



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109223165 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201810836284.6

(22)申请日 2018.07.26

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 刘成波 白园园 宋亮 郑荣琴
丛冰 李凯 龚小竞

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 王天尧 许曼

(51)Int.Cl.

A61B 18/00(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

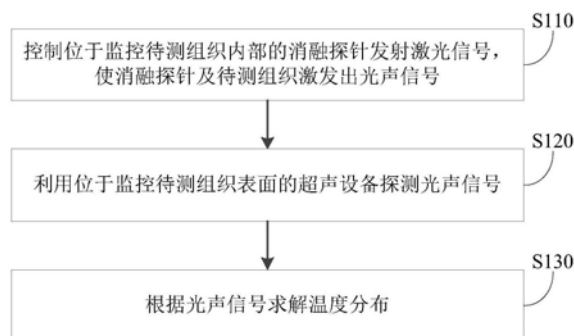
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种消融热场温度分布监控方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种消融热场温度分布监控方法及装置,其中,方法包括,控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;利用位于监控待测组织表面的超声设备探测光声信号;根据光声信号求解温度分布。本发明提供的消融热场温度分布监控方法及装置可实现大范围无创温度监测,具有无创、测温范围大,测温准确度高特点,能够满足临床需求。



1. 一种消融热场温度分布监控方法,其特征在于,包括,
控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;

利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;
根据光声信号求解温度分布。

2. 如权利要求1所述的消融热场温度分布监控方法,其特征在于,探测到光声信号之后还包括,对光声信号进行滤波放大处理。

3. 如权利要求1所述的消融热场温度分布监控方法,其特征在于,探测到光声信号之后还包括,对光声信号进行图像重建处理,得到光声信号分布图。

4. 如权利要求1所述的消融热场温度分布监控方法,其特征在于,根据光声信号求解温度分布包括,

根据光声信号确定光声信号分布图;
通过如下公式将光声信号分布图换算成温度分布图:

$$p_0 = \Gamma \eta_{th} \mu_a F, \Gamma = A + BT,$$

其中, p_0 为光声信号值, Γ 为Grueneisen系数, η_{th} 为吸收的光能量转化为热能的比例系数, μ_a 为光吸收系数, F 为光功率密度, T 为温度值, A 、 B 为常数。

5. 如权利要求1所述的消融热场温度分布监控方法,其特征在于,根据光声信号求解温度分布包括,

通过如下公式确定温度:

$$p_0 = \Gamma \eta_{th} \mu_a F, \Gamma = A + BT,$$

其中, p_0 为光声信号值, Γ 为Grueneisen系数, η_{th} 为吸收的光能量转化为热能的比例系数, μ_a 为光吸收系数, F 为光功率密度, T 为温度值, A 、 B 为常数。

6. 如权利要求1所述的消融热场温度分布监控方法,其特征在于,消融探针包括,针结构以及光纤结构;

针结构用于穿入待测组织;

光纤结构固定设置在针结构内部或外部,包括反射部件以及光纤,反射部件设置在光纤的一端,与针结构的一端相对;

光纤将激光信号传输至反射部件,由反射部件将所述激光信号反射至针结构的一端,针结构的一端及周围待测组织吸收激光信号之后发出光声信号。

7. 如权利要求6所述的消融热场温度分布监控方法,其特征在于,还包括,调整消融探针光纤上的光滑环,用于调整激光信号的照射范围。

8. 一种消融热场温度分布监控装置,其特征在于,包括,

控制模块,用于控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;

探测模块,用于利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;
计算模块,用于根据光声信号求解温度分布。

9. 一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如下步骤:

控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声

信号；

利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号；
根据光声信号求解温度分布。

10. 一种计算机可读存储介质，其特征在于，所述计算机可读存储介质存储有执行计算机程序，所述计算机程序被处理器执行时实现如下步骤：

控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号，使消融探针及待测组织激发出光声信号；

利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号；
根据光声信号求解温度分布。

一种消融热场温度分布监控方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于生物光学领域,尤其涉及一种消融热场温度分布监控方法及装置。

背景技术

[0002] 消融热场温度分布的实时准确监控是热消融过程的一重大临床需求。热场温度分布直接决定消融灶的位置、大小和形状,被认为是肿瘤消融治疗预后的决定性因素。在临床肿瘤消融治疗的随访研究中,未满足消融边界,即消融区域小于肿瘤区域,是消融治疗后复发的独立危险因素,也是最直接诱导因素。有效控制消融区域大小,既能保证肿瘤彻底清楚,还能避免温度过高造成的周围正常组织损伤。消融过程通过温度监测判断消融边界,有助于及时反馈给术中,调节消融功率或消融增效药物剂量,从而达到最好的消融效果。综上,消融过程对温度进行准确测量,精确监控消融热场范围,通过反馈机制及时调整消融区域,具有重大临床价值和意义。

[0003] 现有技术中,多采用热电阻、热电偶等侵入式测温方法,具有一定创伤性,且只能进行单个位点测量,可监测的消融区域有限,并且该有创操作还可导致肿瘤种植风险。因此,在热消融过程中,急需一种全方位、无创、准确的热场温度监控方法。

发明内容

[0004] 本发明用于解决现有技术中采用热电阻、热电偶等侵入式测温方法,具有一定创伤性,且只能进行单个位点测量,可监测的区域有限,并且该有创操作还可导致肿瘤种植风险的缺陷。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明的第一方面提供一种消融热场温度分布监控方法,包括,

[0006] 控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;

[0007] 利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;

[0008] 根据光声信号求解温度分布。

[0009] 本发明进一步实施例中,探测到光声信号之后还包括,对光声信号进行滤波放大处理。

[0010] 本发明进一步实施例中,探测到光声信号之后还包括,对光声信号进行图像重建处理,得到光声信号分布图。

[0011] 本发明进一步实施例中,根据光声信号求解温度分布包括,

[0012] 根据光声信号确定光声信号分布图;

[0013] 通过如下公式将光声信号分布图换算成温度分布图:

[0014] $p_0 = \Gamma \eta_{th} \mu_a F$, $\Gamma = A + BT$,

[0015] 其中, p_0 为光声信号值, Γ 为Grueneisen系数, η_{th} 为吸收的光能量转化为热能的比例系数, μ_a 为光吸收系数, F 为光功率密度, T 为温度值, A 、 B 为常数。

[0016] 本发明进一步实施例中,根据光声信号求解温度分布,包括通过如下公式确定温度:

[0017] $p_0 = \Gamma \eta_{th} \mu_a F$, $\Gamma = A + BT$,

[0018] 其中, p_0 为光声信号值, Γ 为Grueneisen系数, η_{th} 为吸收的光能量转化为热能的比例系数, μ_a 为光吸收系数, F 为光功率密度, T 为温度值, A 、 B 为常数。

[0019] 本发明进一步实施例中,消融探针包括,针结构以及光纤结构;

[0020] 针结构用于穿入待测组织;

[0021] 光纤结构固定设置在针结构内部或外部,包括反射部件以及光纤,反射部件设置在光纤的一端,与针结构的一端相对;

[0022] 光纤将激光信号传输至反射部件,由反射部件将所述激光信号反射至针结构的一端,针结构的一端及周围待测组织吸收激光信号之后发出光声信号。

[0023] 本发明进一步实施例中,消融热场温度分布监控方法还包括,调整消融探针光纤上的光滑环,用于调整激光信号的照射范围。

[0024] 本发明第二方面提供一种消融热场温度分布监控装置,包括,

[0025] 控制模块,用于控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;

[0026] 探测模块,用于利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;

[0027] 计算模块,用于根据光声信号求解温度分布。

[0028] 本发明第三方面提供一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现如下步骤:

[0029] 控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;

[0030] 利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;

[0031] 根据光声信号求解温度分布。

[0032] 本发明第四方面提供一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有执行计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如下步骤:

[0033] 控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;

[0034] 利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;

[0035] 根据光声信号求解温度分布。

[0036] 本发明提供的消融热场温度分布监控方法及装置,使光声成像的有效温度监控区域与成像区域一致,因此可实现大范围无创温度监测。具有无创、测温范围大,测温准确度高的特点,能够满足临床需求。

[0037] 为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附图式,作详细说明如下。

附图说明

[0038] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本

发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0039] 图1示出了本发明实施例的消融热场温度分布监控方法的流程图;

[0040] 图2示出了本发明实施例的消融热场温度分布监控示意图;

[0041] 图3示出了本发明实施例的消融探针结构示意图;

[0042] 图4示出了本发明实施例的消融探针结构示意图;

[0043] 图5示出了本发明实施例的消融热场温度分布监控系统示意图;

[0044] 图6示出了本发明实施例的消融热场温度分布监控装置示意图;

[0045] 图7示出了本发明实施例的计算机设备的构成示意图。

具体实施方式

[0046] 为了使本发明的技术特点及效果更加明显,下面结合附图对本发明的技术方案做进一步说明,本发明也可有其他不同的具体实例来加以说明或实施,任何本领域技术人员在权利要求范围内做的等同变换均属于本发明的保护范畴。

[0047] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一个具体实施例”、“一些实施例”、“例如”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。各实施例中涉及的步骤顺序用于示意性说明本发明的实施,其中的步骤顺序不作限定,可根据需要作适当调整。

[0048] 如图1、图2所示,图1示出了本发明实施例的消融热场温度分布监控方法的流程图,图2示出了本发明实施例的消融热场温度分布监控示意图。本实施例使光声成像的有效温度监控区域与成像区域一致,可实现大范围无创温度监测。具有无创、测温范围大,测温准确度高特点,能够满足临床需求。

[0049] 具体的,消融热场温度分布监控方法包括,

[0050] S110,控制位于监控待测组织内部的消融探针发射激光信号,消融探针发射激光信号能够使消融探针及消融探针周围的待测组织激发出光声信号。

[0051] S120,利用位于监控待测组织表面的超声设备探测光声信号。具体实施时,如图2所示,可采用现有的超声探头探测光声信号。

[0052] S130,根据光声信号求解温度分布。

[0053] 本发明是根据光声信号强度改变来确定待检测组织温度改变,光声信号的强度取决于光学能量向超声能量的转化效率,伴随待检测组织温度升高,这样转化效率相应提升,光声信号强度随之升高,因此,利用光声成像能够实现温度的高灵敏、高精度测量,灵敏度和准确率均小于 0.1°C ,且光声成像的有效温度监控区域与成像区域一致,因此可实现大范围无创温度监测。光声成像的无创测温方式,测温范围,测温准确度,均能够满足临床重大需求。

[0054] 本发明一些实施例中,为了便于提高光声信号的识别精度,上述步骤S120探测到光声信号之后还包括,对光声信号进行滤波放大处理。

[0055] 本发明一些实施例中,为了使医护人员确定消融区域边界及消融探针的位置,上述步骤S130探测到光声信号之后还包括,对光声信号进行图像重建处理,得到并显示光声信号分布图。医护人员根据光声信号的分布能够准确确定消融区域边界、消融探针的位置及消融的实时温度。

[0056] 本发明一些实施例中,上述步骤S130根据光声信号求解温度分布包括,

[0057] S131,根据光声信号确定光声信号分布图。

[0058] S132,通过如下公式将光声信号分布图换算成温度分布图:

[0059] $p_0 = \Gamma \eta_{th} \mu_a F$, $\Gamma = A + BT$,

[0060] 其中, p_0 为光声信号值, Γ 为Grueneisen系数, η_{th} 为吸收的光能量转化为热能的比例系数, μ_a 为光吸收系数, F 为光功率密度, T 为温度值, A 、 B 为常数。

[0061] 一些具体实施方式, A 等于0.0043, B 等于0.0053,Grueneisen系数 Γ 与温度 T 之间成正比,本发明对常数 A 、 B 的具体取值不做限定。

[0062] 本发明一些实施例中,上述步骤S130根据光声信号求解温度分布包括通过如下公式确定温度:

[0063] $p_0 = \Gamma \eta_{th} \mu_a F$, $\Gamma = A + BT$,

[0064] 其中, p_0 为光声信号值, Γ 为Grueneisen系数, η_{th} 为吸收的光能量转化为热能的比例系数, μ_a 为光吸收系数, F 为光功率密度, T 为温度值, A 、 B 为常数。

[0065] 本发明一些实施例中,如图3所示,消融探针300包括,针结构310以及光纤结构320。

[0066] 针结构310用于穿入待测组织。光纤结构320固定设置在针结构内部或外部,包括反射部件322以及光纤321,反射部件322设置在光纤321的一端,与针结构的一端相对。光纤321连接激光发生器200(如图5所示),用于将激光信号传输至反射部件322,由反射部件322将所述激光信号反射至针结构的一端,针结构的一端及周围待测组织吸收激光信号之后发出光声信号。

[0067] 进一步的,针结构内部具有一贯穿孔,光纤结构穿入贯穿孔中,以使光纤结构的反射部件与针结构的针尖相对。

[0068] 进一步的,如图4所示,光纤321的一端为平面,反射部件为直角棱镜322',直角棱镜通过胶粘的方式设置在光纤的一端。其它实施例中,光纤的一端以一定角度切割(如45度,本发明对切割角度不作限定,优选的,为20度~70度)而成,反射部件为反射膜,具体实施时,将光纤的一端以一定角度切割后,在切割面上镀以反射膜。

[0069] 本实施例提供的消融探针通过对消融探针的一端进行侧面打激光,能够在该端处聚集高能量的激光,提高光声成像信噪比,从而精准确定该端位置,为实现精准治疗提供了基础。

[0070] 本发明一些实施例中,如图5所示,激光发生器200发出的激光信号不直接进入探针中的光纤,而是先经过光纤环500后进入消融探针中的光纤。光纤环500用于在消融探针到达目标区域之后,通过旋转和前后移动来调整激光信号,进而调整激光信号的照射范围。

[0071] 如图5所示,本发明一实施例中,还提供一种消融热场温度分布监控系统,该探针定位系统包括:超声设备100、激光发生器200、消融探针300以及处理设备400。

[0072] 激光发生器200连接消融探针300中的光纤,用于发出激光信号。

[0073] 消融探针300用于插入待测组织内部,传输激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号。

[0074] 超声设备100连接处理设备400,用于探测光声信号,将探测到的光声信号发送至处理设备400。

[0075] 处理设备400用于根据探测到的光声信号求解温度分布。具体实施时,处理设备400还可连接探针300中的针结构,用于向探针提供射频电流。

[0076] 详细的说,超声设备及处理设备可采用现有的超声设备及数据处理设备实现,本发明对其具体型号、结构不做限定。

[0077] 基于同一发明构思,本发明还提供一种消融热场温度分布监控装置,如下面的实施例所述。由于该装置解决问题的原理与消融热场温度分布监控方法相似,因此该装置的实施可以参见消融热场温度分布监控方法的实施,重复之处不再赘述。

[0078] 如图6所示,消融热场温度分布监控装置包括,

[0079] 控制模块610,用于控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号。

[0080] 探测模块620,用于利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号。

[0081] 计算模块630,用于根据光声信号求解温度分布。

[0082] 本发明一些实施例中,如图7所示,本发明还提供一种用于监控消融热场温度分布的计算机设备,包括存储器720、处理器710及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现如下步骤:控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;根据光声信号求解温度分布。

[0083] 该计算机设备除了包括处理器710及存储器720外,还包括输入输出设备730及通信设备740等。

[0084] 本发明一些实施例中,还提供一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有执行计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如下步骤:控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号,使消融探针及待测组织激发出光声信号;利用位于待测组织表面的超声设备探测光声信号;根据光声信号求解温度分布。

[0085] 本领域内的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0086] 本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0087] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特

定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0088] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0089] 以上所述仅用于说明本发明的技术方案,任何本领域普通技术人员均可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰与改变。因此,本发明的权利保护范围应视权利要求范围为准。

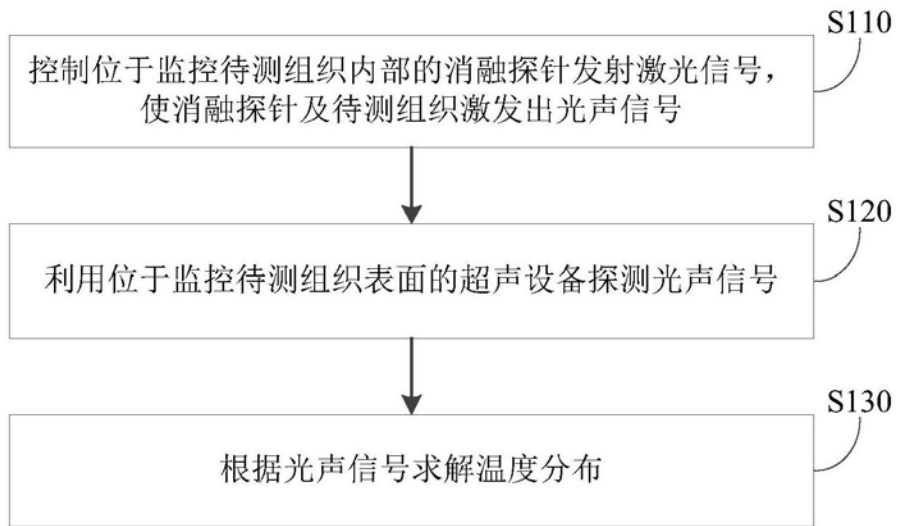


图1

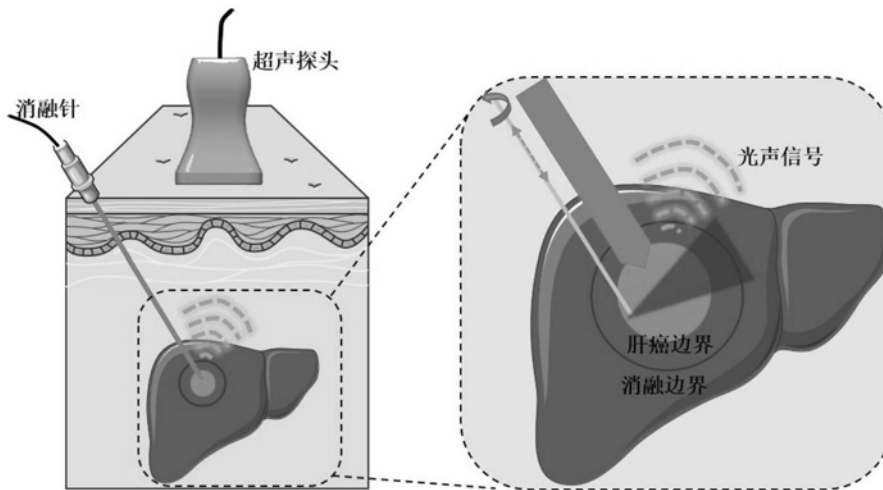


图2

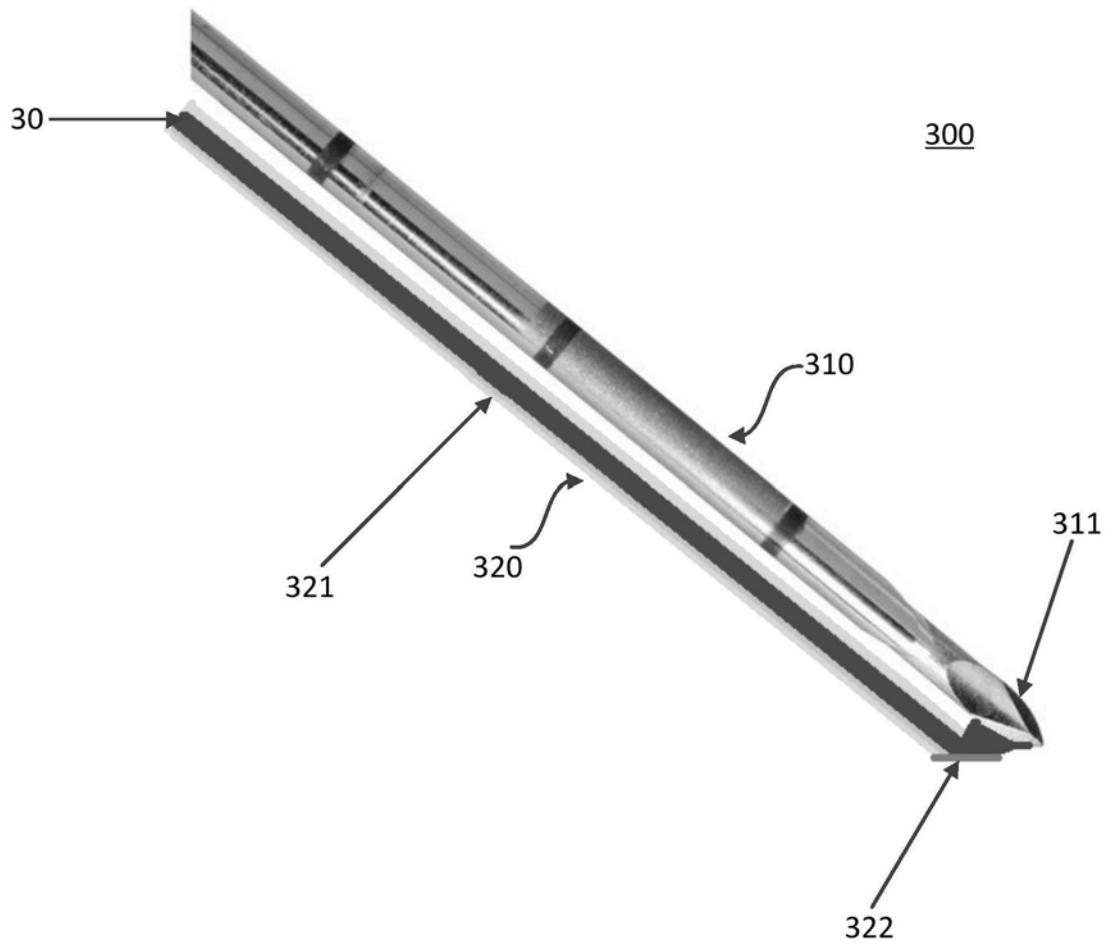


图3

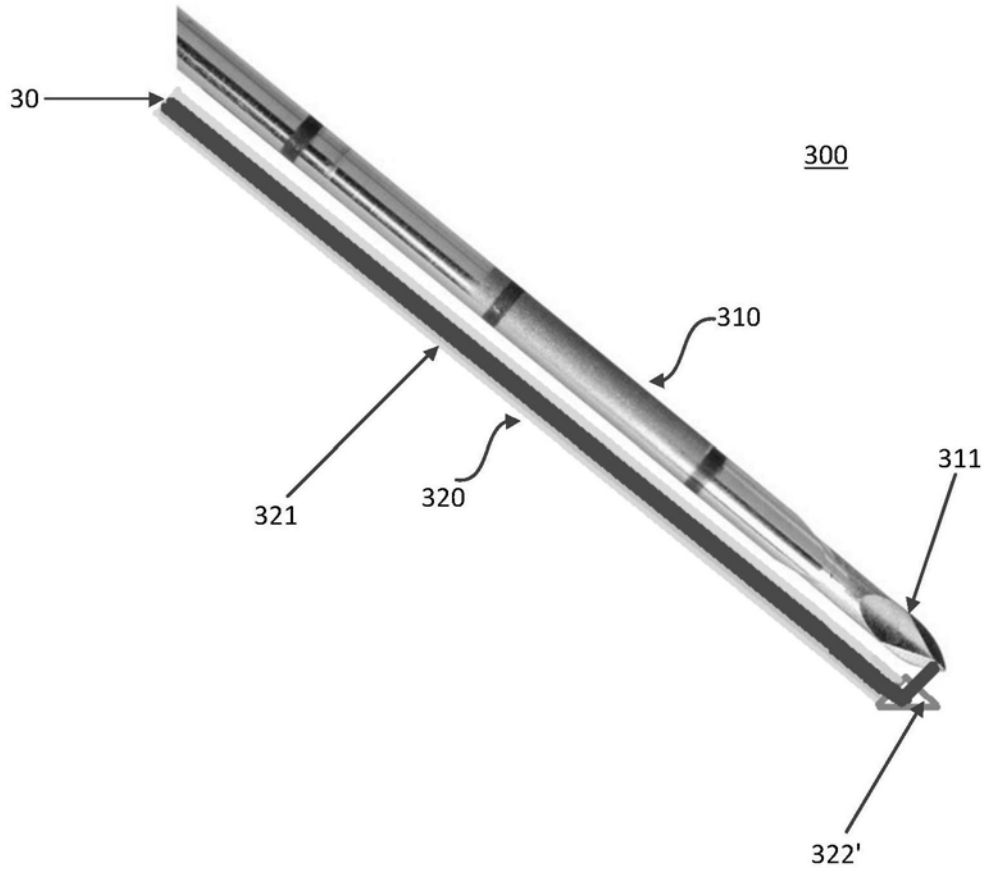


图4

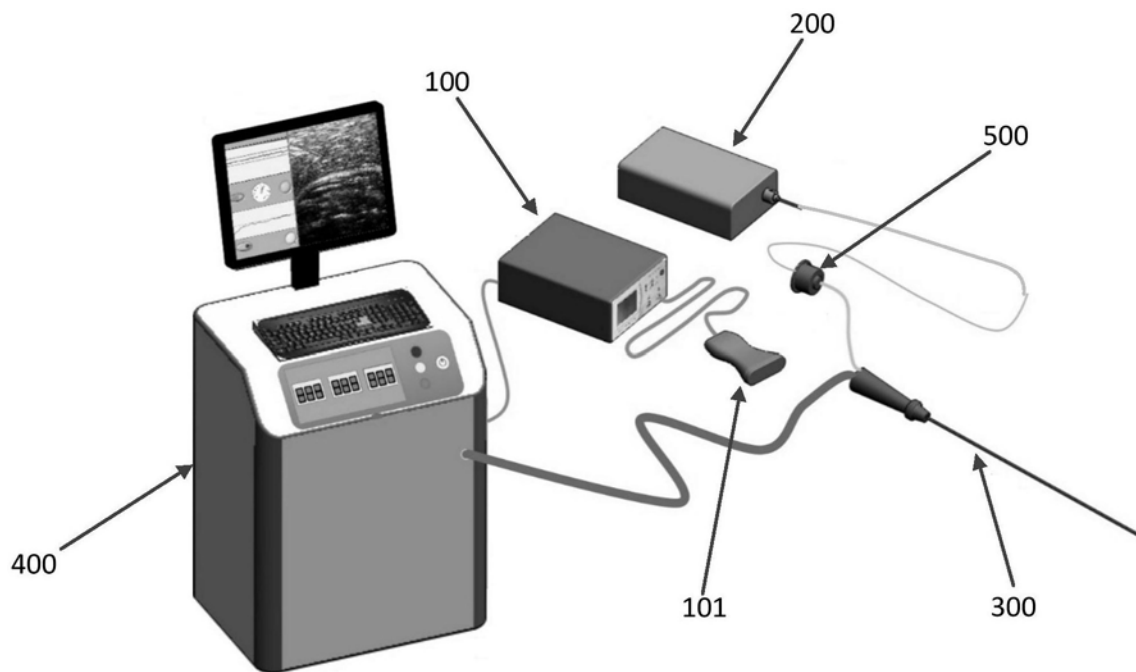


图5



图6



图7

专利名称(译)	一种消融热场温度分布监控方法及装置		
公开(公告)号	CN109223165A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201810836284.6	申请日	2018-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	刘成波 白园园 宋亮 郑荣琴 丛冰 李凯 龚小竞		
发明人	刘成波 白园园 宋亮 郑荣琴 丛冰 李凯 龚小竞		
IPC分类号	A61B18/00 A61B5/01 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/015 A61B18/00 A61B2018/00577 A61B2018/00791		
代理人(译)	王天尧 许曼		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种消融热场温度分布监控方法及装置，其中，方法包括，控制位于待测组织内部的消融探针发射激光信号，使消融探针及待测组织激发出光声信号；利用位于监控待测组织表面的超声设备探测光声信号；根据光声信号求解温度分布。本发明提供的消融热场温度分布监控方法及装置可实现大范围无创温度监测，具有无创、测温范围大，测温准确度高的特点，能够满足临床需求。

