

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200410100534.8

[45] 授权公告日 2008 年 4 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 100381108C

[22] 申请日 2004.8.19

[21] 申请号 200410100534.8

[30] 优先权

[32] 2003. 8. 19 [33] JP [31] 2003 – 294925

[32] 2004. 5. 12 [33] JP [31] 2004 - 142383

「73」 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 嶺喜隆 山形仁

[56] 参考文献

US6048312A 2000.4.11

US6216029B1 2001.4.10

US6119033 A 2000.9.12

US6529766B1 2003.3.4

审查员 沈显华

[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

代理人 李德山

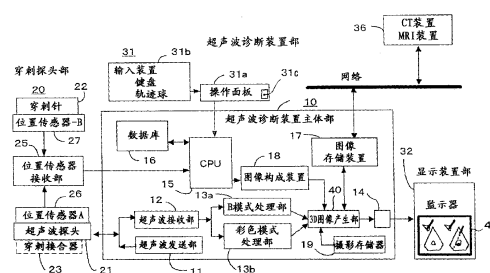
权利要求书4页 说明书34页 附图25页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

一种超声波诊断装置，具备对被检测体发送接收超声波信号的超声波探头；检测超声波探头的位置及方向的探头位置传感器；根据超声波探头的输出来产生图象数据的图象产生部；检测插入被检测体的穿刺针的位置及方向的针位置传感器；根据超声波探头的位置及方向和穿刺针的位置及方向，从图象数据中产生将上述穿刺针的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置上的显示图象数据的显示图象产生部；以及将显示图象显示在图象显示区域上的显示部。



1.一种超声波诊断装置，其特征在于具有：

对被检测体发送接收超声波的超声波探头；

检测上述超声波探头的位置和方向的探头位置传感器；

根据上述超声波探头的输出来产生图象数据的图象产生部；

检测插入到上述被检测体的穿刺针的位置和方向的针位置传感器；

根据上述检测出的超声波探头的位置和方向以及上述检测出的穿刺针的位置和方向，从上述图象数据中产生将上述穿刺针的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置上的显示图象数据的显示图象产生部；和

将上述显示图象显示在上述图象显示区域上的显示部，上述显示图象是将与在上述特定位置上交叉的2截面对应的图象数据以反映了上述2截面的位置关系的3维形态来表示的图象。

2.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述显示图象产生部将与上述穿刺针对应的线形标记和与上述穿刺针的插入预定路径相对应的线形标记合成在上述显示图象上。

3.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述特定位置是上述图象显示区域的中心位置。

4.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述探头位置传感器能在上述超声波探头上自由装卸。

5.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述图象数据是多段面的断层图象的数据。

6.根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于还具备：对与上述穿刺针对应的线形标记和与上述穿刺针的插入预定路径对应的线形标记合成出的上述显示图象的数据进行储存的存储部。

7.根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:经上述存储的显示图象与由上述图象产生部实时产生的断层图象进行合成并进行显示。

8.根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:与上述穿刺针对应的线形标记用实线表示,与上述穿刺针的插入预定路径对应的线形标记用点划线或者虚线表示。

9.根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:对应于上述穿刺针的线形标记与上述显示图象交叉的位置和对应于上述穿刺针的插入预定路径的线形标记与上述显示图象交叉的位置用不同的形状或者色调表示。

10.根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:对应于上述穿刺针的插入预定路径的线形标记,与把上述插入预定路径作为中心,以与上述穿刺针的插入方向的偏移大小相适应的角度扩展的扇形标记一起进行显示。

11.根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还具有:用于解除相对于上述图象显示区域内的特定位置的上述穿刺针的前端位置的固定的操作按钮。

12.根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述显示图象产生部在通过再现图象将上述图象数据转换成二维图象数据,并且在通过上述操作按钮设定上述固定时,移动上述再现图象的视点位置以使上述穿刺针的前端位置与图象显示区域内的特定位置一致,在通过上述操作按钮解除固定时,停止上述再现图形的视点位置的移动。

13.一种超声波诊断装置,其特征在于具有:

对被检测体发送接收超声波的超声波探头;

检测上述超声波探头的位置和方向的探头位置传感器;

根据上述超声波探头的输出来产生断层图象的数据的断层图象产生部;

检测插入到上述被检测体的穿刺针的位置以及方向的针位置传感器；和
根据上述检测出的超声波探头的位置以及方向和上述检测出的穿刺针的位置以及方向，控制上述超声波探头的发送接收以使用上述超声波对包含上述穿刺针或插入预测路径的截面或附近截面进行扫描的控制部。

14.根据权利要求13所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述超声波探头具有以矩阵状阵列设置的多个超声波振动元件。

15.根据权利要求13所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述针位置传感器安装在上述穿刺针上。

16.根据权利要求13所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述针位置传感器安装在穿刺接合器上，该穿刺接合器安装在上述超声波探头上。

17.根据权利要求13所述的超声波诊断装置，其特征在于还具有：
安装在上述被检测体的体表上的体表位置传感器；和
根据由上述体表位置传感器检测出的体表位置、上述检测出的超声波探头的位置及方向和上述检测出的穿刺针的位置及方向，来产生在身体标记上配置有对上述被检测体的上述超声波探头的标记和上述穿刺针的标记的图象的图象产生部。

18.根据权利要求13所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述控制部为了用上述超声波在对与上述穿刺针的前端交叉的截面或附近截面进行扫描的同时，对包含上述穿刺针的截面或附近截面进行扫描，对上述超声波探头的发送接收进行控制。

19.根据权利要求18所述的超声波诊断装置，其特征在于：包含上述穿刺针的截面或附近截面，和与上述穿刺针的前端交叉的截面或附近截面正交。

20.一种超声波诊断装置，其特征在于具有：

对被检测体发送接收超声波的超声波探头;
检测上述超声波探头的位置和方向的探头位置传感器;
根据上述超声波探头的输出来产生断层图象的数据的断层图象产生部;
检测插入到上述被检测体的穿刺针的位置和方向的针位置传感器; 和
根据上述检测出的超声波探头的位置及方向和上述检测出的穿刺针的位置及方向, 控制上述超声波探头的发送接收以使用上述超声波对与上述穿刺针的前端交叉的截面或附近截面进行扫描的控制部。

21.一种超声波诊断装置, 其特征在于具有:
对被检测体发送接收超声波的超声波探头;
根据上述超声波探头的输出来产生图象数据的图象产生部;
求解插入到上述被检测体的穿刺针的前端位置的位置特定部;
求解上述图象数据的显示位置以便使上述穿刺针的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置上, 并产生显示图象的数据以便在该位置上显示上述图象数据的显示图象产生部; 和
将上述显示图象显示在上述图象显示区域上的显示部。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及对穿刺针、或PEIT针、无线电波穿刺针、微波穿刺针等治疗针向对象部位的插入进行引导的超声波诊断装置。

背景技术

为了对诸如内脏器官癌变等的肿瘤部分进行治疗，目前采用的大都是在超声波引导下将穿刺针或者治疗针等插入至对象部位处的方法，这些方法往往被称作超声波穿刺术。

在对这些针实施插入的情况下，所使用的超声波诊断装置的超声波探头上设置有设定穿刺针的插入方向的引导机构，并且安装有穿刺用接合器，以便在超声波诊断装置的诊断视野内对这些针进行定位插入。而且，在超声波诊断装置的画面，还将引导机构或者穿刺用接合器中预先设置的穿刺针的插入路径，作为预调显示时的指标实施参照，以将该插入路径定位在目的部位处，进而进行穿刺针的插入操作。

可以由插入的穿刺针对作为对象部位的细胞实施获取，通过穿刺针向对象部位注入诸如酒精等以进行癌凝固治疗。而且在近年来，还出现了利用微波和无线电波产生的放射性，对能够实施烧灼癌部分的烧灼用穿刺针实施插入以进行癌烧灼治疗的方法（例如，可以参见国分茂博·森安史典编，[肝癌无线电波热凝固疗法的真实情况]，南江堂，2003年5月）。

在超声波引导下进行的插入过程中，由于穿刺针比较细，且插入方向相对于超声波诊断装置的超声波束呈小角度，甚至于大体平行，所以难以通过这种针得到具有充分强度的反射波信号，进而也就难以在超声波图象上稳定而且鲜明地显示出针的位置。

而且在插入的过程中，穿刺针会遭到内脏器官和组织的抵抗，所以针头会朝向抵抗少的方向弯曲，在与超声波束的断层图象方向（通常称为切片（slice））的宽度范围偏离开的状态下实现插入，从而会导致穿刺针未位于超声波断层面

内。由于呼吸特性，内脏器官和组织也会产生移动，所以可能会使插入之后的穿刺针偏离到构成视野的超声波束之外。

因此，目前已经有人提出对不能得到充分强度的反射信号进行强调的发明（例如，可参照日本特开昭63-290550号公报），和朝向脱离视野之外的穿刺针实施超声波束校正的发明（例如，可参照日本特开2000-107178号公报）等。

然而，采用上述超声波引导方式的穿刺针，仍难以对其超声波图象实施充分观察，所以朝向作为目标部位进行的插入操作是非常困难的，而且还存在有显示稳定性和操作性方面不够完美的问题。

在采用超声波引导方式进行治疗的过程中，需要通过在体表的各个位置上移动探头的方式来观察肿瘤和血管与位于周围位置处的内脏器官间的位置关系，以及与针头之间的位置关系。特别是采用超声波引导方式通过无线电波和微波进行的烧灼治疗，在治疗的过程中必须对治疗进程进行观察。

而且，由于烧灼会导致组织的变质和产生气泡，所以还存在从治疗部位的正上方的探头位置处不能对烧灼部位的后方进行观察的问题。由此，通常需要在治疗过程中将探头由穿刺接合器处取下，将穿刺针和探头分离开，以便能够利用探头，从所期望的方向对含有对象部位的周围部分的脏器和组织进行扫描观察。

因此，在超声波引导下进行治疗的过程中，对对象部位以及进行治疗的部分实施三维把握、确认是相当重要的。然而，在仅使用着作为上述在先技术的穿刺针的引导机构和穿刺用接合器的超声波诊断装置进行治疗的过程中，存在有仅仅能够沿将用于治疗的穿刺针维持在超声波束的切片宽度之中的方向进行观察，难于对三维位置实施了解、掌握的大问题。

而且，为了能够对如上所述的诸如内脏器官癌变等的肿瘤部分进行治疗，大多是在通过超声波诊断装置的断层图象的引导下，进行穿刺针朝向被检测体的对象部位的插入操作的。在这样的情况下，还在所使用的超声波诊断装置的探头上，安装有具有设定穿刺针插入方向的引导机构的穿刺用接合器，以便能够按照使穿刺针位于超声波诊断装置的诊断视野内的方式实施插入操作。在位于超声波诊断装置的画面上的上述引导机构和穿刺用接合器处，还将预先设置的穿刺针的插入路径作为预调显示时的指示标记作为参照，将这个插入路径定位在目标部位处，进而进行穿刺针的插入操作。

可以由插入的穿刺针对作为对象部位的细胞实施获取,通过穿刺针对向对象部位注入诸如酒精等以进行癌凝固治疗。而且在近年来,还出现了为了能够利用微波和无线电波产生的放射性对癌变部分实施烧灼,使用烧灼用穿刺针实施插入以进行癌烧灼治疗的方法。如果举例来说,利用无线电波实施烧灼的方法已记载在[国分・森安编, [肝癌无线电波热凝固疗法的真实情况], 南江堂, 2002年5月发行]中。

然而,对于通过超声波诊断装置在能够看见断层图象的同时进行穿刺针插入操作的场合,仍然存在有穿刺针比较细,且相对于超声波束的插入方向呈小角度,甚至于大体平行,所以难以通过穿刺针获得到具有充分强度的反射波,进而难于在超声波图象上稳定而且鲜明地显示出针的位置的问题。

而且在插入的过程中,穿刺针的针头会朝向内脏器官和组织的抵抗比较少的方向弯曲,所以有可能相对超声波束的断层图象方向(切片方向)的宽度范围偏离开,导致穿刺针未位于超声波的断层内,由于呼吸时内脏器官和组织也会产生移动,所以可能会使插入之后的穿刺针偏离到超声波束之外,进而导致看不见穿刺针的情况出现。

目前已经有几种为使穿刺针容易被观察到的方法问世,而且正在进行能够获得三维数据的超声波诊断装置的研制。在这类装置中,可以进行三维的电子超声波扫描,也可以通过移动机械探头进行三维扫描,由于能够对三维体积(volume)的数据实施收集,所以使用这种装置能够显示出存在有穿刺针的断层图象。在这种三维的超声波诊断装置中,能够实时地对预定的体积进行显示,还能够对指定的多个截面进行显示。然而,仍然未获得能够对插入的穿刺针进行追踪的针头和相应的显示方法。

如果举例来说,正如日本特开2000-185041号公报中记载的那样,在穿刺针的前端设置有信号发生器,通过至少三个超声波振动元件对它发出的信号进行信号接收,由此来推测穿刺针的前端部的位置的超声波诊断装置也已经问世。

然而,该装置必须将信号发生器设置在穿刺针的前端处,由于穿刺针必须尽可能的细,所以该信号发生器也必须做的很小。但是当该信号发生器很小时,由上述三个超声波振动元件接收到的信号也很小,所以仍会难于推测出穿刺针的前端位置。

而且采用这样的构造形式,应该能够对穿刺针的前端位置进行推定,然而

目前在实际上,仅是对定位设置的穿刺针的前端部分进行检测。穿刺过程中前端可能到达哪个位置、朝向哪个方向,对于进行穿刺是很重要的。然而,采用上述在先技术中的超声波诊断装置,仍难于获知这个最重要的穿刺针前端部分的行进方向。

而且,对于不使用穿刺接合器,以便能够从所期望的最合适的体表位置插入穿刺针,从而使穿刺接合器具有自由度,使插入位置和插入角度具有自由度的场合,将不能对穿刺针的插入路径实施推定。对于穿刺针是否能够达到目的部位也难以实施推定。

因此,采用上述那样的、属于在先技术中的协助穿刺用的超声波诊断装置时,不能正确的检测出穿刺针的前端位置,也不能得知穿刺针的插入方向。

发明内容

本发明的目的是:提供一种即使治疗穿刺针位于超声波束的切片宽度范围以外的部分处也能将其捕捉,能够对观察用的超声波图象,即对穿刺针相对于作为治疗对象的内脏器官和癌组织的位置,实施呈三维感知形式的识别并进行显示的超声波诊断装置。

本发明的又一个目的是提供一种在能够容易地对穿刺针的前端位置实施检测的同时能够对穿刺针插入的方向实施检测,进而能够为了呈三维形式对穿刺针实施显示,进行朝向检测出的穿刺路径附近部位的扫描操作以及再构成的穿刺路径附近部位的图象化处理,在临床上有用的、可用于协助穿刺的超声波诊断装置。

根据本发明的第一方面提供的一种超声波诊断装置,其特征在于具有:对被检测体发送接收超声波的超声波探头;检测上述超声波探头的位置和方向的探头位置传感器;根据上述超声波探头的输出来产生图象数据的图象产生部;检测插入到上述被检测体的穿刺针的位置和方向的针位置传感器;根据上述检测出的超声波探头的位置和方向以及上述检测出的穿刺针的位置和方向,从上述图象数据中产生将上述穿刺针的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置上的显示图象数据的显示图象产生部;和将上述显示图象显示在上述图象显示区域上的显示部,上述显示图象是将与在上述特定位置上交叉的2截面对应的图象数据以反映了上述2截面的位置关系的3维形态来表示的图象。

根据本发明的第二方面提供一种超声波诊断装置，其特征在于具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；检测上述超声波探头的位置和方向的探头位置传感器；根据上述超声波探头的输出来产生断层图象的数据的断层图象产生部；检测插入到上述被检测体的穿刺针的位置以及方向的针位置传感器；和根据上述检测出的超声波探头的位置以及方向和上述检测出的穿刺针的位置以及方向，控制上述超声波探头的发送接收以使用上述超声波对包含上述穿刺针或插入预测路径的截面或附近截面进行扫描的控制部。

根据本发明的第三方面提供一种超声波诊断装置，其特征在于具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；检测上述超声波探头的位置和方向的探头位置传感器；根据上述超声波探头的输出来产生断层图象的数据的断层图象产生部；检测插入到上述被检测体的穿刺针的位置和方向的针位置传感器；和根据上述检测出的超声波探头的位置及方向和上述检测出的穿刺针的位置及方向，控制上述超声波探头的发送接收以使用上述超声波对与上述穿刺针的前端交叉的截面或附近截面进行扫描的控制部。

根据本发明的第四方面提供一种超声波诊断装置，其特征在于具有：对被检测体发送接收超声波的超声波探头；根据上述超声波探头的输出来产生图象数据的图象产生部；求解插入到上述被检测体的穿刺针的前端位置的位置特定部；求解上述图象数据的显示位置以便使上述穿刺针的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置上，并产生显示图象的数据以便在该位置上显示上述图象数据的显示图象产生部；和将上述显示图象显示在上述图象显示区域上的显示部。

本发明的其它目的和优点将通过下面的描述给予阐明，而且其中的一部分将可以通过下面的描述变得相当明显，或者可以通过应用本发明而获得。本发明的各个目的和优点均可以通过下面特别说明的组件和组合方法获得了解和获知。

附图说明

构成为说明书一部分的附图，图解了本发明的几个实施例，这些附图与上述的综合性描述和如下对实施例的详细描述一起，解释说明着本发明的原理。

图1是表示作为本发明的超声波诊断装置的第1-1实施例的示意性方框图。

图2是表示作为本发明的第1-1实施例的示意图。

图3A-图3F是表示第1-1实施例中显示穿刺针操作情况的断层图象的实例用的示意图。

图4是表示作为本发明第1-2实施例的对治疗对象部位进行检索和显示的示意图。

图5是表示作为本发明第1-3和第1-4实施例的穿刺针插入形式的实例的示意图。

图6A-图6F是表示作为本发明第1-3和第1-4实施例的对治疗对象部位进行检索和显示的示意图。

图7是表示作为本发明第1-5实施例的监视器显示内容的第1显示实例的示意图。

图8是表示作为本发明第1-5实施例的监视器显示内容的第2显示实例的示意图。

图9是表示作为本发明第1-5实施例的监视器显示内容的第3显示实例的示意图。

图10是表示作为本发明第1-5实施例的监视器显示内容的第4显示实例的示意图。

图11A、图11B是表示作为本发明第1-6实施例的对治疗对象部位进行检索和显示的示意图。

图12是表示作为本发明的第2-1实施例的超声波诊断装置的构成实例的示意图。

图13是用于说明使用作为第2-1实施例的超声波诊断装置时的被检测体、超声波探头和穿刺针间关系用的示意图。

图14是用于说明在本实施例中，通过扇型扫描的二维阵列探头进行的三维超声波数据收集，与通过位置传感器23、24检测出的穿刺针和显示图象间的位置关系用的示意图。

图15是用于说明作为本发明的第2-1实施例的处理流程用的示意图。

图16是表示作为本发明的第2-1实施例的显示画面实例的示意图。

图17是用于说明作为本发明的第2-2实施例的处理流程用的示意图。

图18是表示作为本发明的第2-2实施例的显示画面实例的示意图。

图19是用于说明使用作为第2-2实施例的超声波诊断装置时的被检测体、超声波探头和穿刺针间关系用的示意图。

图20A、图20B是表示作为第2-2实施例中的机械式旋转型的扇型探头的构成实例和机械式摆动扫描型的扇型探头的构成实例用的示意图。

图21是表示作为本实施例的变形例的显示画面实例用的示意图。

图22是表示作为本实施例的变形例的显示画面实例用的示意图。

图23是表示作为本实施例的、采用线型扫描的二维阵列探头时的实施例的示意图。

图24是表示作为本实施例的变形例的显示画面实例用的示意图。

图25是表示作为本实施例的变形例的显示画面实例用的示意图。

具体实施方式

下面，参照附图对本发明的实施例进行详细的说明。

(第1-1实施例)

图1是表示作为本发明的超声波诊断装置的第1-1实施例的示意性方框图。作为本实施例的超声波诊断装置由处理超声波信号并输出图象信号的超声波诊断装置主体部10，由备有位置传感器的超声波探头和穿刺针22形成的穿刺探头部20，操作超声波诊断装置主体部10的输入装置31，以及显示图象信号的监视器32构成。

超声波诊断装置主体部10由超声波信号发送部11，超声波信号接收部12，B模式处理部13a，彩色模式处理部13b，3D图象产生部40，显示输出部14，进行控制和运算处理用的CPU15，数据库16，图象存储装置17，图象构成装置18，以及存储动画用的摄影存储器19构成。3D图象产生部40基于检测出的超声波探头21的位置和方向以及检测出的穿刺针22的位置和方向，可以从呈多段形式的断层图象（体积数据）的数据中，有选择性的产生出将穿刺针22的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置处的、在典型状态下为图象显示区域中心处的二维显示图象的数据，或者解除了这种固定的二维显示图象的数据图象。

穿刺探头部20由与超声波信号发送部11和超声波信号接收部12连接着的、以能够拆装方式安装有位置传感器A26的超声波探头21，以能够拆装方式安装有位置传感器B27的穿刺针22，以及接收位置传感器A26以及位置传感器B27的位

置信号以及方向信号、并且将该位置数据输出到所连接的CPU15的位置传感器信号接收部25构成。另外，在超声波探头21处还可以以能够拆装方式设置有穿刺接合器23。

操作超声波诊断装置主体部10用的输入装置31，由备有功能选择·操作指示的功能键和针头显示位置的固定/解除按钮31c的操作面板31a，和诸如键盘以及轨迹球的输入装置31b构成。

在按下固定/解除按钮31c的期间里，穿刺针22的前端位置固定在监视器32的画面内的特定位置处，在典型状态下为图象显示区域41的中心点处。也就是说，生成出的是穿刺针22的前端位置与图象显示区域41的中心点相一致的显示图象。当图象显示区域41为多个时，生成出的是穿刺针22的前端位置与图象显示区域41的各个中心点相一致的显示图象。在按下固定/解除按钮31c的期间里，当穿刺针22移动时，它的前端仍固定在图象显示区域41的中心点处，图象和背景将跟随穿刺针的移动而移动。

而且，对于穿刺针22为使用无线电波和微波进行烧灼治疗的烧灼用穿刺针的场合，还可以设置有图中未示出的、驱动该烧灼用穿刺针的高频放射电极的烧灼治疗装置。

下面说明本实施例的作用和动作形式。

主体部10的超声波信号发送部11和超声波信号接收部12与超声波探头21连接。由B模式处理部13a或者彩色模式处理部13b产生的、呈多段形式的断层图象的数据，供给到3D图象产生部40。3D图象产生部40基于超声波探头21的位置和方向以及穿刺针22的位置和方向，从呈多段形式的断层图象数据中，产生出将穿刺针22的前端位置固定在监视器32的图象显示区域41内的特定位置处的二维显示图象的数据。二维显示图象可以是截面变换图象(MPR)或者再现图象。显示输出部14用于构成监视器32的画面。在画面的一部分中，配置有具有预定小规格尺寸的图象显示区域41。在图象显示区域41中配置有显示图象。通过显示图象能够对内脏器官和肿瘤实施立体视觉观察。而且，超声波信号接收部12的输出信号，输入到按照与根据B模式处理部13a进行形状扫描得出的断层图象数据，或者根据彩色模式处理部13b进行多普勒血流扫描得出的断层图象数据等的显示模式相对应的方式，进行断层图象数据处理用的3D图象产生部40以及显示输出部14处。换句话说就是，超声波诊断装置本体部10能够将断层图象数据

分别以二维的断层图象形式进行显示。

而且,超声波诊断装置主体部10可以通过CPU15进行系统控制,将在时间上连续的多个断层图象数据储存在摄影存储器19中,并可以将由此连续再生出的动画图象显示在监视器32上。相类似的,还可以将各个断层图象数据存储在图象存储装置中,将它们显示在监视器32上,以便能够随时进行再生参照。还可以通过医院内部网络,利用图象存储装置取得其它诊疗科中采集到的诸如超声波诊断图象、CT诊断图象、MRI诊断图象等的诊断图象数据,并将其显示在监视器32上。

如图2所示的那样,在超声波探头21上装有位置传感器A26,通过位置传感器信号接收部25能够检测出超声波探头21位于坐标空间中的六轴坐标,即X、Y、Z的三轴坐标以及相对XYZ各轴的旋转角(方向)。例如,可以将位置传感器信号接收部25的设置位置作为原点形成的坐标空间取为第一坐标空间。将检测得到的数据,作为探头方向数据输入到CPU15,以提供出由超声波探头21捕捉到的断层图象沿切片方向的三维数据。另一方面,也可以通过安装在穿刺针22上的位置传感器B27,检测出穿刺针22在第一坐标空间中的六轴坐标,并且将穿刺针22的位置以及插入方向提供给CPU15。

而且,为了使其能够作为本实施例之外的一般的超声波诊断装置的超声波探头或者穿刺治疗的穿刺针使用,位置传感器A26以及位置传感器B27最好是分别采用能够拆装的构成形式。

数据库16存储着各种设定参数。例如,这些参数可以是超声波探头21上安装着的穿刺接合器23的规格(诸如能够适用的穿刺针的种类和插入角度等),和所插入的穿刺针22的规格(诸如针直径和针长等)等的一览表形数据,以及诸如通过操作面板31a的功能键指令由监视器32给出的显示图象的构成形式(比如说3D图象,二维断层图象,多普勒彩色断层图象,其它形式的图象(モデルイメージ-图象),以及例如CT图象、MRI图象等的匹配显示的组合形式)等的控制系统数据等。

3D图象产生部40可以根据位置传感器A26给出的、沿切片方向的三维数据(多段形式的断层图象数据),通过将超声波探头21捕捉到的多个断层图象在第一空间坐标内进行再构成的方式,构筑出具有立体视觉的虚拟的3D图象(二维图象)。而且,3D图象产生部40还可以根据位置传感器B27给出的位置数据以及

数据库16中的对象穿刺针的规格数据,通过CPU15运算计算出穿刺针22的形状、位置,进而按照相类似方式,将其作为与之前的第一空间坐标内的穿刺针显示图象进行构筑。而且,对于穿刺针显示图象的针前端部分,为了容易从图象上实施确认,还可以用比针主体部更高的亮度或者通过模拟增大的针直径进行显示。

对于在超声波探头21上安装有穿刺接合器23,并且通过其穿刺针引导部实施穿刺针22的插入穿刺的场合,一般是按照将穿刺针22导入在超声波探头21的断层图象视野(切片)中的方式来设置穿刺针引导部的,所以能够在为一个画面的断层图象内观察穿刺针22的回波图象。因此,当利用穿刺接合器进行穿刺操作时,可以将来自各个位置传感器26、27的位置数据,置换成第一空间坐标中沿超声波探头21扫描方向的二维空间数据(断层图象),并利用图象构成装置18构成所谓的单画面断层图象,在该断层图象上还包含有对计算出的穿刺针显示图象的针前端部分进行强调的写入内容。监视器32上显示的是包含有在由超声波探头21获得的原来的断层图象中反射亮度比较低的穿刺针22的回波图象的、与该穿刺针22的实象一起进行显示的穿刺针显示图象。而且,本实施例中的穿刺针显示图象,是根据位置传感器B27的检测数据进行写入的,这与使用在先技术中的穿刺接合器的过程中,根据相同接合器预先设定的规格参数(插入角度)来显示固定的插入设定方向线的技术解决方案不同。

3D图象产生部40根据相对于由输入装置31中诸如轨迹球等的输入装置31a所设定的第一空间坐标系,进行再现处理时的与视点以及视线方向的变更相关的旋转量、移动量的指示,进行对含有再构成的穿刺针显示图象的图象俯瞰位置的变更处理。

图象构成装置18可以相应于操作面板31b处的功能组件“针头标记”给出的指令,存储该时间点时的穿刺针22的针头位置坐标数据,在3D超声波图象和断层图象的图象数据中,写入在该存储的针头位置坐标处表示呈线状的“针头标记”的数据,并且与超声波图象一起在监视器32上显示出该“针头标记”。而且,位置坐标数据的存储可以在拔去穿刺针22之后仍然维持,并且根据“针头数据消去”的指令而放弃。

3D图象产生部40可以在上述“针头标记”处理之后,根据操作面板31b上的功能组件“针头标记相对显示”给出的指令,将上述存储的针头位置坐标数据作

为基准原点设定出第二坐标空间。第二坐标空间的原点位置，位于再现图象的图象显示区域41的中心。功能组件“针头标记相对显示”的指令输入，对应于专门为此设置的固定/解除按钮31c的导通操作。在按下固定/解除按钮31c的期间里，穿刺针22的前端位置固定在监视器32的画面内的特定位置处，在典型状态下位于为进行图象显示而预先分割的区域（图象显示区域）41的中心点处。在按下固定/解除按钮31c的期间里，当穿刺针22移动时，它的前端仍固定在图象显示区域41的中心点处，图象和背景将随着穿刺针的移动而移动。

位置传感器信号接收部25根据检测第一坐标空间的位置传感器A26给出的、沿切片方向的三维数据，将由超声波探头21捕捉到的断层图象运算换算成相对于针头位置坐标数据的相对位置，在第二空间坐标内构筑出再构成的断层图象。基准原点对应于图象显示区域41中的特定位置（例如为中心位置）。根据位置传感器B27给出的位置数据以及数据库16中的对象穿刺针的规格数据，CPU15还可以将穿刺针22的形状·位置运算换算成相对于相同的针头位置坐标数据的相对位置，并在第二空间坐标内作为穿刺针显示图象进行构筑。而且，诸如该穿刺针显示图象的针前端部分的强调方式等，与上述的技术解决方案相同。

根据操作面板31b处的功能组件“原点设定”给出的指令，也可以不采用上述存储的针头位置坐标数据，而是通过操作作为输入装置31b的轨迹球，指定所显示的图象内的某位置作为基准原点位置，并设定出第二坐标空间。通过对该基准原点位置实施指定的方式，能够自由的变更超声波图象和穿刺针图象的显示位置。

3D图象产生部40可以根据操作面板31b处的功能组件“针头相对显示”给出的指示，基于位置传感器信号接收部25获得的、由时刻检测第一坐标空间的位置传感器B27给出的位置数据以及数据库16给出的对象穿刺针的规格数据，通过CPU15运算计算出穿刺针22的形状·位置，设定出以每个时刻下该针头的位置坐标数据作为基准原点的第三坐标空间。基准原点对应于图象显示区域41中的特定位置（例如为中心位置）。基于位置传感器信号接收部25检测到的、由位置传感器A26给出的沿切片方向的三维数据，还可以将由超声波探头21捕捉到的断层图象，运算换算成相对于上述针头每个时刻的位置坐标数据的相对位置，在第三空间坐标内构筑出作为再构成图象的断层图象。而且，取针头为基准原点的穿刺针22的形状·位置也在第三空间坐标内作为穿刺针显示图象实施着构筑，显

然这就是固定的穿刺针显示图象的数据。将第三空间坐标上构筑的穿刺针设置图象以及断层图象，显示在监视器32上。

下面使用表示超声波探头21的操作，穿刺针22的插入，以及监视器32的显示画面实例的示意图，对本发明的实施例进行详细的说明。

图2是表示作为本发明的超声波诊断装置的第1-1实施例的示意图。其中，患者50的对象部位51是肝脏，并且是以在对作为治疗对象52的肝癌通过无线电波进行烧灼治疗的场合下，对在其前端部具有无线电波电极的穿刺针的使用实例进行举例说明的。

图3A-图3F是表示本实施例中监视器32上显示的穿刺针操作状况的一个断层图象实例用的示意图。

正如图2所示，对于通过穿刺针22进行治疗的场合，标准治疗姿势是使患者50横卧，将设置有位置传感器A26的超声波探头21，紧密附着在位于治疗对象52（肝癌）正上方的体表上。在第1-1实施例中，由于采用的是通过超声波图象捕捉插入的整个穿刺针22的方式，所以在超声波探头21上，安装有将穿刺针22导入至断层图象视野（切片）53用的穿刺接合器23。

通过穿刺接合器23进行引导而插入治疗对象的穿刺针22，除了在手持部分处备有位置传感器B27之外，还具有与无线电波烧灼治疗用的、位于前端部处的无线电波电极相连接的导线43。

在操作超声波探头21，观察监视器32上显示的断层图象时，能够以最佳方式描绘出治疗对象52的断层图象，而且能够在确保穿刺针22插入路径的位置中保持着超声波探头21。

在本实施例中，对于将监视器32的显示形式设定成以二维断层图象显示的场合，可以利用安装在上述方式保持着的超声波探头21处的穿刺接合器23上的穿刺引导孔，将穿刺针22插入生物体，随后显示出如图3A所示的（二维）断层图象，在穿刺针22的前端部达到肿瘤部时，还能够观察到如图3B所示的超声波图象。

表示刚刚插入状态的图3A，为由备有位置传感器A26的超声波探头21描绘出的断层图象61a，而且能够捕捉到在作为对象的内脏图象64的内部存在的肿瘤图象65。而且，所表示的也是在插入之后，穿刺针22的针象63a以比较弱的反射信号显示的场合。

另一方面, 设置有位置传感器B27的穿刺针22, 能够将位置传感器信号接收部25给出的接收数据, 输入到超声波诊断装置主体部10的CPU15处, 并且能够基于数据库16中存储的穿刺针22的数据, 对位置、插入方向、针前端部位置等进行运算。该运算结果可以与描绘出的断层图象61a一起写入第一空间坐标, 通过将超声波探头21的切片位置处的二维数据以断层图象显示的方式, 可以叠置描绘出如该图A所示的运算计算出的穿刺针显示图象62a, 进而还可以描绘出在针头部分给予强调的针头标记图象62t, 以及对穿刺针显示图象实施延长而获得的穿刺针插入预定路径69a。针头标记图象62t以及穿刺针插入预定路径69a可以通过图象再构成装置18实施生成。

通过弱反射信号实施显示的针象63a, 有可能由于信号的状况, 在断层图象61a内无法进行显示, 然而运算计算出的穿刺针显示图象62a以及针头标记图象62t, 在传感器运作正常时, 不论断层图象的描绘手法如何均能够进行显示。

随后, 进一步插入穿刺针22, 继续观察监视器32上显示的断层图象61, 如图3B所示的穿刺针显示图象62b将出现延伸, 当该针头标记图象62t达到位于内脏图象64内部的肿瘤图象65的中心位置附近时, 停止穿刺针22的插入。对于如图3C所示, 虽然不稳定但仍显示着的针象63c和穿刺针显示图象62c以及穿刺针插入预定路径69c, 处于明显分离的位置处的场合, 表示的是穿刺针22由于组织边界和行进受到的抵抗, 而使穿刺针弯曲未沿预定插入方向实施插入的场合, 需要进行再次插入操作。

采用上述构成形式, 能够将穿刺针头定位在治疗对象处, 然后对该部分进行治疗。例如在实施无线电波烧灼治疗时, 可以将烧灼用穿刺针的无线电波电极通过导线43连接到图中未示出的烧灼治疗装置, 控制该烧灼治疗装置的输出以进行烧灼治疗。相应于烧灼治疗的进行, 将会如图3D所示的那样, 在断层图象61c中显示出的、位于内脏图象64内部的穿刺针显示图象62c的前端部62t的周边部处, 将显示出宽阔的、由于烧灼部分的组织变性、发泡所产生的倾向于白化的高回波区域66。观察该高回波区域66, 可以对穿刺针22的设定位置, 治疗计划的范围, 以及患者的状况进行评估, 从而能够对当天的治疗进程进行管理。而且, 根据超声波的反射信号描绘出的针象63d, 将由于该高回波区域66而难以进行观察, 然而本实施例由于能够清楚地显示出穿刺针显示图象62d以及针头标记图象62t, 所以具有能够容易地对治疗进程进行管理的技术效果。

其次，说明上述的穿刺针显示图象62a以及针头标记图象62t的显示方法的变形实例。

穿刺针22上的位置传感器B27如图2所示的那样，配置在手持部分处，在插入时存在有由于弯曲、挠曲等原因而使真正的针头位置偏离了预测位置的情况。这些偏离不仅会在断层画面内，而且会在切片面上位于偏离的方向切片上。图象再构成装置18可以如图3E所示的那样，对这种偏离进行评估，将按照预测偏离的大小设定的区域62T，作为穿刺针的针头标记图象对针头位置进行显示。进而，图象再构成装置18还可以如图3F所示的那样，对穿刺针显示图象和计算出的真实穿刺针的位置之间的偏差进行评估，生成出沿着预测的偏离方向分开的穿刺预测路径图象69F、69f，以表示出穿刺针22的插入范围。换句话说就是，针头标记图象62t的显示尺寸，可以根据预测的穿刺针插入方向的偏差大小来确定，并作为区域62T。

如果采用本实施例，可以根据在超声波探头和穿刺针上分别配置的、包含有方向数据的位置传感器得出的位置数据，运算计算出插入的穿刺针的形状和位置。该运算算出结果可以作为穿刺针显示图象，重叠书写在根据超声波探头得到的断层图象上，所以与仅通过弱反射信号难以得到的、在断层图象内难于实现稳定显示的穿刺针的超声波实图象相比，能够进行鲜明的显示。因此，能够明确的识别出穿刺针的插入位置，进而能够安全且容易地进行穿刺针的插入操作。

而且，本实施例并不仅限于在二维显示的断层图象中进行显示的场合，上述的运算处理并不仅限于采用在超声波断层（切片）画面内的二维数据运算，本实施例是要给出能够提高运算速度，从而能够实现本发明目的的、能够对穿刺针位置进行明确显示的一种技术解决方案。

（第1-2实施例）

图4是表示作为本发明的超声波诊断装置对治疗对象部位实施检索以及显示的其它实例的示意图。

本实施例是在插入前的阶段，由3D图象产生部40预先进行3D图象生成处理。在以位置传感器信号接收部25的位置等作为基准的第一坐标空间中，可以如图4所示，在监视器32上进行对象部位的立体视觉显示67a-67n，并将它们暂时存储在图象存储装置17中。随后，在对插入穿刺针22用的超声波探头21的保持位置

进行的检索操作过程中,可以在根据位置传感器A26的探头位置确定的第一坐标空间中,对断层图象(切片)61d实施重叠显示。而且,该立体视觉的显示,可以按照根据在先的所谓3D超声波诊断装置的技术获得3D图象数据的方式实施,并参照预先决定的共同基准,实施在第一空间坐标中的写入替换和显示。断层图象的显示模式,可以采用超声波诊断装置一般适用的B模式、彩色多普勒模式、脉冲多普勒模式、连续波多普勒模式、对比模式、弹性成象等中的任何一种,而且可以选择采用与治疗对象的性状、特性相对应的显示模式。

对于设定为沿与立体视觉显示的断层图象67a-67n的切片方向不同的方向,对穿刺针22的插入进行观察的断层图象61d的画面的场合,还能够对与治疗对象图象68a-68n不同的断层图象64d进行观察。特别是在诸如烧灼治疗开始之后,可以对烧灼部分倾向于白化的高回波区域66d的延展范围,与原来的治疗对象图象68a-68n进行对比,以进行治疗范围的确认,从而对诸如烧灼功率,烧灼时间等的烧灼治疗技术参数进行控制。

本实施例可以通过立体视觉捕捉到治疗对象,所以能够将穿刺针的插入位置按照朝向治疗对象的详细具体位置的方式进行设定和插入。另外,还能够立体地捕捉到治疗涉及范围,所以能够容易地与提高治疗效率和效果的需求相对应。

(第1-3实施例)

对于根据本发明构造的超声波诊断装置第1-3实施例,使用作为表示该实施例的穿刺针的插入形式的示意图的图5,以及作为表示其显示图象实例的图6A-图6F进行说明。

本实施例首先按照与如图2以及图3所示的第1或者第1-2实施例的方式相同的方式,通过安装在超声波探头21上的穿刺接合器23对穿刺针22实施插入。进而如图3所示,按照使穿刺针22的前端部一直到达作为治疗对象的肿瘤部,使该针头标记图象62t一直达到位于内脏图象64的内部处的肿瘤图象65的中心附近的方式进行插入操作。

按照使针头标记图象62t达到肿瘤图象65的中心附近的方式,对操作面板31b上的功能组件“针头标记”进行设定,将第一坐标空间的针头位置,作为作为对象的肿瘤部的中心位置数据,与该断层图象画面数据一起存储在图象存储装置18中。而且,对于对存储断层图象实施动画记录的场合,可以对操作面板31b

上的功能组件“摄影存储”和“针头标记”进行设定，并且将超声波图象的动画数据和中心位置数据存储在摄影存储器19中。

在这儿，还可以由操作面板31b上的功能组件“治疗对象再显示”或者“摄影再显示”，和“针头标记相对显示（针头位置固定显示）”发出指令。“针头标记相对显示（针头位置固定显示）”的指令可以通过固定/解除按钮31c的导通操作实施输入。在按下固定/解除按钮31c期间，穿刺针22的前端位置固定在监视器32的画面内的特定位置处，在典型状态下为图象显示区域41的中心点处。当在按下固定/解除按钮31c期间，穿刺针22移动时，它的前端仍固定在图象显示区域41的中心点处，图象和背景跟随穿刺针的移动而移动。根据该指令，可以将设定作为对象的肿瘤位置的断层图象或者断层图象摄影数据，分别变换至以之前的针头位置作为基准原点的第二坐标空间中，将针头位置处于显示区域41中心的断层图象显示在监视器32上，象作为图6A的显示实例示意图所示的断层图象72那样。

随后如图5所示，单独将超声波探头21抵接患者的体表，在超声波截面视野（切片）内捕捉作为对象的内脏器官或者肿瘤，从各种不同的角度观察目标部位。即可以如图6A所示的那样，对安装有上述穿刺接合器而描绘出的断层图象72的肿瘤72a进行观察之后，将穿刺接合器从探头上取下（解除穿刺针22和超声波探头21间的连接），再从不同的方向对断层图象71的肿瘤71a进行观察。对该断层图象71的观察，可以通过位置传感器A26在同一个坐标空间内实施显示，从而能够以三维的感觉进行观察。而且进一步，还可以根据该断层图象，对诸如位于肿瘤周围的血管71b和肿瘤71a间的位置关系实施确认。

与通过超声波探头21的扫描一起即时由B模式处理部13a发生所得到的断层图象数据71，如图6A所示那样，和设定“针头标记”用的、记录在图象存储装置18中的断层图象72，以及储存在摄影存储器19中的断层图象（图中未示出），共同显示在监视器32上。超声波探头21的位置变化，可以作为断层图象71，实时地从各种方向对肿瘤进行观察。在针头位置不合适时，还可以对针的插入位置进行调整。在调整过程中，针头标记73处于固定状态，并可以根据断层图象71的实况图象确认针头的移动。通过“针头标记相对显示”给出的指令，针头标记73以及穿刺针显示图象74还可以相对于调整后的最新位置实施更新，和再显示。

(第1-4实施例)

下面使用图5以及图6B, 对第1-4实施例进行说明。

本实施例首先不使用穿刺接合器, 而是如图5所示那样, 单独使超声波探头21与患者的体表抵接, 对作为对象的内脏器官处的肿瘤和位于其周围位置处的内脏器官和血管系统进行扫描, 以对插入位置和穿刺路径进行观察、确定。可以在超声波截面视野(切片)中捕捉到肿瘤, 将能够得到目标部位的鲜明断层图象的位置作为治疗观察位置。

随后, 将超声波探头21保持在治疗观察位置, 将配置有位置传感器B27的穿刺针22的针头, 靠近患者50的体表附近的, 沿插入方向设置。图6B是表示将上述的治疗观察位置的断层图象71, 通过三维坐标空间显示在监视器32上的显示实例用的示意图。依照与沿插入方向设置的穿刺针22相对应的穿刺针显示图象, 或者穿刺针22的位置、方向以及它的规格, 对通过再构成装置18生成出的、与穿刺针22相对应的呈线状的标记(穿刺针显示图象)75和针头标记图象76实施显示。穿刺针显示图象75和针头标记图象76由图象再构成装置18产生。进而, 依照穿刺针22的位置和方向, 对通过再构成装置18生成出的、一直到达治疗观察位置的断层图象71的线状穿刺针插入预定路径(插入预测路径)77实施显示。插入预测路径77以不同于线状标记75的形式实施表示。与穿刺针22相对应的线状标记75用实线表示, 与插入预测路径相对应的线状标记77用点划线或者虚线表示。还可以对断层图象71和插入预定路径77间的交叉点77a实施显示。由线状标记75、线状标记77、针头标记图象76合成生成的图象71的数据, 存储在存储装置17中。

当穿刺针22移动时, 在监视器32上的穿刺针显示图象75、针头标记图象76以及穿刺针插入预定路径77将产生联动移动, 从而可以显示出它们位置的更新。

而且, 当监视器32的显示方法采用的是以针头位置作为基准进行显示的方法时, 也可以不使针图象的显示产生移动, 而是采取使断层图象71产生相对移动的显示形式。可以一边观察按照这种方式显示的断层图象71、穿刺针显示图象75、针头标记图象76和穿刺针插入预定路径77, 一边对穿刺针22的位置实施确认以进行插入操作。

在达到了作为目标的插入位置时, 将穿刺针22的无线电波电极与烧灼治疗装置连接, 实施烧灼治疗。在治疗开始后, 可以在断层图象71上的穿刺针的前

端附近处,对由组织的变性、发泡导致产生的高回波区域实施观察。对该治疗进行状况实施的观察、确认,可以通过对超声波探头21的位置·方向进行的多种操作,在监视器32上显示出所期望的断层图象71的方式来进行。特别是对于位于高回波区域背后部分的图象,即在超声波信号的特性中称作回波阴影部分的图象,从该方向进行观察是很困难的,必须通过沿不同方向改变超声波探头21的位置来进行观察。

当对固定/解除按钮31c进行导通操作时,将如图6C所示的那样,针头位置固定在监视器32上的图象显示区域41的中心处。即使探头21的方向等产生变更,通常也是在针头位置定位于图象显示区域41的中心处的状态下对图象71进行显示的。也就是说,可以在针头位置固定在图象显示区域41的中心处的状态下,跟随探头21的方向和位置变化变更断层图象71的显示位置和方向。而且,即使移动穿刺针22时,也可以按照使针头定位于图象显示区域41的中心处的方式,使显示图象跟随穿刺针22的移动实施更新。

通过配置有位置传感器A26的超声波探头21以及配置有位置传感器B27的穿刺针22,可以在三维坐标空间中捕捉到断层图象以及穿刺针的位置,并且可以按照与穿刺针的插入方向无关的方式,在手术中从各种位置·方向对治疗对象78a、79a实施观测,同时还能够对穿刺针的位置·方向74实施识别。

在预定的能量输入结束时,也结束了烧灼治疗。之后,可以通过对超声波探头21的位置·方向实施的各种操作,将对如图6D所示的断层图象78,79进行了治疗之后的烧灼图象78c、79c显示在监视器32上,对烧灼状况实施观察。而且,还可以对位于周围位置处的血管的图象78b进行观察,以诊断出治疗产生的影响。

下面使用图6E以及图6F,对根据第1-4实施例进行为第二次以后的烧灼治疗的场合的显示实例进行说明。在进行如图6D的显示之后,通过固定解除按钮31c的断开操作解除对针头显示位置的固定。图6E表示的是与上述的图6B相类似的,在进行第二次以后的穿刺烧灼治疗过程中,通过断层图象80观察作为对象部位的肿瘤图象80a的实例。

对断层图象80中的肿瘤图象80a和之前进行过诸如一次烧灼治疗的区域80c进行观察,对于根据这种观察,判定在断层图象80中的肿瘤80a的上部区域(扇形图象的锐角部分位于探头位置的上部)的烧灼治疗不充分的场合,可以为了

对箭头A所示的部位进行追加的烧灼治疗,按照将针头位置设定在该位置的方式设计进行第二次烧灼治疗的计划。

在该追加的烧灼治疗过程中,可以操作超声波探头21,在显示出包含有肿瘤图象80a和上次的烧灼图象80c的断层图象80的状态下,对穿刺针22实施设置。基于位置传感器B27给出的数据,按照如图6E所示的方式,显示出穿刺针显示图象75以及穿刺针插入预定路径77。随后,相对进行第二次烧灼治疗所计划的箭头A,按照朝向穿刺针插入预定路径77、针头标记图象76、穿刺针显示图象75的方式,调整穿刺针22的位置、方向,并决定穿刺位置·方向。然后,按照与上述的图6A相类似的图6F所示的方式,在对断层图象80实施记录·显示的状态下,移动探头21,在监视器32上一并显示出超声波截面图象80e。在观察记录显示的原断层图象80以及实时显示的断层图象80e的同时,可以对在含有穿刺针插入预定路径77的穿刺针插入路径上没有血管系统80f等等组织实施确认,按照使穿刺针22的针头标记图象76达到所计划的箭头78附近的方式,对穿刺针22实施插入操作。在插入操作之后,与烧灼治疗装置实施连接,进行治疗。在治疗之后按照如前所述的方式,对烧灼治疗的范围等进行与上述的图6D同类似的观察,并结束治疗。

(第1-5实施例)

图7、8、9、10是表示根据本发明构造的超声波诊断装置进行监视器显示的实施例用的示意图。本实施例可以将关于烧灼治疗前或者前一次烧灼治疗得到的过去的断层图象,和表示烧灼治疗过程中插入穿刺针的实时断层图象,通过呈各种显示形式的两个画面同时显示在监视器上。

图7所示的第1显示实例,可以在监视器32的例如左侧的位置处,对以前获取、存储的断层图象81,按照含有作为治疗对象确认的肿瘤图象82的形式进行显示。在监视器32的右侧位置处,对通过超声波探头21观察到的实时断层图象83,按照含有通过穿刺针22进行治疗的肿瘤图象84的形式进行显示。

然后,当将配置有位置传感器B27的穿刺针22,沿插入方向设置在作为对象的内脏器官的正上方的体表位置处时,该位置传感器B27和配置在超声波探头21上的位置传感器A26给出的信号,通过位置传感器信号接收部25进行接收,从而可以将各自的位置数据输入到超声波诊断装置主体10的CPU15中。由CPU15运算计算出表示直接由超声波探头21观察到的断层图象的切片位置,和穿刺针

22的插入路径预测位置或者插入位置间关系的空间坐标的数据。

基于该计算出的数据，可以通过图象构成装置18在实时显示的断层图象83上，对插入路径预测位置图象87和穿刺针显示图象86实施合成，输入至监视器32，在监视器32的右侧画面上显示出含有穿刺针显示图象86的断层图象83。而且，图7的右侧所示的断层图象83，示出的是与穿刺针22的插入在超声波探头21的扫描切片幅度内呈同方向时的一个显示实例。对于穿刺针22沿与扫描切片不平行的角度贯穿的场合，可以将能够分别对贯穿的预测位置或者贯穿位置进行识别的位置标记，按照在同一幅图的断层图象83的右下方作为预测位置的实例88以及贯穿位置的实例89进行显示的方式实施写入，并显示在监视器32上。

在将所插入的穿刺针22的无线电波电极与烧灼治疗装置相连接，实施烧灼治疗时，可以将实施烧灼治疗的区域85在监视器32上进行显示，从而能够把握治疗的进行状况。

图8表示的是上述实施例的第2显示实例。可以在监视器32的例如左侧的位置处，对以前获取、存储的断层图象91，按照含有作为治疗对象确认的肿瘤图象92的形式进行显示，在监视器32的右侧位置处，对通过超声波探头21观察到的实时断层图象93，按照含有通过穿刺针22进行治疗的肿瘤图象94以及烧灼区域图象95的形式进行显示。在这儿，还可以使用作为超声波诊断装置主体部10的输入装置31b的轨迹球等，对例如显示在监视器32的左侧位置处的以前的断层图象91内的两点96a、96b实施指定，给出测定它们之间距离的指令，给出对圆97a或者椭圆等的图形进行描绘，对其直径或者面积实施测定的指令等。根据这些指令，可以对它们的坐标值实施读取，通过与图象构成装置18连动的位置、尺寸，在实时的断层图象93的数据上实施写入，从而可以将该复制点96c、96d或者97b显示在断层图象93中。这种计算测量数据和图形的复制数据，也可以通过类似方式从实时的断层图象93复制到以前的断层图象91上。

图9表示的是上述实施例的第3显示实例。可以在监视器32的例如左侧的位置处，对含有作为治疗对象确认的肿瘤图象102的以前获取和存储的断层图象101实施显示，在监视器32的右侧位置处，对含有根据穿刺针22进行治疗的肿瘤图象104以及烧灼区域105等的通过超声波探头21观察到的实时的断层图象103实施显示，这些断层图象分别在第一空间坐标中呈三维形式实施显示。

监视器32在本显示实例中，右侧显示的实时断层图象103与上述的第1以及

第2显示实例不同,是按照与断层图象(切片)的获取位置·方向无关的方式,对插入的穿刺针显示图象106实施整个图形显示的。通过对含有这种三维显示的肿瘤图象104以及烧灼区域图象105等的实时断层图象103和穿刺针显示图象106进行的观察,能够在立体的感觉下对穿刺针22和对象肿瘤52间的位置关系和烧灼治疗的状况实施把握。

而且,可以由操作面板31b上的功能组件“针头相对显示”给出指示。依据该指示,可以将位置传感器信号接收部25检测到的、由呈展开形式的第一坐标空间的超声波探头21捕捉到的断层图象数据,通过运算换算得出相对于针头位置坐标数据的相对位置,在以穿刺针22的针头位置坐标数据作为基准原点的上述第三坐标空间,对其进行再构筑。在该第三坐标空间中再构成的实时断层图象以及插入的穿刺针22的穿刺针显示图象,显示在监视器32上。

通常,生物体的内部会产生呼吸性的移动,特别是位于腹部的内脏器官和插入其中的穿刺针的图象,在监视器上会显示为具有周期性的摇动比较大的图象。变换至上述的第三坐标空间上的断层图象以及穿刺针显示图象,由于是以插入作为对象的内脏器官的针头处作为基准原点的,所以能够在处于消去该摇动的相对静止的状态下,对它们进行显示。

图10表示的是上述实施例的第4显示实例。它可以将上述的第1-4实施例中示出为图6F的断层图象80、80f,独立地显示在双画面的右侧。换句话说就是,可以在如图10所示的监视器32的例如左侧的位置处,对通过前次的烧灼治疗中获取、存储的,含有作为治疗对象的肿瘤图象112以及烧灼治疗区域图象113的断层图象111实施三维显示,在监视器32的右侧位置处,对通过安装有穿刺接合器的超声波探头21实施观察的,含有根据由穿刺接合器设定的穿刺针22进行治疗的肿瘤图象116以及穿刺针显示图象118的实时断层图象115进行二维显示。

在该第4显示实例中示出的、位于监视器32左侧的表示过去状况的显示画面中,前次的烧灼治疗结束时穿刺针的位置数据也和断层图象的图象数据一起进行着记录,穿刺针显示图象119也通过虚线或者点划线等识别形式与断层图象111一起进行着显示。

而且,在本次的烧灼治疗过程中通过穿刺接合器23插入的穿刺针22,可以通过能够识别出到达前次烧灼治疗的断层图象面位置的地方的标记120,显示在断层图象111上。利用该到达位置用的标记120,还能够依据对与前次相同的地

方实施治疗，或者对与其不同的地方实施治疗等等的治疗计划，对穿刺针22实施适当的插入、引导。

上述内容是仅以使用无线电波穿刺针进行烧灼治疗作为例子进行说明的，对于注入酒精进行的治疗，可以使用注入酒精用的中空穿刺针作为穿刺针，按照与使用能够实现本发明目的的穿刺针相类似的方式，对穿刺•烧灼治疗的状况实施观察和把握。

而且，显示在监视器32的两个画面中之一的、表示在前治疗部位的观察图象，除了为3D超声波图象之外，还可以为超声波摄影（动画）图象，或者通过医院内部网络得到的该患者的CT图象、MRI图象，参照相应的三维图象数据组合也能进行类似的运行。对于为CT图象或者MRI图象的数据的场合，可以对断层图象进行观察，对于利用具备可以通过观察实施输入的原点坐标输入装置的方式，将上述第二空间坐标的基准原点位置，与图9或者图10中示出的断层图象的实况图象一并进行显示的场合，能够容易地实现位置重叠显示。

（第1-6实施例）

下面使用图11A、图11B所示的示意图，对本发明的第1-6实施例进行说明。

本发明的超声波诊断装置使用的三维超声波图象，并不仅限于采用通过手动方式控制超声波探头进行三维扫描，基于二维断层图象再构成三维断层图象数据的技术解决方案。诸如通过使超声波探头作机械式并列前进运动或者旋转运动以进行三维扫描的机械式三维超声波探头获得的三维断层图象，或者通过使用二维阵列型探头进行电子三维扫描的电子式三维超声波探头获得的三维断层图象，也同样能够作为本发明的超声波诊断装置使用的三维断层图象。

图11A、图11B是关于未使用图5所示的穿刺接合器的穿刺针在插入过程中，通过本实施例进行三维扫描的状况和它的显示实例的示意图。图11A所示的、作为本实施例的超声波探头，可以由机械式三维超声波探头或者电子式三维超声波探头构成，其上设置有检测超声波探头的位置以及三维扫描中心轴的方向用的位置传感器A26。三维超声波探头21能够进行机械式或者电子式的三维扫描，获得扫描体积53v的三维断层图象数据。

配置有位置传感器27的穿刺针22在朝向位于扫描体积53v内存在的肿瘤52处实施插入时，可以由图1所示的位置传感器信号接收部25、CPU15、图象校正装置18，对系统管理扫描中的截面图象的相对位置信息，由位置传感器26给出

的探头的位置·方位信息,由位置传感器26给出的扫描中的截面图象的相对位置信息,和根据位置传感器27给出的穿刺针22的位置·形状信息,进行检测、运算计算。将这些数据相对于预定的基准原点变换为位置·方位信息,将能够与图6中所示的相类似,显示出针和截面间的相对位置关系。

图11B将通过三维超声波探头得到的各个断层图象,按照与图6E同类似的方式实施显示,这些图象就是将通过该三维超声波探头的三维扫描系统获得的一次次且断层面变化的展开图象显示在监视器32上时的示意图。换句话说就是,该三维超声波图象数据是由若干个图6F表示的断层图象80的断层图象数据,按照如图11B所示的形式,形成三维超声波数据的再构成之后获得的三维体积显示图象80v,而且在其上显示有肿瘤图象80a。在该超声波图象上,分别且共同显示有穿刺针显示图象75,针头标记76,或者作为其延长部的穿刺针插入预定路径77。

而且,本实施例中的三维超声波数据,同样也可以采用从第1-1到第1-5实施例中所说的各种断层图象数据。

如果采用本实施例,可以将内脏器官、作为治疗对象的肿瘤、烧灼治疗或者穿刺部位等,作为实时的3D图象实施观察,因此具有能够极其容易的进行治疗部位的确定、穿刺针的插入以及位置的确定、治疗之后的状况确认等的技术效果。

(第2-1实施例)

图12表示的是作为本发明的第2-1实施例的构成实例。正如图12所示,该超声波诊断装置由处理超声波信号并输出图象信号的装置主体101,由配置有各位置传感器等的穿刺接合器以及超声波探头和其信号接收部组成的穿刺·探头部102,以及对装置主体101进行控制的输入控制部103和显示图象信号的监视器104构成。

装置主体101由超声波信号发送部111,超声波信号接收部112,B模式处理部113a,彩色模式处理部113b,3D图象产生部140,显示输出部114,进行控制和运算处理的CPU115,数据库116,图象存储装置117,图象构成部118,存储动画的摄影存储器119构成。穿刺·探头部102由超声波探头121,穿刺针122,安装在上述超声波探头121上的位置传感器123,安装在上述穿刺针上的位置传感器124,检测这些位置传感器123和124用的、对它们的位置以及方向信号实施接

收并输出到CPU115处的位置传感器信号接收部125, 和以能够拆装方式设置在上述超声波探头121上的穿刺接合器126构成。

控制装置主体101用的输入控制部103由具有实施功能选择和给出操作指示的功能键的操作面板131a, 诸如键盘和轨迹球的输入装置131b, 以及固定/解除按钮131c构成。

在按下固定/解除按钮131c的期间里, 穿刺针的前端位置固定在画面内的特定位置处, 在典型状态下为图象显示区域的中心点处。当在按下固定/解除按钮131c的期间里穿刺针移动时, 它的前端仍固定在图象显示区域的中心点处, 图象和背景将跟随穿刺针的移动而移动。

而且, 对于穿刺针22采用的是利用无线电波进行烧灼治疗用的穿刺针的情况下, 还可以设置有助于驱动该穿刺针的高频放射电极的烧灼治疗装置(图中未示出)。

再次参照图12进行说明。可以从装置主体101的超声波信号发送部111, 向连接着的超声波探头121发送出超声波驱动信号, 由超声波探头121的阵列状的振动元件发送出超声波信号, 通过这些振动元件实施信号接收的反射波由超声波信号接收部112进行信号接收处理。在超声波信号接收部112中处理后的断层图象数据输入到CPU115。该断层图象数据, 与来自输入装置131b的输入相对应的、通过操作面板131a进行的功能设定输入、等速移动、等角旋转或者位置传感器123的检测位置等的三维数据, 通过CPU115进行运算, 通过3D图象产生部140进行处理, 并将三维超声波图象信号输出到显示输出部114。基于该信号在监视器14的画面上显示出超声波图象, 从而可以实现对被检测体的内脏器官和肿瘤的立体视觉观察。

而且, 超声波信号接收部112的输出信号, 可以按照与通过B模式处理部113a给出的形状描绘用的断层图象数据, 或者通过彩色模式处理部113b给出的多普勒血流描绘用的断层图象数据等的显示模式相对应的超声波图象数据实施处理, 并输入至3D图象产生部140。因此, 监视器104能够基于各个超声波图象数据, 对二维断层图象或者三维体积图象实施显示。

装置主体101可以通过CPU115进行系统控制, 在时间上连续的多个断层图象数据储存在摄影存储器119中, 并可以将它们连续再生出的动画显示在监视器104上。另一方面, 可以将各个断层图象数据存储在图象存储装置117中, 通过

对其实施读取并显示在监视器104的画面上的方式,将能够随时取断层图象进行参照。而且,还能够将通过医院内部网络128,由诊断图象装置129获取到其他诊疗科采集到的诸如超声波诊断图象、CT诊断图象、MRI诊断图象等的诊断图象数据,暂时存储在图象存储装置117中,并可以实施读取以显示在监视器104上。

设置在穿刺针上的位置传感器124,也可以设置在穿刺接合器126的侧面,以便能够通过穿刺接合器对穿刺针的移动量和插入角度进行检测。

图13中表示的是被检测体和超声波探头121及穿刺针122,以及设置在它们上的位置传感器123、124等之间的关系。在超声波探头121上装备有位置传感器123,并且设置有穿刺接合器126,在穿刺针122上设置有位置传感器124,所以穿刺针122可以在穿刺接合器126的引导下,插入至被检测体的治疗部位130处。超声波探头121与装置主体101相连接,穿刺针122通过导线与无线电波治疗装置相连接。

位于坐标空间的超声波探头121的六轴坐标,即X、Y、Z的三轴坐标以及相对这些轴的旋转角的各个值,可以通过位置传感器信号接收部125实施检测。例如,可以将位置传感器信号接收部125的设置位置作为原点的空间取为第一坐标空间。

由位置传感器信号接收部125检测到的数据作为探头方向数据输入到CPU115,以提供出超声波探头121捕捉到的断层图象沿切片方向的三维数据。

另一方面,通过从安装在穿刺针122上的位置传感器124获取信号的位置传感器信号接收部125,还可以对穿刺针122相对第一坐标空间的六轴坐标实施检测,将穿刺针122的位置和其插入方向的数据输入到CPU115。而且,该第2-1实施例中使用的传感器123、124,可以采用作为超声波探头和穿刺治疗中使用的穿刺针所通常使用的传感器。

在装置主体101的数据库116中存储着各种设定数据。例如,这些参数可以是在超声波探头121上安装着的穿刺接合器126的规格(诸如能够适用的穿刺针的种类和插入角度等),和所插入的穿刺针122的规格(诸如针直径,针长度等)的数据,以及诸如根据操作面板131a的功能键指令由监视器104给出的显示图象的构成形式(三维图象,二维断层图象,多普勒断层图象,其它形式的图象(モダリティ图象),例如CT图象、MRI图象等的匹配图象的组合形式)等的控制

系统数据。

图象构成部118可以基于根据超声波探头121进行的三维扫描得到的三维超声波数据,在第一空间坐标内实施再构成,构筑出具有所期望的断层面的MPR显示图象和呈立体视图的三维超声波图象。根据位置传感器124给出的位置数据和数据库116中存储的对象穿刺针的规格数据,还可以通过CPU115运算出穿刺针122的形状、位置,将它们在第一空间坐标内作为穿刺针的显示图象实施构筑。而且,还能够显示出对穿刺针实施外插的穿刺路径。

对于该穿刺针122的显示图象的针前端部分,为了能够在显示面中容易地进行确认,还可以采用具有比针体部分更高的亮度或者通过模拟增大的针直径来进行显示。而且,也可以假定针会产生弯曲等偏离现象而采用球和圆等等对针头位置进行显示。

超声波探头121上安装有穿刺接合器126,对于将穿刺针122插入它的穿刺针引导部并进行穿刺的场合,通常可以按照能够将穿刺针122导入至超声波探头121的断层图象视野(切片)之中的方式,对穿刺针引导器实施设置,所以能够在为一个画面的断层图象内对穿刺针122的回波图象进行观察。因此,在利用穿刺接合器进行穿刺的过程中,来自各个位置传感器123、124的位置数据可以被置换成为第一空间坐标中沿超声波探头121扫描方向的二维空间数据(断层图象),由图象构成部118构成所谓单画面的断层图象,在该断层图象中还包含有对计算出的穿刺针显示图象的针前端部分进行强调的写入内容。

监视器104给出的显示图象,是在从超声波探头121得到的原来的断层图象上,含有反射亮度比较低的穿刺针122的回波图象且与该穿刺针122的实象一起进行显示的穿刺针显示图象。

而且,第2-1实施例中的穿刺针显示图象,是根据位置传感器124的检测数据进行写入的,这与在先技术中使用穿刺接合器时,根据穿刺接合器预先决定的规格(插入角度),对固有的插入设定方向线实施显示的技术解决方案不同。

通过输入控制部103上诸如轨迹球等的输入装置131b,对设定第一空间坐标系的整体旋转量、移动量给出指令时,图象构成部118可以对含有再构成的穿刺针显示图象的三维超声波图象的俯瞰位置实施变更处理。

图象构成部118当输入操作面板131a上的功能组件“针头标记”给出指令时,对该时刻穿刺针122的针头位置坐标数据实施储存,在三维超声波图象和断层图

象的图象数据中,写入根据所存储的针头位置坐标表示呈预定形状的“针头标记”的数据,并且与超声波图象一起在监视器104上显示出该“针头标记”。

而且,位置坐标数据可以在穿刺针22拔出之后仍然维持存储,并且根据“针头数据库消去”的指令而放弃。

图象构成部118在上述“针头标记”处理之后,可以根据操作面板131a上的功能组件“针头标记相对显示”给出的指令,将上述存储的针头位置坐标数据作为基准原点设定出第二坐标空间。将第一坐标空间内的超声波图象数据,变换到上述设定的第二坐标空间中。将该变换后的相对位置在第二空间坐标内构筑出再构成的超声波图象。

而且,根据位置传感器124给出的位置数据以及数据库116中的对象穿刺针的规格,CPU115还可以由穿刺针122的形状以及位置,换算出相对针头位置坐标数据的相对位置,并在第二空间坐标内作为穿刺针显示图象实施构筑。而且,诸如穿刺针显示图象的针前端部分的强调方式等,可以与上述的场合相同。

根据操作面板131a上的功能组件“原点设定”给出的指令,也可以不采用上述存储的针头位置坐标数据,而是通过操作作为输入装置131b的、例如轨迹球等部件,指定正在显示的图象内的某位置作为基准原点位置,设定出第二坐标空间。通过这种对基准原点位置实施指定的方式,能够自由的变更超声波图象和穿刺针图象的显示位置。

当通过操作面板131a由功能组件“针头相对显示”给出指令时,基于位置传感器信号接收部125获得的、由时刻检测第一坐标空间的位置传感器124给出的位置数据以及数据库116给出的对象穿刺针的规格数据,可以通过CPU115计算出穿刺针22的形状、位置。计算出的数据输入至图象构成部118,将穿刺针的针头在每个时刻的位置坐标数据作为基准原点,设定出第三坐标空间。

将第一坐标空间中的超声波图象数据,换算为相对于上述设定的针头每个时刻的位置坐标数据的相对位置,在第三坐标空间内构筑出再构成的超声波图象。

而且,取针头为基准原点的穿刺针122的形状、位置也在第三坐标空间内作为穿刺针显示图象实施着构筑,显然这就是固定的穿刺针显示图象的数据。将构筑在第三空间坐标上的穿刺针显示图象和断层图象,显示在监视器104上。

图19示出了将检测穿刺针的位置信息用的位置传感器安装在探头上和设置

在穿刺接合器上的状态的示意图。

在本发明的第2-1实施例中,是通过安装在超声波探头121以及穿刺针122上的两个位置传感器123、124,对穿刺针的前端位置、预定插入方向实施计算,并对它们的断层图象实施显示的。

使用该第2-1实施例,可以在监视器104的画面上显示出四种类型的断层图象。可以如图16所示的那样,首先在左上位置处显示出含有诸如肝脏肿瘤等的对象部位的基本断层图象,用户可以相对于该断层图象的基本截面对所需要的任意截面位置实施设定。在监视器画面上的左下方位置处,使含有穿刺针122的推测穿刺路径的正交断层图象,显示在与穿刺针122的穿刺路径实施连动的实时图象上。

通过位于画面左上方位位置处的断层图象,可以对例如通过肝脏肿瘤的最大直径的截面实施设定,并且在画面右下方位位置处显示出与穿刺路径正交而且与左上方位位置处的基本截面也正交的截面的断层图象。

在画面右上方的位置处,显示的是与从上述两个位置传感器计算出的针头前端位置的信息连动的,与含有针头前端位置的穿刺路径正交且与左上方位位置处显示的基本截面也正交的截面。

在这儿的第2-1实施例,是对根据这些位置传感器123、124对针头位置的正交断层图象等实施构成的原理进行的说明。以下的运算主要在如图12所示的CPU115中进行,再构成由图象构成部118进行。

正如图14所示,超声波的三维扫描是将扇型的二维扫描依次沿着切片方向呈扇形展开,进行扇形扫描的。将作为位置传感器信号接收部125的坐标基准的 S_0 取为原点。将分别设置在超声波探头121、穿刺针122上的位置传感器123、124,安装在各个把持部附近。将通过安装在超声波探头121上的位置传感器123计算出的、以位置传感器信号接收部125为基准时的该传感器的位置以及方位取为 S_p ,将通过安装在穿刺针122上的位置传感器124计算出的、以传感器信号接收部125为基准时的该传感器的位置以及方位取为 S_n 。而且,将穿刺针的前端位置取为 S_{nt} ,将由超声波探头121进行扇型扫描的探头表面位置的中心点取为作为图象原点的 S_{i0} 。

超声波装置的扫描,通常是以图象原点 S_{i0} 作为基准,呈扇型以二维形式进行的。将通过该扫描得到的沿切片方向上的 n 个截面图象的图象分别取为 I_1 、 I_2

、I3、...、In。

序号为 j ($1 \leq j \leq n$) 的图象 (I_j) 的位置由以下三点定义。

- 图象原点: $Si0$,
- 图象的扫描开始光栅的最深部位置: $S\text{-start}(j)$,
- 图象的扫描结束光栅的最深部位置: $S\text{-stop}(j)$ 。

超声波装置的三维扫描, 可以在以下五点围绕的体积中扫描。

- 图象原点: $Si0$,
- 第1图象的扫描开始光栅的最深部位置: $S\text{-start}(1)$,
- 第1图象的扫描结束光栅的最深部位置: $S\text{-stop}(1)$,
- 第 n 图象的扫描开始光栅的最深部位置: $S\text{-start}(n)$,
- 第 n 图象的扫描结束光栅的最深部位置: $S\text{-stop}(n)$ 。

下面, 利用表示流程图用的图15以及表示画面上显示状态的图16, 对基于根据位置传感器123、124求解穿刺针122的针头位置信息, 进行的与扫描面以及显示连动的运算用的法则进行说明。

首先在步骤S401中, 通过各位置传感器123、124检测出超声波探头以及穿刺针的位置 Sp 、 Sn 。其次在步骤S402中, 从超声波探头121以及穿刺针122的各形状数据中计算出图象原点 $Si0$ 以及穿刺针前端的位置 Snt 。

然后在步骤S403中, 对含有预知肿瘤等的临床中重要的对象部位的截面, 例如第 j 截面实施指定, 在如图16所示的画面左上方位位置处, 二维显示出其截面图象。

然后在步骤S404中, 依据上述第 j 截面的位置信息, 即图象原点 $Si0$ 、第 j 图象的扫描开始光栅的最深部位置 $S\text{-start}(j)$ 、第 j 图象的扫描结束光栅的最深部位置 $S\text{-stop}(j)$ 、穿刺针22的前端位置信息 Snt , 在如图16所示的左上方位位置处, 显示出如黑实线表示的穿刺针以及针头位置。而且在如图16所示的左上方位位置处, 还显示出如黑虚线所示的穿刺针22的假想插入方向。

然后在步骤S405中, 依据如下五点所包围的体积数据, 对所需要的任意截面实施再构成运算, 这五点为图象原点 $Si0$, 第1图象的扫描开始光栅的最深部位置 $S\text{-start}(1)$, 第1图象的扫描结束光栅的最深部位置 $S\text{-stop}(1)$, 第 n 图象的扫描开始光栅的最深部位置 $S\text{-start}(n)$, 第 n 图象的扫描结束光栅的最深部位置 $S\text{-stop}(n)$ 。

因此,在接下来的步骤S406中,可以运算出含有穿刺针122以及该穿刺针的假想插入方向的、与在图16左上方位位置处显示的截面正交的截面的断层图象,并且显示在如图16所示的画面左下方位置处。在步骤S407中,用户能够在如图16所示的、位于画面左上方位位置处的断层图象中,指定所需要的任意的穿刺针以及它的假想插入方向,在步骤S408中,如图16的右下方画面所示的那样,对用户指定的断层图象实施运算,并且对运算出的断层图象实施显示。

当用户在图16的左上方面画面中,指定了穿刺针122的前端时,随后在步骤S409中,如图16的右上方画面所示的那样,对于所指定的断层图象处的穿刺针122沿插入方向的针前端位置的正交截面(C截面)的断层图象进行再构成运算,并进行显示。

如果采用该第2-1的实施例,将具有不仅能够对穿刺针的前端位置与穿刺针正交方向的断层图象,而且能够对含有穿刺针的插入方向和进行穿刺治疗的治疗部位的断层图象,与该断层图象垂直的断层图象,以及对于治疗部位与穿刺针的插入方向正交的断层图象等在一个显示图面上进行综合浏览的优点。而且,还具有能够使这些断层图象在穿刺针运动时,进行与其运动连动且实时变动的显示的优点。如果采用本实施例,还将具有能够对于作为与穿刺针的插入方向正交的截面的、含有治疗部位的断层图象等,由用户在显示在监视器104的画面左上方位位置处的基本断层图象中进行设定的优点。

然而在第2-1实施例中,是通过分别安装在超声波探头和穿刺针上的两个位置传感器,由计算出的穿刺针的插入位置、插入方向得到的超声波体积数据中计算出正交断层图象,并进行显示的。下面参照附图,对还具有第三位置传感器的本发明的第2-2实施例进行说明。

(第2-2实施例)

图17示出了第2-2实施例用的处理流程图,图18中示出了在监视器4上显示的一个画面实例。在该实施例中,还在被检测体的体表上的适当位置处、例如凹陷部处安装有第三位置传感器(该位置取为Ss),从而还能够相对于身体轴线了解、掌握超声波探头和穿刺针间的位置关系。

在图18示出的画面左上方位位置处,显示的是含有肝脏肿瘤以及穿刺针和它的插入方向的基本断层图象,在左下方位置处显示的是与穿刺针的穿刺路径实时连动的、含有穿刺针的推测路径的正交断层图象。另一方面,在画面的右上

方位置处显示的是与通过位置传感器123、124计算出的实时的穿刺针前端位置信息连动的、与含有针头位置的穿刺路径正交且与基本断层图形正交的断层图象。

利用在画面左上方位位置处显示的基本断层图象，可以对含有针头位置的常规扫描进行控制，在右上方显示的断层图象表示的是跟随该移动的穿刺针前端位置进行实时显示的图象。

在画面右下方位位置处，显示的是通过对体表实施俯瞰的视点，表示附加有通过表示身体标记的、安装在体表上的位置传感器给出的体表位置信息的超声波探头和穿刺针间的位置关系。

下面基于图17，对用于本第2-2实施例中进行显示的处理流程进行说明。首先在步骤S601中，检测出超声波探头的位置 S_p 、穿刺针的位置 S_n 以及凹陷部的位置 S_s ，接下来在步骤S602中，利用超声波探头以及穿刺针的形状数据计算出图象原点 S_{i0} 、穿刺针前端的位置 S_{nt} 。

在步骤S603中，对含有预知肿瘤等的临床中重要的部位的截面、例如第 j 截面实施指定，按照如图18左上方所示的形式对该截面图象实施二维显示。随后在步骤S604中，依据上述第 j 截面的位置信息，即图象原点 S_{i0} 、第 j 图象的扫描开始光栅的最深部位置 $S_{start}(j)$ 、第 j 图象的扫描结束光栅的最深部位置 $S_{stop}(j)$ 、穿刺针22的前端位置信息 S_{nt} ，在图18的左上方位位置处，显示出用黑实线表示的穿刺针以及针头位置。而且在图18的左上方位位置处，还显示出用黑虚线表示的穿刺针122的假想插入方向。

随后在步骤S605中，依据下面五点所包围的体积数据，对所需要的任意截面实施再构成运算，这五点为图象原点 S_{i0} ，第1图象的扫描开始光栅的最深部位置 $S_{start}(1)$ ，第1图象的扫描结束光栅的最深部位置 $S_{stop}(1)$ ，第 n 图象的扫描开始光栅的最深部位置 $S_{start}(n)$ ，第 n 图象的扫描结束光栅的最深部位置 $S_{stop}(n)$ 。

因此，在接下来的步骤S606中，可以运算出包含穿刺针122以及该穿刺针的假想插入方向的、与在图16左上方位位置处显示的截面正交的截面的断层图象，并且显示在如图16所示的画面左下方位位置处。

在步骤S607中，用户能够在如图18所示的、位于画面左上方的基本断层图象中，指定所需要的任意的穿刺针以及它的假想插入方向。当用户在图18的画

面左上方处指定出穿刺针122的前端时,在随后的步骤S608中,如图16的右上方画面所示的那样,对所指定的断层图象处的穿刺针122沿插入方向的针前端位置的正交截面(C截面)的断层图象进行再构成运算,并进行显示。

在接下来的步骤S609中,在画面右下方对预先登录的身体标记,例如对于呈仰躺状态的场合时位于腹部的身体标记132实施显示。3D图象产生部140基于安装在被检测体的体表处的位置传感器检测出的体表位置,检测出的超声波探头121的位置以及方向,以及检测出的穿刺针122的位置以及方向,产生出相对于被检测体的、将超声波探头的标记121和穿刺针的标记122配置在身体标记132上的图象。

用户可以通过身体标记132,对安装在体表处的第三位置传感器的安装位置、在这个场合中为凹陷部和身体轴线方向实施指定。利用这三个位置传感器,当超声波探头的位置 S_p 、穿刺针的位置 S_n 、凹陷的位置 S_s 已知时,可以通过对上述身体标记132的指定,形成与画面上的身体标记132和凹陷位置 S_s 间的对应关系。因此在步骤S610中,可以如图18右下方所示的那样,根据各个位置信息对超声波探头的位置和穿刺针的位置实施模拟显示。

如果采用本发明所述的该实施例,由于相对于身体轴线的超声波探头和穿刺针的位置关系可以从体表俯瞰的视点进行显示,所以将具有使进行穿刺治疗的医生在超声波探头和穿刺针进行各种需要的移动的情况下,均能容易的进行判断的优点。

收集三维超声波图象数据的方法,除了如图14所示的,使用二维阵列探头,沿切片方向进行呈扇形形式的扇型扫描切片方法之外,还能够采用各种变形方法。如果举例来说,图20A中示出了对采用一维阵列探头获得的扇型断层图象实施机械旋转的方法,图20B中示出了对采用一维阵列探头获得的扇型断层图象通过机械方式沿着切片方向扇形展开的方法。

图21的显示形式是图16给出的显示形式的一种变形实例。相对于图21左上方的基本断层图象平行而且沿切片方向按所期望的节距错开的断层图象,显示在图21的右上方和右下方位置处。

在图21的左下方位置处,显示的是相对穿刺方向的基本断层图象的正交面。而且,相对于基本断层图象平行且沿切片方向按所期望的节距错开的断层图象的位置用实线显示。平行移动的断层面并不仅限于两个,还可以是三个以上,对

平行移动的断层图象的显示也不仅限于两个。

图22的显示形式是图16所示的显示形式的第2变形实例。相对于图21左上方的基本断层图象沿切片方向按所期望的角度间距扇形展开得到的断层图象，显示在图21的右上方以及右下方位置处。在图21的左下方位置处，显示的是相对穿刺方向的基本断层图象的正交面。而且，相对于基本断层图象沿着切片方向按所期望的角度间距扇形展开得到的断层图象的位置用实线显示。扇形展开的断层面不仅限于两个，还可以是三个以上，对扇形展开的断层图象的显示也不仅限于两个。

(第2-3实施例)

下面参照附图，对图23表示的本发明的第2-3实施例进行说明。这儿采用的是具有呈矩阵形状阵列设置的多个超声波振动元件的电子线型二维阵列探头。这种探头可以进行线型的二维扫描，而且还可以在切片方向上使扇型无线电波束切片方向偏转。通过位置传感器123、124可以检测出相对于超声波探头的穿刺针的穿刺路径。如图23所示，超声波诊断装置能够进行识别穿刺路径，得到含有穿刺路径的断层图象所需要的扫描操作。在含有上述穿刺路径的断层面上，图23给出了用虚线显示的穿刺插入预测路径154。通过不采用三维整体扫描，仅形成穿刺路径的二维图象的方式，能够实现高帧频化且能够改善画质。

CPU115和信号发送部111以及信号接收部112，可以依据检测出的超声波探头121的位置和方向，以及检测出的穿刺针122的位置和方向，对在含有穿刺针122或者插入预测路径154的截面153或者附近截面中通过超声波进行扫描用的超声波探头121的信号发送接收实施控制。

而且，CPU115和信号发送部111以及信号接收部112，还可以依据检测出的超声波探头121的位置和方向，以及检测出的穿刺针122的位置和方向，对在与穿刺针122的前端或者插入预测路径154交叉的，典型状态下是正交的截面152中通过超声波进行扫描用的超声波探头121的信号发送接收实施控制。

图24是实施如图23所示的扫描时的显示实例。在图的左上方位置处是基本图象（线形图象），图的右上方是含有穿刺路径的断层面图象。

图25进一步对相对于穿刺路径的二维图象的正交截面显示图象进行着说明。采用这种构成形式，将可以对由于柔性等等而使穿刺针相对预定路径出现的偏差实施观察。

而且,本发明并不仅限于上述的第2-1、2-2、2-3实施例,在不对本发明的要旨进行变更的范围内还能够形成各种变形、组合形式。探头的扫描形式并不仅限于采用扇型和线型扫描的实施形式。在穿刺路径附近的扫描形式也可以按照含有穿刺路径的各种各样扫描方式实施变形。例如在上述实施例中,是通过超声波诊断装置的CPU进行由三维体积数据实施再构成的处理,并存储在图象存储装置中的场合为例进行说明的,然而还可以通过外部的工作站进行同样的处理和存储操作。

本发明的其他优点和变型构成形式对于本领域的普通技术人员来说很容易想到。因此,本发明请求保护的内容并不仅限于在这里展示和描述出的特别详细和典型的实施例,还包括能够在不脱离由后述权利要求和其等价内容限定着的本发明的整体发明思想的主题和范围的条件下获得的各种变型构成形式。

本申请是在下述申请的基础上完成的,并且要求下述的日本专利申请,即2003年8月19日申请的No.2003-294925和2004年5月12日申请的No.2004-142383的优先权,其所有内容在此以引用形式构成本申请的组成部分。

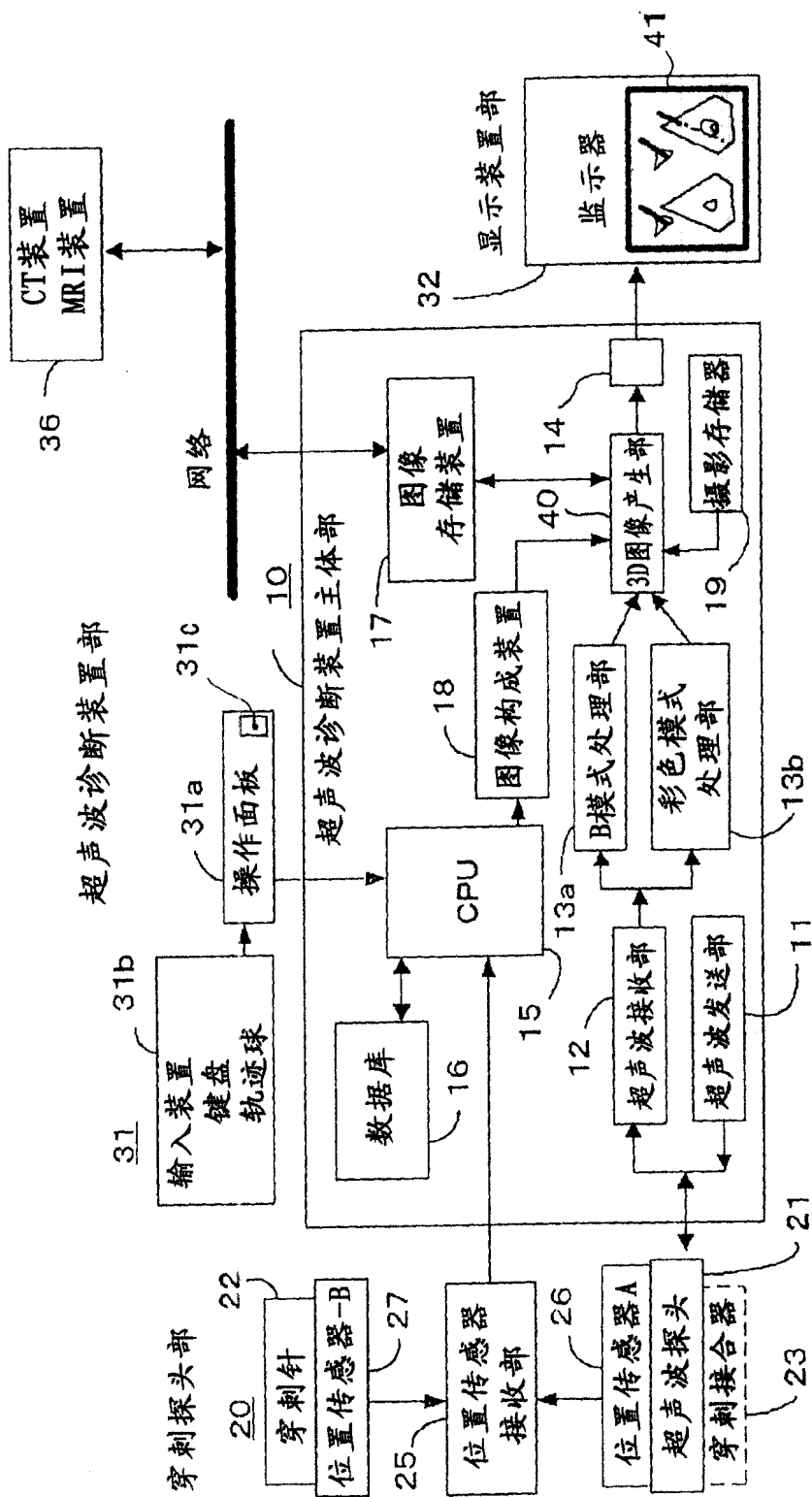


图1

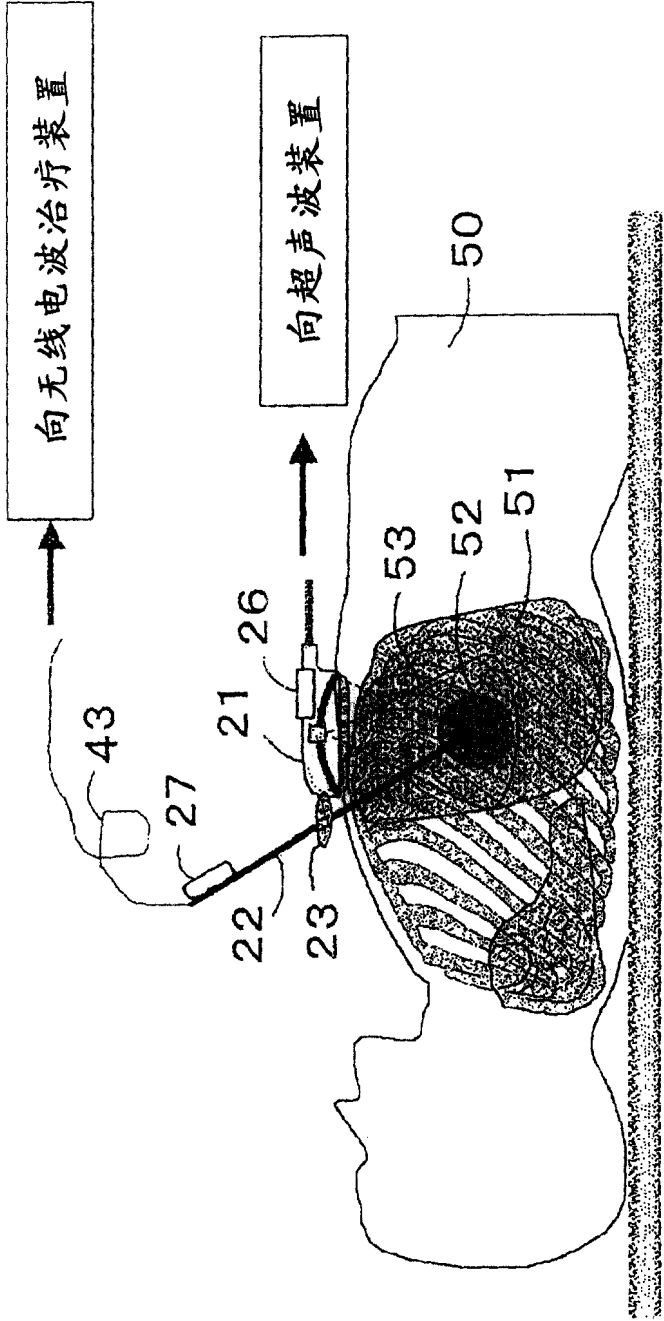
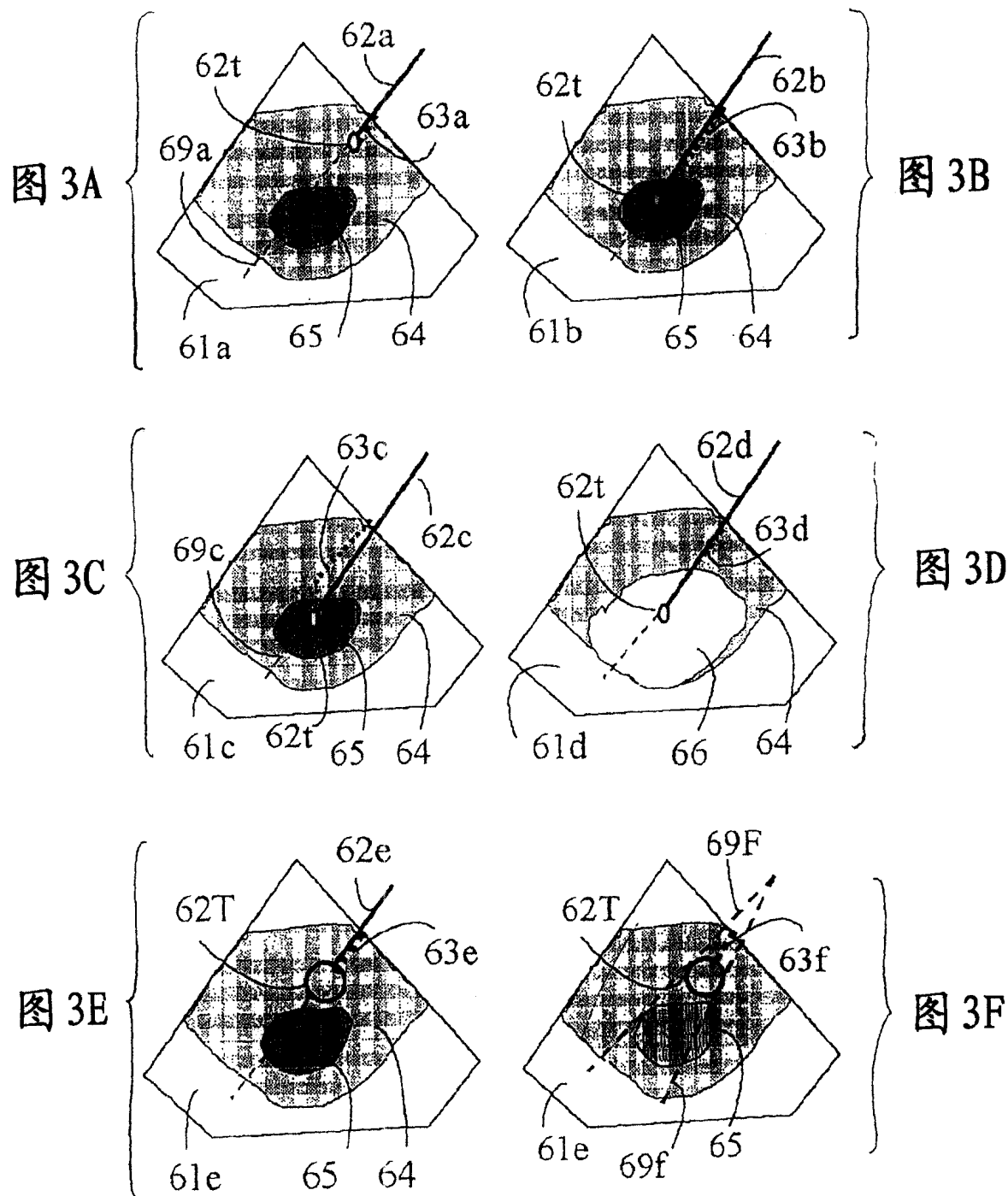


图2



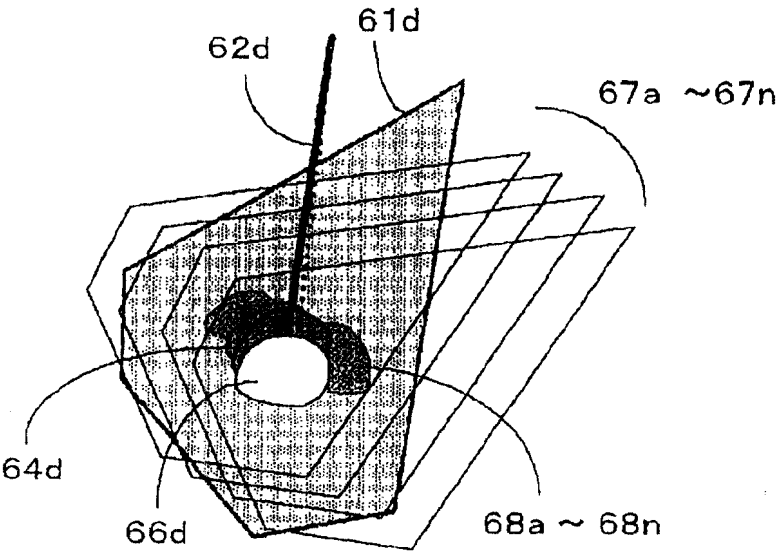


图 4

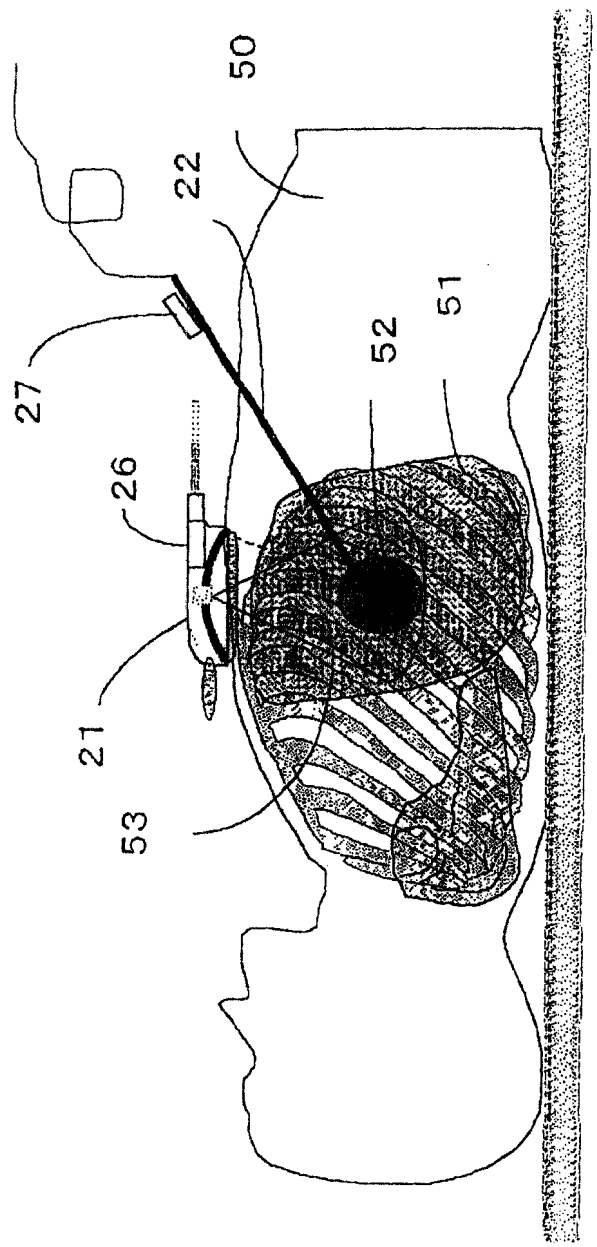
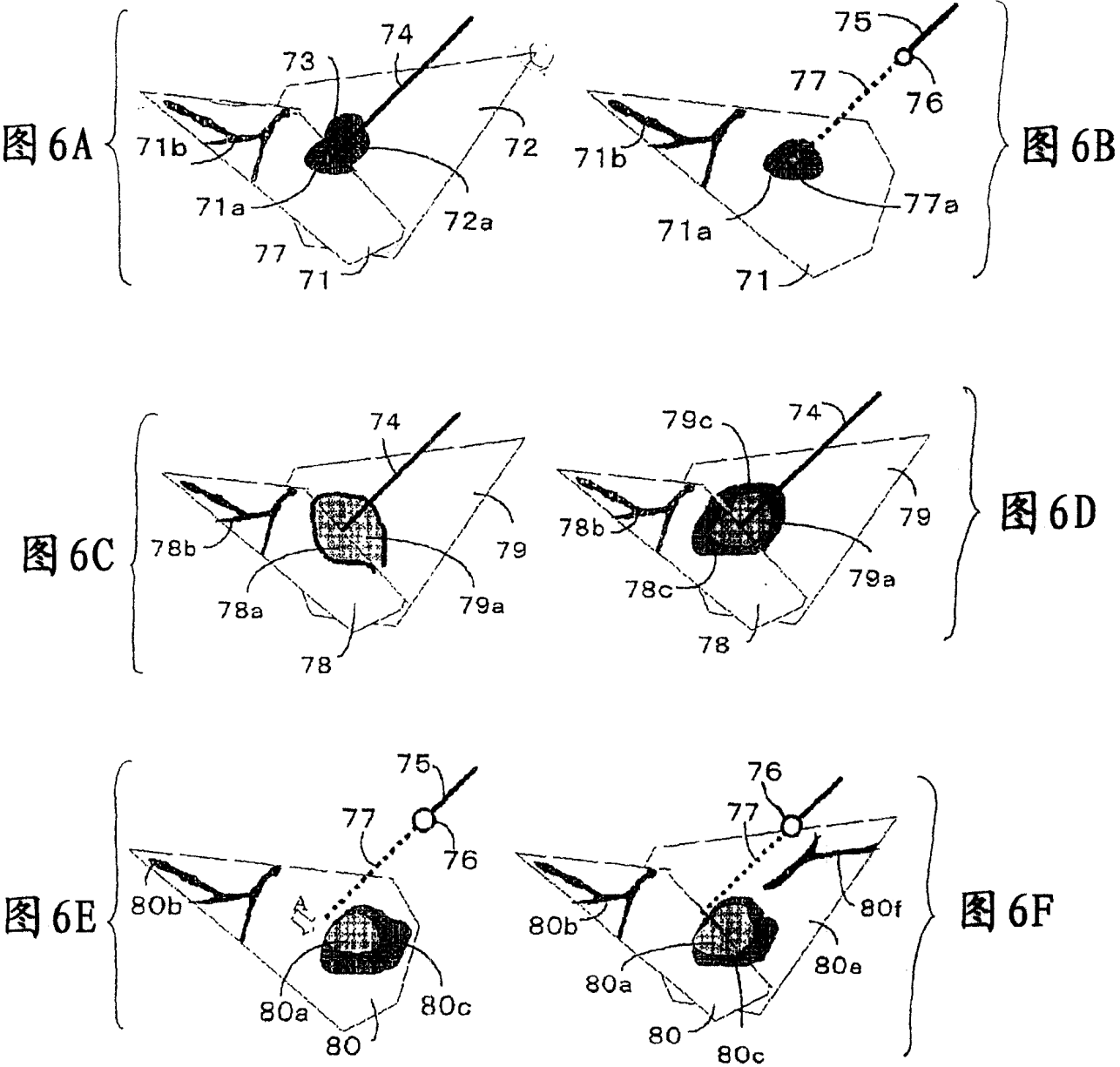


图5



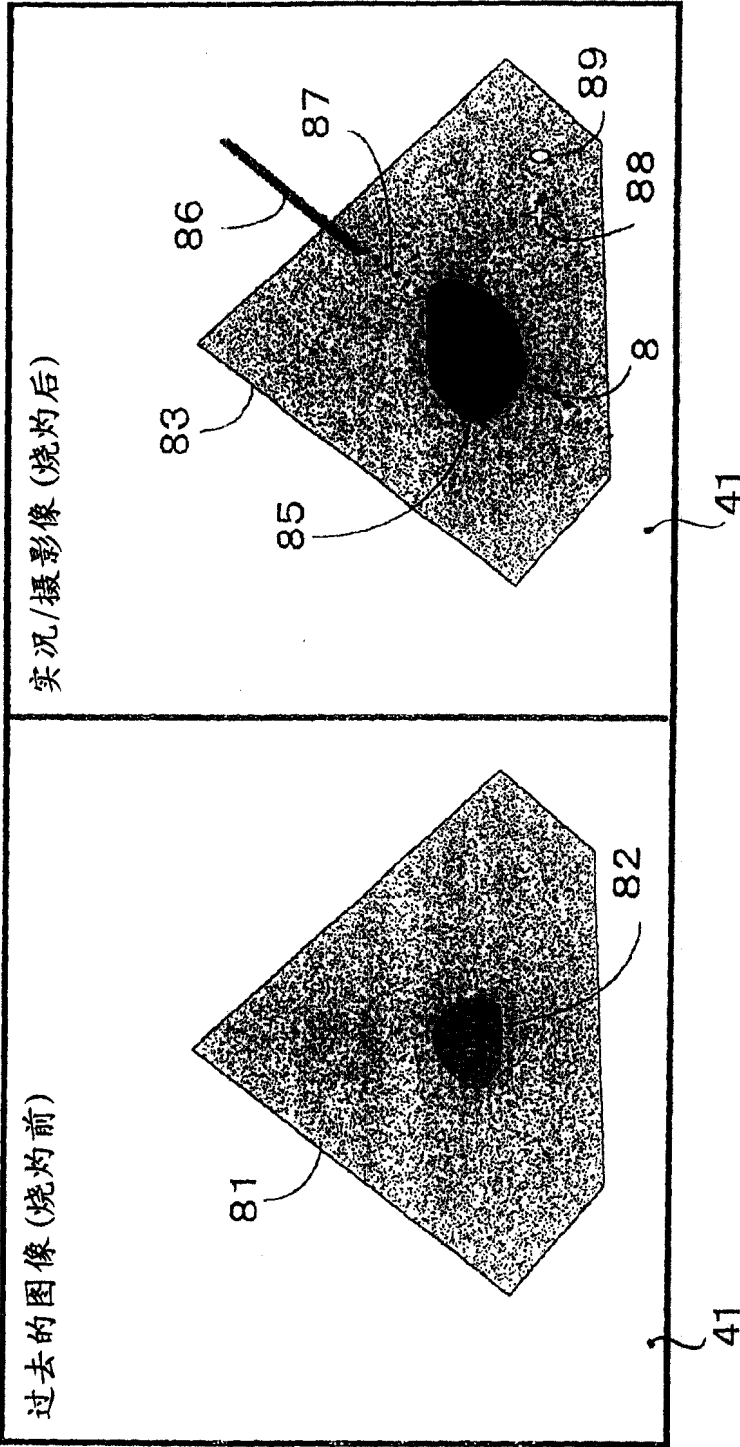


图7

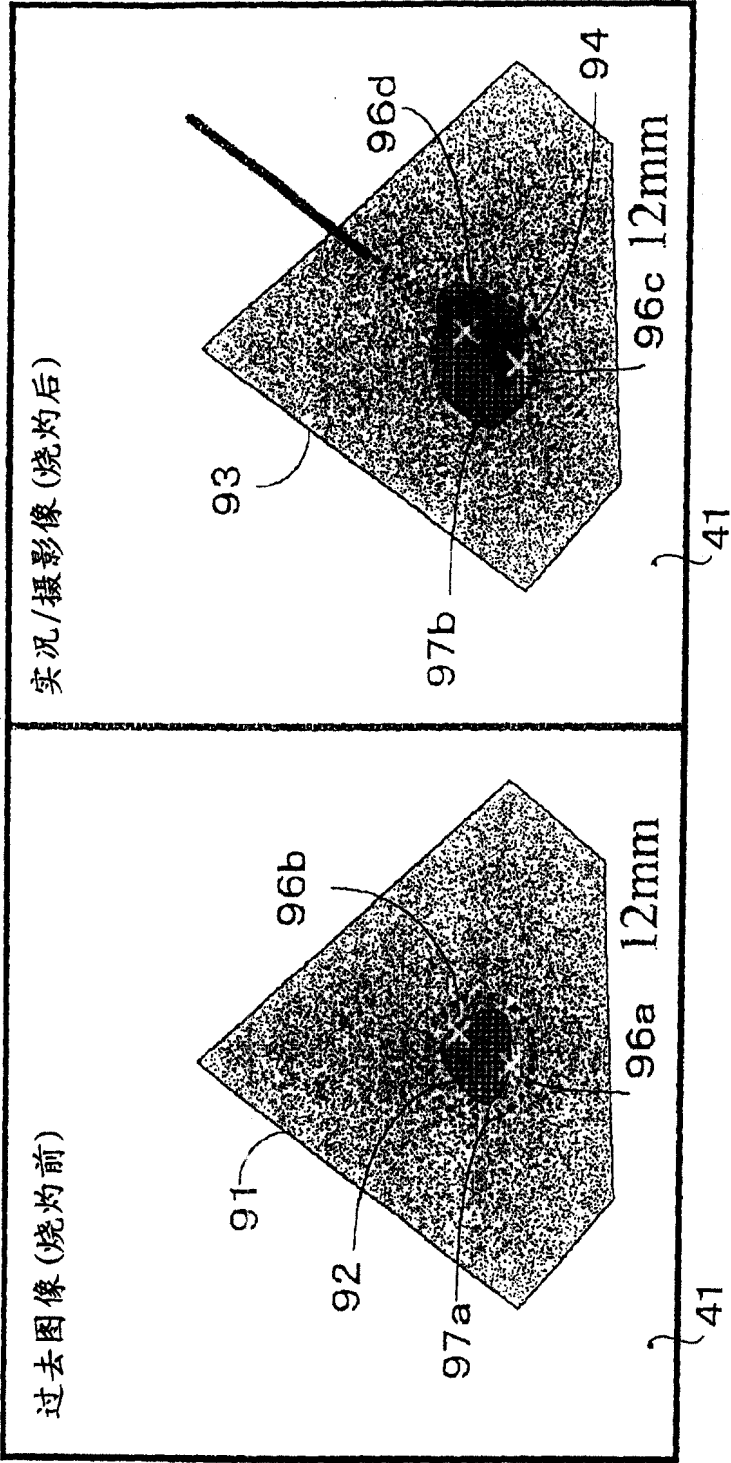


图8

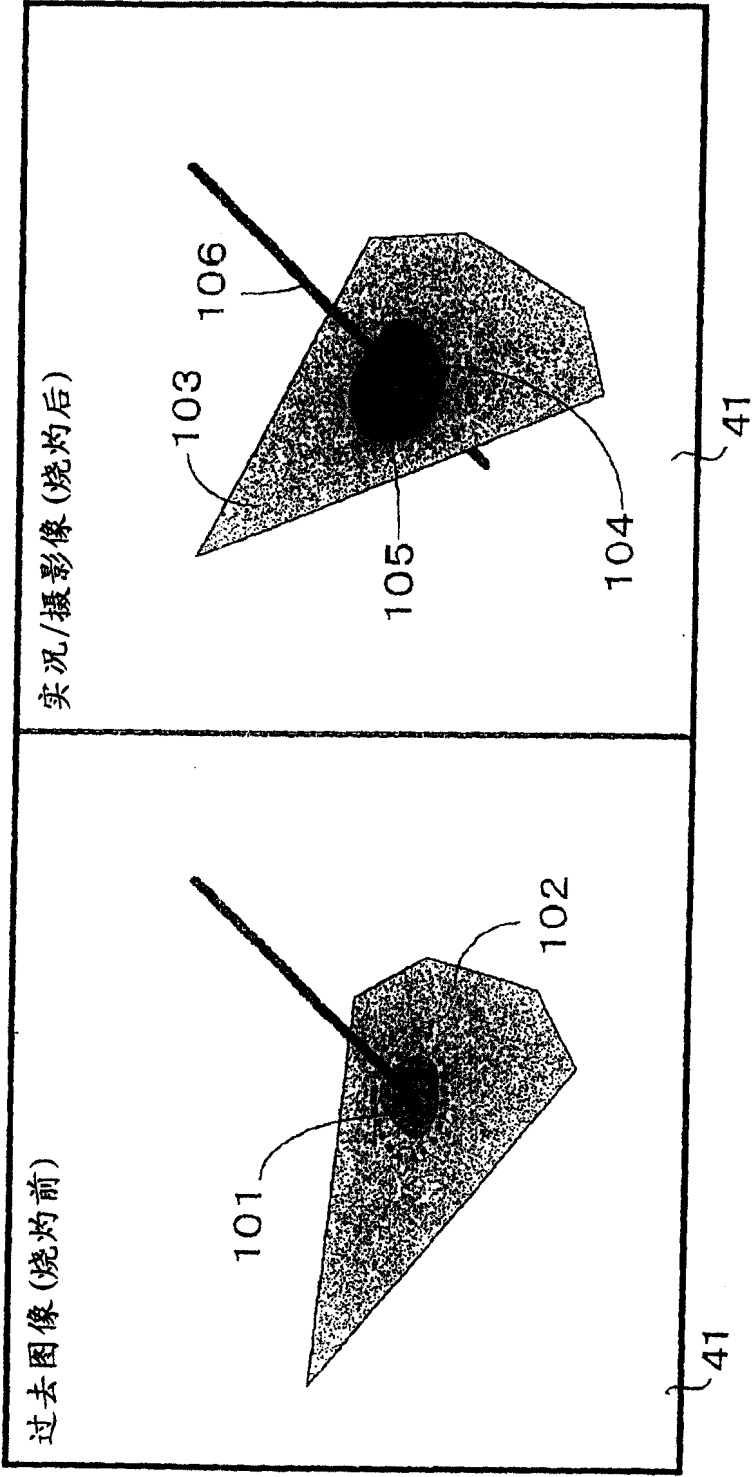


图9

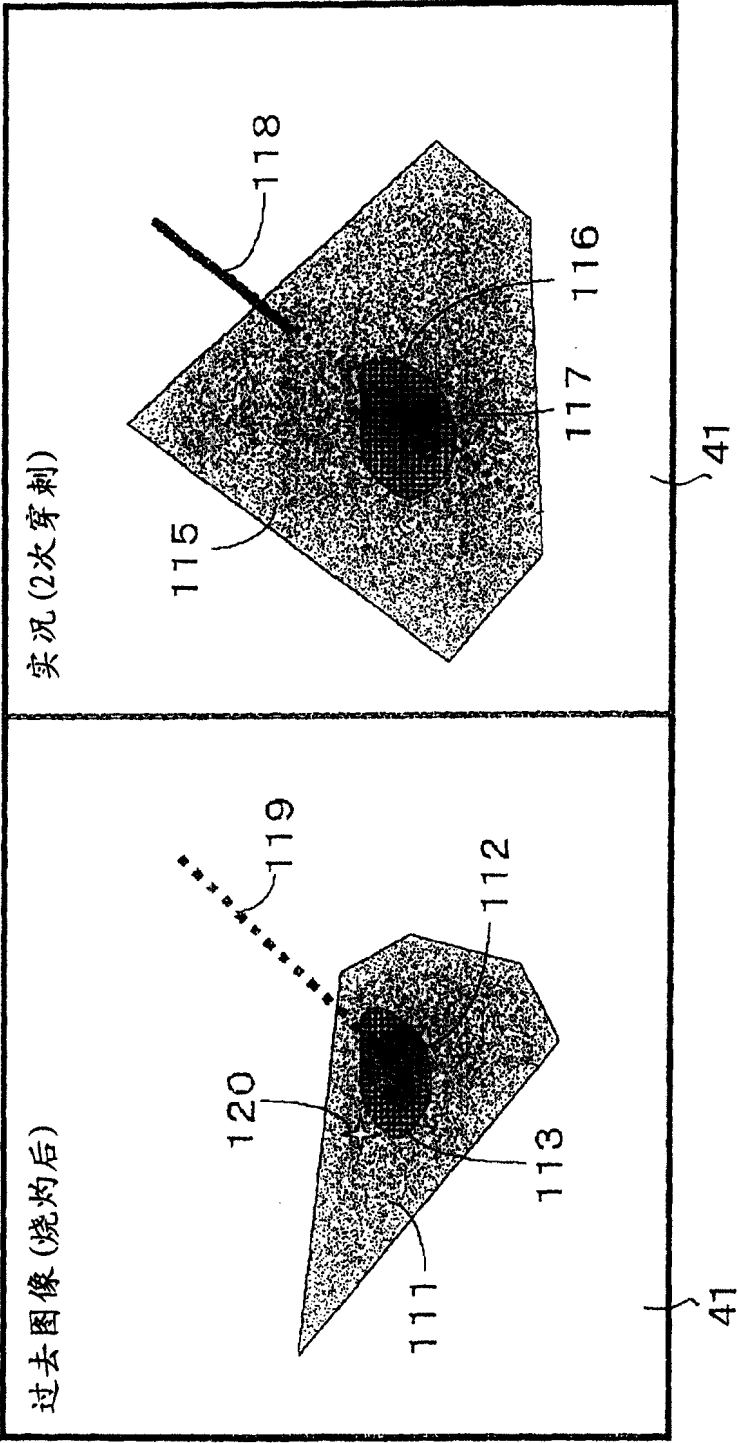


图10

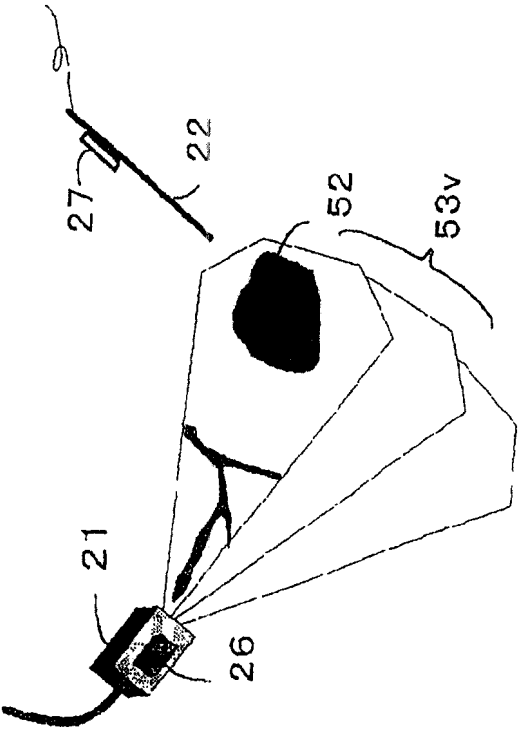


图11A

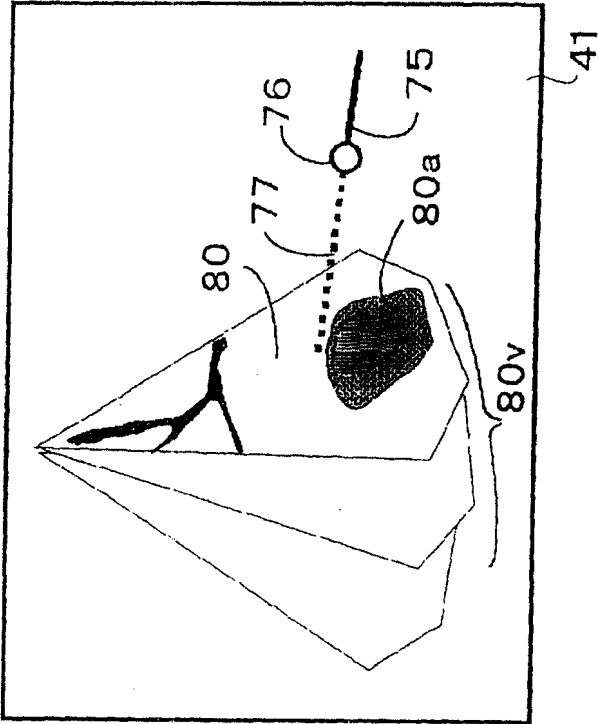


图11B

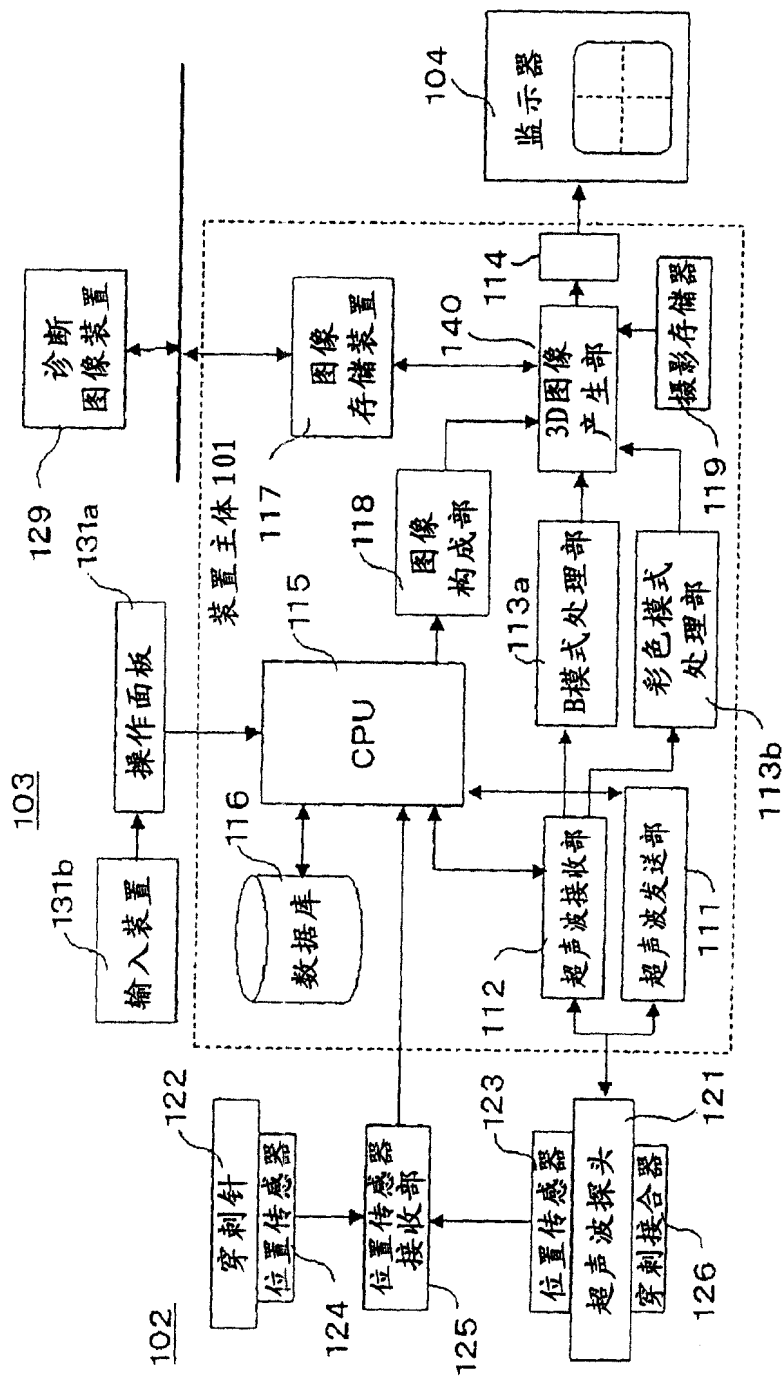


图12

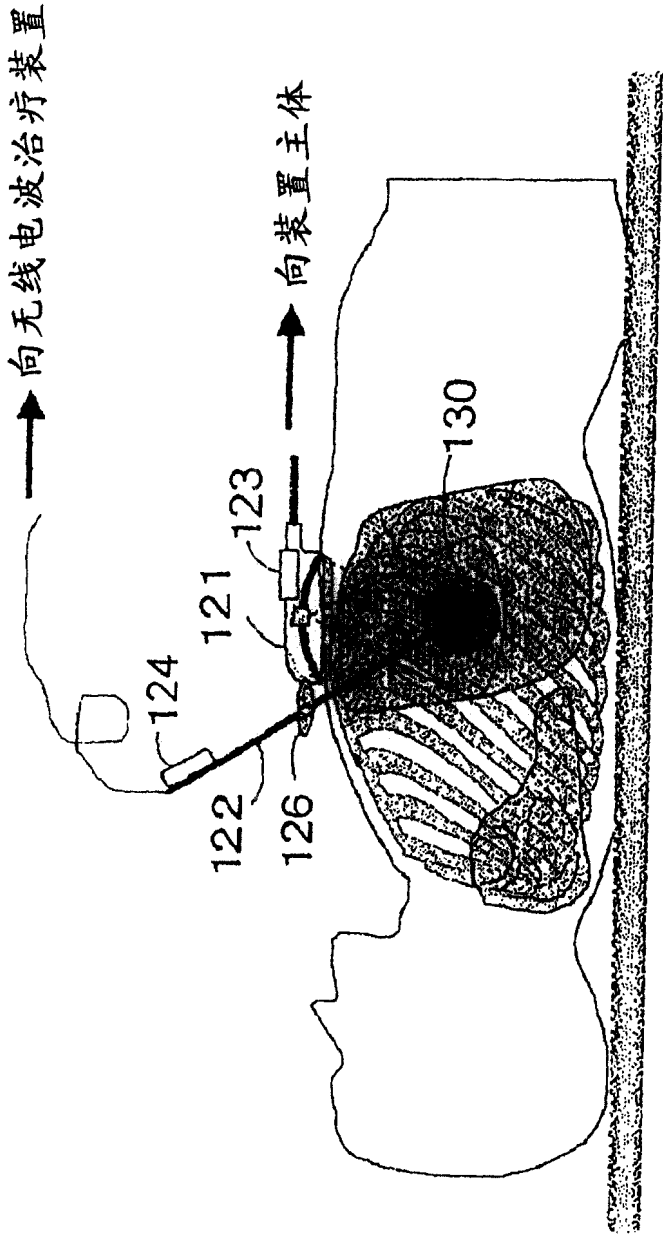


图13

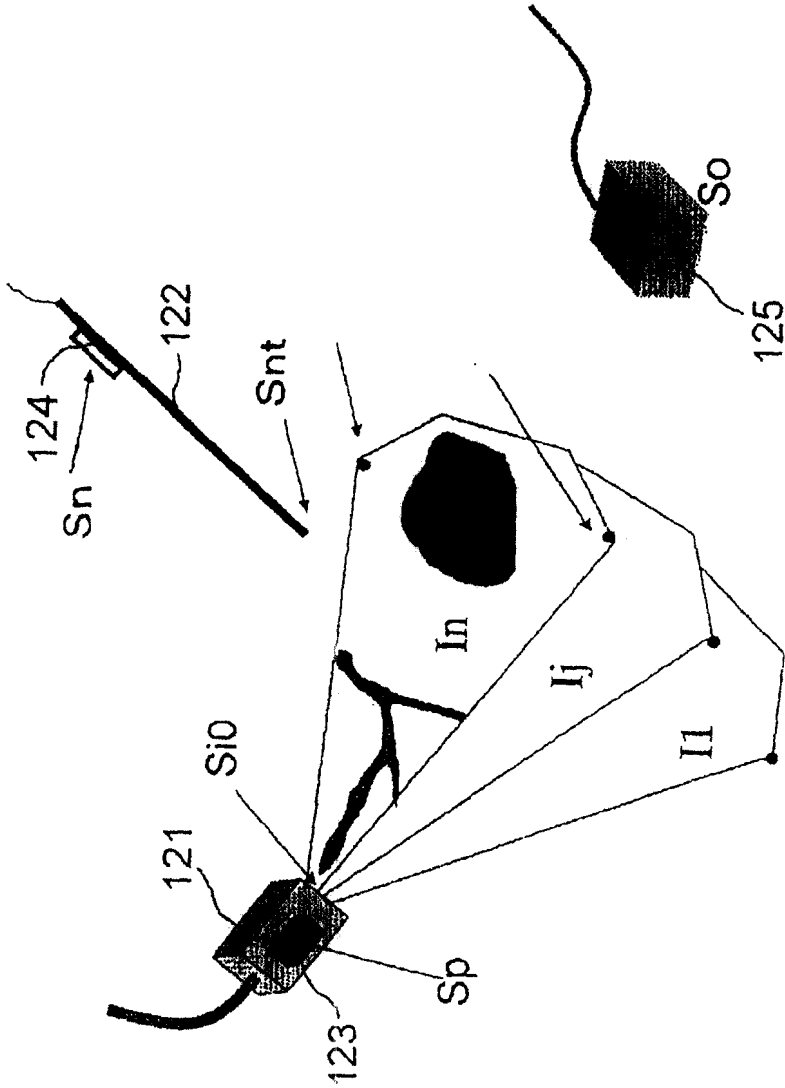


图14

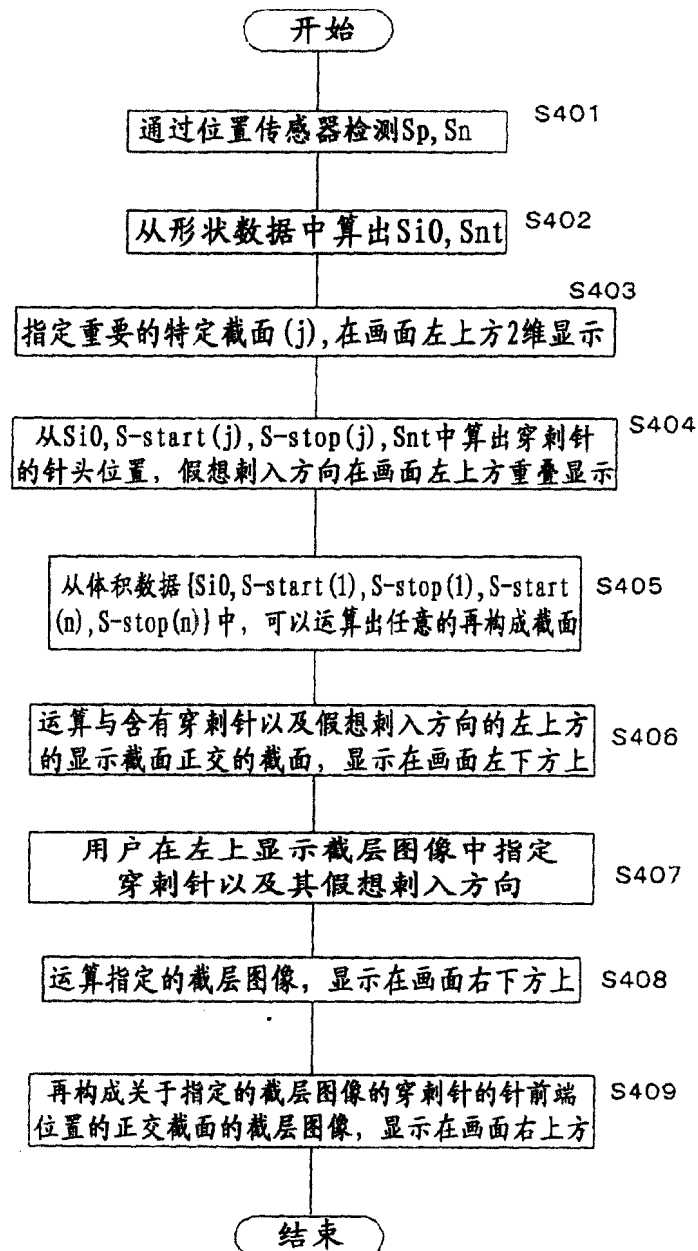


图 15

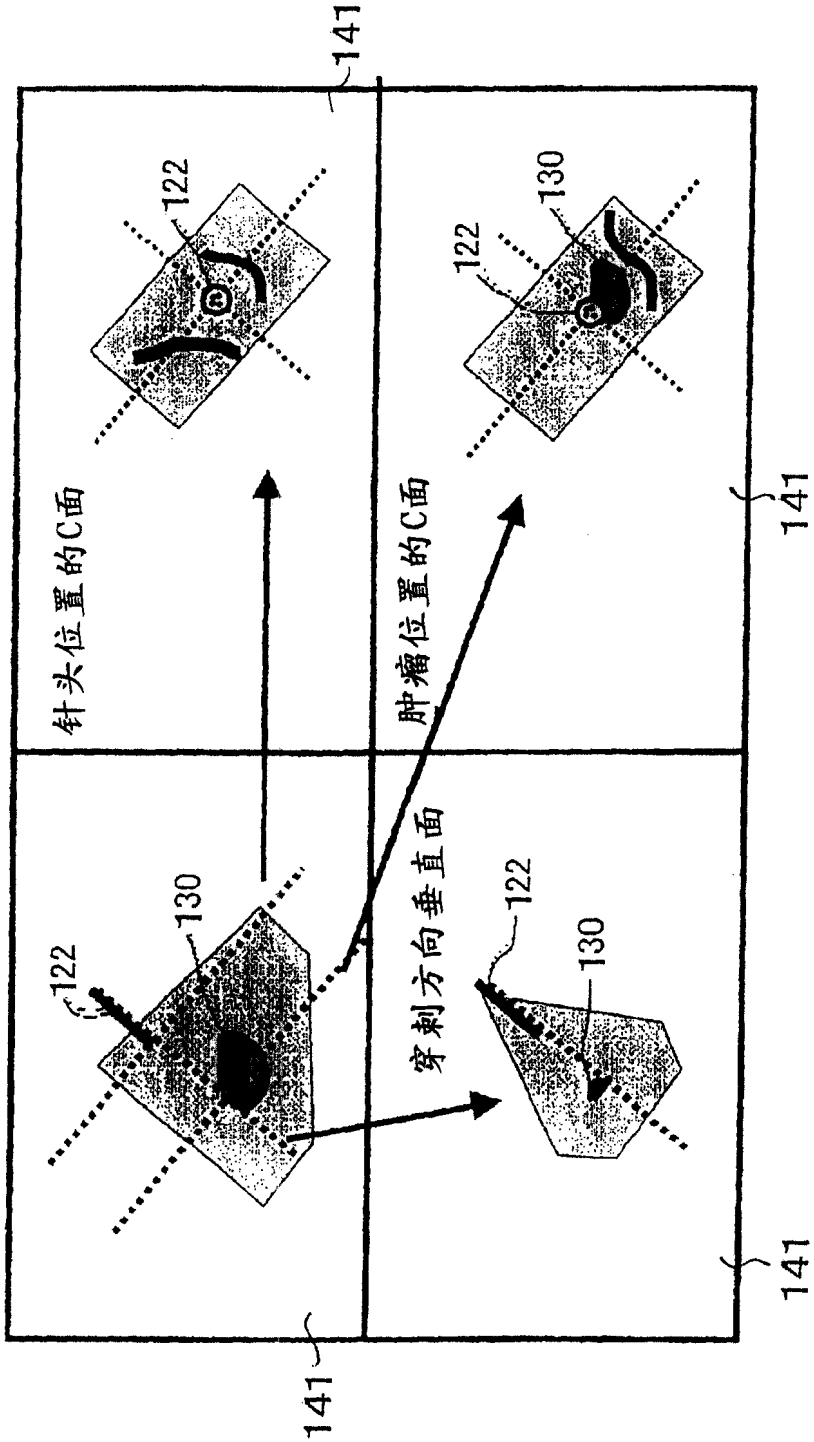


图16

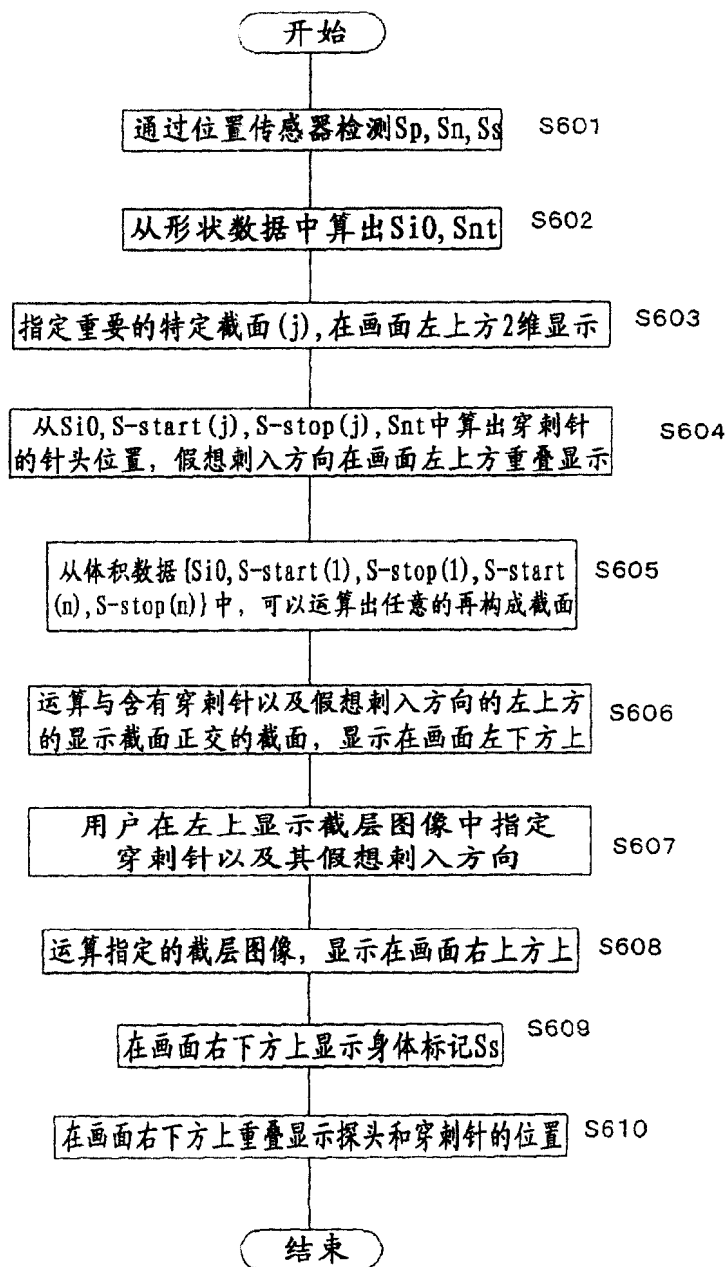


图 17

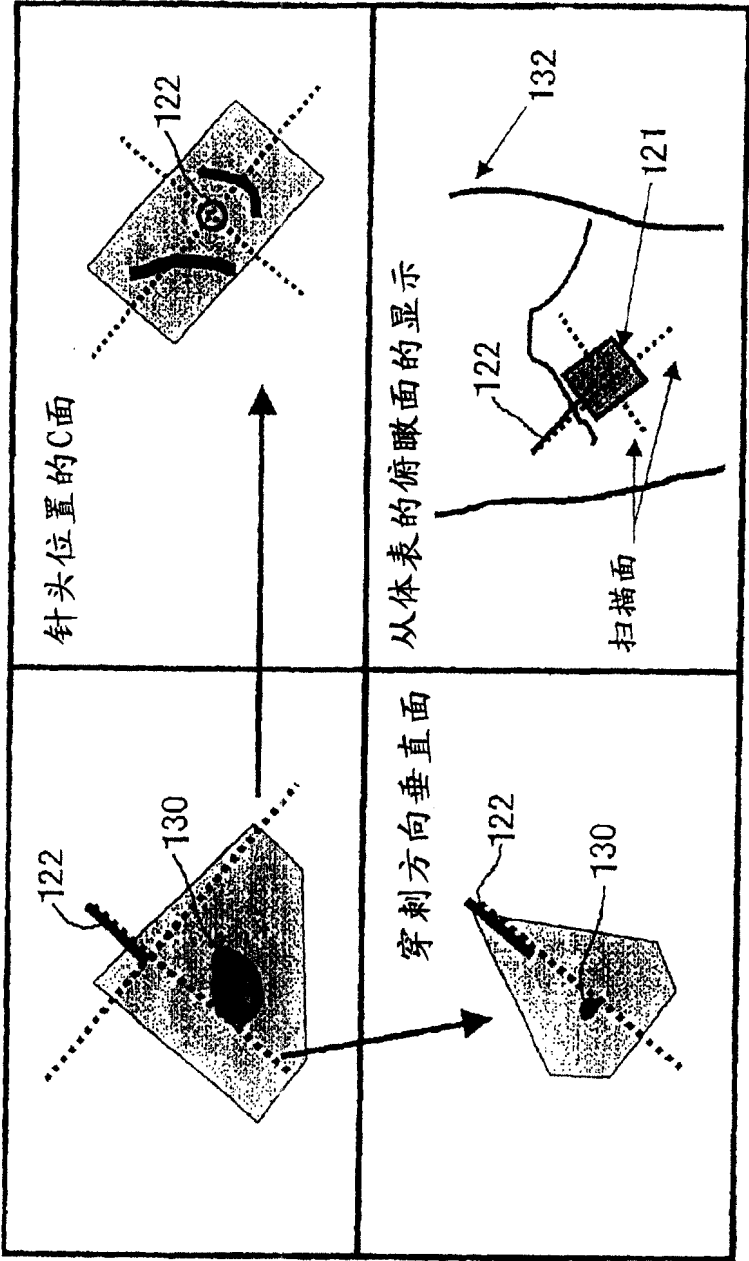


图18

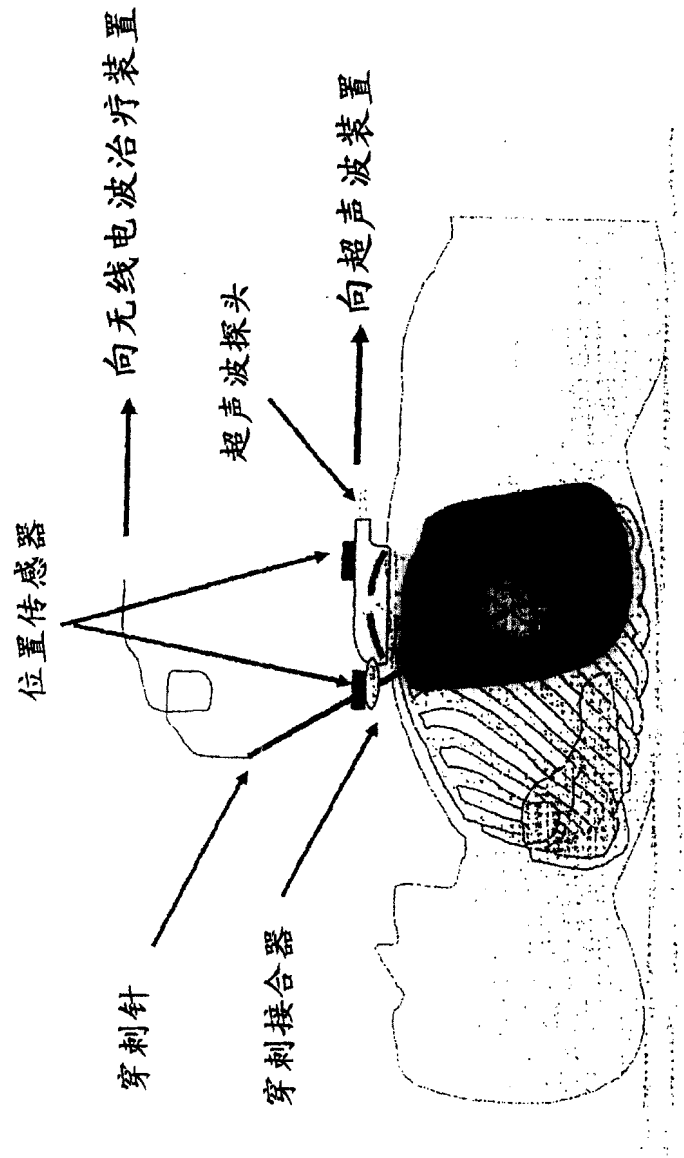


图19

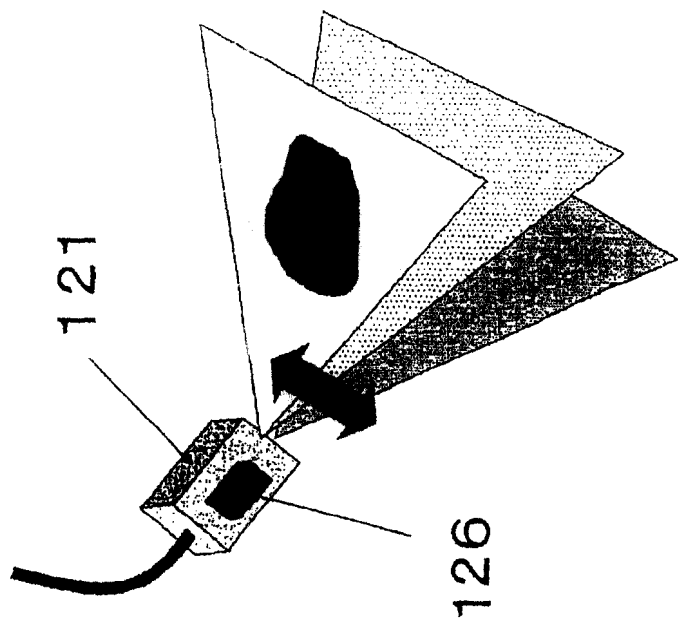


图 20B

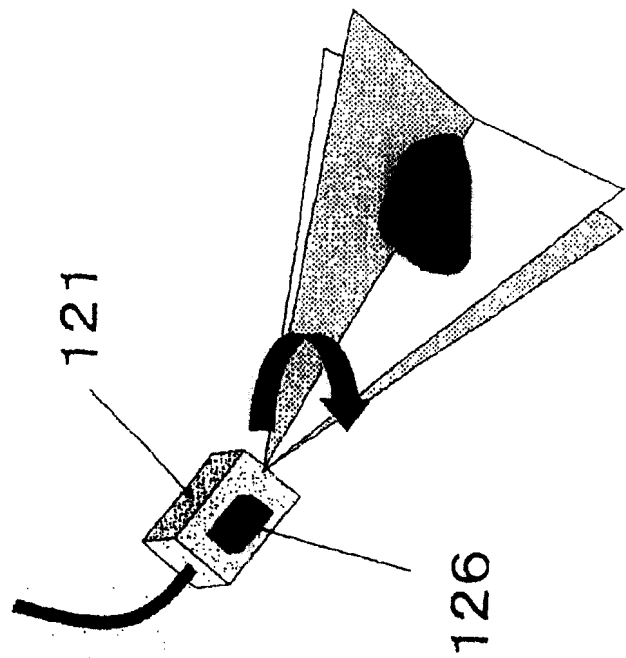


图 20A

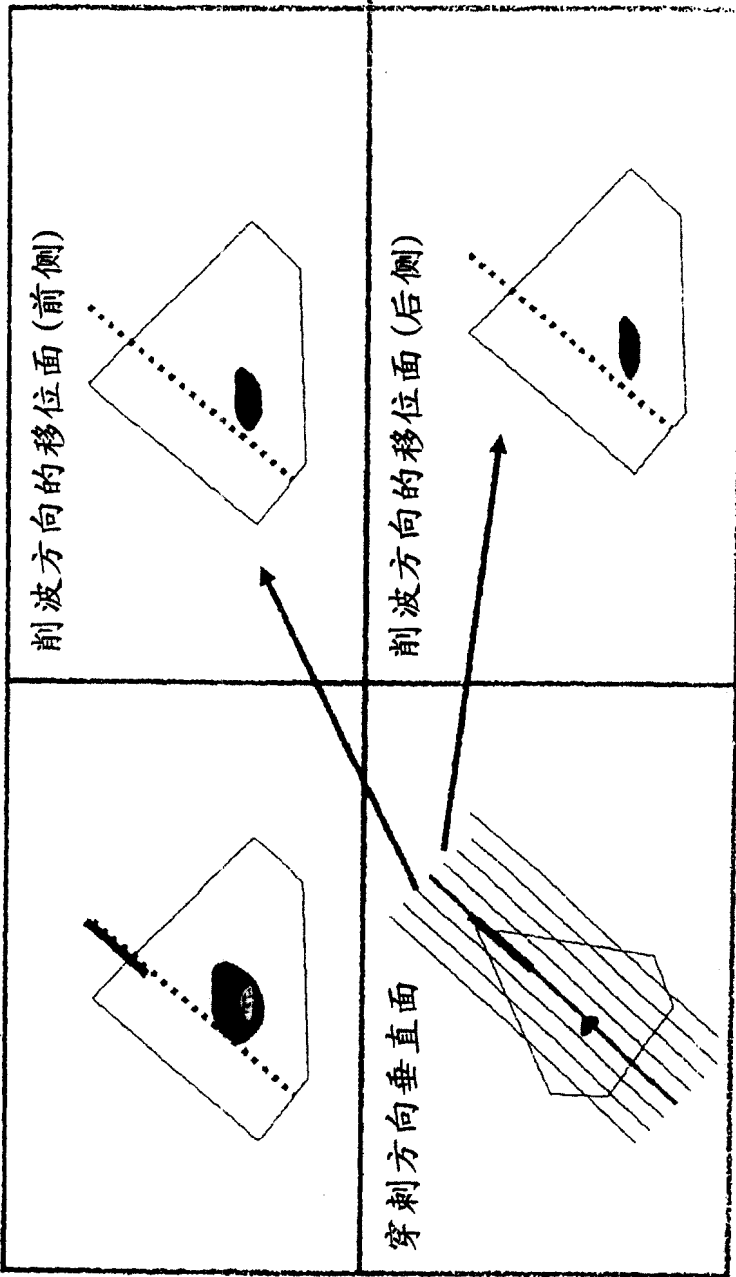


图21

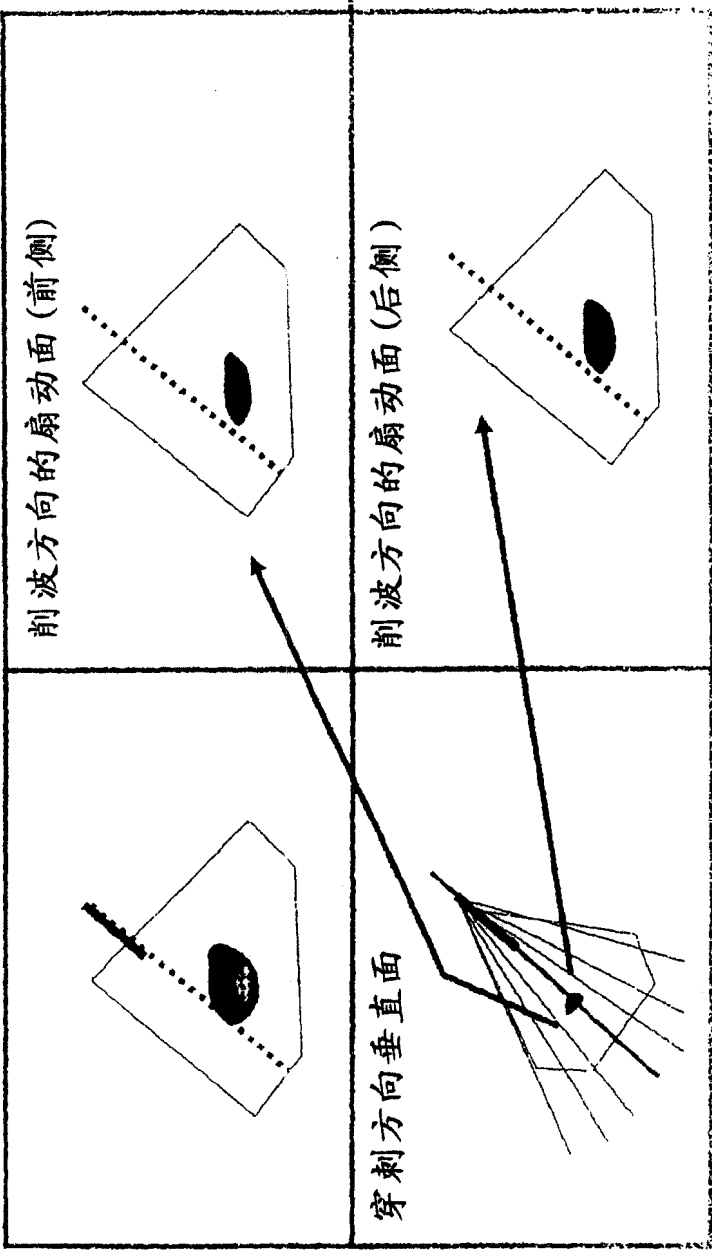


图 22

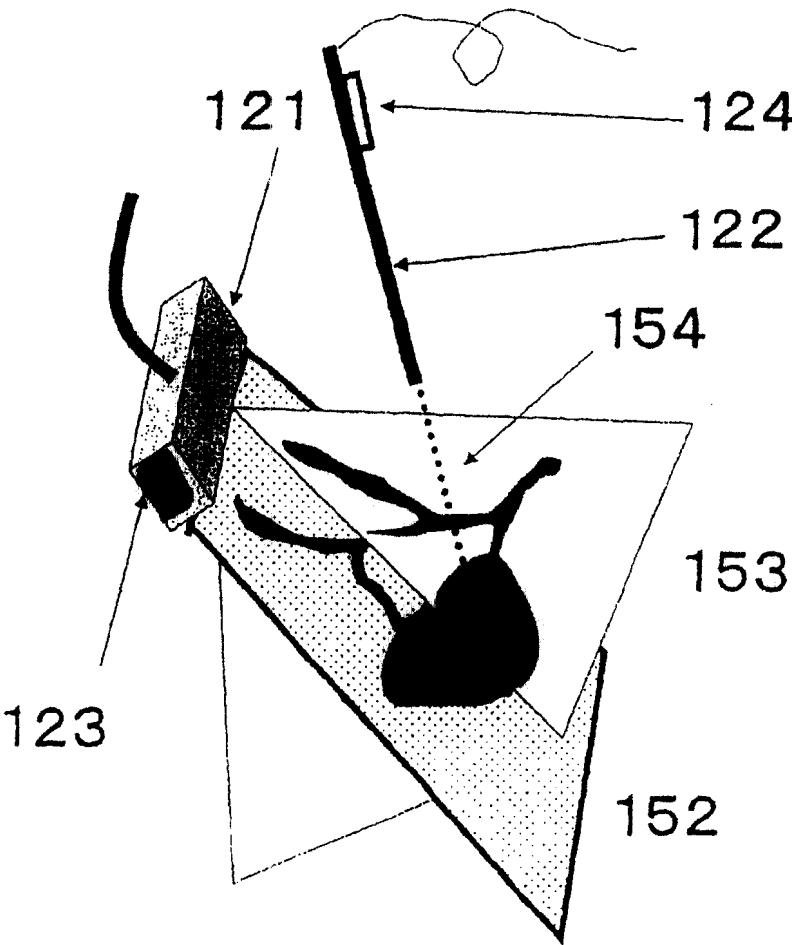


图23

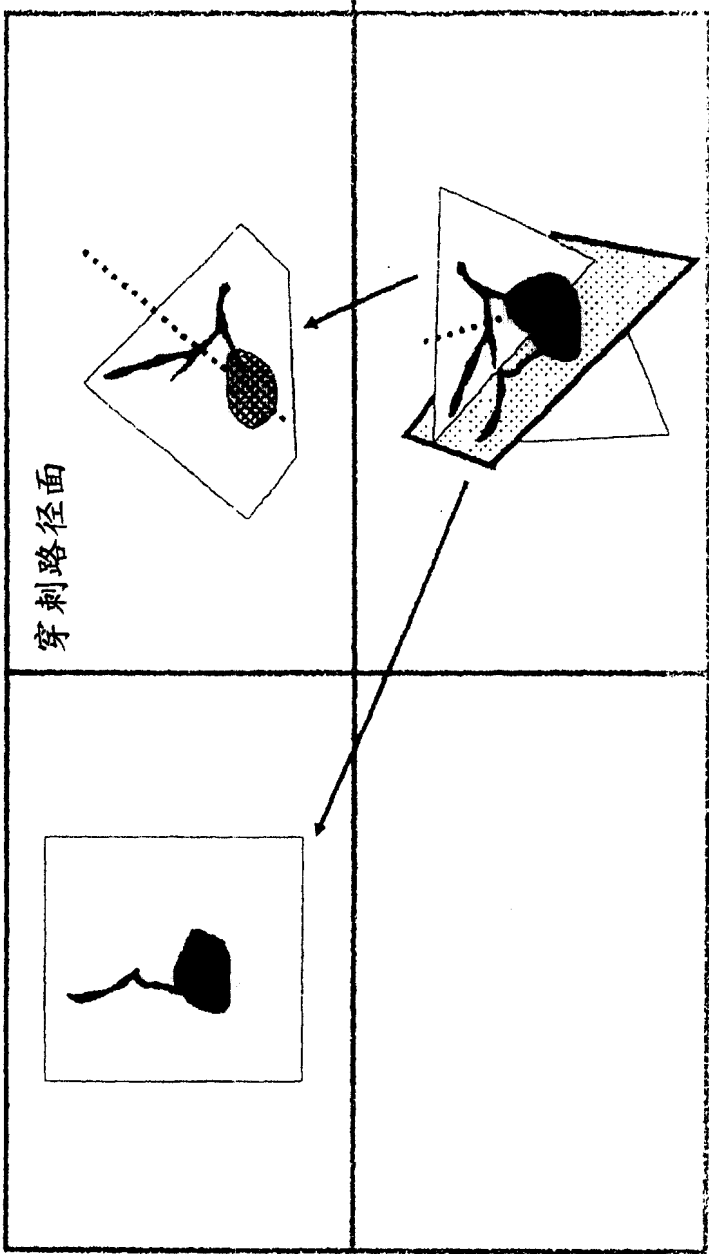


图 24

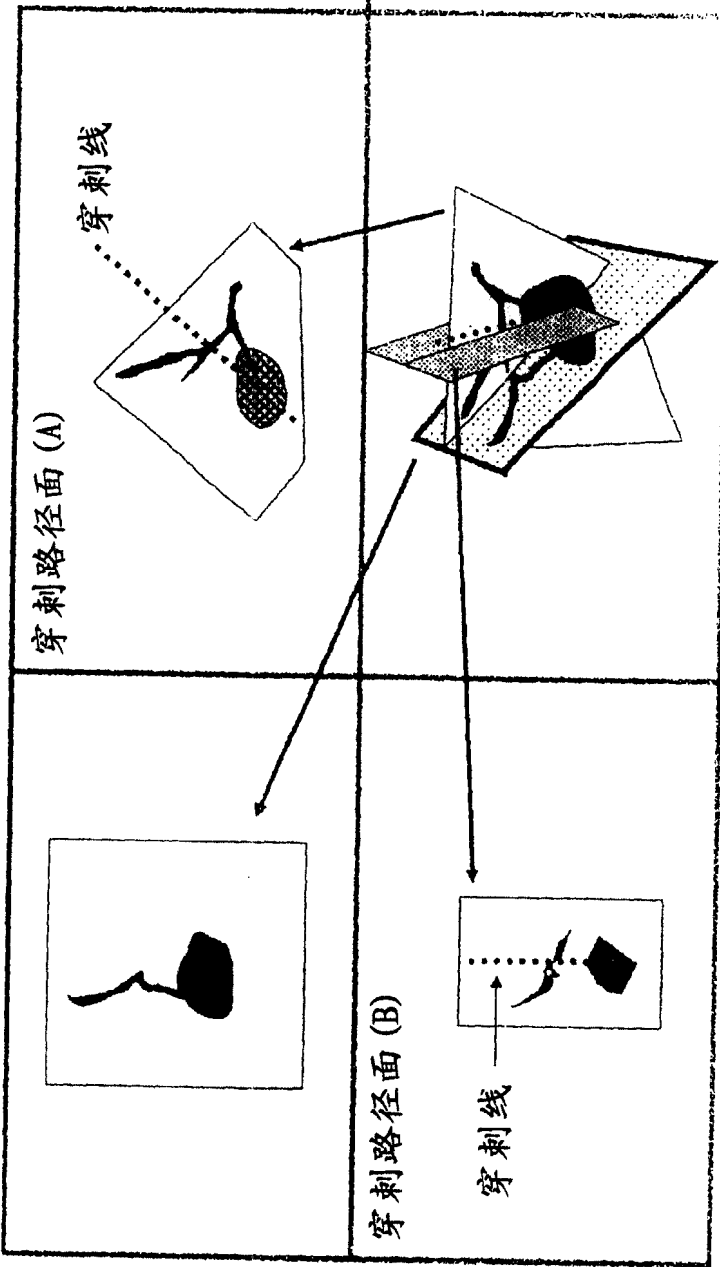


图 25

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN100381108C	公开(公告)日	2008-04-16
申请号	CN200410100534.8	申请日	2004-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	嶺喜隆 山形仁		
发明人	嶺喜隆 山形仁		
IPC分类号	A61B8/00 A61B17/34 A61B8/08 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B2019/507 A61B17/3403 A61B2019/5295 A61B18/148 A61B2019/5276 A61B19/5244 A61B2019/566 A61B8/0833 A61B2017/3413 A61B8/4254 A61B34/20 A61B2034/107 A61B2034/256 A61B2090/367 A61B2090/378		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	沉显华		
优先权	2003294925 2003-08-19 JP 2004142383 2004-05-12 JP		
其他公开文献	CN1636520A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具备对被检测体发送接收超声波信号的超声波探头；检测超声波探头的位置及方向的探头位置传感器；根据超声波探头的输出来产生图象数据的图象产生部；检测插入被检测体的穿刺针的位置及方向的针位置传感器；根据超声波探头的位置及方向和穿刺针的位置及方向，从图象数据中产生将上述穿刺针的前端位置固定在图象显示区域内的特定位置上的显示图象数据的显示图象产生部；以及将显示图象显示在图象显示区域上的显示部。

