

(19) 中华人民共和国国家知识产权局



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102238921 B

(45) 授权公告日 2014.03.26

(21) 申请号 200980148382.X

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2009.11.05

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 18/18(2006.01)

61/119,464 2008.12.03 US

A61N 7/02(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 18/02(2006.01)

2011.06.02

(56) 对比文件

US 5553618 A, 1996.09.10,

(86) PCT国际申请的申请数据

US 5485839 A, 1996.01.23,

PCT/IB2009/054923 2009.11.05

US 2008033420 A1, 2008.02.07,

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 贾晶晶

WO2010/064154 EN 2010.06.10

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

专利权人 美国健康及人类服务部

(72) 发明人 J·克吕克尔 S·达拉尔 S·徐

B·J·伍德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

权利要求书2页 说明书7页 附图2页

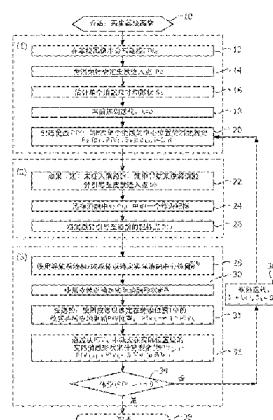
(54) 发明名称

用于整合介入规划和导航的反馈系统

(57) 摘要

在一个系统中组合了用于介入程序的治疗规划和成像引导与导航。所述系统包括：射频消融治疗规划部件(1)，其能够创建初始治疗规划，调节所述治疗规划以考虑在程序期间接收到的数据并将治疗规划传送至导航部件；导航系统部件(2)，其用于引导消融探头(6)；以及反馈子系统(3)，其用于经由成像系统(4)和/或跟踪系统(5)确定实际消融探头位置/取向和实际消融尺寸/形状，并能使所述规划部件和所述导航部件之间的信息进行交换。通过组合和整合程序规划和导航，并通过从所述导航部件向所述规划部件提供与实际电极位置和取向以及消融体积有关的反馈，能够更为精确地、有效地执行复杂的程序，同时潜在地获得更好的临床结果。

B  
CN 102238921 B



1. 一种用于对组织进行消融治疗的系统,包括 :

消融探头(6),用于利用 RF 消融、冷冻消融、微波消融、超声消融或者其他热或非热消融中的至少一种治疗感兴趣组织 ;

规划部件(1),用于计算三维治疗规划,所述三维治疗规划包括多个期望的消融探头放置位置和取向以及多个估计的消融体积,以实现将治疗整个规划靶标体积(PTV)的复合消融体积 ;

导航部件(2),用于在空间上跟踪所述消融探头和成像装置中的至少一个并且基于所述三维治疗规划为操作员提供治疗指令 ;

成像部件(4),用于获得对待治疗组织的规划和治疗图像 ;以及

反馈部件(3),用于使用所述导航部件或成像部件确定实际探头位置和取向,并且用于基于由所述成像部件(4)提供的治疗图像确定实际消融体积,并向所述规划部件(1)馈送在治疗期间的所述实际探头位置和取向以及实际消融体积,

其中,所述规划部件(1)基于所述三维治疗规划、所述实际探头位置和取向以及实际消融体积确定治疗迭代,所述治疗迭代包括期望的下一探头位置和取向以及期望的下一消融体积中的至少一个,并且

其中,所述导航部件(2)基于所述治疗迭代为所述操作员提供经修订的治疗指令直到根据期望的规划靶标体积完成了治疗,

其中,所述反馈部件(3)获得包括与所述实际探头位置有关的成像反馈和跟踪反馈的信息,并将包括所述成像反馈和跟踪反馈两者的所述信息提供给所述规划部件(1)以更新所述三维治疗规划,其中,所述反馈部件进一步使用该信息以更新并改善所述成像部件和跟踪系统之间的配准,

其中,所述规划部件(1)接收所述信息,并且通过从初始分割的规划靶标体积减去测量得到的消融位置处所测量的消融尺寸和形状,并计算针对所述规划靶标体积的剩余部分的新的规划来更新所述三维治疗规划,并且

其中,所述规划部件(1)利用单个消融的中心位置以计算所述三维治疗规划。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述成像部件(4)提供超声、CT、MR 成像、超声弹性成像和多普勒超声中的至少一种,并且其中,所述导航部件基于电磁(EM)跟踪传感器、光学跟踪传感器、声跟踪传感器和磁跟踪传感器中的至少一种提供所述消融探头和成像的空间跟踪坐标中的至少一种。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括用户界面,所述用户界面用于显示来自所述导航部件(2)的治疗迭代指令,以供人类操作员访问。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述反馈部件(3)还计算包括消融部位附近的局部微脉管灌注参数和大脉管血流参数中的至少一个的另外的信息,并将所述另外的信息提供给所述规划部件(1)从而并入到所述治疗迭代中。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述反馈部件(3)将治疗图像与规划图像配准以计算包括所述实际探头位置和取向以及肿瘤位置和取向中的至少一个的另外的信息,并且使用该另外的信息更新所述三维治疗规划。

6. 一种用于对组织进行消融治疗的控制系统,包括 :

规划部件(1),用于计算三维治疗规划,所述三维治疗规划包括多个期望的消融探头放

置位置和取向以及多个估计的消融体积,以实现将治疗整个感兴趣组织体积的期望的规划靶标体积;

成像部件(4),用于获得待治疗组织的治疗图像;以及

反馈部件(3),用于基于由所述成像部件提供的治疗图像计算实际探头位置和探头的取向以及实际消融体积,并向所述规划部件馈送在治疗期间的所述实际探头位置和取向以及实际消融体积,

其中,所述规划部件(1)将所述实际探头位置和实际消融体积映射到所述三维治疗规划,并基于所述三维治疗规划、所述实际探头位置和取向以及实际消融体积计算治疗迭代,所述治疗迭代包括期望的下一探头位置和取向以及期望的下一消融体积中的至少一个,

其中,所述反馈部件(3)获得包括与所述实际探头位置有关的成像反馈和跟踪反馈的信息,并将包括所述成像反馈和跟踪反馈两者所述信息提供给所述规划部件(1)以更新所述三维治疗规划,其中,所述反馈部件进一步使用该信息更新并改善所述成像部件和跟踪系统之间的配准,

其中,所述规划部件(1)接收所述信息,并且通过从初始分割的规划靶标体积减去测量得到的消融位置处所测量的消融尺寸和形状,并计算针对所述规划靶标体积的剩余部分的新的规划来更新所述三维治疗规划,并且

其中,所述规划部件(1)利用单个消融的中心位置以计算所述三维治疗规划。

7. 根据权利要求 6 所述的控制系统,其中,所述成像部件(4)提供超声、CT、MR 成像、超声弹性成像和多普勒超声中的至少一种。

8. 根据权利要求 6 所述的控制系统,其中,所述控制系统根据所计算的治疗迭代通过将所述消融探头移动至所述期望的下一探头位置以及消融所述期望的下一消融体积中的至少一种来递送下一治疗消融。

9. 根据权利要求 6 所述的控制系统,其中,所述反馈部件(3)还计算包括消融部位附近的局部微脉管灌注参数和大脉管血流参数中的至少一个的另外的信息,并将所述另外的信息提供给所述规划部件从而并入到所述治疗迭代中。

10. 根据权利要求 6 所述的控制系统,其中,所述反馈部件(3)将治疗图像与规划图像配准以计算包括所述实际探头位置和取向以及肿瘤位置和取向中的至少一个的另外的信息,并使用该另外的信息更新所述三维治疗规划。

11. 根据权利要求 7 所述的控制系统,其中,所述成像部件(4)利用造影剂。

## 用于整合介入规划和导航的反馈系统

[0001] 依照美国公共卫生署和 Philips 医疗系统(Cleveland)公司以及 Philips 电子北美公司之间的合作研究和开发协议 No. NCI-NIHCC-01864, 美国政府可以享有本发明的某些权利。

### 技术领域

[0002] 本申请涉及治疗领域, 具体而言, 涉及用于整合介入规划和导航的系统和方法, 其尤其针对组织消融治疗。

### 背景技术

[0003] 近年来, 作为多数创伤性手术程序的替代, 诸如射频消融(RFA)的介入程序的执行正日益增多。在 RFA 期间, 具有未经绝缘的尖端的电极在超声、CT 或 MRI 的引导下被插入到待消融的肿瘤或病灶内。当放置好电极后, 向所述尖端施加射频电流, 其造成组织受热并且当组织温度超过 60° 摄氏度时引起组织死亡。为了破坏大于在单次消融中加热并破坏的针尖端周围的体积的肿瘤, 需要反复重新定位针尖端以消融肿瘤中彼此部分重叠的不同部分。需要重复这一过程直到通过多次消融“覆盖”整个肿瘤, 其还被称为“复合消融”。

[0004] 有两个与这一过程相关的主要困难, 其部分解释了为什么对大(>3cm)肿瘤的消融结果相对较差:

[0005] 1、对于手动 / 无计算机辅助的规划而言, 所有单个消融的最佳三维(3D)定位是困难的, 其中, “最佳”指的是使用完全覆盖肿瘤加周围的安全裕度(肿瘤 + 欲度还被称作规划靶标体积或 PTV)的最小数量的重叠消融, 并且对于给定次数的消融, 消融的放置破坏最小体积的健康、非 PTV 组织。

[0006] 2、即使已知针对一种治疗(消融规划)的所有单个消融的最佳位置, 也难以仅利用常规的 US、CT 或 MR 引导精确地执行治疗规划, 即在期望的位置物理地定位电极。因为在一次消融期间与实际探头位置有关的不确定性会影响所需要的后续消融的放置。

[0007] 因为难以获得与期望的实际消融尺寸有关的患者特异性信息以便生成最佳患者特异性规划, 所以产生另外的问题, 因此规划必须使用所估计的可能不精确的消融尺寸。此外, 当试图与未经整合的规划和导航反馈系统一起工作时, 将引起程序流程减慢。

[0008] 已经开发出 RFA 规划系统以解决上述第一问题, 但该系统是单机的并且主要用于使期望的消融组可视化。同时, 已经开发出导航系统以通过例如将电极位置直接对位到预采集的医学图像(例如 CT 扫描)的 3D 坐标来改善常规的图像引导。然而, 这些导航系统独立于规划系统存在, 因此不能用于执行程序规划。

[0009] 已经提出了导航系统, 其辅助将消融电极引导至人体内的靶标位置, 但该已知系统不能与 RFA 规划进行整合。

[0010] Trachtenberg 等人的美国专利申请公开 No. 2007/0230757 使用图像处理来识别用于治疗恶性前列腺组织的靶标区, 并且监测治疗期间的能量递送。这一公开并未解决与肿瘤的覆盖相关的问题, 或者在治疗规划方面的问题。

[0011] Nields 等人的美国专利申请公开 No. 2008/0033417 涉及一种热消融系统, 其中, 控制器将热消融期间在组织中的实际温度改变与热消融规划进行比较。但未给出如何确定施用器(applicator)位置的指示, 并且热改变与用于修订消融规划的位置反馈无关。

## 发明内容

[0012] 参照 U. S. 专利法 37C. F. R. § 1. 73 提供了发明内容, 该法条要求简要指出本发明的类型和主旨的发明内容。应当理解, 其并非用于解释或限制权利要求的范围或意义, 并在此基础上提交。

[0013] 根据示范性实施例的一个方面, 在一种用于对组织进行消融治疗的系统中组合了用于介入程序的治疗规划和图像引导与导航。该系统包括用于利用 RF 消融、冷冻消融(cryo-ablation)、微波消融、超声消融和其他热或非热消融中的至少一种治疗感兴趣组织的消融探头。包含了规划部件, 其用于计算三维治疗规划, 所述三维治疗规划包括多个期望的消融探头放置位置和取向以及多个估计的消融体积, 以实现将治疗整个规划靶标体积(PTV)的期望的复合消融体积。提供了导航部件, 其用于基于三维治疗规划在空间上跟踪治疗探头和 / 或成像装置并向操作员提供治疗指令。还提供了用于获取待治疗组织的规划和治疗图像的成像部件。该系统还包括反馈部件, 其用于使用导航部件或者成像部件确定实际探头位置和取向, 并用于基于由成像部件提供的治疗图像确定实际消融体积、并向规划部件馈送在治疗期间的实际探头位置 / 取向和实际消融体积。所述规划部件基于已执行的三维治疗规划、实际探头位置 / 取向和实际消融体积计算治疗迭代, 所述治疗迭代得到期望的下一探头位置 / 取向和期望的下一消融体积中的至少一个。导航部件基于所述治疗迭代向操作员提供经修订的治疗指令, 直到根据期望的规划靶标体积完成了治疗。所述反馈部件获得包括与所述实际探头位置有关的成像反馈和跟踪反馈的信息, 并将包括所述成像反馈和跟踪反馈两者的所述信息供给所述规划部件以更新所述三维治疗规划。所述反馈部件进一步使用该信息以更新并改善所述成像部件和跟踪系统之间的配准。所述规划部件接收所述信息, 并且通过从初始分割的规划靶标体积减去测量得到的消融位置处所测量的消融尺寸和形状, 并计算针对所述规划靶标体积的剩余部分的新的规划来更新所述三维治疗规划。所述规划部件利用单个消融的中心位置以计算所述三维治疗规划。

[0014] 示范性实施例的另一方面涉及一种对组织进行消融治疗的方法。该方法包括针对感兴趣组织计算三维治疗规划, 所述三维治疗规划包括多个期望的消融探头放置位置和取向以及多个估计的消融体积, 以实现将治疗整个规划靶标体积(PTV)的期望的复合消融体积。该方法还包括基于三维治疗规划向操作员提供治疗指令, 并利用 RF 消融、冷冻消融、微波消融、超声消融和其他热或非热消融中的至少一种治疗感兴趣组织。获得了待治疗组织的规划和治疗图像, 并基于治疗图像确定实际探头位置 / 取向和实际消融体积。基于三维治疗规划、实际探头位置 / 取向和实际消融体积计算治疗迭代, 所述治疗迭代得到期望的下一探头位置和期望的下一消融体积中的至少一个。所述方法还包括基于治疗迭代向操作员提供经修订的治疗指令, 并继续迭代治疗直到根据期望的规划靶标体积完成了治疗。

[0015] 在本发明的示范性布置的另一方面中, 一种用于对组织进行消融治疗的控制系统, 其包括规划部件, 用于计算三维治疗规划, 所述三维治疗规划包括多个期望的消融探头放置位置和取向以及多个估计的消融体积, 以实现将治疗整个感兴趣组织体积的期望的规

划靶标体积。还包括成像部件连同反馈部件，所述成像部件用于获得待治疗组织的治疗图像，所述反馈部件用于基于由成像部件提供的治疗图像计算实际探头位置 / 取向和实际消融体积，并向规划部件馈送在治疗期间的实际探头位置 / 取向和实际消融体积。规划部件将实际探头位置和实际消融体积映射到三维规划并基于三维治疗规划、实际探头位置 / 取向和实际消融体积计算治疗迭代，所述治疗迭代得到期望的下一探头位置 / 取向和期望的下一消融体积中的至少一个。所述反馈部件获得包括与所述实际探头位置有关的成像反馈和跟踪反馈的信息，并将包括所述成像反馈和跟踪反馈两者的所述信息提供给所述规划部件以更新所述三维治疗规划。所述反馈部件进一步使用该信息更新并改善所述成像部件和跟踪系统之间的配准所述规划部件接收所述信息，并且通过从初始分割的规划靶标体积减去测量得到的消融位置处所测量的消融尺寸和形状，并计算针对所述规划靶标体积的剩余部分的新的规划来更新所述三维治疗规划。所述规划部件利用单个消融的中心位置以计算所述三维治疗规划。

[0016] 诸如射频消融(RFA)的许多介入程序通常无需专用的或计算机辅助的规划，而仅利用基本的图像引导来执行。通过组合和整合程序规划和导航，并通过从导航部件向规划部件提供与实际电极位置和消融尺寸 / 形状有关的反馈，能够更为精确地、有效地执行复杂的程序，同时潜在地获得更好的临床结果。程序规划和高级的图像引导与导航两者都能够改善程序执行的精度，产生诸如改善的患者结果、减少电离辐射的使用以及降低成本的若干优点。

[0017] 本领域技术人员从说明书、附图和权利要求书中将认识到并理解本公开的上述和其他特征与优点。

## 附图说明

[0018] 图 1 示出了本发明的各部件；

[0019] 图 2 是具有反馈的消融规划和导航系统的流程图。

## 具体实施方式

[0020] 参考对人进行的消融治疗描述了本公开的示范性实施例。本领域技术人员应当理解，本公开的示范性实施例能够应用于其他类型的消融治疗以及人或动物身体的其他部分。本公开的示范性实施例的方法和系统的使用能够适用于其他类型的应用。

[0021] 参考图 1，一种用于整合消融治疗的介入规划和导航的反馈系统包括规划部件(1)，其用于规划射频消融(RFA)治疗(或其他消融治疗，包括但不限于：冷冻消融、微波消融、超声消融或者其他热或非热消融)，并且其能够创建初始治疗规划，并能够调节治疗规划，以考虑在程序期间接收到的数据，且将治疗规划传递至导航部件。所述系统包括导航系统部件(2)，和反馈子系统(3)，所述导航系统部件(2)用于经由图形用户界面(7)将消融探头(6)引导至靶标位置；所述反馈子系统(3)用于经由成像系统(4)和 / 或跟踪系统(5)确定实际消融探头位置 / 取向和实际消融尺寸 / 形状，并能使导航部件(2)和规划部件(1)之间的信息进行交换。通过组合和整合程序规划和导航，并通过从导航部件(2)向规划部件(1)提供与实际消融探头位置和实际消融尺寸有关的反馈，能够更为精确地、有效地执行复杂的程序，同时潜在地获得更好的临床结果。

[0022] 规划系统部件(1)能够允许计算复合消融,所述复合消融包括基于要覆盖的期望的规划靶标体积(PTV)的多个最佳单个的消融位置 / 取向,以及估计的或已知的单个消融尺寸。期望的复合消融体积包括多个消融,其一起将治疗整个 PTV。规划系统部件(1)利用从所述系统的成像部件(4)采集的图像数据。向规划部件(1)的输入能够包括来自成像部件(4)的待治疗组织的基线图像、PTV 分割、期望的单个消融形状和尺寸、以及由治疗医师所选择的期望的(一个或多个)皮肤进入点。规划系统部件(1)能够计算用于治疗的初始规划,所述初始规划是将覆盖 PTV 的最佳数量的消融的 3-D 映射。所述规划系统部件还具有使用与实际消融位置或尺寸、或者相对于消融探头的实际肿瘤位置有关的反馈来迭代地更新或细化规划的能力。规划包括将完成治疗 / 消融 PTV 的最佳数量的消融、这些单个消融中的每个的 3D 位置、以及这些单个消融中的每个的取向。消融的 3D 位置被称作在导航部件(2)中的规划靶标位置。所述规划系统部件(1)能够将规划信息输出到图形用户界面(GUI)(7),供医师操作员使用。

[0023] 具有监测和反馈能力的导航系统部件(2),其经由 GUI(7)提供视觉引导以辅助将消融探头(6)递送至规划靶标位置中的任意一处,能够确定实际消融探头位置(经由成像部件(4)或跟踪子系统(5))、实际单个消融尺寸 / 形状(当使用例如超声弹性成像(elastography)时经由成像部件(4))、以及相对于消融探头的实际肿瘤位置(经由成像)。成像模块(4)可以包括手持式成像装置、静态成像装置等。还能够监测可以影响诸如消融部位附近的血流 / 灌注的程序的执行的其他因素,其可以作为“吸热源(heat sink)”并因此降低单个消融形状的尺寸或变形。导航系统部件(2)使用跟踪系统(5)将基线图像与消融探头和治疗图像对准,然后向医师提供引导,用于将针引导至用于消融的靶标位置中的任意一处。

[0024] 反馈部件子系统(3)能够允许导航系统部件(2)向规划系统部件提供与在执行一次消融期间获得的消融探头位置和取向、消融尺寸 / 形状、局部灌注或其他信息相关的信息。反馈部件(3)允许规划系统部件(1)从导航系统部件(2)接收任何这种用于程序规划的相关信息,从而使用其迭代地更新和细化治疗规划,并将经更新的规划返送至导航系统部件,以在迭代过程中引导后续的消融。

[0025] 参考图 2,图示了具有反馈的消融规划和导航方法的详细流程图。该方法开始于步骤 10,其在治疗之前采集基线图像。

[0026] 规划系统部件(1)允许确定最佳的消融位置,以利用例如通过 RFA 消融的多次重叠消融治疗任意尺寸或形状的肿瘤。这一部件要求图像数据集(“基线图像”)的输入和可视化,以及分割肿瘤或 PTV、或在别处引入分割的能力。规划系统部件在步骤 12 处在基线图像中分割基线  $PTV_0$ 。规划系统部件还能够在步骤 14 确定针对消融针的皮肤进入点  $p_E$ ,或者在医师确定之后能够将其录入到系统中。

[0027] 规划系统部件至少还要求所估计的单个消融的形状和尺寸  $S_0$  作为输入(步骤 16)。基于这些输入,该部件能够将当前(初始)迭代设置为  $k=0$ (步骤 18),并且允许手动地或者自动地创建治疗规划(步骤 20)。对于手动规划创建而言,该部件使 PTV 可视化并为用户提供图形用户界面(GUI),从而手动地放置一个或多个消融(每个均由估计的形状和尺寸  $S_0$  建模)以覆盖 PTV。对于自动规划创建而言,规划系统部件(1)基于假定的 / 估计的单个消融尺寸和形状确定一组最佳的消融位置  $P_k$ :

[0028]  $P_k(p_E, PTV_k, S_k) : p_{k,i}, i=1 \dots N_k$

[0029] 从而提供覆盖  $PTV_k$  的  $N_k$  次单个消融的中心位置  $p_{k,i}$ , 其中,  $k$  是迭代指数。对于所有的迭代而言,  $N_k$  的值不是常量而是通常将随着迭代治疗过程从步骤  $k=0$  到步骤  $k=1, 2$  或更多步骤而降低。

[0030] 如果(还)未插入消融探头针, 那么医师操作员能够使用导航系统将消融探头引导至皮肤进入点  $p_E$  (步骤 22)。操作员然后能够选择消融中心  $p_{k,i}$  中的一个作为靶标(步骤 24)。导航部件(2)和反馈部件子系统(3)包括用于引导消融电极插入到人体内的指定靶标位置  $p_{k,i}$  的系统(步骤 26)。一种合适的引导系统是商用 Traxtal PercuNav™ 系统, 其使用电磁跟踪将电极位置与患者的医学图像配准。导航部件(2)使用与规划部件(1)相同的“基线图像”,或者可以使用与基线图像空间配准的不同的图像。

[0031] 导航系统部件(2)具有从规划部件(1)引入整个治疗规划的能力,所述治疗规划包括多个单个的消融位置以及针对每次消融电极放置的潜在单个皮肤进入点。该导航部件将通过在 3D 中绘制经分割的 PTV 和规划的消融位置来使治疗规划可视化,并且将为医师提供 GUI 以选择下一次将要执行规划靶标位置中的哪一处。对于每次消融,导航系统部件(2)首先将电极(6)引导至规划的皮肤进入点,将其从规划的皮肤进入点引导至规划的消融位置。在医师选择接近当前消融靶标的下一靶标位置的情况下,该系统能够在无需要求完全撤回针的情况下将消融探头电极(6)直接引导至下一靶标。

[0032] 此外,导航系统部件(2)还包含反馈子系统(3),以获得与在消融期间的实际电极位置 / 取向有关的、以及与实际消融尺寸 / 形状和肿瘤位置 / 取向有关的反馈。反馈子系统(3)具有为规划部件(1)提供反馈以用于迭代细化针对后续消融的规划。反馈子系统(3)使用成像系统(4)和 / 或跟踪系统(5)来确定实际消融中心位置  $p_{\text{实际}}$ (步骤 28)。

[0033] 能够以任意合适的方式获得位置反馈  $p_{\text{实际}}$ ,例如通过以下方式 :

[0034] 1、对于在 CT 或 MRI 扫描器(不依赖于空间跟踪系统的使用)上执行的程序而言,能够利用电极在用于消融的位置获得确认 CT 或 MRI 图像,该扫描被传送至导航部件。确认扫描与基线导航图像配准并叠加在所述基线导航图像上。在确认扫描中将识别电极尖端,并且 GUI 允许用户将所述位置传送至基线图像并将其发送至规划部件。

[0035] 2、对于利用消融电极尖端的空间跟踪(例如使用 Traxtal PercuNav™ 系统)执行的程序而言,为用户提供 GUI 以使用导航部件的配准变换开始将电极的跟踪坐标转换成基线图像坐标,并且将所述位置发送至规划部件。

[0036] 任选地,当利用成像和跟踪两者获得位置反馈后,能够使用组合的信息来更新 / 改善图像和跟踪系统之间的坐标配准,从而允许在后续的迭代步骤中更为精确的导航。

[0037] 用于确定实际消融形状  $S_{\text{实际}}$ (步骤 30)的消融尺寸 / 形状反馈能够通过以下方式获得:能够在消融期间或者消融稍后的短时间内获得消融区域的三维(3D)医学图像(例如, CT、MRI、超声),所述消融区域的三维医学图像提供足够的灰阶对比以允许勾勒出消融区,并且所述图像被传送至导航部件。能够为用户提供 GUI 以基于图像中可见的消融对比在一维或若干维中测量消融的尺寸 / 形状。或者,自动或半自动的算法能够在用户输入有限或无用户输入的情况下提取消融的形状。所述尺寸 / 形状信息被传送至规划部件,以便利用测量得到的消融尺寸 / 形状作为新的消融尺寸 / 形状估计更新针对剩余消融的规划。

[0038] 任选地,反馈部件能够用于通过将基线图像中的初始肿瘤位置与通过成像部件

(4) 获得的最近的图像中的实际肿瘤位置进行比较, 来检测例如由于包括呼吸运动的患者运动在肿瘤位置中引起的任何改变。然后根据描述肿瘤位置改变的变换  $T$  更新 PTV 的位置 : (步骤 31)

[0039]  $PTV_k \rightarrow T * PTV_k$

[0040] 规划部件(1)接收反馈信息并在测量得到的位置或消融尺寸 / 形状偏离规划的 / 假定的位置和尺寸 / 形状时更新针对剩余程序的规划。具体而言, 规划部件能够从初始分割的  $PTV_k$  中减去在测量得到的消融位置处所测量的消融尺寸 / 形状, 并计算针对剩余  $PTV_{k+1}$  的新的规划(步骤 32) :

[0041]  $PTV_{k+1} = PTV_k - S_{\text{实际}}(p^{\text{实际}})$

[0042] 迭代过程将继续进行直到消融了整个 PTV 体积。这能够通过计算体积( $PTV_{k+1}) = 0$  (步骤 34) 来确定。如果 PTV 体积不为零, 即在 PTV 中存在有限数量的未消融体素, 则紧接着进行规划迭代, 从而使得  $k \rightarrow k+1$ ,  $S_k = S_{\text{实际}}$  (步骤 36)。如果 PTV 体积为零, 使得未剩余未消融的 PTV, 则在步骤 38 结束治疗程序。在特定情况下, 医师可以练习其判断以在 PTV 的剩余体积相对小并且在规划部件的 GUI 界面中对这一小 PTV 的可视化提供了做出决定的证据的情况下终止迭代过程。

[0043] 应当认识到, 本发明能够与 RFA 消融、冷冻消融、微波消融、超声消融或者其他热或非热消融一起使用, 并且并非意图将其限于这一方面。

[0044] 本发明, 包括上述方法的步骤, 能够以硬件、软件或者硬件与软件的组合实现。本发明能够在一个计算机系统中以集中的方式实现, 或者以分布的方式实现, 其中, 不同的元件散布于若干内部互连的计算机系统之间。适于执行本文所述方法的任何种类的计算机系统或其他设备都是合适的。硬件和软件的典型组合可以是具有计算机程序的通用计算机系统, 当所述计算机程序被加载和执行时, 控制所述计算机系统, 使得其执行本文所述的方法。

[0045] 本发明, 包括上述方法的步骤, 能够具体化于计算机程序产品中。所述计算机程序产品能够包括计算机可读存储介质, 在所述计算机可读存储介质中, 嵌入有包含计算机可执行代码的计算机程序, 用于令计算装置或基于计算机的系统执行本文所述的各种程序、过程和方法。本发明上下文中的计算机程序意味着任意表达, 以任何语言、代码或符号、或者令具有信息处理能力的系统直接地或在以下操作中的任一个或两个之后执行具体功能的一组指令 :a) 转换为另一种语言、代码或符号 ;b) 以不同材料形式进行复制。

[0046] 本文所述的实施例的图示说明旨在提供对各实施例的结构的基本理解, 其并非旨在作为可能利用本文所述的结构的设备和系统的所有元件和特征的完整描述。本领域技术人员在审阅说明书之后, 许多其他实施例对其将变得显而易见。可利用其他实施例或从中导出其他实施例, 使得可以在不脱离本公开的范围的情况下作出结构和逻辑的替代和改变。附图仅仅是代表性的并未按比例绘制。可能放大了附图中的某些部分, 同时可能缩小了其他部分。因此, 说明书和附图意图用于图示说明而非进行限制。

[0047] 因此, 尽管本文已经图示和描述了特定实施例, 应当认识到, 为实现相同目的计算的任何布置可以替换所示的特定实施例。本公开意图覆盖各实施例的任何和所有修改或变型。本领域技术人员在回顾以上描述后, 本文未具体描述的这些实施例的组合和其他实施例对其而言将显而易见。因此, 意图将本公开限制为所公开的特定实施例, 作为补偿用于执

行本发明的最佳模式,但本发明将包括落在权利要求范围内的所有实施例。

[0048] 参照 U. S. 专利法 37C. F. R. § 1. 72 (b) 提供了本公开的摘要,该法条要求摘要将允许读者能够快速确定技术公开的性质。应当理解,其并非用于解释或限制权力要求的范围或意义,并在此基础上提交。

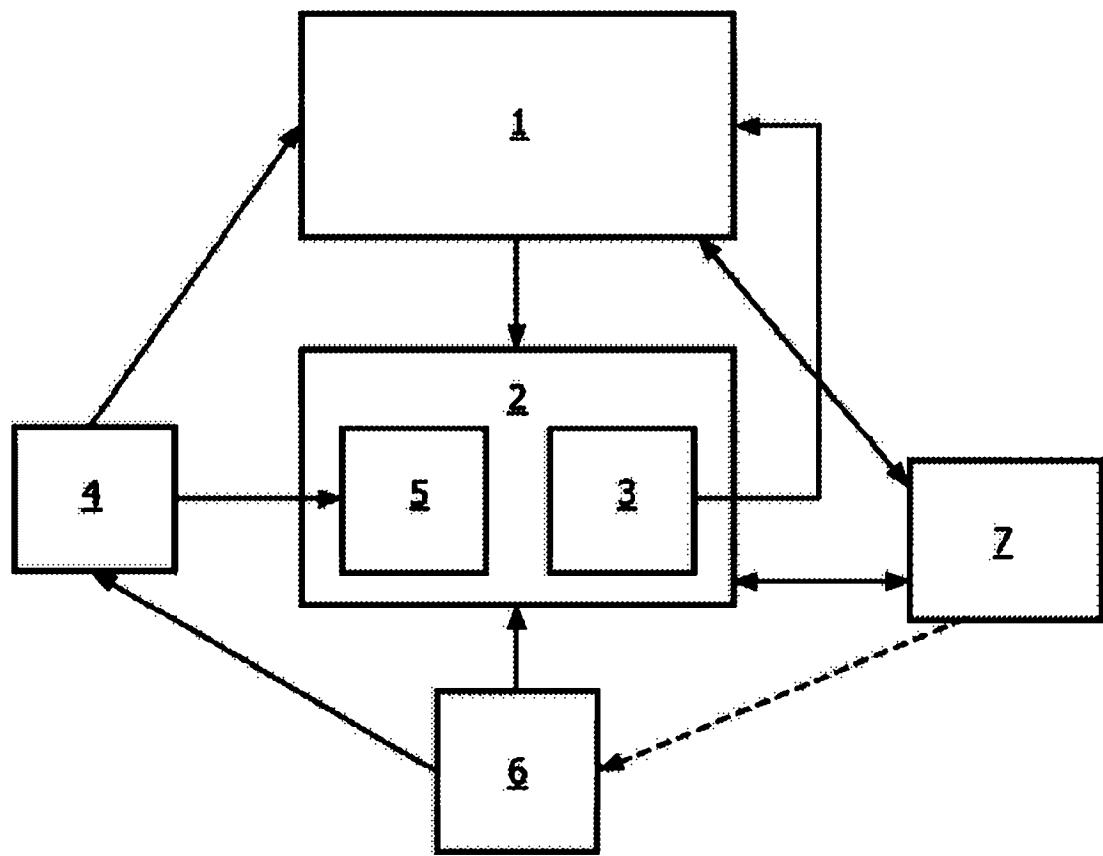


图 1

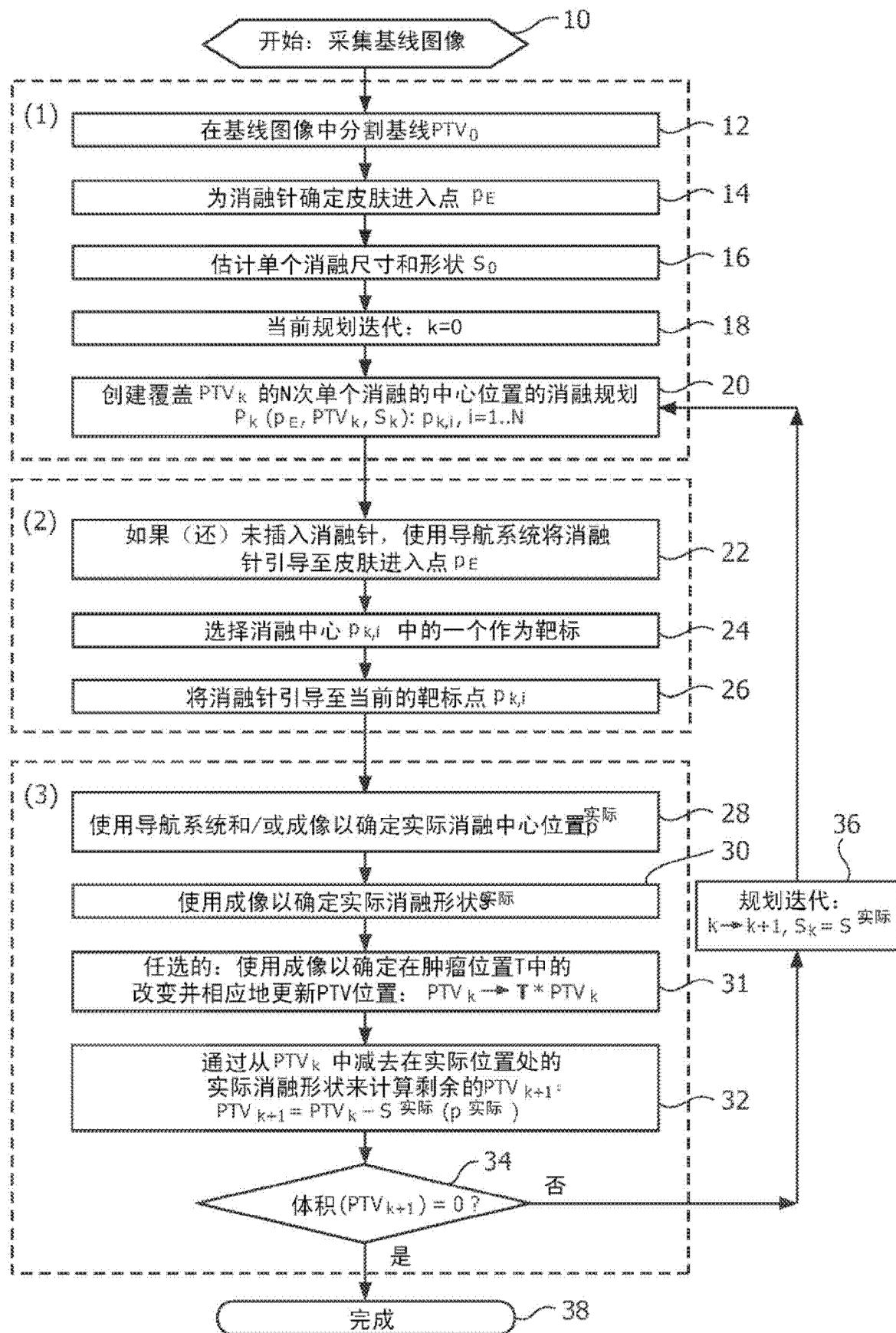


图 2