



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105574878 B

(45)授权公告日 2020.04.28

(21)申请号 201510971118.3

606T 7/33(2017.01)

(22)申请日 2007.03.21

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105574878 A

US 6560354 B1, 2003.05.06, 摘要、权利要求1、说明书第3栏第17-40行、第5栏第61行-第6栏第67行、第8栏第14-27行、第8栏第56行-第10栏第26行、附图1、4.

(43)申请公布日 2016.05.11

US 6560354 B1, 2003.05.06, 摘要、权利要求1、说明书第3栏第17-40行、第5栏第61行-第6栏第67行、第8栏第14-27行、第8栏第56行-第10栏第26行、附图1、4.

(30)优先权数据
11/385060 2006.03.21 US

JP 2000-194863 A, 2000.07.14, 全文.

(62)分案原申请数据
200710101605.X 2007.03.21

US 2004/0076311 A1, 2004.04.22, 全文.

(73)专利权人 韦伯斯特生物官能公司
地址 美国加利福尼亚州

JP 2005-189204 A, 2005.07.14, 全文.

(72)发明人 A.普赖斯 R.塔尔 Z.基特拉罗
Z.帕特

J. B. Antoine Maintz and Max A.

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 叶晓勇 姜甜

Viergever. A survey of medical image registration.《Medical Image Analysis》
.1998, 第2卷(第1期), 第1页.

审查员 王爽

(51)Int.Cl.

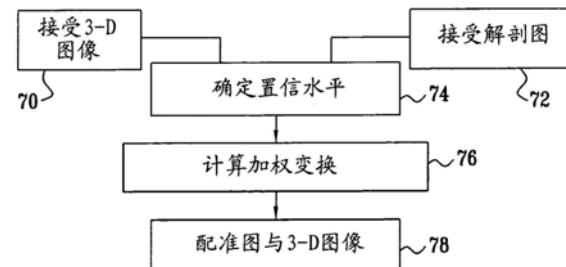
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

606T 7/00(2017.01)

(54)发明名称
使用局部加权拟合的图像配准

(57)摘要

一种用于图像配准的计算机实施的方法包括接受器官的三维(3-D)图像。该图像包括具有相应图像坐标的多个第一图像点。接受定义器官上的生理学参数值的分布的图。该图包括具有相应图坐标的多个第二图点。使置信水平与一个或多个图坐标和图像坐标相关联。根据各个图坐标和图像坐标的置信水平,对至少一些图点和图像点分配权重。通过基于权重计算在图坐标和图像坐标之间的几何变换来将3-D图像与图拟合。



1. 一种用于图像配准的计算机实施的方法,包括:
 - 接受器官的三维(3-D)图像,所述图像包括具有相应图像坐标的多个第一图像点;
 - 接受定义所述器官上生理学参数的值的分布的图,所述图包括具有相应图坐标的多个第二图点;
 - 使相应的置信水平与所述图坐标和图像坐标的一个或多个相关联;
 - 响应于所述相应图坐标和图像坐标的置信水平,将权重分配给所述图点和图像点中的至少一些;以及
 - 通过基于所述权重计算在所述图坐标和所述图像坐标之间的几何变换来将所述3-D图像与所述图拟合,
 - 其中,所述权重与所述置信水平成比例,使得具有低置信水平的图和图像点被分配较低的权重,而具有高置信水平的图和图像点被分配较高的权重,以及
 - 其中,所述权重的分配进一步考虑到所述器官内相关区域中的组织特性。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中接受所述图包括使用位置跟踪系统来测量在所述相应图坐标的生理学参数的值。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中测量在所述相应图坐标的生理学参数的值包括:
 - 在所述器官中的多个位置上移动探头,所述探头包括位置传感器和测量所述生理学参数的传感器;以及
 - 对在所述位置处的所述生理学参数和所述位置传感器的位置执行相应的多次测量。
4. 根据权利要求1所述的方法,并且包括使用所述几何变换将所述生理学参数的所述值叠加到所述3-D图像上,并且将所叠加的值和3-D图像显示给用户。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述3-D图像与所述图拟合包括:
 - 定义在至少一些所述图像点和相应图点之间的距离,
 - 将分配给所述相应图点和图像点的所述权重应用于所述距离以产生加权距离,并且基于所述距离来计算累积的加权距离量度,所述量度指示在将所述3-D图像与所述图拟合中所述几何变换的精度。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中应用所述权重包括将所述距离的平方乘以相应的权重以产生所述加权距离,以及其中计算所述累积的加权距离量度包括对所述加权距离求和。
7. 根据权利要求5所述的方法,其中将所述3-D图像与所述图拟合进一步包括修改所述几何变换以便最小化所述累积的加权距离量度。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述3-D图像与所述图拟合包括:
 - 识别出现在所述3-D图像中的所述器官外部的解剖标志,
 - 在所述解剖标志的位置处获得相应的图点,并且配准所述3-D图像中所述解剖标志的图像坐标与所获得图点的图坐标。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述置信水平相关联包括接受来自用户的置信水平。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述置信水平相关联包括基于所述图点和图像点来自动地确定所述置信水平。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中自动地确定所述置信水平包括:

检测在所述图坐标和图像坐标中的至少一个中的失真，并且响应于所述失真的水平来分配所述置信水平。

12. 根据权利要求10所述的方法，其中自动地确定所述置信水平包括响应于下述中的至少一个来分配所述置信水平：

在所述图中所述图坐标的一个或多个的密度；

在所述相应图坐标和图像坐标附近的电组织特征；

在所述相应图坐标和图像坐标附近的生理学组织特征；

所述相应图坐标和图像坐标距在所述图和所述3-D图像两者中所识别的配准标志的距离；以及

所述配准标志的生理学特征。

13. 根据权利要求1所述的方法，其中接受所述3-D图像包括接受由所述图像点的至少一些所限定的所述器官的实体模型、表面模型和线框模型中的至少一个。

14. 一种用于图像配准的装置，包括：

用于接受器官的三维(3-D)图像的部件，所述图像包括具有相应图像坐标的多个第一图像点；

用于接受定义所述器官上生理学参数的值的分布的图的部件，所述图包括具有相应图坐标的多个第二图点；

用于使相应的置信水平与所述图坐标和图像坐标的一个或多个相关联的部件；

用于响应于所述相应图坐标和图像坐标置信水平分配权重给所述图点和图像点中的至少一些的部件；以及

用于通过基于所述权重计算在所述图坐标和所述图像坐标之间的几何变换来将所述3-D图像与所述图拟合的部件，

其中，所述权重与所述置信水平成比例，使得具有低置信水平的图和图像点被分配较低的权重，而具有高置信水平的图和图像点被分配较高的权重，以及

其中，用于分配权重的所述部件在执行所述权重分配时进一步考虑到所述器官内相关区域中的组织特性。

15. 根据权利要求14所述的装置，其中用于接受所述图的所述部件进一步包括用于使用位置跟踪系统来测量在所述相应图坐标上的生理学参数的值的部件。

16. 根据权利要求15所述的装置，其中用于使用所述位置跟踪系统来测量所述生理学参数的所述值的所述部件包括用于在所述器官中的多个位置上移动所述位置跟踪系统的探头以便对在所述位置的所述生理学参数和位置传感器的位置执行相应的多次测量的部件，所述探头包括所述位置传感器和测量所述生理学参数的传感器。

17. 根据权利要求14所述的装置，进一步包括：用于使用几何变换将所述生理学参数的所述值叠加到所述3-D图像上并且将所叠加的值和3-D图像显示给用户的部件。

18. 根据权利要求14所述的装置，其中用于将所述3-D图像与所述图拟合的所述部件包括：

用于定义在至少一些所述图像点和相应图点之间的距离的部件，

用于将分配给所述相应图点和图像点的所述权重应用于所述距离以产生加权距离的部件，以及

用于基于所述距离来计算累积的加权距离量度的部件,所述量度指示在将所述3-D图像与所述图拟合中所述几何变换的精度。

19. 根据权利要求18所述的装置,其中用于应用所述权重的所述部件包括用于将所述距离的平方乘以相应的权重以产生所述加权距离的部件,以及其中用于计算所述累积的加权距离量度的所述部件包括用于对所述加权距离求和以产生所述累积的加权距离量度的部件。

20. 根据权利要求18所述的装置,其中用于将所述3-D图像与所述图拟合的所述部件进一步包括用于通过修改所述几何变换以便最小化所述累积的加权距离量度来将所述3-D图像与所述图拟合的部件。

21. 根据权利要求14所述的装置,其中用于将所述3-D图像与所述图拟合的所述部件进一步包括:用于接受出现在所述3-D图像中的所述器官外部的解剖标志的识别以及在所述解剖标志的位置处获得的相应图点的识别,并且配准所述3-D图像中的所述解剖标志的图像坐标与所获得图点的图坐标的部件。

22. 根据权利要求14所述的装置,其中用于关联相应的置信水平的所述部件进一步包括用于经由接口接受来自用户的置信水平的部件。

23. 根据权利要求14所述的装置,其中用于关联相应的置信水平的所述部件进一步包括用于基于所述图点和图像点来自动地确定所述置信水平的部件。

24. 根据权利要求23所述的装置,其中用于自动地确定所述置信水平的所述部件进一步包括:用于检测在所述图点和图像点中的至少一个中的失真并且响应于所述失真的水平来分配所述置信水平的部件。

25. 根据权利要求23所述的装置,其中用于自动地确定所述置信水平的所述部件进一步包括用于响应于下述中的至少一个来分配所述置信水平的部件:

在所述图中所述图坐标的相应一个或多个的密度;

在所述相应图坐标和图像坐标附近的电组织特征;

在所述相应图坐标和图像坐标附近的生理学组织特征;

所述相应图坐标和图像坐标距在所述图和所述3-D图像两者中所识别的配准标志的距离;以及

所述配准标志的生理学特征。

26. 根据权利要求14所述的装置,其中所述3-D图像包括由所述图像点的至少一些所限定的所述器官的实体模型、表面模型和线框模型中的至少一个。

使用局部加权拟合的图像配准

技术领域

[0001] 本发明一般而言涉及医学成像和绘图,尤其涉及利用三维(3-D)图像对生理学参数的图进行配准的方法和系统。

背景技术

[0002] 在各种医学应用中,身体部分或器官的计算机生成的重建被显示给用户。例如,美国专利6,456,867描述了一种对体积的图进行重建的方法,该专利的公开被结合于此以作参考。该方法包括:确定在该体积的表面上位置的坐标,并且产生在接近于所确定的位置的3-D空间中限定重建表面的点的网格。对于该网格上的每个点,根据在网格上的一个或多个点与一个或多个位置之间的位移来定义各自的向量。然后根据各自的向量通过充分地移动网格上的每个点来调整该重建表面,使得该重建表面变形以与该表面的构型类似。

[0003] 在一些应用中,来自多模态或成像源的图像被相互拟合并被呈现。例如,美国专利5,568,384描述了一种用于把3-D多模态图像集合并成单个合成图像的方法,该专利的公开被结合于此以作参考。最初使用半自动分段技术从待匹配的从两个或更多个不同图像中提取表面。这些表面被表示为具有待匹配的共同特征的轮廓。对一个表面图像执行距离变换,并且使用该距离图像来产生用于匹配过程的成本函数。几何变换包括三维平移、旋转和缩放以适应不同位置、方向和大小的图像。该匹配过程包括:搜索多参数空间,并且调整一个表面或多个表面以找到它们之间的最佳拟合,这使成本函数最小化。

发明内容

[0004] 一些医学方法和系统测量并呈现用于显示在成像的器官上某个生理学参数的分布的图。例如,显示在心内膜(心脏的内表面)上局部电位的分布的电解剖图在各种心脏过程中是有用的。

[0005] 有时期望显示参数图连同器官的3-D图像,例如基于磁共振成像(MRI)、计算机断层扫描(CT)、X射线或超声的图像。为了共同显示该图和3-D图像,器官的这两种视图应该首先被配准到一个共同的坐标系。在一些情况下,参数图和/或3-D图像的坐标可以具有不同的置信水平。具有低置信水平的图或图像的点或区域会对配准过程的精度具有不利影响。

[0006] 为了改善配准过程的精度,本发明的实施例提供用于在考虑到图坐标和/或图像坐标的不同置信水平时将参数图与3-D图像进行配准的方法和系统。3-D图像通常包括具有相应图像坐标的多个图像点。在一些实施例中,图像点定义了成像的器官或其部分的3-D实体积模型、表面模型或3-D线框模型。在一些实施例中,根据图和图像坐标的置信水平,对图点与图像点分配权重。然后通过基于权重计算和应用几何变换来将该图和3-D图像拟合在一起。

[0007] 在此描述的一些示例性实施例中,使用磁位置跟踪系统来获得参数图。在这些实施例中,诸如导管之类的探头装有传感器,例如电极,其测量在成像的器官中不同位置的生理学参数。位置跟踪系统在进行测量时用于跟踪探头的坐标,以便产生用于指示在器官上

参数值的分布的图。

[0008] 因此,根据本发明的实施例,提供一种用于图像配准的计算机实施的方法,该方法包括:

[0009] 接受器官的三维(3-D)图像,该图像包括具有相应图像坐标的多个第一图像点;

[0010] 接受定义器官上的生理学参数值的分布的图,该图包括具有相应图坐标的多个第二图点;

[0011] 使相应置信水平与一个或多个图坐标和图像坐标相关联;

[0012] 根据各个图坐标和图像坐标的置信水平,对至少一些图点和图像点分配权重;以及

[0013] 通过基于权重计算在图坐标和图像坐标之间的几何变换来将3-D图像与图拟合。

[0014] 在一个实施例中,接受图包括使用位置跟踪系统来测量各个图坐标的生理学参数的值。测量这些值和图坐标可以包括:移动探头,该探头包括位置传感器和在器官中的多个位置上测量生理学参数的传感器;以及对在这些位置的生理学参数和位置传感器的位置执行相应的多次测量。

[0015] 在另一实施例中,该方法包括:使用几何变换将生理学参数的值叠加到3-D图像上,并且将所叠加的值和3-D图像显示给用户。

[0016] 在又一实施例中,将3-D图像与图拟合包括:定义在至少一些图像点和相应的图点之间的距离,将分配给各个图点和图像点的权重应用于这些距离以产生加权距离,并且基于这些距离来计算累积的加权距离量度,该量度指示在将3-D图像与图拟合中几何变换的精度。

[0017] 在再一实施例中,应用权重包括将距离的平方乘以各自的权重以产生加权距离,以及计算累积的加权距离量度包括对加权距离求和。

[0018] 在一个实施例中,将3-D图像与图拟合进一步包括修改几何变换以便最小化累积的加权距离量度。

[0019] 在另一实施例中,将3-D图像与图拟合包括:识别出现在3-D图像中的器官外部的解剖标志,在该解剖标志的位置获得相应图点,并且配准3-D图像中的解剖标志的图像坐标与所获得的图点的图坐标。

[0020] 在又一实施例中,使置信水平相关联包括接受来自用户的置信水平。另外或可选择地,使置信水平相关联包括基于图点和图像点来自动地确定置信水平。自动地确定置信水平可以包括:检测在图坐标和图像坐标中的至少一个中的失真,并且根据该失真的水平来分配置信水平。另外或可选择地,自动地确定置信水平包括根据下述中的至少一个来分配置信水平:

[0021] 在图中相应的一个或多个图坐标的密度;

[0022] 在相应的图坐标和图像坐标附近的电组织特征;

[0023] 在相应的图坐标和图像坐标附近的生理学组织特征;

[0024] 相应的图坐标和图像坐标距在图和3-D图像中都识别出的配准标志的距离;以及

[0025] 配准标志的生理学特征。

[0026] 在一个实施例中,接受3-D图像包括接受由至少一些图像点所限定的器官的实体模型、表面模型和线框模型中的至少一个。

- [0027] 根据本发明的实施例,另外提供用于图像配准的装置,包括:
- [0028] 接口,其被布置成接受器官的三维(3-D)图像,该图像包括具有相应图像坐标的多个第一图像点,以及被布置成进一步接受定义器官上的生理学参数值的分布的图,该图包括具有相应图坐标的多个第二图点;以及
- [0029] 处理器,其被布置成使相应置信水平与一个或多个图坐标和图像坐标相关联,根据各个图坐标和图像坐标的置信水平对至少一些图点和图像点分配权重,并且通过基于权重计算在图坐标和图像坐标之间的几何变换来将3-D图像与图拟合。
- [0030] 根据本发明的实施例,还提供一种用于图像配准的计算机软件产品,该产品包括一种其中存储指令的计算机可读介质,所述指令在由计算机读取时使得计算机:接受预先获得的器官的三维(3-D)图像,该图像包括具有相应图像坐标的多个第一图像点;接受定义器官上的生理学参数值的分布的图,该图包括具有相应图坐标的多个第二图点;使相应置信水平与一个或多个图坐标和图像坐标相关联;根据各个图坐标和图像坐标的置信水平,对图点和图像点分配权重;并且通过基于权重计算在图坐标和图像坐标之间的几何变换来将3-D图像与图拟合。

附图说明

- [0031] 根据与附图一起采用的本发明实施例的后面的详细描述,将更充分地理解本发明,在附图中:
- [0032] 图1A是根据本发明的实施例用于磁位置跟踪的系统的示意性图示;
- [0033] 图1B是根据本发明的实施例示意性说明显示处理器的框图;
- [0034] 图2是根据本发明的实施例的导管的示意性图示;
- [0035] 图3A和图3B是根据本发明的实施例示意性说明投射到心脏的三维(3-D)图像上的电解剖图的图;以及
- [0036] 图4是根据本发明的实施例示意性说明用于配准电解剖图与预先获得的3-D图像的方法的流程图。

具体实施方式

系统描述

- [0038] 图1A是根据本发明的实施例用于对患者的心脏24进行成像和绘图的磁位置跟踪系统20的示意性图示。图1A的系统用于说明一个示例性系统,该系统可以用于获得并呈现参数图。尽管在此描述的实施例主要涉及使用磁跟踪系统所获得的电解剖图,但是可以使用现有技术中已知的任何其它手段来获得参数图,例如使用基于超声或阻抗的跟踪系统。在美国专利5,983,126、6,456,864和5,944,022以及在2005年1月7日提交的美国专利申请11/030,934中描述了示例性的基于阻抗的跟踪系统,所述专利和专利申请的公开被结合于此以作参考。

- [0039] 在系统20中,医生通过静脉或动脉将导管28插入心脏24的室中。系统20确定并显示导管28的位置和方向坐标。尽管下文描述的实施例主要涉及心脏的成像,但是在此描述的方法和系统可以用于对任何合适的器官进行成像。因此,在本发明的上下文中以及在权利要求中,术语“器官”用于描述任何成像的身体部分或组织,其可以包括整个器官或其部

分。

[0040] 系统20包括场发生器,例如场发生线圈30,其位于患者外部的固定的已知位置。线圈30在心脏24周围的预定工作体积中产生磁场。安装在导管28的远端的位置传感器检测在其附近的磁场。

[0041] 响应于所检测的场,位置传感器产生位置信号并将其传送至控制台34。控制台包括跟踪处理器36,该跟踪处理器36基于由位置传感器所发送的位置信号来计算导管28相对于线圈30的位置和方向。使用显示器44将导管28的位置和方向坐标显示给医生。

[0042] 系统20包括显示处理器42,其接受由位置跟踪系统所测量的信息以及外部提供的预先获得的3-D图像。显示处理器42配准参数图与预先获得的3-D图像,并将配准的图和图像呈现给医生,正如下面将要解释的。

[0043] 图1B是根据本发明的实施例示意性说明显示处理器42的细节的框图。处理器42包括外部接口45,其接受预先获得的3-D图像和参数图。处理器42还包括配准处理器46,其执行在此所述的配准方法,并将配准的3-D图像和参数图输出给显示器44。使用诸如键盘、鼠标或跟踪球之类的用户输入装置47,处理器42与诸如医生之类的用户进行交互。如上所述,显示处理器42可以接受来自任何合适的系统或源的3-D图像和参数图。

[0044] 通常,跟踪处理器36和显示处理器42包括通用计算机,其被以软件进行编程以执行在此描述的功能。该软件可以例如经由网络以电子的形式下载到处理器,或者它可以可选择地以有形介质比如CD-ROM被提供给处理器。处理器36和42可以是独立单元。可选择地,处理器36和42的功能可以相互组合,或者与系统20的其它元件集成。

[0045] 图2是根据本发明的实施例的导管28的远端的示意性图示。导管28包括位置传感器50,其检测由线圈30所产生的磁场。另外,导管28包括电极52,其检测在其附近的生理学参数。

[0046] 例如,在一些实施例中,电极52检测在其附近的局部电位。在这些实施例中,使导管28的远端非常接近在心内膜(心脏的内表面)上的各种点。然后使用电极52来检测在心内膜表面上的局部电位。在可选择实施例中,导管28可以包括一个或多个电极52,以用于检测任何其它合适的生理学参数,例如温度和压力。在一些实施例中,导管可以装有用于检测在其附近的特定化学成分的化学传感器。

[0047] 使用穿过导管28的合适电缆54或者使用无线连接(未示出),将位置传感器50和电极52连接到控制台34。跟踪处理器36使测量的导管28的位置坐标与电极52所测量的参数相关联。由此,通过移动导管通过心脏中的多个位置,医生能够获得参数的三维图。

[0048] 在图1A和图2的示例性结构中,例如系统20获得并显示电解剖图,该电解剖图显示在心内膜表面上局部电位的分布。这种电解剖图可以用于检测和/或预测各种心脏失常,以及用于设计相关的医学过程,例如消融。在可选择实施例中,可以使用其它类型的电极和传感器来获得感兴趣的其它参数的图。通常,参数图包含多个图点。每个图点包括参数的特定值,并且与相应图坐标相关联。

[0049] 图1A和图2的系统结构是为了概念清楚而选择的示例性结构。在此描述的方法可以与任何其它合适的位置跟踪系统或方法结合使用。例如在PCT专利公布W0 96/05768、美国专利5,391,199、5,443,489、6,690,963、6,239,724、6,618,612和6,332,089以及美国专利申请公布2002/0065455 A1、2003/0120150 A1和2004/0068178 A1中描述了一些用于磁

位置跟踪的系统和方法,其公开都被结合于此以作参考。如上所述,可选择地,可以使用任何其它合适的方法或系统来产生参数图。

[0050] 参数图与图像的配准

[0051] 在一些实际情况下,期望显示投射到所绘图的器官的3-D图像上的参数图。在大多数情况下,3-D图像在绘图过程之前被预先获得,并且因此被称为“预先获得的”图像。可选择地,可以与绘图过程同时或者之后获得3-D图像。无论如何,组合了图和图像信息的双模态显示通常提高了医生对参数图的理解。例如,使用这种共同显示可以更容易定位和检查在成像器官中感兴趣的特征。

[0052] 3-D图像可来源于磁共振成像 (MRI) 系统、计算机断层扫描 (CT) 系统、X射线成像系统、超声成像系统或者任何其它合适的成像系统或源。由于来源于不同系统的3-D图像通常具有不同的坐标系,所以在显示它们之前,成像的器官的两个视图应当进行配准,或者相互拟合。

[0053] 通常,3-D图像作为多个图像点被表示和提供给显示处理器42。每个图像点包括一个值(例如灰度或颜色),并且与相应的图像坐标相关联。在一些情况下,成像的器官或其部分可以在3-D图像中被表示为一个由至少部分图像点所限定的实体积模型、表面模型或线框模型。在本专利申请的上下文中以及在权利要求中,术语“图像点”用于描述3-D图像的任何合适的表示,例如由图像点限定的各种体积、表面和线框的表示。在此描述的配准方法可以用于配准参数图与具有任何这种表示的3-D图像。3-D图像通常作为数据文件被提供给显示处理器42,并且可以使用任何方便的数字手段例如网络连接或磁存储装置、或者使用模拟手段例如帧接收器来提供。

[0054] 配准参数图与3-D图像的过程可以被描述为寻找一种将图与图像最佳拟合的几何变换的任务。这种几何变换可以包括图像坐标的平移、旋转和/或缩放,以便最佳拟合该图。可选择地,几何变换同样可以被定义为将参数图拟合到3-D图像上,或者将图和图像都变换到任意的参考坐标系。下面描述的方法可以用于确定任何这种几何变换。

[0055] 在一些实施例中,使用的两个模态中之一包括实时模态,而另一个模态包括非实时模态。例如,由位置跟踪系统实时测量的参数图可以与预先获得的MRI或CT图像配准。在这种实施例中,尽管并非是强制性的,但是通常优选的是将几何变换限定为将非实时模态的坐标系平移到实时模态的坐标系。

[0056] 配准过程的质量常常用累积距离量度来评估,该累积距离量度量化在图和3-D图像之间的距离。例如,在一些实施例中,表示为 M_i 的每个图点与表示为 I_i 的对应图像点相关联。在图点 M_i 和其对应图像点 I_i 之间的距离被表示为 d_i 。距离 d_i 通常表示在图点和图像点的坐标之间计算的三维欧氏距离。由

$$[0057] [1] D = \sqrt{\sum_i d_i^2}$$

[0058] 给出一个示例性累积距离量度,其中 i 在相应图点和图像点的对上进行求和。因此,图与3-D图像的配准包括确定一个最小化该累积距离量度D的几何变换。

[0059] 然而,在一些情况下,关于所讨论的点的位置的精度,图点和/或图像点的坐标具有不同的置信水平。例如,参数图的一些区域可能具有高密度图点,从而导致较高的置信水平。该图的其它区域可能具有较少的图点,从而常常导致较低的置信水平。

[0060] 也可以根据在图或3-D图像中检测到的失真来分配置信水平(例如,在特定图像点中或者在3-D图像的实体、表面或线框表示的区域中)。例如,显示出坐标值高度变化的图像区域可以被假定包含较高水平的测量噪声,并且因此与平稳变化的区域相比具有较低的置信水平。另外或可选择地,已知由高度时间变化表征的成像器官的区域(例如其形状随时间显著和/或快速改变的区域)也可以被认为是具有较低的置信水平。

[0061] 图中的失真也可以包括图的一个区域的几何形状与3-D图像中的对应区域相比的变形。在上面引用的美国专利6,456,867中也描述了一些示例性方法,这些方法可以用于在所测量的图中确定低置信水平的区域。另外或可选择地,对图点分配置信水平可以基于任何其它合适的标准或标准的组合。

[0062] 3-D图像中的图像点或区域也可能具有与它们的位置精度相关的不同置信水平。例如,3-D图像的区域可能具有一个错误分段(例如,图像中遗漏的器官的区域或者与靶器官结合的其它器官或器官部分的剩余部分)。3-D图像的一些区域可能具有较低的空间或时间分辨率。

[0063] 具有低置信水平的图点和/或图像点可能将错误引入几何变换中,从而导致非最佳配准。因此可以认识到,在评估几何变换时考虑置信水平可以显著地提高配准的质量。可以防止低置信水平的区域使变换失真,并且可以加强较高置信的区域。

[0064] 为了降低具有低置信水平的图和图像点的影响,在此描述的方法根据其置信水平来对图和/或图像点分配权重。然后将权重应用于为提供累积距离量度而求和的距离。所得到的量度被称作加权累积距离量度。通常,该权重与置信水平成比例,使得具有低置信水平的图和图像点被分配较低的权重,并且反之亦然。

[0065] 例如,在一些实施例中,每个图点 M_i 基于该图点的置信水平而被分配一个表示为 w_i 的权重。在这些实施例中,由下式给出一个示例性加权累积距离量度:

$$[0066] [2] D = \sqrt{\sum_i w_i d_i^2}.$$

[0067] 可选择地,也可以使用其它合适的基于应用于距离的权重的累积距离量度。确定一个最小化加权累积距离量度的几何变换考虑到图和图像点的不同置信水平,提供了参数图与预先获得的3-D图像的高精度配准。

[0068] 在一些实施例中,配准过程可以利用位于器官外的解剖标志。在这些实施例中,医生识别出现在3-D图像中的器官外部的一个或多个解剖特征,以用作配准标志或锚点。例如,当对心脏绘图时,医生可以选择主动脉上的一个或多个点,例如主动脉弓的主血管分支。作为另一个例子,医生可以选择下或上腔静脉的开口。然后医生操纵导管28以使它的末端接触所讨论的特征,并且在显示器44上指示预先获得的3-D图像的相应位置。

[0069] 通过配准该标志,医生有效地识别已知相互匹配的一个图点和一个相应图像点。当使用主动脉或腔静脉作为标志时,医生在通过血管将导管插入到心脏中时可以配准该标志。因此,当导管28进入心脏以开始绘图过程时,已经用预先获得的3-D图像预配准了电解剖图。

[0070] 可以由系统自动地或者由用户手动地分配权重。在一些实施例中,可以在过程期间的任何时候执行手动权重分配。自动权重分配可能依赖于相关区域中的组织特性。当使用外部标志时,权重分配可能依赖于该标志距所讨论的图或图像点的距离。例如,下腔静脉

中的标志由于其柔软和松软特性以及其距左心房的距离而可以被自动地分配一个较低的权重。

[0071] 图3A和3B是根据本发明的实施例示意性说明配准左心房和相关血管的电解剖图56与三维(3-D)图像58的过程的图。图像58包括由CT扫描器所产生的左心房和肺静脉的分段的预先获得的图像。

[0072] 图3A示出在配准过程之前的图和3-D图像。如在图中可以看到的,图和3-D图像未被配准到一个共同坐标系,并且通常相对于彼此具有平移、旋转和缩放偏差。

[0073] 如上所述,电解剖图56包括一个使用导管和磁位置跟踪系统所获得的电解剖图。该图包括多个图点60以及相应的图坐标,每个图点相对于参考注释具有一个局部活化值(以毫秒表示)。不同的局部活化值在图中用不同的阴影图案来示出。医生在其中已经执行了射频(RF)消融的位置用圆圈标记。

[0074] 3-D图像包括多个图像点62,每个图像点具有相应的图像坐标。在电解剖图56和3-D图像58中都识别出表示为LAA、MPV、LIPV和MVA的四个解剖标志。这四个标志分别指示左心耳、医学肺静脉、左下肺静脉和二尖瓣环的位置。注意,所有的标志都位于靶器官即左心房的外部。

[0075] 图3B示出在根据下面图4的方法执行配准过程之后的电解剖图56和3-D图像58。如在图中可以看到的,现在图和3-D图像用一个共同的坐标系配准并且一起显示。

[0076] 配准方法描述

[0077] 图4是根据本发明实施例示意性说明用于配准电解剖图与预先获得的3-D图像的方法的流程图。由显示处理器42所执行的图4的方法通过在评估并最小化加权累积距离量度时给不同图和图像点分配不同权重,来考虑到在参数图和/或3-D图像中不同的置信水平。

[0078] 该方法从处理器42在图像接受步骤70接受预先获得的器官的3-D图像开始。该3-D图像由多个图像点62和相关坐标表示。如上所述,至少一部分图像点可以在一些情况下限定成像的器官或其部分的3-D实体、表面或线框模型。处理器42在图像接受步骤72进一步接受器官的电解剖图。在一些实施例中,如上所述,该图由磁位置跟踪系统20产生。该图由多个图点60和相关坐标表示。使用接口45来接受3-D图像和参数图并将其提供给配准处理器46。

[0079] 对于至少一些图点和/或图像点,在置信分配步骤74,配准处理器46确定相应图和/或图像坐标的置信水平。在一些实施例中,由医生或者由另一用户将一些或全部的置信水平指示给处理器46。例如,医生可以检查显示在显示器44上的图和/或3-D图像,并且使用输入装置47来标记低的或高的置信水平的区域或点。

[0080] 另外或可选择地,与图相关的一些或全部的置信水平可以由在执行位置测量期间或之后产生图的系统(例如位置跟踪系统)自动地确定,并且与电解剖图一起被提供给处理器46。进一步,另外或可选择地,一些或全部的置信水平可以由处理器46使用图和/或3-D图像基于不同标准例如上述的标准自动地计算。

[0081] 处理器46在变换计算步骤76计算使图与3-D图像最佳拟合的几何变换。如上所述,每个图点与相应的图像点相关,并且在这两点之间基于它们的坐标定义了距离。为了减少具有低置信水平的图和/或图像点的影响并且增加具有高置信水平的图和/或图像点的影

响,处理器46基于置信水平给这些距离分配权重。处理器46评估加权的累积距离量度,例如在上面的公式[2]中给出的量度。

[0082] 在配准步骤78,处理器46确定最小化加权累积距离量度的几何变换,由此使图与3-D图像最佳拟合。所得到的几何变换通常包括应用于图坐标、图像坐标、或二者的平移、旋转和/或缩放操作的组合。然后使用显示器44将配准的图和3-D图像显示给医生,例如在上面的图3B中所示。

[0083] 尽管在此描述的实施例主要涉及一种使用装备有电位检测电极的导管的心脏成像系统,但是在此描述的方法可以与产生包括与坐标相关的测量参数的图的任何其它合适的系统一起使用。参数可以在本地或远程测量。例如,装有超声传感器和位置传感器的导管可以用于产生生理学参数例如组织密度的图。这些参数图可以利用上文所述的方法与预先获得的3-D图像配准。

[0084] 另外或可选择地,测量参数的传感器可以被安装在任何其它合适的体内探头例如内窥镜中。进一步,另外或可选择地,参数的测量可以使用外部传感器例如外部超声换能器来执行。在此描述的方法可以用于处理任何其它合适的器官、组织或其部分的图像和参数图,例如主动脉(AAA)、冠状动脉、脊柱、神经学上的或任何其它的腔,其中执行微创过程。

[0085] 因此将会认识到,上述的实施例作为例子被引用,并且本发明不限于上文已经特别示出和描述的内容。而是,本发明的范围包括上文所述的各种特征的组合和子组合、以及本领域技术人员一阅读以上描述就将想到的并且未在现有技术中公开的其变化和修改。

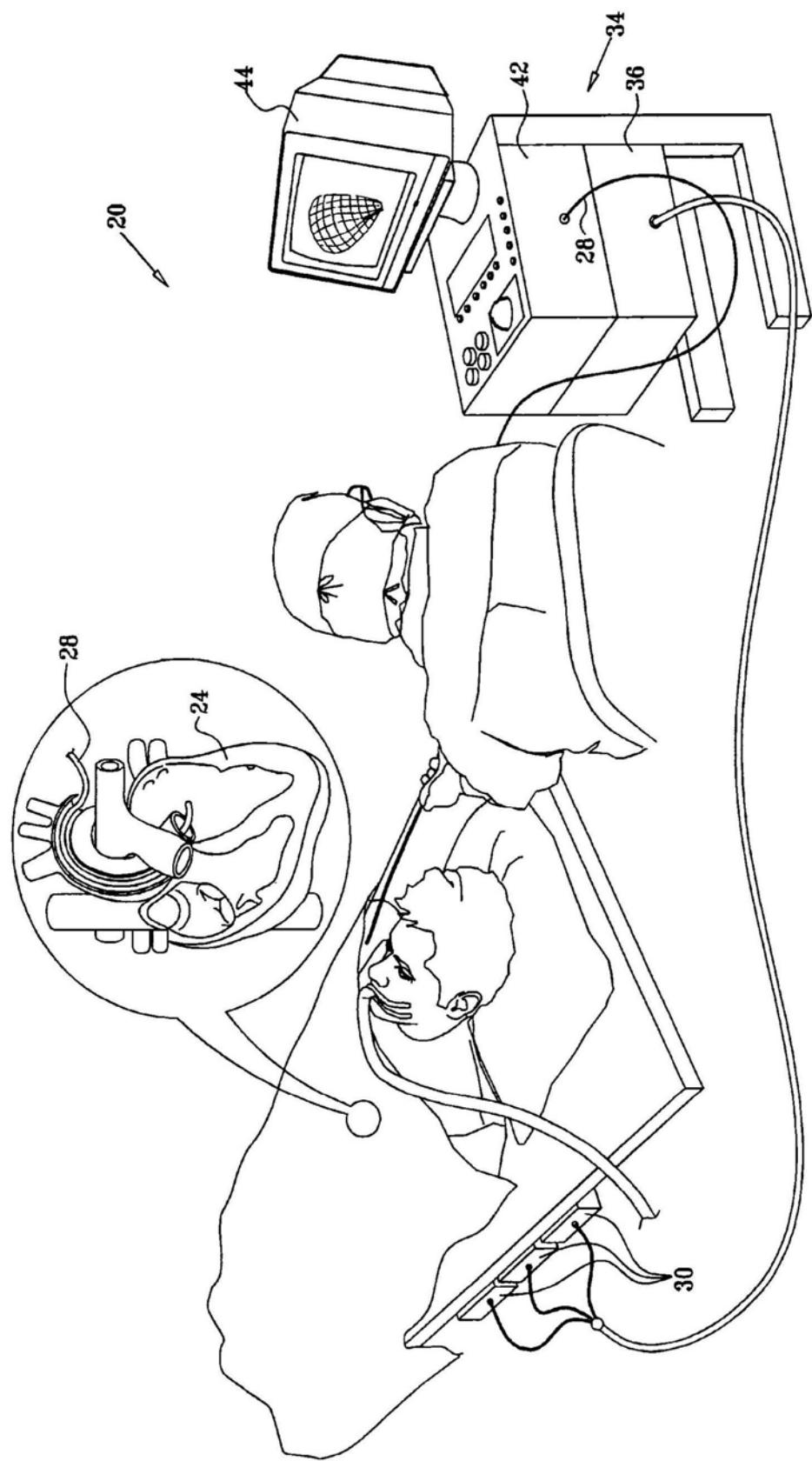


图1A

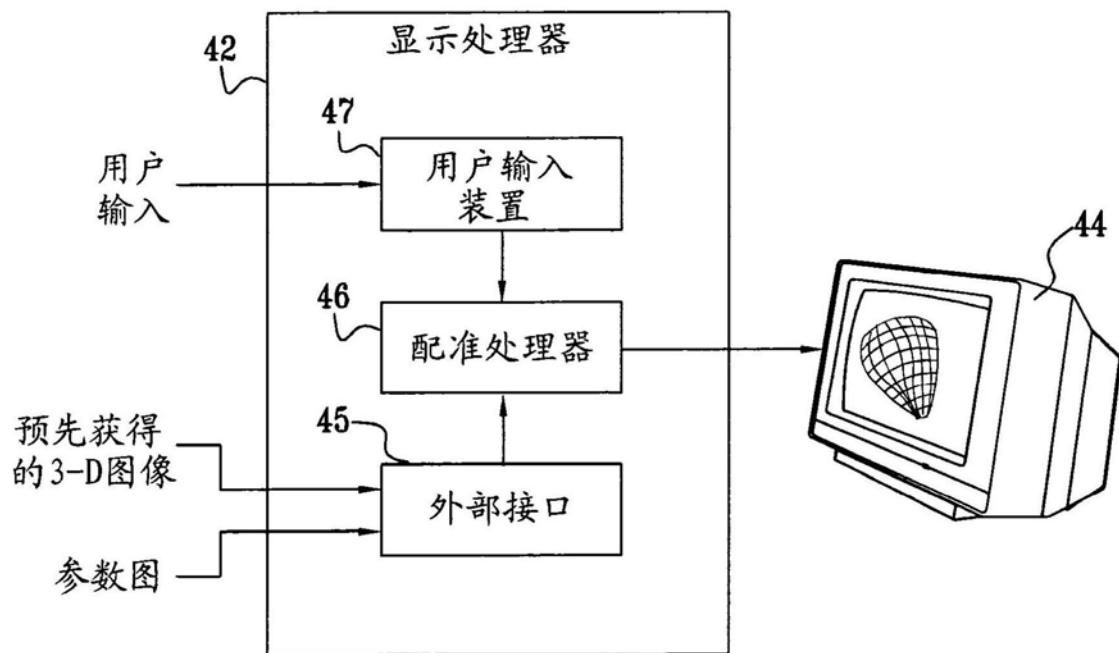


图1B

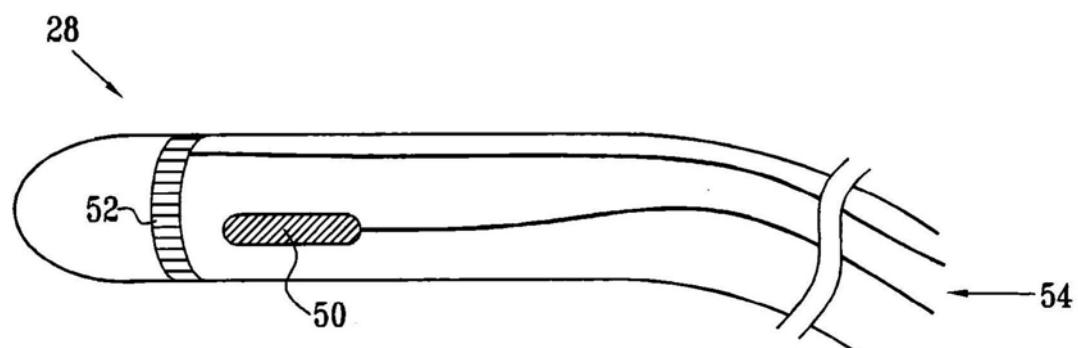


图2

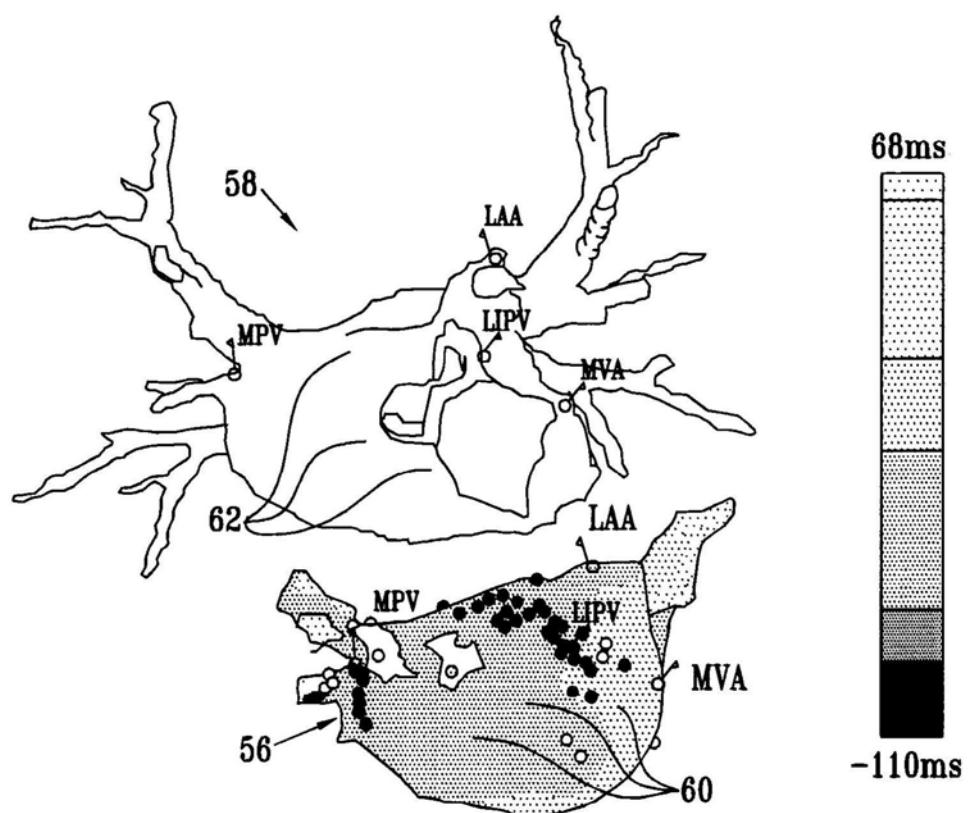


图3A

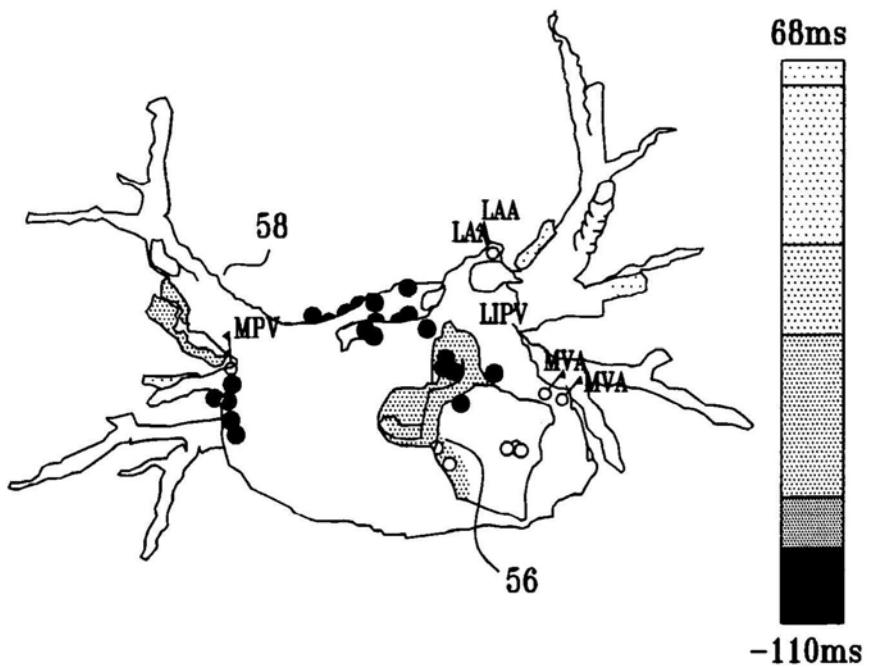


图3B

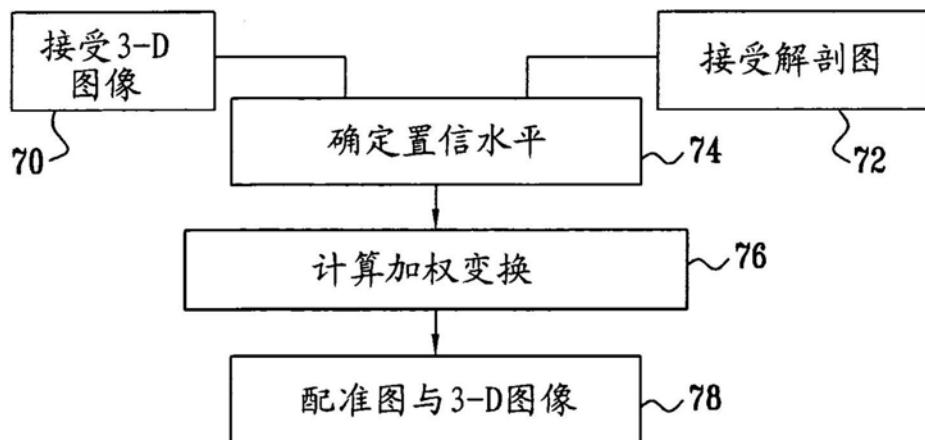


图4