



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1760915 B

(45) 授权公告日 2012.03.14

(21) 申请号 200510103950.8

(22) 申请日 2005.09.16

(30) 优先权数据

04023437.9 2004.10.01 EP

(73) 专利权人 MEDCOM 医学图像处理有限公司

地址 德国达姆施塔特

专利权人 埃萨奥特股份公司

(72) 发明人 马库斯·格林 乔治斯·萨卡斯

(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 董莘

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1408102 A, 2003.04.02, 全文.

US 6775404 B1, 2004.08.10, 全文.

David G. Gobbi, Roch M. Comeau, Terry

M. Peters. Overlay With Image Warping for

Neurosurgery. MEDICAL IMAGE COMPUTING

AND Ultrasound/MRI COMPUTER-ASSISTED

INTERVENTION-MICCAI 2000, THIRD

INTERNATIONAL CONFERENCE, PROCEEDINGS

SPRINGER-VERLAG BERLIN, GERMANY. 2000, 摘要,

第106页倒数第2段, 第107页第4-5段, 第108页第1段, 第109页第3段第1-3行, 第4段倒数第1-4行, 第111页第4段、附图1, 2.

LAVALLEE S ET AL. Building
a hybrid patient's model for
augmented reality in surgery: A registration
problem. COMPUTERS IN BIOLOGY AND
MEDICINE, NEW YORK, NY, US25 2.1995, 25(2), 第
155页.

审查员 郭建春

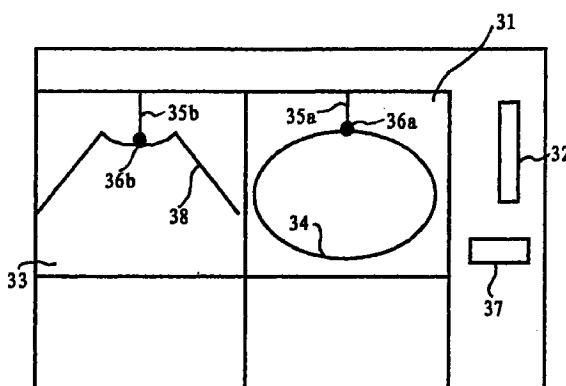
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

对象的第一和第二图像数据的对齐

(57) 摘要

本发明涉及对象的超声波图像数据及所述对象的三维的第二图像数据的对齐。提出通过自动处理来支持手动对齐。使用在超声波图像(33)中定义参考位置(36b)的参考信息, 其中当超声波探测器产生超声波数据图像的时候, 参考位置(36b)位于对象表面上或者位于距离对象表面一个确定间距处。在第二个图像(31)中识别对象表面(34)上的或者距离表面(34)一个预定间距处的至少一个表面点(36a)。利用参考信息以及利用关于表面点(36a)在第二图像(31)中的位置的信息, 相对于一个对齐方向对准超声波图像数据以及第二图像数据。



1. 一种用于自动执行对象的第一图像数据和所述对象的第二图像数据的部分对齐的方法, 其中所述部分对齐是对齐过程的一部分, 在所述对齐过程中, 用户手动地执行对齐的其他部分, 其中:

a) 所述第一图像数据由超声波探测器产生,

b) 所述第二图像数据是三维图像数据,

c) 在显示设备(6)上显示所述第二图像数据的片段, 其中所述片段位于所述第二图像数据的剖面中, 并且其中所述片段包括所述对象的表面,

d) 在所述显示设备(6)上显示所述第一图像数据,

其特征在于:

e) 响应于用户对所述片段的选择, 自动地计算所述片段中的直线(35a), 其中所述直线(35a)在所述超声波探测器的观察方向上延伸,

f) 通过将所述直线(35a)的在所述片段中与所述对象的表面相交的点确定为表面点(36a), 在所述片段中自动地识别作为所述对象的表面上的一个点的表面点,

g) 使用定义所述第一图像数据中第二点(36b)的参考信息, 其中所述第一图像数据中第二点(36b)在所述超声波探测器产生所述对象的第一图像数据时位于所述对象的表面上,

h) 响应于用户对所述超声波探测器(1)的方向的调节和/或从所述第二图像数据中选择合适的图像, 使得在所述显示设备(6)上第一图像和第二图像的方向对准, 所述参考信息被使用, 并且通过按所述第二点(36b)和所述表面点(36a)被显示在相对于所述显示设备的唯一坐标轴具有相同坐标的位置处的方式对齐所述第一图像数据和所述第二图像数据, 自动地完成所述部分对齐, 其中所述坐标轴在所述直线(35a)的方向上延伸。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述参考信息由所述超声波探测器产生。

3. 根据权利要求2所述的方法, 其中所述直线(35a)的方向对于给定剖面是固定的。

4. 根据前述权利要求中任意一项所述的方法, 其中所述片段和所述第一图像数据在显示设备(6)上被叠加, 其中所述表面点(36a)和所述第一图像数据中的所述第二点(36b)位于所述显示设备的同一高度处。

5. 根据权利要求1至3中任意一项所述的方法, 其中所述第一图像数据已经由超声波探测器产生。

6. 一种用于自动执行对象的第一图像数据和所述对象的第二图像数据的部分对齐的设备, 其中所述部分对齐是对齐过程的一部分, 在所述对齐过程中, 用户手动地执行对齐的其他部分, 其中:

所述第一图像数据由超声波探测器产生,

所述第二图像数据是三维图像数据,

所述设备包括:

a) 用于在显示设备(6)上显示所述第二图像数据的片段的装置, 其中所述片段位于所述第二图像数据的剖面中, 并且其中所述片段包括所述对象的表面,

b) 用于在所述显示设备(6)上显示所述第一图像数据的装置,

c) 用于响应于用户对所述片段的选择, 自动地计算所述片段中的直线(35a)的装置, 其中所述直线(35a)在所述超声波探测器的观察方向上延伸,

- d) 用于通过将所述直线 (35a) 的在所述片段中与所述对象的表面相交的点确定为表面点 (36a), 在所述片段中自动地识别作为所述对象的表面上的一个点的表面点的装置,
- e) 用于使用定义所述第一图像数据中第二点 (36b) 的参考信息的装置, 其中所述第一图像数据中第二点 (36b) 在所述超声波探测器产生所述对象的第一图像数据时位于所述对象的表面上,
- f) 用于响应于用户对所述超声波探测器 (1) 的方向的调节和 / 或从所述第二图像数据中选择合适的图像, 使得在所述显示设备 (6) 上第一图像和第二图像的方向对准, 使用所述参考信息, 并且通过按所述第二点 (36b) 和所述表面点 (36a) 被显示在相对于所述显示设备的唯一坐标轴具有相同坐标的位置处的方式对齐所述第一图像数据和所述第二图像数据自动地完成所述部分对齐的装置, 其中所述坐标轴在所述直线 (35a) 的方向上延伸。

7. 根据权利要求 6 所述的设备, 其中所述参考信息由所述超声波探测器产生。
8. 根据权利要求 7 所述的设备, 其中所述直线 (35a) 的方向对于给定剖面是固定的。
9. 根据权利要求 6 至 8 中任意一项所述的设备, 还包括用于在显示设备 (6) 上叠加所述片段和所述第一图像数据的装置, 其中所述表面点 (36a) 和所述第一图像数据中的所述第二点 (36b) 位于所述显示设备的同一高度处。
10. 根据权利要求 6 至 8 中任意一项所述的设备, 其中所述第一图像数据已经由超声波探测器产生。
11. 根据权利要求 6 至 8 中任意一项所述的设备, 其中, 所述设备接收所述超声波探测器 (1) 产生的几何数据, 其中所述几何数据包括以下类型的信息中一个或多个 :
 - 关于第一图像数据的图像单元的至少一个空间维度的信息 ;
 - 关于由第一图像数据所代表的至少一部分图像相对于所述超声波探测器的参考点或相对于超声波图像中参考物或参考点的图像方位信息 ;
 - 关于超声波图像相对于超声波探测器的参考点或参考物的方向的信息 ;
 - 关于由第一图像数据所代表的超声波图像所实际覆盖的区域或范围的信息 ; 和
 - 关于超声波探测器的探测器方位的信息。

对象的第一和第二图像数据的对齐

技术领域

[0001] 本发明涉及对象的第一图像数据及第二图像数据的对齐 (registration)。第一图像数据由超声波 (US) 探测器产生或者已经由其产生。特别地, US 图像数据是 (局部) 二维的。第二图像数据是 (局部) 三维的图像数据。

背景技术

[0002] 本申请的主题可以和以下两个专利申请的主题相结合, 并且 / 或者用其扩充, 这两个专利申请分别是序列号为 10/815759 的美国专利申请, 该申请于 2004 年 4 月 2 日提交, 以及申请号为 03008448. 7 的欧洲专利申请, 该申请于 2004 年 4 月 11 日提交。这两个专利申请的主题被包含在此作为参考。

[0003] 为了能够对比图像或组合图像, 图像的内容必须校准 (inalignment)。如果不同图像数据是由不同探测器产生, 并且 / 或者是在不同时间产生, 那么通常不是这种情况。寻找图像内容之间的对应关系的过程被称为图像对齐。换句话说 : 对齐意味着寻找几何关联, 几何关联将不同图像数据中相同对象、对象的相同部分以及 / 或者相同结构的位置和方向唯一地关联。例如, 这样的关联可包括定义某个图像数据的几何变换的信息, 从而变换后的图像数据与其它图像数据都相对于同一坐标系定义。

[0004] 第二图像数据可能是用计算机 X 线断层成像 (CT)、磁共振 (MR)、正电子发射断层成像 (PET)、X 光以及 / 或者三维 (3D) US 成像设备产生。特别地, 任何 (局部) 3D 图像信息都能够被用作第二图像数据。

[0005] 更特别地, 本发明涉及将 US 图像数据与第二图像数据组合的领域。组合设备可以把对象的 US 图像数据和第二图像数据组合起来。组合后的图像数据可以被显示在屏幕的单独区域内, 并且 / 或者可以被叠加在屏幕上。再特别地, 本发明不仅可以用于支持人类或动物躯体的诊断和 / 或治疗, 而且可以用于涉及材料研究和 / 或材料检验的诊断和 / 或处理。

[0006] 超声波探测器比较容易操作, 并且能够准连续地以及近似实时地传递图像信息。然而, 对于多数申请来说, 其他成像技术 (诸如上述的其中一种) 提供更好的结果。通过组合超声波图像数据和第二图像数据, 能够模拟出超声波探测器产生具有第二图像数据更高品质的图像数据。超声波探测器的移动可以被跟踪, 并且可以显示对应于超声波探测器的瞬时方位和观察方向的第二图像数据。然而, 为了这个目的, 必须精确对齐不同图像数据。

[0007] 超声波探测器的用户可以手动对齐超声波图像数据和第二图像数据, 例如通过相对于对象移动超声波探针直到超声波图像和第二图像数据的图像对齐。然而, 对齐关于几个自由度的图像是个复杂的过程。另一方面, 许多经验丰富的用户更愿意手动对齐图像数据, 而不是依靠自动系统。此外, 标记可以被附加到对象上, 其中标记在两种图像数据中都是可见的。标记方位在对齐过程中被对齐。

发明内容

[0008] 本发明的目标在于提供促进超声波图像数据和第二三维图像数据的对齐的方法和装置。

[0009] 提出了通过执行自动部分对齐以支持第一和第二图像数据的对齐（尤其是手动对齐）。因此，用户不需要自己执行全部的对齐过程。

[0010] 特别地，提出了下述方法：用于支持对象的第一图像数据和该对象的第二图像数据的对齐（尤其是手动对齐）的方法，其中

[0011] a) 第一图像数据由超声波探测器产生，并且 / 或者已经由其产生，

[0012] b) 第二图像数据是局部三维图像数据，

[0013] c) 使用定义第一图像数据中参考位置的参考信息，其中参考位置在超声波探测器产生对象的第一图像数据时位于对象的表面上或者位于距离对象表面一个确定距离处，

[0014] d) 在第二图像数据中识别对象表面上的或者处于距离表面的确定距离处的至少一个表面点，以及

[0015] e) 利用参考信息以及利用关于第二图像数据中表面点位置的信息，相对于一个对齐方向对齐第一和第二图像信息。

[0016] 此外，提出了下列装置：用于支持对象的第一图像数据和该对象的第二图像数据的手动对齐的装置，包括：

[0017] ● 用于接收第一图像数据的接口，其中第一图像数据由超声波探测器产生以及 / 或者已经由其产生；

[0018] ● 用于接收第二图像数据的接口以及 / 或者用于存储第二图像数据的数据存储器，其中第二图像数据是局部三维图像数据；

[0019] ● 用于接收参考信息的接口，参考信息定义了第一图像数据中的参考位置，其中当超声波探测器产生对象的第一图像数据时，参考位置位于对象表面上或者位于距离对象表面一个确定距离处；

[0020] ● 用于在第二图像数据中识别对象表面上的或者距离表面一个确定距离处的至少一个表面点的识别设备，并且识别装置用于产生关于表面点在第二图像数据中位置的相应信息，其中识别装置被连接到用于接收第二图像数据的接口以及 / 或者被连接到数据存储器；

[0021] ● 用于利用参考信息以及利用关于表面点在第二图像数据中的位置的信息相对于一个对齐方向对齐第一和第二图像数据的部分对齐设备，其中部分对齐设备被连接到用于接收参考信息的接口并且被连接到识别设备。

[0022] 相对于一个对齐方向的对齐可包括变换第一和 / 或第二图像数据的坐标，使得参考位置的方位和表面点的方位在联合坐标系中适应。特别地，如果参考位置位于对象的表面上，那么通过执行变换使得一个对齐方向上的方位变得相同。此外，部分对齐的结果可以被用于完全对齐中，例如为了确定变换矩阵的值。

[0023] 参考信息可以由超声波探测器产生。特别地，参考信息可以是下述几何数据的一部分，或者可以用几何数据产生（对于关于这样的几何数据的进一步详细描述，参考 2004 年 4 月 2 日提交的美国专利申请序列号 10/815759 和申请号为 03008448.7 的欧洲专利申请）。因此，优选地使用能够产生这种参考信息或几何数据的超声波探测器，其中超声波探测器可以直接被连接到用于支持手动对齐的对齐支持设备（例如计算机）。

[0024] 当产生超声波图像数据时,第一图像数据中的参考位置可以是一个点,例如将被准确位于对象表面上(例如病人的皮肤上)的所谓“近邻点”。在这种情况下,参考位置到对象表面的确定距离为零。换句话说,近邻点可以位于超声波探测器的超声波探针的表面上,其中在产生超声波图像数据过程中,探针的表面接触对象的表面。超声波探测器可“知道”近邻点在超声波图像中的位置。对于近邻点的替代或附加,可以定义近邻线,近邻线是对象表面的切线(或者可以平行于切线)。然而,代替近邻点或近邻线,可以在超声波图像数据中定义其他参考位置。例如,当超声波探针接触对象时,参考位置可以位于距离对象表面一个已知距离处。

[0025] 对象表面上的至少一个表面点可以被对齐支持设备识别。可以识别多个表面点,其中例如每个表面点位于第二图像数据的不同剖面之一内,以及 / 或者其中表面点位于第二图像数据的同一剖面内。特别地,至少一个表面点可以是直线和对象表面的交点,其中所述直线在确定的观察方向上延伸。该观察方向可以是当超声波探测器在产生超声波图像数据期间观察对象时超声波探测器的确定方向。术语“相交”包括直线只在表面的一侧延伸的情况,也就是说直线在表面处终止。

[0026] 表面点可以通过沿在识别方向上延伸的直线评估第二图像数据来识别。特别地,识别方向可以是对于第二图像数据的给定剖面固定的,或者可以利用关于对象表面形状的信息被计算出来。直线与对象表面在至少一个点上相交。如果在第二图像数据的图像边界内对于给定直线没有这种相交点,那么信号可以被输出给用户,并且用户可以改变图像以及 / 或者图像边界。如果存在多于一个相交点,那么可以自动选择相交点的其中一个,并且部分对齐可以在这个相交点的基础上被执行。然而,用户可以选择其它相交点中的一个。或者,可以对多于一个的相交点执行部分对齐,并且相应的结果可以被提供给用户用于选择适当的结果。

[0027] 几条直线可互相平行,并且因此具有相同的识别方向。特别地,当识别方向对于第二图像数据的给定剖面是固定的时候,在用户执行手动对齐过程期间,可以为多条直线预先和 / 或重复地识别相交点。特别地,当用户在横切于自动对齐的对齐方向的方向上修改(例如通过移动超声波探针)第一和第二图像数据的对准时,可以重复识别。更优选地,重复自动对齐的相应结果被自动显示,例如通过叠加第一和第二图像数据的图像(见下文关于图像的显示)。

[0028] 用户可以校正部分自动对齐的结果。例如,如果用户通过向表面挤压超声波探针来使对象表面变形,那么校正可能是必须的。特别地,为了这个目的,提出了以下优选实施例:根据相对于一个对齐方向的部分对齐,显示第一图像和第二图像。第一图像对应于第一图像数据并且第二图像表示第二图像数据的一部分。此外,参考位置被显示在第一图像上,并且至少一个表面点被显示在第二图像中。结果,用户能够比较参考位置和至少一个表面点。

[0029] 至少一个的表面点可以被识别,识别过程包括下述步骤中的一个或者两个都包括:

[0030] ● 将数据点的数据值和阈值相比较;

[0031] ● 估计相邻数据点的数据值,并且识别数据值的局部部分导数与阈值匹配或者匹配或超过阈值的位置。

[0032] 特别地,数据值可以是第二图像数据的灰度 (greyscale) 值。

[0033] 根据优选实施例,可以对应于重复产生的超声波图像数据显示对象的第一图像(例如在计算机屏幕上),并且可以对应于第二图像数据显示对象的第二图像,其中对象的至少一部分的方向和 / 或缩放在第一和第二图像中是相同的。第一和第二图像数据的这种类型的组合以及其它类型的组合可以由组合设备来执行。

[0034] 特别地,剖面可以被定义,并且位于剖面内的第二图像数据被显示。优选地,第一图像和第二图像在显示设备上叠加,其中根据相对于一个对齐方向的部分自动对齐来显示第一图像和第二图像。这意味着,用户能够看到部分对齐的结果,并且能够容易地完成对齐。例如,用户将手动地相对于第二对齐方向对齐不同的图像数据,第二对齐方向垂直于第一对齐方向。此外,自动和手动对齐都能够在第二剖面中被执行,第二剖面可垂直于第一剖面。

[0035] 此外,用户可以通过选择剖面以及通过定位和对准超声波探测器的超声波探针来开始对齐程序,使得第一图像(显示的超声波图像)为剖面里的图像。优选地,根据本发明的自动部分对齐在用户已经选择剖面时就立即执行。

[0036] 跟踪传感器可以和超声波探测器的超声波探针相结合(例如附加到超声波探测器的超声波探针上),并且可以提供跟踪系统使得可以跟踪超声波探针在全局坐标系中的方位和方向。

[0037] 除了超声波图像数据之外,超声波探测器可以产生几何数据并且可以把几何数据传输给对齐支持设备以支持手动对齐。几何数据可以被用于执行上述的局部对齐。

[0038] 几何数据包括一项或多项下述类型的信息:

[0039] a) 关于第一图像数据的图像单元,特别是像素,的至少一个空间维度的信息(优选地对于坐标系的不同方向是分开的);

[0040] b) 关于由第一图像数据所代表的至少一部分图像相对于超声波探测器的参考点或相对于超声波图像中参考物的参考点的图像方位信息。如果用户能够调节超声波图像的缩放,那么这个信息特别有用。例如,该信息包括图像单元(例如像素)的间距。结合 a)项中的缩放比例信息,间距可以用 cm 或者其他长度单位来定义。

[0041] c) 关于超声波图像相对于超声波探测器的参考点或参考物(尤其是探测器的超声波探针)的方向的信息。例如,该信息可以包括超声波图像坐标系中的至少一个轴的方向;以及

[0042] d) 关于由第一图像数据所代表的超声波图像所实际覆盖的区域或范围的信息;

[0043] e) 以及可选的:关于超声波探测器相对于方位传感器的探测器方位的信息,方位传感器用于确定超声波探测器的位置和 / 或方向。除了方位传感器之外,信号源可以被耦合到超声波探针,其中信号能够被评估以确定探针的方位。例如,这种信息可以被一次性预先收集,并且可以为每个超声波探针而被单独保存,超声波探针可以被连接到超声波系统 / 设备。在这种情况下,在运行过程中简单地传输识别信号就已经足够了,识别信号使得能够识别所使用的探针。组合设备能够利用识别信息来选择各自的几何信息。在特定实施例中,被传输或保存的关于相对方位的信息可以是校准矩阵。

[0044] 优选地,所有这些类型的信息都从超声波探测器传输到组合设备。

[0045] 如果超声波探测器包括用于控制超声波探测器图像数据产生的控制单元,那么控

制单元可以被用于产生至少一部分的几何数据。例如,利用对象中超声波的速度值,控制单元能够通过设置检测 US 回波信号的时间限值来调节超声波图像的穿透深度。在这种情况下,控制单元能够计算穿透深度并且能够把关于穿透深度的信息传输给组合设备。此外,超声波探针的图像记录区域的宽度可以被控制单元用于控制用途,并且控制单元能够将该信息传输给组合设备。

[0046] 此外,成像系统的超声波探测器、组合设备以及(可选的)其他部分或单元可被集成在同一个设备中。例如,这种设备的几个或所有单元可以被连接到数据总线系统以传输数据。

[0047] 此外,本发明包括:

[0048] - 计算机可加载的数据结构,用于当数据结构正在计算机或计算机网络中被执行时实现根据本说明书中所述的实施例之一的方法,

[0049] - 计算机程序,用于当程序在计算机或计算机网络中被执行时实现根据本说明书中所述实施例之一的方法,

[0050] - 包含当计算机程序在计算机或计算机网络上正被执行时实现根据本说明书中所述实施例之一的方法的程序部分的计算机程序,

[0051] - 包含根据上述条目的程序部分的计算机程序,其中程序部分被存储在计算机可读取的存储介质上,

[0052] - 存储介质,其中数据结构被存储在存储介质上,并且数据结构在已经被加载到计算机或计算机网络的主存储器和/或工作存储器之后,被用于实现根据本说明书中所述的实施例之一的方法,

[0053] - 具有程序编码部分的计算机程序产品,其中程序编码部分能够被存储在或者被存储在存储介质上,并且如果程序编码部分在计算机或计算机网络中被执行,那么编码部分被用于实现根据本说明书中所述的实施例之一的方法,以及/或者

[0054] - 可加载入计算机或计算机网络的内部存储器的计算机程序产品,包括利用根据前面所定义方法的 a) 和 b) 项的数据来执行前面所定义方法的步骤 c) 到 e) 的程序代码部分;或者,方法可以包括这些步骤和条目,而且可以包括本说明书中描述的任何附加的特征。

附图说明

[0055] 接下来,将参考附图来阐述实例和优选实施例。然而,本发明不只限于下列描述中阐述的特征。附图概略地显示了:

[0056] 附图 1 表示包含用于将超声波图像数据与第二类型数据,例如 CT 图像数据,组合的设备的装置;

[0057] 附图 2 表示附图 1 中所示的超声波探测器的更为详细的视图;

[0058] 附图 3 概略地表示显示在显示设备上的内容;

[0059] 附图 4 表示附图 3 中的一部分内容,这部分内容显示在显示设备的某个区域内;

[0060] 附图 5 表示部分对齐的流程图;以及

[0061] 附图 6 表示具有用于支持手动对齐的设备的装置。

具体实施方式

[0062] 如附图 1 所示,超声波探测器 1 通过图像数据连接 10 连接到组合设备 5。图像数据连接 10 被连接到接口 9 以接收超声波图像数据。对象 3 的图像被显示在显示设备上(例如屏幕 6),显示设备被连接到组合设备 5。组合设备 5 可以是计算机,例如个人计算机,并且可以被用于执行不同图像数据和 / 或不同图像的部分对齐。

[0063] 超声波探测器 1 产生对象 3 的第一图像数据并且通过图像数据连接 10 将第一图像数据传输到组合设备 5。组合设备 5 包括数据存储器 4,数据存储器 4 包含先前已经由独立设备(图 1 中未显示)产生的第二图像数据。组合设备 5 用于组合第一和第二图像数据并将他们显示在屏幕 6 上。例如,第一和第二图像数据可以被单独显示在分开的屏幕上,或者可以被叠加在一起。在任何情况下,优选的是,用第一图像数据产生的第一图像以及用第二图像数据产生的第二图像至少部分地表示对象 3 的相同区域或范围。特别地,用户可以调节超声波探测器 1 的方向,并且 / 或者可以从第二图像数据中选择合适的图像,使得第一图像和第二图像的方向在屏幕 6 上对准。此外,用户可以调节至少一个图像的几何缩放比例(图像单元在屏幕 6 上的尺寸),使得第一图像的缩放比例和第二图像的缩放比例相等。

[0064] 超声波探测器 1 以及组合设备 5 通过附加的数据连接 12 彼此相连,用于将几何数据从超声波探测器 1 传送到组合设备 5。连接 12 被连接到组合设备 5 的接口 7。特别地,几何数据连接 12 可以被连接到超声波探测器 1 的控制单元 14(如附图 2 所示)。

[0065] 实际上,数据连接 10、12 可以通过单独的数据连接链路或者通过同一数据连接链路来实现。例如,“链路”可以包括一根连接线、多条连接线以及 / 或者数字数据总线或总线系统。

[0066] 超声波探测器 1 的超声波探针 16(附图 2)被固定耦合到跟踪系统的方位传感器 18 上。通过确定这种方位传感器在全局坐标系(例如房间坐标系)中的方向和位置,能够跟踪超声波探针 16 的运动。例如,磁信号以及 / 或者光信号(例如红外线)可以被用于跟踪系统。方位传感器 18 被连接到跟踪系统控制单元 8,并且控制单元 8 被连接到组合设备 5。在装置 2 的运行过程中,控制单元 8 重复地或者准连续地把关于超声波探针 16 方位和方向的信息传输给组合单元 5。或者,该信息可以被直接从 US 探测器传输到组合设备。也就是说,该信息可以被至少部分地包含在被传输的几何数据中。

[0067] 如附图 2 所示,超声波装置 1 可以例如包括超声波探针 16,超声波探针例如通过软线 17 被连接到超声波控制单元 14,用于将回波信号传输给控制单元 14。另一方面,控制单元 14 能够通过软线 17 将控制信号传输给超声波探针。也可能至少一部分几何信息从超声波探针 16 被传输到控制单元 14,和 / 或至少一部分由控制单元 14 产生的几何信息是基于以及 / 或者来源于从超声波探针 16 传输到控制单元 14 的信息。

[0068] 输入单元 20 被连接到超声波控制单元 14,例如用于输入超声波探测器的设定,例如穿透深度和 / 或超声波图像范围。此外,用户可以通过输入单元 20 来改变超声波图像的方向。

[0069] 附图 6 表示用于支持手动对齐的设备 46 的最佳实施例。设备 46 是例如个人计算机,并且被用于组合超声波图像数据和诸如 CT 图像数据的三维图像数据(第二图像数据)。此外,用户能够移动超声波探针和 / 或能够把命令输入到设备 46,使得设备 46 能够执行超声波数据和第二图像数据的完全对齐。由于这些用户行为(移动第一图像和 / 或输入命

令),因此对齐过程是被“手动”执行的,尽管设备 46 执行必要的计算。

[0070] 附图 6 中所示的设备 46 可以是附图 1 中的组合设备 5。另外,设备 46 包括用于输入第二图像数据的接口 47。接口 47 被连接到数据存储器 4。此外,提供了用于将命令输入到设备 46 的输入设备 45。输入设备 45 可以包括指针设备(诸如轨迹球或计算机鼠标)、键盘和 / 或其他输入工具。

[0071] 输入设备 45 被连接到部分对齐设备 43。部分对齐设备 43 被连接到接口 7、接口 9、屏幕 6 以及识别设备 41,识别设备 41 被连接到数据存储器 4。识别设备 41 以及 / 或者部分对齐设备 43 可以由运行在设备 46 的中央处理单元上的软件来实现。

[0072] 附图 6 所示的装置可以根据用于支持第一和第二图像数据的手动对齐方法的最佳实施例来运行,该实施例在下文中被阐述。

[0073] 在程序的开始,用户可以选择第二图像数据的片段,也就是说,他可以定义和 / 或选择剖面,并且相应的第二图像数据可以被显示在显示设备(例如屏幕 6)的一个区域(例如附图 3 所示的矩形区域 31)中。例如,用户可以定义剖面为病人的轴向、径向或冠状剖面。此外,他可以通过向设备 45 输入命令来选择特定的剖面。附图 3 中表示的显示设备的内容包括用于滚动预定类型的剖面(在实例中为病人的轴向剖面)的片段的区域 32。在矩形区域 31 中,病人躯体的轮廓 34 被概略性地显示了。轮廓 34 是由病人的皮肤所定义的。

[0074] 超声波图像被显示在显示设备的第二区域(例如附图 3 中所示的矩形区域 33)。附加地或替代地,超声波图像和片段可以被叠加在显示设备的同一区域上。附图 4 表示这样的区域,该区域可以是附图 3 的矩形区域 33。标号 38 表示超声波图像区域的边界。只有在这些边界 38 的内部,图像数据能够被超声波探测器收集。附图 3 中所示的内容进一步包括可以用于其它目的的显示区域。

[0075] 或者,用户可以首先选择超声波图像,然后选择第二图像数据的相应片段,并且可以手动对齐超声波图像和片段。

[0076] 附图 3 和附图 4 中所示的超声波图像和片段的对齐是根据本发明的部分对齐程序的结果。从区域 31 中能够看出,垂线 35a 被显示在区域 31 内,该垂线从区域 31 的顶部边界延伸到轮廓 34,并由此延伸到病人(对象)的表面。点 36a 标记线 35a 连接到轮廓 34 的位置。这就是直线 35 与对象表面的“相交点”,更通常的说法是将被识别的“表面点”。

[0077] 在本发明的优选实施例中,为每个剖面定义识别的方向。直线 35a 在确定的识别方向上延伸。而且,一旦第二图像数据的片段被选择,直线 35a 可以被自动生成和 / 或其位置可以由设备 46 计算出来。例如,直线 35a 被定义为在垂直方向上延伸的、并且将片段的显示图像分割成两个相等半部的直线。因此,当片段的边界在水平方向上移动时,直线 35a 相对于片段的图像数据自动移位。而且,优选的是,相应的相交点 36a 被自动计算,并且可选地被显示。然而,直线的方位可以被不同地定义。

[0078] 同样,直线 35b 和直线 35b 下端处的点 36b 被显示在第二矩形区域 33 和附图 4 中。在这个实例中,直线 35b 是把显示的超声波图像分割成两个相等半部的直线,并且点 36b 是所谓的“近邻点”(关于近邻点的定义见上文)。近邻点由设备 46 所接收的参考信息来定义。然而,直线可以位于其他位置。

[0079] 尽管直线 35a、35b 以及点 36a、36b 被显示在附图 3 的实例中,但是在本发明的其他实施例中这并不是必须的情况。

[0080] 在以下信息被提供的时候：

[0081] ● 第二图像数据的片段及其边界，

[0082] ● 用于识别表面点的识别方向，

[0083] ● 为了定义直线（诸如直线 35a）的位置的足够信息，

[0084] ● 超声波图像以及

[0085] ● 参考信息（即在超声波图像数据中定义参考位置的信息）

[0086] 部分对齐程序自动地计算表面点的位置。足以计算相第二图像数据的一个方向，即相对于识别方向，的位置（例如表面点的坐标）。在附图 3 和附图 4 的实例中，位置可以用 y 坐标来定义（关于 y 轴的定义见附图 4）。

[0087] 或者，对应于超声波图像的近邻点（或其他参考位置）的、对象表面上的表面点可以用不同的方式来识别，尤其是不使用识别方向的方式。例如，对象的表面轮廓或其一部分可以被识别为线，而且可以利用附加的信息识别表面点。该附加信息可以简单定义表面点位于显示图像的右边界和左边界之间的一半距离。当表面点已经被识别时，部分对齐程序是通过对准超声波图像和片段来完成的。在附图 4 的实例中，片段被显示，使得表面点（点 36a）与近邻点（点 36b）位于相同的高度（相同的 y 轴值）。

[0088] 现在，用户可以通过移动超声波探测器（或者通过移动探测器的探针）以使超声波图像在水平方向（x 轴方向，见附图 4）上被移位从而完成对齐。为了确定把超声波探测器移动到哪里，用户可以使用叠加后的图像中的结构。附图 4 显示了在第二图像数据中的结构 50a、50b 以及在超声波图像数据中的结构 39a、39b。结构 50a、39a 以及结构 50b、39b 来源于对象的相同区域。因此，附图 4 表示对齐仍然没有完成的情况。当用户已经完成对齐时，他可以在按钮 37（附图 3）上点击，从而通知设备应该在两个图像的瞬时方位的基础上或者在超声波探测器的瞬时方位的基础上执行对齐。

[0089] 更一般而言，自动部分对齐过程可以包括以下步骤（附图 5）：

[0090] 步骤 S1：接收输入数据，特别是第一图像数据和第二图像数据，

[0091] 步骤 S2：接收定义第一图像数据中参考位置的参考信息，

[0092] 步骤 S3：识别对象表面上的表面点，

[0093] 步骤 S4：相对于一个对齐方向对齐第一和第二图像数据以及

[0094] 步骤 S5：输出部分对齐的结果。

[0095] 步骤 S1 和 S2 可以按不同的顺序和 / 或彼此并行地执行。

[0096] 步骤 S3 可以利用包括以下特征的软件部分来执行：

[0097] 利用关于识别方向的信息来识别给定片段在第二图像数据中的起点。随后，从起点开始，按照识别方向中的连续顺序来评估图像数据点的值（例如灰度值）。评估被执行直至到达给定片段的边界或者直到表面点被识别。为了评估，图像数据点的每一个值可和阈值相比较。例如，阈值是一个确定的灰度值，可以选择这个灰度值使得人或动物的患者的皮肤（即对象的表面）产生远高于第二图像数据中的阈值的值，并且患者外的区域产生远低于第二图像数据中的阈值的值（或者反之亦然）。在 CT 图像数据的情况下，外部区域显示为黑暗的并且皮肤显示为明亮的。因此，如果识别外部区域中的起点，一旦到达皮肤的第一数据点（表面点），那么程序将停止。这个数据点的至少一个坐标可以被返回到主程序并且可以被用于执行部分对齐。

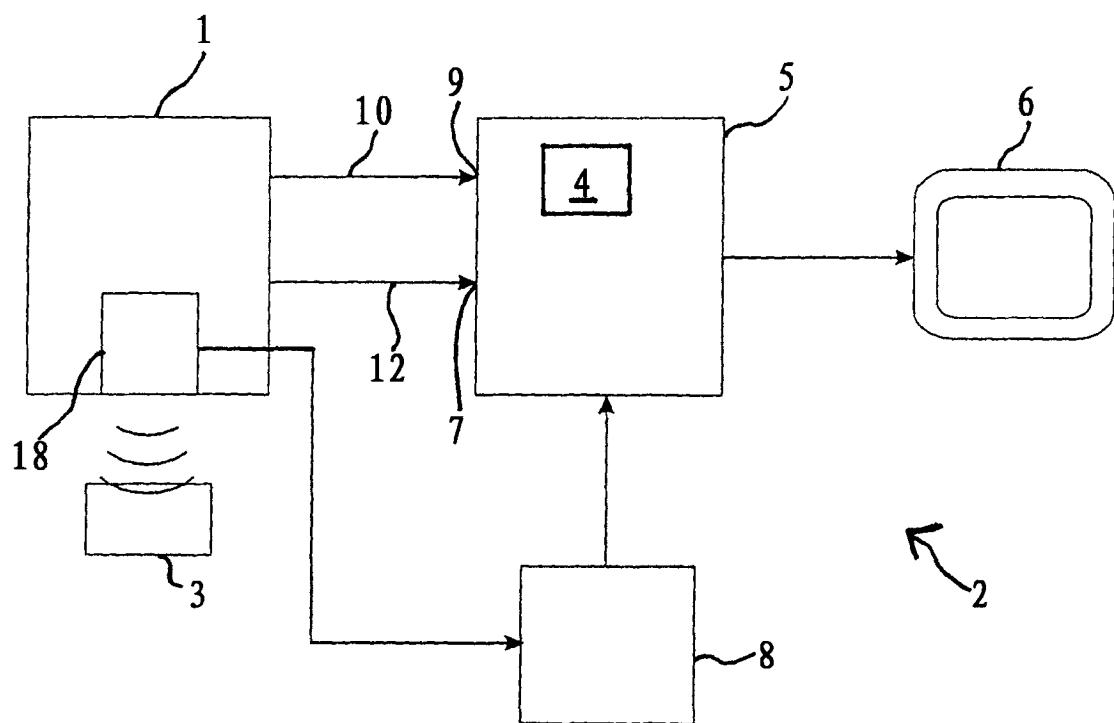


图 1

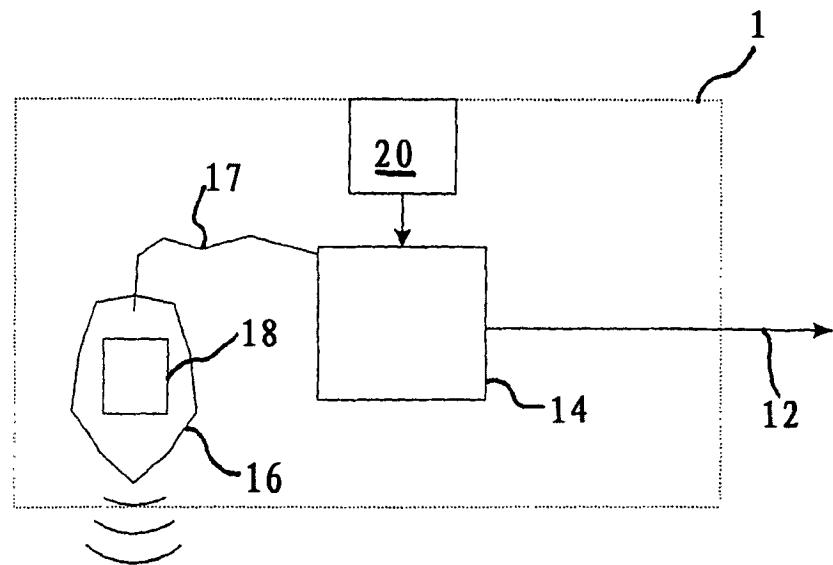


图 2

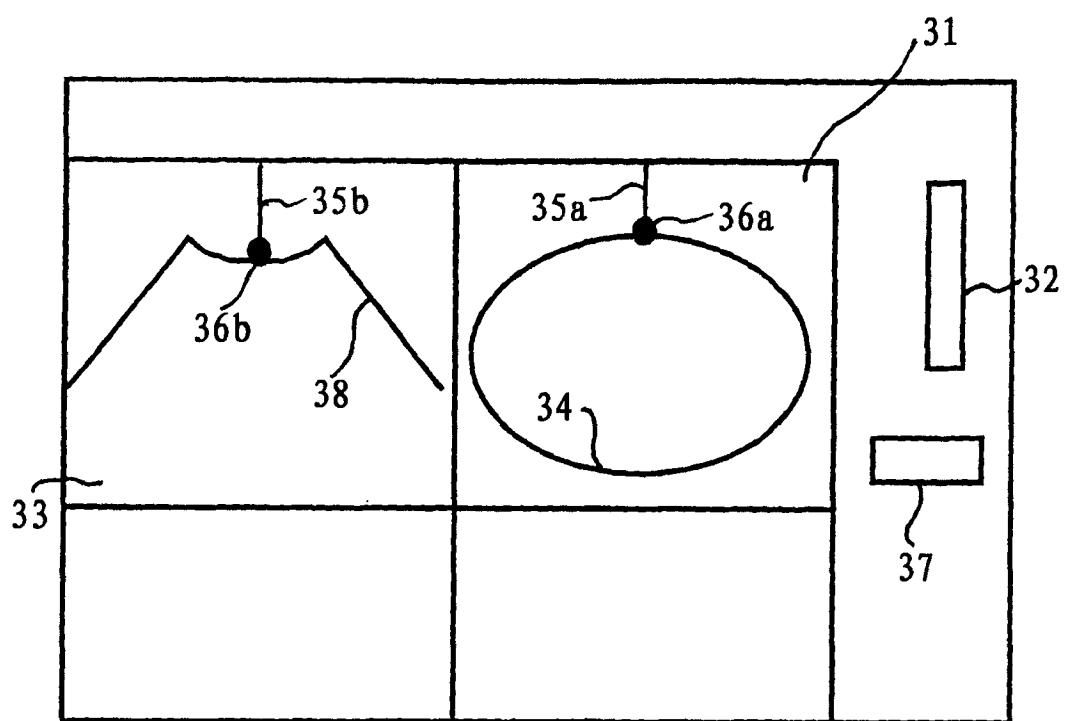


图 3

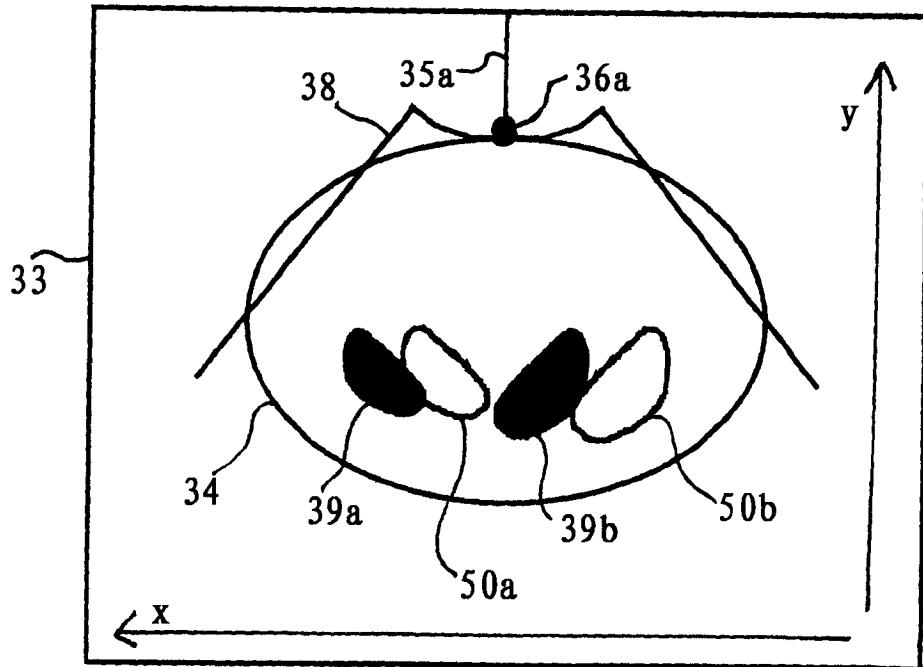


图 4

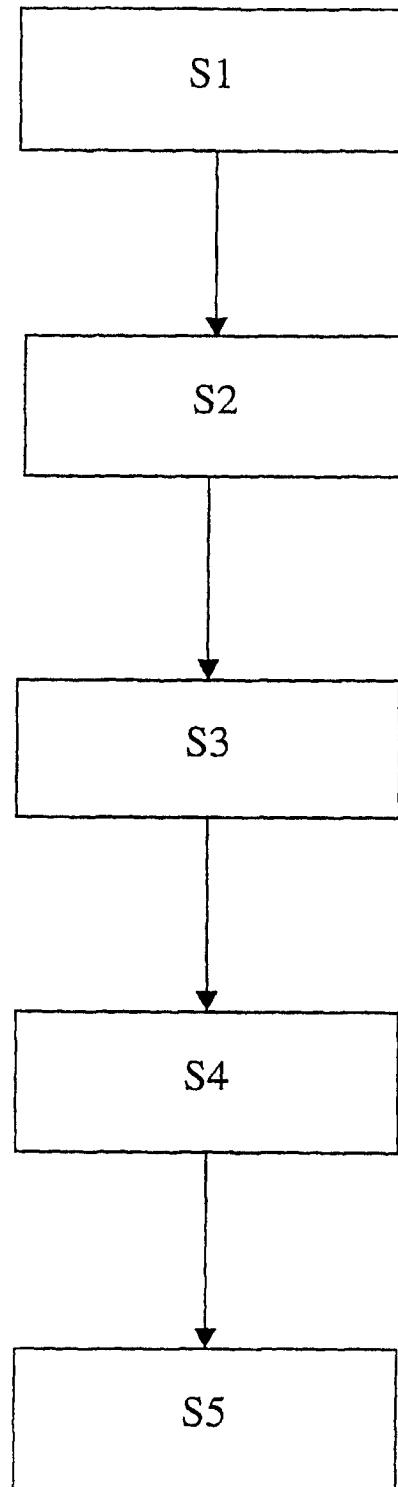


图 5

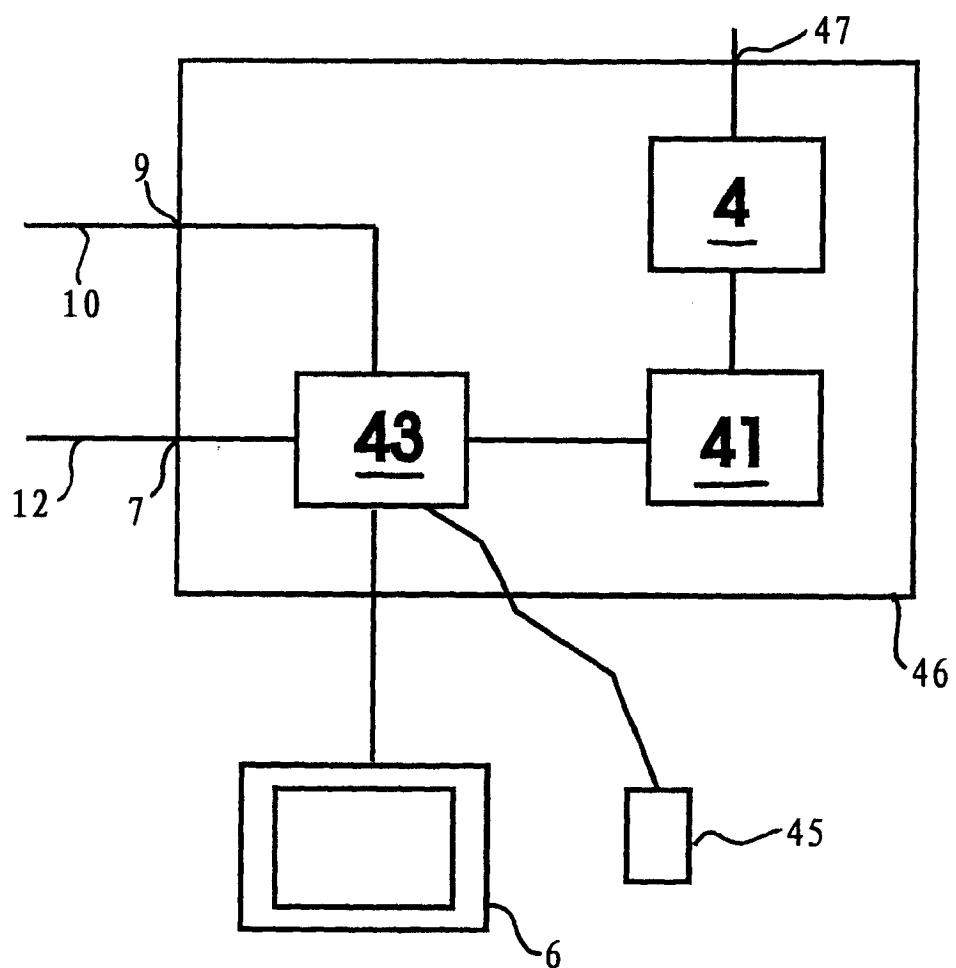


图 6

专利名称(译)	对象的第一和第二图像数据的对齐		
公开(公告)号	CN1760915B	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	CN200510103950.8	申请日	2005-09-16
[标]申请(专利权)人(译)	百胜集团		
[标]发明人	马库斯·格林 乔治斯·萨卡斯		
发明人	马库斯·格林 乔治斯·萨卡斯		
IPC分类号	G06T7/00 G06T11/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T2207/30004 G06T2207/10132 G06T2207/10072 G06T7/0028 A61B8/4254 G06T7/33		
代理人(译)	董莘		
审查员(译)	郭建春		
优先权	2004023437 2004-10-01 EP		
其他公开文献	CN1760915A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及对象的超声波图像数据及所述对象的三维的第二图像数据的对齐。提出通过自动处理来支持手动对齐。使用在超声波图像(33)中定义参考位置(36b)的参考信息，其中当超声波探测器产生超声波数据图像的时候，参考位置(36b)位于对象表面上或者位于距离对象表面一个确定间距处。在第二个图像(31)中识别对象表面(34)上的或者距离表面(34)一个预定间距处的至少一个表面点(36a)。利用参考信息以及利用关于表面点(36a)在第二图像(31)中的位置的信息，相对于一个对齐方向对准超声波图像数据以及第二图像数据。

