



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456135 B

(45)授权公告日 2019.07.19

(21)申请号 201580029561.7

(22)申请日 2015.05.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106456135 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据

2014-115453 2014.06.04 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/063497 2015.05.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/186475 JA 2015.12.10

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 荒井修 村山直之

(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 刘慧群

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

审查员 胡新芬

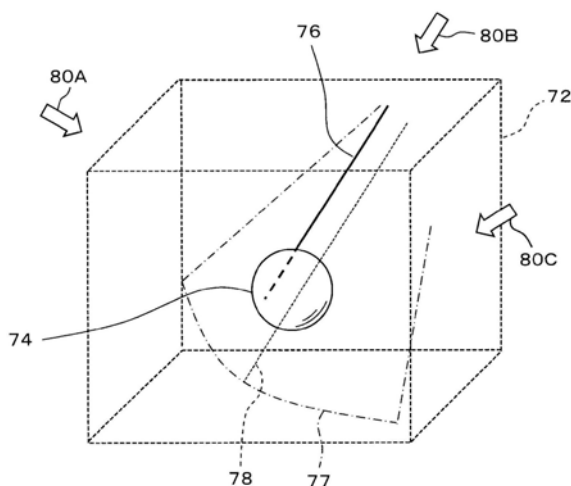
权利要求书2页 说明书14页 附图17页

(54)发明名称

医疗系统

(57)摘要

和超声波图像(断层图像)一起显示三维参考图像。三维参考图像具有表征第一根穿刺针的第1已有线以及表示第二根穿刺针的穿刺预定路径的第2预定线。一边参考三维参考图像,一边由用户调整探头的位置以及姿势,以使第2预定线相对于第1已有线处于适当的位置关系。在该调整后,利用设于探头的穿刺适配器将第2穿刺针插入到生物体内。在第2穿刺针的插入完成时间点,在三维参考图像内显示第2已有线。



1. 一种医疗系统,其特征在于,包括:

探头,其具有按顺序对要插入到生物体内的三维空间的多个穿刺针进行引导的穿刺适配器,通过超声波对所述三维空间的发送和接收来输出接收信号;

运算部,其基于针对所述探头取得的位置信息来运算预定穿刺路径;

登记单元,其基于针对穿刺完成时间点的穿刺针的位置信息以及所述预定穿刺路径的至少一方,来登记已有穿刺路径;

超声波图像生成单元,其是基于所述接收信号来生成表征波束扫描面的二维断层图像作为超声波图像的单元,在所述二维断层图像上显示表征所述预定穿刺路径的预定穿刺路径记号,并且在所述穿刺完成后的穿刺针属于所述波束扫描面的附近空间的情况下,在所述二维断层图像上显示基于该穿刺针的已有穿刺路径的已有穿刺路径记号;和

三维参考图像生成单元,其具有基于从所述三维空间取得的体数据来形成表现所述三维空间的三维图像的单元,并生成三维参考图像,其中,该三维参考图像包含所述三维图像、表征针对穿刺完成后的穿刺针的所述已有穿刺路径的三维已有穿刺路径记号、和表征针对这以后进行穿刺的穿刺针的所述预定穿刺路径的三维预定穿刺路径记号,

在所述二维断层图像上,所述预定穿刺路径记号是不动的记号,

在所述三维参考图像内,所述三维已有穿刺路径记号是不动的记号,

由用户调整所述探头的位置以及姿势,使得在所述三维参考图像内,所述预定穿刺路径记号相对于所述三维已有穿刺路径记号处于适当的空间关系。

2. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

在之前的穿刺完成后且接下来的穿刺开始前的调整过程中变更了所述探头的位置以及姿势的情况下,在所述三维参考图像内,所述三维已有穿刺路径记号的位置以及姿势被维持而所述三维预定穿刺路径记号的位置以及姿势发生变化,

在所述探头的位置以及姿势的调整完成后执行利用了所述穿刺适配器的接下来的穿刺。

3. 根据权利要求2所述的医疗系统,其特征在于,

所述探头形成将所述三维空间横穿的波束扫描面,

所述三维参考图像还包含表征所述波束扫描面的扫描面记号,

在所述三维参考图像中,所述三维预定穿刺路径记号显示在所述扫描面记号之中。

4. 根据权利要求3所述的医疗系统,其特征在于,

所述三维参考图像还包含相当于靶像或包含靶像的靶记号。

5. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗系统包含:

正交截面图像生成单元,其基于所述体数据来生成表征与所述预定穿刺路径正交的截面的正交截面图像,

在所述正交截面图像中包含表示所述已有穿刺路径的位置标志以及表示所述预定穿刺路径的位置标志。

6. 根据权利要求5所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗系统包含:

传感器,其检测至少能针对这以后进行穿刺的穿刺针确定插入量的信息,

基于由所述传感器检测到的信息来变更所述预定穿刺路径上的所述正交的截面的位置。

7. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

在所述已有穿刺路径的登记后,在所述已有穿刺路径从所述预定穿刺路径离开的时间点,在所述二维断层图像上开始表征接下来的预定穿刺路径的预定穿刺路径记号的显示,并且在所述三维参考图像内开始表示接下来的预定穿刺路径的三维预定穿刺路径记号的显示。

8. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述登记单元基于由参考所述超声波图像上的穿刺针像的用户输入的信息来登记所述已有穿刺路径。

9. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述登记单元基于来自设于各所述穿刺针的传感器的信号来登记所述已有穿刺路径。

10. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

各所述穿刺针是高频治疗器具,

对由插入到所述三维空间内的所述多个穿刺针构成的电极阵列供给高频信号。

11. 根据权利要求10所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗系统包含:

在所述三维图像之中显示表示所述多个穿刺针的治疗范围的治疗范围记号的单元。

医疗系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗系统,特别涉及对多个穿刺针(puncture needles)的穿刺进行辅助的技术。

背景技术

[0002] 作为医疗系统的超声波诊断系统在医疗的领域得到广泛应用。超声波诊断系统在手术或治疗中也被利用。为了以组织的提取、药剂的注入、组织的治疗等为目的将穿刺针安全地插入生物体内而利用超声波诊断系统。具体地,在探头安装穿刺适配器(附属器具),对该穿刺适配器设置穿刺针。一边观察超声波图像一边将由穿刺适配器保持的穿刺针向生物体内插入。穿刺适配器一般按照使穿刺路径包含在波束扫描面内的方式对穿刺针进行引导。一边在超声波图像上观察靶像(例如肿瘤像)以及穿刺针像一边进行插入穿刺针的操作。例如在穿刺针的前端或电极部位于靶的中心的时间点,停止穿刺针的插入,在该状态下实施给定的处置。

[0003] 近来,利用多个穿刺针的高频治疗正在实用化。例如在靶的周围或靶的周边部配置多个穿刺针所具有的多个前端部,对这些前端部所具有的多个电极部供给高频信号。由此进行对靶烧灼的治疗。作为这样的治疗用的穿刺针,还已知具备一对电极的双极型的治疗器具。使多根穿刺针例如具有平行的位置关系并且将各自的前端部对齐地配置在生物体内并不容易,迫切期望实现对这样的手工技术进行辅助的系统。

[0004] 另外,作为导航技术或诊断辅助技术,已知和超声波图像(一般是二维断层图像)一起显示1个或多个参考图像的技术(例如专利文献1)。在相关的技术中,利用由X射线CT装置、MRI装置、三维超声波诊断装置等取得的体数据。基于该体数据来生成表征包含波束扫描面在内的三维空间的三维图像、表示与波束扫描面同一截面的二维参考图像等,显示这些图像。在该情况下,若挪动探头,则超声波图像的内容与该探头的位置以及姿势相应地发生变化,同时三维参考图像以及二维参考图像的内容发生变化。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:W02004/098414号公报

[0008] 专利文献2:JP特开2007-236767号公报

[0009] 专利文献3:JP特开2011-50625号公报

[0010] 专利文献4:JP特开2008-61858号公报

[0011] 专利文献5:JP特开2013-240369号公报

[0012] 专利文献6:美国公开2013/0197357号公报

[0013] 专利文献7:JP特开2006-326128号公报

发明内容

[0014] 发明要解决的课题

[0015] 迫切期望实现对插入多个穿刺针的手工技术、特别是对一边正确地确定多个穿刺针的相互关系一边将它们插入的手工技术进行辅助的系统。在专利文献2、3、4、5中公开了对穿刺进行辅助的系统,但这些系统都不是对多根的穿刺进行辅助的系统。

[0016] 在专利文献6中公开了对多个穿刺器具的插入进行辅助的系统。该系统将现实空间内的状况虚拟地再现为三维图像。例如该图14B所示的三维图像包含:表示靶的中心以及形态的图形、表征最初插入的穿刺器具的虚拟的像、表征第二次插入的(插入中途的)穿刺器具的虚拟的像、表示超声波截面的像等。为了形成这样的三维图像,对针对探头以及各个穿刺器具的位置信息个别地进行检测。

[0017] 但是,在专利文献6所公开的系统中,各个穿刺器具和超声波探头被完全分体化。因而需要相对于靶个别地对它们进行定位。具体地,例如需要相对于靶将探头正确定位,并且需要相对于靶个别地将各个穿刺器具正确地定位。

[0018] 在专利文献6所公开的三维图像中,包含表示针对第二次插入的穿刺器具的轨迹的指示标。虽然并不清楚该指示标在哪个阶段在三维图像上出现,但知道只要将穿刺器具实际插入到生物体内、或者在体外未将穿刺器具置于插入姿势,就不会在三维图像上显示表示轨迹的指示标。因而,在最初的治疗器具的插入后且开始第二次的治疗器具的使用前,仅通过探头的操作无法相对于最初的穿刺路径(已有穿刺路径)在空间上确定第二次的穿刺路径(预定穿刺路径)。

[0019] 另外,在专利文献7中公开了在图像上显示穿刺器具的治疗范围的医疗系统。该系统并不对应多根的穿刺。

[0020] 本发明的目的在于,对多个穿刺针的插入进行辅助。或者,目的在于,能相对于穿刺完毕的穿刺针合适且容易地设定针对这以后进行穿刺的穿刺针的穿刺路径。或者,目的在于,不需要向穿刺适配器进行穿刺针的设置,就能相对于穿刺已经完成的穿刺路径正确地设定针对这以后进行穿刺的穿刺针的穿刺路径。

[0021] 用于解决课题的手段

[0022] 本发明所涉及的医疗系统包括:探头,其具有按顺序对要插入到生物体内的三维空间的多个穿刺针进行引导的穿刺适配器,通过超声波对所述三维空间的发送和接收来输出接收信号;运算部,其基于针对所述探头取得的位置信息来运算预定穿刺路径;超声波图像生成单元,其基于所述接收信号来生成超声波图像;登记单元,其基于针对穿刺完成时间点的穿刺针的位置信息以及所述预定穿刺路径的至少一方来登记已有穿刺路径;和三维参考图像生成单元,其具有基于从所述三维空间取得的体数据来形成三维参考图像的单元,并生成三维参考图像,其中,该三维参考图像包含所述超声波三维图像、表征针对穿刺完成后的穿刺针的所述已有穿刺路径的三维已有穿刺路径记号、和表征针对这以后进行穿刺的穿刺针的所述预定穿刺路径的三维预定穿刺路径记号。

[0023] 根据上述构成,在三维参考图像内显示已有穿刺路径记号以及预定穿刺路径记号。若变更探头的位置以及姿势,则在三维参考图像内,预定穿刺路径记号的位置以及姿势发生变化。由用户调整探头的位置以及姿势,使得在三维参考图像内,预定穿刺路径记号相对于已有穿刺路径记号处于适当的空间关系。在确定第二根以后的穿刺针的预定穿刺路径时,即使不对穿刺适配器设置该穿刺针,仅如上述那样调整探头的位置以及姿势,也能使针对该穿刺针的将来的穿刺路径适当化。这时,针对之前穿刺完毕的穿刺针,由于将其穿刺路

径显示为已有穿刺路径记号,因此通过一边参考该已有穿刺路径记号一边还参考预定穿刺路径记号,能进行穿刺模拟。在穿刺开始后,一般很难自由操作穿刺针前端的朝向(实际的穿刺方向)。因而,若能通过三维参考图像的参考而在实际进行穿刺前使预定穿刺路径适当化,就能进行安全的穿刺。还能将上述已有穿刺路径称作实绩穿刺路径。

[0024] 穿刺针最好是治疗用穿刺器具,但也可以是一般的穿刺针等。最好是在第1根的穿刺完成了的时间点从穿刺适配器释放第1根穿刺针,并在该状态下调整探头的位置以及调整。针对探头的位置信息例如由设于探头的传感器取得。也可以在穿刺适配器或穿刺针设置传感器。也可以同时使用设于探头的传感器和设于穿刺针的传感器。探头与穿刺适配器的位置关系通常是固定的,且是已知的。在该位置关系可变的情况下,最好设置检测两者的位置关系的传感器等。预定穿刺路径例如被作为三维空间内或扫描面上的坐标信息来运算。登记单元在穿刺完成时间点登记已有穿刺路径,例如穿刺完成时间点的预定穿刺路径成为已有穿刺路径。在该情况下,也可以登记插入量或前端位置等。已有穿刺完成的定时能通过来自用户的一些输入来判定,也能根据穿刺针的前端到达了一定深度来自动判定。体数据存在于内部存储器上、外部存储介质上或网络上。最好是尽可能地利用最新的体数据。各个记号是绘图、指示标、显示要素、图形等。各个记号既可以仅表示方向,也可以表示方向以及深度到达点,还可以表示电极排列等。为了能将各个记号彼此区别,最好使色调、亮度、形状、线型等不同,对各个记号进行识别显示。

[0025] 最好是,在之前的穿刺完成后且接下来的穿刺开始前的调整过程中变更了所述探头的位置以及姿势的情况下,在所述三维参考图像内,所述已有穿刺路径记号的位置以及姿势被维持而所述预定穿刺路径记号的位置以及姿势发生变化,在所述探头的位置以及姿势的调整完成后执行利用了所述穿刺适配器的接下来的穿刺。

[0026] 即,在调整过程中,参考三维图像内的已有穿刺路径记号以及预定穿刺路径记号。在三维图像内,只要没有视点变更等,已有穿刺路径记号就不活动。与此相对,预定路径记号的位置以及姿势通过探头的位置以及姿势的调整而发生变动。例如为了合适地进行靶的治疗,调整探头的位置以及姿势,使得预定穿刺路径记号相对于已有穿刺路径记号成为合适的间隔,且两者成为平行。

[0027] 最好是,所述探头形成将所述三维空间横穿的波束扫描面,所述三维参考图像还包含表征所述波束扫描面的扫描面记号,在所述三维参考图像中,所述预定穿刺路径记号显示在所述扫描面记号之中。

[0028] 根据上述构成,由于在三维图像内显示扫描面记号,因此能参考该扫描面记号来调整探头的位置以及姿势。最好是,调整探头的位置以及姿势,使得扫描面记号通过靶,并且预定穿刺路径相对于靶以及已有穿刺路径处于合适的位置关系。一旦探头的位置以及姿势的调整完成,就在保持该状态的同时接着进行穿刺即可。即,若探头的位置以及姿势的调整完成,则基本上不需要在之后重新调整穿刺针的位置以及姿势。

[0029] 最好是,所述三维参考图像还包含相当于靶像或包含靶像的靶记号。例如在成为靶的组织未明确显示在三维图像上的情况下,若显示靶记号,就能明确地认识穿刺目标。另外,在想要在靶的周围进行穿刺的情况下,最好显示具有适度大于靶的尺寸的靶记号。以其为定位标识,设定各个穿刺路径就会很容易。

[0030] 最好是,包含:正交截面图像生成单元,其基于所述体数据来生成表征与所述预定

穿刺路径正交的截面的正交截面图像,在所述正交截面图像中包含表示所述已有穿刺路径的位置标志以及表示所述预定穿刺路径的位置标志。根据该构成,由于能得到以穿刺方向为视线方向的图像,因此能容易地认识多个穿刺路径间的间隔以及它们的排列。正交截面图像既可以是截面图像,也可以是投影图像等。也可以在该图像上表现靶或其记号。

[0031] 最好是,包含:传感器,其检测至少能针对这以后进行穿刺的穿刺针确定插入量的信息,基于由所述传感器检测到的信息来变更所述预定穿刺路径上的所述正交的截面的位置。根据该构成,正交截面图像的内容会随着穿刺针的活动而发生变化。作为上述传感器,可以利用能取得位置信息的传感器。

[0032] 最好是,所述超声波图像是表征所述探头所形成的波束扫描面的二维断层图像,在所述二维断层图像上显示表征所述预定穿刺路径的预定穿刺路径记号,在所述穿刺完成后的穿刺针属于所述波束扫描面的附近空间的情况下,在所述二维断层图像上,除了显示所述预定穿刺路径记号以外,还显示表征该穿刺针的已有穿刺路径的已有穿刺路径记号。附近空间例如是以波束扫描面为中心在其厚度方向上扩展的空间。可以将附近空间的厚度确定为与超声波波束宽度相当。

[0033] 最好是,作为超声波图像,显示至少包含预定穿刺路径记号的二维断层图像。进一步地,最好是在那里显示已有穿刺路径记号和其他。最好是,所述登记单元基于由参考所述超声波图像上的穿刺针像的用户输入的信息来登记所述已有穿刺路径。最好是,所述登记单元基于来自设于各所述穿刺针的传感器的信号来登记所述已有穿刺路径。最好是,各所述穿刺针是高频治疗器具,对由插入到所述三维空间内的所述多个穿刺针构成的电极阵列供给高频信号。最好是,包含在所述三维图像之中显示表示所述多个穿刺针的治疗范围的治疗范围记号的单元。

[0034] 发明的效果

[0035] 根据本发明,能对多个穿刺针的插入进行辅助。或者,很容易相对于穿刺完毕的穿刺针使这以后进行穿刺的穿刺针具有适当的位置关系来配置。或者,不需要向穿刺适配器进行穿刺针的设置,就能按照与已经完成穿刺的穿刺路径之间的关系来使这以后的穿刺路径成为适当的路径。

附图说明

[0036] 图1是表示本发明所涉及的超声波诊断系统的第1实施方式的框图。

[0037] 图2是表示治疗用穿刺针的一例的图。

[0038] 图3是表示进行了多根的穿刺的状态的图。

[0039] 图4是表示三维参考图像的一例的图。

[0040] 图5是表示作为靶记号的引导球的图。

[0041] 图6是表示进行第1根的穿刺前的显示内容的一例的图。

[0042] 图7是表示完成第1根的穿刺的时间点的显示内容的一例的图。

[0043] 图8是表示已有穿刺路径的第1登记例的图。

[0044] 图9是表示已有穿刺路径的第2登记例的图。

[0045] 图10是表示已有穿刺路径的第3登记例的图。

[0046] 图11是表示与绝缘体位置对应的正交截面参考图像的示例的图。

- [0047] 图12是表示进行第2根的穿刺前的显示内容的一例的图。
- [0048] 图13是表示完成第2根的穿刺之后的显示内容的一例的图。
- [0049] 图14是用于说明第1实施方式的动作的流程图。
- [0050] 图15是表示第2实施方式所涉及的超声波诊断系统的构成的框图。
- [0051] 图16是表示第2实施方式所涉及的治疗用穿刺针的一例的图。
- [0052] 图17是表示第2实施方式所涉及的显示例的图。
- [0053] 图18是表示正交截面参考图像上的距离显示的一例的图。
- [0054] 图19是表示对穿刺针排列进行模拟的图形的显示例的图。
- [0055] 图20是表示三维图像内的治疗范围的显示例的图。

具体实施方式

[0056] 在图1中以框图示出作为本发明所涉及的医疗系统的超声波诊断系统的第1实施方式。该超声波诊断系统具备对多个穿刺针的穿刺进行辅助的功能。各个穿刺针例如是治疗用的穿刺器具。

[0057] 在图1中,探头10在本实施方式中是抵接到生物体的表面上来使用的超声波收发器。探头10经由未图示的探头线缆与超声波诊断系统主体连接。探头10具有由多个振动元件构成的1D阵列振子。当然还能设置2D阵列振子。通过由阵列振子形成超声波波束,并对该超声波波束进行电子扫描,从而形成扫描面12。扫描面12是二维数据取入区域。

[0058] 在图1中, r 表征深度方向即波束方向, θ 表征电子扫描方向。作为电子扫描方式,已知电子直线扫描方式、电子扇形扫描方式等。

[0059] 靶的截面14呈现在扫描面12上。探头10具有由用户(医师、检查技师等)保持的探头主体10A,在探头主体10A装卸自由地安装有穿刺适配器16。穿刺适配器16是相对于探头主体10A具有一定的距离和角度并对穿刺针18进行引导的金属零件。在图1中,以标号20示出穿刺方向即穿刺路径。在图1中,穿刺路径20通过靶的截面14。由穿刺适配器16保持穿刺针18,以使实际的穿刺路径包含在扫描面12内,即穿刺针在扫描面12内进行前进运动。也可以在穿刺适配器16设置检测插入量的传感器。也可以在穿刺适配器设置用于使穿刺角度以及穿刺针保持位置可变的机构。在这样的情况下,由传感器等检测穿刺角度以及穿刺针保持位置。在图示的示例中,也可以如之后说明的那样在穿刺针18本身设置用于检测其位置信息的传感器,以使探头10与穿刺路径20的位置关系始终恒定。

[0060] 探头10具备磁传感器22。该磁传感器22检测三维空间内的探头10的位置以及姿势。配置在三维空间内的磁场发生器24具有产生X轴磁场、Y轴磁场以及Z轴磁场的功能,磁传感器22通过检测这些磁场来检测各轴方向的位置以及绕各轴的旋转角度。具体地,位置运算部26基于磁传感器22的输出信号来运算表示探头10的位置以及姿势的位置信息。位置运算部26还作为磁场发生器24的控制器起作用。由磁传感器22、磁场发生器24以及位置运算部26构成定位系统28。作为定位方式,除了上述磁方式以外,还能举出光学的方式、电磁波方式以及其他。

[0061] 发送部30是发送波束生成器。从发送部30对阵列振子并列供给多个发送信号。由此,在阵列振子上形成发送波束。在接收时,由阵列振子接收来自生物体内的反射波。由此,从多个振动元件将多个接收信号送往接收部32。接收部32是接收波束生成器。其通过针对

多个接收信号的整相相加处理来生成相当于接收波束的波束数据。该波束数据经由未图示的信号处理模块被送往断层图像形成部34。

[0062] 对断层图像形成部34依次输入多个接收帧数据。1个接收帧数据由在电子扫描方向上排列的多个波束数据构成。各波束数据由在深度方向排列的多个回波数据构成。

[0063] 断层图像形成部34是基于接收帧数据来形成作为B模式图像(二维超声波图像)的实时断层图像的模块。断层图像形成部34具备数字扫描转换器。另外,在本实施方式中,断层图像形成部34还具备将绘图图像合成到断层图像的功能。这样的断层图像(合成图像)的图像数据被送往显示处理部36。绘图图像的生成以及合成既可以在显示处理部36中执行,也可以在控制部48中执行。

[0064] 在存储器38中保存体数据。体数据例如由X射线CT装置、MRI装置、超声波诊断装置等从生物体内三维空间取得。在本实施方式中,在内部的存储器38上保存体数据。取而代之地,体数据也可以保存在外部的存储介质上,另外体数据还可以保存在网络上的文件服务器等中。

[0065] 扫描面12相当于与体数据对应的三维空间内的截面。换言之,与包含扫描面12的运动范围的三维空间对应的体数据保存在存储器38上。

[0066] 三维参考图像形成部40是基于体数据来形成表现生物体内的三维参考图像的模块。在三维参考图像中包括体绘制图像或面绘制图像等。作为三维参考图像,能举出超声波图像、CT图像、MRI图像等。在本实施方式的三维参考图像中还包括三维绘图图像。绘图的合成可以在显示处理部36等中执行。三维参考图像所包含的绘图图像基于探头10的位置信息而实时更新。例如三维参考图像形成部40包含表征穿刺路径的记号,该记号的位置以及姿势伴随探头10的活动而被实时地更新。三维参考图像的图像数据被送往显示处理部36。

[0067] 二维参考图像形成部42是基于体数据形成同一截面图像来作为第1二维参考图像的模块。即,从体数据提取与扫描面12对应的截面数据,基于该截面数据形成断层图像。该断层图像是同一截面图像。二维参考图像形成部42还具有对该图像合成绘图图像的功能。该功能可以由显示处理部36等执行。

[0068] 二维参考图像形成部44具有形成正交截面图像来作为第2参考图像的功能。即,从体数据38取出相当于横穿过穿刺路径中的给定的深度地点的截面的截面数据,基于该截面数据来构成断层图像。该断层图像是正交截面图像。二维参考图像形成部44具有对该正交截面图像合成绘图图像的功能。该功能可以由显示处理部36等执行。正交截面图像的图像数据被送往显示处理部36。还可以设置图1所示的参考图像形成部40、42、44以外的其他参考图像形成部。利用3D探头作为探头10,在由该探头取得体数据的情况下,可以基于该体数据来形成各参考图像。

[0069] 显示处理部36具有将输入的多个图像数据合成而由此生成显示画面数据的功能。显示画面数据被送往显示器46。在显示器46的画面上,在本实施方式中显示实时断层图像、三维参考图像、同一截面图像以及正交截面图像。实时断层图像以外的各图像是参考图像,它们也实时更新其内容。其中,体数据是针对同一被检查者的过去的的数据,原封不动显示当前的靶的图像仅是实时断层图像。实际上出现穿刺针像的图像也仅是实时断层图像。

[0070] 高频治疗装置主体58在本实施方式中是对多个穿刺针型治疗器供给高频信号的装置。高频治疗装置主体58还具备从多个穿刺针型治疗器所具有的多个电极之中选择实际

使用的电极集的功能、将多个穿刺针型治疗器冷却的功能等。

[0071] 另外,图1所示的各构成(各方框)除了探头、穿刺针等一部分以外,基本上还由1个或多个处理器、芯片、电气电路等构成。1个芯片、处理器、电气电路可以与多个构成相当。各个构成也可以通过软件的功能来实现。这样的软件可以在CPU中执行。既可以由1个处理器实现全部软件功能,也可以由多个处理器实现多个软件功能。

[0072] 控制部48由CPU以及程序构成。控制部48进行图1所示的各构成(各方框)的控制。控制部48具有穿刺历史记录登记部50、穿刺历史记录存储部52以及预定穿刺路径运算部54。穿刺历史记录登记部50是在进行多根的穿刺的过程中在各个穿刺完成了的时间点将该时间点的穿刺针的穿刺路径或位置信息作为穿刺实绩(穿刺历史记录)登记在存储器上的组件。例如在也针对某穿刺针判定为穿刺完成了的情况下,将该时间点的预定穿刺路径作为已有穿刺路径来登记。对各个穿刺针的每一个登记已有穿刺路径。穿刺历史记录存储部52是保存由穿刺历史记录登记部50登记的信息的存储区域。登记定时能以手动指定,或者能自动指定。在全部治疗完成后,删除穿刺历史记录存储部52的存储内容。也可以将这样的信息另外保存。也可以在穿刺历史记录存储部52上登记已有穿刺路径的坐标信息,还可以登记表征已有穿刺路径的探头的位置信息。也可以在穿刺历史记录存储部52上登记插入量即穿刺深度。若登记了这样的信息,则在显示已有穿刺路径记号的情况下,能将实际的深度表现为记号的长度。

[0073] 预定穿刺路径运算部54是基于从位置运算部26输出的位置信息来运算要由穿刺适配器16在这以后引导的穿刺针18的穿刺路径20即预定穿刺路径的模块。例如运算扫描面上的预定穿刺路径的坐标信息以及三维空间内的预定穿刺路径的坐标信息双方或一方。不管哪一方,都运算用于在三维空间中直接或间接确定预定穿刺路径的信息。运算出的信息根据需要被送往三维参考图像形成部40、二维参考图像形成部42以及二维参考图像形成部44。还对这些参考图像形成部40、42、44给出登记在穿刺历史记录存储部52中的信息。

[0074] 输入部56例如由操作面板构成。其具有开关、轨迹球等输入设备。另外,在本实施方式中,通过磁场方式来测量位置信息,但也可以如上述那样使用光学测量、利用电波的测量等手法来测量位置信息。另外,还能利用加速度传感器等器件。

[0075] 以下更详细说明上述的各构成以及其动作。

[0076] 在图2示出穿刺针的一例。所图示的穿刺针18是进行高频治疗的器具。在图2将其前端部作为放大图示出。穿刺针18是双极型的高频治疗器具。即,在其间隔着绝缘体66在绝缘体66的两侧具有2个电极62、64。标号60表示轴体。标号68表示具有尖塔形的前端末梢。当然还能利用具有其他构成的治疗器具。在本实施方式中,如以下说明的那样,在治疗时同时使用两根或三根穿刺针,由它们执行针对靶(治疗对象组织)的高频烧灼治疗。

[0077] 在图3示出穿刺针排列。具体示出使用三根穿刺针(治疗器具)18A、18B、18C进行靶70的治疗的情况的情形。在图示的示例中,排列三根穿刺针,使靶70被三根穿刺针18A、18B、18C的前端部包围,即,在靶70的外侧配置这些穿刺针。在这样的状态下选择所有电极中的全部或一部分,对它们供给高频信号。由此执行针对靶70的烧灼治疗。

[0078] 在实现上述那样的排列的情况下,基本上使三根穿刺针18A、18B、18C成为平行地将它们插入,并且使它们的前端彼此对齐(成为相同插入量)来配置它们。三根穿刺针18A、18B、18C在图示的示例中具有均等间隔地配置。即,从穿刺方向来看构成正三角形。对应于

靶70的形状等来选择各种排列。

[0079] 另外,也可以用两根穿刺针进行治疗。在以下的说明中,以用两根穿刺针进行靶的治疗的情况作为前提。

[0080] 在图4示出三维参考图像72。三维参考图像72也被称作体位标志。三维参考图像72将生物体内的三维空间表现为三维图像。作为其表现方式,能举出体绘制法、面绘制法以及其他等。三维参考图像72具有作为肿瘤等的靶(靶像)74。另外,三维参考图像72具有第1已有线(第1已有穿刺路径记号)76、第2预定线(第2预定穿刺路径记号)78以及扫描面标志(扫描面记号)77。第1已有线76基于在完成第1根的穿刺的时间点登记的已有穿刺路径而生成。第2预定线78是属于扫描面标志77的面内的线,第2预定线78表征在这以后进行穿刺的穿刺针的穿刺路径。在进行第2根的穿刺前,能一边通过第1已有线76的参考来认识第1根的穿刺路径一边通过第2预定线78的参考来认识第二根的穿刺路径。若变更体表上的探头的位置以及姿势,则与此相伴地扫描面标志77以及第2预定线78运动。由用户确定探头的位置以及姿势,使得第2预定线78相对于第1已有线76处于适当的位置关系。在该情况下,由于和第2预定线78一起来显示扫描面标志77,因此能很容易地直观地认识探头的朝向等。

[0081] 另外,在三维参考图像72内除了显示靶74以外还可以显示其他组织,在该情况下,也可以从确保安全性的观点出发来显示血管像。在该情况下,可以利用在三维空间内取得的多普勒信息来进行血管的显示。另外,也可以以扫描面标志77为中心来定义在其厚度方向上有一定厚度的附近空间,在第1已有线76属于该附近空间内的情况下,进行该第1已有线76的高亮显示等。如此,很容易使先前的穿刺路径和今后的穿刺路径双方都属于相同的扫描面上。

[0082] 在三维参考图像72的构建时,能在各种方位确定绘制原点(即视点)。该示例以标号80A、80B、80C示出。例如还能如标号80B所示那样,沿着穿刺路径确定视线方向。

[0083] 在图5再次示出图4所示的三维参考图像72。在图5中对与图4所示的构成相同的构成标注同一标号,省略其说明。这在以下说明的各图中也同样。

[0084] 在图5中,三维参考图像72具有作为靶向导的引导球82。引导球82是具有与靶像74相同尺寸的球体或者设定在靶像74的外侧的球体。其实体是绘图图像。例如在靶像74在三维参考图像72上不清晰的情况下,为了明确显示其边界或形态,最好显示具有与靶相同尺寸的引导球82。或者,在不得不在靶像74的外侧周围进行多个穿刺针的配置的情况下,为了使它们彼此的位置关系的认识更加容易化,可以显示比靶74大的引导球82,并且使靶74和引导球82的中心一致。如此,如图示那样,能三维地直观认识各穿刺路径通过引导球82这一情况。因而能容易地掌握它们的位置关系。也可以构成为能由用户任意变更引导球82的尺寸或相对于靶像的比率。另外还可以显示使中心相同的多重的引导球集。

[0085] 另外,也可以在体数据中自动提取靶,并基于此来强调显示靶,另外也可以基于此来生成引导球。也可以在断层图像上或三维参考图像上由用户来确定靶,并据此来执行靶自动提取处理。

[0086] 在图6例示了进行第1根的穿刺前的显示内容。在画面84上,在图示的示例中显示断层图像(超声波断层图像)86、作为第1二维参考图像的同一截面图像88、作为第2二维参考图像的正交截面图像90以及三维参考图像92。其中,关于正交截面图像90,由于尚未确定正交截面,因此不开始其图像显示。

[0087] 断层图像86是通过超声波的收发而生成的实时图像。在断层图像86上,穿刺路径作为第1预定线98而示出。其是绘图图形。由于如上述那样探头主体与穿刺适配器的位置关系为已知,因此能从探头的位置信息来确定第1预定线98。在图6中,第1预定线98通过靶94的一侧周边部分。标号96表示引导圆。引导圆96表征引导球的截面。当然这样的显示只要根据需要来进行即可。也可以仅显示过去同样的断层图像86。

[0088] 同一截面图像88通过从体数据取出与扫描面对应的面数据而生成。体数据例如是由CT装置取得的数据,在该情况下,同一截面图像88成为CT断层图像。靶100呈现在同一截面图像88上。另外显示作为绘图图形或记号的第1预定线104。标号105是表征与第1预定线104正交的面的位置的线,该线105位于原点位置。与线105对应的图像是正交截面图像。其中,在图示的阶段,由于插入量未知,因此不进行正交截面图像的显示。

[0089] 三维参考图像92具有表征第1根的穿刺路径的第1预定线76、和包含该第1预定线76的扫描面标志77。另外包含作为三维球体的引导球82。引导球82将靶内包。在该示例中,不是对靶其自身,而是对引导球82确定穿刺路径。作为其结果,对靶确定了穿刺路径。

[0090] 一边参考图6所示的各图像,特别是参考三维参考图像92,一边由用户调整探头的位置以及姿势,使得相对于靶或引导球82,穿刺路径成为适当的位置以及姿势。更详细地,调整探头的位置以及姿势,使得在三维参考图像92内,第1穿刺线76相对于引导球82具有适当的位置以及角度地通过。在探头调整过程中,断层图像86以及同一截面图像88的内容实时被更新。其中,在这些图像86、88上第1预定线98、104的位置不变。

[0091] 在图7例示了第1根的穿刺完成后的显示内容。即,针对第1根的穿刺示出穿刺历史记录登记完成的状态。

[0092] 第1针像106呈现在断层图像86上。穿刺针一般由硬质构件构成,来自那里的回波强,在断层图像86上呈现被插入的针的像。标号98A表示第1已有线。即,在针对第1根的穿刺的穿刺历史记录登记的完成时间点,第1预定线被置换为第1已有线98A。与此同时,显示第2预定线,但在该生成时间点,其被显示在与第1已有线98A相同的位置(为此,在图7中未显示第2预定线)。其中,也可以在该时间点将两者识别显示。也可以直到两者成为分离状态为止都暂缓第2预定线的显示。第1已有线98A是表征在三维空间内固定的穿刺路径的线,若探头的位置以及姿势相对于三维空间发生变化,则在断层图像86上,第1已有线的位置以及姿势发生变化,或者消失。另一方面,第2预定线是在三维空间内与探头一体地运动的线,在断层图像86上,与已经说明的第1预定线同样是不动的。即,始终显示在相同的位置。顺带说一下,在登记时间点,第1预定线被置换为第2预定线,除此以外还能理解为新生成第1已有线。总之,在本实施方式中,在登记时间点,从第1预定线生成第1已有线和第2预定线(线分离处理)。

[0093] 在同一截面图像88上,也是在针对第1根的穿刺的穿刺历史记录登记的完成时间点。第1预定线被置换为第1已有线104A,同时在其相同的位置生成第2预定线(其未图示)。在同一截面图像88上,在第1已有线104A上显示标志108。标志108表示穿刺针的前端、绝缘体或电极中心等。在该示例中,穿刺针的前端的位置由标志108表征。该标志108伴随探头的位置以及姿势的变更而与第1已有线104A一起移动,或者消失。标号110表示相对于穿刺路径的正交线,表征由此确定的正交截面的断层图像是正交截面图像90。在图示的示例中,引导圆114包围靶112,被显示为绘图图形。标号116是表征第1已有线的位置的标志。

[0094] 在三维参考图像92中,在针对第1根的穿刺的穿刺历史记录登记的完成时间点,第1预定线被置换为第1已有线118,同时在其相同的位置生成第2预定线(其未图示)。第1已有线118是在三维空间内固定的线,只要不变更视点,其基本就不活动。另一方面,第2预定线是与探头一起、即与扫描面标志77一起活动的线。在图示的示例中,在三维参考图像92中,第1已有线118的一部分进入到引导球82。即,第1已有线118是表示从三维空间的入射位置到三维空间内的穿刺针前端为止的范围的线,其由引导球82内的部分118b和这以外的部分118a构成。如此,各线被三维表现。在三维参考图像92中也可以同时显示第1已有线118和第2预定线,将它们识别显示。或者,针对第2预定线,也可以在其从第1已有线118离开的时间点开始其显示。也可以构成为能由用户任意定制这样的显示条件。

[0095] 在图8示出穿刺历史记录的第1登记例。在断层图像86上表现引导圆96以及第1预定线98。另外,第1针像106呈现在断层图像86上。在第1登记例中进行用户所进行的坐标指定。具体地,由用户指定前端的位置122和向断层图像86(即扫描面)的入射位置120。然而,由于穿刺路径已知,因此可以仅指定前端的位置122。另外,如上述那样,通过该登记而从第1预定线98生成第1已有线以及第2预定线。

[0096] 在图9示出穿刺历史记录的第2登记例。在断层图像86上,由用户例如执行距离测量,由用户指定第1针像106中的长度124。由此,在第1预定线98上确定针前端的位置。

[0097] 在图10示出穿刺历史记录的第3登记例。在第3登记例中利用图像处理。具体地,对左侧的断层图像86应用二值化处理、分段处理等,通过这些图像处理生成断层图像86A。在其中包含通过图像处理提取出的第1针像106A。第1针像106A中的前端的位置(左下端的坐标)如标号126所示那样被自动检测。或者,该地点(绝缘体等的位置)也可以如标号128所示那样被自动确定。

[0098] 通过以上那样的登记手法,与在穿刺路径上实际进行了穿刺的长度相关的信息被登记在穿刺历史记录存储部上。能通过这样的信息在各参考图像上以及断层图像上生成已有线,作为绘图图像。

[0099] 顺带说一下,也可以如图11所示那样,生成并显示相当于横穿过绝缘体位置的截面的图像,作为正交截面图像。在同一截面图像88中,在第2已有线104A上显示表示前端位置的标志108。由此,绝缘体位置被确定,横穿过该绝缘体位置的是以标号110A表示的线。表征相当于该线的正交截面的是正交截面图像90。在该图像上,在引导圆114内显示表示相当于第1已有线的穿刺完毕穿刺路径的截面的位置的位置标志116。

[0100] 在图12中例示在第1根的穿刺完成且开始第2根的穿刺前所显示的图像的内容。在断层图像86上,在本示例中,和第1已有线98A一起显示第2预定线130。这些线98A、130处于平行关系。在本示例中,在扫描面上(准确说是其附近空间内)存在第1穿刺针,为此在断层图像86上呈现第1针像106,并且显示第1已有线98A。例如为了维持第1针像106的显示状态,或者为了继续显示第1已有线98A,而维持探头的姿势不变地使探头的位置向扫描面方向移位,其结果,第2预定线130出现在第1已有线98A的右侧。若维持2个线98A、130的同时显示,则能确认它们的平行关系,并且能确认它们之间的距离,同时能合适地事前设定第2个穿刺路径。当然这只不过是一例,对应于靶的位置或形状来适宜地确定第2预定线130。

[0101] 在本实施方式中,在断层图像86上使第1已有线98A显示,但不一定非要进行这样的显示。也可以显示过去同样的B模式断层图像。能通过多个参考图像(特别是三维参考图

像92) 准确地进行今后的穿刺路径的设定。

[0102] 在同一截面图像88上也显示第1已有线104A和第2预定线132。在第1已有线104A上显示表示穿刺针的前端位置的标志108。顺带说一下, 标号134是表示正交截面的初始位置的线。在图示的示例中, 由于针对第2根的穿刺针的前端位置尚未确定, 因此未显示正交截面图像90。当然也可以显示与线134对应的正交截面图像。在该情况下, 最好显示表征包含正交截面的前方空间的投影图像。

[0103] 在三维参考图像92中, 和引导球82一起显示第1已有线118A, 其如上述那样由包含在引导球中的部分118b和这以外的部分118a构成。与此一起显示存在于扫描面标志77内的第2预定线136。第2预定线136由包含在引导球82中的部分136b、比部分136b更处于近前侧的部分136a和比引导球82更靠进深侧的部分136c构成。根据这样的三维表现, 易于直观地认识组织与线的空间上的关系。但这样的显示方法只不过是例示。

[0104] 若在图12所示的状态下使探头的位置以及姿势变化, 则与此相伴, 在断层图像86上, 第1已有线98A以及第1针像106发生变化(根据情况会消失), 在同一截面图像88上, 第1已有线104A以及标志108发生变化(根据情况会消失), 在三维参考图像92中, 第2预定线136发生变化(第1已有线118A不变)。因而, 用户一边参考显示内容一边确定探头的位置以及姿势, 使得第1已有线98、104、118和第2预定线130、132、136在三维空间内具有适当的间隔地成为大致平行。在该情况下, 例如可以调整探头的位置以及姿势, 使得在引导球82的一侧周边部分第1已有线118通过, 在引导球82的另一侧周边部分第2预定线136通过。最好预先确定作为引导球的靶模型的大小、形状等, 使得在与靶的关系下易于进行路径设定。作为靶模型, 可以采用表示烧灼范围的形态。

[0105] 在图13例示了第二根的穿刺完成了的时间点的显示内容。在图示的示例中, 在实际的三维空间内, 在扫描面(其附近范围)内存在两根穿刺针, 为此在断层图像86上, 第1已有线98A以及第2已有线130A具有平行的关系被显示。与这一起在这些线上呈现第1针像106以及第2针像138。它们的前端部显示在将靶像94夹入的两侧位置。然而, 在第1穿刺针从扫描面偏离的情况下, 不显示第1已有线98A, 另外也不显示第1针像106。为了减轻运算量, 也可以省略向断层图像86的第1已有线98A的显示。

[0106] 在同一截面图像88上还显示第1已有线104A以及第2已有线140A。另外在这些线上显示表示第1穿刺针以及第2穿刺针的前端的位置的2个标志。横穿过这些标志的线142表示正交截面的位置, 将该正交截面图像化后得到的图像是正交截面图像90。在那里, 表现了在相当于2个已有线的截面的位置处表现的2个位置标志116、144。

[0107] 在三维参考图像92中, 具有前端部分插入到引导球82的表现形态来显示2个已有线118A、146。新显示的第2已有线146由属于引导球82内的部分146b和其近前侧的部分146a构成。最好构成为能可变地设定引导球82的透过度。

[0108] 在上述第1实施方式中, 以扫描面为基准在三维空间内定义包含扫描面的附近空间, 仅在已有穿刺路径属于该附近空间内的情况下, 在各画面上显示已有线。在上述第1实施方式中, 虽然示出两根穿刺针所进行的穿刺, 但在显示三根以上的穿刺针的情况下也执行上述同样的处理。以上说明的构成均是例示, 能根据治疗目的、治疗条件、用户的需求等适宜地变更。

[0109] 接下来使用图14来说明第1实施方式的动作。

[0110] 在S10,在断层图像(B模式图像)上显示第1预定线,与此一起在三维参考图像(3D图像上)显示第1预定线。在S12,在如以上那样显示了第1预定线的状态下,手动调整探头的位置以及姿势,以使靶和第1预定线处于适当的关系。

[0111] 在S14,在本实施方式中,在三维参考图像、断层图像或同一截面图像上,由用户或自动确定靶组织,据此来显示作为靶标记的引导球或引导圆。例如在进行两根穿刺针的穿刺的情况下,若2个穿刺针的空间上的距离是预先确定的,则可以使引导球的直径与该距离匹配。或者,也可以比其大地形成引导球,最终2个穿刺路径通过引导球的两端部。

[0112] 在探头的位置以及姿势确定了的情况下,在S16,一边维持探头的位置以及姿势一边利用穿刺适配器执行第1穿刺针的穿刺。在该情况下,参考断层图像、三维参考图像等实施穿刺,直到穿刺针前端相对于靶组织或引导球处于合适的位置为止。在S18,在确认到穿刺完成的时间点,由用户或自动地进行穿刺历史记录的登记。即,将现状的坐标信息登记。虽然可以在探头的位置以及调整的过程中,在穿刺适配器设置穿刺针(其中,穿刺前状态下的设置),但在探头的位置以及姿势的调整后进行这样的设置提高了探头的机动性。

[0113] 在S20,接受穿刺历史记录的登记,在断层图像上执行线分离处理,即,在该断层图像上显示第1已有线以及第2预定线。在初始状态下两者成为被重复显示的状态。因而从美观的观点出发,也可以使一方的显示开始延迟到探头移动后。与此同样地,在三维参考图像上也显示第1已有线以及第2预定线。在那里,也是在初始状态下,2个线成为合体的状态。进而开始正交参考图像的显示。在此基础上,在S22,从穿刺适配器解除(释放)第1穿刺针。由此进行接下来的第2穿刺针的穿刺的准备。

[0114] 在S24,再次一边参考断层图像、三维参考图像等一边考虑与靶或引导球等的位置关系,同时手动调整探头的位置以及姿势。在该情况下,调整探头的位置以及姿势,使得例如第2预定线相对于第1已有线具有一定间隔地平行。

[0115] 在探头的位置以及姿势的调整完成了的情况下,在S26,维持探头的位置以及姿势,同时利用穿刺适配器来执行第2穿刺针的穿刺。

[0116] 在穿刺完成了的情况下,在S27,执行穿刺历史记录的登记处理。

[0117] 通过该登记处理,在S28,在断层图像上显示第2已有线。在该情况下,若在扫描面上存在第1穿刺针,则在断层图像上也显示第1已有线。在三维参考图像上显示第1已有线以及第2已有线。进而更新正交参考图像的内容。通过参考包含这样的绘图图像的图像,每当高频治疗时,能确认到相对于靶具有合适的位置关系地配置了2个穿刺针。

[0118] 在该阶段,也可以如S30所示那样,并且如使用之后的第2实施方式说明的那样,在三维参考图像内显示治疗范围。在S32,根据需要从穿刺适配器解除第2穿刺针。接下来,在S34,执行高频治疗。在S36,通过断层图像等确认治疗后的状态。在S38,2个穿刺针被从生物体内拔出。图14的动作内容(或者手工技术次序)是例示。

[0119] 接下来,使用图15到图20来说明第2实施方式。在以下说明的各图中,对与第1实施方式相同的构成标注同一标号,省略其说明。

[0120] 在图15所示的示例中示出2个穿刺针150以及148。在此,标号148表示穿刺执行完毕的第1穿刺针。标号150表示这以后要进行穿刺的第2穿刺针。在本示例中在各个穿刺针148、150设置传感器152、154。传感器152、154是与上述的磁传感器22相同的磁传感器,在各个穿刺针148、150取得位置信息。具体地,来自这些传感器152、154的信号被送往位置运算

部156,在位置运算部156中运算各穿刺针的位置信息(三维空间内的位置以及姿势)。

[0121] 由此,在将穿刺针向生物体内穿刺的过程中,能随时取得深度信息,即,能实时更新正交截面图像。另外,能以进行穿刺完成时间点的给定的用户输入时的插入量来确定前端的位置。基于位置信息,穿刺历史记录登记部50在穿刺历史记录存储部52上执行需要的信息的登记。

[0122] 在针信息存储部157中登记针对各个穿刺针的尺寸、电极长度、电极排列等,另外登记所使用的穿刺针的根数。能够通过参考这样的针信息,并且通过参考后述的剂量测定表格158来自动运算治疗范围。高频治疗装置主体58对各个穿刺针供给高频信号,其还具备冷却机构。在剂量测定表格158内保存根据穿刺针的根数、排列、使用电极等信息确定的治疗范围的信息。因而,通过以现状的针排列以及针信息为基础,参考剂量测定表格(dosimetry table) 158,能确定三维空间内的治疗范围,将其作为绘图图像显示在三维参考图像内。

[0123] 在图16示出第2实施方式所涉及的穿刺针的示例。穿刺针148是治疗用器具,其由插入部160和体外部162构成。插入部160具有前端部166,在那里设有一对电极168、170,在它们之间是绝缘体172。标号174表示前端末梢。在体外部(操作部) 162内设置磁传感器152,从那里输出信号176。该信号176被输出到图15所示的位置运算部156。另外从高频治疗装置主体如标号178所示那样对各个电极给出高频信号。另外如标号180所示那样设置输送冷却用的媒介的配管,前端部166由冷却媒介冷却。存在去向冷却管和返回冷却管这2根,但在图16中,以标号180示出其中1根。

[0124] 在图17示出第2实施方式所涉及的显示例。其表示第2根的穿刺的中途的状况。在断层图像86上显示第1已有线98A和第2预定线130。在第1已有线98A上呈现第1针像106,在第2预定线130上呈现插入到中途的第2穿刺针的第2针像138。在图示的示例中,按照第1穿刺针的穿刺历史记录的登记信息来运算第2预定线130中的目标到达点,将其用标志182表征。在该情况下,例如,确定目标到达点以使2根穿刺针的前端对齐。用户只要直到第2针像138的前端到达标志182为止都继续穿刺即可。标号184表示从穿刺针的前端到目标到达点的距离。也可以如标号186所示那样运算表示2个穿刺针的空间上的关系的坐标信息,将其显示在画面上。例如可以用数值显示各轴上的2个穿刺针的间隔。另外,可以将上述的距离184例如如标号188所示那样在画面上显示为数值。

[0125] 在同一截面图像88上,显示第1已有线104A和第2预定线140,另外显示表示第1穿刺针的前端位置的标志108和表示第2预定线140上的目标到达位置的标志109。顺带说一下,标号100表示靶像,标号102表示示出引导球的截面的引导圆。标号186示出表征正交截面的位置的线。

[0126] 在正交截面图像90上显示表示第1已有线的截面位置的标志188、和表示第1预定线的截面的位置的标志190。在此可以显示投影像,根据这样的构成,能在同图像上表现靶像112。另外可以显示与引导球对应的引导圆114。

[0127] 在三维参考图像92中,显示第1已有线200,另外显示第2预定线202。在本示例中,穿刺针的前端位置通过线型的变更来表现。在第2实施方式中,也是以穿刺适配器所进行的穿刺针的引导为前提,通过一边参考表征之前穿刺的第1穿刺针的第1已有线,一边将与这以后进行穿刺的第2穿刺针对应的第2预定线的位置最优化,即确定探头的位置以及姿势以

使这样的2个线的位置关系变得适当,从而能针对第2穿刺针进行适当的穿刺准备。若在此基础上维持探头的位置以及姿势不变来进行第2穿刺针的穿刺,则能安全且容易地配置第2穿刺针,使其相对于第1穿刺针具有适当的位置关系。当然,由于能在第2穿刺针的穿刺中途,在断层图像以及三维参考图像上确认其轨迹,因此在穿刺开始后也能确保安全性。

[0128] 在图18中示出正交截面图像90的示例。在此,标号188表示示出第1已有线的截面的位置的标志,标号190表示示出第2预定线的截面的位置的标志。在这样的正交截面图像上,由于难以直观地理解从靶到第2穿刺针前端的距离,因此可以如标号192a、192b所示那样,显示与从穿刺针的前端到靶的中心的距离相应地使尺寸发生变化的矩形的盒子。即,通过距离越短则越减小盒子的尺寸,能直观地认识距离感。当然该图形显示只不过是距离显示的一例。

[0129] 在图19示出三维参考图像上的穿刺针阵列的显示例。在该示例中包含3个针像18A、18B、18C。为了能从倾斜方向直观地认识这样的3个针像的位置关系,可以显示将3个针的中心轴连起来的例如标号194所示这样的三角形的图形。在该示例中将各穿刺针的绝缘体中心用直线连起来,其结果,构成三角形的图形194。这样的图形194在三维参考图像上显示为绘图。也可以取代该图形194或和其一起显示将3个前端连起来的图形196。也可以一并显示将各个电极连起来的图形200、198。根据这样的图形显示,能直观且容易地认识空间上的位置关系。

[0130] 在图20示出三维参考图像72内的治疗区域的显示例。例如在显示于2个针像202、204的基础上,可以将治疗区域206显示为绘图或图形,作为包围它们的图形。在该情况下,参考上述的剂量测定表格,按照此表格来运算治疗范围,并进行显示。

[0131] 在上述的实施方式中,记载了治疗器具作为穿刺针,但在插入多根其他穿刺针的情况下,也能采用上述同样的构成。另外,也可以利用能引导多根穿刺针的构成来作为穿刺向导。

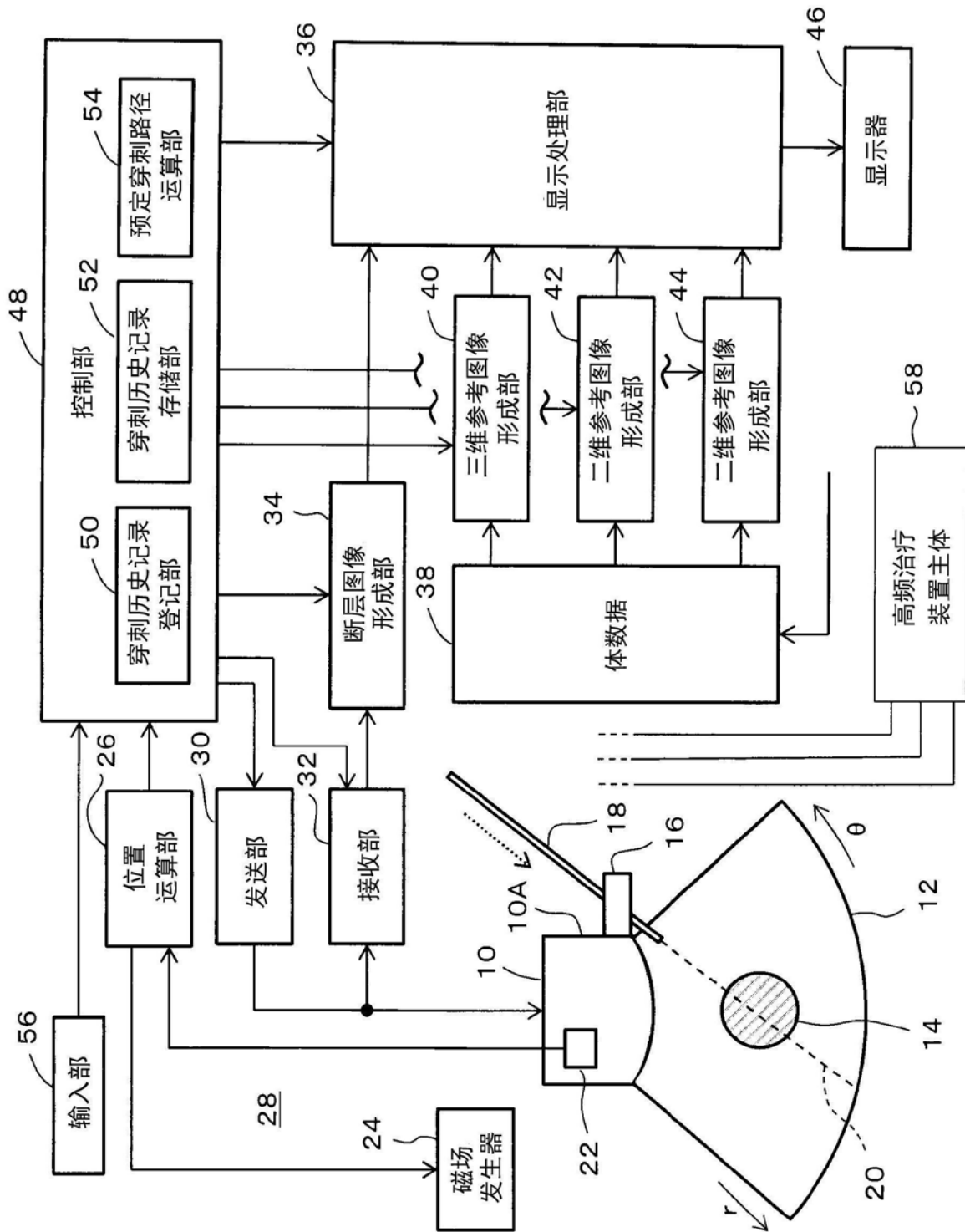


图1

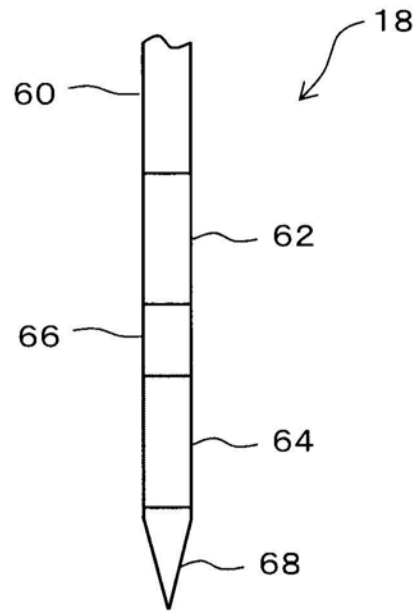


图2

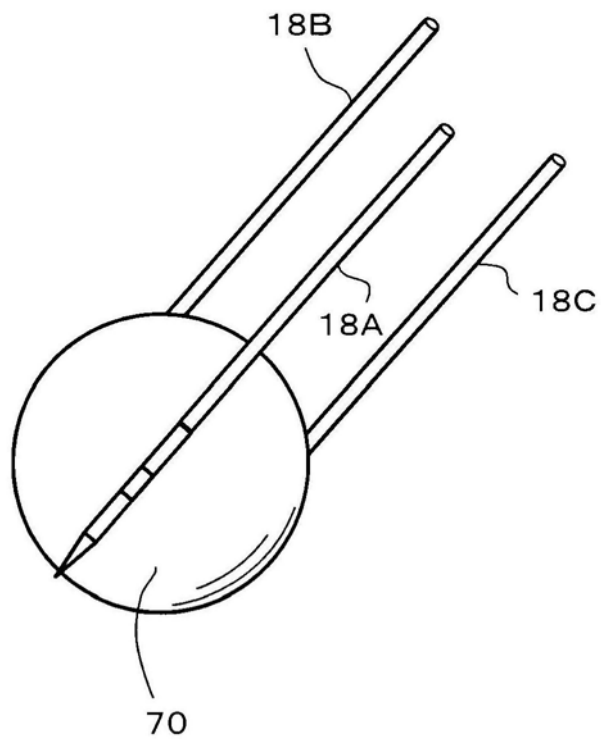


图3

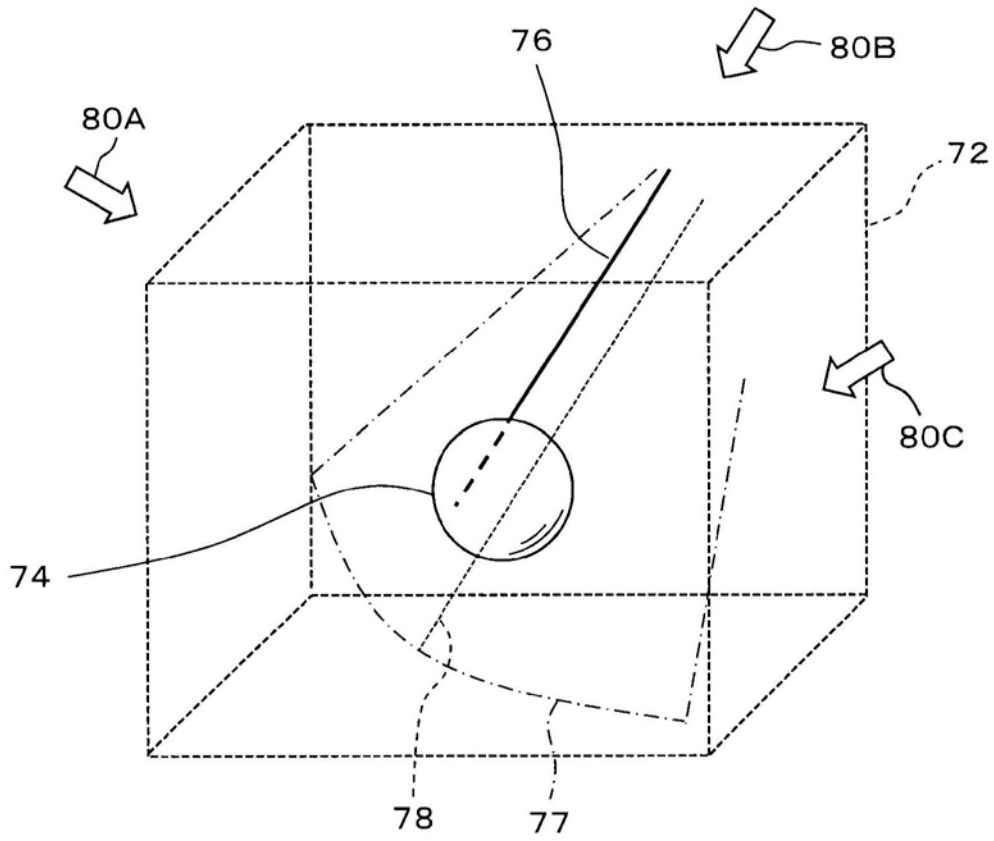


图4

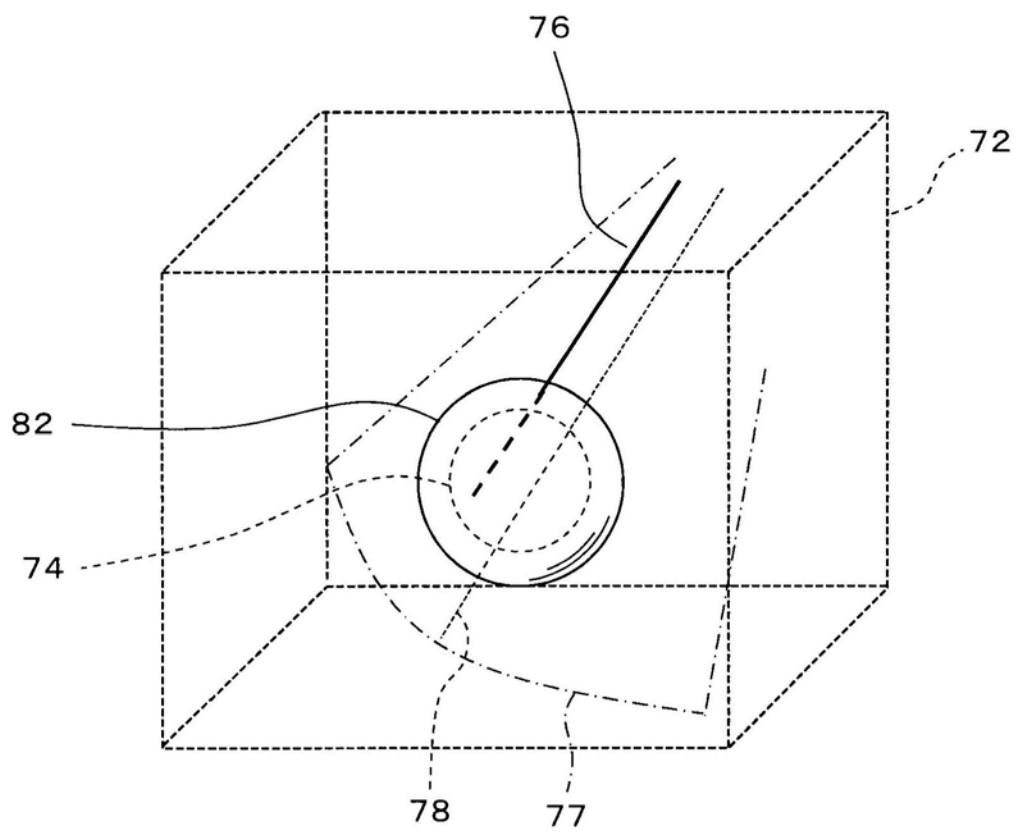


图5

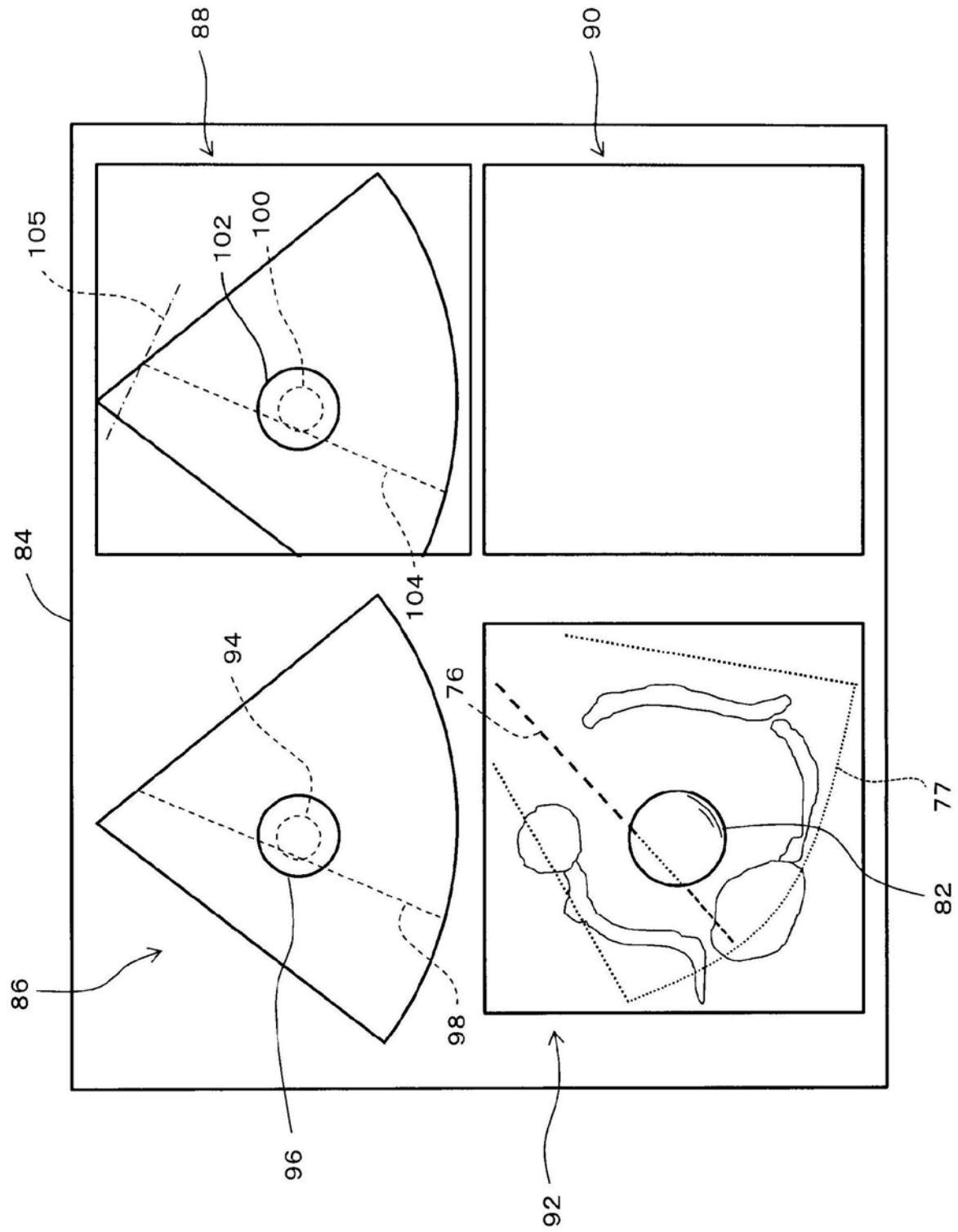


图6

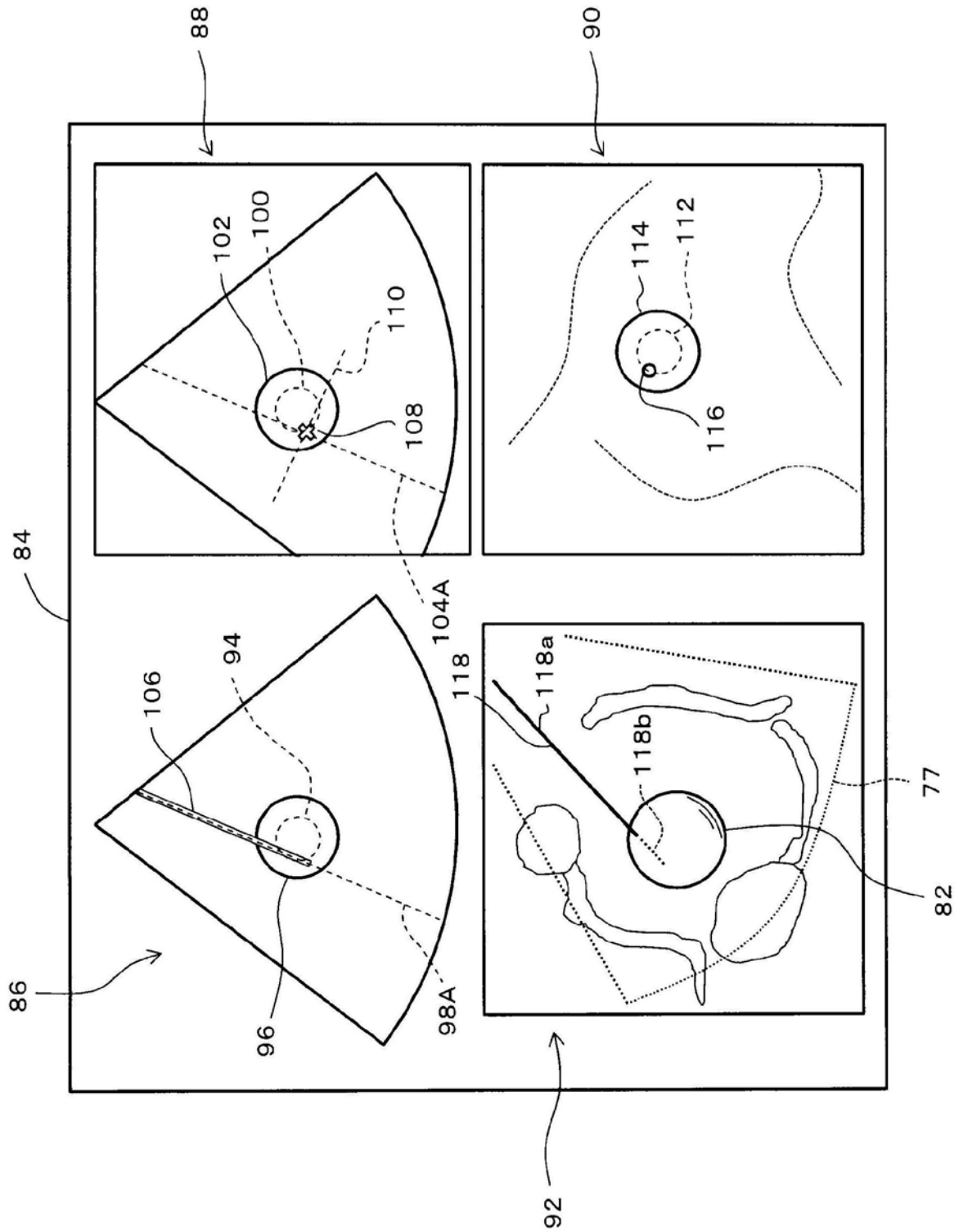


图7

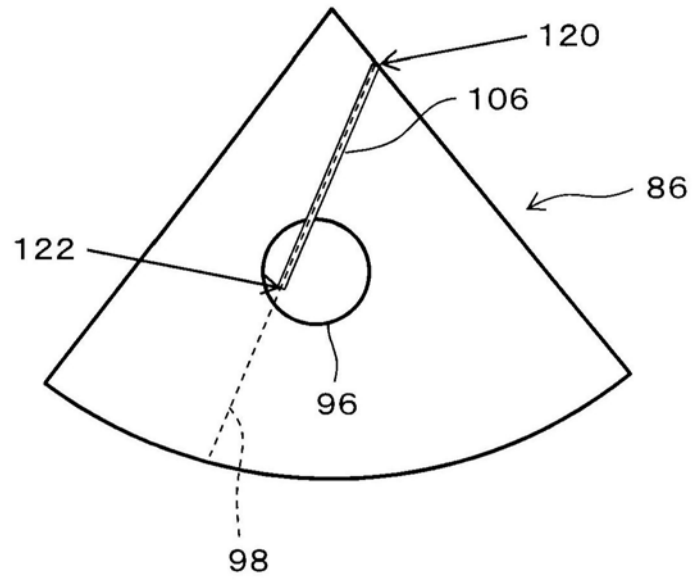


图8

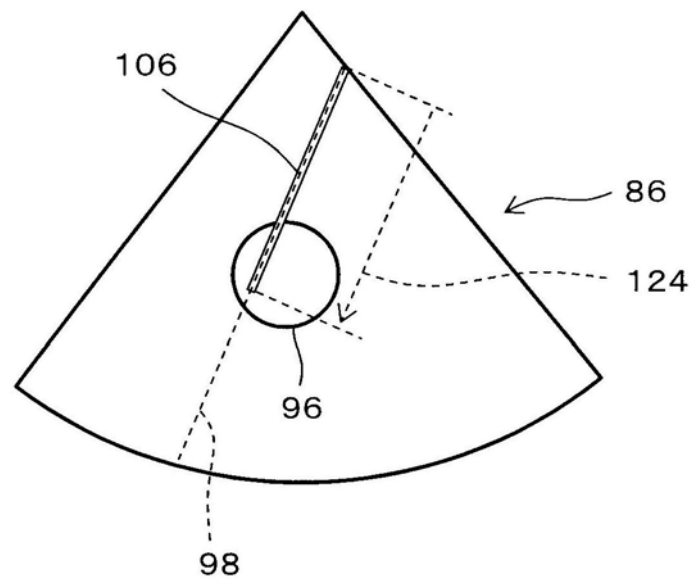


图9

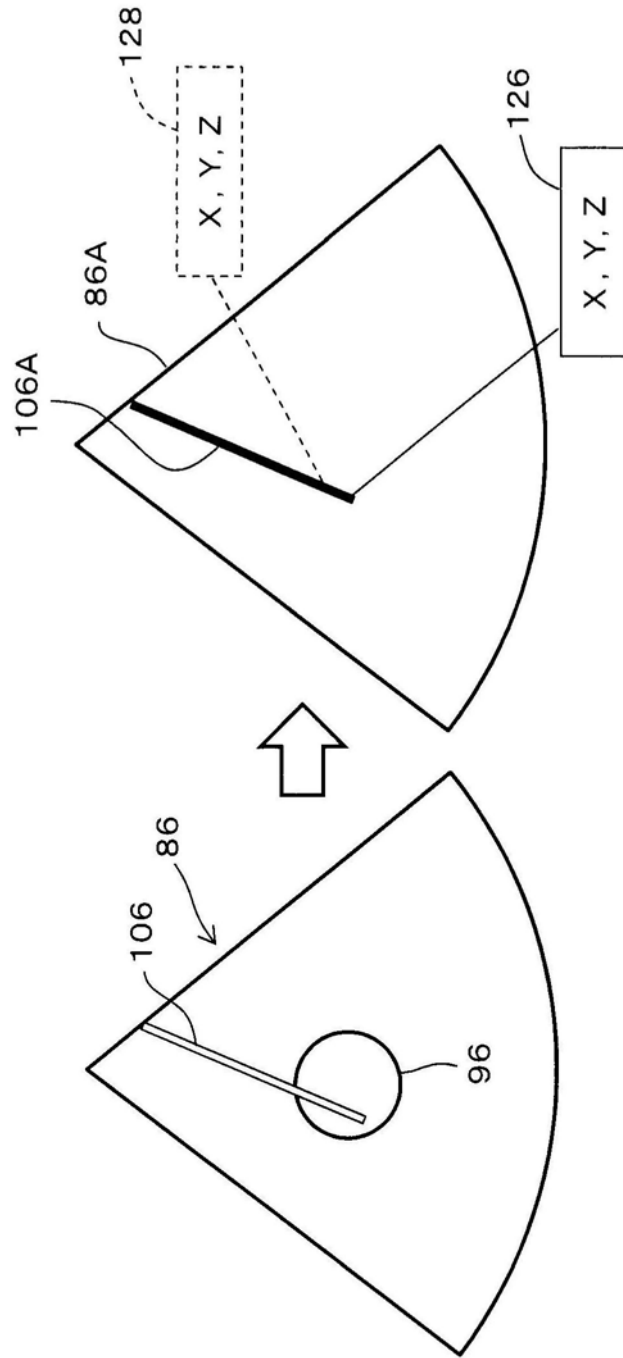


图10

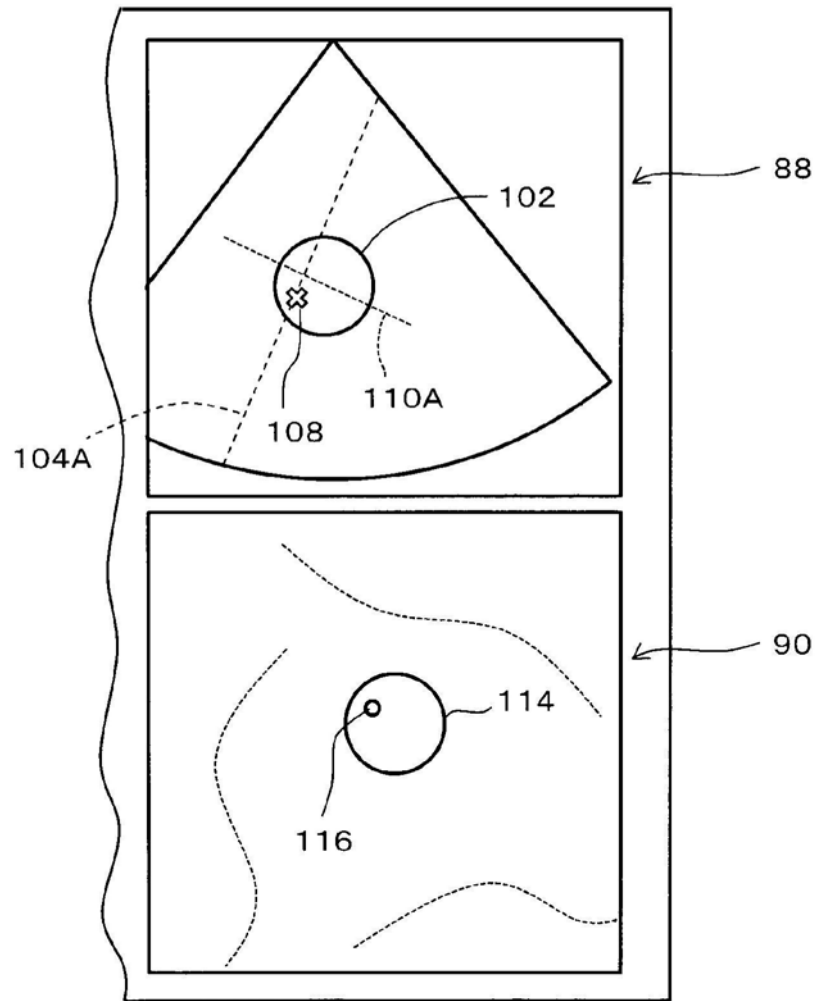


图11

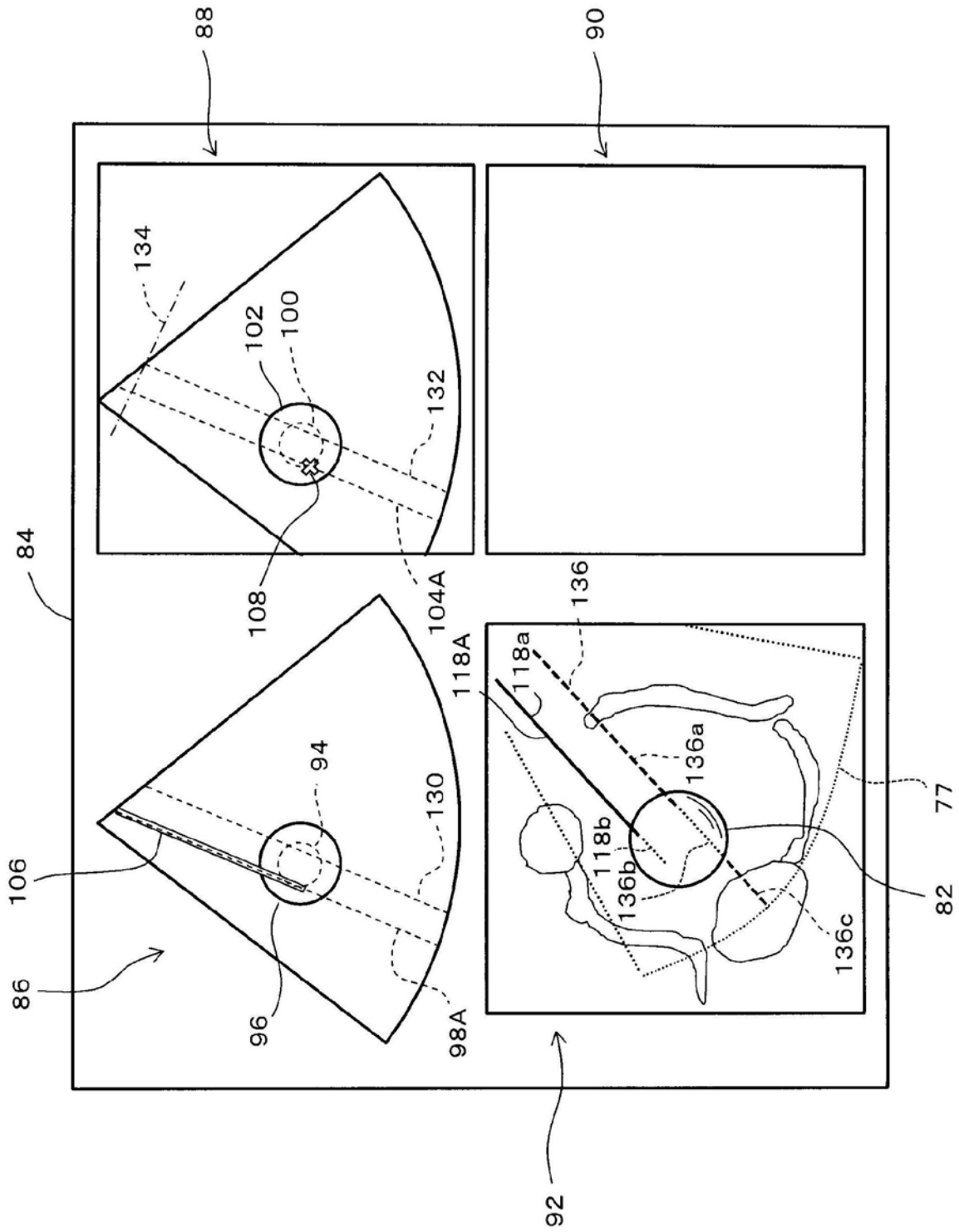


图12

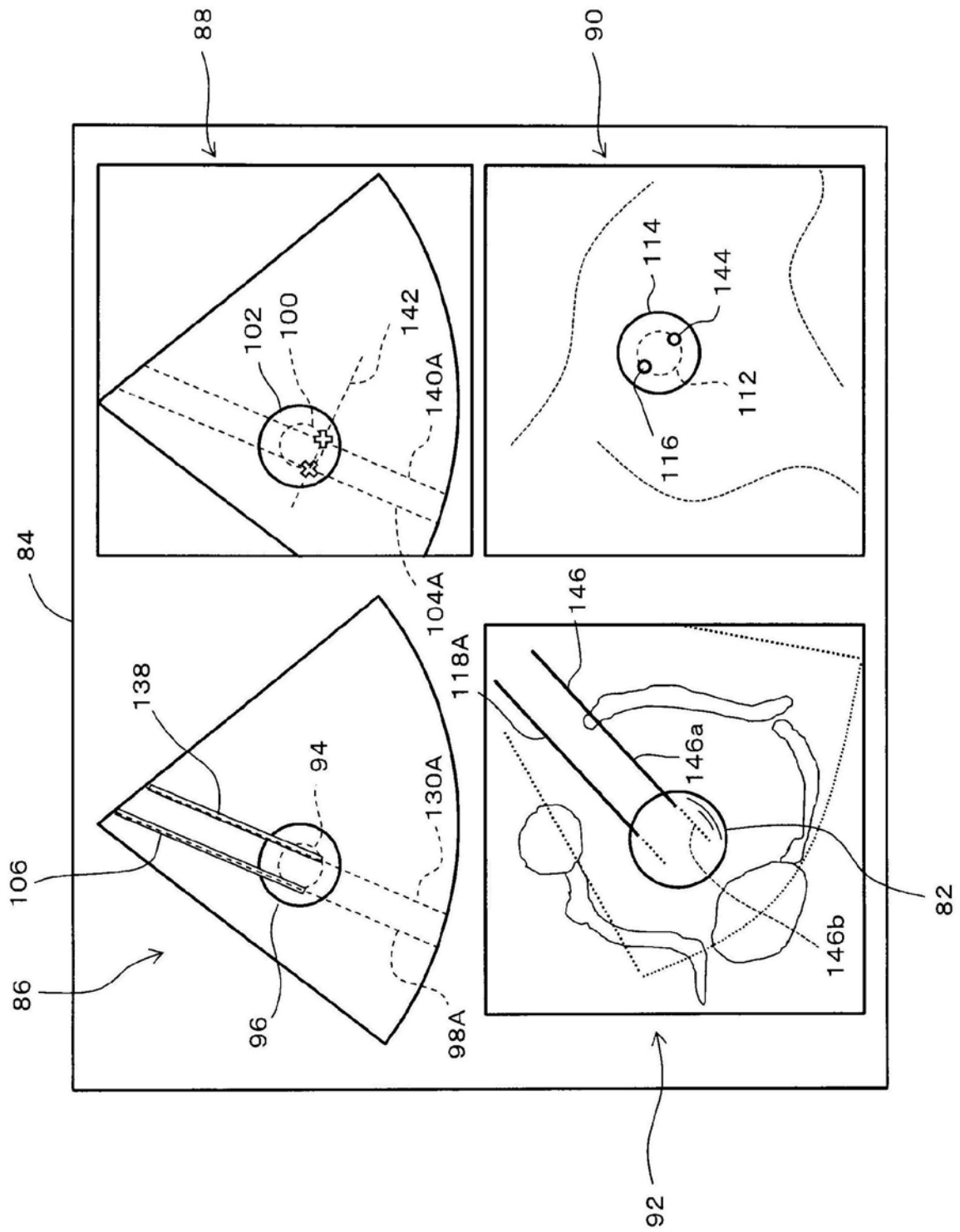


图13

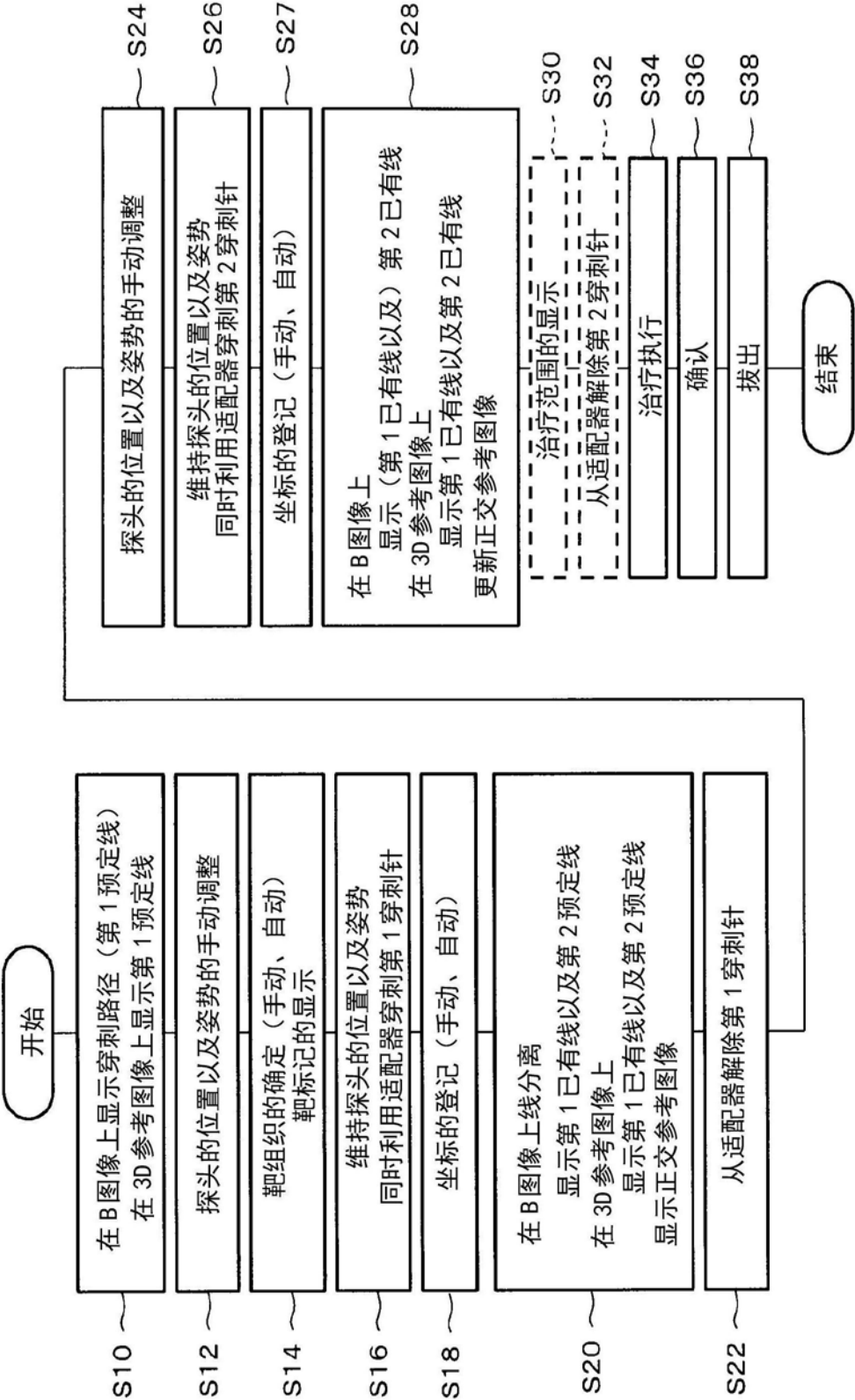


图14

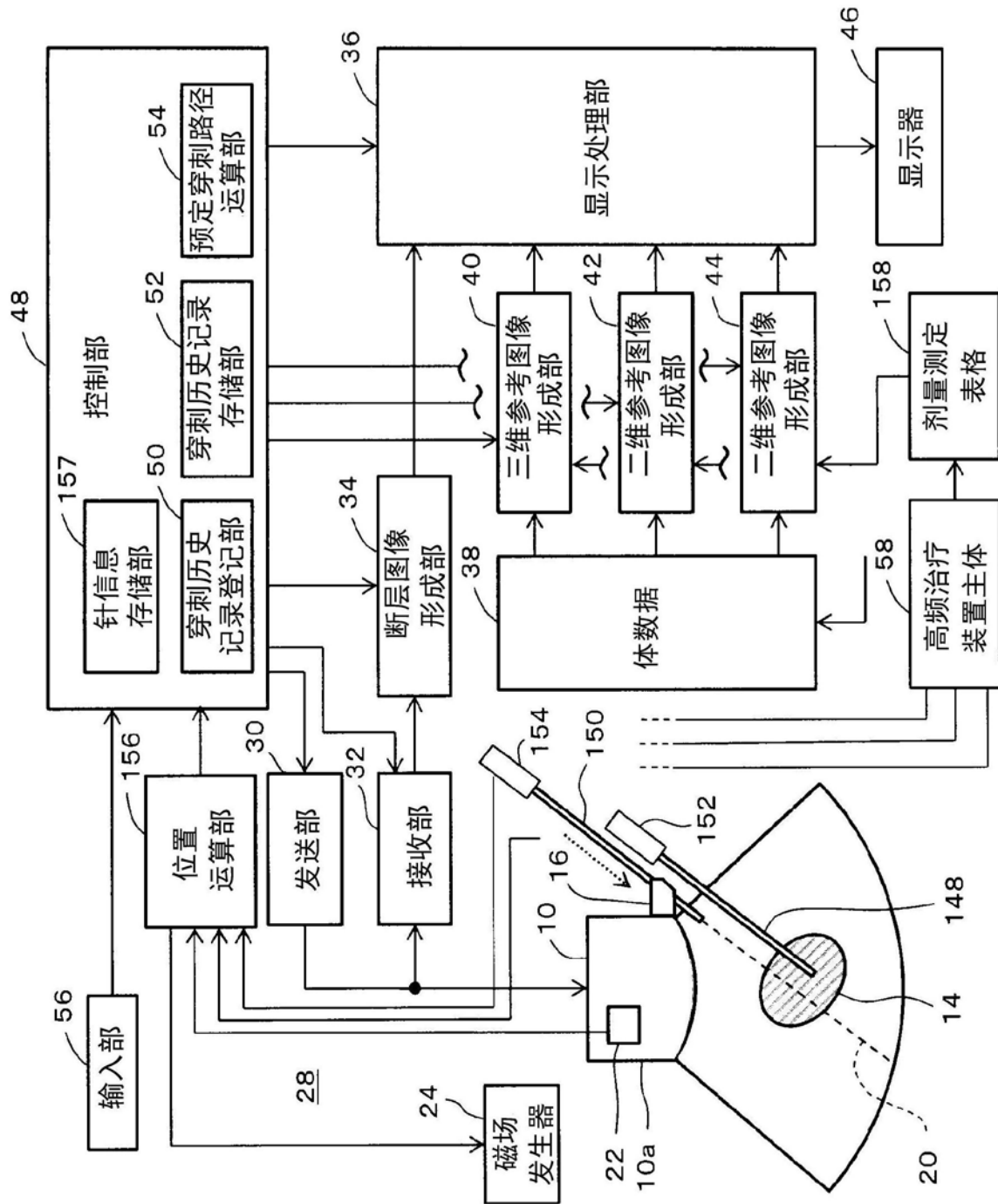


图15

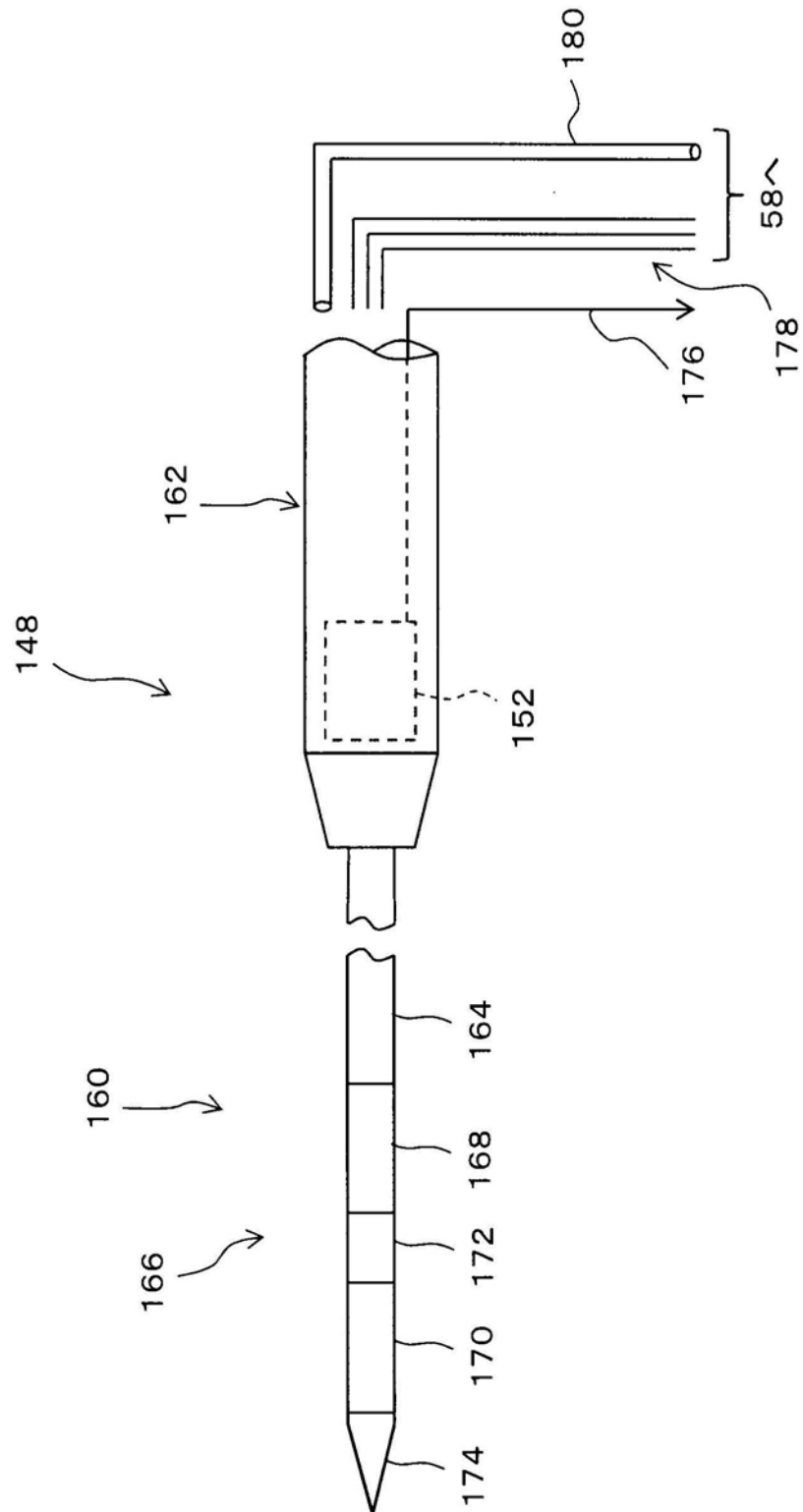


图16

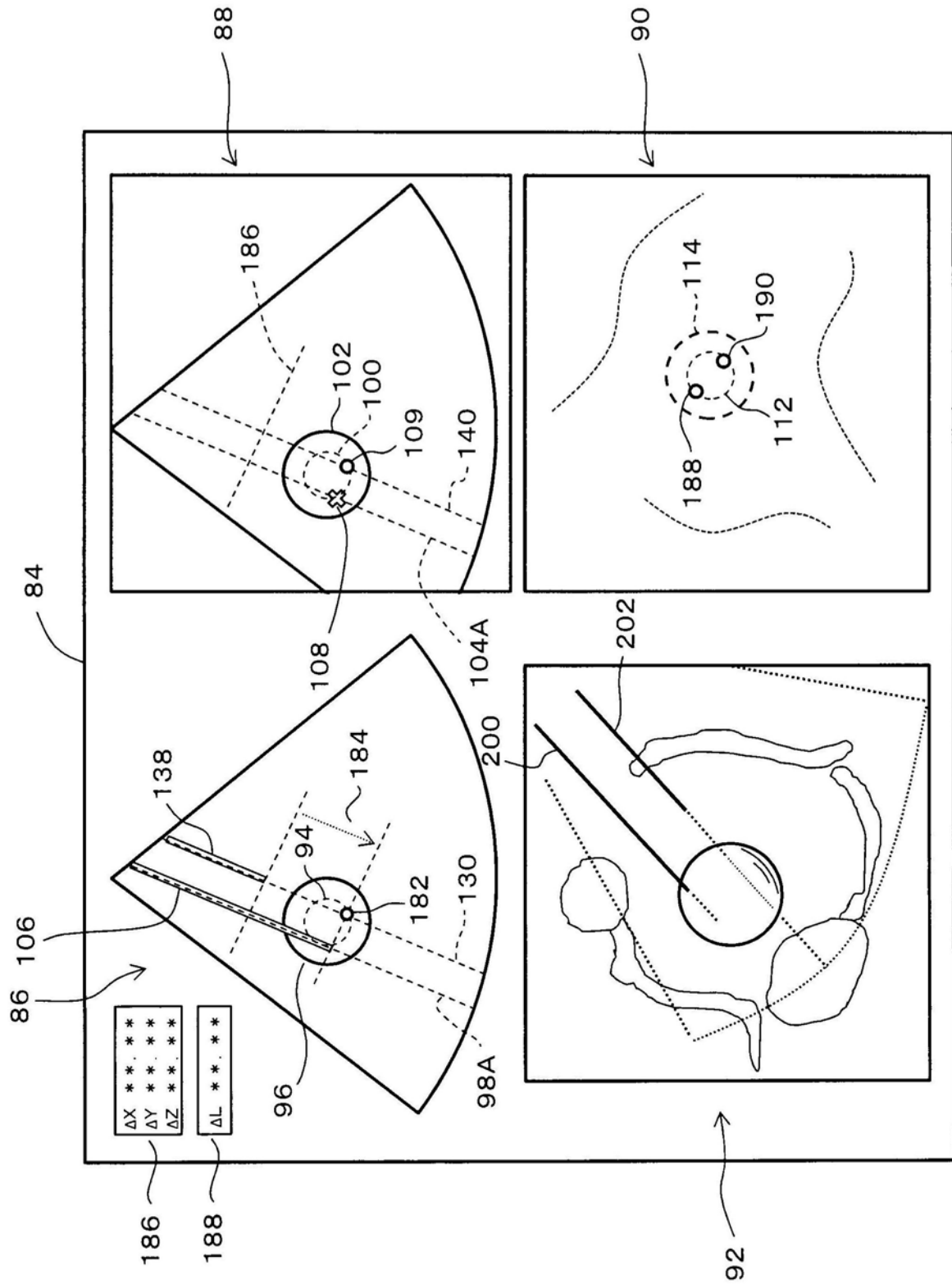


图17

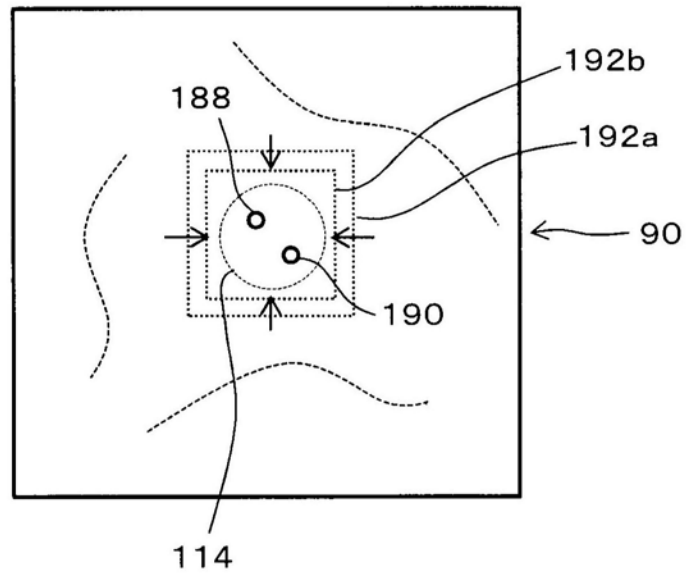


图18

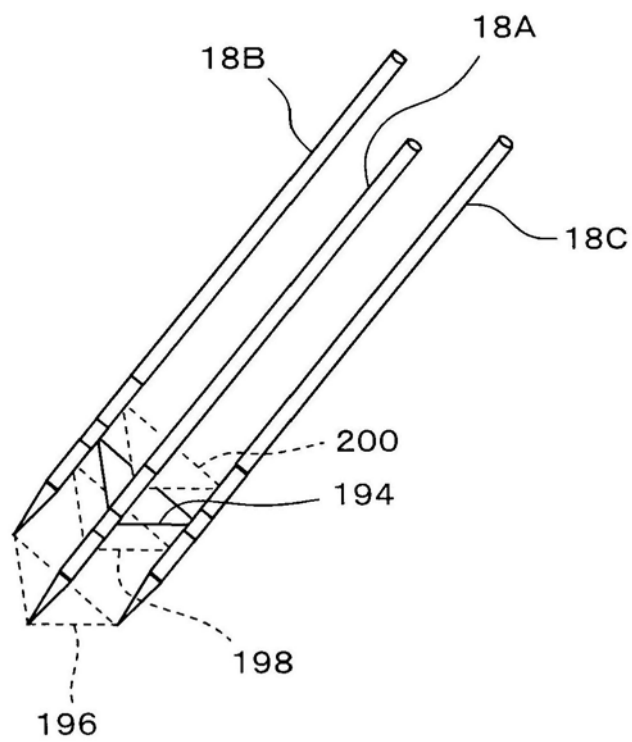


图19

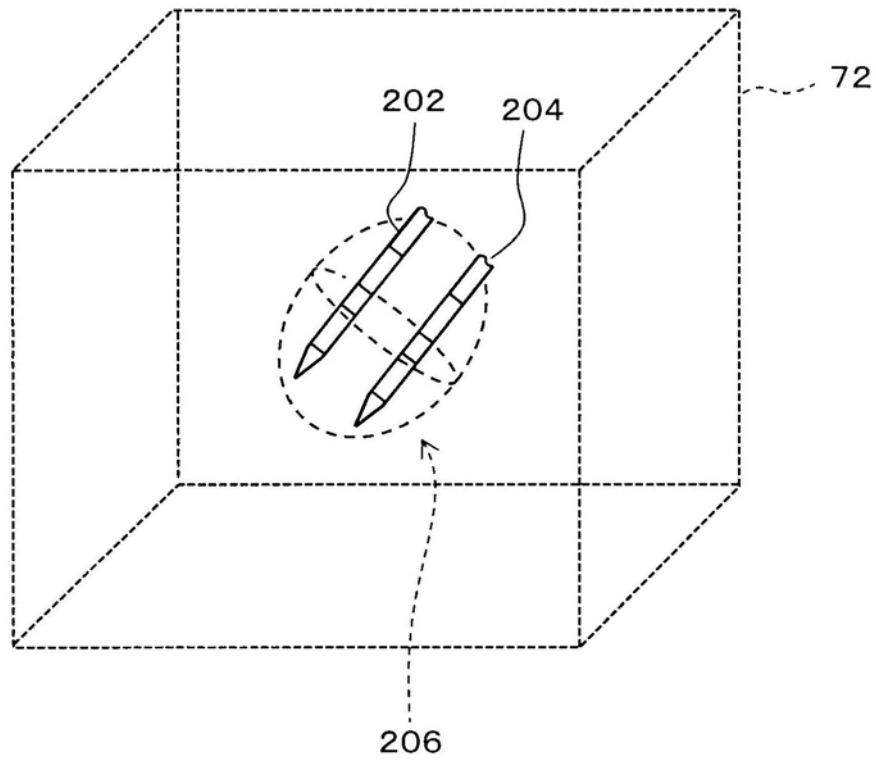


图20

专利名称(译)	医疗系统		
公开(公告)号	CN106456135B	公开(公告)日	2019-07-19
申请号	CN201580029561.7	申请日	2015-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	荒井修 村山直之		
发明人	荒井修 村山直之		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/466 A61B18/1477 A61B2018/00595		
代理人(译)	刘慧群		
优先权	2014115453 2014-06-04 JP		
其他公开文献	CN106456135A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

和超声波图像(断层图像)一起显示三维参考图像。三维参考图像具有表征第一根穿刺针的第1已有线以及表示第二根穿刺针的穿刺预定路径的第2预定线。一边参考三维参考图像，一边由用户调整探头的位置以及姿势，以使第2预定线相对于第1已有线处于适当的位置关系。在该调整后，利用设于探头的穿刺适配器将第2穿刺针插入到生物体内。在第2穿刺针的插入完成时间点在三维参考图像内显示第2已有线。

