



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456084 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580032410.7

(22)申请日 2015.06.18

(30)优先权数据

14305929.3 2014.06.18 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/063721 2015.06.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/193441 EN 2015.12.23

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 C·迪富尔 B·J-D·B·M·莫里

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

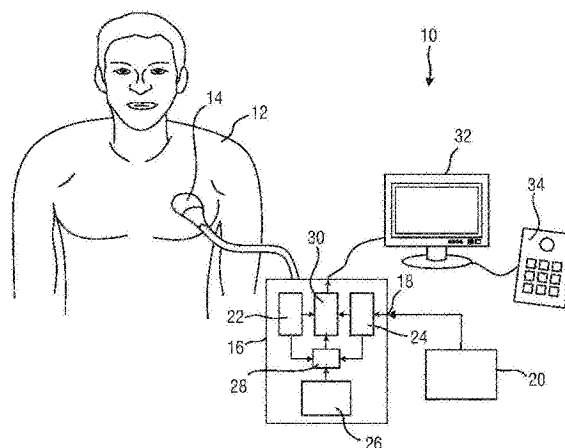
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

超声成像装置

(57)摘要

公开了一种用于识别视场中的解剖结构目标的超声成像装置(10)。所述装置包括:图像接口(18),其用于接收患者(12)的3D医学图像数据(40);以及分割单元(24),其用于对所述3D医学图像数据中的所述患者的解剖结构目标进行分割并用于提供所述解剖结构目标的分割数据(42)。包括超声采集单元,其包括被用于采集患者的超声数据(46)的超声探头(14)。所述装置还包括位置确定单元(26),其用于确定所述超声探头的位置,其中,所述位置确定单元包括校准(28)单元,所述校准单元用于基于所述患者的解剖结构特征(48)来对所述超声探头的所述位置进行校准。在所述装置中包括识别单元(30),其用于基于所述分割数据和所述超声探头的所述位置来识别所述超声探头的所述视场内的所述解剖结构目标。



1. 一种用于识别视场(44)中的解剖结构目标的超声成像装置(10),包括:
 - 图像接口(18),其用于接收患者(12)的3D医学图像数据(40),
 - 分割单元(24),其用于对所述3D医学图像数据中的所述患者的解剖结构目标进行分割并用于提供所述解剖结构目标的分割数据(42),
 - 超声采集单元,其包括用于采集所述患者的超声数据(46)的超声探头(14),
 - 位置确定单元(26),其用于确定所述超声探头的位置,其中,所述位置确定单元包括校准单元(28),所述校准单元用于基于所述患者的解剖结构特征(48)来对所述超声探头的所述位置进行校准,以及
 - 识别单元(30),其用于基于所述分割数据和所述超声探头的所述位置来识别所述超声探头的所述视场内的所述解剖结构目标。
2. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述超声采集单元适于确定3D超声数据。
3. 根据权利要求2所述的超声成像装置,其中,所述识别单元适于基于所述3D医学图像数据和所述3D超声数据中的解剖结构特征的相关性来识别所述解剖结构目标。
4. 根据权利要求2所述的超声成像装置,其中,所述校准单元适于基于所述3D医学图像数据和所述3D超声数据中的解剖结构特征的相关性来对所述位置确定单元进行校准。
5. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述解剖结构特征是所述患者的器官。
6. 根据权利要求1所述的超声成像装置,还包括显示单元(28),所述显示单元用于显示所述超声数据和所述分割数据的2D表示。
7. 根据权利要求5所述的超声成像装置,其中,识别出的器官由所述显示单元显示并且基于所述分割数据而被标记。
8. 根据权利要求7所述的超声成像装置,其中,所述校准单元适于根据操作者的请求基于所述解剖结构特征来对所述超声探头的所述位置进行校准。
9. 根据权利要求7所述的超声成像装置,其中,所述校准单元适于在检测到未对齐时基于所述解剖结构特征来对所述超声探头的所述位置进行校准。
10. 根据权利要求2所述的超声成像装置,其中,采集到的3D超声数据包括多个3D体素,并且其中,所述3D体素被分配到所述分割数据的对应的解剖结构目标。
11. 根据权利要求10所述的超声成像装置,其中,解剖结构目标是基于所述视场中的所述解剖结构目标的3D体素的量而在所述视场中识别出的。
12. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述超声采集单元适于采集2D超声数据。
13. 根据权利要求12所述的超声成像装置,其中,采集到的2D超声数据包括被分配到所述分割数据的对应的解剖结构目标的多个2D像素,其中,解剖结构目标是基于所述视场中的所述解剖结构目标的2D像素的量而在所述视场中被识别出的。
14. 一种用于识别超声采集单元的视场(44)中的解剖结构目标的方法(60),包括以下步骤:
 - 接收患者(12)的3D医学图像数据(40),
 - 对所述3D医学图像数据中的解剖结构目标进行分割并且提供解剖结构特征的分割数据(42),

- 借助于所述超声采集单元的超声探头(14)来采集(68)所述患者的超声数据(46),
- 基于所述患者的解剖结构特征(48)来对所述超声探头的位置进行校准(72),
- 基于所述超声探头的经校准位置来确定(74)所述超声探头的位置,并且
- 基于所述分割数据和探头的所述位置来识别(80)所述视场内的所述解剖结构目标。

15.一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元令计算机执行根据权利要求14所述的方法的所述步骤。

超声成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于识别视场中的解剖结构目标的超声成像装置。本发明还涉及一种用于识别超声采集单元的视场中的解剖结构目标的方法并且涉及一种包括程序单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序单元用于令计算机执行根据本发明的方法的步骤。

背景技术

[0002] 在医学成像系统的领域中,将由不同的医学分析系统采集的患者的不同的图像组合以便提高诊断可能性一般是已知的。具体而言,这样的超声系统是已知的,即所述超声系统将超声图像和从不同的成像系统导出的患者的术前图像数据组合。该超声系统被提供有探头位置跟踪系统,以确定超声探头在患者的身体处的位置以使对应的超声图像与术前体积分析数据相关。该定位系统实现了对术前数据和实况超声数据的连续空间对齐。

[0003] 该位置跟踪系统依赖于例如基于人造标记的校准,所述人造标记能够在术前数据和超声数据中被识别并且其能够彼此相关使得能够确定数据的对齐。该位置跟踪系统还可以包括电磁跟踪系统,其确定传感器坐标系与超声坐标系之间的偏置。例如,从WO 2012/117381 A1已知这样的探头定位系统。

[0004] 该探头定位系统在标记附近通常具有高准确度,然而,如果探头被移动远离标记,则准确度被降低。而且,如果术前数据与超声数据之间出现未对齐,则手动重新调节是必要的,这是耗时的并且要求详细的专业知识。

发明内容

[0005] 因此,本发明的目的是提供一种用于以低技术努力和降低的时间消耗来识别超声探头的视场中的解剖结构目标的经改进的超声成像装置和经改进的方法。

[0006] 根据一个方面,提供了一种用于识别视场中的解剖结构目标的超声成像装置,包括:

[0007] -图像接口,其用于接收患者的3D医学图像数据,

[0008] -分割单元,其用于对所述3D医学图像数据中的所述患者的解剖结构目标进行分割并用于提供所述解剖结构目标的分割数据,

[0009] -超声采集单元,其包括用于采集所述患者的超声数据的超声探头,

[0010] -位置确定单元,其用于确定所述超声探头的位置,其中,所述位置确定单元包括校准单元,所述校准单元用于基于所述患者的解剖结构特征来对所述超声探头的所述位置进行校准,以及

[0011] -识别单元,其用于基于所述分割数据和所述探头的所述位置来识别所述超声探头的所述视场内的所述解剖结构目标。

[0012] 根据另一方面,提供了一种用于识别超声采集单元的视场中的解剖结构目标的方法,包括以下步骤:

[0013] -接收患者的3D医学图像数据，

[0014] -对所述3D医学图像数据中的解剖结构目标进行分割并且提供解剖结构特征的分割数据，

[0015] -借助于所述超声采集单元的超声探头来采集所述患者的超声数据，

[0016] -基于所述患者的解剖结构特征来对所述超声探头的位置进行校准，

[0017] -基于所述超声探头的经校准位置来确定所述超声探头的位置，并且

[0018] -基于所述分割数据和探头的所述位置来识别所述视场内的所述解剖结构目标。

[0019] 根据另一方面，提供了一种计算机程序，所述计算机程序包括程序代码单元，当在计算机上执行所述计算机程序时，所述程序代码单元令计算机执行根据本发明的所述方法的所述步骤。

[0020] 在所述从属权利要求中限定本发明的优选的实施例。应当理解，所述所主张的方法具有与所述所主张的系统并于所述从属权利要求中所限定的类似和/或相同的优选的实施例。在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解，要求保护的方法具有与要求保护的设备以及与在从属权利要求中限定的相似和/或相同的优选实施例。

[0021] 本发明基于这样的想法，即使患者的术前图像数据与所述患者的超声图像数据同步以便改进对所述视场中的目标的识别。所述超声图像数据和所述术前图像数据基于所述术前图像数据的经分割的解剖结构特征和所述超声探头的位置而被同步。所述超声探头关于经分割的术前图像数据的位置基于所述患者的解剖结构特征而被校准，以便实现对所述超声探头的所述视场中如器官的目标的精确相关和精确识别。由于所述定位单元是基于如肝的血管的解剖结构特征而被校准的，因而能够以低技术努力来精确地确定所述超声采集单元的位置。

[0022] 在优选的实施例中，所述超声采集单元适于确定3D超声数据。这是提供解剖结构目标和解剖结构特征的详细超声数据以便实现视场中的精确识别的可能性。

[0023] 在另外的优选实施例中，所述识别单元适于基于所述3D医学图像数据和所述3D超声数据中的解剖结构特征的相关性来识别相同的目标。这是改进对解剖结构目标的识别的可靠性的可能性，这是因为相关是基于目标的三维形状来执行的。

[0024] 在优选实施例中，所述校准单元适于基于所述3D医学图像数据和所述3D超声数据中的所述解剖结构特征的相关性来对所述位置确定单元进行校准。这是实现对所述位置确定单元的精确校准的可能性，这是因为包括所述解剖结构目标的所述分割数据的所述3D医学图像数据与在所述超声探头的当前位置处采集的对应的3D超声数据是相关的。

[0025] 在优选实施例中，所述3D超声数据被分割以提供所述患者的所述解剖结构特征的超声分割数据，并且所述校准单元适于基于所述分割数据和所述超声分割数据的相关性来对所述超声探头的所述位置进行校准。这是仅基于3D医学图像数据和3D超声数据来实现自动校准的可能性。

[0026] 在优选实施例中，所述解剖结构特征是所述患者的器官。这是实现精确校准的可能性，这是因为能够以低技术努力在超声数据和3D医学图像数据中对器官进行分割。

[0027] 更优选的是，所述解剖结构特征是所述患者的所述器官的部分，尤其是所述患者的所述器官的血管。这是进一步提高所述校准的可靠性的可能性，这是因为所述器官的部分，并且尤其是所述器官的血管，能够被以高精度度识别并具有特性结构，使得能够提高可

靠性。

[0028] 在优选实施例中,所述超声成像装置还包括显示单元,所述显示单元用于显示所述超声数据和所述分割数据的2D表示。这是提高识别出的解剖结构目标的可见性的可能性,这是因为能够基于所述分割数据容易地识别所述解剖结构目标。

[0029] 在优选实施例中,所述识别出的器官由所述显示单元来显示并且基于所述分割数据而被标记。这是进一步提高所述系统的舒适性的可能性,这是因为操作者不需要基于其解剖结构形状来识别器官。

[0030] 在优选实施例中,所述校准单元适于根据操作者的请求基于所述解剖结构特征来对所述超声探头的所述位置进行校准。这是在出现未对齐的情况下将所述分割数据与所述超声数据重新对齐的可能性。

[0031] 在优选实施例中,所述校准单元适于在检测到未对齐时基于所述解剖结构特征来对所述超声探头的所述位置进行校准。这是实现对所述分割数据和所述超声数据的自动重新对齐的可能性。

[0032] 在优选实施例中,采集到的3D超声数据包括多个3D体素,其中,所述3D体素被分配到所述分割数据的对应的解剖结构目标。这是容易地识别所述超声采集单元的所述视场中的所述解剖结构目标的可能性,这是因为每个3D体素与在所述分割数据中的所述识别出的解剖结构目标相关,使得能够在技术努力下容易地识别所述解剖结构目标。

[0033] 在优选实施例中,解剖结构目标是基于所述视场中的所述解剖结构目标的3D体素的量而在所述视场中识别出的。这是以低技术努力来识别所述视场中的所述解剖结构目标的可能性。

[0034] 在优选实施例中,所述超声采集单元适于确定2D超声数据。这是降低用于采集所述超声数据的技术努力的可能性。

[0035] 在优选实施例中,采集到的2D超声数据包括被分配到所述分割数据的对应的解剖结构目标的多个2D像素,其中,所述视场中的所述解剖结构目标是基于所述视场中的所述解剖结构目标的2D像素的量来识别的。这是进一步降低用于识别所述视场中的所述解剖结构目标的技术努力的可能性,这是因为能够容易地确定所分配的2D像素的量。

[0036] 如上文提到的,所述视场中的所述解剖结构目标是基于所述分割数据和所述超声探头的所述位置的所述相关性而被识别的,其中,所述超声探头的所述位置基于所述超声数据中的解剖结构特征和所述3D医学图像数据的对应的分割数据而容易地且精确地被校准。由于能够通过诸如图像分割的图像处理在所述医学图像数据和所述超声图像数据中自动地检测所述解剖结构特征,因此能够以高精度度实现对所述超声探头的所述位置的所述校准和相应的确定,使得能够以高可靠性实现对所述解剖结构目标的识别。为了降低技术努力,基于所述分割数据和所述超声探头的所述位置通过被分配到各自的解剖结构目标的3D体素或2D像素来识别所述视场中的所述解剖结构目标,使得能够通过分别确定3D体素或2D像素的量以低技术努力来识别所述视场中的所述解剖结构目标。因此,能够以低技术努力实现对所述超声探头的所述视场中的解剖结构目标的精确识别。

附图说明

[0037] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的,并且将参考

下文描述的实施例对本发明的这些和其他方面进行说明。在附图中：

[0038] 图1示出了用于扫描患者的身体的体积的医学成像系统的示意性表示；

[0039] 图2a、图2b、图2c示出了包括对解剖结构目标的分割的患者的身体的体积的术前图像的绘制；

[0040] 图3a、图3b示出了术前图像的分割数据和超声探头的位置；

[0041] 图4a、图4b示出了用于对定位单元的校准的患者的身体的相同区域的超声图像和术前图像；

[0042] 图5a、图5b以2D和3D示出了患者的身体的相同区域的术前图像和术前图像的相关分割数据；

[0043] 图6a、图6b示出了用于图示分割数据与超声图像中的解剖结构特征的对齐的术前图像和对应的超声图像；

[0044] 图7a、图7b示出了用于图示未对齐的相同区域的术前图像和超声图像以及相关的分割数据；并且

[0045] 图8示出了用于使医学图像相关的方法的流程图。

具体实施方式

[0046] 图1示出了根据一个实施例的医学成像系统10尤其是超声成像系统10的示意性图示。医学成像系统10被用于探查解剖结构部位的体积，尤其是患者12的解剖结构部位的体积。医学成像系统10包括具有至少一个换能器阵列的超声探头14，所述至少一个换能器阵列包括用于发送和接收超声波的多个换能器元件。换能器元件优选地被布置在2D阵列中，尤其用于提供多维图像数据。

[0047] 一般地，医学成像系统10包括图像处理装置16，其用于评估从超声探头14接收到的超声数据并且用于将患者12的超声图像与术前图像组合或使其相关。图像处理装置16包括图像接口18，其用于从外部数据库20或外部分析和成像装置20接收术前图像数据。术前图像数据优选地是由计算机断层摄影装置或磁共振断层摄影装置在超声成像分析之前已经捕捉或采集的计算机断层摄影图像数据或磁共振断层摄影图像数据。图像处理装置16包括连接到超声探头14的图像评估单元22，以用于评估超声数据并用于提供来自超声探头14分析的患者12的体积或目标的超声图像数据。图像处理装置16还包括分割单元24，其被连接到图像接口18以用于从外部成像装置20或数据库20接收术前图像数据并用于分割图像数据以便提供患者12的解剖结构特征的3D数据，尤其是患者12的身体内的不同器官的分割数据。

[0048] 超声成像装置10还包括用于确定超声探头14的位置的位置确定单元26。位置确定单元26例如借助于电磁跟踪来确定超声探头的相对位置以便确定超声14关于初始位置或经校准位置的移动。初始位置是借助于校准单元28而被校准的。校准单元28被连接到图像评估单元22、分割单元24并被连接到位置确定单元26以便使由超声探头14捕捉的超声数据、分割数据以及借助于位置确定单元26确定的超声探头14的位置相关。校准单元28使超声数据和分割数据内的解剖结构特征相关以便确定超声探头14关于分割数据的位置。如此确定的超声探头关于分割的解剖结构特征的位置被存储并且被用作参考位置或者被用作超声探头14的经校准位置。如果超声探头14关于经校准位置移动，则位置确定单元26检测

关于经校准位置的距离和方向并且提供如此确定的超声探头14的当前位置。

[0049] 图像处理装置16还包括识别单元30,其用于识别超声探头14的视场内的解剖结构目标。识别单元30被连接到图像评估单元22、分割单元24并被连接到位置确定单元26。识别单元30适于基于从位置确定单元26接收的超声探头14关于经校准位置的当前位置并且基于从分割单元24接收的包括患者12的被分别分割的解剖结构目标(即患者12的器官)的分割数据来识别超声探头14的视场中的患者12的解剖结构目标。由于借助于位置确定单元26能够相对于精确校准的位置容易地确定超声探头14的位置,因此能够以高可靠性容易地确定超声探头14的视场中的解剖结构目标。

[0050] 超声数据中识别出的解剖结构目标例如与从分割单元24接收的分割数据重叠并作为重叠图像被提供到用于显示超声数据的显示单元32。医学成像系统10还包括输入设备34,其可以被连接到显示单元32或被连接到图像处理装置16以便控制图像采集、对解剖结构目标的识别和/或对图像和分割结果的显示。

[0051] 图2示出了包括借助于分割单元24分割的经分割器官的三维医学图像数据的三个不同的二维切片。3D医学图像数据一般被标为40并且由图1中所示的成像装置20或外部数据库20提供。在这种情况下,3D医学图像数据40是从患者12捕捉的计算机断层摄影(CT)图像数据。在备选实施例中,3D医学图像数据40能够是患者12的磁共振断层摄影(MRT)数据或其他三维分析数据。在图2a中示出了包括肝和右肾的矢状视图,在图2b中示出了包括肝、脾和主动脉的冠状视图,并且在图2c中示出了包括肝、肾、脾和主动脉的轴向视图。

[0052] 3D医学图像数据40借助于分割单元24而被分割,即患者身体内的解剖结构目标被识别,并且外部形状,并且尤其是如器官内的血管的特定解剖结构特征,通过图像处理而被确定并且被存储为三维分割数据(例如作为3D坐标等)。在图2中,以重叠的方式示出了3D医学图像数据40和分割数据的二维切片,使得能够通过图2a-图2c的二维切片中显示的外部形状来识别经分割器官。

[0053] 通常,在操作或超声分析之前捕捉三维医学图像数据40,使得由于患者的身体内的器官的形状和位置是周知的而能够自动地或人工地识别患者12的不同器官。

[0054] 图3a、图3b示出了从图2中所示的三维图像数据40导出的患者12的器官的三维分割数据。器官的分割数据一般被标为42。

[0055] 如图3a所示,分割数据42包括患者12的特定的解剖结构特征,包括器官的外部形状、器官的特殊位置,并且还包括如内部血管等的器官的额外的解剖结构特征。

[0056] 在图3b中,示意性地示出了分割数据42中超声探头14关于器官的相对位置。另外,超声探头14的视场被示为简化的正方形并一般被标为44。在此基础上,能够以高可靠性容易地识别超声探头14关于超声探头14的视场44中的解剖结构目标的已知位置。

[0057] 基于如以下描述的超声数据和分割数据42中的解剖结构特征的相关性,借助于位置确定单元26来确定并且借助于校准单元来校准超声探头14的位置。

[0058] 在图4a、图4b中,示意性地示出了肝的相同部分的超声图像和三维医学图像数据40的图像,以便基于超声数据和三维医学图像数据40内的解剖结构特征来解释对位置确定单元26的校准。

[0059] 一般地,借助于分割,在图4a中所示的超声图像数据46中并且在图4b中所示的3D医学图像数据40中识别如血管的特定解剖结构特征,使得能够确定超声探头14关于分割数

据42中的解剖结构目标的位置并且将其用于对位置确定单元26的校准。

[0060] 详细地,图4a和图4b中所示的解剖结构目标在患者12的肝的超声图像数据46和3D医学图像数据40中是相同视图。如图4a和图4b所示,肝的血管48在超声图像数据46和3D医学图像数据40中被识别为解剖结构特征并且被用于对定位单元26的校准。图像数据40、46都被分割以便将血管48识别为解剖结构特征。在分割期间,超声图像数据46和3D医学图像数据40中的血管48的中心线50、52被提取并用于各自的相关性。基于如此提取的中心线50、52,能够以高精度度和高可靠性来执行对不同图像中的血管48的相关,使得能够关于3D医学图像数据40的分割数据42来确定探头14的位置并对其进行校准。

[0061] 经如此校准的位置确定单元26能够被用于将患者12的器官识别为超声探头14的视场44内的解剖结构目标。

[0062] 图5a、图5b以不同视图示出了器官的术前医学图像数据40和分割数据42。在图5a中,视场44内的器官的外部形状与医学图像数据40的二维切片重叠以将器官的相关性示出为分割数据42的解剖结构目标和术前医学图像数据40的解剖结构目标。在图5b中,对应于术前医学图像数据40示出了分割数据42的三维表示。

[0063] 图6示出了分割数据42和对应的医学图像数据40(图6a),以及分割数据42与由超声探头14采集的超声图像46中的对应的解剖结构目标的相关性或同步(图6b)。在图6b中,视场44内的器官的外部形状与超声图像数据46的二维切片重叠以便将器官识别为超声图像数据42内的解剖结构目标。从分割数据40导出器官的外部形状。如图5b所示,超声图像数据46还可以被分割数据42的三维表示重叠。基于由位置确定单元26所确定的探头14的位置来实现分割数据42与超声图像中的对应的解剖结构目标的相关性或同步。

[0064] 在特定实施例中,基于分割数据42标记被分别识别的器官,以便为操作者示出在视场44中出现哪些器官。

[0065] 在图7a、图7b中,示出了包括对应的分割数据42的术前医学图像数据40与关于超声图像数据46未对齐的分割数据42的比较。图7a与图5a相同。如图7b所示,从分割数据42导出的器官的重叠轮廓关于超声数据46未对齐。未对齐可能由于探头14的所确定的位置与探头14的实际位置的偏差而发生。在检测到分割数据42与超声图像数据46之间的未对齐的情况下,能够根据操作者的请求自动地或人工地执行对位置确定单元26的重新校准。在这种情况下,如上文提到的,基于患者12的解剖结构特征来再次校准探头14的位置。

[0066] 在图5a、图5b或图7a、图7b所示的范例中,肝和一个肾被定位于超声探头14的视场44内,并且一个肾和脾在视场44的外部。为了确定哪个器官在视场44内,基于分割数据和超声探头14的位置将超声图像数据46的每个3D体素或超声数据46的每个像素标记、专属或分配为一个特定器官或其他组织的体素或像素,使得能够通过确定视场44内的各自的体素或像素的量来容易地确定可见的解剖结构目标或器官的量。因此,能够计算并在显示流32上显示与各自的解剖结构目标或器官相对应的体积或区域。

[0067] 因此,能够基于视场44内的体积或显示屏32上显示的二维切片内的各自的二维区域来计算并在显示屏32上显示可见的解剖结构目标或器官的百分比。

[0068] 在图8中,示出了用于识别超声探头14的视场中的解剖结构目标的方法的流程图,并且所述方法总体被标为60。

[0069] 如在步骤62中所示,方法60以接收3D医学图像数据40开始,其后跟随有如在步骤

64中所示的对3D医学图像数据40的分割。

[0070] 另外,如在步骤66中所示,通过位置确定单元26来确定超声探头14的位置。在步骤68中,超声探头14采集超声图像数据46,并且如此采集的超声图像数据46在步骤70中被分割,以便确定超声图像数据46内的解剖结构特征48。

[0071] 在步骤72中,基于分割数据40、超声图像数据46以及由位置确定单元26所确定的超声探头14的位置来对位置确定单元26进行校准。

[0072] 在步骤74中,捕捉或采集超声图像数据46,并且基于步骤72的校准来确定超声探头14的当前位置,并且在步骤76中,基于探头14的位置来使超声图像数据46与分割数据40同步。

[0073] 在步骤78中,核查超声图像数据46与分割数据40的同步,并且在步骤80中,如果各自的解剖结构目标被很好地对齐,则识别所述解剖结构目标。如果解剖结构目标未被很好地对齐,则方法返回到步骤66并确定超声探头14的位置,并且如在步骤68中所示采集额外的超声图像。

[0074] 借助于该方法,由于能够对位置确定单元26进行精确的校准,因此能够以低时间消耗和高可靠性来识别视场44内的解剖结构目标。

[0075] 尽管已经在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明,但这种说明和描述被视为说明性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践要求保护的本发明时,能够理解并实现对所公开的其他变型。

[0076] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0077] 计算机程序可以被存储/分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由因特网或其他的有线或无线的电信系统。

[0078] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

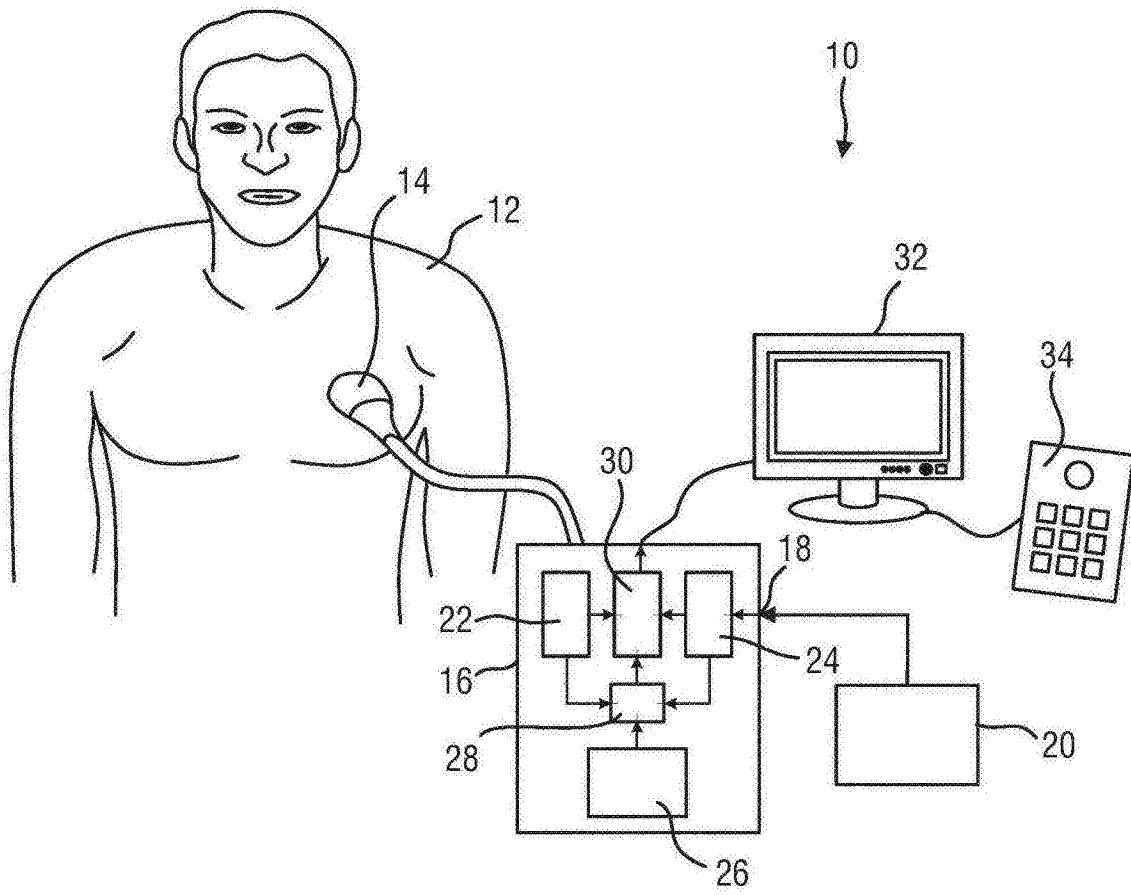


图1

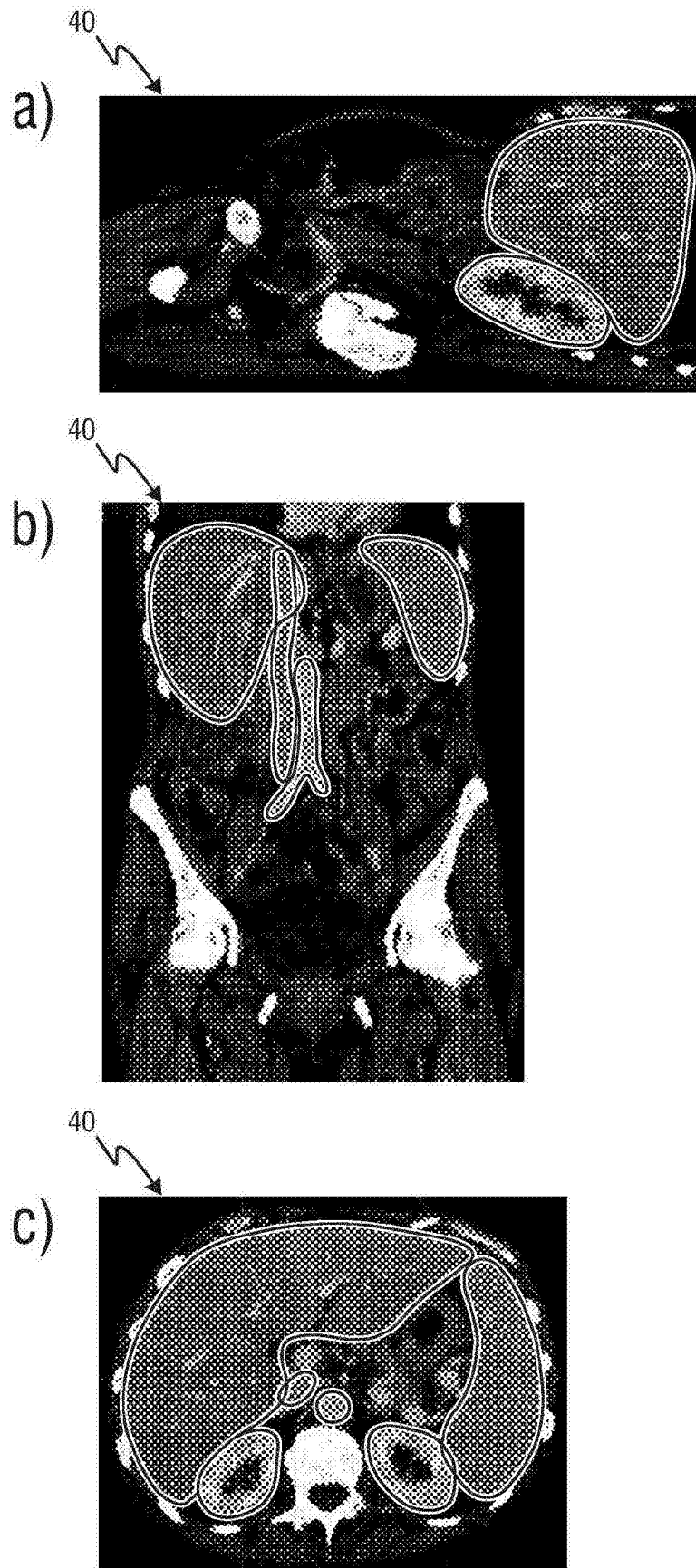


图2

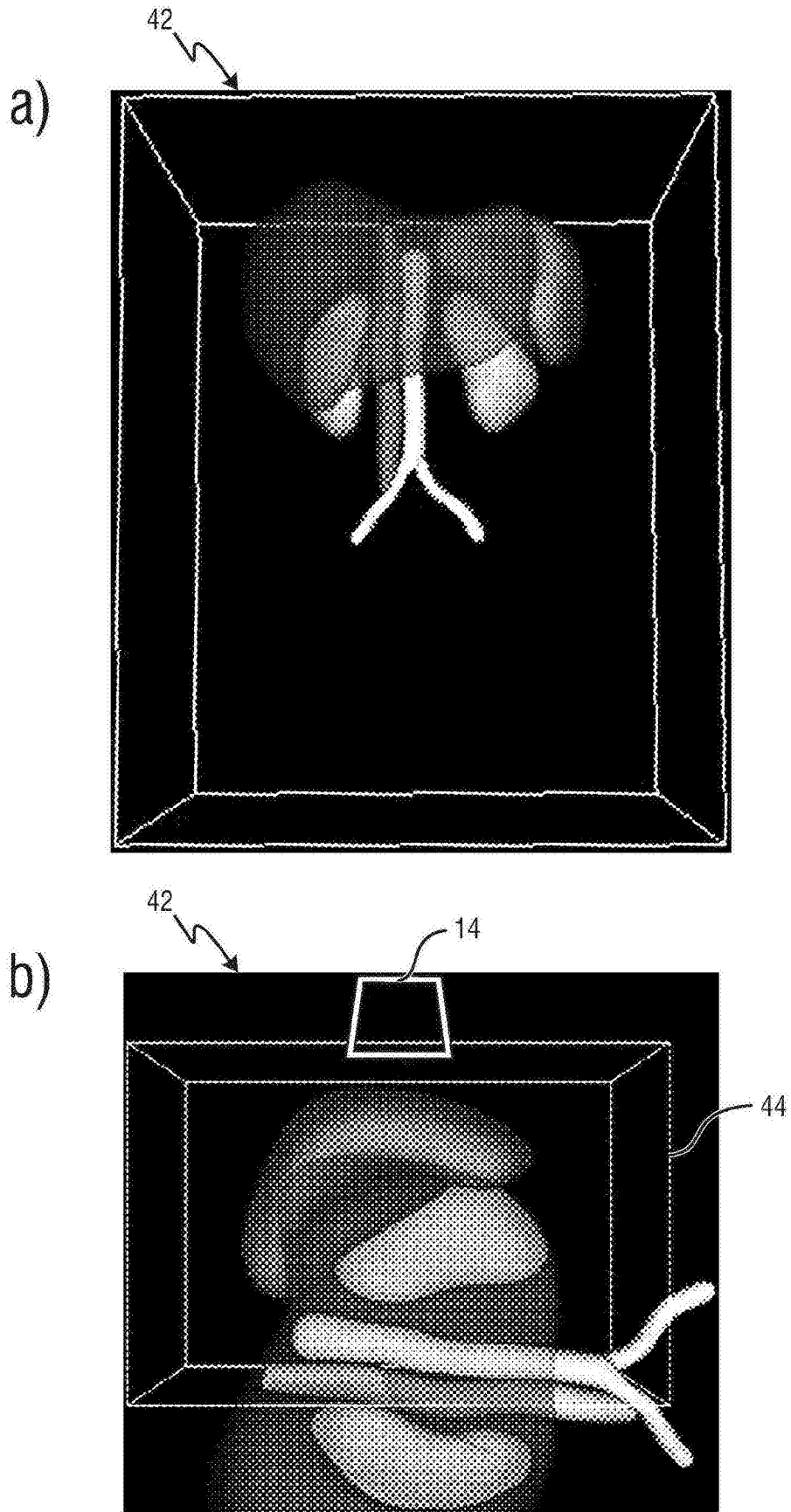


图3

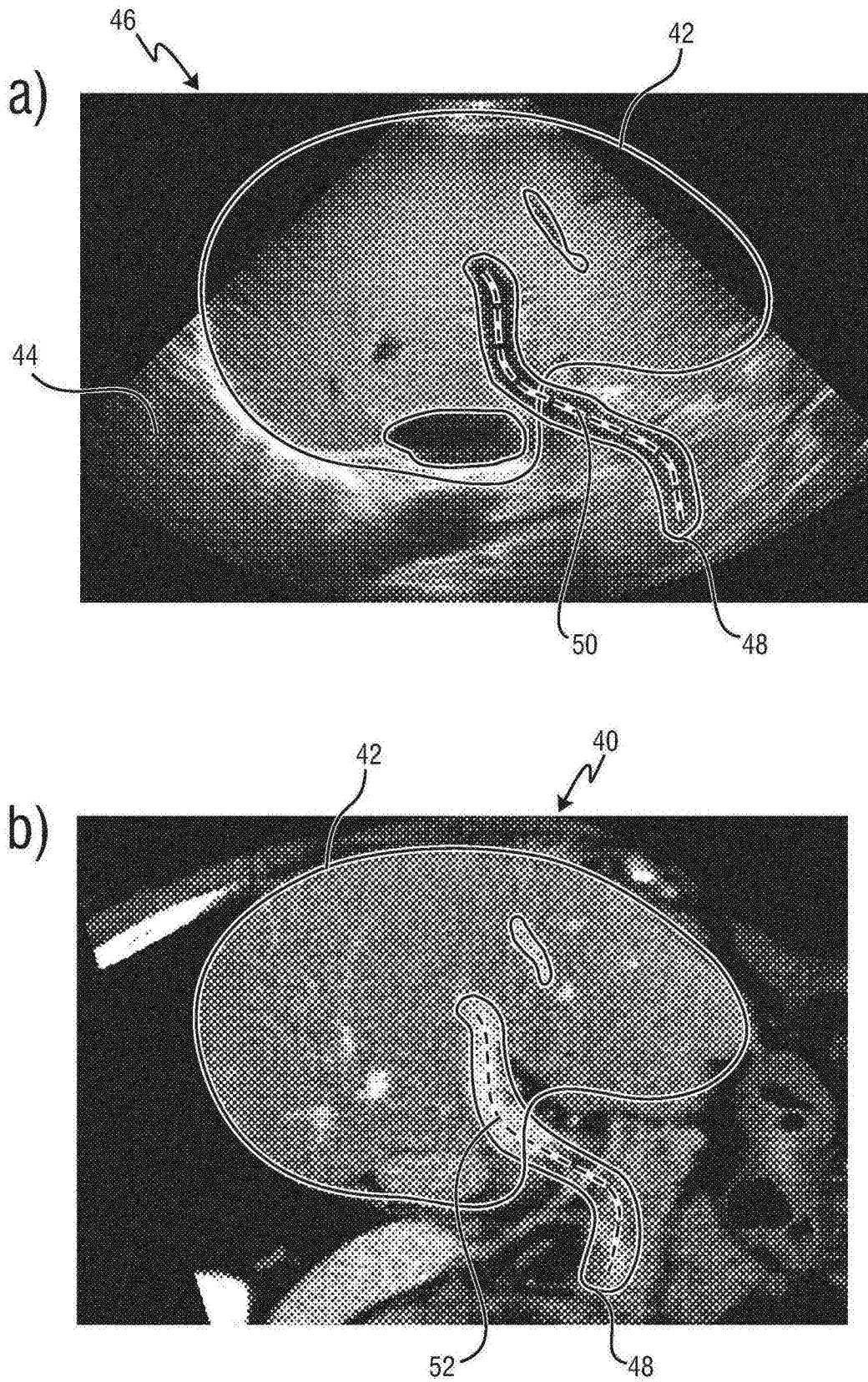


图4

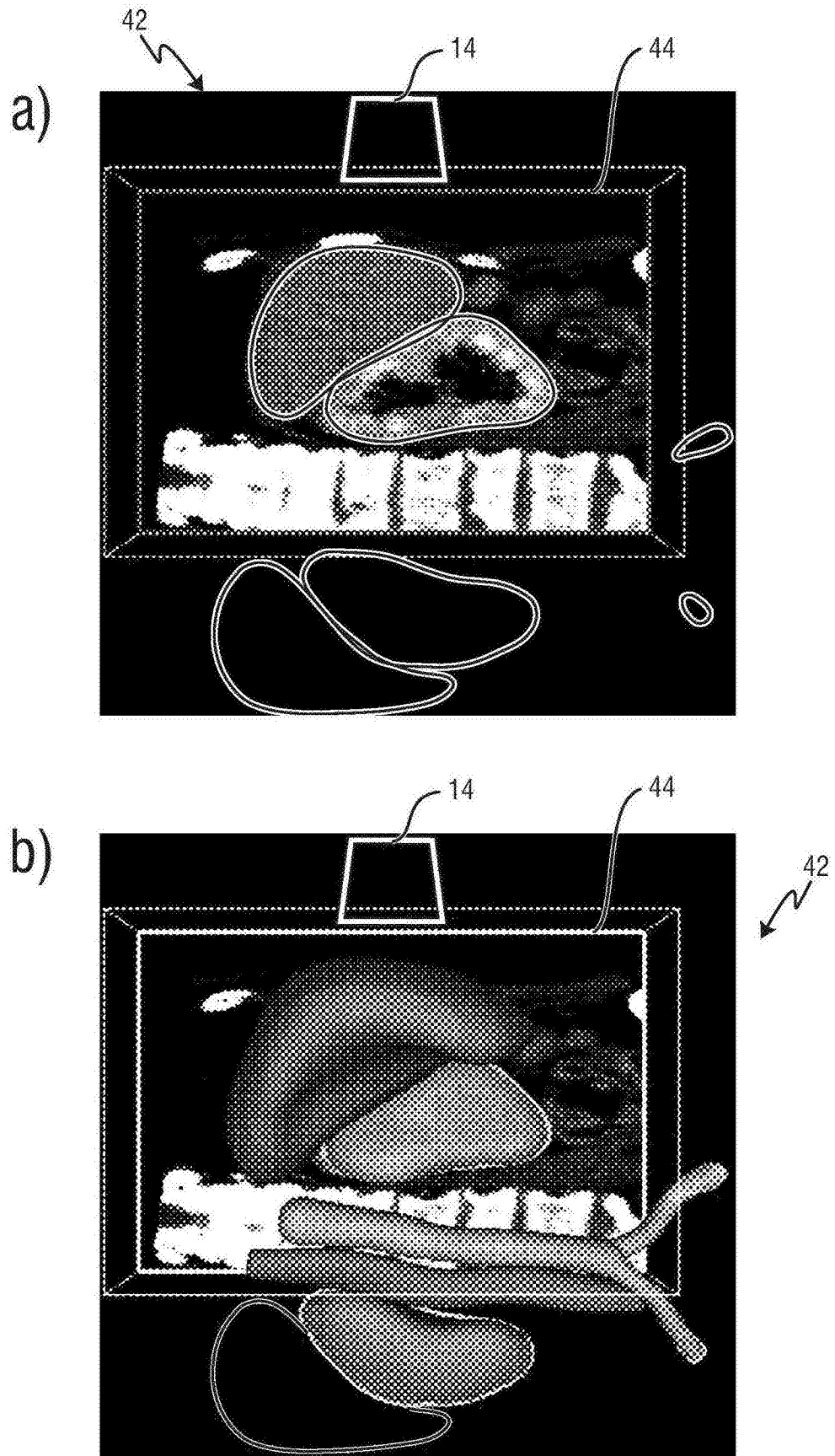


图5

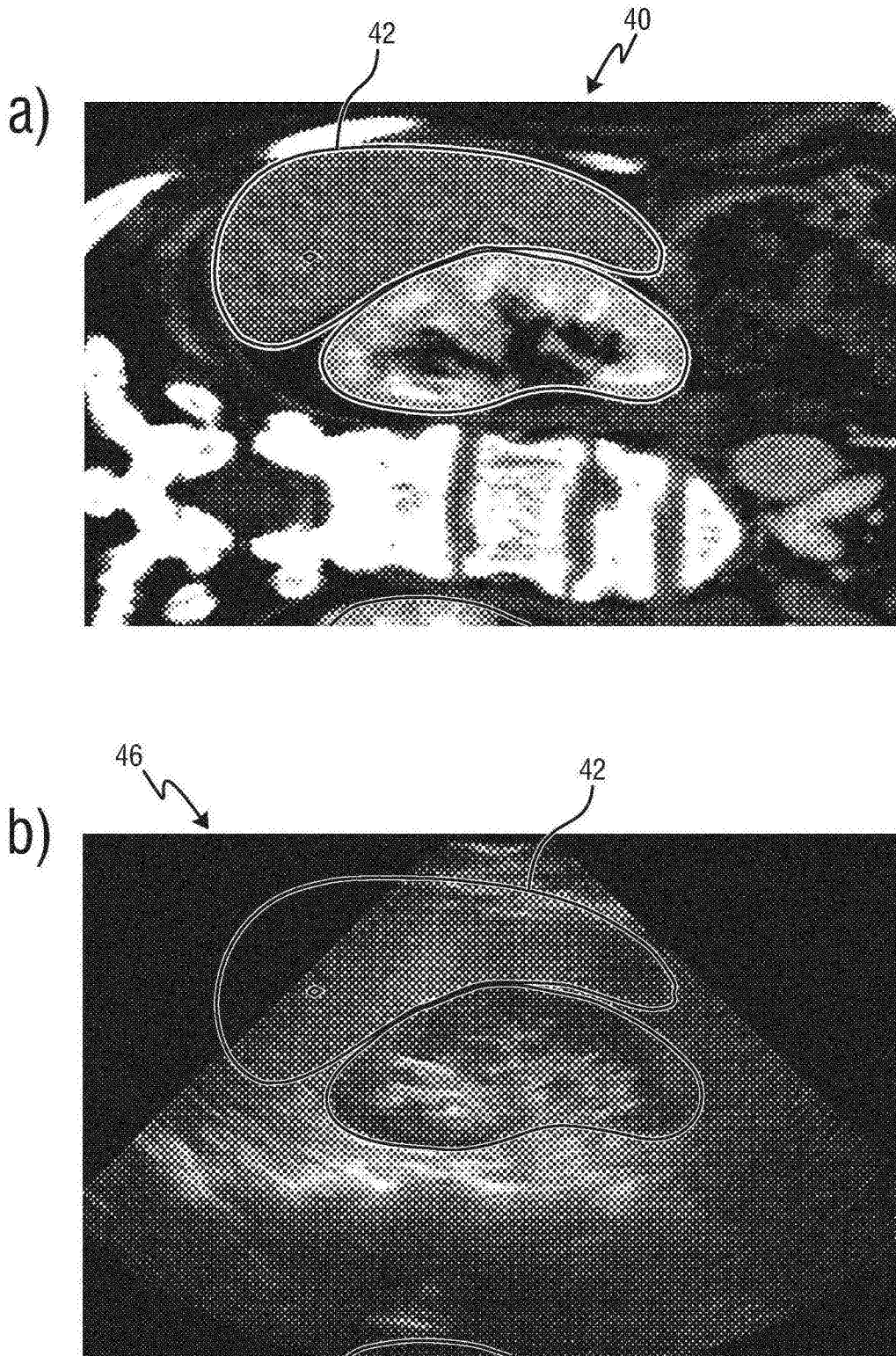


图6

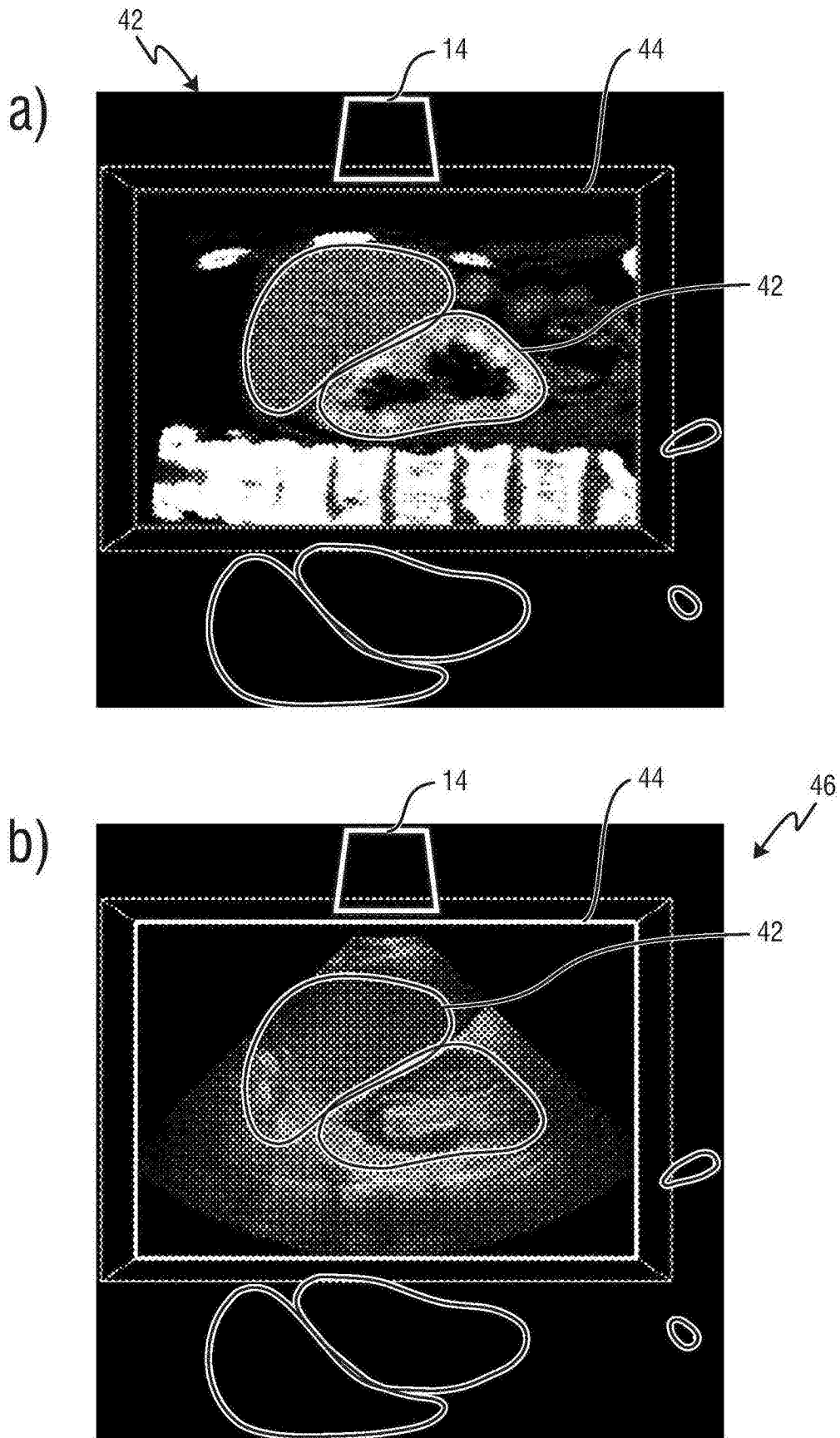


图7

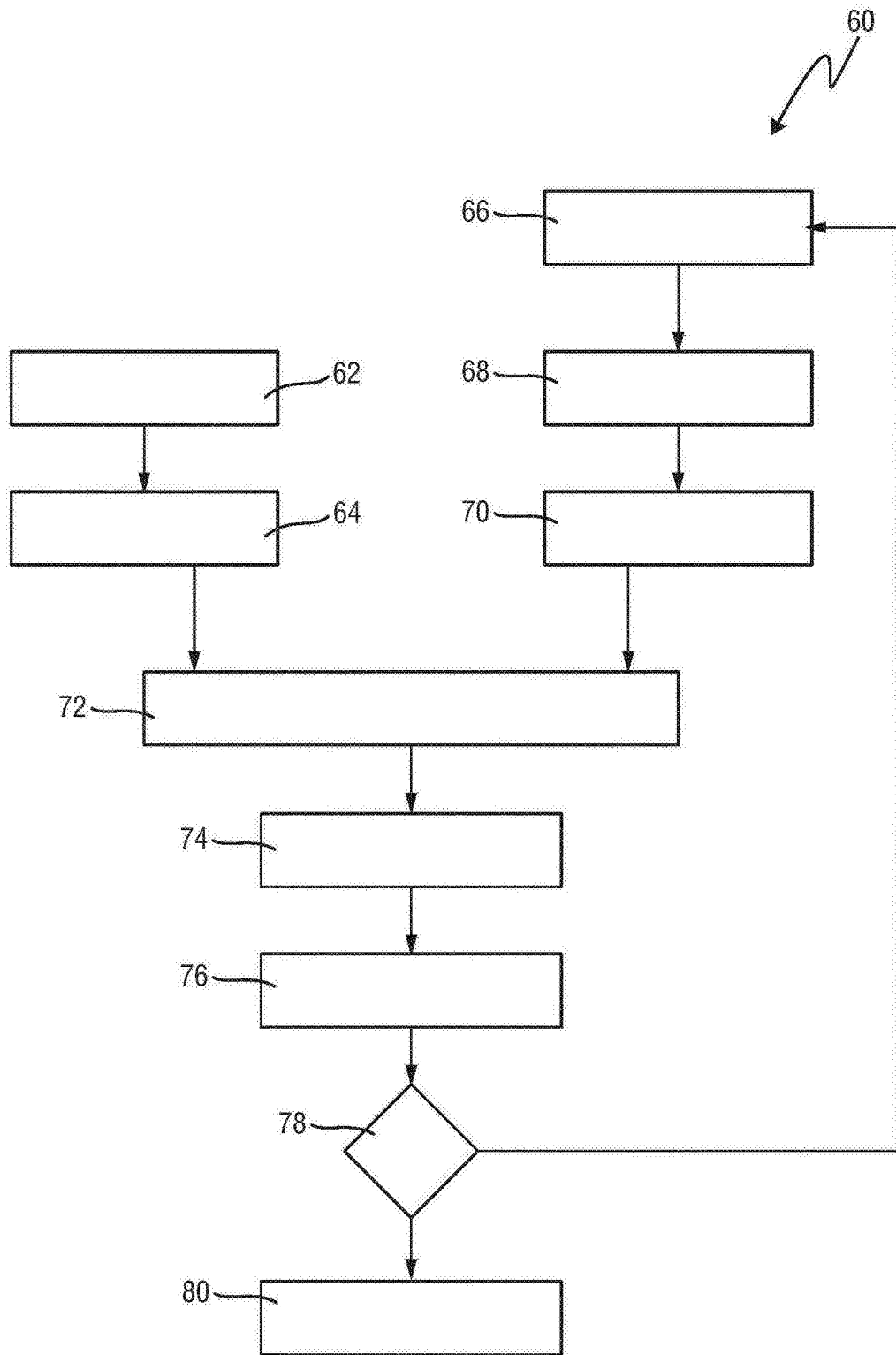


图8

专利名称(译)	超声成像装置		
公开(公告)号	CN106456084A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580032410.7	申请日	2015-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	C迪富尔 BJ DBM莫里		
发明人	C·迪富尔 B·J·D·B·M·莫里		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00 A61B8/08 G06T7/00		
CPC分类号	A61B6/4417 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/4245 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5261 A61B8/58 G06K2209/057 G06T2207/10136 G06T7/11 A61B8/5215 G06T7/0012		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2014305929 2014-06-18 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于识别视场中的解剖结构目标的超声成像装置(10)。所述装置包括：图像接口(18)，其用于接收患者(12)的3D医学图像数据(40)；以及分割单元(24)，其用于对所述3D医学图像数据中的所述患者的解剖结构目标进行分割并用于提供所述解剖结构目标的分割数据(42)。包括超声采集单元，其包括被用于采集患者的超声数据(46)的超声探头(14)。所述装置还包括位置确定单元(26)，其用于确定所述超声探头的位置，其中，所述位置确定单元包括校准(28)单元，所述校准单元用于基于所述患者的解剖结构特征(48)来对所述超声探头的所述位置进行校准。在所述装置中包括识别单元(30)，其用于基于所述分割数据和所述超声探头的所述位置来识别所述超声探头的所述视场内的所述解剖结构目标。

