

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200480037478.6

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 17/22 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61F 7/00 (2006.01)

[43] 公开日 2007年1月10日

[11] 公开号 CN 1893878A

[22] 申请日 2004.11.16

[21] 申请号 200480037478.6

[30] 优先权

[32] 2003.12.16 [33] JP [31] 417436/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/016974 2004.11.16

[87] 国际公布 WO2005/058168 日 2005.6.30

[85] 进入国家阶段日期 2006.6.15

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 吉川秀树 东 隆 梅村晋一郎

川畑健一

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 李贵亮

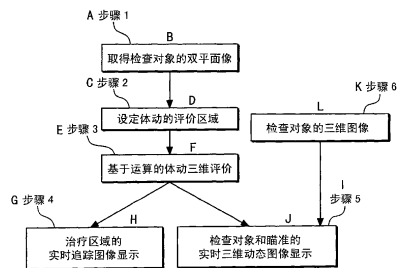
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波体动检测装置、和使用该装置的图像提示装置及超声波治疗装置

[57] 摘要

本发明提供一种对检查对象的三维体动进行检测的超声波体动检测装置。其包括：第一和第二超声波探头(13)，由压电元件排列成阵列状而成，用于对检查对象发送超声波并获取来自所述检查对象的反射信号；体动检测部(20)，从通过所述第一和第二超声波探头取得的反射信号提取出在所述检查对象的体动评价中所使用的评价区域，并检测出所述评价区域内的三维体动；和图像显示部(19)，显示所述评价区域内的三维体动，由所述第一和第二超声波探头进行的超声波扫描面交叉。



- A—步骤 1
- B—取得检查对象的双平面像
- C—步骤 2
- D—设定体动的评价区域
- E—步骤 3
- F—基于运算的体动三维评价
- G—步骤 4
- H—治疗区域的实时追踪图像显示
- I—步骤 5
- J—检查对象和瞄准的实时三维动态图像显示
- K—步骤 6
- L—检查对象的三维图像

1. 一种超声波体动检测装置，包括：

5 第一和第二超声波探头，由压电元件排列成阵列状而成，用于对检查对象发送超声波并获取来自所述检查对象的反射信号；

体动检测部，从通过所述第一和第二超声波探头取得的反射信号提取出在所述检查对象的体动评价中所使用的评价区域，并检测出所述评价区域内的三维体动；和

10 图像显示部，显示所述评价区域内的三维体动，
由所述第一和第二超声波探头进行的超声波扫描面交叉。

2. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，
在所述第一和第二探头之间交替进行超声波扫描，获得由不平行的2个扫描面构成的双平面图像。

15 3. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，
在第一和第二探头之间交替进行超声波束的收发，获得双平面图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，
用于所述体动评价的信号成分是，所述检查对象的轮廓成分、或来自分散在所述检查对象体内的点反射体的反射信号相互干涉而产生的
20 斑点成分、或者组合这两者而得到的成分。

5. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，
设定多个所述评价区域来评价所述检查对象的局部体动，由此检测出所述检查对象内部的检查区域的移动和/或变形。

6. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，
25 在所述评价区域内进行通过所述第一和第二超声波探头获得的所述反射信号的多个一维信号之间的相关运算。

7. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，
对由2个扫描面构成的各双平面图像进行所述体动评价，检测出所述检查对象的三维体动的速度成分。

30 8. 根据权利要求1所述的超声波体动检测装置，其特征在于，

使摄像断面根据所述检查对象的动作进行变化，实时地将所述检查对象的追踪图像显示于所述图像显示部。

9. 一种超声波治疗装置，是在权利要求 1 所述的超声波体动检测装置中组合治疗用探头而形成的超声波治疗装置，根据所述检查对象的动作，追踪所述超声波治疗装置的治疗用超声波的瞄准。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波治疗装置，其特征在于，

将所述检查对象的三维动作、和与其相对应的所述治疗用超声波的瞄准的自动追踪情况作为三维实时动态图像，显示于所述图像显示部，同时显示所述检查对象的双平面图像。

11. 一种图像提示装置，其使用权利要求 1 所述的超声波体动检测装置，包括：

摄像断面确定部，其根据由所述体动检测部检测出的体动结果，推测通过所述第一和第二超声波探头获得的摄像断面距离初始位置的相对移动量，来确定三维空间中通过所述第一和第二超声波探头而获得的摄像面的位置；

三维图像存储部，其保存所述检查对象的三维图像；

初始断面位置设定部，其将与所述初始位置对应的、从所述三维图像提取出来的二维图像作为初始位置进行设定；和

图像提取部，其伴随着由所述摄像断面确定部确定的基于所述第一和第二超声波探头而得到的摄像断面的变化，使已由所述初始断面位置设定部设定的提取断面发生变化，来从所述三维图像存储部提取出对应的二维高分辨率图像，

随时将已提取出的图像显示于所述图像显示部。

12. 根据权利要求 11 所述的图像提示装置，其特征在于，所述三维图像是 MRI 图像、X 线 CT 图像、PET 图像中的任一种。

13. 根据权利要求 11 所述的图像提示装置，其特征在于，

使用所述检查对象胸骨的剑突等特征部位的位置信息，来进行基于所述第一和第二超声波探头而得到的摄像断面的初始位置、和与其相对应的所述三维图像中的初始位置的设定。

14. 根据权利要求 11 所述的图像提示装置，其特征在于，

所述三维图像包括安装在检查对象的内部或外部的人工造影物质的图像，以所述造影物质的位置为基准，来进行基于所述第一和第二超声波探头而得到的摄像断面的初始位置、和与其相对应的所述三维图像中的初始位置的设定。

5 15. 根据权利要求 11 所述的图像提示装置，其特征在于，

 基于所述第一和第二超声波探头而得到的摄像断面的初始位置、和与其相对应的所述三维图像中的初始位置的设定，在一差分值的绝对值最小的位置进行，其中，所述差分值是通过在由所述第一和第二超声波探头获得的超声波图像与从所述三维图像提取的提取图像之间进行差分而获得的。

10

 16. 根据权利要求 11 所述的图像提示装置，其特征在于，

 设定多个所述评价区域来评价所述检查对象的体动，由此检测出所述检查对象内部的检查区域的移动和/或变形。

 17. 根据权利要求 11 所述的图像提示装置，其特征在于，

15 具备提取图像再构成部，其设定多个所述评价区域，通过插补多个所述提取断面来进行连续结合，从而再构成二维的提取图像。

超声波体动检测装置、和使用该装置的图像提示装置及超声波治疗装置

5

技术领域

本发明涉及使用超声波来检测检查对象的三维体动的体动检测装置、使用该装置的图像提示装置、以及超声波治疗装置。

10 背景技术

所谓 HIFU (High-Intensity Focused Ultrasound) 或体外冲击波结石粉碎术的、使用了超声波或重粒子线的来自体外的治疗法, 由于其侵袭性低, 术后的 QOL (生活质量: Quality of Life) 高, 所以患者的身体负担低, 还可以缩短治疗时间, 因而作为有用的治疗法而备受注意。但是, 在进行
15 低侵袭性治疗时, 必须视觉捕捉检查对象的动作或经时变化。特别是通过正确评价基于被检者的动作信息、和基于呼吸运动或蠕动运动的体动, 掌握检查对象的三维动作, 可以期待更正确的低侵袭性治疗。

下面, 对以往技术的体动检测法和使用该方法的治疗装置进行说明。

在专利文献 1 (特开 2000-237205 号公报) 中, 报告了使用被安装在
20 能使摄像断面任意旋转的构件上的超声波探头, 检测出体动来进行超声波治疗的方法。该方法可以大致区分成轮廓提取模式和治疗模式。在轮廓提取模式中, 使用超声波静止图像描绘治疗对象的轮廓提取线, 设定 2 点以上的特异点。通过追踪该特异点的动作, 由该特异点的位置关系再构成轮廓线, 可以推测治疗对象的动作。在治疗对象不同的多个断面上进行该特
25 异点的追踪和轮廓线的再构成, 确认治疗用超声波的瞄准存在于治疗对象的轮廓内。接着, 移行至治疗模式, 进行由治疗区域的烧灼体积求出的能量的超声波照射。就治疗区域的动作 (移动量) 而言, 通过振动计或超声波监视器来评价患者的呼吸或体动, 在移动量超过预先设定的阈值处, 自动停止照射, 再次重复进行瞄准设定的步骤。

30 另外, 在专利文献 2 (特开 2002-369888 号公报) 中, 在术前取得检

查对象的高分辨率三维图像，使检查对象近似为椭圆球。术中实时地对检查对象的二维断层像（成为椭圆形状）进行摄像，求出检查对象的面内重心移动量和面积变化。由该重心移动量评价在检查对象的摄像面内的二维动作。另外，判断从面积变化中获得的二维断层像的、在近似椭圆球的上述三维图像中取得最佳匹配的位置，评价二维断层像的垂直方向的体动。5 通过该方法实时地检测出三维体动，通过治疗用射束照射区域中的检查对象的有无来控制照射。

作为进行在诊断和治疗中不可或缺的图像显示的图像诊断装置，可以举出 X 线 CT 装置（X-ray Computed Tomography）、MRI（Magnetic 10 Resonance Imaging）装置、PET（阳电子发射型断层）装置、超声波摄像装置。这些摄像装置根据摄像部位或摄像环境具有相互不同的优劣。超声波图像与其他图像获得机构相比在实时性方面更出色，相反，作为治疗支援图像，在分辨率方面存在问题。另一方面，在 X 线 CT 装置、MRI 装置、PET 装置中，各自的应用部位在不同的功能信息的提示或分辨率方面出色，但与超声波图像相比，在实时性方面存在问题。15

通过体动检测技术，得到由体动而产生变化的超声波探头的摄像断面的位置信息。使用该技术，显示与超声波探头的摄像断面对应的通过其他图像获得机构获得的图像，由此，可以实时性地提示治疗中最佳的支援图像，该支援图像组合了超声波断层像和 MRI 或 X 线图像等通过其他摄像 20 机构获得的图像。

以下，对使用了体动检测方法的图像提示装置的以往技术进行说明。

专利文献 3（特开 2003—144412 号公报）中，在诊断前取得高分辨率 MRI 三维图像。接着，使用超声波诊断装置，对检查对象的二维断层像进行拍摄。从该已获得的二维断层像提取出检查对象的轮廓或血管等成为特征 25 的部位。对照已提取的特征部位和 MRI 三维图像，确定匹配最好的位置，提取出二维断面。使已提取的二维断面变形根据上述的特征部位，显示于图像显示部。这样，通过将实时性摄像的超声波图像置换成高分辨率的 MRI 图像，可以实时性显示高分辨率图像。

另外，在专利文献 4（特开平 9—24034 号公报）中，记载有在 MRI 30 装置的屏蔽室内进行诊断和治疗的系统。用于测量可以通过 MRI 观测的

标记和摄像面角度的倾斜仪被安装在超声波探头上，其确定超声波探头的摄像断面的位置。获得已确定的断面的 MRI 图像，将其显示于图像显示部。

专利文献 1：特开 2000—237205 号公报

5 专利文献 2：特开 2002—369888 号公报

专利文献 3：特开 2003—144412 号公报

专利文献 4：特开平 9—24034 号公报

在专利文献 1 所述的技术中，由于治疗用超声波照射中的体动，是通过使用了振动计或超声波监视器的间接方法检测出来的，所以问题在于难以进行治疗区域的正确体动评价。而且，当治疗对象的体动较大时，存在瞄准设定困难的课题。并且，认为瞄准的错位容易超过阈值，其问题在于，频繁的再设定非常繁琐。另外，因为是从特异点的位置推测治疗区域，所以，特别是对于伴随变形的治疗对象，存在难以进行正确的体动评价和治疗的课题。另外，因为进行三维摄像，所以，存在摄像速度无法赶上实际的体动速度的课题。

在专利文献 2 所述的技术中，由于根据术前得到的检查对象的三维图像、由实时得到的二维图像所评价的检查对象的面积变化，来评价体动，因此，存在难以正确评价检查对象变形的课题。另外，即使考虑使检查对象近似于椭圆形状，对于变形小的体动，认为有多个通过三维椭圆球取得匹配的断面，也存在难以检测出正确的体动，而向正常部位的误照射区域不少的课题。另外，通过照射区域内的检查对象的有无来控制照射，因为重复进行照射，所以，存在治疗需要大量治疗时间的课题。

在专利文献 3 所述的技术中，在对照从超声波二维图像得到的特征部位、和 MRI 三维图像的阶段，为了确定匹配的位置，需要以三维方式扫描二维图像，具有损坏实时性的缺点。另外，实际的生物体的体动并不限于平行移动，还伴随有变形，但是在专利文献 3 的技术中，无法与变形相对应。

在专利文献 4 所述的技术中，MRI 图像的摄像与基于超声波的摄像相比，其实时性更差，存在难以在图像上显示检查对象的实时性动作。

发明内容

本发明的目的在于，提供一种超声波体动检测装置，其可以检测出检查对象的三维体动，并将检查对象的变形或体动的样式作为三维图像实时地进行显示，还提供使用该超声波体动检测装置的图像提示装置和超声波
5 治疗装置。

本发明的超声波体动检测装置，包括：对检查对象收发超声波而得到检查对象的二维断层像（B 模式图像）的两个探头、将两个探头的超声波扫描面正交配置并使检查对象位于两个断面的交线上的正交 2 断面（下面称为双平面图像）的图像获得部、从双平面图像检测出体动的三维速度成分（下面称为速度成分）的信号处理部，和使用速度成分将检查对象的体
10 动作为三维图像实时显示出来的图像显示部。

在本发明的超声波治疗装置中，具备：使用上述的超声波体动检测装置，伴随上述的速度成分使治疗用超声波的聚焦点追踪检查对象的瞄准控制部；和对实时观察检查对象经时变化的实时追踪图像进行显示的图像显
15 示部。

在本发明的图像提示装置中，具备：确定部，其使用上述超声波体动检测装置来确定随体动而发生变化的超声波探头的摄像面；图像提取部，其从通过其他图像诊断装置而得到的三维图像中提取与所确定的面对应的图像；和图像显示部，对所提取的图像进行显示。
20

下面，对本发明的超声波体动检测装置 1 的特征进行说明。

超声波体动检测装置的特征在于，包括：第一和第二超声波探头，由压电元件排列成阵列状而成，用于对检查对象发送超声波并获取来自所述检查对象的反射信号；体动检测部，从通过所述第一和第二超声波探头取得的反射信号提取出在所述检查对象的体动评价中所使用的评价区域，并
25 检测出所述评价区域内的三维体动；和图像显示部，显示所述评价区域内的三维体动，由所述第一和第二超声波探头进行的超声波扫描面交叉。并且，在超声波体动检测装置 1 中，具有如下所示的（2）～（8）的特征。

（2）其特征在于：在所述第一和第二探头之间交替进行超声波扫描，获得由不平行的 2 个扫描面构成的双平面图像。

（3）其特征在于：在第一和第二探头之间交替进行超声波束的收发，
30

获得双平面图像。

(4) 其特征在于：用于所述体动评价的信号成分，是所述检查对象的轮廓成分、和通过来自在所述检查对象的体内散在的点反射体的反射信号相互干涉而产生的斑点成分，或者组合这两者而成的成分。

5 (5) 其特征在于：设定多个所述评价区域来评价所述检查对象的局部体动，由此，检测出所述检查对象内部的检查区域的移动和/或变形。

(6) 其特征在于：在所述评价区域内，进行通过所述第一和第二超声波探头获得的所述反射信号的多个一维信号之间的相关运算。

10 (7) 其特征在于：对由 2 个扫描面构成的各双平面图像进行所述体动评价，检测出所述检查对象的三维体动的速度成分。

(8) 其特征在于：使摄像断面根据所述检查对象的动作进行变化，实时地将所述检查对象的追踪图像显示于所述图像显示部。

本发明的超声波治疗装置，其特征在于，在上述的超声波体动检测装置 1 中组装了治疗用探头，根据所述检查对象的动作，追踪所述超声波治疗装置的治疗用超声波的瞄准。在该超声波治疗装置中，其特征在于，将
15 所述检查对象的三维动作、和与其对应的所述治疗用超声波的瞄准的自动追踪样式作为三维实时动态图像，显示于所述图像显示部，同时显示所述检查对象的双平面图像。

本发明的图像提示装置，使用上述的超声波体动检测装置 1，其特征在于，包括：摄像断面确定部，其根据由所述体动检测部检测出来的体动结果，推测从基于所述第一和第二超声波探头而形成的摄像断面的初始位置的相对移动量，确定三维空间中的基于所述第一和第二超声波探头而形成的摄像面的位置；三维图像存储部，其保存所述检查对象的三维图像；
20 初期断面位置设定部，其将与所述初始位置对应的、从所述三维图像提取出来的二维图像作为初始位置进行设定；和图像提取部，其伴随由所述摄像断面确定部确定的基于所述第一和第二超声波探头而形成的摄像断面的变化，使已由所述初期断面位置设定部设定的提取断面发生变化，从所述三维图像存储部提取出对应的二维高分辨率图像；随时将提取出来的图像显示于所述图像显示部。进而，在图像提示装置 11 中，具有如下所示的
30 (12) ~ (17) 的特征。

(12) 其特征在于：所述三维图像是 MRI 图像、X 线 CT 图像、PET 图像中的任一种。

(13) 其特征在于：基于所述第一和第二超声波探头而形成的摄像断面的初始位置、和与其相对应的所述三维图像中的初始位置的设定，是使用所述检查对象胸骨的剑突等特征部位的位置信息而进行的。

(14) 其特征在于：所述三维图像包括装配在检查对象的内部和外部的
5 人工造影物质的图像，基于所述第一和第二超声波探头而形成的摄像断面的初始位置、和与其对应的所述三维图像中的初始位置的设定，是以所述造影物质的位置为基准而进行的。

10 (15) 其特征在于：基于所述第一和第二超声波探头而得到的摄像断面的初始位置、和与其相对应的所述三维图像中的初始位置的设定，在一差分值的绝对值最小的位置进行，其中，所述差分值是通过在由所述第一和第二超声波探头获得的超声波图像与从所述三维图像提取的提取图像之间进行差分而获得的。

15 (16) 其特征在于：通过设定多个所述评价区域来评价所述检查对象的局部体动，由此检测出所述检查对象内部的检查区域的移动和/或变形。

(17) 其特征在于：具备提取图像再构成部，其设定多个所述评价区域，通过插补多个所述提取断面来进行连续结合，从而再构成二维的提取图像。

20 根据本发明的超声波体动检测装置，能够以简易的构成实时地评价检查区域的三维体动。而且，使用体动评价结果，可以使治疗用超声波的瞄准追踪治疗区域的动作，通过该追踪图像的显示，可以在视觉上观察检查对象的经时变化，从而，能够进行正确的低侵袭治疗。另外，由体动评价结果，可以推测由体动而变化的超声波探头的摄像断面位置，通过对来自
25 与该断面对应的其他图像诊断装置的有效图像进行显示，可以对患者实施最佳诊断和治疗。

附图说明

图 1 是表示实施例 1 的超声波体动检测装置构成的框图。

30 图 2 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，得到双平面的探头

的构成的图。

图 3 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，在三维空间动作的检查对象的图。

5 图 4 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，在三维空间动作的检查对象、和表示检查对象动作的体动向量投影成分的图。

图 5 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，由角度引起的检查对象移动量的差异的图表。

图 6 是对使用了实施例 1 的超声波体动检测装置的超声波治疗装置的动作进行说明的流程图。

10 图 7 是表示使用了实施例 1 的超声波体动检测装置的超声波治疗装置的构成的框图。

图 8 是表示在实施例 2 的超声波治疗装置中，治疗区域追踪图像与三维动态图像的一个时刻的显示例的图。

图 9 是对实施例 3 的图像提示装置的动作进行说明的流程图。

15 图 10 是实施例 3 的图像提示装置的框图。

图 11 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，通过摄像面的检查对象的动作的图。

图 12 是在实施例 1 的超声波体动检测装置中，对应于图 11 所示的检查对象的动作而得到的超声波图像。

20 图 13 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，在相邻帧之间得到的检查对象的一维信号波形变化的图。

图 14 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，说明对检查对象的体动评价进行的统计处理的流程图。

25 图中：10—检查对象，11—发送射束形成装置，12—D/A 转换器，13—超声波探头，14—时间增益控制，15—A/D 转换器，16—接收射束形成装置，17—包络线检波装置，18—扫描转换器，19—显示部，20—体动检测部，21—摄像位置控制部，22—瞄准控制部，23—治疗用探头，30、31—一对双平面像进行摄像的探头，40—成为基准的检查对象的位置，41—动作后的检查对象的位置，50a、50b—治疗区域的断层像，51—治疗区域追踪图像显示部，52a—包括治疗区域的断层像 50a 的双平面像，52b—包括

30

治疗区域的断层像 50b 的双平面像, 53—包括治疗区域的检查对象的三维图像, 54—显示治疗用超声波的瞄准位置的图像, 55—检查对象实时三维动态图像显示部, 56—治疗用超声波的瞄准位置, 71—初始位置设定部, 72—三维图像存储部, 73—提取断面初始位置设定部, 74—提取断面相对移动部, 75—提取断面再构成部, 76—探头摄像面, 77a、77b、77c、77d—检查对象的位置, 78a—在检查对象的位置 77a 处的超声波摄像面 76 的二维图像, 78b—在检查对象的位置 77b 处的超声波摄像面 76 的二维图像, 78c—在检查对象的位置 77c 处的超声波摄像面 76 的二维图像, 78d—在检查对象的位置 77d 处的超声波摄像面 76 的二维图像, 79a—
10 在检查对象的位置 77a 得到的二维断层图像, 79b—在检查对象的位置 77b 得到的二维断层图像, 79c—在检查对象的位置 77c 得到的二维断层图像, 79d—
在检查对象的位置 77d 得到的二维断层图像, 80—重叠 78a 和 78b 的图像, 81a—79a 的一维信号波形, 81b—79b 的一维信号波形。

15 具体实施方式

在本发明的超声波体动检测装置中, 以构成简单的装置, 对通过 2 个超声波探头而形成的检查对象的双平面像进行计测, 可以实时地评价检查区域的三维体动。在本发明的超声波体动检测装置中, 能以简单的构成检测出检查对象体动的三维速度成分, 可以将检查对象的体动作为三维图像
20 进行实时显示。而且, 可以显示检查对象的实时追踪图像以便同时判断检查对象的经时变化。

另外, 使用上述的超声波体动检测装置, 根据检查对象的动作, 自动追踪超声波治疗装置的治疗用超声波的瞄准(治疗区域), 由此构成进行正确且简单的低侵袭性治疗的超声波治疗装置。在使用了本发明超声波体
25 动检测装置的超声波治疗装置中, 通过使超声波的瞄准根据体动追踪治疗区域, 来连续照射治疗用超声波, 可以进行正确的短时间治疗。而且, 可以显示治疗区域的经时变化, 在最佳的时刻中止治疗用超声波的照射。

另外, 图像提示装置构成如下: 使用上述超声波体动检测装置, 确定探头摄像断面的位置, 从通过对应的其他图像诊断装置已得到的三维图像
30 提取出对应的图像。使用上述超声波体动检测装置, 可以提供对伴随体动

而发生变化的超声波探头的摄像面进行实时确定的图像提示装置，从事前取得的基于其他图像诊断装置的三维图像，提取与已确定的摄像面对应的断面，并进行显示，可以实时显示有效图像。

5 实施例 1

图 1 是表示实施例 1 的超声波体动检测装置的构成的框图。

图 2 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，得到双平面的探头的构成的图。下面，使用图 1、图 2，对得到双平面像的构成进行说明。

超声波探头 13 具有平行排列多个压电元件的结构。从发送射束形成装置 11 经由 D/A 转换器 12，将模拟发送信号发送给各压电元件，向检查对象 10 照射超声波。从各压电元件发送的超声波通过发送射束形成装置 11 被加上电子延迟，以规定的深度进行聚焦。发送信号在检查对象 10 内反射，再次通过超声波探头的各压电元件接收。由各压电元件接收的反射回波通过 TGC（时间增益控制：Time Gain Control）部 14，在校正由发送的到达深度而引起变化的衰减之后，通过 A/D 转换器 15 转换成数字信号，发送给接收射束形成装置 16。通过接收射束形成装置 16，加上从焦点位置到各压电元件的距离所对应的延迟时间，输出加法计算结果。通过二维扫描该聚焦超声波，得到检查对象 10 的二维反射回波分布。从接收射束形成装置 16 输出被分成实部和虚部的 RF 信号，通过包络线检波部 17 转换成视频信号。所输出的视频信号通过扫描转换器 18 被加以扫描线间的补正，再构成二维图像数据，然后显示于图像显示部 19。

从接收射束形成装置输出的 RF 信号被发送给体动检测部 20，在这里，完成三维体动的定量评价。进而，将该体动评价的结果发送给探头的摄像位置控制部 21，使探头 13 的摄像断面发生变化。

25 为了使摄像断面发生变化可以使用以下的方法。第一方法是安装使探头 13 机械动作的结构的方法。根据体动检测结果使探头 13 移动，可以使检查对象总是位于可以倾斜的位置。第二方法是利用具有二维阵列的探头 13 的方法。由于可以通过二维阵列进行二维倾斜，所以，能够在不移动具有二维阵列的探头 13 的情况下，进行检查对象的追踪。

30 作为具备上述功能的探头 13，如图 2 所示，将对双平面像进行摄像的

探头 30、31 配置成 T 字型，使超声波交替扫描来对二维断层像进行摄像，由此，可以取得想要的双平面像。在这里，举出了 T 字型配置的例子，但只要能够得到双平面像的构成即可，不限于该例，例如也可以是十字型的配置。另外，如果使用具有二维阵列的探头，则可以进行任意的双平面像的摄像，因此在本发明中是有效的。而且，对探头的种类也没有特别限制。

图 11 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，通过摄像面的检查对象的动作的图。图 11 (A) 是从 x 轴方向观察的图，图 11 (B) 是从 z 方向观察的图。检查对象按照检查对象的位置 77a→77b→77c→77d 的位置进行移动，通过摄像面 76，向摄像面 76 的面外移动。参考编号 77a、77b、77c、77d 表示移动的检查对象的位置。

图 12 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，对应于图 11 所示的检查对象的动作而得到的超声波图像。

图 13 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，在相邻帧之间得到的检查对象的一维信号波形变化的图。

图 3 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，在三维空间动作的检查对象的图。

图 4 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，在三维空间动作的检查对象、和表示检查对象动作的体动向量的投影成分的图。

图 5 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，由角度而引起的检查对象移动量的差异的图表。

下面，参照图 11、图 12、图 13、图 3、图 4，对从双平面像求出体动的三维速度成分 $V (V_x、V_y、V_z)$ 的方法进行说明。

在实施例 1 的超声波体动检测装置中，求出位于双平面像的交线上的、检查对象的动作的三维速度成分，来推测体动的动作。若认为双平面像可进行摄像的区域是图 2 所示的坐标空间 $(x、y、z)$ ，则由于探头 30 限于 xz 平面，探头 31 限于 yz 平面，所以，在双平面像上所检测出的成分成为检查对象的动作向 2 个平面 (xz 平面、yz 平面) 投射的速度成分。

在这里，着眼于图 11 所示的单一的 Yz 摄像面 76，在连续的帧之间，按照通过摄像面 76 而动作的检查对象的位置 77a、77b、77c、77d 的顺序，

考虑向摄像面 76 的面外移动的检查对象的动作。即，检查对象向检查对象的位置 77a→77b→77c→77d 的位置移动，通过摄像面 76，移动到摄像面 76 的面外。此时，如图 12 所示，在摄像面 76 得到的检查对象的二维图像与检查对象的动作对应变化，像检查对象的位置 77a、77b、77c、77d 中的超声波摄像面 76 的二维图像 78a、78b、78c、78d 那样变化。另外，如图 12 所示，在摄像面 76 所得到的检查对象的断层像对应于检查对象的动作，像检查对象的位置 77a、77b、77c、77d 中的二维断层图像 79a、79b、79c、79d 那样变化。从重叠相邻帧 78a、78b 的二维图像的图像 80 取出的一维信号波形 81a、81b 如图 13 所示。信号波形 81a、81b 分别是来自图 12 所示的检查对象的二维断层像 79a、79b 的信号。

当检查对象向摄像面外动作时，在相邻的帧之间除了信号波形的移位之外还伴随波形变形，难以推测基于互相关运算的移动量，但是，通过将帧速率设成高速，将信号波形的变形抑制在最小限度，由此可以求得检查对象的重心移动，可以评价一定时间内的检查对象的动作向摄像面的投影成分。即使是相同速度的体动，由于摄像面和体动的夹角不同，从二维图像检测出来的速度的投影成分也不同，所以，通过在相邻接的帧之间计算互相关函数，如图 5 所示，可以检测出因体动的方向和摄像面的夹角而不同的移动量的差异，能够定量评价相当于速度成分的斜率，推测三维体动。另外，如果设定多个评价体动的区域，则可以评价检查对象的局部动作，所以，还能够进行包括检查对象的变形的评价。

下面具体说明求出检查对象的速度成分的步骤。在双平面像上设定三维坐标轴，在基于三维坐标轴的坐标空间内动作的检查对象（从 40 向 41 的移动）如图 3 所示。40 表示成为基准的检查对象的位置（基准点），41 表示动作后的检查对象的位置。为了使其简单，在图 3 中，假定 $\theta = 0$ ，着眼于断层面 xz ，检测出 V_x 。当使 ϕ 按照例如 90° 、 60° 、 30° 、 0° 发生变化时，如图 4 所示，在通过角度 ϕ 检测出的移动量中出现变化。将时间设定为横轴，将移动量设定为纵轴，求得图 5 所示的图表，可以根据其斜率来评价速度成分。同样地，如果求得 V_y 、 V_z ，可以通过（数学式 1）、（数学式 2）、（数学式 3），从图 3 所示的三维空间图求出检查对象的三维速度成分 $V (V_x, V_y, V_z)$ ，推测三维体动。 V 是检查对象的三维速度成

分的绝对值。

$$V_x = V \cos \phi \sin \theta \quad (\text{数学式 1})$$

$$V_y = V \sin \phi \cos \theta \quad (\text{数学式 2})$$

$$V_z = V \cos \theta \quad (\text{数学式 3})$$

5 以前，提出几种使用互相关函数捕捉对象物动作的方法，但都只关心容易取得相关的二维动作，只能够评价摄像面内的动作。在实施例 1 的超声波体动检测装置中，使用由 2 张断层像构成的双平面像，检测从无法取得相关的摄像面离开的检查对象动作的射影成分，由此可以进行三维体动评价。

10 当计算速度成分时，取得互相关的对象可能是 2 个。即，在双平面像中，包括：检查对象的轮廓成分、和从散在于检查对象周围的微小散射体以各种位相反射来的信号相互干涉而产生的斑点成分。因此，作为检查对象的体动检测方法，可以有实时性地直接追踪检查对象轮廓的方法（下面称为轮廓提取法）、和评价斑点成分的动作来间接推测检查对象动作的方法
15 （下面称为斑点法）。另外，将两方法进行组合的方法在实现提高定量评价的精度方面是有效的方法。

轮廓提取法和斑点法这两者都需要进行处理，来通过高频波除去等将取得互相关的区域的结构的波形变化反映到计算结果中。

20 由于轮廓提取法和斑点法在信号波形的变形较大的情况下都不能取得相关，所以需要将帧速率设定为高速，来捕捉检查对象的瞬间动作，抑制波形变形。但是，当相邻帧之间的动作小于基于相关运算而算出的检测灵敏度时，相邻帧之间的通过相关运算而算出的体动评价常常为 0。为了避免这样的状况，按照图 14 所示的流程图，进行体动评价。

25 图 14 是表示在实施例 1 的超声波体动检测装置中，说明对检查对象的体动评价进行的统计处理的流程图。

30 首先，在步骤 82 中，设定成为基准的帧（基准帧）。在步骤 83 中，进行基准帧和下一帧之间的互相关运算。在步骤 84 中，判断通过互相关运算求得的检查对象的移动量是否为 0 的真假（是、否），当是真（是）的情况下，在步骤 85 中，保持基准帧不变，相继与帧进行相关运算，再次返回至步骤 84。在步骤 84 中，当是假（否）的情况下，返回至步骤 82，

以该帧为基准帧进行再设定。重复进行步骤 82 至步骤 85，求出一定时间内的移动量，完成体动评价。

实施例 2

5 下面，对使用了实施例 1 的超声波体动检测装置的超声波治疗装置进行说明。

图 6 是对使用了实施例 1 的超声波体动检测装置的超声波治疗装置的动作进行说明的流程图。

10 图 7 是表示使用了实施例 1 的超声波体动检测装置的超声波治疗装置的构成的框图。

下面，对图 6 所示的流程图进行说明，在步骤 1 中取得检查对象的双平面像。在步骤 2 中，在双平面像上设定评价区域，进行评价区域的设定处理。在步骤 3 中，进行体动的速度成分计算处理，来进行基于运算的体动三维评价。在步骤 5 中，使用在步骤 6 中于术前或术中取得的检查对象的三维图像，将检查对象的体动以及治疗用超声波的瞄准位置作为三维动态图像进行显示。另外，在步骤 4 中，进行治疗区域的实时追踪图像的显示。

图 7 所示的装置的构成，除了图 1 所示的装置的构成之外，还具有：瞄准控制部 22，根据体动检测部 20 的输出信号，控制超声波治疗装置的治疗用超声波的瞄准；和用于照射治疗用超声波的治疗用探头 23。瞄准控制部 22 将体动检测部 20 的评价结果反馈给治疗用探头，来控制超声波治疗用超声波的瞄准条件（照射位置、照射面积、照射量）。省略了对与图 1 相同的构成要素进行说明。

25 根据通过实施例 1 的超声波体动检测装置得到的三维体动速度成分的计算结果，使治疗用超声波的瞄准追踪检查对象的动作，能够进行简单且选择性高的低侵袭性治疗。就所谓治疗区域在被设定于超声波探头的坐标系动作的以往观点而言，通过治疗区域的动作移至被固定的坐标系，不仅可以经常得到治疗区域的位置信息，还能估计治疗用超声波的照射能量，即使在治疗区域动作的情况下，也能够进行得当的最佳治疗。关于瞄准的自动追踪，就治疗用探头 23 面内的动作而言，通过控制在发送射束形成

30

装置 11 施加的延迟时间,使超声波的聚焦点发生变化(下面,称为倾斜),可以追踪检查对象。关于从检查对象的摄像面离开的方向的动作,可以有几种方法。

5 作为第一方法,可以举出安装使治疗用探头 23 机械动作的机构的方法。根据体动检测结果使超声波探头移动,可以使检查对象总是位于能够倾斜的位置。因此,不需要手动使探头动作,治疗者只观察显示检查对象经时变化的画面,就可以集中对停止治疗用超声波的照射进行计时,由此,可以进行更正确的低侵袭治疗。

10 作为第二方法,可以举出利用具有二维阵列的治疗用探头 23 的方法。由于能够通过二维阵列进行宽区域的二维倾斜,所以,可以在不移动治疗用探头 23 的情况下,进行检查对象的追踪。

接着,对显示检查对象的实时三维动态图像、和检查对象的追踪图像的方法进行说明。

15 图 8 是表示在实施例 2 的超声波治疗装置中,治疗区域追踪图像与三维动态图像的一个时刻的显示例的图。在图 8 的构成中,图 7 所示的显示部 19 是由治疗区域追踪图像显示部 51、和检查对象的实时三维动态图像显示部 55 构成。在实时三维动态图像显示部 55 中,显示包含治疗区域的检查对象的三维图像 53、治疗用超声波的瞄准位置 56、表示治疗用超声波的瞄准位置的图像 54。在治疗区域追踪图像显示部 51 中,显示包括治
20 疗区域的断层像 50a 的双平面像 52a、包括治疗区域的断层像 50b 的双平面像 52b。

在实施例 2 的超声波治疗装置中,根据所得到的体动评价结果,使术前获得的包括治疗区域的检查对象 10 的三维图像 53 移动,通过检查对象的实时三维动态图像显示部 55 进行显示,由此可以视觉观察三维体动。
25 另外,通过同时显示对治疗用超声波的瞄准位置 56 的位置信息进行显示的、表示治疗用超声波的瞄准位置的图像 54,可以实时把握瞄准的追踪状况。在步骤 6 中所得到的检查对象的三维图像并不限定使用该图像取得机构。如果使用 MRI 或 X 线 CT 图像等高分辨率图像,做手术的人可以更明确地掌握瞄准和治疗区域的位置关系。另外,在为了冷却治疗区域而中
30 止治疗用超声波的照射的期间,通过再次取得基于 MRI 或 X 线 CT 等的

检查对象的三维图像，可以三维显示治疗完成区域和未完成区域，从而，能够提高治疗的精度和效率。而且，在照射过程中，可以通过双平面像实时地观察检查对象的经时变化，从而，可以在判断为治疗完成的时刻停止照射。

5

实施例 3

图 9 是对实施例 3 的图像提示装置的动作进行说明的流程图。下面，对图 9 所示的流程图进行说明。在步骤 60 中，取得检查对象的双平面像。在步骤 61 中，设定在步骤 60 中所得到的图像（摄像断面）的初始位置。10 在步骤 62 中，进行体动评价区域的设定。在步骤 63 中，进行基于相关运算的体动评价，来进行体动的速度成分评价处理。在步骤 64 中，取得基于其他摄像机构（例如，MRI 或 X 线 CT）的检查对象的三维图像。在步骤 67 中，设定提取断面的初始位置，所述提取断面是从步骤 64 中于术前所得到的三维图像提取的。在步骤 68 中，使提取断面相对移动，在步骤 15 69 中进行提取断面的再构成处理，在步骤 70 中，显示再构成后的提取图像。

图 10 是实施例 3 的图像提示装置的框图。其中，在下面，省略对与图 1 所示的构成要素相同的构成要素的说明。

通过 MRI、X 线 CT、PET/CT 等其他图像诊断装置事前而取得的检查对象的三维图像，被保存在三维图像存储部 72 中。接着，根据接收射束形成装置的作为输出的 RF 信号，在初始位置设定部 71 设定超声波图像的初始位置，通过提取断面初始位置设定部 73，对与该初始位置对应的、来自基于其他图像诊断装置的三维图像的提取图像的初始位置进行设定。为了取得超声波图像和来自其他图像诊断装置的提取图像的初始位置的匹25 配，可以通过胸骨的剑突或体内组织的高灰度部位、或者在检查对象的体内或体外存在的造影物质来设定特征点。而且，还可以采用下述方法，即使用检查对象的轮廓信息，在图像间的差分绝对值的积分值成为最小的位置上，进行初始位置设定。

然后，采用与实施例 1 相同的方法，通过体动检测部 20 评价检查对象的三维体动，以其评价结果为基础，通过提取断面相对移动部 74 使提30

取断面（提取图像）相对移动，在提取断面再构成部 75 进行提取断面的再构成，将提取断面显示于显示部 19。在该方法中，由于根据从成为基准的初始位置的相对移动来确定提取断面，所以，可以不受检查区域的小变形影响地显示提取图像。

5 当检查区域的变形大时，需要显示考虑了该变形的提取图像，可以对多个评价区域，应用在上述中已说明的方法。根据体动评价结果使与已设定的各评价区域对应的提取断面相对移动。因为各评价区域的相对移动量各不相同，所以移动后的各提取断面未收纳位于单一面内，而是离散分布，由此，通过利用提取图像再构成部 75 进行这些不连续部分的插补，在二
10 维面上进行再构成，可以显示包括变形的提取图像。

另外，即使以四维方式，即在时间轴上保持多个通过其他图像诊断装置而得到的三维图像，也可以显示包括变形的图像。此时，不必设定多个评价区域。在基于提取断面相对移动部 74 的处理之后，通过对超声波图像和在提取断面的周边区域以及其周边区域的时间轴上的图像信息进行
15 差分评价，提取该差分的绝对值的积分值成为最小时的图像，可以显示包括变形的提取图像。

工业上的可利用性

根据本发明，可以提供能检测出检查对象的三维体动、并将体动作为
20 三维图像进行实时评价的超声波体动检测装置。

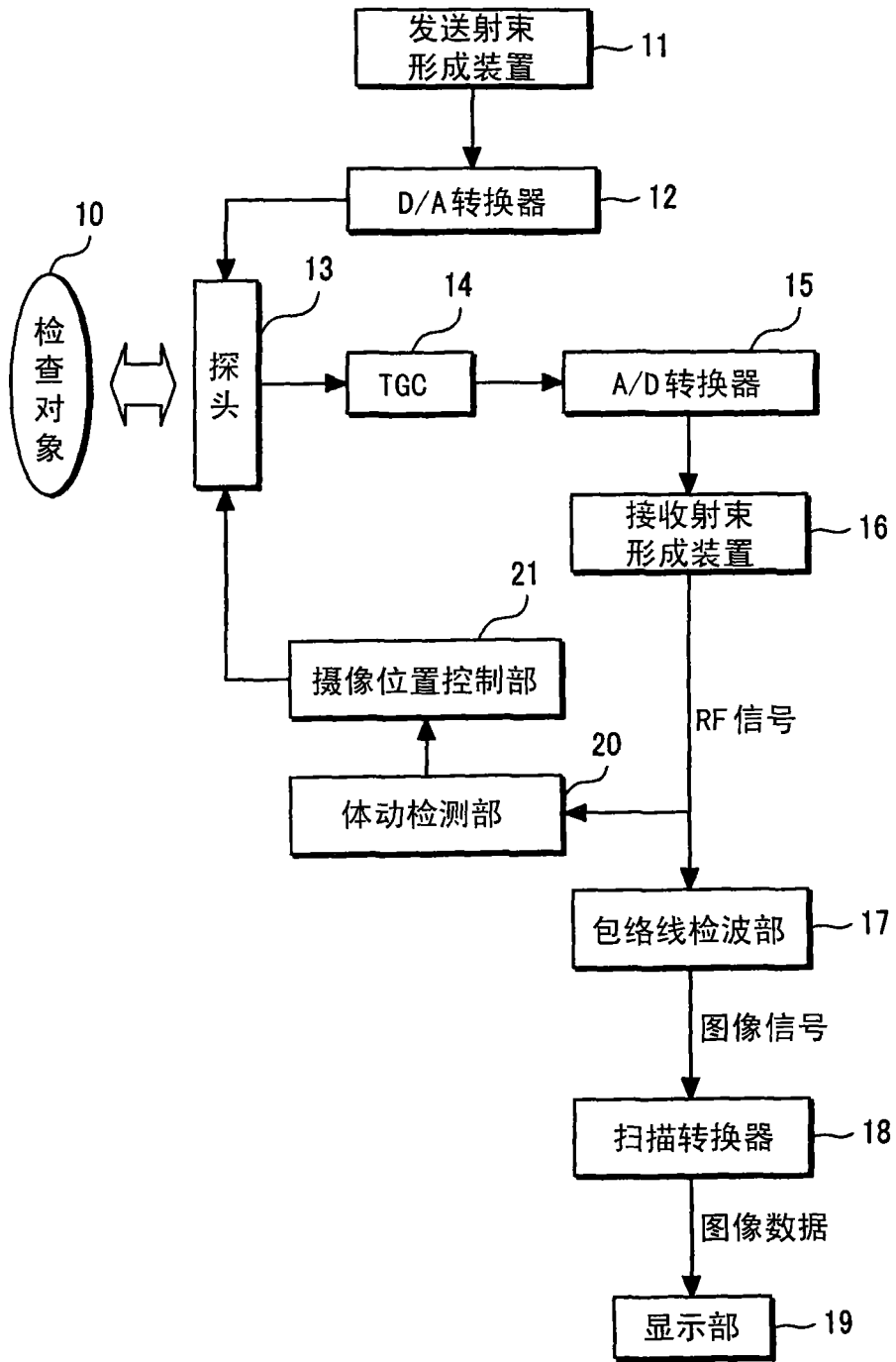


图 1

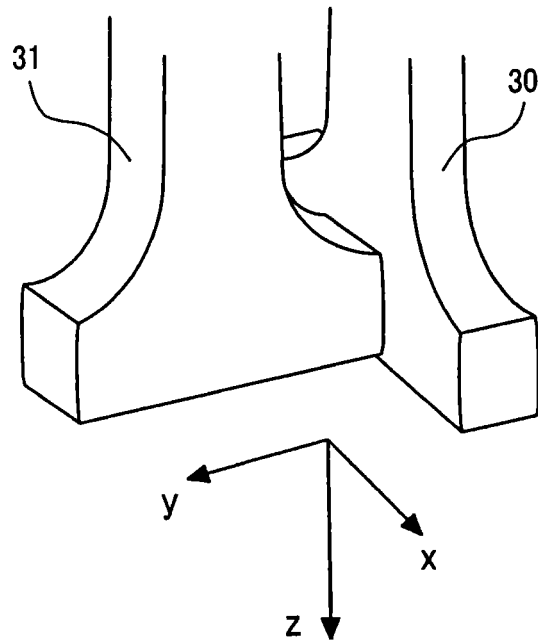


图 2

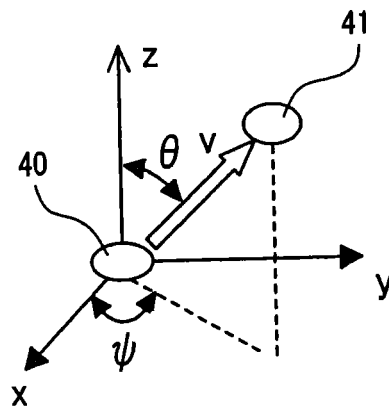


图 3

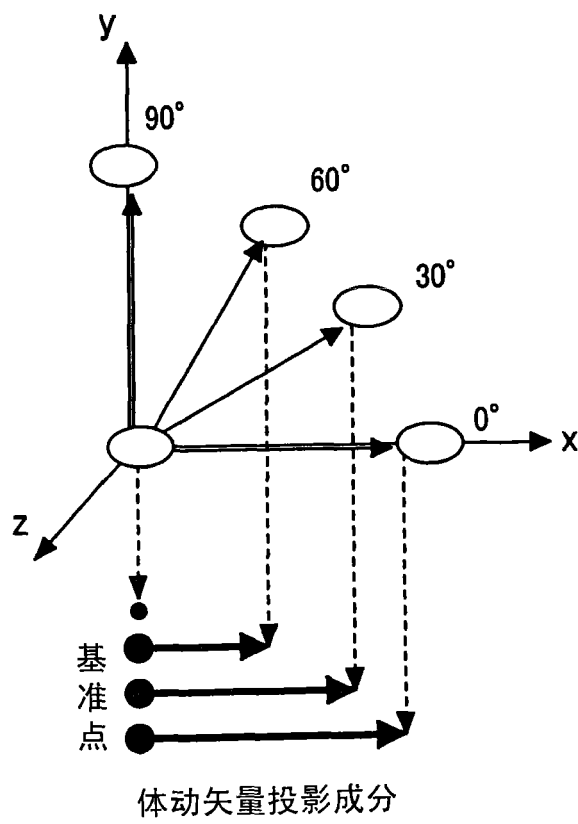


图 4

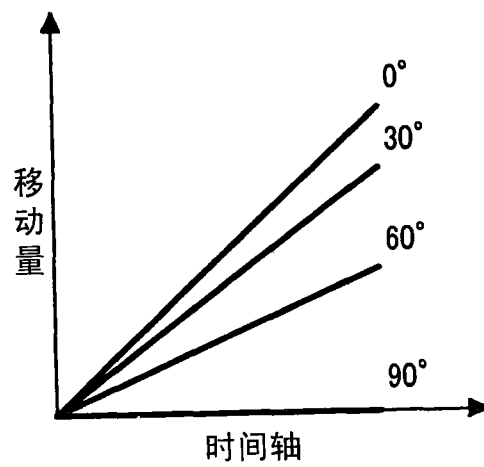


图 5

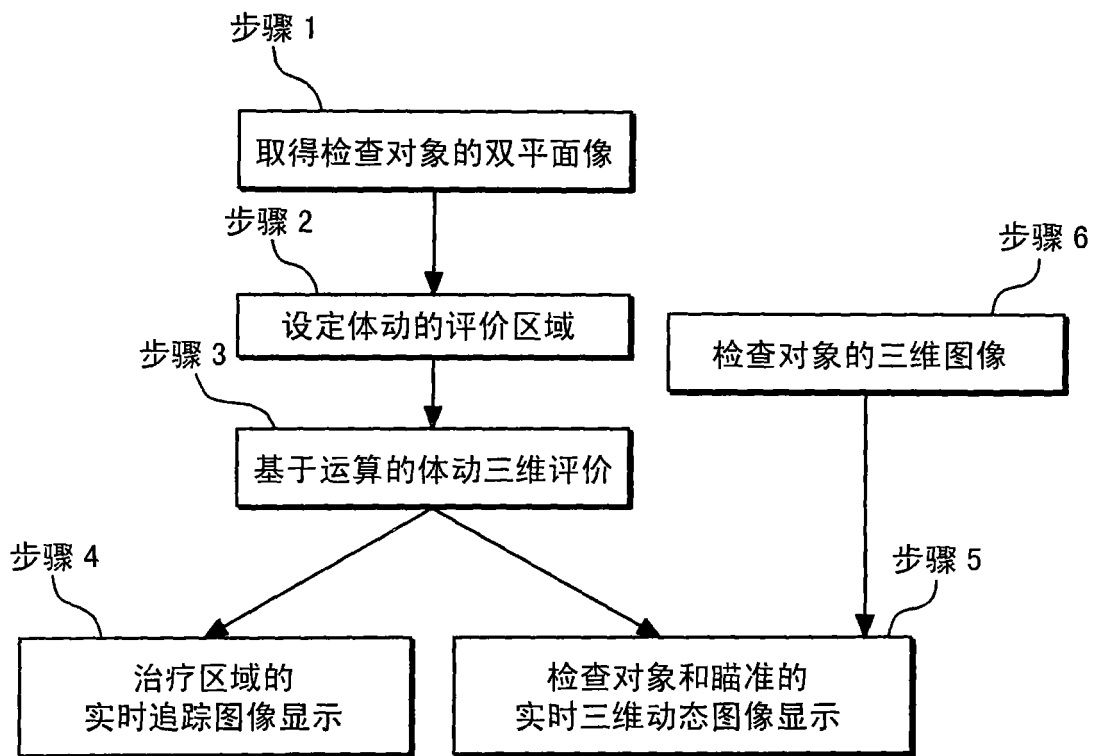


图 6

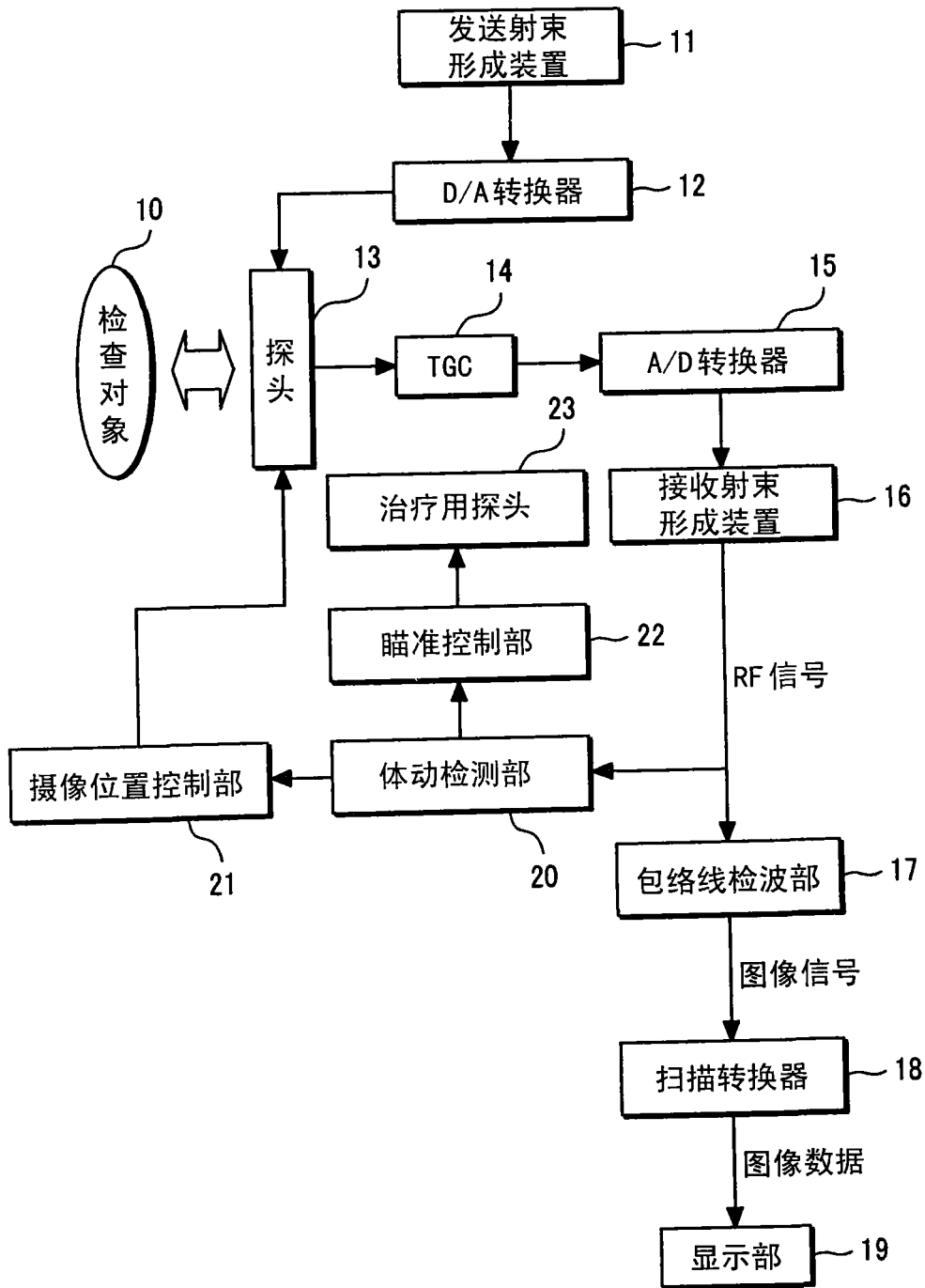


图 7

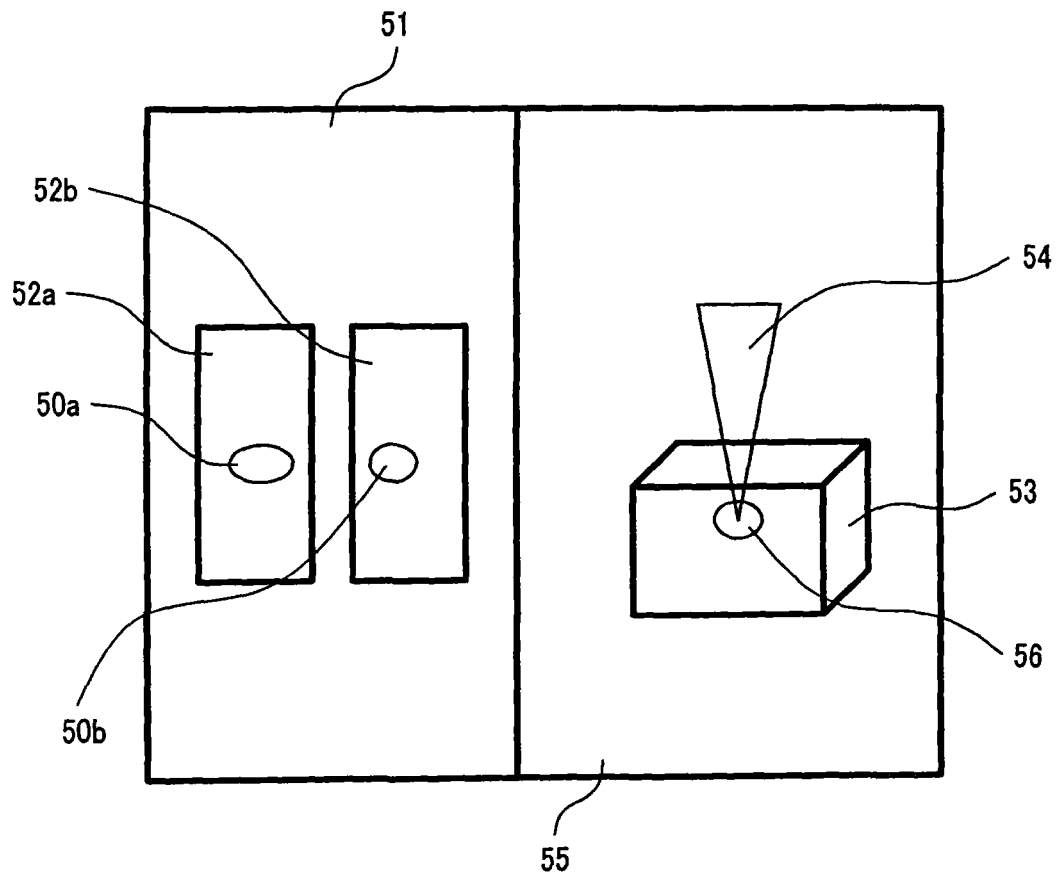


图 8

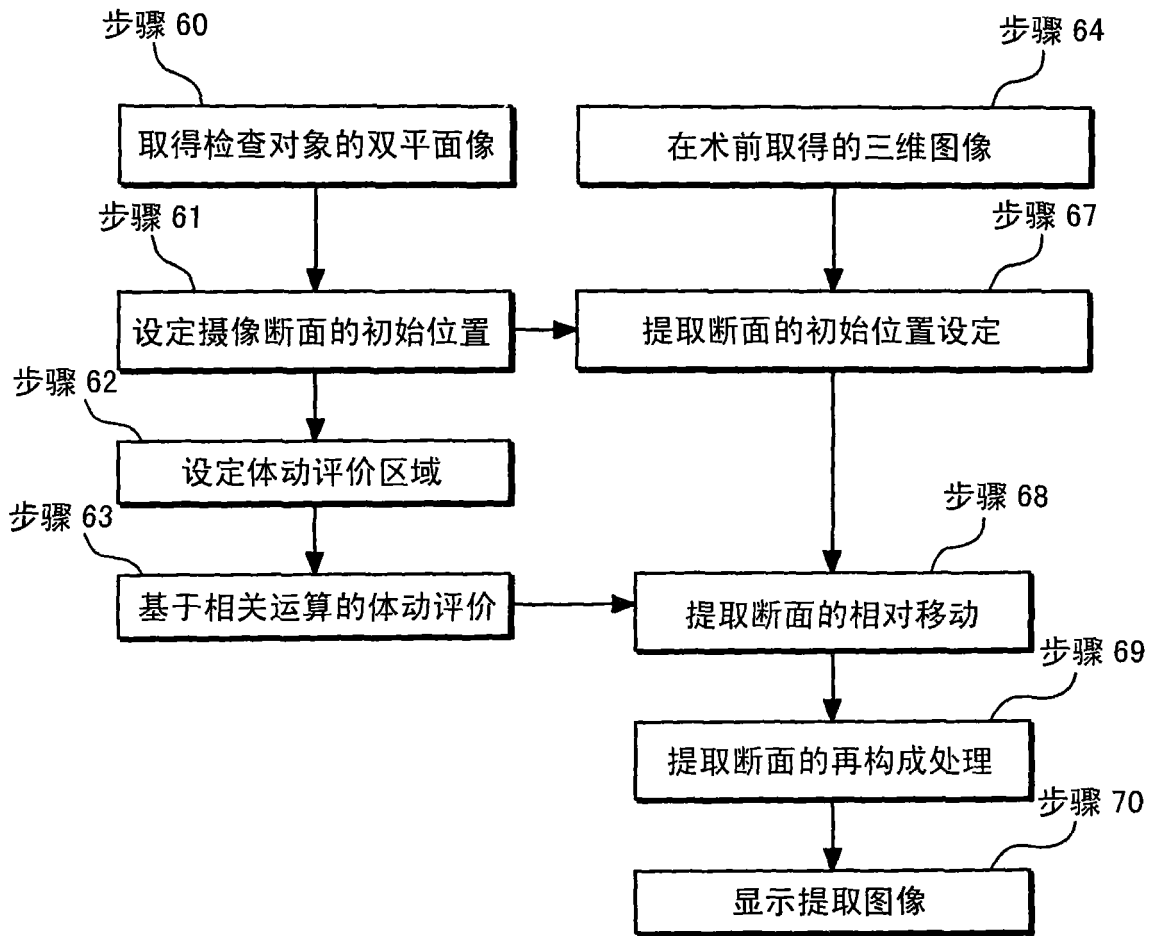


图 9

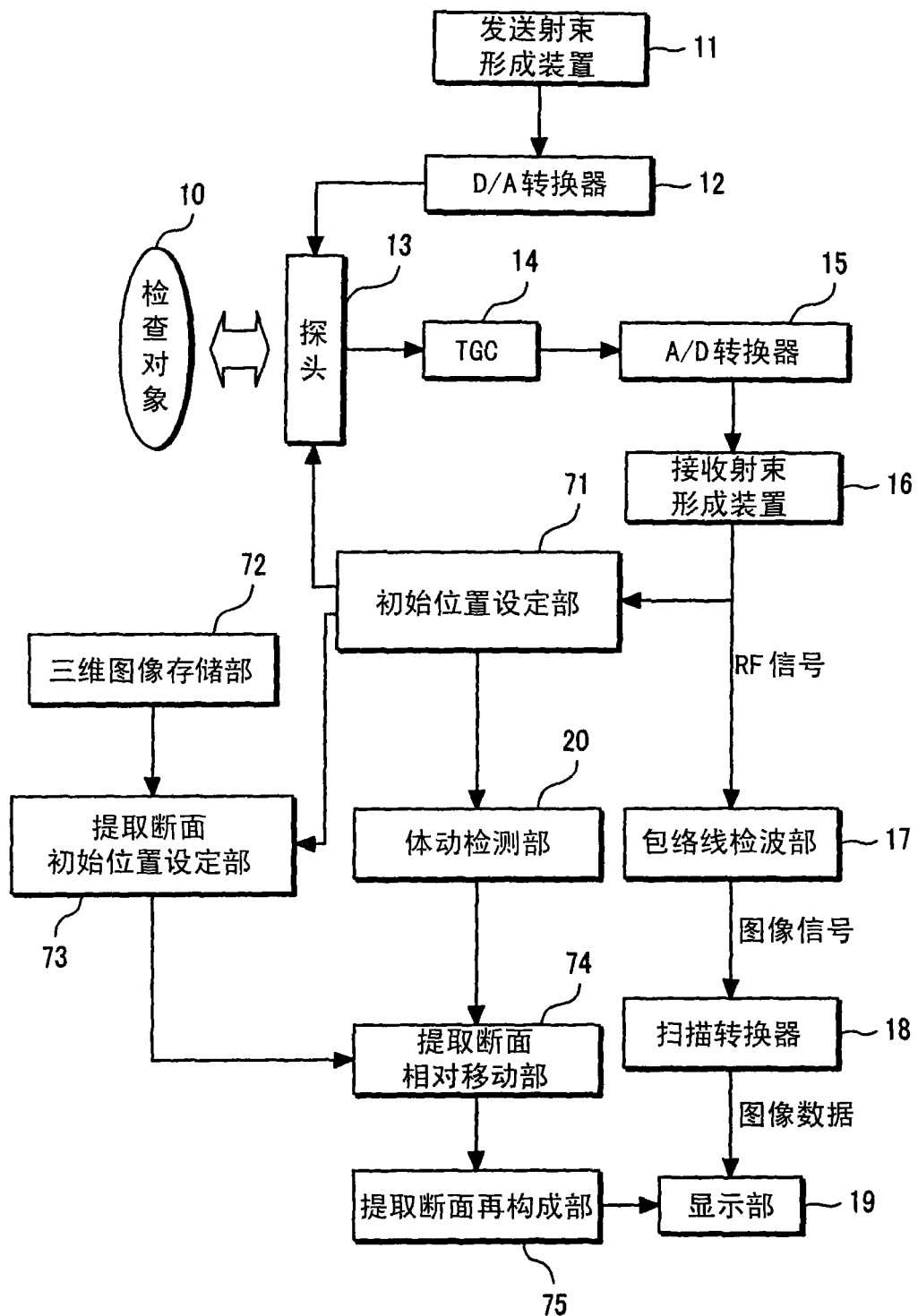


图 10

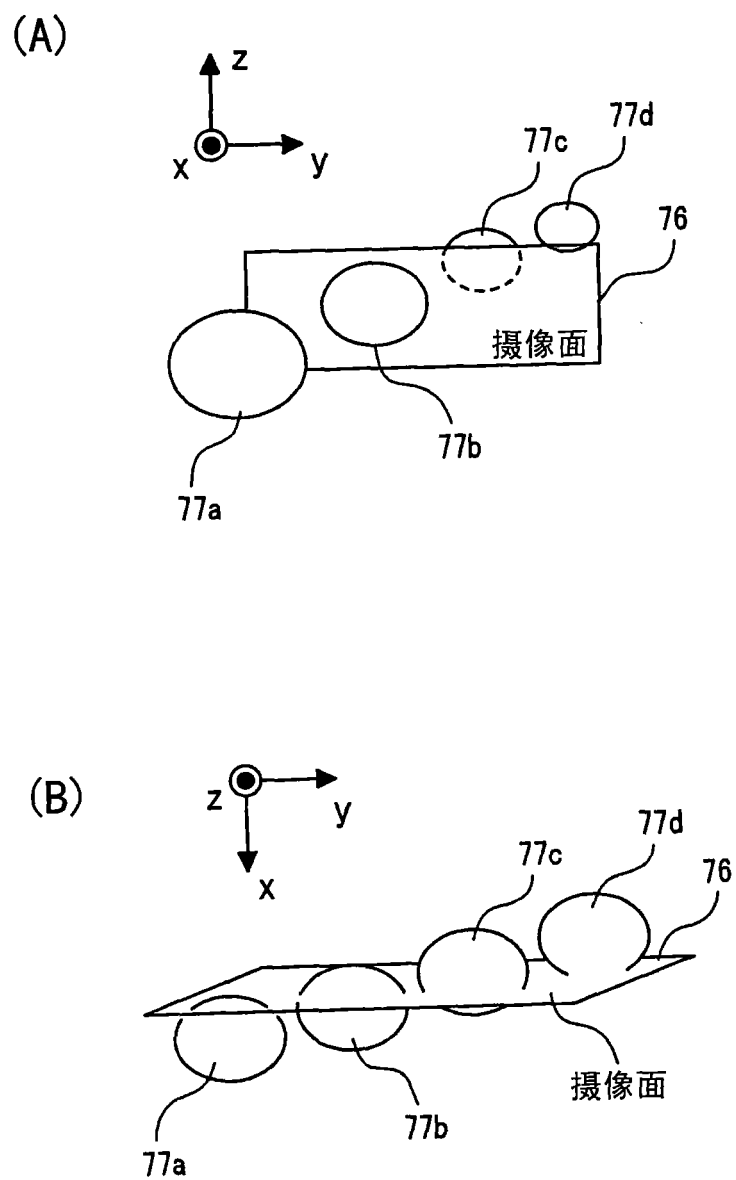


图 11

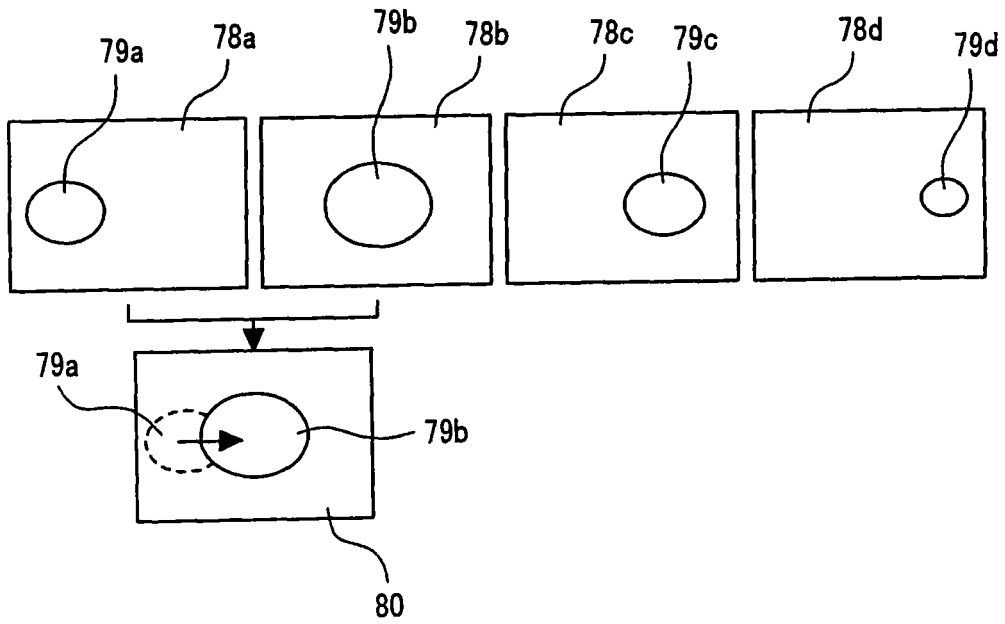


图 12

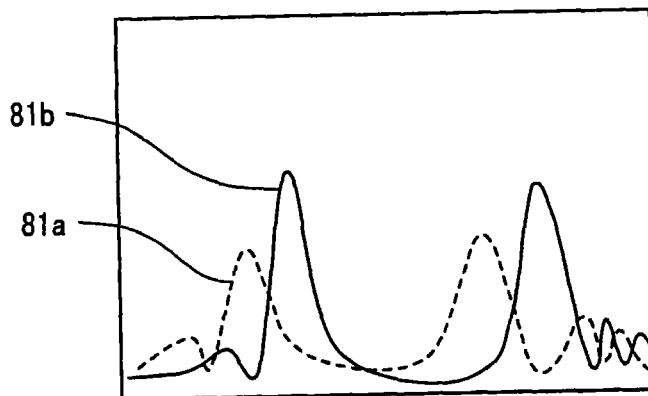


图 13

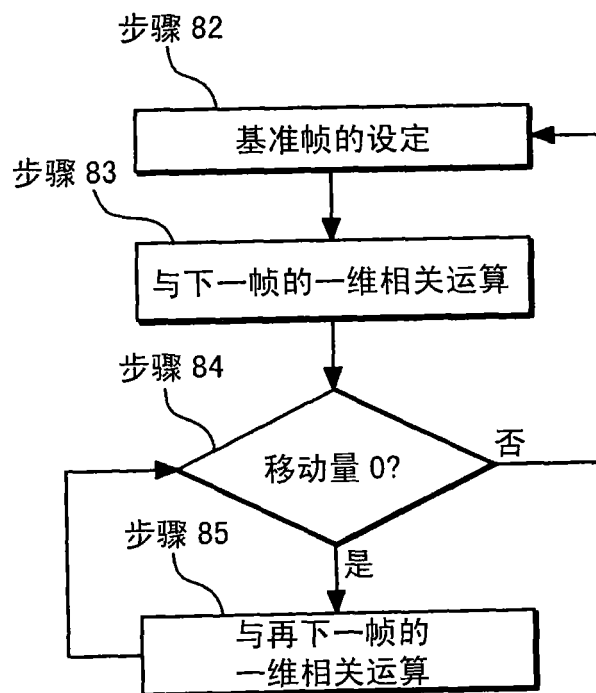


图 14

专利名称(译)	超声波体动检测装置、和使用该装置的图像提示装置及超声波治疗装置		
公开(公告)号	CN1893878A	公开(公告)日	2007-01-10
申请号	CN200480037478.6	申请日	2004-11-16
[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	吉川秀树 东隆 梅村晋一郎 川畑健一		
发明人	吉川秀树 东隆 梅村晋一郎 川畑健一		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/08 A61B5/11 A61B17/22 A61B18/00 A61F7/00		
CPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2003417436 2003-12-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种对检查对象的三维体动进行检测的超声波体动检测装置。其包括：第一和第二超声波探头(13)，由压电元件排列成阵列状而成，用于对检查对象发送超声波并获取来自所述检查对象的反射信号；体动检测部(20)，从通过所述第一和第二超声波探头取得的反射信号提取出在所述检查对象的体动评价中所使用的评价区域，并检测出所述评价区域内的三维体动；和图像显示部(19)，显示所述评价区域内的三维体动，由所述第一和第二超声波探头进行的超声波扫描面交叉。

