



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103961135 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 06

(21) 申请号 201310044619. 8

(22) 申请日 2013. 02. 04

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 K. A. 帕特瓦汉 D. M. 米尔斯

曹坤林 刘刚

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 张贵东

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

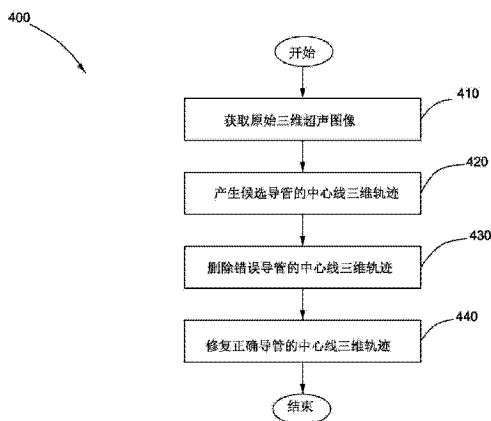
权利要求书4页 说明书12页 附图22页

(54) 发明名称

用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法,该系统包括三维超声图像获取模组及导管中心线三维轨迹产生模组。该三维超声图像获取模组用于获取原始的三维超声图像。该导管中心线三维轨迹产生模组用于侦测导管位置及在该三维超声图像上显示侦测到的导管。



1. 一种系统,其特征在于,该系统包括:
三维超声图像获取模组,用于获取原始的三维超声图像;及
导管中心线三维轨迹产生模组,用于侦测导管位置及在该三维超声图像上显示侦测到的导管。
2. 如权利要求1所述的系统,其中该导管中心线三维轨迹产生模组包括:
可能性图像产生子模组,用于基于该原始的三维超声图像产生导管的第一可能性图像,该第一可能性图像包括若干候选导管;
导管平面计算子模组,用于在该第一可能性图像的一个XY轴投影平面上计算该若干候选导管的中心线的XY轴坐标;及
直角坐标平面计算子模组,用于在该第一可能性图像的一个对应该若干候选导管位置的展平曲面上计算该若干候选导管的中心线的Z轴坐标。
3. 如权利要求2所述的系统,其中该系统进一步包括:
错误导管中心线三维轨迹删除模组,包括:
感兴趣区域提取子模组,用于在该原始的三维超声图像中提取每一个候选导管的中心线的三维轨迹的第一感兴趣区域;
可能性图像产生子模组,用于在该第一感兴趣区域内产生导管的第二可能性图像,该第二可能性图像包括若干候选导管;及
投影平面侦测子模组,用于在该第二可能性图像的一个XY轴投影平面上选择该若干候选导管中最长的一个。
4. 如权利要求3所述的系统,其中该错误导管中心线三维轨迹删除模组还包括:
展平曲面侦测子模组,用于判断该最长的候选导管在其展平曲面上的强度分布区域是否满足预设要求。
5. 如权利要求4所述的系统,其中该预设要求为该强度分布区域的长轴与短轴的比率大于一预设值。
6. 如权利要求4所述的系统,其中该系统进一步包括:
正确导管中心线三维轨迹修复模组,包括:
感兴趣区域提取子模组,用于在原始的三维超声图像中提取该最长的候选导管的中心线的三维轨迹的第二感兴趣区域;
可能性图像产生子模组,用于在该第二感兴趣区域内产生导管的第三可能性图像,该第三可能性图像包括该最长的候选导管;及
完整性侦测子模组,用于在该第三可能性图像中通过比较若干次计算的该最长的候选导管的结果来判断其完整性是否符合要求。
7. 如权利要求6所述的系统,其中该第一、第二及第三可能性图像是基于一个三维导管模型产生的。
8. 如权利要求7所述的系统,其中该三维导管模型包括三个立体的柱状模型 V_{hole} 、 V_{body} 、 $V_{background}$,分别代表导管内孔、导管本体、导管外围区域。
9. 如权利要求8所述的系统,其中该柱状模型 V_{hole} 及 $V_{background}$ 被设定为暗像素,而柱状模型 V_{body} 被设定为亮像素,匹配结果M有以下公式得出: $M = W_{bright} * S_{body} / (\#V_{body} + W_{dark} * (S_{hole} + S_{background}) / (\#V_{hole} + \#V_{background}))$,其中S代表侦测区域内图像强度总和, #V代表侦测区域内像

素的数量, W 代表该三维导管模型设定的图像权重因数。

10. 一种方法, 其特征在于, 该方法包括:

获取原始的三维超声图像;

产生包括若干候选导管的第一可能性图像;

从该若干候选导管中侦测出一个正确的导管; 及

将该正确的导管显示出来。

11. 如权利要求 10 所述的方法, 其中该侦测正确的导管的步骤包括:

在该第一可能性图像的一个 XY 轴投影平面上计算该若干候选导管的中心线的 XY 轴坐标; 及

在该第一可能性图像的对应若干候选导管位置的展平曲面上计算该若干候选导管的中心线的 Z 轴坐标。

12. 如权利要求 11 所述的方法, 其中该计算 XY 轴坐标的步骤包括:

将每一个候选导管的中心线投影至该第一可能性图像的一个 XY 轴投影平面上; 及

计算投影到该 XY 轴投影平面上投影曲线的坐标。

13. 如权利要求 12 所述的方法, 其中该计算 Z 轴坐标的步骤包括:

在该第一可能性图像中展平每一个候选导管所在的曲面;

计算展平的曲面上候选导管的强度分布区域; 及

计算表征导管深度信息的曲线的坐标。

14. 如权利要求 13 所述的方法, 其中该曲线的坐标是通过霍夫变换及多项式曲线拟合算法计算得出的。

15. 如权利要求 11 所述的方法, 其中该侦测正确的导管的步骤进一步包括:

在该原始的三维超声图像中提取每一个候选导管的中心线的三维轨迹的第一感兴趣区域;

在该第一感兴趣区域内产生包括若干候选导管的第二可能性图像; 及

在该第二可能性图像的一个 XY 轴投影平面上选择该若干候选导管中最长的一个。

16. 如权利要求 15 所述的方法, 其中该侦测正确的导管的步骤进一步包括:

判断该最长的候选导管在其展平曲面上的强度分布区域是否满足预设要求。

17. 如权利要求 16 所述的方法, 其中在提取该第一感兴趣区域之前, 对该原始的三维超声图像进行平滑处理。

18. 如权利要求 16 所述的方法, 其中该预设要求为该强度分布区域的长轴与短轴的比率大于一预设值。

19. 如权利要求 16 所述的方法, 其中该侦测正确的导管的步骤进一步包括:

在原始的三维超声图像中提取该最长的候选导管的中心线的三维轨迹的第二感兴趣区域;

在该第二感兴趣区域内产生包括该最长的候选导管的第三可能性图像; 及

在该第三可能性图像中通过比较若干次计算的该最长的候选导管的结果来判断其完整性是否符合要求。

20. 如权利要求 19 所述的方法, 其中该产生第一、第二、第三可能性图像的步骤包括:

基于导管上预置的可在超声扫描中识别的声波标记及导管的参数建立一个三维导管

模型 ;及

基于该三维导管模型产生该第一、第二、第三可能性图像。

21. 如权利要求 20 所述的方法,其中该三维导管模型包括三个立体的柱状模型 V_{hole} 、 V_{body} 、 $V_{background}$, 分别代表导管内孔、导管本体、导管外围区域。

22. 如权利要求 21 所述的方法,其中该柱状模型 V_{hole} 及 $V_{background}$ 被设定为暗像素,而柱状模型 V_{body} 被设定为亮像素,匹配结果 M 有以下公式得出 : $M=W_{bright}*S_{body}/\#V_{body}+W_{dark}*(S_{hole}+S_{background})/(\#V_{hole}+\#V_{background})$,其中 S 代表侦测区域内图像强度总和, $\#V$ 代表侦测区域内像素的数量, W 代表该三维导管模型设定的图像权重因数。

23. 如权利要求 19 所述的方法,其中该判断完整性的步骤包括 :

重复执行上述提取第二感兴趣区域、产生第三可能性图像的步骤并更新计算得出的导管轨迹 ;及

在预设的完整性判断条件达到时结束完整性判断。

24. 如权利要求 23 所述的方法,其中预设的完整性判断条件包括以下条件中的一个或多个 :

当执行上述重复步骤的次数大于某一预设值时,达到完整性判断条件 ;

当候选导管投影在 XY 轴投影平面上的曲线的长度不再增加时,达到完整性判断条件 ;

及

当候选导管投影在 XY 轴投影平面或 ZY 轴投影平面上的曲线的长度变化大于某一预设值时,达到完整性判断条件。

25. 一种方法,其特征在于,该方法包括 :

获取原始的三维超声图像 ;

计算导管的三维轨迹 ;

计算血管的三维轨迹 ;

建立沿血管的中心线的切片图像 ;及

将导管的中心线的三维轨迹投影到该切片图像上。

26. 如权利要求 25 所述的方法,其中该方法进一步包括 :

根据导管直径参数在该切片图像上以投影的中心线为基准对导管图像进行修复。

27. 如权利要求 25 所述的方法,其中该计算导管的中心线的三维轨迹的步骤包括 :

产生若干候选导管 ;及

删除该若干候选导管中的错误导管而保留一个正确导管。

28. 如权利要求 27 所述的方法,其中该计算导管的中心线的三维轨迹的进一步步骤包括 :

修复该正确导管。

29. 如权利要求 25 所述的方法,其中该计算导管的中心线的三维轨迹及计算该血管的三维轨迹的步骤包括 :

判断侦测的导管的三维轨迹及血管的三维轨迹哪一个侦测结果不满足预设的图像标准 ;及

如果该血管的三维轨迹的侦测结果较差,在原始图像中导管的位置处获取感兴趣的区域,在该感兴趣的区域内再次计算出血管的三维轨迹 ;如果该导管的三维轨迹的侦测结果

较差,在原始图像中血管的位置处获取感兴趣的区域,然后在感兴趣的区域内再次计算出导管的三维轨迹。

30. 一种方法,其特征在于,该方法包括:

获取原始的三维超声图像;

计算导管的三维轨迹;

计算血管的三维轨迹;

判断侦测的导管的三维轨迹及血管的三维轨迹哪一个侦测结果不满足预设的图像标准;如果该血管的三维轨迹的侦测结果较差,在原始图像中导管的位置处获取感兴趣的区域,在该感兴趣的区域内再次计算出血管的三维轨迹;如果该导管的三维轨迹的侦测结果较差,在原始图像中血管的位置处获取感兴趣的区域,然后在感兴趣的区域内再次计算出导管的三维轨迹;及

合成计算出的导管的三维轨迹与血管的三维轨迹。

用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种三维超声图像侦测系统及方法,特别涉及一种用于侦测三维超声图像中导管(catheter)位置的系统及方法。

背景技术

[0002] 一些介入性医疗手术需要将例如导管的医疗器具插入到患者的体内如血管中。如图1所示,导管110沿血管120逐渐插入,并最终将导管110的末端112定位在例如患者心脏130入口附近的目標位置处,以进行后续医疗处理。在导管110沿血管120插入的过程中,例如在PICC(Peripherally Inserted Central Catheter,外周置入中心静脉导管)手术中,导管末端112需要正确地插入到目标位置,以保证后续医疗过程的可靠性,若导管末端112位置不正确可能会影响后续治疗甚至会伤害到患者。

[0003] 目前,主流的导管插入方法是医生根据经验在无侦测的条件下直接将导管插入到患者的血管中,然后再通过X射线方式进行位置确认,但此方法不能实时帮助医生了解导管的插入位置,有可能会造成导管插入错误或插入过深而影响后续治疗,并且通过X射线方式确认还可能会造成辐射有关的并发症。

[0004] 为了避免上述X射线方式确认导管位置的方法可能造成的不良后果,现有技术也提出了一些应用超声侦测来确认导管的插入位置的方法,虽然超声侦测具有实时和无辐射等优点,但超声侦测方式需要克服严重的斑点噪声及较低的空间分辨率所引起的侦测精度差等技术问题,而目前的超声侦测方法尚不能完全解决上述问题,并且大部分方法也都是在二维超声图像中进行侦测的,侦测的实用性及准确度较差。

[0005] 所以,需要提供一种用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法来解决至少上述问题。

发明内容

[0006] 现在归纳本发明的一个或多个方面以便于本发明的基本理解,其中该归纳并不是本发明的扩展性纵览,且并非旨在标识本发明的某些要素,也并非旨在划出其范围。相反,该归纳的主要目的是在下文呈现更详细的描述之前用简化形式呈现本发明的一些概念。

[0007] 本发明的一个方面在于提供一种系统。该系统包括:

[0008] 三维超声图像获取模组,用于获取原始的三维超声图像;及

[0009] 导管中心线三维轨迹产生模组,用于侦测导管位置及在该三维超声图像上显示侦测到的导管。

[0010] 本发明的另一个方面在于提供一种方法。该方法包括:

[0011] 获取原始的三维超声图像;

[0012] 产生包括若干候选导管的第一可能性图像;

[0013] 从该若干候选导管中侦测出一个正确的导管;及

[0014] 将该正确的导管显示出来。

- [0015] 本发明的再一个方面在于提供一种方法。该方法包括：
- [0016] 获取原始的三维超声图像；
- [0017] 计算导管的三维轨迹；
- [0018] 计算血管的三维轨迹；
- [0019] 建立沿血管的中心线的切片图像；及
- [0020] 将导管的中心线的三维轨迹投影到该切片图像上。
- [0021] 本发明的再另一个方面在于提供一种方法。该方法包括：
- [0022] 获取原始的三维超声图像；
- [0023] 计算导管的三维轨迹；
- [0024] 计算血管的三维轨迹；
- [0025] 判断侦测的导管的三维轨迹及血管的三维轨迹哪一个侦测结果不满足预设的图像标准；如果该血管的三维轨迹的侦测结果较差，在原始图像中导管的位置处获取感兴趣的区域，在该感兴趣的区域内再次计算出血管的三维轨迹；如果该导管的三维轨迹的侦测结果较差，在原始图像中血管的位置处获取感兴趣的区域，然后在感兴趣的区域内再次计算出导管的三维轨迹；及
- [0026] 合成计算出的导管的三维轨迹与血管的三维轨迹。
- [0027] 通过应用本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法，可基于原始的三维超声图像产生包括若干候选导管的可能性图像，然后在 XY 轴投影平面及对应该若干候选导管位置的展平曲面上分别计算出该若干候选导管的中心线的 XY 轴坐标及 Z 轴坐标，然后将计算出来的候选导管的中心线的三维轨迹进行手动或自动甄别以将正确的一个筛选出来，再和计算出来的血管图像进行合成，合成后的侦测图像即可实时地指导医护人员进行插管手术。

附图说明

- [0028] 通过结合附图对于本发明的实施方式进行了描述，可以更好地理解本发明，在附图中：
- [0029] 图 1 为一种 PICC 手术的示意图。
- [0030] 图 2 为本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的系统的较佳实施方式的示意图。
- [0031] 图 3 为图 2 系统中图像处理单元的一部分的较佳实施方式的框图。
- [0032] 图 4 为本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的方法的较佳实施方式的流程图。
- [0033] 图 5 为图 4 方法的执行过程的举例示意图。
- [0034] 图 6 为图 3 图像处理单元中导管中心线三维轨迹产生模组的较佳实施方式的框图。
- [0035] 图 7 为执行图 6 导管中心线三维轨迹产生模组的方法的较佳实施方式的流程图。
- [0036] 图 8 为执行图 6 导管中心线三维轨迹产生模组中可能性图像产生子模组的方法的较佳实施方式的流程图。
- [0037] 图 9 为图 8 方法的执行过程的举例示意图。

[0038] 图 10 为执行图 6 导管中心线三维轨迹产生模组中导管平面计算子模组的方法的较佳实施方式的流程图。

[0039] 图 11 为图 10 方法的执行过程的举例示意图。

[0040] 图 12 为执行图 6 导管中心线三维轨迹产生模组中直角坐标平面计算子模组的方法的较佳实施方式的流程图。

[0041] 图 13 为图 12 方法的执行过程的举例示意图。

[0042] 图 14 为图 3 图像处理单元中错误导管中心线三维轨迹删除模组的较佳实施方式的框图。

[0043] 图 15 为执行图 14 错误导管中心线三维轨迹删除模组的方法的较佳实施方式的流程图。

[0044] 图 16 为图 15 方法的执行过程的举例示意图。

[0045] 图 17 为图 3 图像处理单元中正确导管中心线三维轨迹修复模组的较佳实施方式的框图。

[0046] 图 18 为执行图 17 正确导管中心线三维轨迹修复模组的方法的较佳实施方式的流程图。

[0047] 图 19 为图 18 方法的执行过程的举例示意图。

[0048] 图 20 为图 2 系统中图像处理单元的另一部分的较佳实施方式的框图。

[0049] 图 21 为执行图 20 图像处理单元中合成图像产生模组及图像显示模组的方法的较佳实施方式的流程图。

[0050] 图 22 为图 21 方法的执行过程的举例示意图。

具体实施方式

[0051] 以下将描述本发明的具体实施方式,需要指出的是,在这些实施方式的具体描述过程中,为了进行简明扼要的描述,本说明书不可能对实际的实施方式的所有特征均作详尽的描述。应当可以理解的是,在任意一种实施方式的实际实施过程中,正如在任意一个工程项目或者设计项目的过程中,为了实现开发者的具体目标,为了满足系统相关的或者商业相关的限制,常常会做出各种各样的具体决策,而这也会从一种实施方式到另一种实施方式之间发生改变。此外,还可以理解的是,虽然这种开发过程中所作出的努力可能是复杂并且冗长的,然而对于与本发明公开的内容相关的本领域的普通技术人员而言,在本公开揭露的技术内容的基础上进行的一些设计,制造或者生产等变更只是常规的技术手段,不应当理解为本公开的内容不充分。

[0052] 除非另作定义,权利要求书和说明书中使用的技术术语或者科学术语应当为本发明所属技术领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本发明专利申请说明书以及权利要求书中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。“一个”或者“一”等类似词语并不表示数量限制,而是表示存在至少一个。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现在“包括”或者“包含”前面的元件或者物件涵盖出现在“包括”或者“包含”后面列举的元件或者物件及其等同元件,并不排除其他元件或者物件。“X 轴”、“Y 轴”、“Z 轴”、“XY 轴”、“YZ 轴”、“XZ 轴”等类似的词语使用仅仅是方便说明,不限于任何空间方位。“连接”或者“相连”等类似的词语并非限定

于物理的或者机械的连接,而是可以包括电气的连接,不管是直接的还是间接的。

[0053] 请参考图 2,为本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的系统 200 的较佳实施方式的示意图。为方便理解本发明,本实施方式中该系统 200 用于侦测导管插入血管后的三维超声图像,其他实施方式中,可根据具体需要使用该系统对其他类似的情况进行侦测,例如对导管插入前列腺等组织的三维超声图像进行侦测。与传统方法相比,本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的系统 200 可自动实时地侦测/计算出导管位于三维超声图像中的具体三维坐标轨迹,例如在 PICC 手术中实时监视导管插入到血管的位置,以帮助医生准确的将导管插入到正确的位置处。该系统 200 可以是一个独立操作的仪器(如计算机)并与超声设备进行通信,也可以为直接内嵌入超声设备中作为超声设备的一部分。本说明书中的图像指多维空间的数据,包括离散的图像元素数据,例如二维图像中的像素(pixels)及三维图像中的立体像素(voxels)。

[0054] 在图 2 的实施方式中,该系统 200 包括超声探头 210、图像采集单元 220、数据输入单元 230、图像处理单元 240 及监视器 250。该超声探头 210 用于捕获三维超声图像,例如捕获一个患者 260 上感兴趣区域(如导管插入位置的大概区域)的三维超声图像。该图像采集单元 220 用于接收由该超声探头 210 捕获的原始超声图像,并发送至该图像处理单元 240 进行后续图像处理。该数据输入单元 230 用于输入预设的数据至该图像处理单元 240,以进行后续图像处理。该数据输入单元 230 可能包括一个键盘,用来输入预设的数据。该图像处理单元 240 用于基于接收到的原始三维超声图像及输入的预设数据来计算原始三维超声图像中导管(未示出)的具体三维轨迹位置。该监视器 250 用于实时显示该图像处理单元 240 计算出来的导管三维轨迹的位置图像结果,或同时显示计算出来的该导管插入的血管的位置图像结果并将两个图像进行合成,以指导医生进行插管操作。

[0055] 请参考图 3,为图 2 中图像处理单元 240 的一部分的较佳实施方式的框图。该图像处理单元 240 包括三维超声图像获取模组 241、导管中心线三维轨迹产生模组 242、错误导管中心线三维轨迹删除模组 243 及正确导管中心线三维轨迹修复模组 244。上述功能模组可以通过硬件的形式来实现,也可以通过软件的形式来实现,或者通过硬件结合软件的形式来实现。在一些实施方式中,上述四个模组 241、242、243 及 244 为各自独立的模组或算法,而在其他实施方式中,上述模组中的任意两个或多个也可集成为一体成为一个独立的模组或算法,甚至根据需要还可将上述模组中的任意两个或多个模组中的部分元素集成为一体成为一个独立的模组或算法,而不拘泥于图 3 实施方式所给出的例子。本发明中其他模组的设计同样也不拘泥于各个实施方式中给出的例子,下文不再赘述。

[0056] 请继续参考图 4 及图 5,图 4 为本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的方法 400 的较佳实施方式的流程图,该方法 400 由图像处理单元 240 来具体执行,为方便说明执行步骤,图 5 示意出了该方法 400 执行过程的一个例子的示意图。该方法 400 包括以下步骤:

[0057] 步骤 410,该三维超声图像获取模组 241 从该图像采集单元 220 处获取原始的三维超声图像,例如获取一个三维超声图像 510(参见图 5)。为使监视更准确,通常会要求操作员在扫描超声图像时直接扫描大概要监视的感兴趣区域(region of interest, ROI),例如要监视导管末端时,则直接扫描导管末端大概位置的附近区域即可,同时沿着导管的水平方向上扫描。在本说明书中为了方便示意三维超声图像,大部分的三维超声图像均用二

维图像进行示意,例如图 5 中示意的二维图像 510 实际上为三维超声图像。作为一个例子,在该三维超声图像 510 中包括了两个导管候选区域 512 及 514,也就是说导管可能位于 512 或 514 两个候选区域中的一个之内,或者在某些特殊情况下导管可能不位于该两个候选区域 512 或 514 中的任意一个之内,实际的原始三维超声图像中可能会侦测出更多的导管候选区域,这里为了方便说明仅示意出了两个。

[0058] 步骤 420,该导管中心线三维轨迹产生模组 242 基于该三维超声图像获取模组 241 获取的原始三维超声图像,通过后续子步骤的计算产生了若干个候选导管中心线三维轨迹,例如图 5 中图像 520 为计算后的图像,其包含了产生的两个候选导管的中心线三维轨迹 522 及 524,也就是说,真实正确的导管中心线三维轨迹可能为其中之一,或者在某些特殊情况下两者都不是,例如侦测过程中导管由于某些原因脱离扫描的区域时,则侦测的候选导管中心线三维轨迹均不是正确的。上述产生的所有候选导管的中心线三维轨迹(522, 524)均作为候选的导管中心线三维轨迹,然后在后续步骤中从这些候选的导管中心线三维轨迹中计算并甄别出正确的一个导管中心线三维轨迹。

[0059] 步骤 430,该错误导管中心线三维轨迹删除模组 243 删除上述候选导管中心线三维轨迹(522, 524)中的所有错误的导管中心线三维轨迹。例如,图 5 中图像 530 为删除后的图像,其删除了图像 520 中的一个错误的导管中心线三维轨迹 524,而保留了一个被视为正确的导管中心线三维轨迹 522。在一些实施方式中,若经过步骤 420 产生的候选导管中心线三维轨迹的数量仅为一个且该候选的导管中心线三维轨迹的形状参数满足预设的条件时,则该步骤 430 可以省略,该一个候选的导管中心线三维轨迹即被视为正确的导管中心线三维轨迹而直接进入后续步骤进行处理。

[0060] 步骤 440,该正确导管中心线三维轨迹修复模组 244 对经过步骤 430 之后选出的一个被视为正确的导管中心线三维轨迹(522)进行修复处理,以使最终修复处理后的正确导管中心线三维轨迹更逼近真实的导管中心线三维轨迹。例如,图 5 中图像 540 示意了一个经过修复处理后的图像,经过修复处理后的导管中心线三维轨迹 542 较未修复前的导管中心线三维轨迹 522 更逼近真实的导管中心线,例如导管长度增加了。对于图像处理的要求,一方面比较步骤 420 与步骤 430,对图像处理的要求步骤 430 较步骤 420 更加严格,这是由于步骤 420 需要尽可能的找到所有的候选导管中心线三维轨迹,而步骤 430 则需要找到唯一一个被视为正确的导管中心线三维轨迹。另一方面比较步骤 420 与步骤 440,对图像处理的要求步骤 420 较步骤 440 更加严格,这是由于步骤 440 需要尽可能的修复已经被视为正确的导管中心线三维轨迹,因此对已经被选定的图像处理的区域需作较为宽松的图像处理,后续段落将给出具体的实施方式来设定各个步骤的图像处理要求。

[0061] 整体来说,上述四个步骤 401、402、403 及 404 为本发明的四个基本步骤,对于各个步骤中具体的子步骤后续段落将会详细阐述。结合本发明用于侦测三维超声图像中导管位置的方法 400 与其他超声图像侦测方法,例如侦测血管的方法,可生成一个同时显示导管及血管位置的合成图像,如此可方便指导医生进行将导管插入血管的手术。关于血管位置侦测的方法,可参考 Patwardhan 等人于 2009 年 12 月 23 日提交的申请号为 12/645781,名称为“Methods for automatic segmentation and temporal tracking”的美国专利申请文件,公开了一种利用卡尔曼滤波器实时检测和追踪血管中心线的方法。另外,本发明中应用了现有技术的一些算法,例如卡尔曼滤波器、模板匹配算法、自动分割算法、时间跟踪算

法等,故在本文中对这些算法不再具体阐述,例如对导管的时间跟踪算法即可应用上述申请文件中对血管的时间跟踪算法。对于导管位置图像与血管位置图像的合成,后续段落会给出一些具体的实施方式。

[0062] 请参考图 6,为该导管中心线三维轨迹产生模组 242 的较佳实施方式的框图。该导管中心线三维轨迹产生模组 242 包括可能性图像产生子模组 2421、导管平面计算子模组 2422、直角坐标平面计算子模组 2423 及候选导管中心线三维轨迹计算子模组 2424。

[0063] 请继续参考图 7,为执行该导管中心线三维轨迹产生模组 242 的方法 420 的较佳实施方式的流程图。在本实施方式中,该方法包括以下步骤。步骤 421:该可能性图像产生子模组 2421 产生导管的可能性图像;步骤 422:该导管平面计算子模组 2422 计算每一个候选导管的中心线的 XY 轴坐标;步骤 423:该直角坐标平面计算子模组 2423 计算每一个候选导管的中心线的 Z 轴坐标;步骤 424:该候选导管中心线三维轨迹计算子模组 2424 计算每一个候选导管的中心线的三维轨迹。

[0064] 请共同参考图 8 及图 9,图 8 为步骤 421 的较佳实施方式的流程图,为方便说明执行步骤,图 9 示意出了该步骤 421 执行过程的一个例子的示意图。该步骤 421 包括以下子步骤:

[0065] 步骤 4211,调整原始三维超声图像的图像对比度(intensity contrast)。例如,图 9 示意了一个原始的三维超声图像 910 及一个调整后的三维超声图像 920。为简化后续图像处理,调整后的三维超声图像 920 的图像对比度比原始的三维超声图像 910 的对比度要高,但为避免丢失候选导管的图像,此步骤中图像对比度的调整不易过大。在一些实施方式中,该原始的三维超声图像 910 也可不需进行调整,此时即可删除步骤 4211。

[0066] 步骤 4212,建立一个三维导管模型 930 (图中 940 为 930 的正面图)。该三维导管模型 930 是基于导管上预置的可在超声扫描中识别的声波标记及导管的参数建立的,例如可在导管上预设间距处设置气泡或线等可在超声扫描中识别的声波标记。在一些实施方式中,该三维导管模型是基于预先输入的导管几何参数数据建立的,该导管几何参数数据是通过该数据输入单元 230 输入至图像处理单元 240 的。该导管几何参数数据包括导管的直径、导管的内径。在本实施方式中,该三维导管模型 930 包括三个立体的柱状模型 V_{hole} 、 V_{body} 、 $V_{background}$,分别代表导管内孔、导管本体、导管外围区域。其他实施方式中,该立体的柱状模型也可可为其他形状,例如圆柱状及圆环状模型。该三个立体的柱状模型 V_{hole} 、 V_{body} 、 $V_{background}$ 的尺寸是基于导管的直径、导管的内径及预设外围区域参数来设定的,且在该三维导管模型 930 中,该柱状模型 V_{hole} 及 $V_{background}$ 被设定为暗(dark)像素,而柱状模型 V_{body} 被设定为亮(bright)像素。

[0067] 步骤 4213,基于上述调整后三维超声图像 920 及建立好的三维导管模型 930 产生导管的可能性图像 950。在本实施方式中,该三维超声图像 920 应用该三维导管模型 930 在其上侦测与该三维导管模型 930 相匹配的三维空间区域,也即导管可能位于的三维空间区域。例如,在一个侦测三维空间块(patch)中,匹配结果 M 可以通过以下公式得出:

$$[0068] \quad M = W_{bright} * S_{body} / (\#V_{body} + W_{dark} * (S_{hole} + S_{background})) / (\#V_{hole} + \#V_{background}) \quad (1)$$

[0069] 其中, S 代表侦测区域内图像强度总和, #V 代表侦测区域内像素的数量, W 代表该三维导管模型 930 设定的图像权重因数(weighting factor)。在一个非限定的实施方式中,步骤 4213 设定的图像权重因数 W 为, $W_{bright} = 1.0$ 及 $W_{dark} = -1.2$,即对应亮像素及暗像素的

图像权重因数之差(也即图像对比度之差) $D1 = W_{\text{bright}} - W_{\text{dark}} = 1.0 - (-1.2) = 2.2$ 。对整个三维超声图像 920 进行模型匹配计算后,一个导管的可能性图像 950 即生成了,例如图像 950 中找到了两个候选导管 951 及 952,而其他的区域被屏蔽掉了,换句话说,真实的导管可能位于该两个候选导管 951 及 952 之一的区域上。为了方便说明,该可能性图像 950 中仅示意了两个候选导管 951 及 952,而实际侦测的结果可能会得到更多数量的候选导管,也可能仅找到一个候选导管。

[0070] 请共同参考图 10 及 11,图 10 为步骤 422 的较佳实施方式的流程图,为方便说明执行步骤,图 11 示意出了该步骤 422 执行过程的一个例子的示意图。该步骤 422 包括以下子步骤:

[0071] 步骤 4221,将每一个候选导管(951、952)的中心线投影至该可能性图像 950 的一个导管平面上,如一个 XY 轴投影平面上。为方便理解,可以把该可能性图像 950 看作一个具有 XYZ 坐标的三维空间 1110,导管中心线 1111 位于其内部,并假设导管沿着 Y 轴方向延伸且均穿过每一个 XZ 轴切面。将导管中心线 1111 沿着投影线 1113 向 XY 轴投影平面 1112 上作投影,即可在该 XY 轴投影平面上获得一个投影曲线 1114。同理,在该可能性图像 950 上,也可将每一个候选导管(951、952)的中心线投影到一个 XY 轴投影平面上。例如,图 11 示意了该可能性图像 950 的一个 XY 轴投影平面 1130,对应每一个候选导管(951、952)的中心线在该 XY 轴投影平面 1130 均获得了一个投影曲线(1131、1132)。在一个实施方式中,通过获取该可能性图像 950 上每一个二维 XZ 轴切面图像,并将每一个二维 XZ 轴切面图像中的最亮的体素点全部连接起来,即可获得每一个候选导管(951、952)的中心线的坐标,然后再投影至 XY 轴投影平面 1130 即可获得对应的投影曲线(1131、1132)。

[0072] 步骤 4222,计算投影到 XY 轴投影平面 1130 上投影曲线(1131、1132)的坐标。该投影曲线(1131、1132)的坐标可通过合适的算法得出,例如通过霍夫变换(Hough Transform)计算得出。在一些实施方式中,在该步骤中,一些计算出来的投影曲线可通过预先设定的筛选程序进行初步筛选,例如当一个计算出来的投影曲线 1132 的长度小于预设值时,该投影曲线 1132 将被删除不再予以考虑,故一个更新后的 XY 轴投影平面 1140 将重新计算出来,即在更新的 XY 轴投影平面 1140 中不包含删除的投影曲线 1132。其他实施方式中,该预先设定的筛选程序也可设定其他筛选条件,例如若投影曲线的倾斜角度大于预设值(如 30 度)时,该投影曲线将删除。此筛选程序删除可以简化后续程序的处理,比如说产生的投影曲线很多时,通过此步骤可初步删除一部分错误的投影曲线,不过也可不设定该筛选程序删除而仅通过后续的删除程序进行筛选,具体设计根据实际需要而定。

[0073] 步骤 4223,修复投影到 XY 轴投影平面 1130 上投影曲线 1141 的坐标。在一些实施方式中,经过步骤 4222 得到的投影曲线 1141 的坐标可能是不完整的,也就是说在用霍夫变换计算时某些位置上的体素丢失了,以使整个曲线变得不完整,该不完整的曲线可通过适当的算法进行修复,例如通过多项式曲线拟合(polynomial curve fitting)算法将整个曲线拟合补全。经过修复后的投影曲线 1131 在更新后的 XY 轴投影平面 1140 中变为一个完整的投影曲线 1141。经过上述步骤后,在该可能性图像 950 中的每一个候选导管(951)的中心线的 XY 轴坐标即被计算出来。

[0074] 请共同参考图 12 及 13,图 12 为步骤 423 的较佳实施方式的流程图,为方便说明执行步骤,图 13 示意出了该步骤 423 执行过程的一个例子的示意图。该步骤 423 包括以下子

步骤：

[0075] 步骤 4231,在该可能性图像 950 中展平每一个候选导管(951)所在的曲面。为方便理解,再次把该可能性图像 950 看作一个具有 XYZ 坐标的三维空间 1110 (参见图 13),导管中心线 1111 所在的曲面 1115 即可通过在图 11 中的投影线 1113 计算出来,再将该曲面 1115 进行展平处理,如右图。同理,在该可能性图像 950 中可将每一个候选导管(951)所在的曲面进行展平处理,例如图 13 所示的图像 1150。

[0076] 步骤 4232,计算展平的曲面 1150 上候选导管 951 的强度分布区域 1151。相似于步骤 4222,该强度分布区域 1151 的计算方法也可通过霍夫变换算法计算得出,这里不再赘述。在一些实施方式中,在该步骤中,一些计算出来的强度分布区域可通过预先设定的筛选程序进行初步筛选,例如当一个计算出来的强度分布区域的长轴与短轴之间的比率小于预设值时,该强度分布区域将被删除不再予以考虑,也就是说若长轴与短轴之间的比率小于某一预设值时则表明对应的候选导管的形状不符合导管形状特性,故可被删除。其他实施方式中,该预先设定的筛选程序也可设定为其他的筛选条件。

[0077] 步骤 4233,在展平的曲面的强度分布区域 1151 中计算表征导管深度信息的曲线 1152 的坐标。该表征导管深度信息的曲线 1152 可通过合适的算法计算得出,例如通过多项式曲线拟合算法来获取该强度分布区域 1151 中最长的一根曲线作为该表征导管深度信息的曲线 1152。该表征导管深度信息的曲线 1152 的坐标确定后,在该可能性图像 950 中的每一个候选导管(951)的中心线的 Z 轴坐标即被计算出来。

[0078] 由于在该可能性图像 950 中的每一个候选导管(951)的中心线的 XY 轴坐标及 Z 轴坐标都被计算出来了,该每个候选导管(951)的中心线三维轨迹也就被确定了下来,例如图 5 中图像 520 中的两个候选导管的中心线三维轨迹 522 及 524 即可通过上述步骤计算出来。在一些实施方式中,医护人员即可根据经验直接判断上述计算出来的多个候选导管的中心线三维轨迹 522 及 524 中的哪一个对应真实的导管,然后根据找出来的正确的导管的中心线三维轨迹来指导其进行插管手术操作。但是,有些医护人员不能直接判断正确的导管的中心线三维轨迹。以下段落将详细介绍上述基本步骤 430 及 440 的具体流程,步骤 430 及 440 可实现自动寻找出该多个候选导管中正确的导管的中心线三维轨迹。

[0079] 请参考图 14,为错误导管中心线三维轨迹删除模组 243 的较佳实施方式的框图。该错误导管中心线三维轨迹删除模组 243 包括感兴趣区域提取子模组 2431、图像调整子模组 2432、可能性图像产生子模组 2433、投影平面侦测子模组 2434、展平曲面侦测子模组 2435。

[0080] 请继续共同参考图 15 及图 16,图 15 为执行该错误导管中心线三维轨迹删除模组 243 的方法 430 的较佳实施方式的流程图,为方便说明执行步骤,图 16 示意出了该方法 430 执行过程的一个例子的示意图。该方法 430 包括以下步骤：

[0081] 步骤 431,提取每一个候选导管的中心线的三维轨迹的感兴趣区域,该步骤由该感兴趣区域提取子模组 2431 执行。该感兴趣区域包括每一个候选导管的中心线的三维轨迹本身的区域及其附近较小预设范围内的区域,该预设范围可根据需要进行调整。例如,图 16 中示意了一个原始的三维超声图像 1610 及一个通过步骤 420 计算后的图像 1620,该图像 1620 包括两个候选导管的中心线三维轨迹 1621 及 1622。该步骤 431 即根据该计算后的候选导管的中心线三维轨迹 1621 及 1622 在原始的三维超声图像 1610 中提取相应位置的感

兴趣区域 1631 及 1632, 并产生新的图像 1630, 以作为后续图像处理的数据来源。

[0082] 步骤 432, 调整提取的感兴趣区域(1631、1632)的图像对比度, 该步骤由该图像调整子模组 2432 执行。例如图 16 中示意了一个图像调整后的图像 1640, 包括对应的调整后的感兴趣区域(1641、1642)。该图像 1640 的图像对比度较该图像 1630 的图像对比度要高, 以提高后续对图像处理的效率。通常地, 相较于步骤 4211 中对图像调整的处理, 该步骤 432 中对图像对比度的处理程度要相对高一些, 这是为了提高图像处理的精度。在某些实施方式中, 该图像 1630 也可不需进行调整, 此时即可删除步骤 432。

[0083] 步骤 433, 在感兴趣区域内产生导管的可能性图像, 该步骤由该可能性图像产生子模组 2433 执行。相似于步骤 421 的算法, 在感兴趣区域(1641, 1642)内产生对应导管的可能性图像, 例如图 16 中示意了产生的一个导管的可能性图像 1650, 包括两个候选导管 1651 及 1652。但是, 在此步骤中产生导管的可能性图像所应用的公式(1)中的图像权重因数 W 的设定与步骤 421 中的设定不同。在该步骤 433 中, 为了删除所有的错误导管的中心线三维轨迹, 该步骤 433 中的图像权重因数之差 $D2=W_{\text{bright}}-W_{\text{dark}}$ 大于步骤 421 中的图像权重因数之差 $D1$, 例如该步骤 433 中, $W_{\text{bright}}=1.0$ 及 $W_{\text{dark}}=-3$, 即 $D2=W_{\text{bright}}-W_{\text{dark}}=4.0$, 也就是说该步骤 433 中获取导管的可能性图像较步骤 421 更加严格了。

[0084] 步骤 434, 选择感兴趣区域内导管投影在一个 XY 轴投影平面上的曲线中最长的一个, 该步骤由该投影平面侦测子模组 2434 执行。相似于步骤 422 的算法, 将每一个感兴趣区域内的候选导管(1651、1652)的中心线三维轨迹投影至该可能性图像 1650 的一个 XY 轴投影平面 1660 上, 并选择出投影平面 1660 得到的曲线中最长的一个曲线 1662, 而删除其他曲线, 也就是说其他曲线对应的候选导管为错误的导管, 可能为其他组织的影响, 因此在这步中将它们删除, 而最长的那一个曲线 1662 对应的候选导管 1652 在所有的候选导管中也是最长的, 即可能为真实正确的导管。

[0085] 步骤 435, 判断该最长曲线对应的候选导管在展平的导管所在的曲面上的强度分布区域是否满足要求, 该步骤由该展平曲面侦测子模组 2435 执行。相似于步骤 423, 将该最长曲线 1662 对应的候选导管 1652 所在的曲面展平, 然后在展平的曲面上计算该候选导管 1652 的强度分布区域 1691, 并判断该强度分布区域 1691 是否满足预设的导管形状要求, 如果满足要求则该最长曲线对应的候选导管将被视为正确的导管, 如果不满足要求则该最长曲线对应的候选导管也将被视为错误的导管, 也就是说在原始的三维超声图像中未侦测到导管图像。例如, 当一个计算出来的强度分布区域 1961 的长轴与短轴之间的比率小于预设值时, 则表示不满足预设的导管形状要求。其他实施方式中, 该预先设定的导管形状要求也可设定为其他的导管形状要求。经过上述判断, 若该最长曲线 1662 对应的候选导管 1652 在展平的导管所在的曲面 1690 上的强度分布区域 1691 满足要求, 则该候选导管 1652 将被视为正确的导管。

[0086] 在一些实施方式中, 在提取感兴趣区域(1631、1632)之前, 可先对原始的三维超声图像进行图像处理, 如对一个三维超声图像 1670 进行平滑处理, 例如应用基于随机变量分布函数如 Fisher-Tippett distribution 的随机斑点模型(probabilistic speckle model)进行平滑处理来获得平滑处理后的图像 1680。然后再根据平滑处理后的图像来执行上述方法 430, 如此可进一步提高图像处理的精度。

[0087] 请参考图 17, 为正确导管中心线三维轨迹删除模组 244 的较佳实施方式的框图。

该正确导管中心线三维轨迹删除模组 244 包括感兴趣区域提取子模组 2441、图像调整子模组 2442、可能性图像产生子模组 2443、斑点删除子模组 2444、完整性侦测子模组 2445。

[0088] 请继续共同参考图 18 及图 19, 图 18 为执行该正确导管中心线三维轨迹删除模组 244 的方法 440 的较佳实施方式的流程图, 为方便说明执行步骤, 图 19 示意出了该方法 440 执行过程的一个例子的示意图。该方法 440 包括以下步骤:

[0089] 步骤 441, 提取该正确导管的中心线的三维轨迹的感兴趣区域, 该步骤由该感兴趣区域提取子模组 2441 执行。该感兴趣区域包括该正确导管的中心线的三维轨迹本身的区域及其附近较小预设范围内的区域, 该预设范围可根据需要进行调整。例如, 图 19 中示意了一个原始的三维超声图像 1910 及一个通过步骤 430 计算后的图像 1920, 该图像 1920 包括被视为正确的导管的中心线三维轨迹 1921。该步骤 441 即根据该计算后的正确的导管的中心线三维轨迹 1921 在原始的三维超声图像 1910 中提取相应位置的感兴趣区域 1931, 并产生新的图像 1930, 以作为后续图像处理的数据来源。通常地, 该步骤 441 中提取感兴趣区域的预设范围要比步骤 431 中提取感兴趣区域的预设范围要大, 这是因为要在该方法 440 中将正确导管的中心线的三维轨迹进行完整性修复, 以利于后续图像的监控。

[0090] 步骤 442, 调整提取的感兴趣区域 1931 的图像对比度, 该步骤由该图像调整子模组 2442 执行。该步骤 442 的执行过程同步骤 432 的执行过程相似, 这里不再赘述。不过, 在该步骤 442 中对图像对比度调整的程度通常要比步骤 432 中对图像对比度调整的程度要小, 还是为了获取更多的图像信息, 以使修复后的正确导管的中心线的三维轨迹更加完整。该步骤 442 也可根据需要删除。

[0091] 步骤 443, 在感兴趣区域内产生导管的可能性图像, 该步骤由该可能性图像产生子模组 2443 执行。该步骤 443 相似于步骤 421 及 433 的算法, 这里不再赘述。但是, 在此步骤中产生导管的可能性图像所应用的公式 (1) 中的图像权重因数 W 的设定与步骤 421 及 433 中的设定不同。在该步骤 443 中, 为了尽可能的修复正确导管的中心线的三维轨迹, 该步骤 443 中的图像权重因数之差 $D3=W_{\text{bright}}-W_{\text{dark}}$ 小于步骤 421 中的图像权重因数之差 $D1$, 例如该步骤 443 中, $W_{\text{bright}}=1.0$ 及 $W_{\text{dark}}=-1$, 即 $D3=W_{\text{bright}}-W_{\text{dark}}=2.0$, 也就是说该步骤 443 中获取导管的可能性图像较步骤 421 更加宽松了, 由上可知 $D3<D1<D2$, 即步骤 433 中导管的可能性图像的要求最严格, 而步骤 443 中获取导管的可能性图像的要求最宽松了。

[0092] 步骤 444, 选择感兴趣区域内导管投影在一个 XY 轴投影平面 1940 上的曲线中最长的一个 1941 并计算其对应的导管的中心线的三维轨迹, 该步骤由该斑点删除子模组 2444 执行。该步骤 443 相似于步骤 434 的算法, 这里不再赘述。虽然可能性图像中的导管在 XY 轴投影平面上仅有一个, 但这里仍选择最长的一个曲线的原因是由于在步骤 443 处理过程中可能还会产生一些斑点 (speckle), 所以需要在此步骤删除掉, 在一些实施方式中也可不需要此步骤。然后, 再通过上述方法即可确定该正确导管的中心线的三维轨迹的 XYZ 轴坐标。

[0093] 步骤 445, 判断该计算的导管的中心线的三维轨迹是否完整, 该步骤由该完整性侦测子模组 2445 执行。基于预设的判断条件, 如果判断结果为导管的中心线的三维轨迹已经完整了, 则整个流程结束。反之, 如果判断结果为导管的中心线的三维轨迹还没有完整, 则重新执行步骤 441-445, 直到判断结果为导管的中心线的三维轨迹已经完整。在一些实施方式中, 预设的判断条件可以包括以下三个。第一, 当重新执行步骤 441-445 的次数大于某一

预设值时,如 10 次,则认为导管的中心线的三维轨迹已经完整了;第二,当导管投影在一个 XY 轴投影平面上的曲线的长度不再增加时,则认为导管的中心线的三维轨迹已经完整了;第三,当导管投影在一个 XY 轴投影平面或 ZY 轴投影平面上的曲线的长度发生突变时,即长度变化大于某一预设值时,则认为导管的中心线的三维轨迹已经完整了。其他实施方式中,上述判断条件可根据实际情况进行修改。

[0094] 经过上述步骤,一个最终被确认的正确导管的中心线的三维轨迹计算出来了。例如,图 19 中的 XY 轴投影平面 1940 上的曲线 1941 为第一次执行步骤 441-445 计算确认的投影曲线,而 XY 轴投影平面 1960 上的曲线 1961 为第二次执行步骤 441-445 计算确认的投影曲线且其感兴趣区域为图像 1950 中示意的 1951。在步骤 445 中,该曲线 1961 将于曲线 1941 作比较,若两者相同,则表明导管的中心线的三维轨迹已经完整了,该曲线 1941(或 1961)就作为最终确认的 XY 轴投影平面上的曲线,然后再计算出对应的正确导管的中心线的三维轨迹。若该曲线 1961 较曲线 1941 的某一端长一些但不大于预设值时,则表明曲线 1941 需要通过曲线 1961 进行修复,以使其完整,修复更新后再重复执行 441-445,直到判断结果为导管的中心线的三维轨迹已经完整。若该曲线 1961 较曲线 1941 的变化大于某一预设值时,表明图像发生突变,则将曲线 1941 作为最终确认的 XY 轴投影平面上的曲线,然后再计算出对应的正确导管的中心线的三维轨迹。

[0095] 该正确导管中心线三维轨迹删除模组 244 是用于对通过错误导管中心线三维轨迹删除模组 243 筛选确定的正确导管的中心线的三维轨迹进行进一步的完整性处理,即经过完整性处理后的正确导管的中心线的三维轨迹具有更佳的图像品质,可提高指导医护人员进行插管手术的效率。在一些实施方式中,例如当对于导管的中心线的三维轨迹的完整性要求不是很高的情况下,该正确导管中心线三维轨迹删除模组 244 可对应删除,以降低计算量。

[0096] 请参考图 20,为图 2 中图像处理单元 240 的另一部分的较佳实施方式的框图。该图像处理单元 240 进一步包括血管三维轨迹计算模组 245、合成图像产生模组 246 及图像显示模组 247。该血管三维轨迹计算模组 245 用于计算导管所插入的血管的三维轨迹,该模组 245 所执行的算法可参考美国专利申请号为 12/645781 的专利申请文件或其他公开文件,这里不再赘述。

[0097] 请继续同时参考图 21 及 22,图 21 为执行该合成图像产生模组 246 及图像显示模组 247 的方法 2100 的较佳实施方式的流程图,为方便说明,图 21 示意出了该方法 2100 执行过程的一个例子的示意图。该方法 2100 包括以下步骤:

[0098] 步骤 2110,建立一个沿血管中心线的切片图像。例如,基于美国专利申请号为 12/645781 的专利申请文件所公开的方法,一个三维血管的图像(未示出)可以被计算出来,在该计算出来三维血管的图像中沿着血管的中心线获取一个二维切片图像,如图 22 所示意的一个二维切片图像 2210,其上显示了一个血管 2211,还包括一个插入到该血管 2211 的导管的一部分影像 2212,由于导管的位置并不一定位于血管的中心线位置,本示意图中仅能显示出导管的一部分影像 2212,其他实施方式中获取的二维切片图像中可能不包含导管的影像。

[0099] 步骤 2120,将导管的中心线的三维轨迹投影到该切片图像上。根据本发明方法 400 可以计算出正确导管的中心线的三维轨迹,在此基础上将计算出的正确导管的中心线

的三维轨迹投影到该二维切片图像 2210 上,例如图 22 中间的切片图像 2210 上的投影中心线 2222。

[0100] 步骤 2130,根据导管直径参数在该切片图像上对导管图像进行修复。由于通过该数据输入单元 230 已经获得了导管的参数,如直径参数,则在切片图像 2210 上以投影中心线 2222 为基准,按照直径参数对导管图像进行修复。例如,图 22 最后的切片图像 2210 为修复导管图像后的图像,显示了在投影中心线基准上的导管图像 2232,如此即将计算出来的血管轨迹及导管轨迹合成在了一个图像内进行显示。

[0101] 步骤 2140,显示修复后的切片图像。通过该图像显示模组 247 将修复后的图像 2210 实时地显示在监视器 250 中,如此可帮助医护人员执行插管手术操作。在一些其他实施方式中,医护人员也可直接根据经过步骤 2120 产生的切片图像进行操作,故步骤 2130 可对应删除。其他实施方式中,还可沿着导管的中心线作二维切片图像,然后再进行相应的图像修复处理。

[0102] 在一些实施方式中,根据上述方法将导管及对应的血管的三维轨迹计算得出后,可以判断侦测的导管的三维轨迹及血管的三维轨迹哪一个侦测结果更加不满足预设的图像标准,预设的图像标准可能包括侦测的形状标准,图像的对比度标准或其他图像品质标准。如果血管的三维轨迹的侦测结果较差,则可在原始图像中导管的位置处获取感兴趣的区域,然后在感兴趣的区域内再次计算出血管的三维轨迹,由于感兴趣的区域的侦测范围较原始图像的侦测范围要小,故可以获得相对更加准确的血管的三维轨迹,然后将计算后的血管的三维轨迹与导管的三维轨迹的图像进行合成,例如通过上述图像合成方法 2100 实现,如此可获得图像品质更佳合成图像。相反,如果导管的三维轨迹的侦测结果较差,则可在原始图像中血管的位置处获取感兴趣的区域,然后在感兴趣的区域内再次计算出导管的三维轨迹,然后将计算后的导管的三维轨迹与血管的三维轨迹的图像进行合成。

[0103] 虽然结合特定的实施方式对本发明进行了说明,但本领域的技术人员可以理解,对本发明可以作出许多修改和变型。因此,要认识到,权利要求书的意图在于覆盖在本发明真正构思和范围内的所有这些修改和变型。

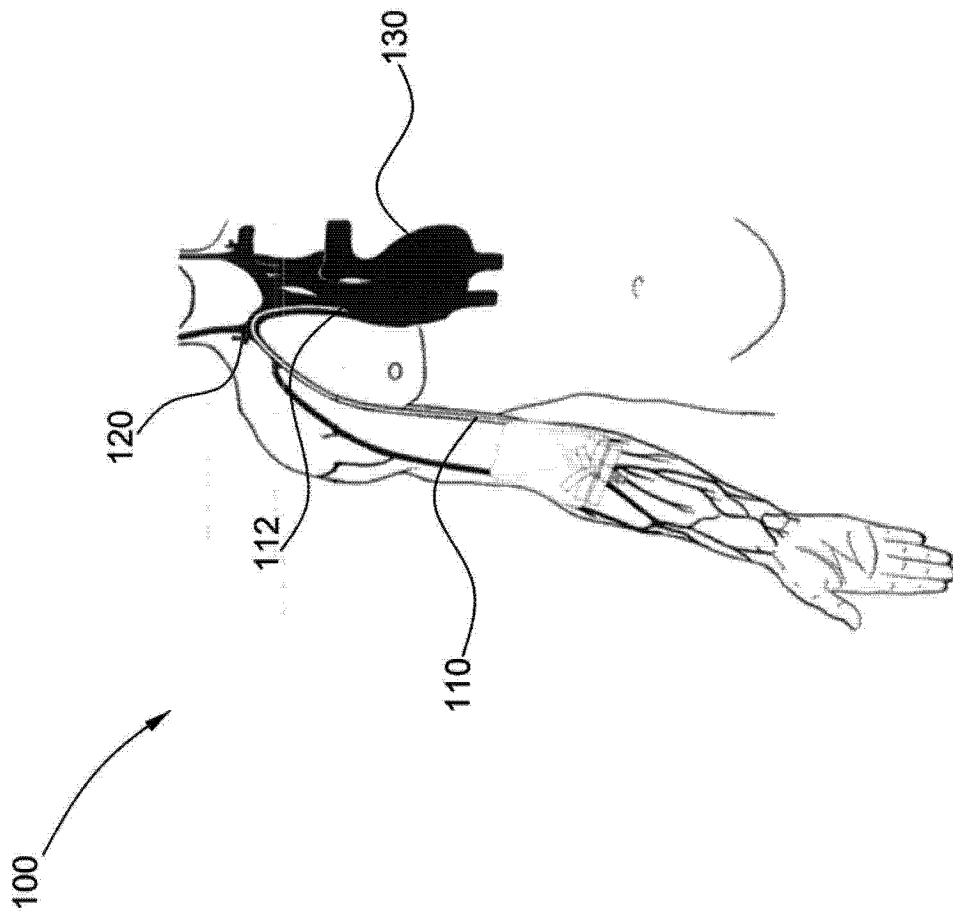


图 1

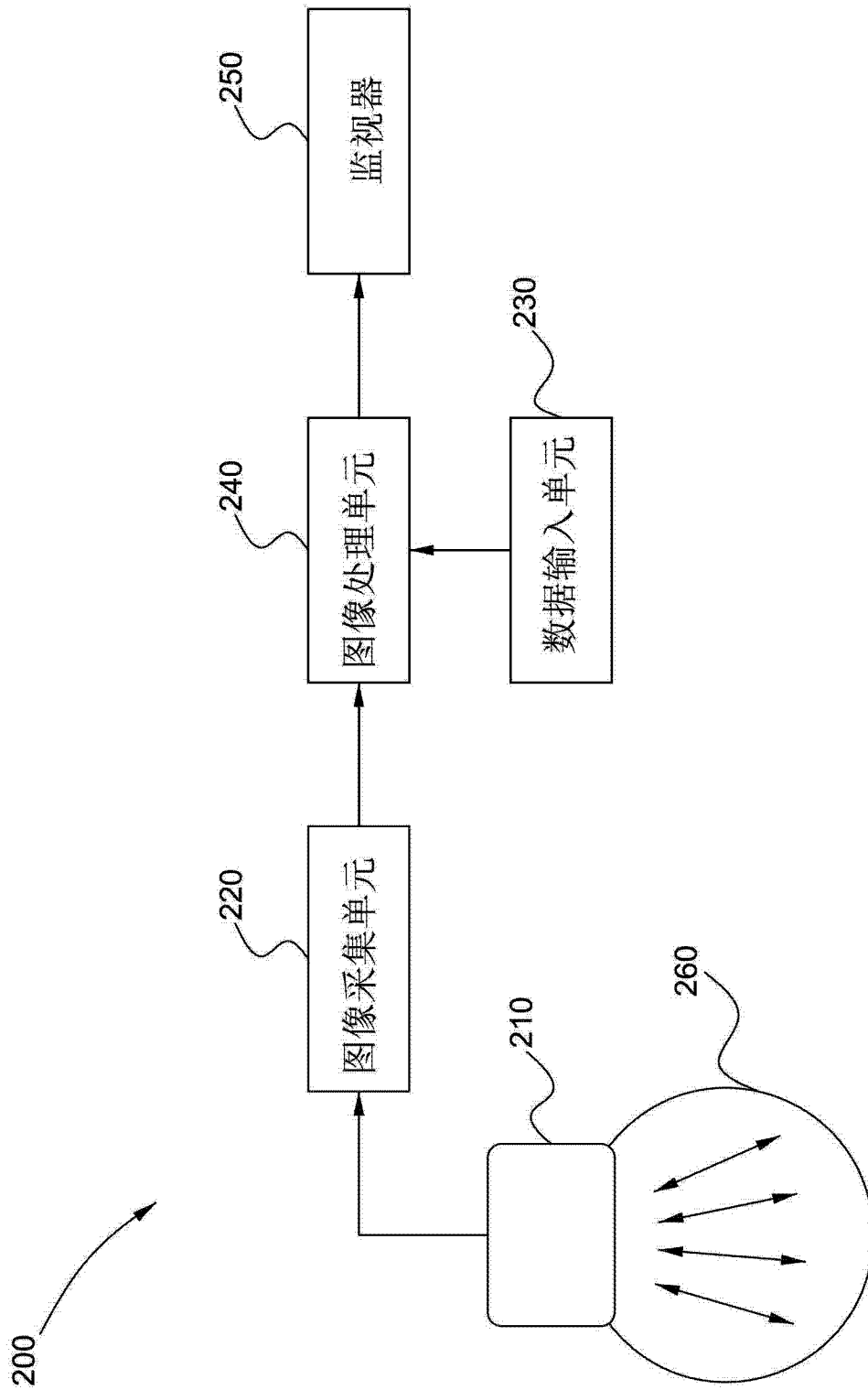


图 2

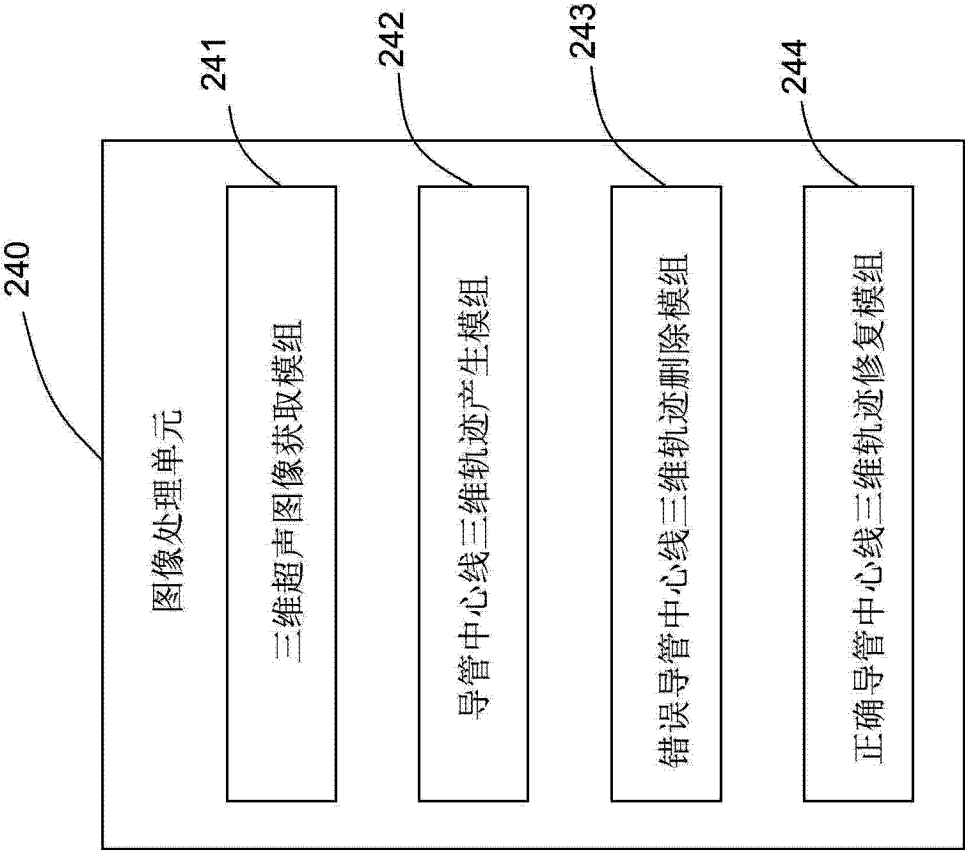


图 3

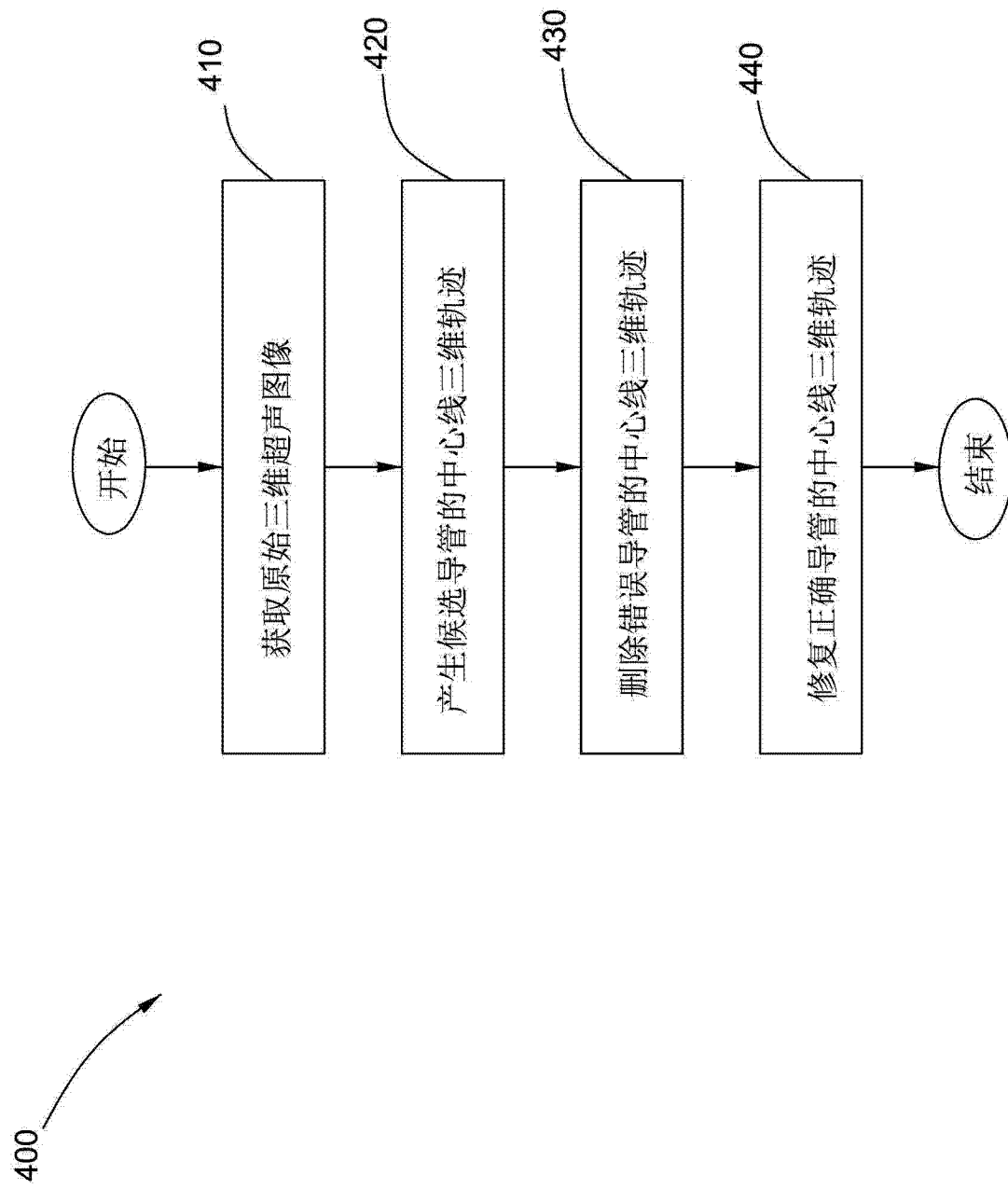


图 4

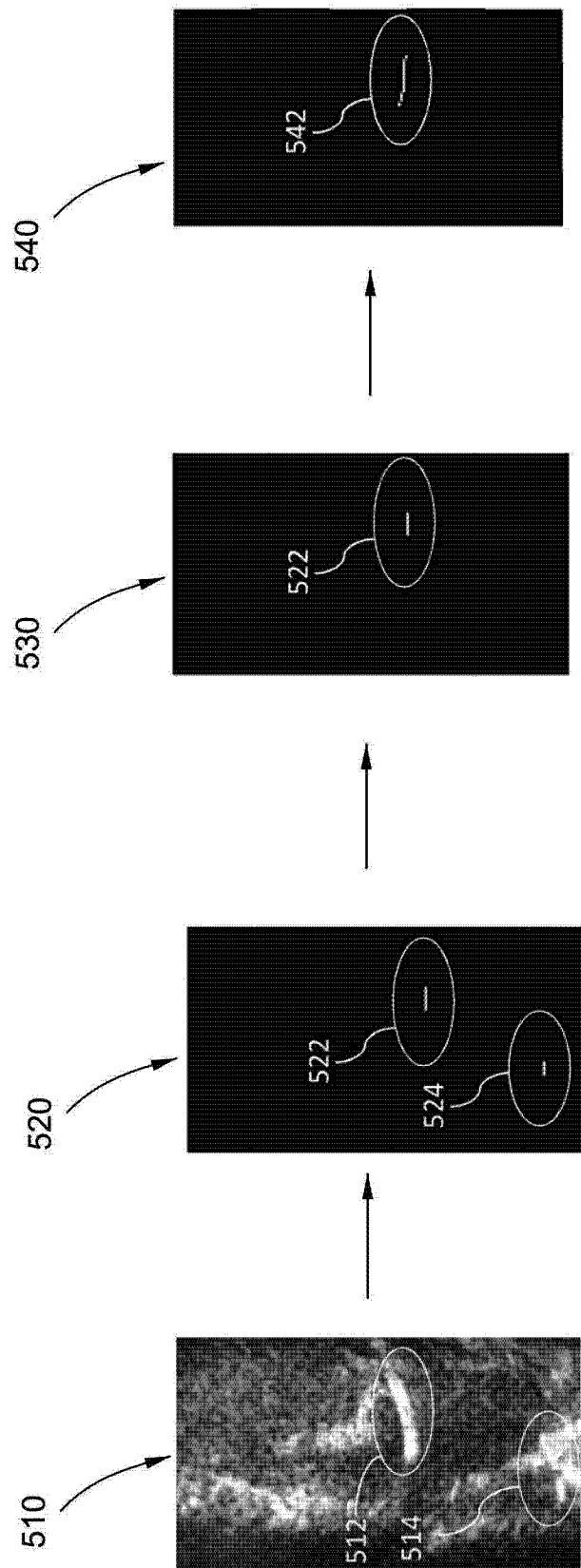


图 5

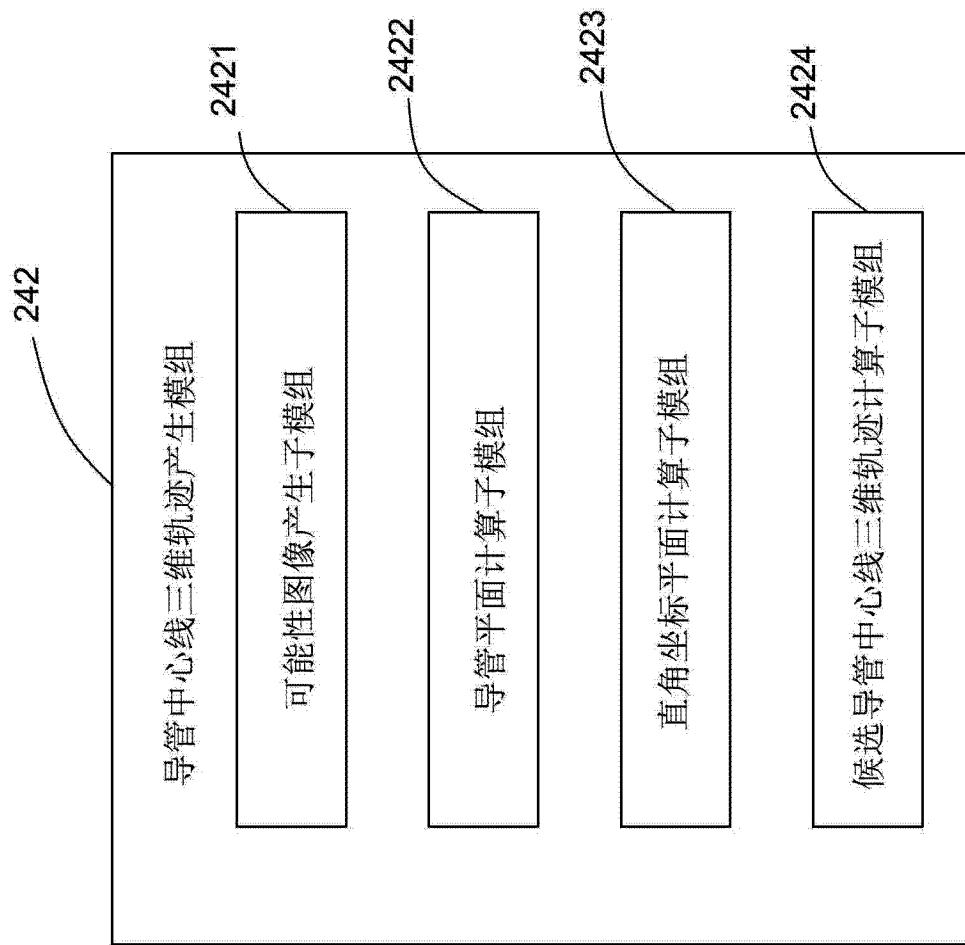


图 6

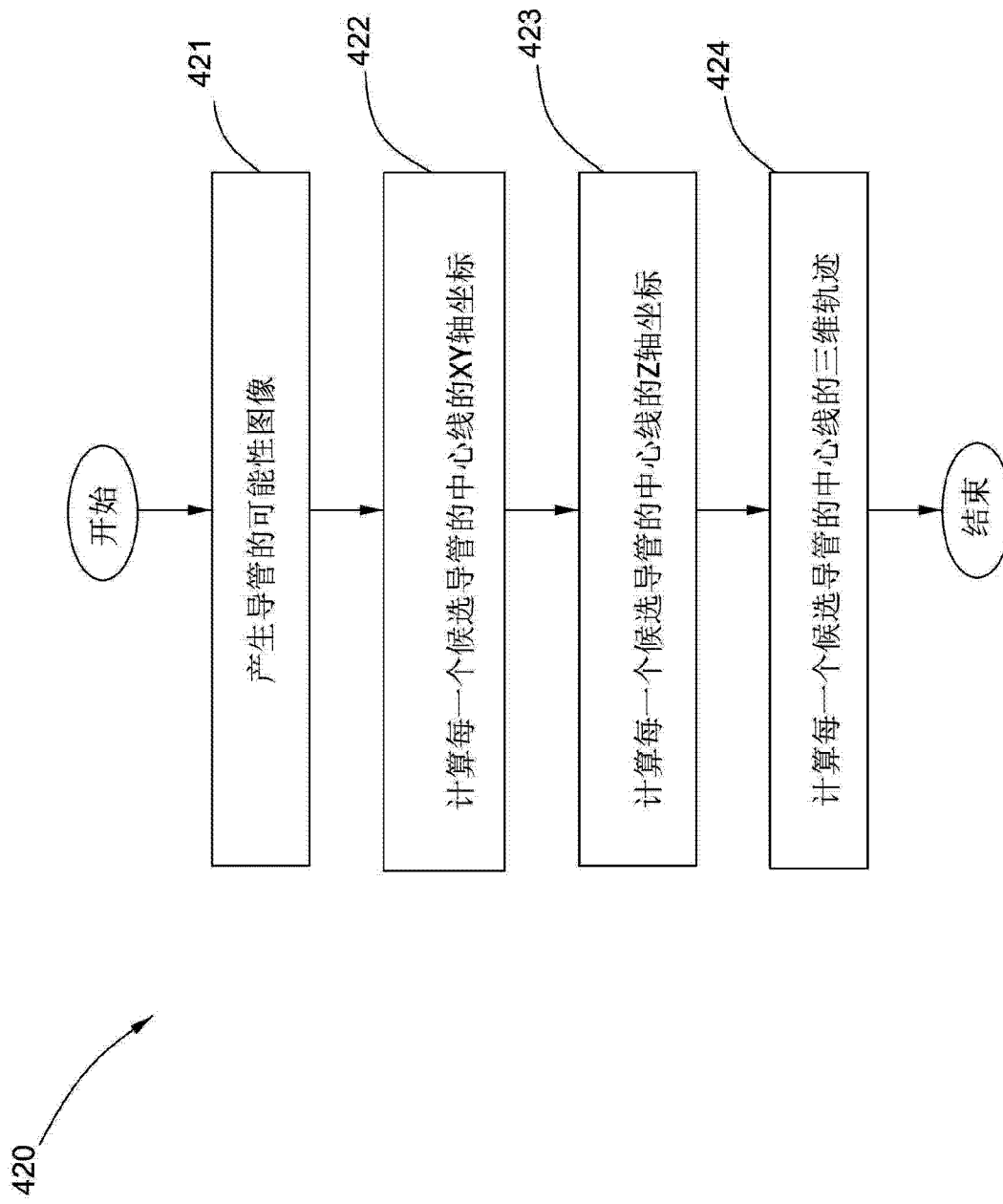


图 7

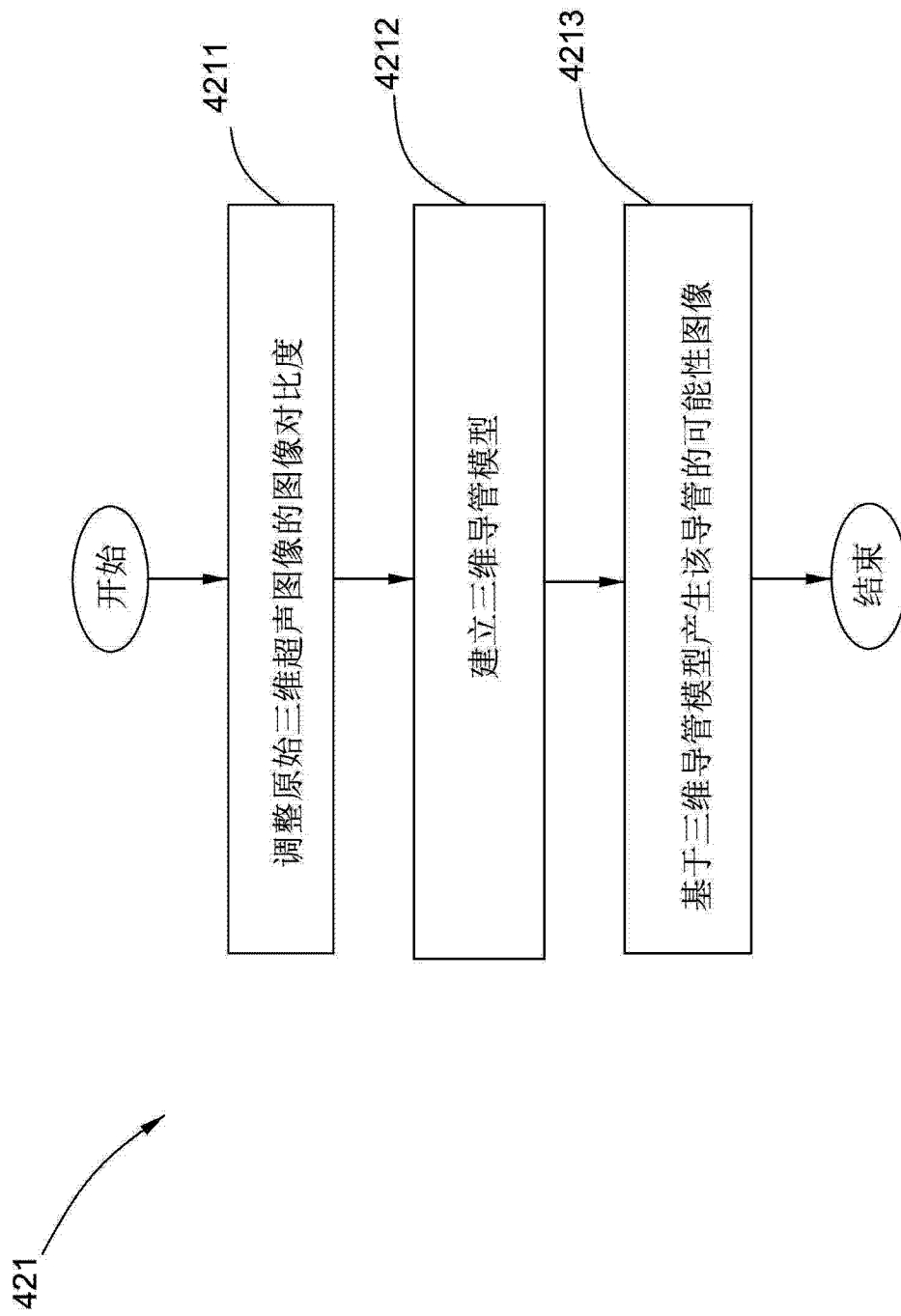


图 8

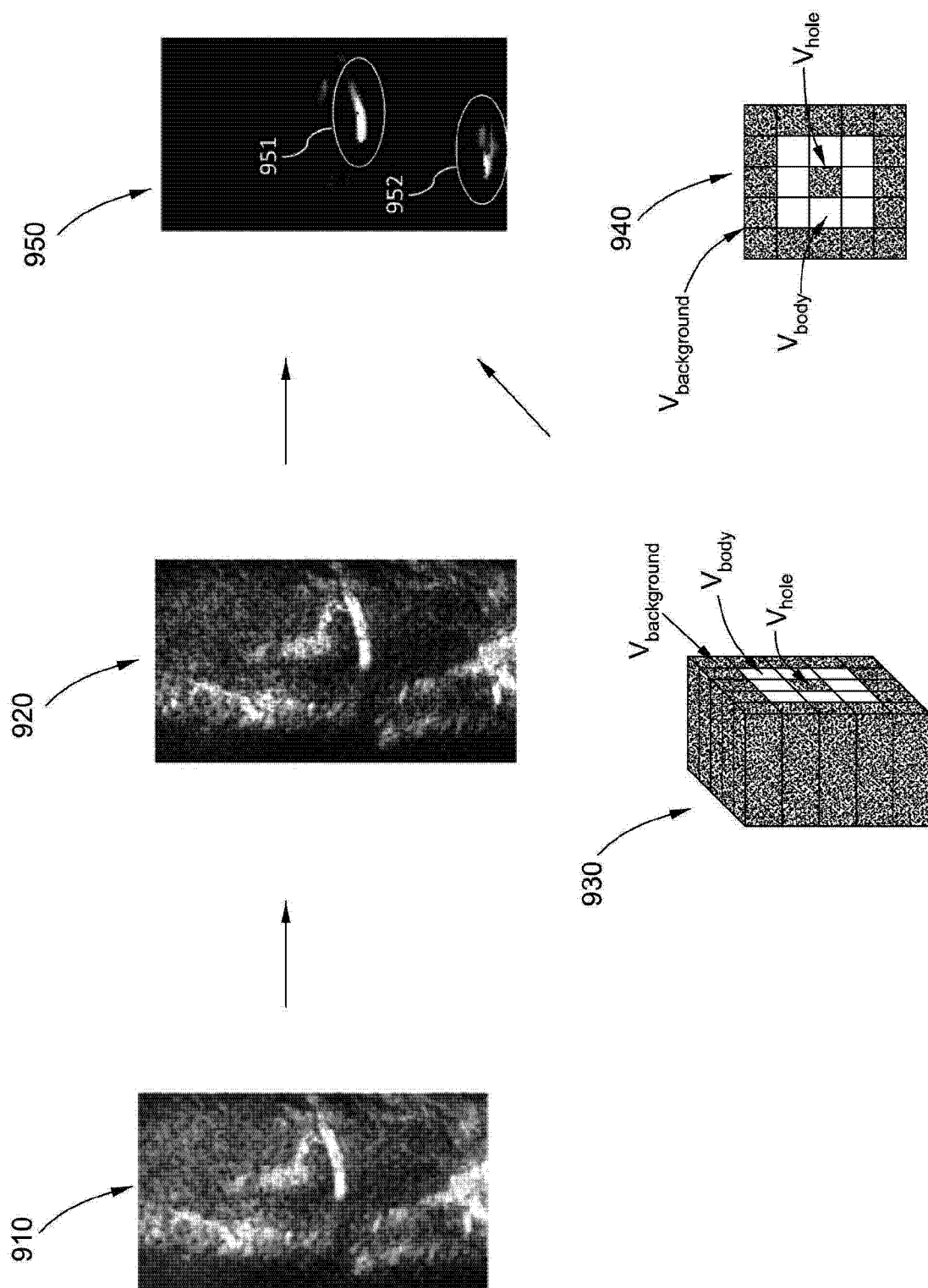


图 9

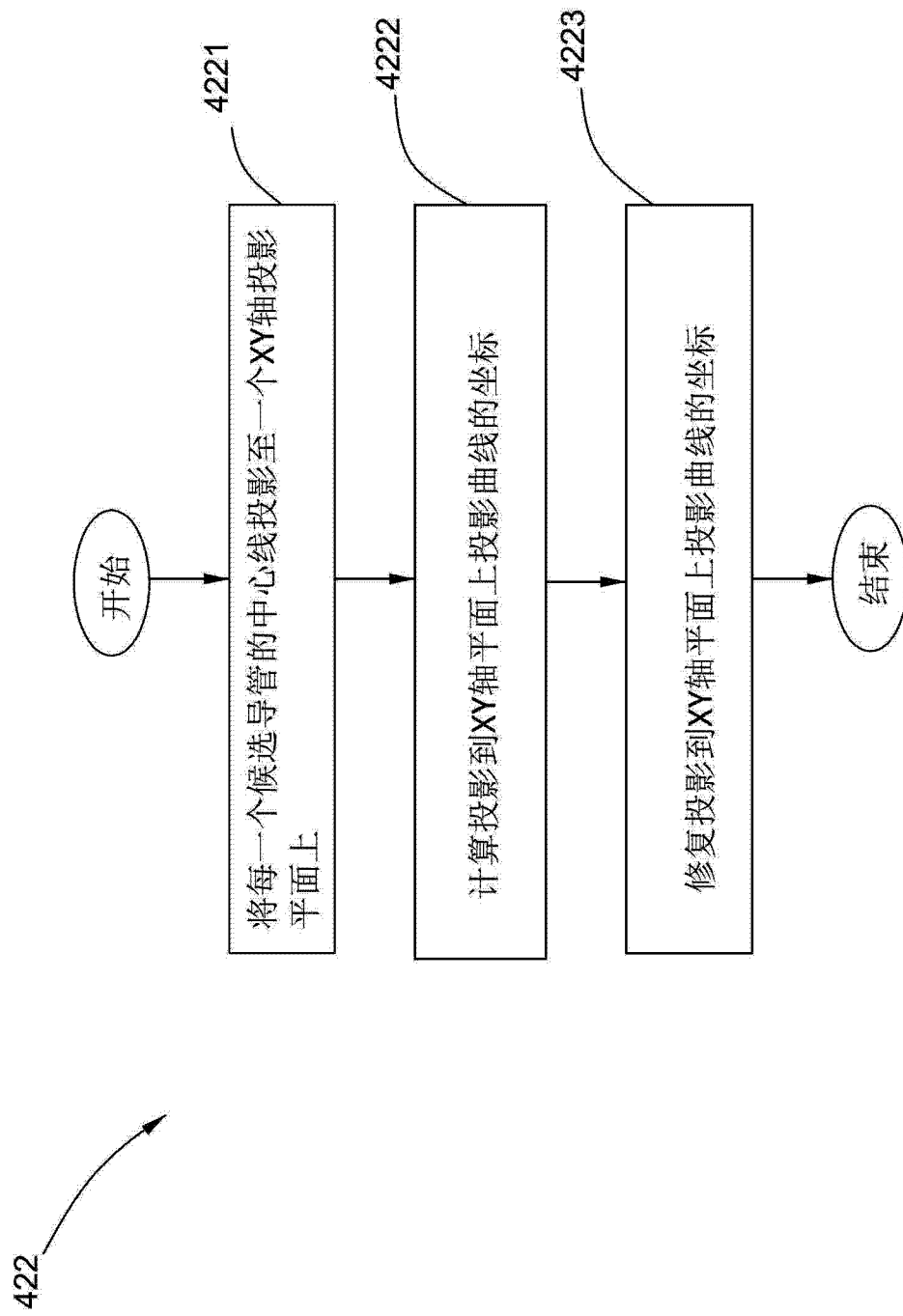


图 10

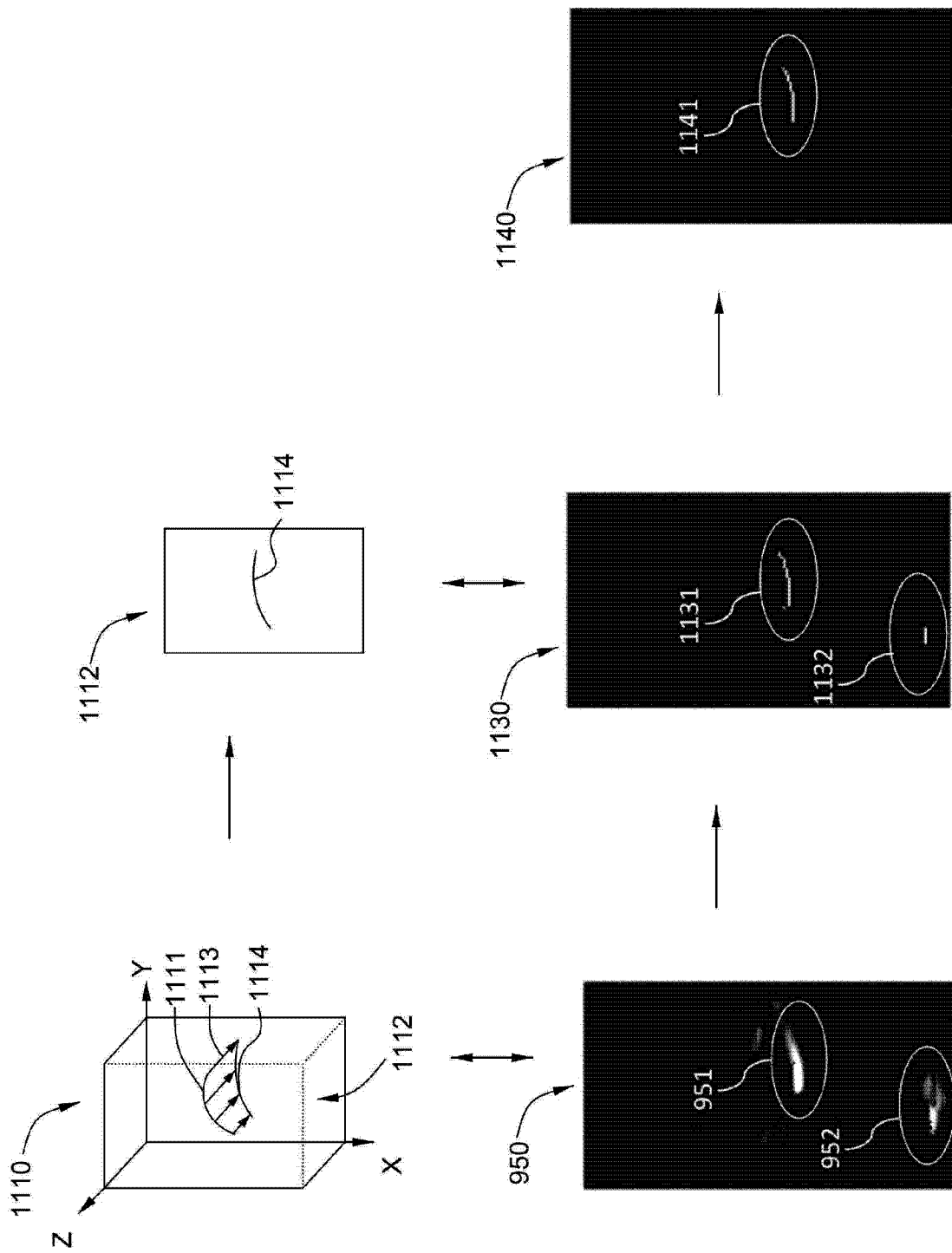


图 11

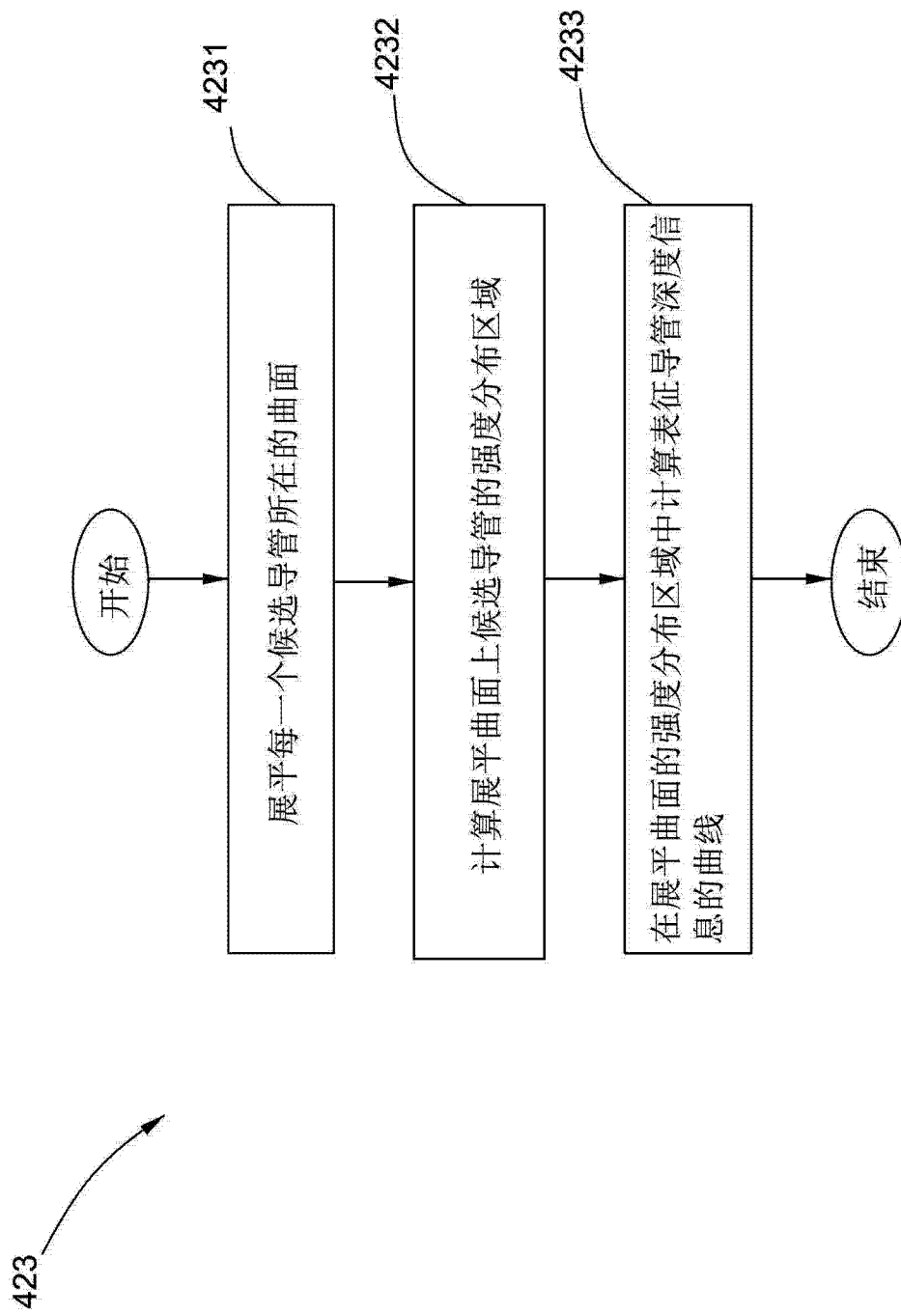


图 12

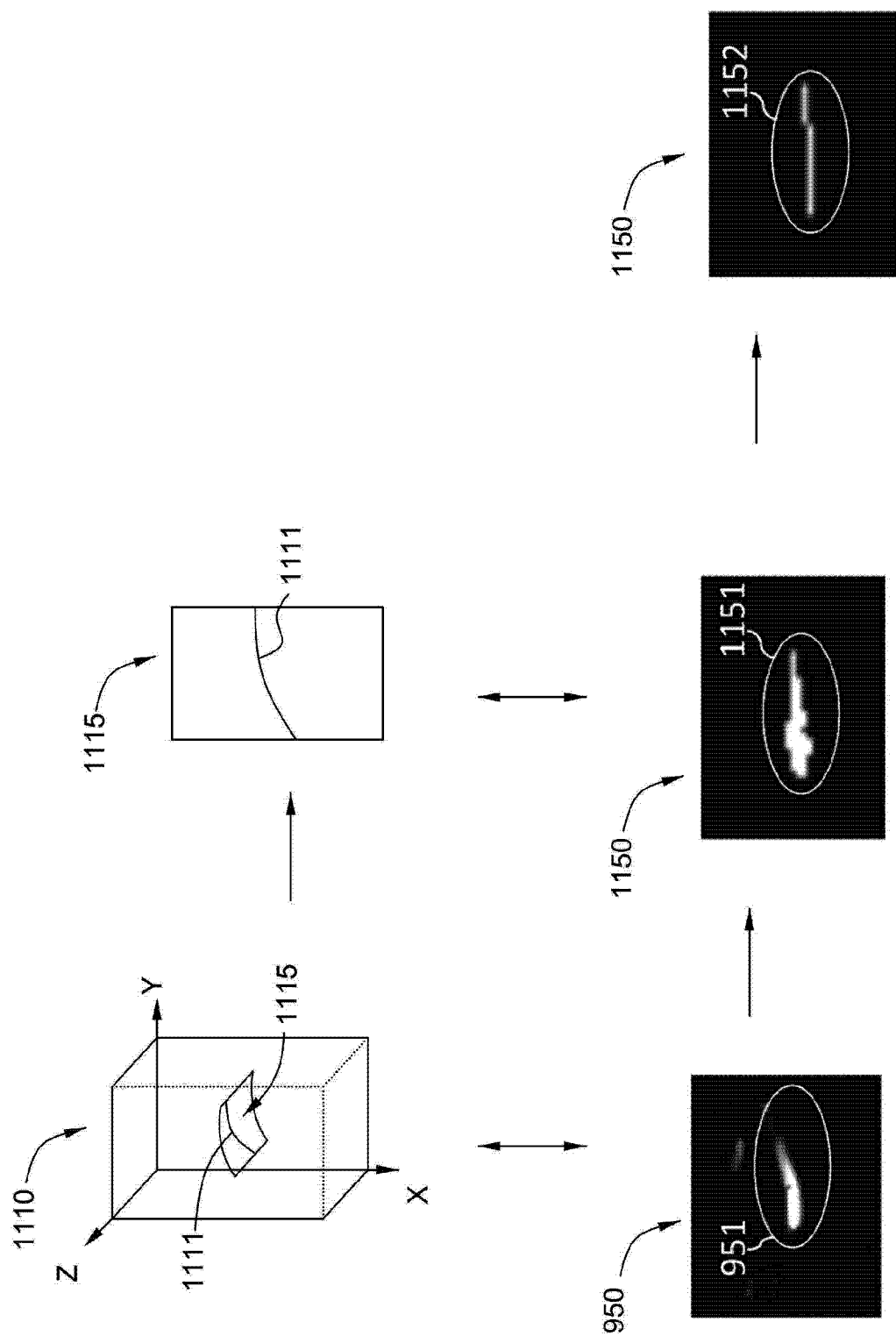


图 13

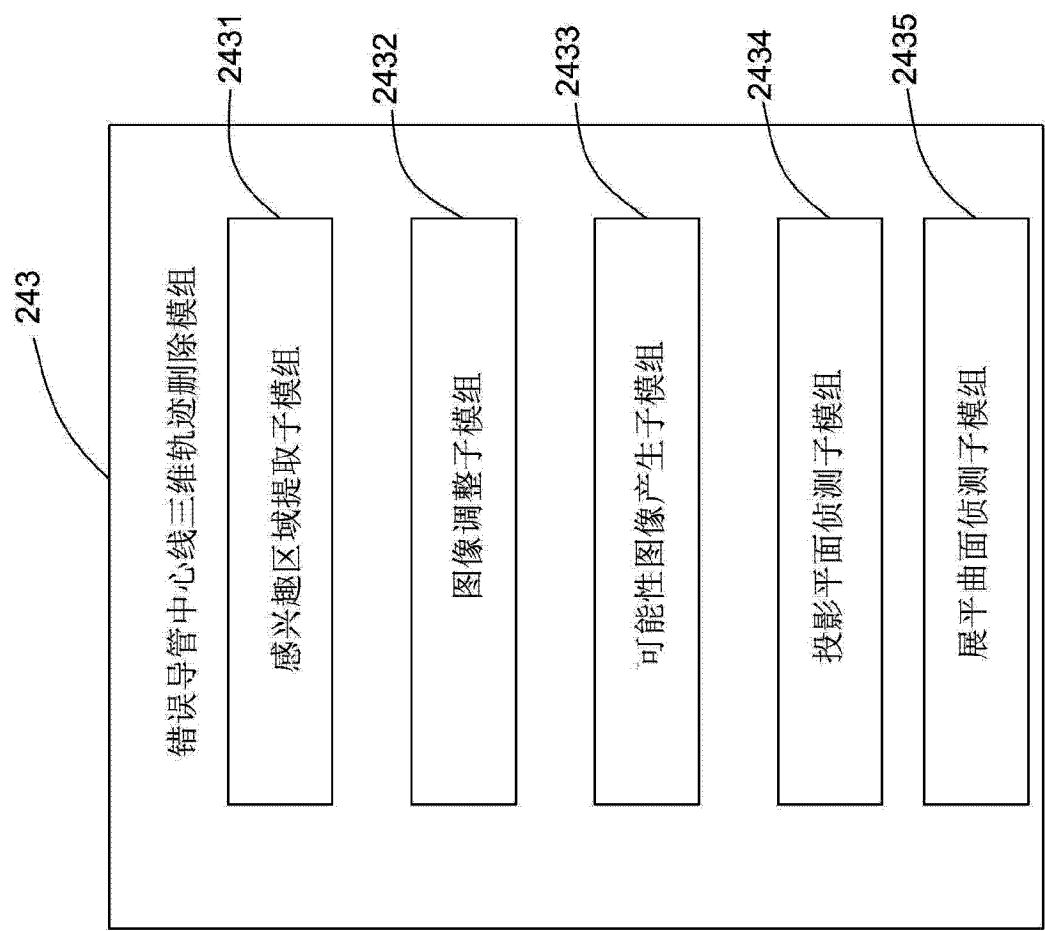


图 14

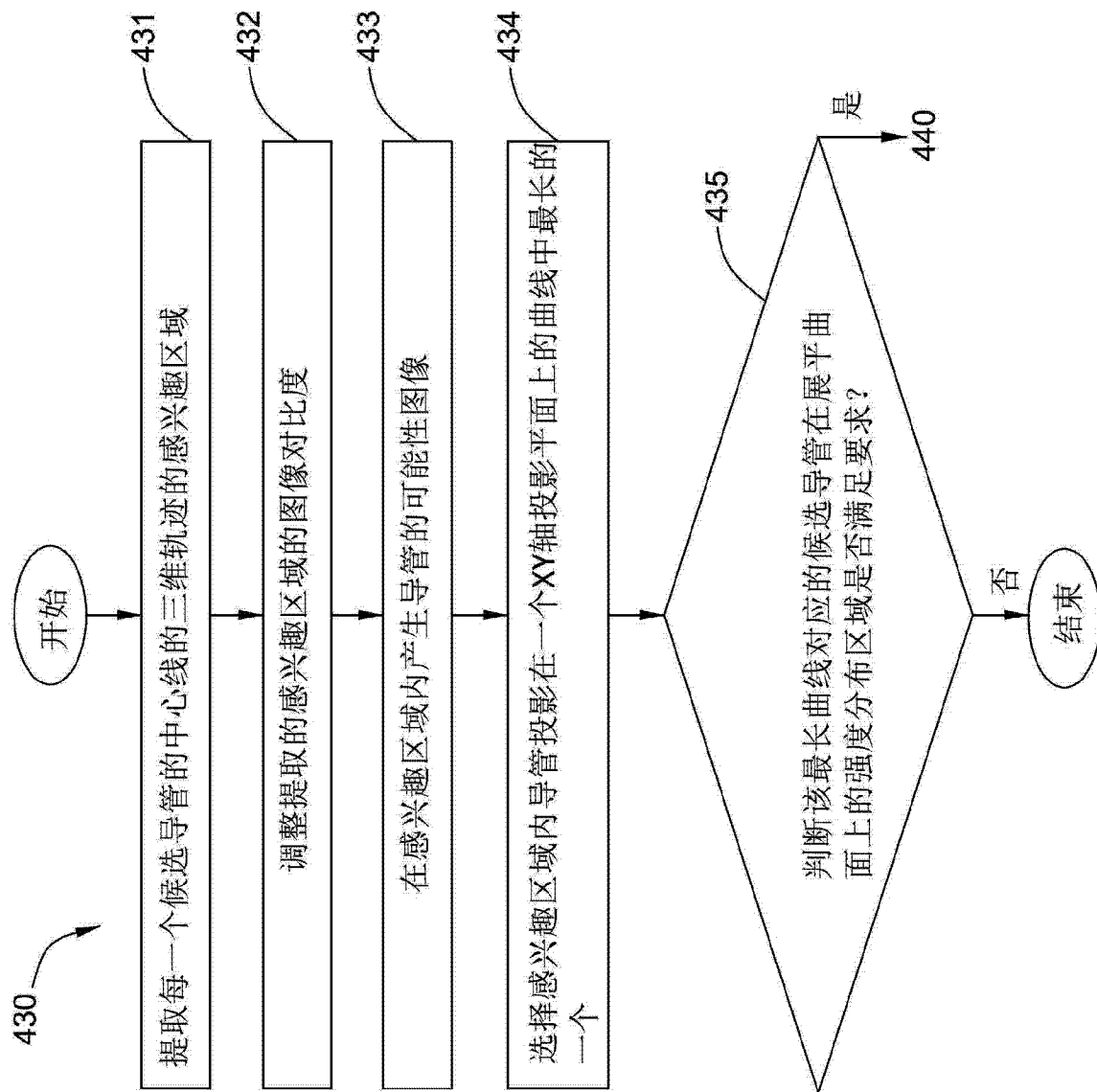


图 15

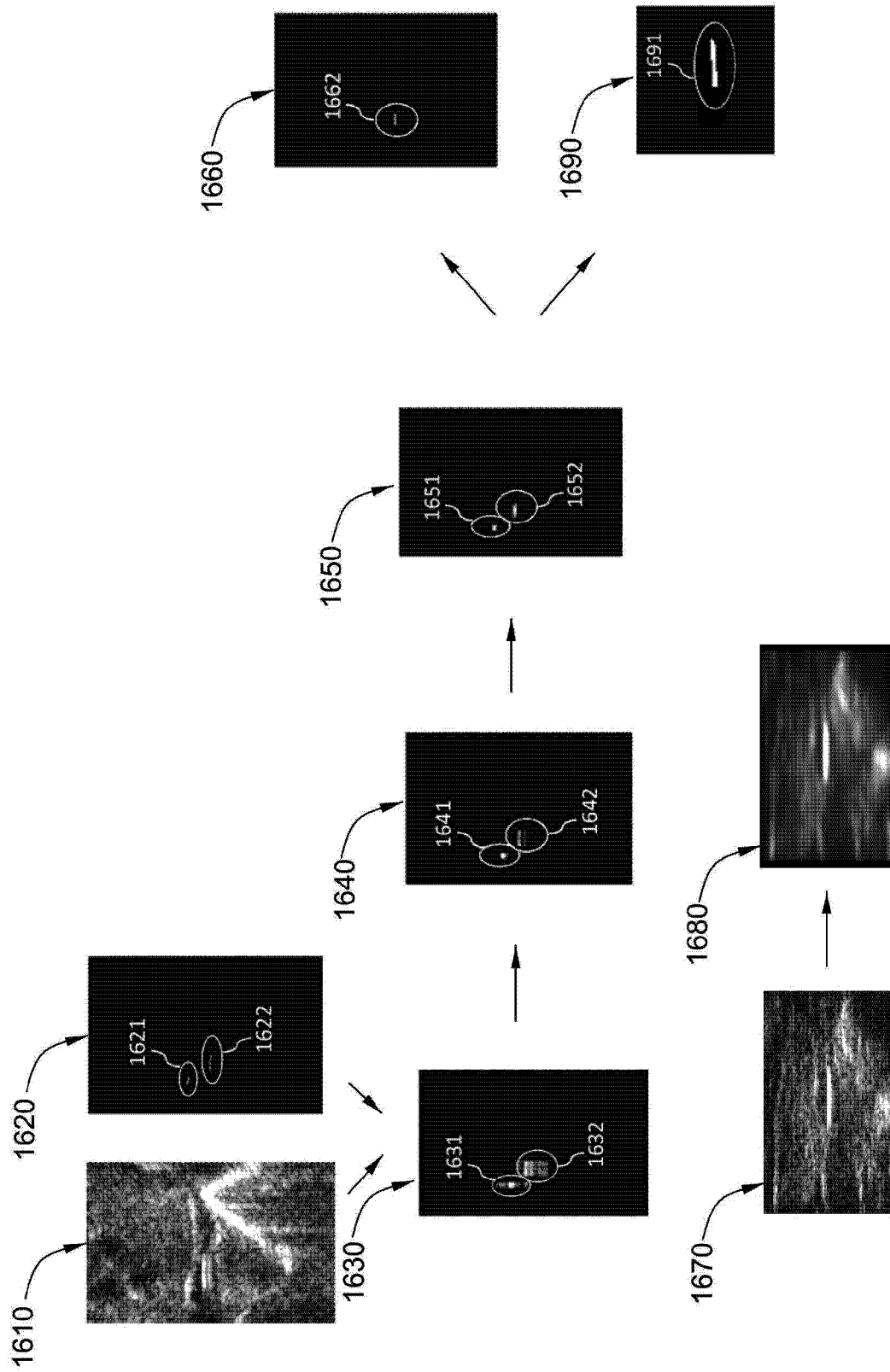


图 16

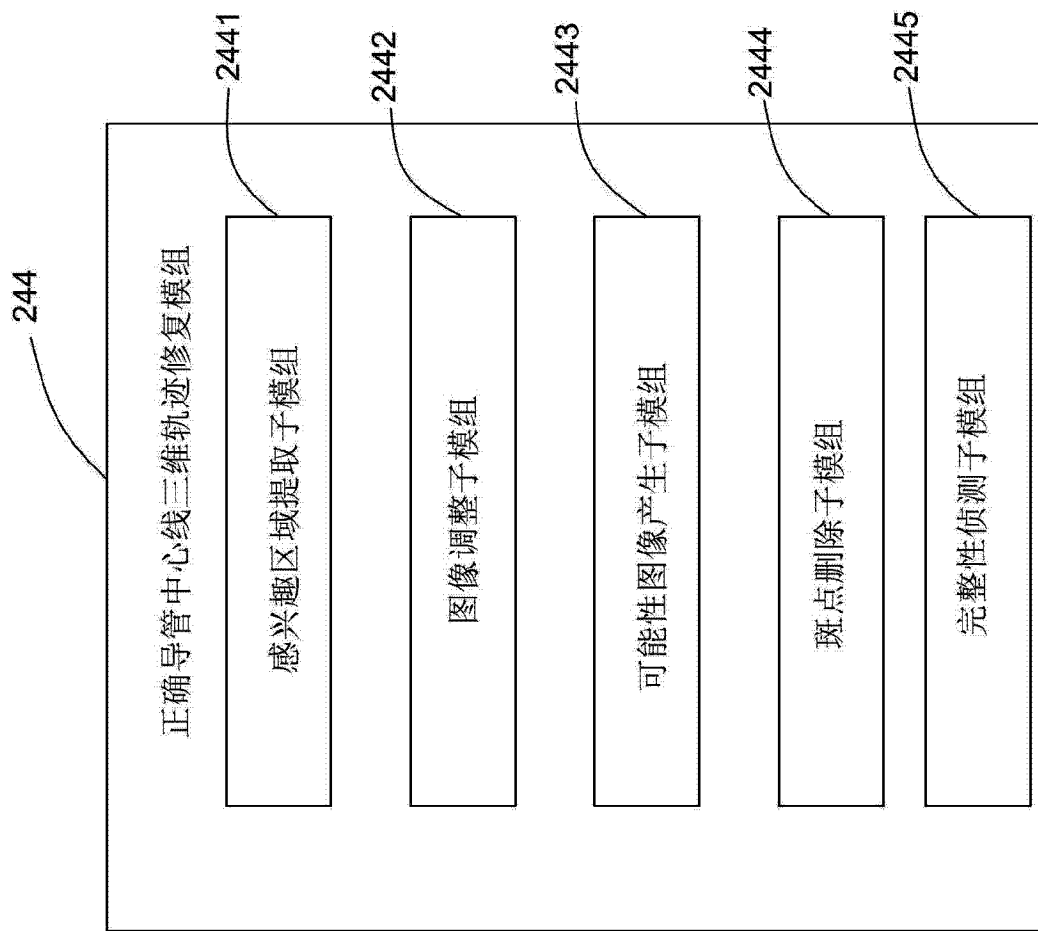


图 17

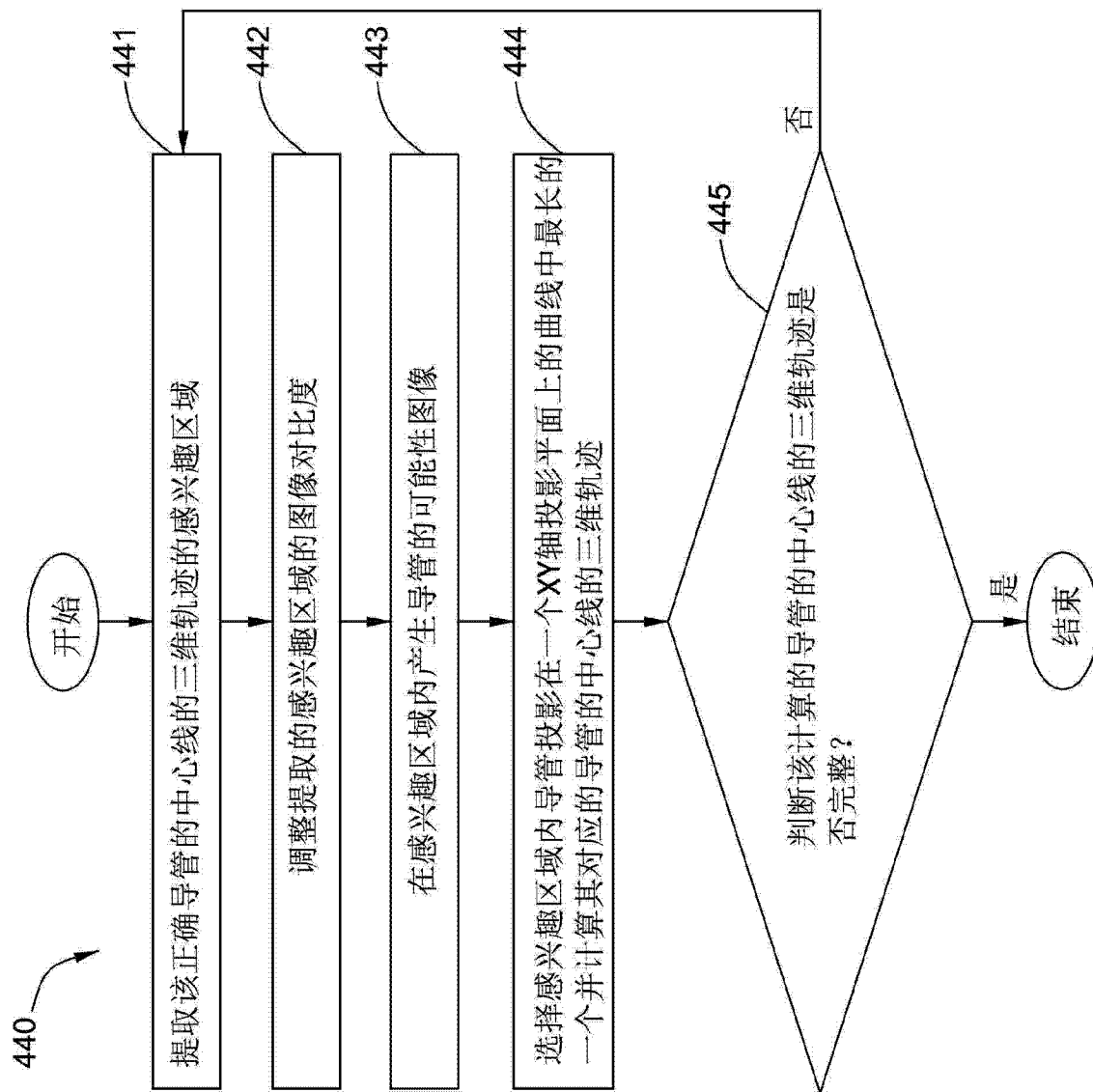


图 18

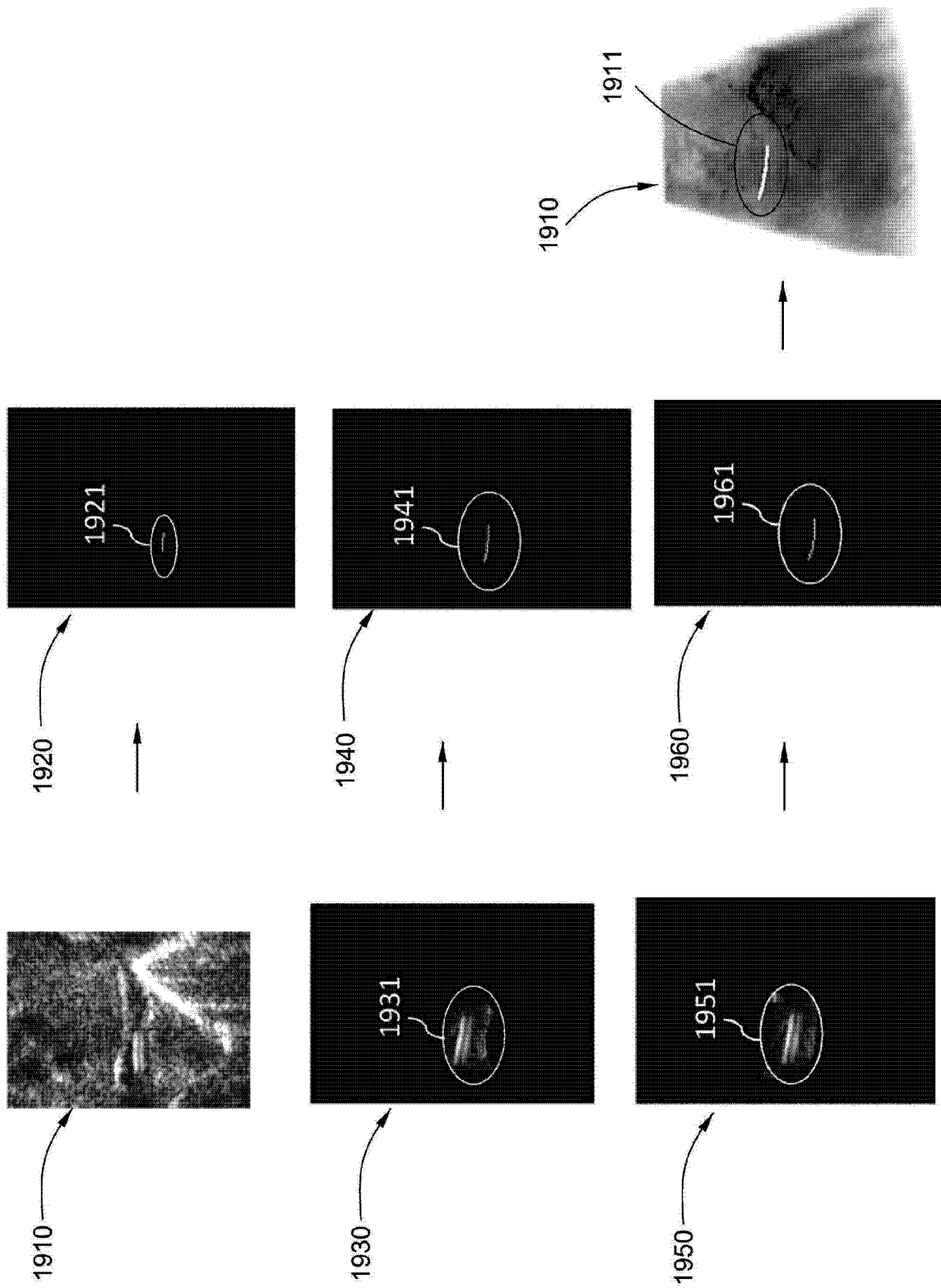


图 19

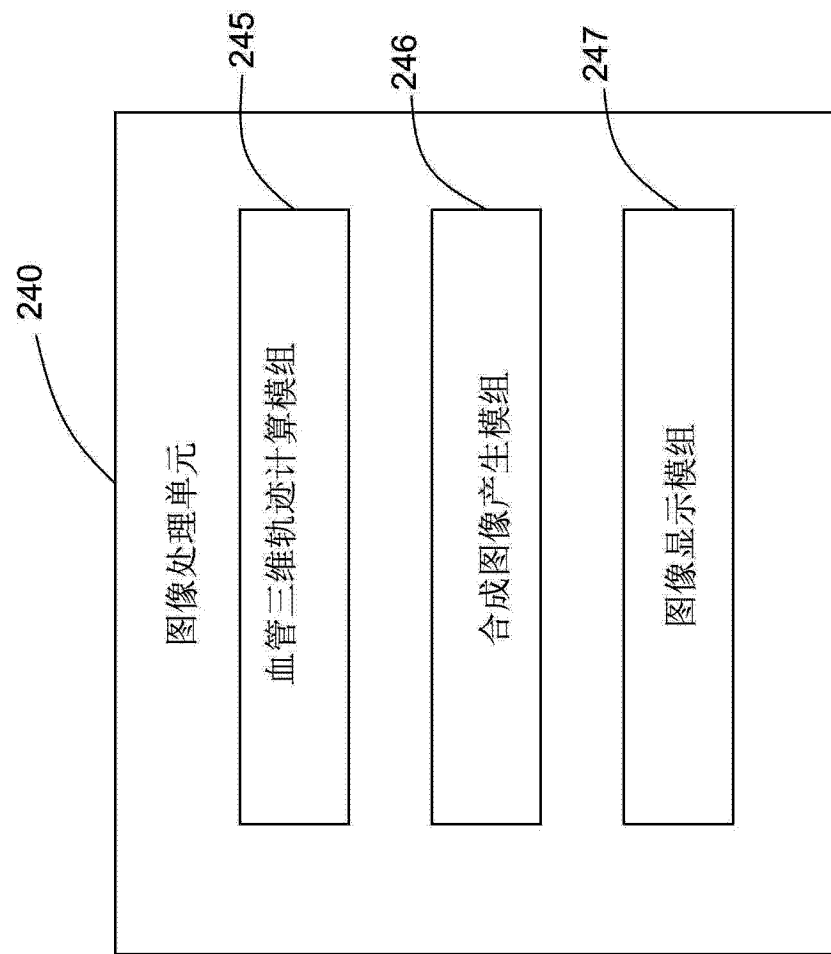


图 20

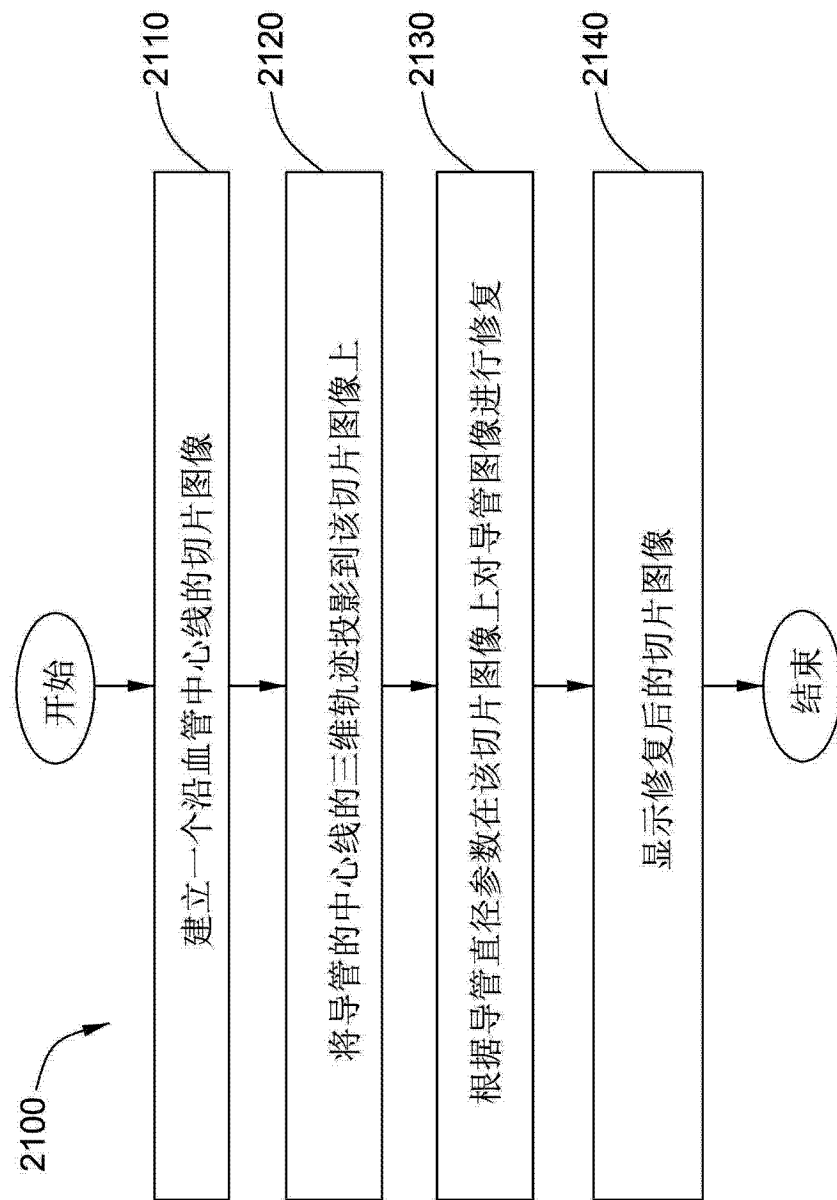


图 21

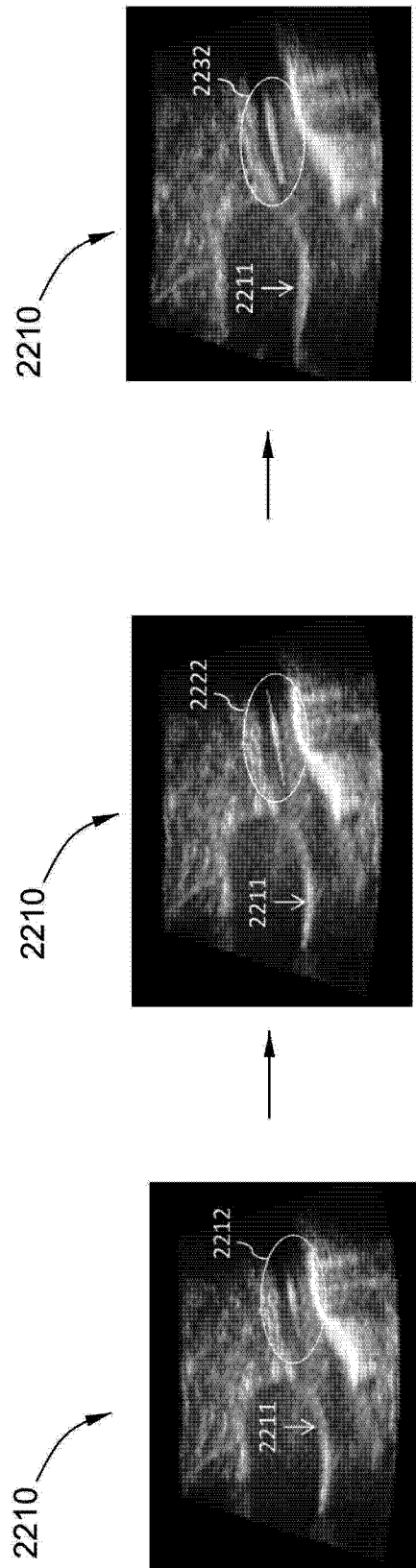


图 22

专利名称(译)	用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法		
公开(公告)号	CN103961135A	公开(公告)日	2014-08-06
申请号	CN201310044619.8	申请日	2013-02-04
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	K A 帕特瓦汉 D M 米尔斯 曹坤林 刘刚		
发明人	K.A. 帕特瓦汉 D.M.米尔斯 曹坤林 刘刚		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30		
代理人(译)	张贵东		
其他公开文献	CN103961135B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于侦测三维超声图像中导管位置的系统及方法，该系统包括三维超声图像获取模组及导管中心线三维轨迹产生模组。该三维超声图像获取模组用于获取原始的三维超声图像。该导管中心线三维轨迹产生模组用于侦测导管位置及在该三维超声图像上显示侦测到的导管。

