



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103140184 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201180046806. 9

(22) 申请日 2011. 09. 22

(30) 优先权数据

61/387, 549 2010. 09. 29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 03. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/054163 2011. 09. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/042443 EN 2012. 04. 05

(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

(72) 发明人 S·达拉尔 J·克吕克尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009118613 A1, 2009. 05. 07,

US 2009118613 A1, 2009. 05. 07,

US 7344533 B2, 2008. 05. 18,

US 2010063496 A1, 2010. 03. 11,

US 2002077627 A1, 2002. 06. 20,

CN 101795636 A, 2010. 08. 04,

CN 1596085 A, 2005. 03. 16,

审查员 魏春晓

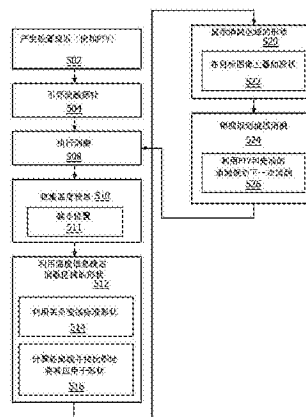
权利要求书1页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

用于自适应射频消融的温度反馈系统

(57) 摘要

一种用于消融的系统和方法包括利用消融探针消融(508)目标体积并收集(510)目标体积周围的温度信息。基于温度信息确定(512)消融体积的形状。在显示器上相对于目标体积的图像显示(520)形状。



1. 一种系统,包括:

消融探针(102);

射频发生器(106),其耦合到所述探针以为所述探针供电,并配置成从目标体积周围的组织收集温度信息;

标记物(124),其安装在所述探针上以为成像模态提供参考位置,从而能够确定收集所述温度信息的位置;以及

模块(122),其配置成基于所述温度信息确定消融体积的形状并在显示器上相对于所述目标体积的图像显示所述形状。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述探针(102)包括多尖头消融探针,在多个尖头上具有温度传感器,用于收集所述温度信息。

3. 根据权利要求1所述的系统,还包括消融几何形状与温度之间的关系(300),从而采用所述关系以基于所述温度信息确定消融体积的形状变化。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,从标准形状的所述形状变化包括根据所述关系利用内插计算的消融轮廓线(402)以按比例调整所述消融的形状。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述模块(122)在所述目标体积的三维图像中叠加所述消融体积的所述形状。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,从视觉上将规划目标体积(PTV)和多个显示的消融形状相比较,以利用所述目标体积(PTV)和所述多个显示的消融形状规划下一次消融以确保处置所述PTV的全部。

7. 一种工作站,包括:

处理器(112);

耦合到所述处理器的存储器(120),所述存储器被配置成存储并利用所述处理器执行模块(122)以基于在消融过程期间测量的温度信息确定消融体积的形状并在显示器上相对于目标体积的图像显示所述形状。

8. 根据权利要求7所述的工作站,其中,利用多尖头消融探针(102)收集所述温度信息,所述多尖头消融探针在多个尖头上具有温度传感器。

9. 根据权利要求7所述的工作站,还包括消融几何形状与温度之间的关系(300),从而采用所述关系以基于所述温度信息确定消融体积的形状变化。

10. 根据权利要求9所述的工作站,其中,从标准形状的所述形状变化包括根据所述关系利用内插计算的消融轮廓线(402)以按比例调整所述消融的形状。

11. 根据权利要求7所述的工作站,其中,所述模块(122)在所述目标体积的三维图像中叠加所述消融体积的所述形状。

12. 根据权利要求7所述的工作站,其中,在视觉上将规划目标体积(PTV)和多个显示的消融形状相比较,以利用所述目标体积(PTV)和所述多个显示的消融形状规划下一次消融以确保处置所述PTV的全部。

用于自适应射频消融的温度反馈系统

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗领域,更具体而言,涉及一种采用温度反馈规划消融程序的系统和方法。

背景技术

[0002] 近年来已经越来越多地执行诸如射频消融(RFA)的消融手术作为侵入性更强的外科手术替代。在RFA期间,将具有未绝缘顶端的电极插入要在超声、计算断层摄影(CT)或磁共振成像(MRI)引导下消融的肿瘤或病灶中。在放置电极时,向顶端施加射频电流,引起组织发热,在60℃以上引起细胞死亡。

[0003] 为了破坏比针尖周围体积更大的肿瘤,需要反复重新定位针尖以消融肿瘤的不同部分,被处理体积彼此部分交叠。需要重复这个过程,直到整个肿瘤被该组消融覆盖为止,也称为“合成消融”。

[0004] 当前,利用来自超声(US)或CT的基本成像指导进行这些复合消融,但通常没有导航辅助,且没有定量的或计算机化的规划。程序的结果很大程度上取决于医生的直觉和经验。合成消融规划和执行的过程很困难,已经有人指出,利用(更小的)个体消融完全覆盖规划目标体积(PTV)通常需要次数大到惊人的消融。

[0005] 于是,不能保证“心智规划的”合成消融实际完全覆盖PTV,或者以最佳方式覆盖PTV,即利用最小次数的消融覆盖(每次消融花费12和20分钟之间)。而且,由于根据“心智规划”执行或放置消融探针时的不精确性,实际实现的PTV覆盖可能不足以根除肿瘤,导致局部肿瘤复发。

[0006] 已经开发了RFA规划系统以解决计算最佳次数(通常尽可能地少)和放置多次交叠消融以覆盖整个肿瘤体积加上肿瘤周围大约0.5-1.0cm的安全裕度(这个组合体积被称为规划目标体积(PTV))而不对肿瘤周围的健康组织造成过度损伤的问题。规划系统使得医生能够对规划的消融对肿瘤覆盖的影响进行可视化并定量评估。

[0007] 还开发了采用一种形式的对RFA电极顶端和超声换能器探头位置和取向进行空间跟踪(例如,电磁/光学器件)的导航系统,以通过例如将RFA电极位置直接参照事先采集的医学图像(例如CT扫描)的三维坐标来改善常规图像引导。不过,这些导航系统独立于规划系统而存在,因此在执行或迭代改善程序计划时没有用处。

[0008] 在射频消融(RFA)程序期间实际实现的消融的尺寸或形状受到与肿瘤体积相邻的血管中血流存在的影响。将消融附近血流的冷却效应称为“热沉”效应。热沉影响会改变消融的总体形状,可能导致处理不完整。这可能导致肿瘤的复发。为了确保完全处理,实现的消融形状需要覆盖整个PTV。通常通过在程序期间执行对比度CT或对比度US扫描来发现残余(未消融)PTV区域。不过,使用造影剂可能对一些患者而言无法指示或容忍度较差。因此,需要所实现消融形状/尺寸的有意义指示符以确保不涉及使用造影剂或额外CT扫描的完全处理。

发明内容

[0009] 根据本原理,提供了用于消融的系统和方法,包括利用消融探针消融目标并收集目标周围的温度信息。基于温度信息确定消融体积的形状。在显示器上相对于目标的图像显示形状。

[0010] 在一个实施例中,消融系统包括消融探针和耦合到探针的射频发生器,以为探针供电并配置成从目标体积周围的组织收集温度信息。在所述探针上安装标记物,以为成像模式提供参考位置,从而可以确定收集温度信息的位置。配置一模块以基于所述温度信息确定消融体积的形状并在显示器上相对于目标体积的图像显示所述形状。

[0011] 在另一实施例中,工作站包括处理器和耦合到处理器的存储器。存储器被配置成存储并利用所述处理器执行模块以基于在消融过程期间测量的温度信息确定消融体积的形状并在显示器上相对于目标体积的图像显示所述形状。

[0012] 从其例示性实施例的以下详细描述,本公开的这些和其他目的、特征和优点将变得显而易见,要结合附图阅读其描述。

附图说明

[0013] 将参考以下附图在优选实施例的以下描述中给出本公开,附图中:

[0014] 图 1 是方框图,示出了根据一个例示性实施例采用温度反馈的消融系统;

[0015] 图 2 是示出了根据一个例示性实施例利用 RFA 探针通过多次消融进行的消融程序的图示,部署探针,使得标记物与特定的尖头对准;

[0016] 图 3 是曲线图,示出了根据一个例示性实施例要在计算新的消融形状时采用的消融直径和温度之间的关系;

[0017] 图 4 是图表和曲线图,示出了 RFA 探针中嵌入的五个温度传感器的每个的测得温度,对其进行内插以形成根据一个例示性实施例的曲线;

[0018] 图 5A 是曲线图,示出了图 4 的曲线和圆形轮廓线,示出了符合消融的标称或预期形状在每个传感器上的均等温度;

[0019] 图 5B 是曲线图,示出了图 4 的曲线和由样条计算的调整的轮廓线,用于根据这些原理调整消融形状;

[0020] 图 6 是流程图,示出了根据一个例示性实施例采用温度反馈的消融方法;以及

[0021] 图 7 是例示性示出了图像的图,该图像具有规划处置体积(PTV)并具有叠加在目标区上的多个消融形状,从而可以根据这些原理进行进一步的消融规划。

具体实施方式

[0022] 本公开描述了用于规划利用多次精确放置的射频消融(RFA)进行最佳肿瘤覆盖的系统和方法。市售 RFA 电极生成的消融体积由制造商标称定义为具有特定直径的球体或椭球体形状。不过,在实际程序中,实现的消融形状/尺寸随着患者而变化并取决于肿瘤局部环境的热沉效应,例如与血管的接近程度、这些血管中的尺寸或血流速率等。

[0023] 根据本原理,RFA 电极可以嵌入温度传感器以在消融期间监测实现的温度。由 RF 发生器使用这一温度信息,RF 发生器驱动电极以调整消融过程。也可以由临床医师定性地监测温度以判断消融过程的安全性、有效性、完成等。在一个实施例中,以定量方式集成温

度测量以估计完成单次消融时实现的消融形状 / 尺寸。使用这一信息计算残余肿瘤体积, 允许更新的计划以计算最佳地覆盖残余肿瘤的必要消融次数和放置。根据本原理, 采用来自 RFA 电极的温度测量估计实现的消融尺寸 / 形状以用作反馈系统。

[0024] RFA 探针可以包括嵌入针形电极顶端(或个体尖中)中的温度传感器, 以感测被消融组织的温度。对于多尖 RFA 探针(例如, 来自 Angiodynamics™ 的 Starburst™ XL/XLi RFA 电极), 驱动 RFA 探针的 RF 发生器使用消融完成的标准。一种这样的标准是, 多个传感器间的平均温度测量值大于用户为预指定时间量指定的目标温度。

[0025] 在一个特别有用的实施例中, 可以使用在消融结束时每个尖头上测量的温度来感测由于存在附近血管中的血流造成的任何热损失。大血管附近的尖头将可能记录到与远离任何血管的尖头相比更低的组织中实现的温度。可以在 RF 发生器上连续显示这种温度测量值, RF 发生器在消融期间向组织中插入的 RFA 探针供电。在消融期间或在完成消融时有利地采用温度测量以估计形状相对于制造商针对对应 RF 发生器驱动的具体 RFA 电极指定的标称或预定形状 / 尺寸而言的可能变化。

[0026] 应当理解, 将按照医疗仪器, 尤其是消融仪器来描述本发明; 不过, 本发明的教导要宽得多, 适用于利用热或热生成技术或冷却技术, 例如低温消融等破坏组织时采用的任何仪器。具体而言, 本原理适用于身体中所有区域, 例如肺、胃肠道、排泄器官、血管等中的程序。图中描绘的元件可以实现于硬件和软件的各种组合中并提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。

[0027] 可以利用专用硬件以及能够执行与适当软件相关联的软件的硬件提供图中所示的各种元件的功能。在由处理器提供时, 可以由单个专用处理器, 由单个共享处理器, 或由多个个体处理器(其中一些可能是共享)提供功能。此外, 具体的使用术语“处理器”或“控制器”不应被解释为排他地指能够执行软件的硬件, 而是可能暗含地包括, 但不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等。

[0028] 此外, 这里提到原理、方面和本发明实施例的所有陈述以及其具体范例都意在涵盖其等价结构和功能。此外, 这样的等价物应包括当前已知的等价物以及将来开发的等价物(即, 开发的执行相同功能的任何元件, 不论结构如何)。于是, 例如, 本领域的技术人员将认识到, 这里给出的方框图代表体现本发明原理的例示性系统部件和 / 或电路的概念图。类似地, 要认识到, 任何流程图等表示各种过程, 基本可以在计算机可读存储介质中表示各种过程并由计算机或处理器这样执行, 无论是否明确示出了这样的计算机或处理器。

[0029] 此外, 本发明的实施例可以采取能够从计算机可用或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品的形式, 提供程序代码, 供计算机或任何指令执行系统使用或结合其使用。出于本说明书的目的, 计算机可用或计算机可读存储介质可以是可以包括、存储、传送、传播或传输程序的任何设备, 程序供指令执行系统、设备或装置使用或结合其使用。该介质可以是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或设备或装置)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘和光盘。当前光盘的范例包括高密度磁盘 - 只读存储器(CD-ROM)、高密度磁盘 - 读 / 写(CD-R/W)和 DVD。

[0030] 现在参考附图, 其中类似数字表示相同或类似元件, 一开始参考图 1, 例示性地示

出了系统 100,其能够利用温度反馈定量地估计消融形状和尺寸。系统 100 包括射频消融(RFA)探针 102 (例如单尖头或多尖头探针),具有一个或多个嵌入的温度传感器 104 (例如,沿着单个尖头或在多个尖头上安装)。温度传感器 104 优选安装在 RFA 探针 102 上或其中,但可以采用测量温度的其他方式。例如,可以在该区域中插入独立的装置(例如针)以测量组织温度。

[0031] 其他装置可以包括具有传感器或成像装备的导管或装置,以通过接触或间接测量(例如热成像)提供温度测量。在一个实施例中,探针 102 可以包括仅单个温度传感器(例如,在单针或三元组群探针中)。如果 RFA 探针 102 没有嵌入的温度传感器 104,可以采用插入目标体积附近,在其顶端具有嵌入的温度传感器 104 的精细量规的针,以确定消融区周围的温度分布。

[0032] RF 发生器 106 向工作站 108 传送温度数据,工作站 108 利用例如显示器 110 向用户提供规划 / 导航 / 消融反馈信息。工作站 108 可以包括计算机处理器 112、显示器 110、用户接口 114 (例如鼠标、键盘等)和用于存储数据和软件的存储器 120。存储器 120 包括软件,其可以包括轮廓线模块 122,配置成采用温度反馈信息确定围绕消融部位的消融体积的最可能形状 / 尺寸。

[0033] 模块 122 相对于固定在探针 102 别处的标记物 124 确定温度传感器 104 的位置。通过这种方式,针对进行给定测量,已知温度传感器相对于标记物 124 的位置。模块 122 能够确定探针 102 上的温度传感器 104 以及标记物 124 的位置,探针 102 在利用医学成像模态 126 (例如 CT、超声)的具体消融处置期间被部署。成像模态 126 包括扫描机或其他成像装置(例如 CT、US、X 射线等)。可以为扫描采用超声或(旋转)X 射线成像(例如,替代 CT)。如果采用多尖头探针 102,不必从 CT 数据逐个提取尖头,例如,利用 EM 跟踪,如果已知温度传感器相对于标记物 124 的位置。

[0034] 标记物 124 可以可选地包括空间跟踪系统 / 装置,可用于确定 RFA 探针相对于医学图像的位置(而非使用 RFA 探针的 CT 图像)。例如,可以在 RFA 探针上放置 6 自由度电磁(EM)跟踪传感器作为标记物 124。然后可以相对于这个固定的 EM 跟踪的传感器识别(一次标定)RFA 尖头 203 上的温度传感器 104 的位置。这样能够在消融期间知道温度传感器 104 的位置,并能够在利用到 EM 跟踪传感器的空间配准采集的任何模态图像上在空间上精确配准温度数据。

[0035] 模块 122 从 RF 发生器 106 收集连续温度数据并显示叠加在成像扫描上的温度数据,示出插入到 PTV 中的 RFA 探针 102。利用 RFA 探针上部署的标记物在空间上正确的位置示出了叠加的温度数据。可以将温度数据转换成沿平行赤道面上的径向的估计消融直径以表示实现的消融形状。可以显示区域中的特定点的温度数据,也可以在 CT 扫描和 PTV 上叠加消融形状,以显示 PTV 内部的被消融体素的体积。RF 消融反馈方法可以从整个 PTV 减去 PTV 内部的被消融体素以计算残余 PTV。残余 PTV 代表未处置的区域,并且是对更新 RFA 计划的输入。此外,温度反馈或计算的消融体积可以采用其他成像信息,例如,实时超声回声反射性,以显示被消融区域。

[0036] 基于温度反馈,模块 122 能够基于温度数据计算实现的消融形状或处置区域。使用受试者内部区域的映射体积或其他图像,可以通过在针对病灶或肿瘤的规划目标体积(PTV)上叠加温度分布而在显示器 110 上对温度数据进行可视化。使用温度数据,模块 122

计算到利用 RFA 探针 102 消融的形状和尺寸的变换。这种变换的消融形状可以叠加在 PTV 上,使得临床医师或医生能够对受影响区域的更精确版本进行可视化。

[0037] 模块 122 还规定,通过减去也在原始 PTV 内部且在被变换消融形状内部的所有消融体素来计算和可视化残余 PTV。利用用于反馈的变换消融形状执行消融程序期间对残余 PTV 的计算。

[0038] RFA 规划工具 130 可以存储在存储器 120 中并计算消融的最佳次数和放置以在程序期间进行消融时覆盖整个 PTV 或残余 PTV。采用制造商指定的理想尺寸和形状的消融来规划 RFA 程序。在未灌注和完美均质组织的假设下,可以实现这个目的;但对于在灌注的非均质组织中消融,这种形状是不切实际的。附近血管中的血流通过局部冷却消融区改变消融的形状。如果传感器 104 在特定尖头(对于多尖头探针 102 而言)中测量的最高温度低于 50℃,那么被感测区域周围的组织不太可能被消融。系统 100 通过将传感器的 3D 位置几何配准到插入探针的组织区域实现来自每个传感器 104 的温度读数的相关。这样能够确定温度图并在消融形状上叠加,因此,从制造商指定的预定形状估计形状的可能变化。

[0039] 使用温度作为反馈手段允许医生采用探针 102 或具有其嵌入的温度传感器 104 的消融装置自身来估计消融形状 134。这样允许在消融区周围的图像中对解剖特征上叠加的实际温度进行可视化。针对每次温度测量估计消融半径,计算与那个变换的消融形状对应的 3 维体积。估计残余的 PTV 136 不需要造影剂超声或造影剂 CT 扫描,因为可以利用温度反馈控制其,从而估计沿着消融特定方向的热损失影响,并提供了基于来自 RFA 探针 102 的温度反馈估计消融形状的计算。

[0040] 参考图 2 并继续参考图 1,例示性地示出了多尖头探针 102。探针 102 的尖头 203 可以包括温度传感器 104。从 RF 发生器 106 向外部计算机(工作站 108)提供温度数据,计算机进行 RFA 程序规划、导航和反馈。可以通过任何适当的方法,例如 USB、串行端口、并行端口、网络接口等提供这种数据。多尖头 RFA 探针 102 的形状可以是圆柱形对称的。温度传感器 104 布置于这些尖头中的一些上,但我们事先不知道哪个传感器指示特定尖头 203 上的温度。标记物 124 位于 RFA 探针 102 上,将来自传感器的温度精确地对准到特定的尖头。例如,如果多尖头探针具有五个温度传感器,标记为 #1,2,3,4 和 5,那么制定规约,即标记物 124 与记录传感器 #1 上的温度读数的尖头 203 共同取向。这个标记物 124 应当由例如在 CT 扫描中容易辨别材料制造,因为它应当与部署的尖头相关(在 CT 下这是容易可见的),由此与沿该特定尖头 203 方向的温度测量相关。

[0041] 标记物 124 应当牢固附着于 RFA 探针 102 而不会干扰 RFA 探针 102 的治疗功能。可能的位置可以是探针柄或距探针柄最近的绝缘轴上。图 2 中将标记物 124 示为与标记为 #1 的尖头 203 对准。

[0042] 由探针制造商指定由发生器 106 驱动的消融探针 102,以产生具有指定消融直径的球状体或椭球体形状的消融。椭球体形状的消融具有三个独立的直径。球状体形状的消融具有三个直径,其中两个是相同的。在实践中,将圆柱形对称消融指定为球状体。垂直于 RFA 探针 102 的轴(柄到针尖)的消融直径是赤道直径,平行于 RFA 探针 102 的轴的消融直径是极直径。

[0043] 在图 2 中,第一轮 219 在远端将消融探头 102 推进到病灶 210 的组织中,消融程序导致热消融 212。然后,在近端缩回探针以进一步执行额外的消融 214 和 216。程序继续进

行新的轮次 220, 实现消融 218。继续这样的操作, 直到完全处置病灶 210 为止。被消融的组织优选延伸超过病灶 210, 但未必破坏健康组织。

[0044] 对于每次消融, 通常利用消融终止方法编程控制 RF 发生器 106, 例如该方法让用户指定在认为消融完成之前探针记录的平均温度超过特定值所需的时间。一旦满足指定的条件, RF 发生器 106 就切断供应给 RFA 探针 102 的电力。在理想状态下, 如果所有温度传感器 104 都记录了从开始消融到消融结束温度的均匀升高, 并且如果所有对称设置的传感器 104 上记录的最终温度都相等, 那么预计所实现消融的赤道和极直径是最佳的。可以假设这些最佳直径等于制造商指定的消融直径, 或者可以从先前的标定(calibration)研究或通过利用有限元模型的模拟研究获得它们。

[0045] 对于单个温度传感器探针 102, 可以使用温度数据直接修改赤道面中被消融区的单个直径。这使得总体消融形状保持为球状体, 但考虑了影响总体消融尺寸的组织中微灌注的影响。如果由独立于探针 102 的多个针或其他装置测量温度, 可以通过相对于标定研究等中的理想温度估计消融期间记录的实际温度来推断消融形状(例如, 在图 3 中)。从消融电极顶端到温度传感器的距离将影响温度。

[0046] 例如, 可以在均质未灌注组织上进行标定研究(即预计所有尖头 203 都记录几乎相等的温度), 其中, 将来自组织学 / 消融后造影剂 CT 或 MR 扫描的实际消融直径与恰好在发生器断电以标记完成消融之前消融结束时记录的温度测量相关。这种标定研究会根据尖头上记录的平均温度记录实际消融直径。

[0047] 参考图 3, 例示性示出了消融直径与温度之间的关系曲线 300。曲线 300 将消融期间测量的温度与消融形状的几何形状相关。可以向模块 122 中编写这样的函数以实现图形显示, 示出 CT 或 MRI 扫描中的被消融区域。可以采用具有不同的温度分布图或与其他条件相关的其他曲线(例如, 不对称的温度分布)以调整所显示的形状和尺寸。

[0048] 也可以采用其他信息(例如患者的临床病况、总体灌注等)或模型(例如在 RFA 探针附近给定分段血管下的热传递的有限元建模)以确定在存在血流的情况下消融可能被如何改变的关系。例如, 在距消融已知距离、取向、流量等处有血管的冷却效应时的有限元建模(FEM)使得能够计算温度传感器位置处的温度。

[0049] 知道了来自 RFA 探针 102 的温度数据的不对称性, 就可以推断附近的血流, 可以利用 FEM 模型关系替代将消融直径与从图 3 的标定研究导出的温度相关的关系来调整消融形状。

[0050] 再次参考图 2 并继续参考图 1, 可以使用 CT 扫描在向临床医师(或介入式放射科医师)批准的精确位置推进探针时确认 RFA 探针 102 的位置。临床医师也可以使用 RFA 规划工具 130 像图 2 中那样对一组交叠的消融进行计算和可视化。CT 扫描示出了所部署 RFA 探针 102 连同包括标记物 124 的所暴露尖头的每个的最终位置。标记物的取向会与尖头 203 上的特定温度传感器(例如, 假设是编号为 #1 的传感器)以及不同尖头上的其他温度传感器 104 (相对于传感器 #1 处于已知的几何位置)对准。可以在 CT 扫描上分割或跟踪尖头 203。每个尖头上的温度传感器 104 的已知空间位置对应于组织中的特定体素。可以从 RFA 探针的设计获知这个位置, 例如, 可以在尖头的顶端嵌入温度传感器 104, 或者可以距尖头的顶端已知距离。几何配准允许本系统 / 方法在 CT 扫描中的特定组织点上叠加从 RF 发生器 106 传送的特定温度值。

[0051] 一旦通过几何方式将来自传感器 104 的温度配准到组织中的特定体素,然后估计对消融形状的影响。如果在组织中均匀地部署所有尖头,那么温度传感器 104(通常对称设置于每个尖头 203 上)将落在唯一的三维平面上。因此,与这些感测的温度点对应的体素将落在平行于理想消融球状体的赤道平面的几何平面上。

[0052] 参考图 4,曲线图 302 示出了在消融中的某个点从五个传感器位置 #1-5 记录的温度数据曲线 304 的范例。这个范例示出了范围从 65℃-90℃的不同温度,平均温度为 79.2℃。可以编程控制 RF 发生器(106)以在平均温度高于 60℃超过 5 分钟时终止消融。这被认为是成功的消融。不过,尖头 #3(5 点钟位置)上的温度为 90℃,相对于尖头 #4(7 点钟位置),仅为 65℃。这意味着消融形状可能有一些不均匀性。

[0053] 例如,使用图 3 的函数,我们现在可以利用内插法(例如线性、样条等)为这种温度分布估计可能的消融形状。例如,如果对于 105℃的温度(根据图 3)要实现均匀的最大消融直径 4.0cm,消融直径在所有方向上将是均匀的 4cm。图 5A 示出了均一的圆 401,指示在 105℃温度下球状消融 4cm 的赤道直径。不过,对于图 4 的温度分布(曲线 304),将如图 5B 中所示变换消融直径。图 5B 示出了样条内插 402 以及线性内插 304。在图 5A 和 5B 中,垂直刻度 408 示出了从 0 到 5cm 的实现直径,传感元件编号 1-5 分布于多边形外部。如果传感器测量到 105 度 C(来自图 3),消融形状的直径为 4cm。对所有温度测量进行这种操作以将温度相关到消融体积的直径。

[0054] 这个平面中的消融形状不再是圆,而是一般化的 2 维闭合轮廓线(402)。这条轮廓线 402 反映了平行于消融赤道平面的单个平面上的消融形状。沿着离开赤道平面的平行平面,使用这种被变换形状的成比例缩小版本。比例常数仅仅是该平面上原始均一圆相对于赤道平面上圆直径的直径。这产生了沿消融球状体极轴的变形消融形状。

[0055] 从数学上讲,可以利用模块 122 确定变换的消融形状而执行的步骤如下:

[0056] 1、消融球状体在每个赤道平面(x-y 平面)中具有圆形轮廓线。针的轴表示 z 坐标。圆的直径随着极坐标(z)而改变。假设 $D(z)$ 是表示在值 z (极值)处均一消融(圆形轮廓线)的直径的函数。消融的赤道平面为固定值 $z=z_0$ 。

[0057] 2、在赤道平面上利用观测的温度分布(图 4)和测得的将消融直径与观测温度相关的标定(图 3)计算变换的轮廓线 $f(x, y, z=z_0)$ 。

[0058] 3、对于平行于赤道平面的所有平面,由值 $D(z=z_0+d)/D(z=z_0)$ 按比例缩放相对于圆中心的 $f(x, y, z=z_0+d)$ 上的变换轮廓线点。这样造成了扭曲的消融形状,与均一的消融球状体相比,扭曲的消融形状是在所有赤道平面上按比例缩小的。

[0059] 这些多个轮廓线产生 3 维消融形状,反映沿传感器位置的测得温度的影响。残余 PTV 是减去这个 3 维消融形状中包括的所有体素之后原始 PTV 剩余的部分。

[0060] 根据一个实施例,单尖头传感器(例如参见图 7)可以包括其上设置一个或多个温度传感器的针或导管。如果沿着针的极轴而非赤道平面定位一个或多个温度传感器,可以使用个体温度测量值按比例缩放传感器所在赤道平面中标准消融形状的标称直径。对于球状体形状的标准消融,赤道平面(包括温度传感器的位置)中的消融轮廓线是具有标称直径 $D(z=z_1)$ 的圆。图 3 建立了针对给定传感器位置的测得温度和该赤道平面中实现的消融直径之间的关系。针对给定传感器位置测量的实际温度决定了针对传感器平面的所实现消融直径。与传感器平面中实现的消融直径成比例地缩放针对其他平面实现的消融直径。

[0061] 参考图 6, 根据一个实施例示出了使用温度信息作为反馈消融组织的方法。在方框 502 中, 任选地开发初步处置计划以处置目标组织。这可以包括在受试者体内界定规划处置体积 (PTV)。在方框 504 中, 将消融探针引导到受试者体内的目标组织。

[0062] 在方框 508, 在选择的位置, 为消融探针供电以破坏组织, 优选根据处置计划供电。在方框 510 中, 在消融期间 (和消融之后), 在目标组织处或附近监测温度。在目标周围利用温度传感器收集温度信息, 温度传感器可以安装在探针上或独立放置 (例如针等)。如果温度传感器是独立放置的, 可以接近目标插入它们, 以测量消融体积周围的温度。也可以利用多尖头消融探针上的温度传感器测量温度信息。在方框 511 中, 针对已知位置收集温度信息。可以通过多种方式确定位置, 例如, 可以采用标记物或跟踪器识别温度传感器的位置并向利用成像模态采集的图像提供空间配准, 将传感器位置配准到被处置组织中的空间位置。

[0063] 在方框 512 中, 基于温度信息确定消融体积的形状。采用温度信息确定是否需要因为温度分布的扭曲而修改消融形状。这些扭曲可以是血流、受试者解剖或其他影响的结果。可以在方框 514 中通过根据消融几何形状和温度之间的关系变换标准形状消融体积来确定消融体积的形状。该关系可以包括标定研究、模型, 例如有限元模型等。在一个实施例中, 在方框 516 中, 通过根据该关系利用内插计算消融轮廓线并成比例地调整其他区域中的形状以提供消融的形状来变换或调整标准形状。

[0064] 在方框 520 中, 在显示器上相对于目标的图像显示形状及其扭曲等。通过这种方式, 可以看出被消融区域的更精确图示, 这减小了程序之后未处置肿瘤或其他组织仍然存在的机会。显示的图像可以包括在方框 522 中叠加在受试者的三维图像上的消融体积的形状。通过这种方式, 可以相对于图像、规划目标体积 (PTV)、其他消融等对目标的被消融部分进行可视化。

[0065] 在方框 524 中, 可以根据 PTV 继续后续消融并加以显示。优选从视觉上将 PTV 与流程期间估计的多个变换消融形状比较。图 7 示出了这种显示器是例示性范例。多个变换的消融形状界定残余 PTV。在方框 526 中计算具有额外消融的计划以覆盖残余 PTV, 确保处置原始 PTV 的全部。

[0066] 参考图 7, 示出了例示性显示图像 602。图像 602 包括患者 610 内部目标区域 604 的 CT 扫描或其他图像。在这一实施例中, 采用单尖头装置 620。单尖头装置 620 沿其长度可以包括一个或多个传感器 104。该装置可以是针、导管或其他装置。也可以采用标记物 124 以辅助定位装置 620。产生并在图像 602 中示出 PTV 区域 612。此外, 利用 PTV 示出通过温度反馈修改的消融体积 614 以促进根据本原理的高度精确手术程序。

[0067] 在解释所附的权利要求时, 应当理解:

[0068] a) “包括”一词不排除有给定权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作;

[0069] b) 元件前的“一”一词不排除存在多个这样的元件;

[0070] c) 权利要求中的任何附图标记都不限制其范围;

[0071] d) 可以由同一项目或硬件或软件实现的结构或功能代表几个“模块”; 并且

[0072] e) 除非具体指出, 并不要求动作有具体的顺序。

[0073] 已经描述了具有温度反馈以用于自适应射频消融的系统和方法的优选实施例 (意是例示性的而非限制性的), 要指出的是, 本领域的技术人员根据以上教导能够做出修改

和变化。因此要理解,可以在所披露的公开的特定实施例中做出改变,这些改变在所附权利要求勾勒出的所公开实施例的范围之内。这样描述完专利法要求的细节和特性之后,在所附权利要求中阐述专利证书主张并希望保护的范围。

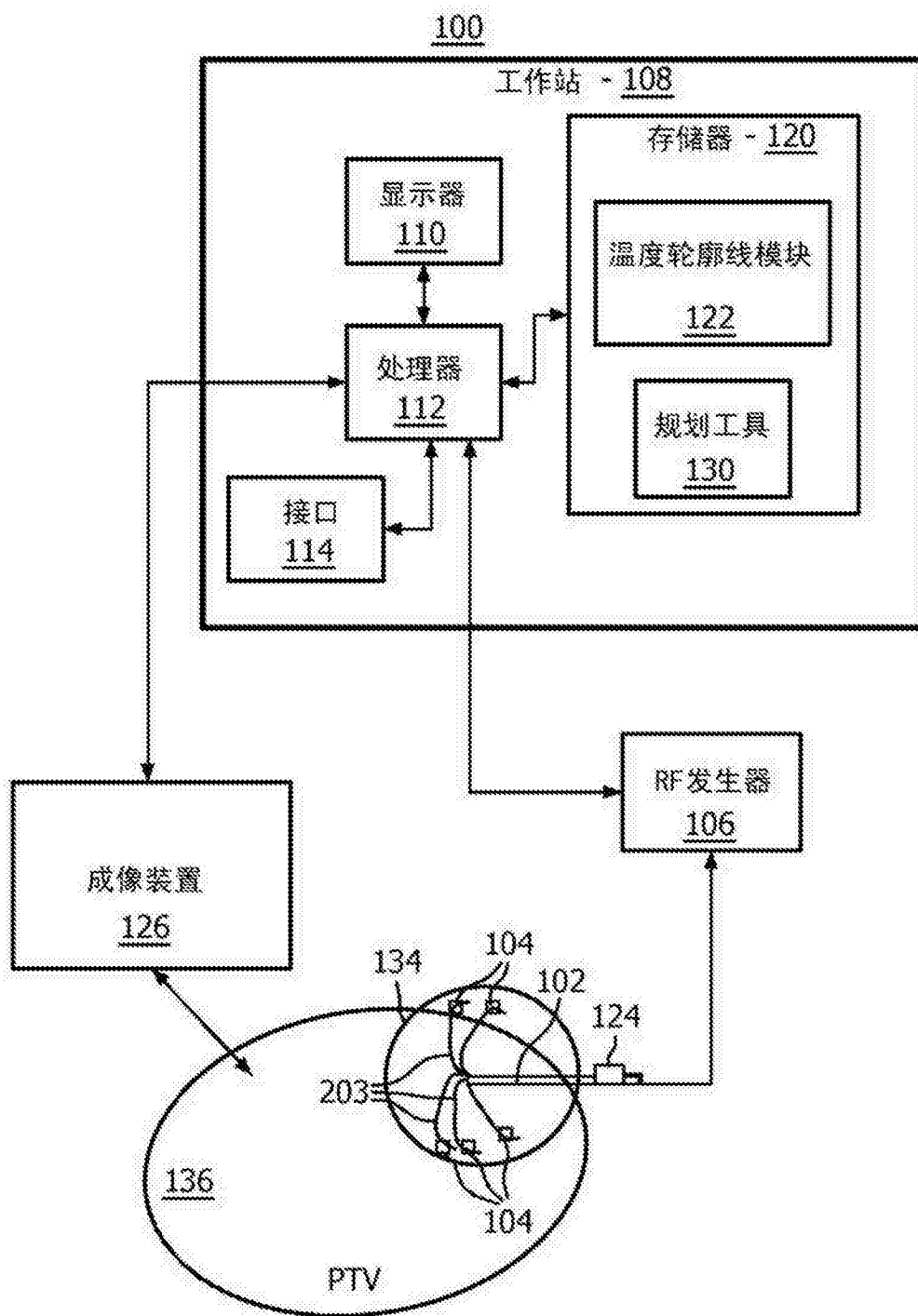


图 1

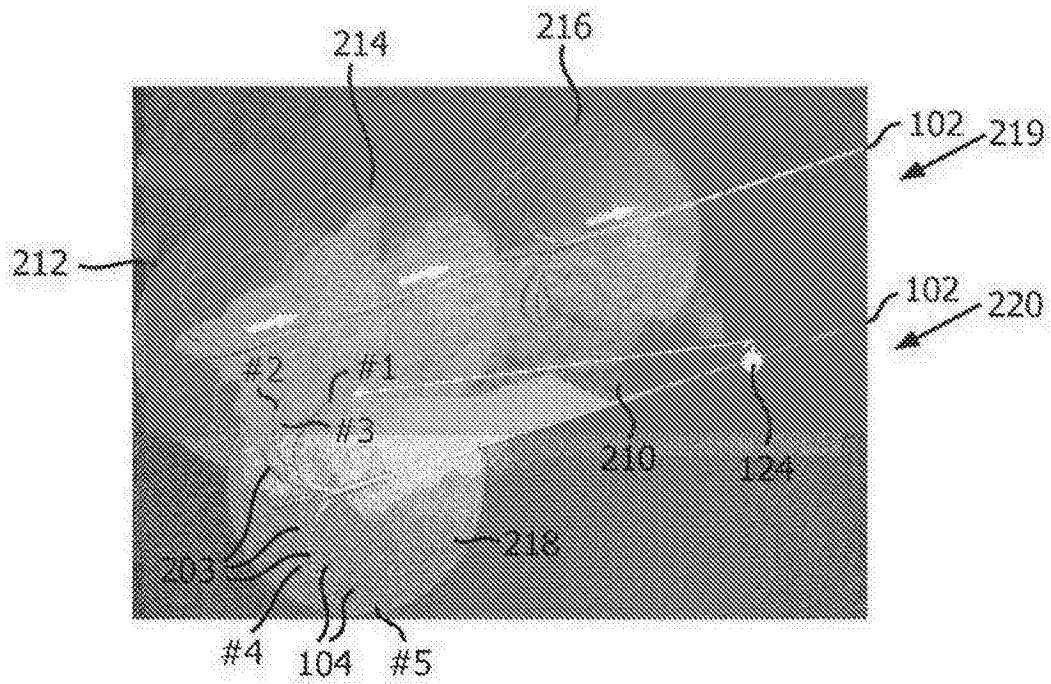


图 2

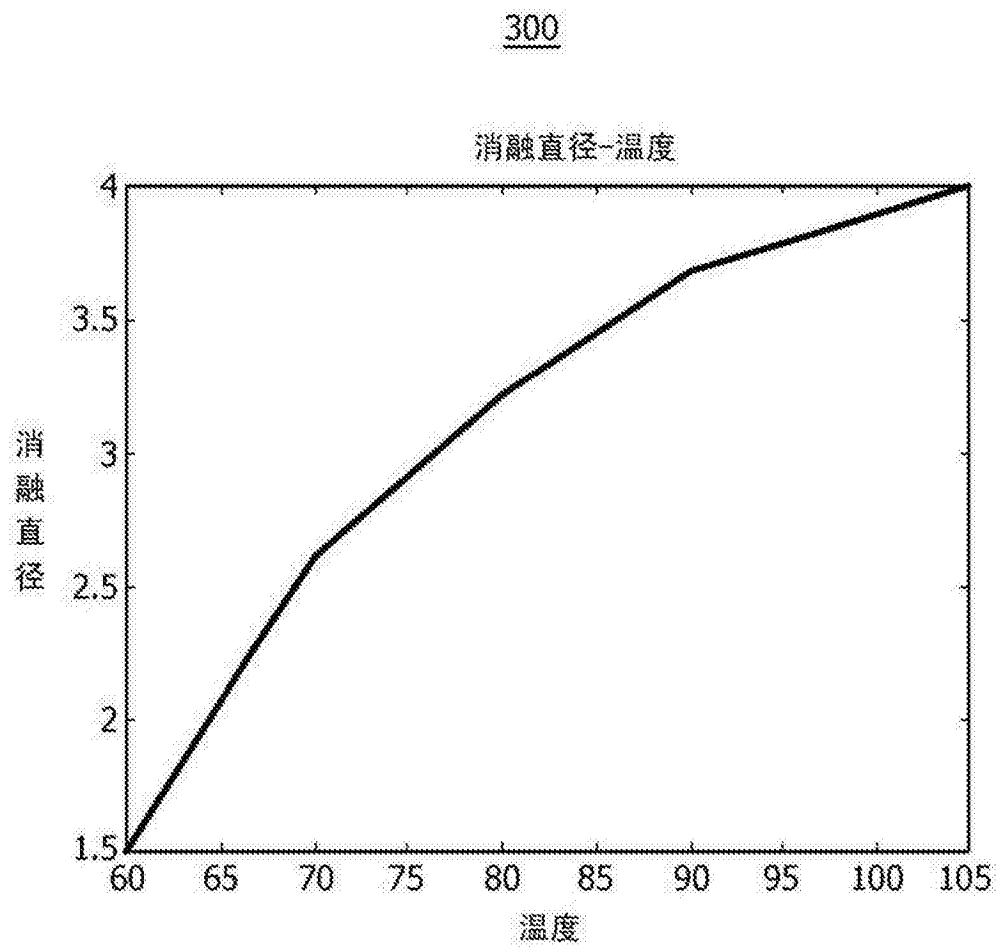
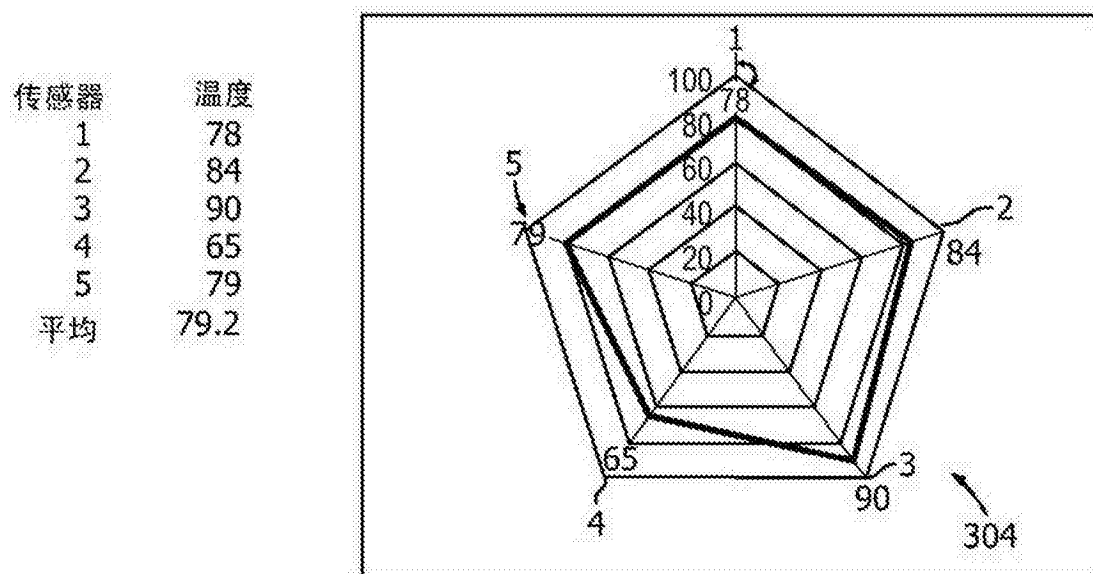


图 3



302

图 4

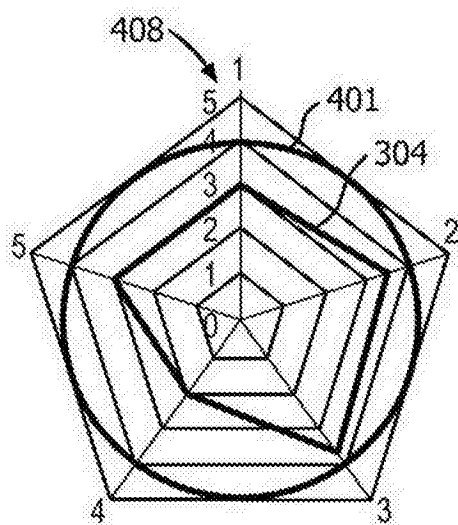


图 5A

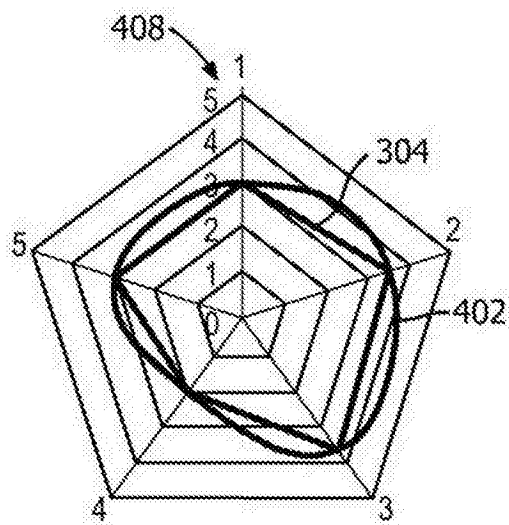


图 5B

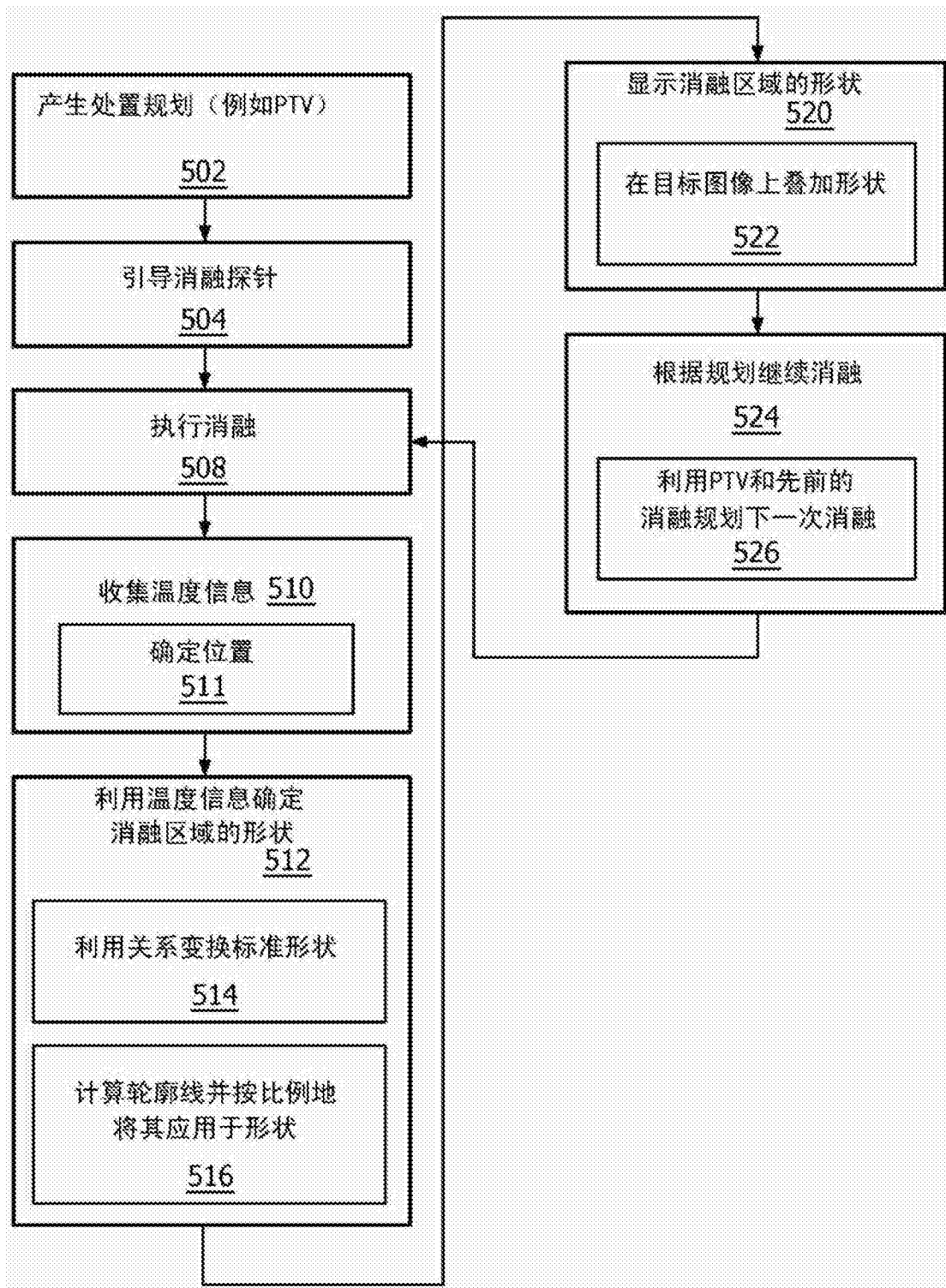


图 6

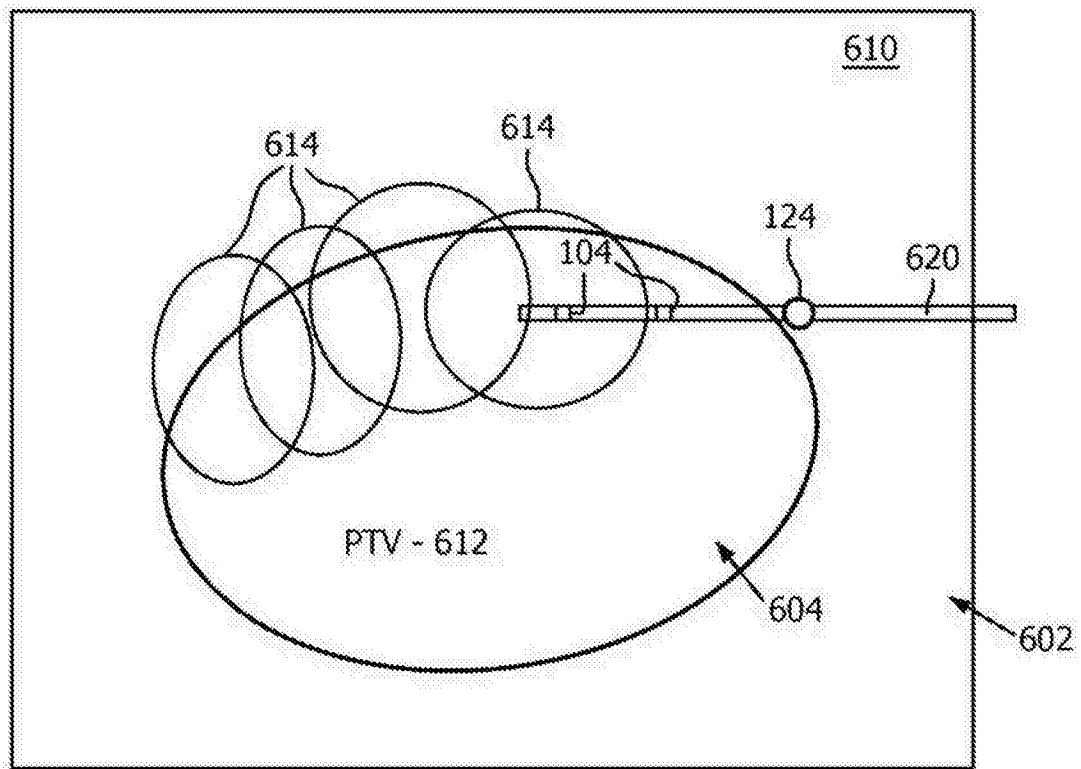


图 7