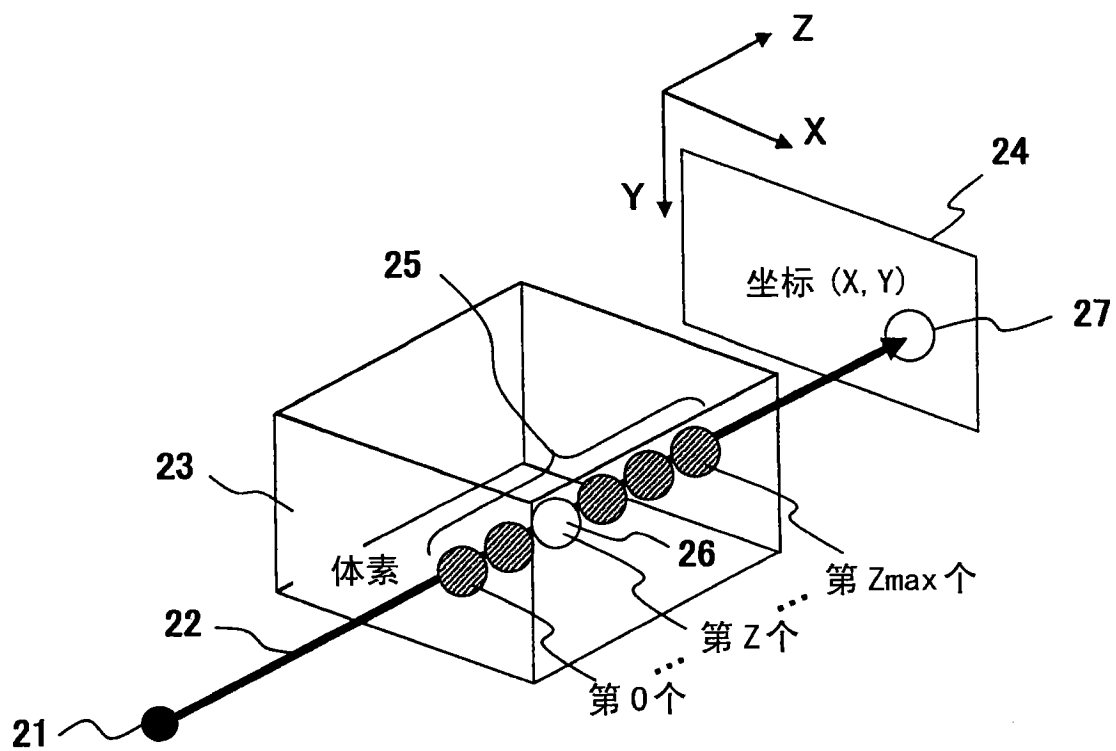


图 2

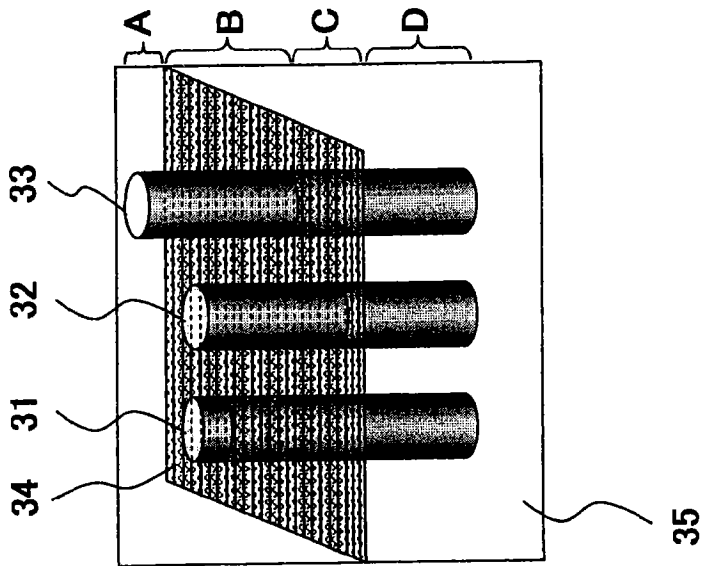


图 3A

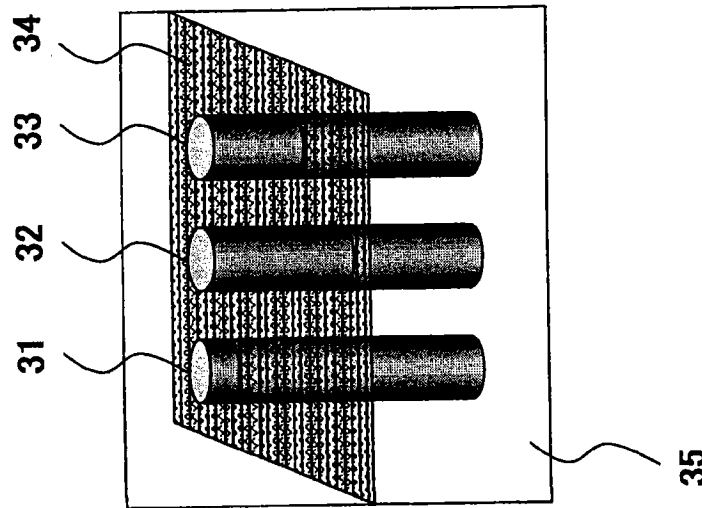


图 3B

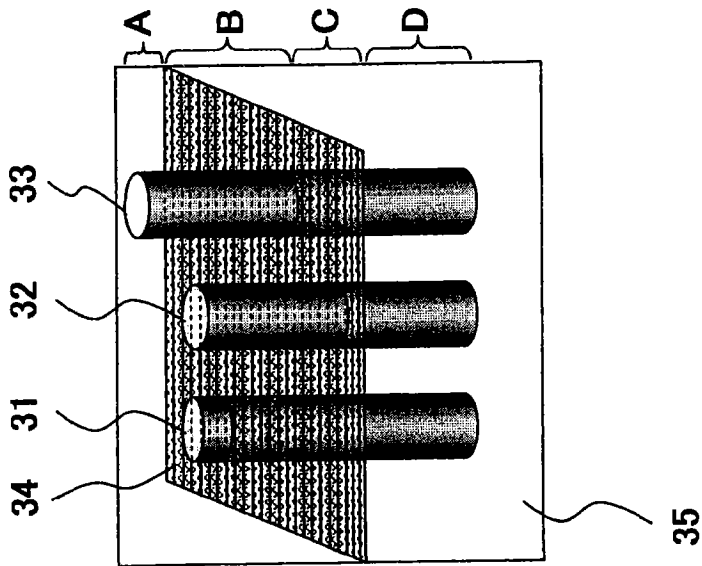


图 3C

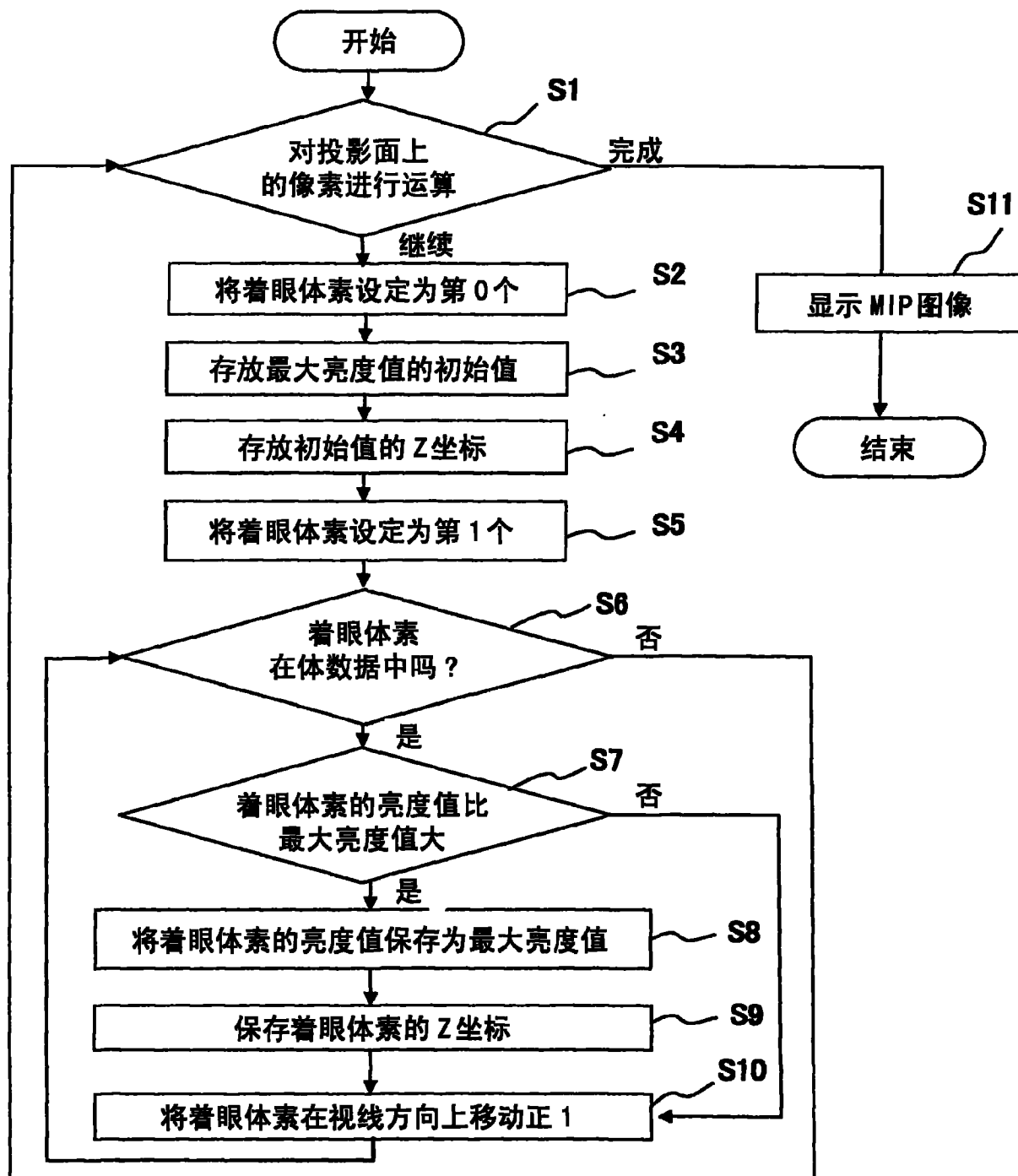


图 4

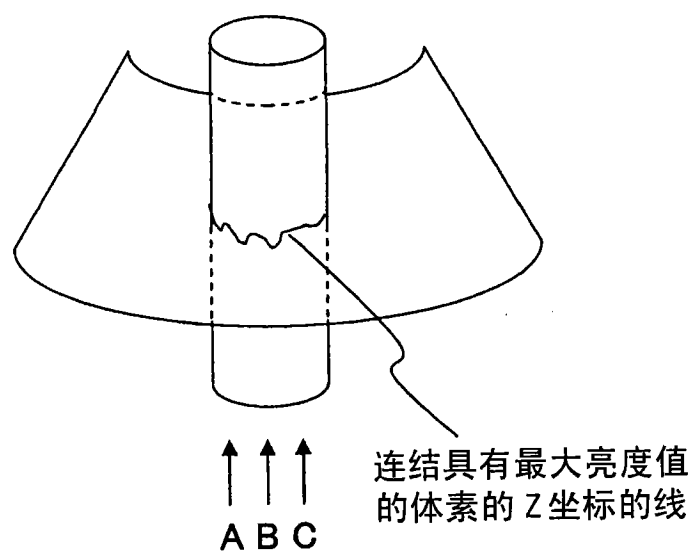


图 5A

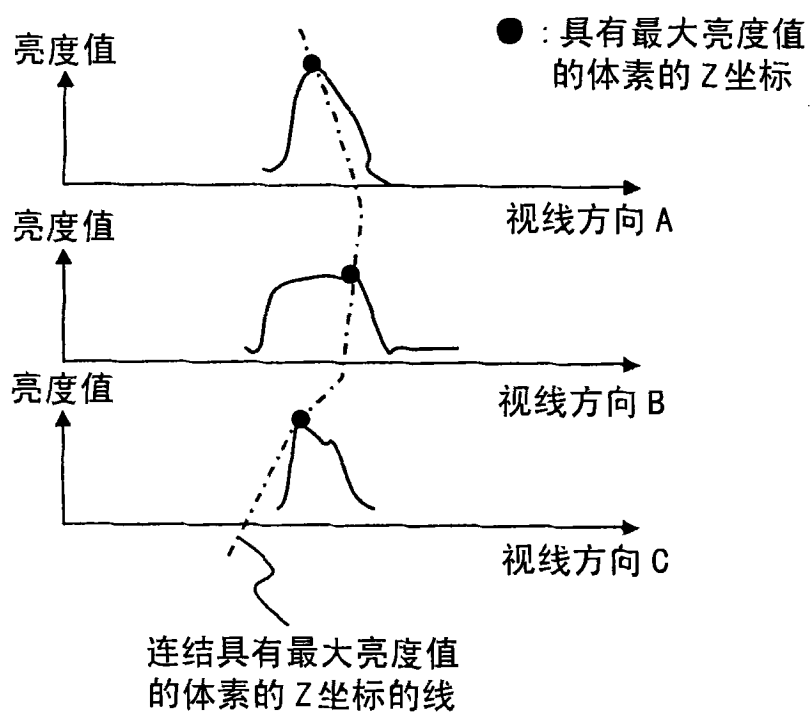


图 5B

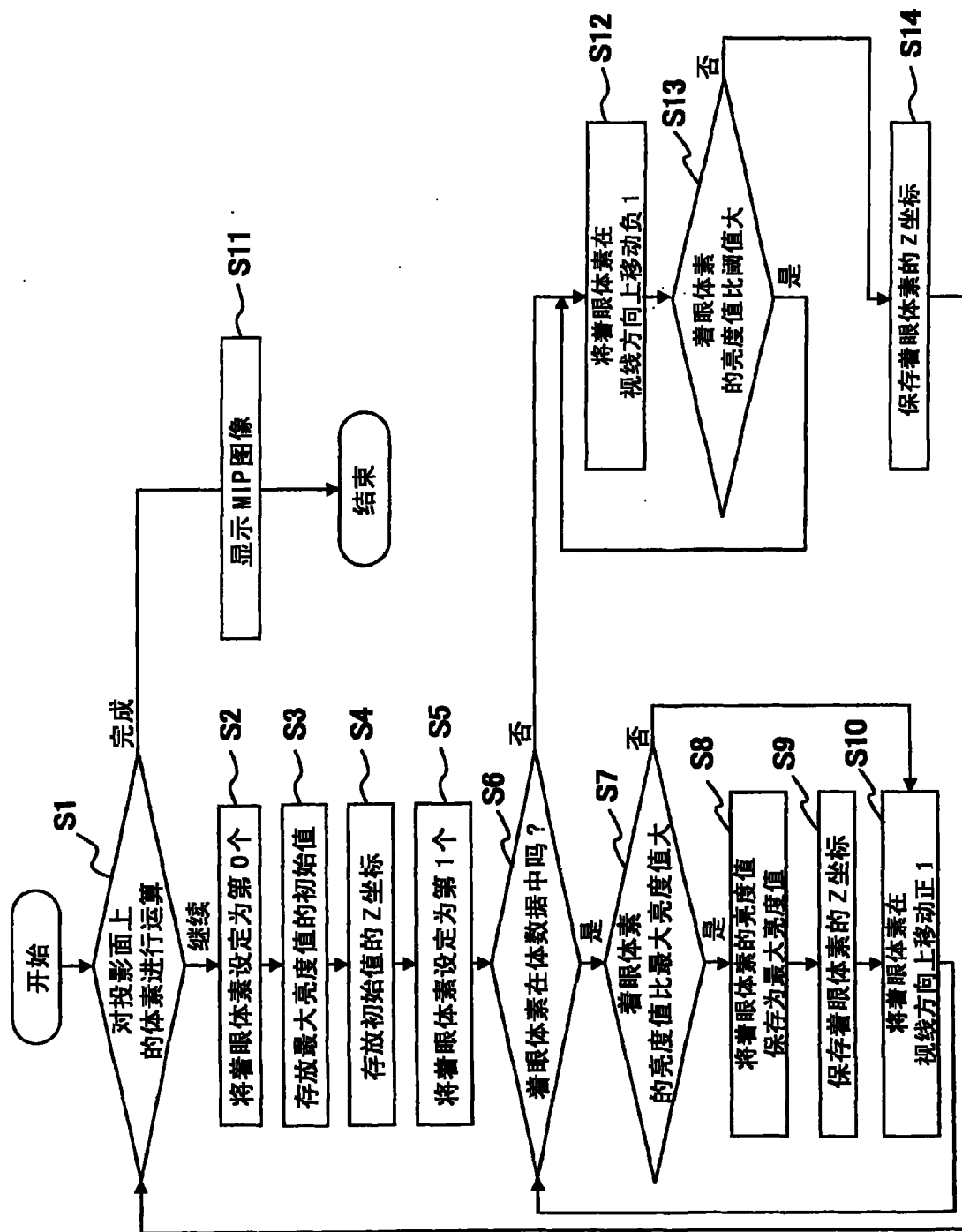


图 6

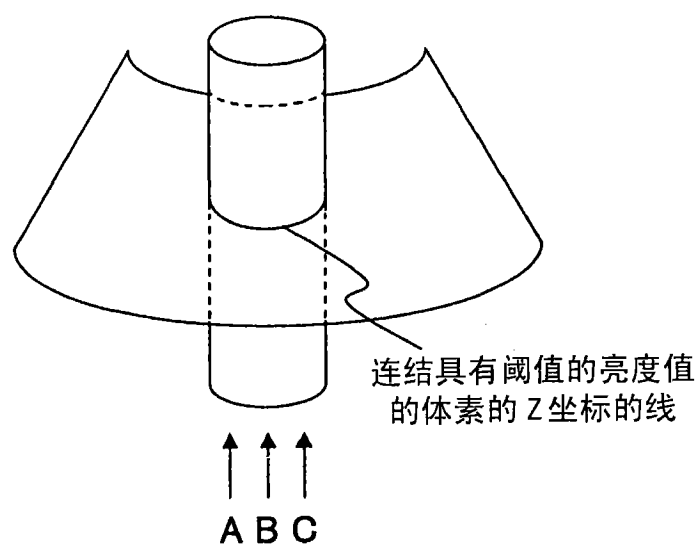


图 7A

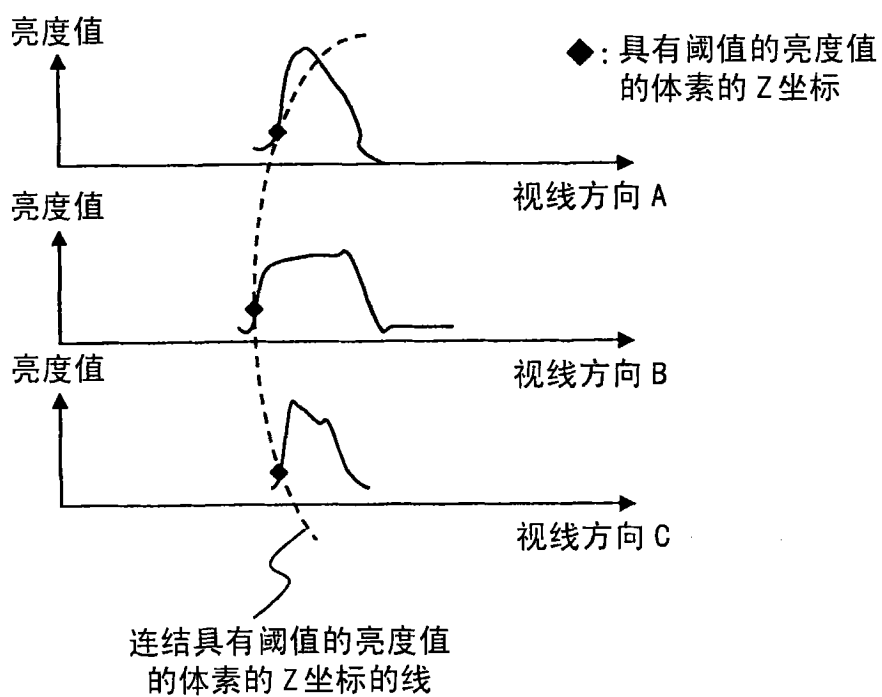


图 7B

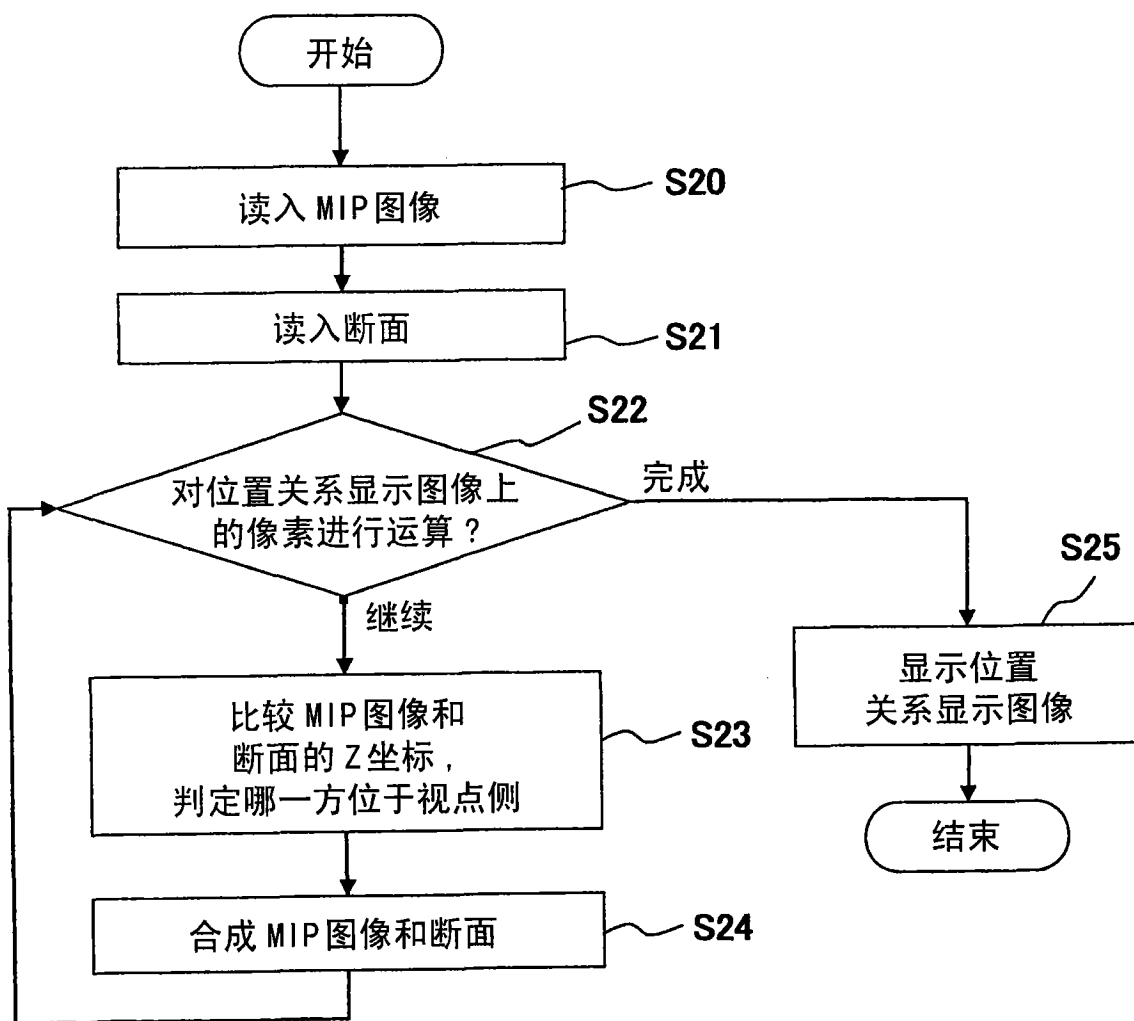


图 8

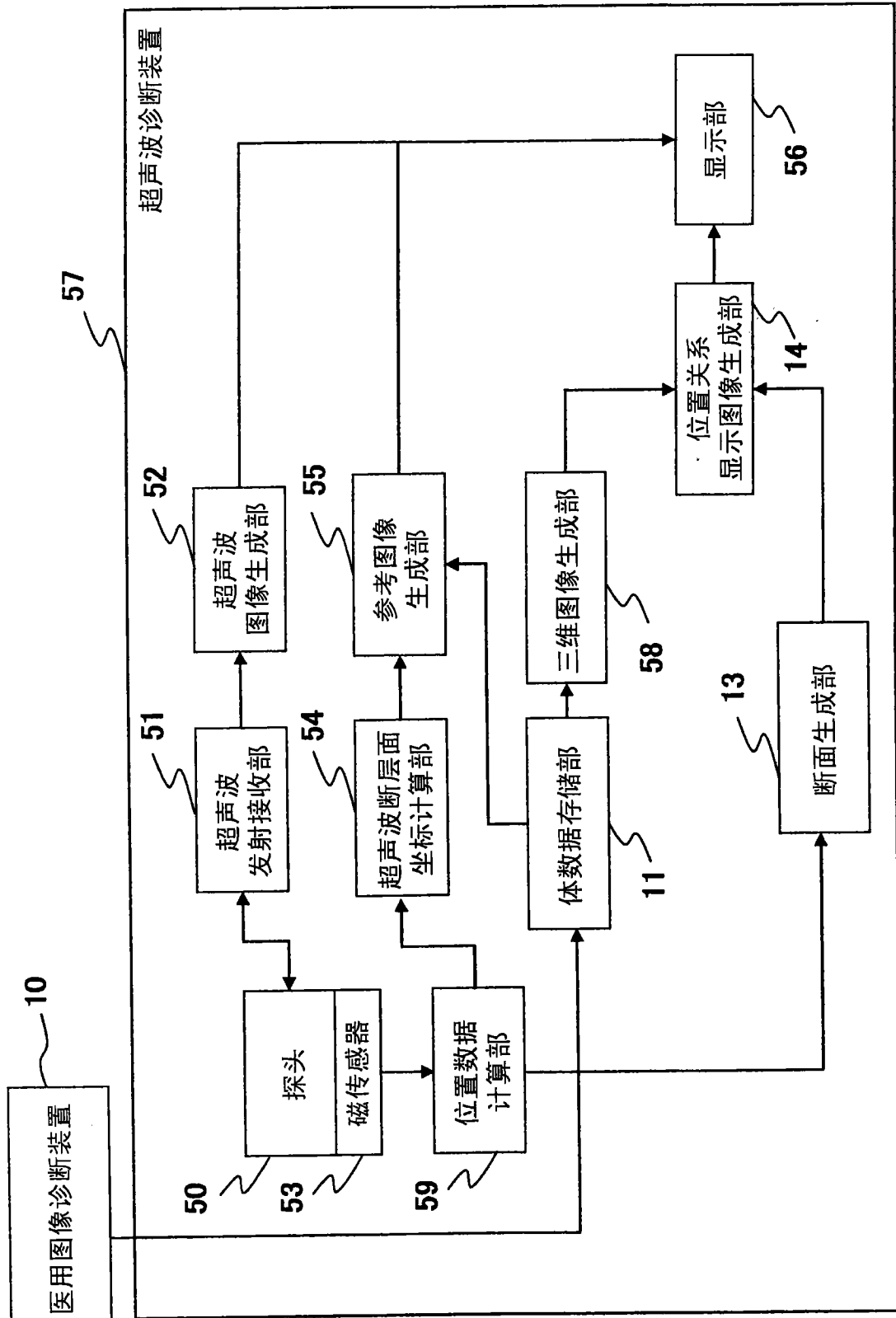


图 9

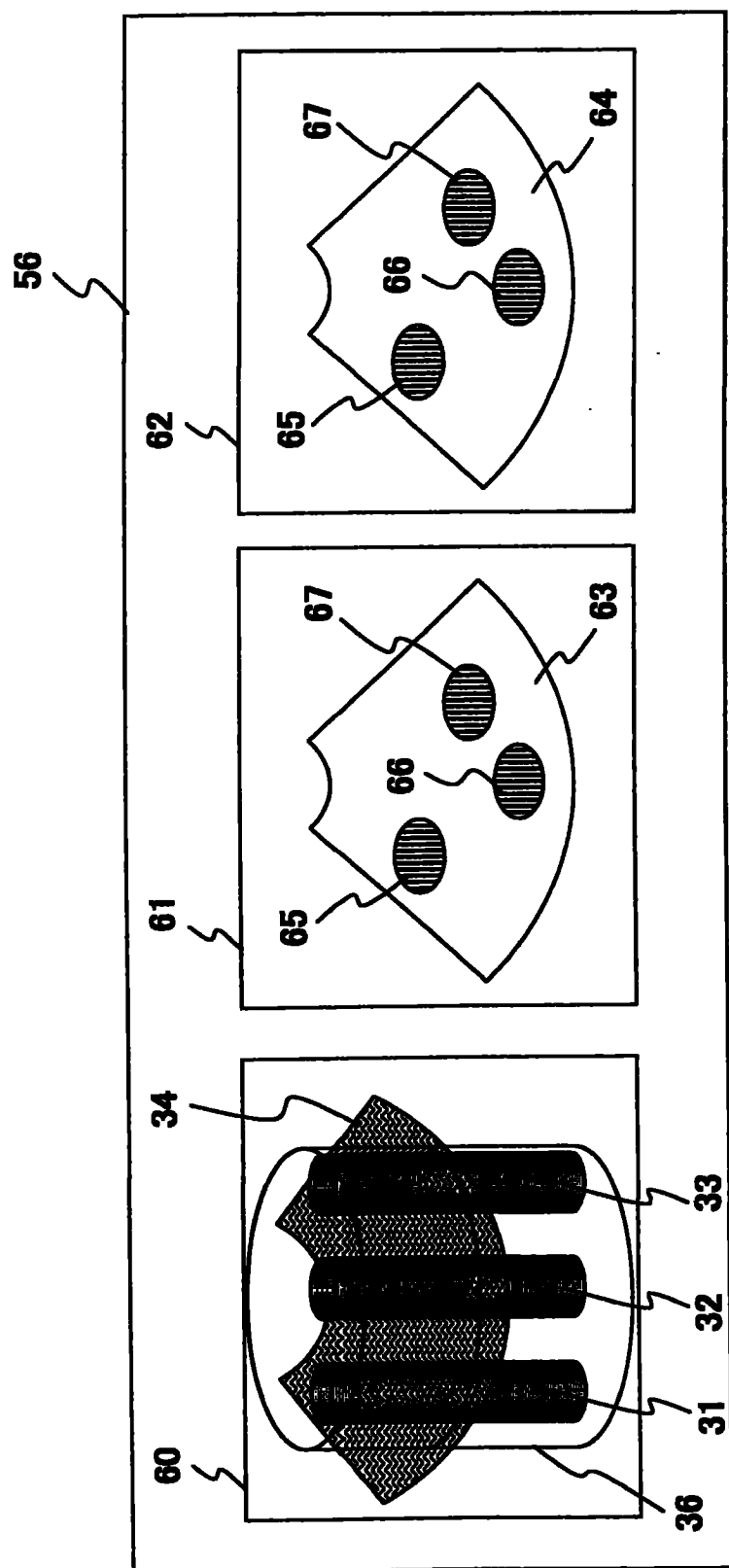


图 10

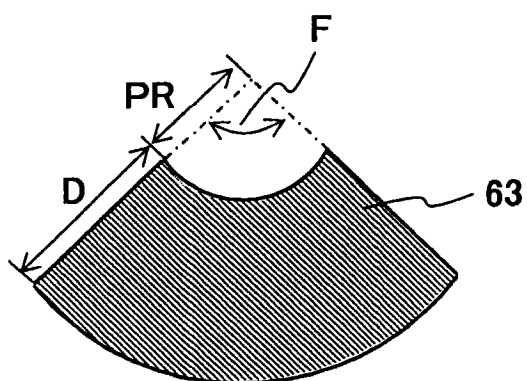


图 11A

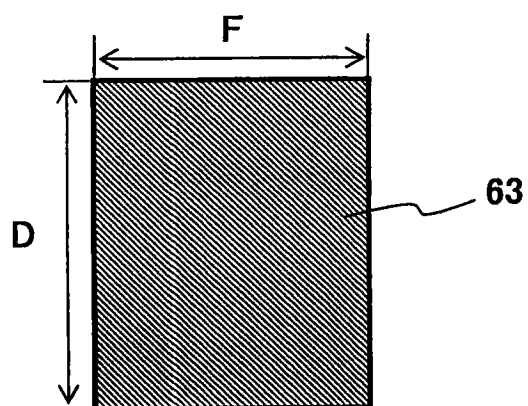


图 11B

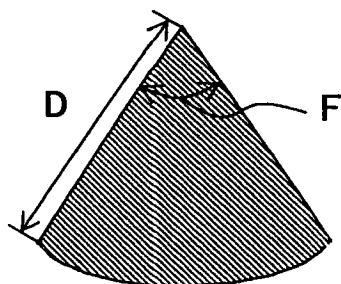


图 11C

专利名称(译)	图像显示方法和医用图像诊断系统		
公开(公告)号	CN101351156B	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN200680037234.7	申请日	2006-09-22
[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	荒井修 佐竹弘子 泽木明子		
发明人	荒井修 佐竹弘子 泽木明子		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03 G06T1/00 A61B5/055		
CPC分类号	G06T19/00 A61B8/14 G06T2219/008 A61B6/466 A61B5/055 A61B8/483 G01S7/52074 G01S15/8993 G06T15/08 A61B8/523		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	栾志超		
优先权	2005295108 2005-10-07 JP		
其他公开文献	CN101351156A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种图像显示方法，包含以下步骤：根据体数据生成三维图像的三维图像生成步骤；设定在任意位置截断上述三维图像的断面的断面设定步骤；和生成位置关系显示图像的位置关系显示图像生成步骤，上述位置关系显示图像表现上述三维图像和上述断面之间相互位置关系，并且，调整上述断面的上述位置关系显示图像上的不透明度，使上述三维图像中被上述断面遮挡的部分可以透过上述断面在上述位置关系显示图像中辨认。

