



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106030266 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201580008522.9

A • K • 贾殷

(22)申请日 2015.02.02

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(30)优先权数据

代理人 王英 刘炳胜

14160505.5 2014.03.18 EP

61/938,716 2014.02.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/052082 2015.02.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/121096 EN 2015.08.20

(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 S • 塞特拉曼 A • 阿南德

S-W • 黄 F • G • G • M • 维尼翁

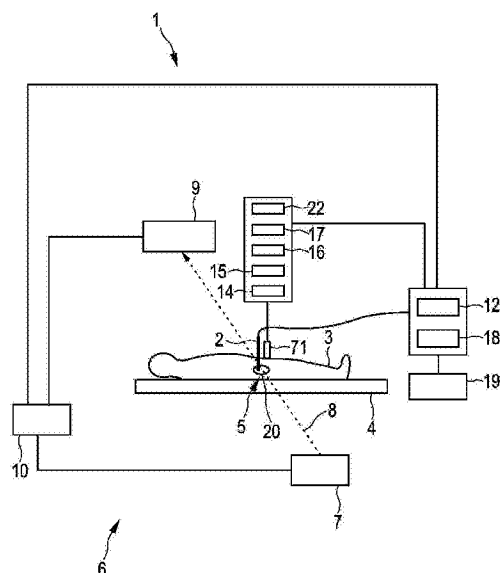
权利要求书3页 说明书14页 附图2页

(54)发明名称

温度分布确定装置

(57)摘要

本发明涉及一种用于在能量施加元件(2)将能量施加到所述对象时(尤其是在执行用于消融器官内的肿瘤的消融流程时)确定对象(20)内的温度分布的温度分布确定装置。针对所述对象内的超声测量区域生成时间相关的第一超声信号,并且基于所生成的时间相关的第一超声信号和基于所述能量施加元件(2)相对于随时间跟踪的所述超声测量区域,确定所述对象内的温度分布。这能够确保即使所述能量施加元件例如由于所述对象的运动而移动,也总是考虑可以被认为是热源的能量施加元件的正确位置。这能够导致所述温度分布的更准确的确定。



1. 一种用于在能量施加元件(2)将能量施加到对象(20)时确定在所述对象(20)内的温度分布的温度分布确定装置,所述温度分布确定装置包括:

-超声设备(71),其用于:将超声波发送到所述对象(20)内的超声测量区域中、接收来自所述超声测量区域的超声波、并且基于所接收的超声波来生成时间相关的第一超声信号,

-跟踪设备(18、41),其用于随时间跟踪在所述对象(20)内所述能量施加元件(2)相对于所述超声测量区域的位置,其中,所述跟踪设备包括:a)超声传感器(41),其被附接到所述能量施加元件(2),并且适于接收来自所述超声设备(71)的所述超声波,并且适于基于所接收的超声波来生成第二超声信号;以及b)位置确定单元(18),其用于基于所接收的第二超声信号来确定所述能量施加元件(2)的所述位置,

-温度分布确定单元(15),其用于基于所生成的时间相关的第一超声信号并且基于随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置来确定在所述对象(20)内的温度分布。

2. 根据权利要求1所述的温度分布确定装置,其中,所述温度分布确定单元(15)适于,在较低的温度范围中:

-基于所生成的时间相关的第一超声信号来确定在所述超声测量区域中的时间相关的第一温度分布,

-根据能修改的模型参数并且根据随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置来提供描述在所述对象(20)内的时间相关的模型温度分布的模型,

-通过修改所述模型参数,基于所述能量施加元件(2)的所跟踪的位置并且基于所提供的模型,来确定模型参数,使得所述模型温度分布适于在所述超声测量区域中的所述第一温度分布,

其中,所述温度分布确定单元(15)还适于,在较高的温度范围中:

-基于所提供的模型和所确定的模型参数来确定在所述对象(20)内的第二温度分布。

3. 根据权利要求2所述的温度分布确定装置,其中,所述温度分布确定单元(15)适于基于所生成的时间相关的第一超声信号并且基于随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置来确定所述时间相关的第一温度分布。

4. 根据权利要求3所述的温度分布确定装置,其中,所述对象(20)是周期性移动的对象(20),并且所述能量施加元件(2)与所述对象(20)相接触以便将所述能量施加到所述对象(20)并且与所述对象(20)一起移动,其中,所述温度分布确定单元(15)适于:

-基于随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置来确定所述对象(20)的运动的运动相位,并且

-将在对应于所确定的运动相位的时间处的所述时间相关的第一超声信号用于所述时间相关的第一温度分布的确定。

5. 根据权利要求4所述的温度分布确定装置,其中,所确定的运动相位是所述运动的静止相位。

6. 根据权利要求3所述的温度分布确定装置,其中,所述对象(20)是周期性移动的对象(20),并且所述能量施加元件(2)与所述对象(20)相接触以便将所述能量施加到所述对象(20)并且与所述对象(20)一起移动,其中,所述温度分布确定单元(15)适于将在所述跟踪设备(18、41)确定针对所述能量施加元件(2)的相同位置的时间处的所述时间相关第一超

声信号用于所述时间相关的第一温度分布的确定。

7. 根据权利要求1所述的温度分布确定装置, 其中, 所述温度分布确定单元(15)适于基于所生成的时间相关的第一超声信号来确定所述对象(20)的移动, 并且适于基于所生成的时间相关的第一超声信号、随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置以及所述对象(20)的所确定的移动来确定所述温度分布。

8. 根据权利要求1所述的温度分布确定装置, 其中, 所述对象(20)是周期性移动的对象(20), 并且所述能量施加元件(2)与所述对象(20)相接触以便将所述能量施加到所述对象(20)并且与所述对象(20)一起移动, 其中, 所述温度分布确定单元(15)适于:

- 基于随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置来确定所述对象(20)的运动的运动相位, 并且

- 将在对应于所确定的运动相位的时间处的所述时间相关的第一超声信号用于所述温度分布的确定。

9. 根据权利要求1所述的温度分布确定装置, 其中, 所述对象(20)是周期性移动的对象(20), 并且所述能量施加元件(2)与所述对象(20)相接触以便将所述能量施加到所述对象(20)并且与所述对象(20)一起移动, 其中, 所述温度分布确定单元(15)适于将在所述跟踪设备(18、41)确定针对所述能量施加元件(2)的相同位置的时间处的所述时间相关的第一超声信号用于所述温度分布的确定。

10. 根据权利要求1所述的温度分布确定装置, 其中, 所述对象(20)是生命体的部分并且所述能量被施加到所述生命体以用于对所述对象进行消融, 其中, 所述温度分布确定装置还包括消融区域确定单元(17), 所述消融区域确定单元用于确定限定所述对象(20)内已经被消融的区域的消融区域, 其中, 所述消融区域确定单元(17)适于通过确定所述对象(20)的这样的部分来确定消融区域, 即针对所述部分的所确定的温度分布包括大于预定义温度阈值的温度。

11. 根据权利要求1所述的温度分布确定装置, 其中, 所述超声测量区域相对于所述对象(20)是能移动的, 其中, 所述跟踪设备(18、41)适于在所述超声测量区域相对于所述对象(20)移动时跟踪所述超声测量区域的所述位置, 其中, 所述温度分布确定单元(15)适于基于所述超声测量区域的所跟踪的位置、所生成的第一超声信号以及所述能量施加元件(2)的所跟踪的位置来确定在所述对象(20)内的所述温度分布。

12. 一种用于将能量施加到对象的能量施加系统, 所述能量施加系统(1)包括:

- 能量施加元件(2), 其用于将所述能量施加到所述对象, 以及

- 根据权利要求1所述的温度分布确定装置, 其用于确定通过将所述能量施加到所述对象所引起的在所述对象内的温度分布。

13. 一种用于在能量施加元件(2)将能量施加到对象(20)时确定在所述对象(20)内的温度分布的温度分布确定方法, 所述温度分布确定方法包括:

- 通过超声设备(71)将超声波发送到所述对象(20)内的超声测量区域中、接收来自所述超声测量区域的超声波并且基于所接收的超声波来生成时间相关的第一超声信号,

- 通过跟踪设备(18、41)随时间跟踪在所述对象(20)内所述能量施加元件(2)相对于所述超声测量区域的位置, 其中, 所述跟踪设备包括: 超声传感器(41), 其被附接到所述能量施加元件(2)、接收来自所述超声设备(71)的所述超声波并且基于所接收的超声波来生成

第二超声信号;以及位置确定单元(18),其基于所接收的第二超声信号来确定所述能量施加元件(2)的所述位置,并且

-通过温度分布确定单元(15)基于所生成的时间相关的第一超声信号并且基于随时间跟踪的所述能量施加元件(2)的所述位置来确定在所述对象(20)内的温度分布。

14.一种用于确定在对象(20)内的温度分布的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于在所述计算机程序运行在控制根据权利要求1所述的温度分布确定装置的计算机上时令所述温度分布确定装置执行根据权利要求13所述的温度分布确定方法的步骤。

温度分布确定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定在对象内的温度分布的温度分布确定装置、方法和计算机程序。本发明还涉及一种用于将能量施加到对象的能量施加系统。

背景技术

[0002] 柏林洪堡大学(2011年)R.Lemor的论文“Nicht-invasive Kontrolle thermischer Therapien mit Hilfe des Ultraschalls: Untersuchungen am Beispiel der Laser-Therapie”公开了一种用于确定通过使用激光施加器将热量施加到的对象内的温度分布的温度分布确定装置。所述温度分布确定装置适于在不同的时间处生成对象的若干超声图像、确定若干超声图像中的激光施加器的位置并且使用这些位置将超声图像彼此配准。然后,基于经配准的图像,通过超声温度测定来确定温度。

[0003] US 6576875 B1公开了一种用于控制将热选择性施加到材料中的设备。所述设备包括:超声波生成单元,其适于将超声波耦合到材料;超声波探测单元,其适于探测从材料出射的超声波;以及评价单元,其适于基于所探测的超声波来生成提供关于材料内部的热和结构改变的信息的参数。所述设备还包括用于将热引导到材料的热施加单元。超声波生成单元和超声波探测单元被定位成允许将超声波耦合到材料内并探测来自材料内的相同位置的超声波并且其相对于材料和热施加单元是可调节的。热施加单元被设置在超声波生成单元和超声波探测单元的中心。

[0004] 在超声温度测定中,将超声波发送到对象中,探测在对象内背散射的超声波,并且基于所探测的背散射的超声波来确定在对象内的温度分布。根据背散射的超声波的温度分布的确定基于以下事实:对象内的声音的速度根据表现为背散射的超声波中的明显偏移(即,位移)的温度而改变。尽管在静态对象的情况中,超声温度测定允许对温度分布的准确的确定,但在移动对象中,由超声温度测定所确定的温度分布的准确度会降低。

发明内容

[0005] 本发明涉及一种用于确定在对象内的温度分布的温度分布确定装置、方法和计算机程序,其允许即使在所述对象移动的情况下对所述温度分布的准确的确定。本发明的另一目标是提供一种用于将能量施加到对象的能量施加系统,其包括所述温度分布确定装置。

[0006] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于在能量施加元件将能量施加到所述对象时确定在对象内的温度分布的温度分布确定装置,其中,所述温度分布确定装置包括:

[0007] 超声设备,其用于将超声波发送到所述对象内的超声测量区域,接收来自所述超声测量区域的超声波,并且基于所接收的超声波来生成时间相关的第一超声信号,

[0008] 跟踪设备,其用于随时间跟踪所述对象内的所述能量施加元件相对于所述超声测量区域的位置,其中,所述跟踪设备包括:a)超声传感器,其被附接到所述能量施加元件并且适于接收来自所述超声设备的超声波,并且基于所接收的超声波来生成第二超声信号,

以及b)位置确定单元,其用于基于所接收的第二超声信号来确定所述能量施加元件的位置,

[0009] 温度分布确定单元,其用于基于所生成的时间相关的第一超声信号并且基于随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来确定在所述对象内的温度分布。

[0010] 由于所述温度分布确定单元在确定所述温度分布时还考虑所述能量施加元件的位置,因而能够确保即使在所述能量施加元件例如由于所述对象的运动而移动的情况下,也总是考虑所述能量施加元件相对于所述超声测量区域的正确位置,所述能量施加元件将能量施加到所述对象并且可以被认为是热源。这能够导致对所述温度分布的更准确的确定。

[0011] 所述超声测量区域可以是平面,其还可以被认为是超声地扫描的扫描平面。所述超声测量区域可以包括一个或若干个平面,其可以彼此平行或正交。所述超声设备能够包括二维或三维超声探头,即,包括用于分别超声地扫描二维或三维超声测量区域的超声换能器的一维或二维阵列的超声探头。所述超声设备还可以被用于对所述对象进行成像以便找到在所述对象内的插入路径,沿着所述插入路径可以在施加所述能量之前将所述能量施加元件插入到所述对象中。

[0012] 所述对象优选是像人或动物的生命体的一部分。特别地,所述对象可以是肝脏或另一器官,其中,所述能量施加元件能够适于消融所述肝脏或另一器官内的肿瘤区域或另一区域。

[0013] 在实施例中,所述温度分布确定单元适于,在较低的温度范围内:a)基于所生成的时间相关的第一超声信号来确定所述超声测量区域中的时间相关的第一温度分布,b)根据能修改的模型参数并且根据随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来提供描述所述对象内的时间相关的模型参数分布的模型,并且c)通过修改所述模型参数,基于所述能量施加元件的所跟踪的位置并且基于所提供的模型来确定模型,使得所述模型温度分布适于所述超声测量区域中的第一温度分布,特别是使得所述模型温度分布与所述超声测量区域中的第一温度分布的偏差最小化,其中,所述温度分布确定单元还适于,在较高温度范围内:d)基于所提供的模型和所确定的模型参数来确定在所述对象内的第二温度分布。所述较低的温度范围优选是其中温度由超声温度测定可测量的温度范围,而所述较高的温度范围优选是其中温度由超声温度测定不可测量的温度范围。所述模型可以根据像由所述能量施加元件施加的热量和施加所述热的时间的其他参数,其中,在这种情况下,在确定所述模型参数时并且在确定所述第二温度分布时,还可以考虑这些其他参数。所述模型参数例如是所述对象的导热性和导电性。

[0014] 所述温度分布确定单元可以适于基于所生成的时间相关的第一超声信号并且基于随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来确定所述时间相关的第一温度分布。特别地,所述对象可以是可能由于呼吸而移动的周期性移动的对象,并且所述能量施加元件可以与所述对象相接触以便将所述能量施加到所述对象并且与所述对象一起移动,其中,所述温度分布确定单元可以适于:a)基于随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来确定所述对象的所述运动的运动相位,并且b)将在对应于所确定的运动相位的时间处的第一超声信号用于随时间对所述第一温度分布的所述确定。例如,可以从随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来确定运动轮廓或运动波形,并且可以从所述运动轮廓或运动波形来确定特定运动

相位。优选地,所确定的运动相位是所述运动的静止相位。因此,所述温度分布确定单元能够适于提供运动门控的第一温度分布。

[0015] 如果为了确定所述时间相关的第一温度分布,仅使用在对应于不同的运动时段中的相同运动相位的时间处的所述第一超声信号,则可能的是,所述超声信号(例如,相应的二维或三维超声帧)的所述部分涉及所述对象的相同部分。这能够导致对所确定的时间相关的第一温度分布的经改进的准确度、并且因此导致对基于所述时间相关的第一温度分布的所述模型参数的经改进的确定、以及对继而基于所确定的模型参数而确定的所述第二温度分布的经改进的准确度。

[0016] 所述温度分布确定单元优选使用用于基于所述第一超声信号确定所述第一温度分布的已知超声温度测定技术。例如,所述第一温度分布确定单元可以适于使用A. Anand等人在IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 54 (1), 第23页-第31页(2007年)上的文章“Three-dimensional spatial and temporal temperature imaging in gel phantoms using backscattered ultrasound”中所描述的技术,其通过引用并入本文。所述超声温度测定技术基于对在不同时刻处的超声背散射(即,所述第一超声信号)的分析。如果这些不同的时刻对应于所述相同运动相位(特别地,静止相位),则能够增加确定所述第一温度分布的准确度。

[0017] 还优选的是,如果所述对象是周期性移动的对象并且所述能量施加元件与所述对象接触以便将所述能量施加到所述对象并且与所述对象一起移动,则所述温度分布确定单元适于将在所述跟踪设备确定针对所述能量施加元件的相同位置的时间处的所述时间相关第一超声信号用于所述时间相关的第一温度分布的所述确定。这能够增加如下可能性:为了确定所述第一温度分布,仅使用所述第一超声信号中对应于所述对象的相同部分的时间部分。这还能够改进确定所述第一温度分布的准确度,并且因此改进所述模型参数的准确度,以及改进基于所确定的模型参数而确定的所述第二温度分布的准确度。

[0018] 所述跟踪设备包括:a)超声传感器,其被附接到所述能量施加元件并且适于接收来自所述超声设备的超声波并且基于所接收的超声波来生成第二超声信号,以及b)位置确定单元,其用于基于所接收的第二超声信号来确定所述能量施加元件的位置。由于由所述超声设备所生成的所述超声波被用于确定所述能量施加元件的位置,并且由于所述超声波的传播区域限定所述超声测量区域的位置,因而对所述能量施加元件的位置的这种确定自动地得到相对于所述超声测量区域的所述位置的这一位置。因此,尤其在必要地要求像电磁(EM)或光学形状感测(OSS)位置传感器的其他位置传感器的情况下,能够以相对简单的方式来确定所述能量施加元件相对于所述超声测量区域的位置的位置。然而,另外,所述跟踪设备还可以适于使用用于跟踪所述能量施加元件相对于所述超声测量区域的位置的位置的EM跟踪或OSS跟踪。特别地,EM和/或OSS传感器可以被附接到所述能量施加元件和所述超声设备或者与所述能量施加元件和所述超声设备集成,以便确定所述能量施加元件相对于所述超声测量区域的位置的位置。

[0019] 所述超声传感器能够包括共聚物压电材料,其用于基于所接收的超声波来生成所述第二超声信号。所述超声传感器优选仅处于被动模式,即,优选地,其仅接收超声波并且基于所接收的超声波来生成超声信号。一个或若干个超声传感器能够被附接到所述能量施加元件。

[0020] 所述能量施加元件能够包括消融电极,尤其是射频(RF)消融电极,其用于将消融能量施加到所述对象。所述消融元件能够包括具有所述消融电极的导管或针,其中,所述超声传感器可以被附接到所述导管或针。所述能量施加元件还能够包括用于将所述消融电极引入到所述对象中的引入器护套,其中,所述超声传感器可以被附接到所述引入器护套。

[0021] 在实施例中,所述温度分布确定单元适于基于所生成的时间相关的第一超声信号来确定所述对象的移动,并且适于基于所生成的时间相关的第一超声信号、随时间跟踪的所述能量施加元件的位置以及所述对象的所确定的移动来确定所述温度分布。例如,所述时间相关的第一超声信号能够是包括若干二维或三维超声帧的时间相关的超声图像。可以通过施加像互相关性流程的相似性度量来比较时间相邻的超声帧,其中,能够通过确定其中相邻超声帧最相似的时间区域来确定静止运动相位,即,例如,能够确定时间相邻图像的所述相似性具有局部最大值的时间区域。所述温度分布确定单元可以然后适于仅使用对应于所述静止运动相位的超声帧,连同所述能量施加元件所跟踪的位置,来确定所述温度分布。同样地,这能够导致所确定的温度分布的进一步经改进的准确度。例如,通过超声温度测定,仅基于对应于所述静止相位的超声帧,能够确定第一时间相关的温度分布。该第一时间相关的温度分布可以已经是待最后确定的所述温度分布或者其还可以被用于确定上文所描述的所述热模型的模型参数,其中,所确定的模型参数可以被用于确定其中温度分布由超声温度测定不可确定的温度范围内的第二温度分布。

[0022] 在实施例中,所述对象是周期性移动的对象并且所述能量施加元件与所述对象相接触以便将所述能量施加到所述对象并且与所述对象一起移动,其中,所述温度分布确定单元适于:a)基于随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来确定所述对象的运动的运动相位,并且b)将在对应于所确定的运动相位的时间处的所述第一时间相关的超声信号用于所述温度分布的所述确定。备选地或者额外地,所述温度分布确定单元可以适于将在所述跟踪设备确定针对所述能量施加元件的相同位置的时间处的所述时间相关的第一超声信号用于所述温度分布的所述确定。所确定的温度分布可以是由超声温度测定所确定的第一温度分布,其中,该第一温度分布可以示出给用户。由超声温度测定所确定的所述第一温度分布还可以被用于确定热模型的模型参数,其中,所确定的模型参数能够连同所述热模型被用于确定其中所述温度不能由超声温度测定确定的温度范围内的第二温度分布。

[0023] 所述温度分布确定装置优选还包括内部结构提供单元,其用于提供指示影响所述温度分布的所述对象的内部结构的内部结构数据,其中,所述温度分布确定单元可以适于基于所生成的时间相关的第一超声信号、随时间跟踪的所述能量施加元件的位置和所提供的内部结构数据来确定所述温度分布。如果所述对象是生命体的一部分并且所述能量被施加到所述生命体以消融所述生命体的一部分,则所述温度分布确定装置优选还包括消融区域确定单元,其用于确定限定所述对象内已经被消融的区域的消融区域,其中,所述消融区域确定单元适于通过确定所述对象的这样的部分来确定消融区域,即针对所述部分的所确定的温度分布包括大于预定义温度阈值的温度。所述感兴趣区域优选是应当完全被消融的肿瘤区域。可以显示所确定的消融区域和所述肿瘤区域以便允许医师容易地将其进行比较并且确保所述消融区域完全覆盖所述肿瘤区域。

[0024] 在实施例中,所述超声测量区域,尤其是所述超声设备,并且因此所述超声测量区域,相对于所述对象是能移动的,其中,所述跟踪设备适于在所述超声测量区域相对于所述

对象移动时,尤其是通过跟踪所述超声设备的所述位置来跟踪所述超声测量区域的位置,其中,所述温度分布确定单元适于基于所述超声测量区域的所跟踪的位置、所生成的第一超声信号和所述能量施加元件的所跟踪的位置来确定所述对象内的所述温度分布。例如,对于所述超声测量区域的不同位置而言,能够确定温度分布,其中,这些温度分布能够接合在一起以提供覆盖所述对象(特别是整个对象)的较大部分的温度分布。

[0025] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于将能量施加到对象的能量施加系统,其中,所述能量施加系统包括:

[0026] 能量施加元件,其用于将所述能量施加到所述对象,以及

[0027] 根据要求1所述的温度分布确定装置,其用于确定通过将所述能量施加到所述对象而引起的所述对象内的温度分布。

[0028] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于在能量施加元件将能量施加到所述对象时确定对象内的温度分布的温度分布确定方法,其中,所述温度分布确定方法包括:

[0029] 通过超声设备将超声波发送到所述对象内的超声测量区域,接收来自所述超声测量区域的超声波,并且基于所接收的超声波来生成时间相关的第一超声信号,

[0030] 通过跟踪设备随时间跟踪在所述对象内的所述能量施加元件相对于所述超声测量区域的位置,其中,所述跟踪设备包括:超声传感器,其被附接到所述能量施加元件,所述能量施加元件接收来自所述超声设备的所述超声波并且基于所接收的超声波来生成第二超声信号;以及位置确定单元,其基于所接收的第二超声信号来确定所述能量施加元件的位置,并且

[0031] 通过温度分布确定单元基于随时间的所生成的时间相关的第一超声信号并且基于随时间跟踪的所述能量施加元件的位置来确定在所述对象内的温度分布。

[0032] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于确定在对象内的温度分布的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于在所述计算机程序运行在控制所述温度分布确定装置的计算机上时使得根据权利要求1所限定的温度分布确定装置执行根据权利要求13所限定的所述温度分布确定方法的步骤。

[0033] 应当理解,权利要求1所述的温度分布确定装置、权利要求12所述的能量施加系统、权利要求13所述的温度分布确定方法和权利要求14所述的用于确定温度分布的计算机程序具有类似和/或相同的优选的实施例,特别地,如所述从属权利要求所限定的。

[0034] 应当理解,本发明的优选的实施例还可以是所述从属权利要求或以上实施例与所述相应的独立权利要求的任何组合。

[0035] 本发明的这些和其他方面将从在下文中所描述的实施例而显而易见并且参考在下文中所描述的实施例得以阐述。

附图说明

[0036] 在附图中:

[0037] 图1示意性并且示范性示出了用于将能量施加到人的能量施加系统的实施例;

[0038] 图2示意性并且示范性地示出了能量施加系统的能量施加元件的实施例;并且

[0039] 图3示出了示范性图示用于在能量施加元件将能量施加到人并且从而对人进行加热时确定在人体内的温度分布的温度分布确定方法的实施例。

具体实施方式

[0040] 图1示意性并且示范性示出了用于将能量施加到对象的能量施加系统的实施例。在该实施例中,系统1是用于对躺在像患者台的支撑单元4上的人3体内的肿瘤进行消融的消融系统。系统1包括用于将能量施加到人3(特别地,到人3体内的肿瘤)的能量施加元件2。在该实施例中,能量施加元件2是消融针,其包括在消融针2的尖端5处的消融电极40和超声传感器41,如在图2中示意性并且示范性图示的。

[0041] 由所述消融电极40施加到人3的能量优选是RF能量,其中,消融电极40电气连接到消融能量控制单元12,其适于控制RF能量的施加。在该实施例中,消融能量控制单元12包括用于提供RF能量的RF源。

[0042] 系统1还包括温度分布确定装置,其用于在将RF能量施加到人3时确定在人3体内的空间和时间相关的温度分布。温度分布确定装置包括超声探头71,其用于将超声波72在该实施例中发送到人3的肝脏20内的超声测量区域;接收来自超声测量区域的超声波;并且基于所接收的超声波来生成时间相关的第一超声信号。

[0043] 被附接到能量施加元件2的超声传感器41适于接收来自超声探头71的超声波72并且基于所接收的超声波来生成第二超声信号,其中,位置确定单元18适于基于所接收的第二超声信号来确定能量施加元件2相对于超声测量区域的位置。超声传感器41和位置确定单元18因此跟踪超声传感器41和因此跟踪能量施加元件2相对于超声测量区域的位置并且能够被认为形成用于跟踪肝脏20内的能量施加元件2相对于超声测量区域的位置的跟踪设备。位置确定单元18能够适于通过使用像在US 2013/0041252A1中或者在Jay Mung、Francois Vignon和Ameet Jain,MICCAI 1,Lecture Notes in Computer Science第6891卷,第153页-第160页,Springer(2011年)的文章“A Non-disruptive Technology for Robust 3D Tool Tracking for Ultrasound-Guided Interventions”中的已知技术来确定位置,其通过引用并入本文。

[0044] 超声传感器41能够包括共聚物压电材料,其用于基于所接收的超声波72来生成第二超声信号。超声传感器41优选仅处于被动模式中,即,优选地,其仅接收超声波并且基于所接收的超声波来生成超声信号。尽管在图2中仅示出了一个超声传感器,但是在其他实施例中,两个或两个以上超声传感器也能够被附接到能量施加元件。

[0045] 超声测量区域能够是二维或三维的。如果超声测量区域是二维的,则其能够被认为是超声地扫描的扫描平面。在实施例中,超声测量区域包括若干扫描平面,其可以彼此平行或正交。

[0046] 温度分布确定装置还包括温度分布确定单元15,其用于基于所生成的时间相关的第一超声信号并且基于能量施加元件2的所跟踪的位置来确定肝脏20内的温度分布。特别地,温度分布确定单元15适于,在较低的温度范围内:a)基于所生成的时间相关的第一超声信号来确定超声测量区域中的时间相关的第一温度分布,b)根据能修改的模型参数并且根据随时间跟踪的能量施加元件的位置来提供描述肝脏20内的时间相关的模型参数分布的模型,并且c)通过修改模型参数基于能量施加元件2的所跟踪的位置并且基于所提供的模型来确定模型,使得模型温度分布适于超声测量区域中的所述第一温度分布,特别地,使得模型温度分布与超声测量区域中的第一温度的偏差被最小化。此外,温度分布确定单元15

优选还适于,在较高的温度范围内:基于所提供的模型和所确定的模型参数来确定在肝脏20内的时间相关的第二温度分布。较低的温度范围是其中温度由超声温度测定可测量的温度范围,而较高的温度范围是其中温度由超声温度测定不可测量的温度范围。能修改的参数包括像对象的热参数或电气参数的对象参数。在该实施例中,人3的肝脏20中的肿瘤应当被消融,使得能修改的模型参数包括肝脏20的导热性和导电性。

[0047] 在由能量施加元件2施加能量时,模型优选还根据限定对肝脏20的加热的热源参数。所述热源参数包括例如将能量施加到人3的时间、施加到人3的能量的量等。所述热源参数能够过热源参数提供单元14来提供,其可能已经接收关于施加能量的时间和关于来自消融能量控制单元12的所施加的能量的量的信息。特别地,能够存在从消融能量控制单元12到热源参数提供单元14的连续的数据流,以便将该信息从消融控制单元12发送给热源参数提供单元14。

[0048] 能量施加元件还可以包括用于测量在能量施加元件2的尖端处的温度的一个或若干温度感测元件,尤其是热电偶,其中,温度分布确定单元15可以适于确定模型参数,使得a)超声测量区域中和能量施加元件2的位置处的建模的温度分布与b)超声测量区域中的第一温度分布和由能量施加元件2的一个或若干温度感测元件所测量的能量施加元件2的位置的偏差最小化。

[0049] 在第一加热时段中,能量施加元件可以将肝脏20加热到其中可以通过超声温度测定确定第一温度分布的较低的温度范围内的温度。因此,较低的温度范围优选包括小于50度的温度。第一温度分布通过操作超声探头71确定以将超声波发送到人3中、探测背散射的超声波并且基于所探测的背散射的超声波来生成时间相关的第一超声信号。超声探头71是二维或三维超声探头并且时间相关的第一超声信号是超声帧(其还可以被认为是超声图像)的序列,其中,将每个超声帧分配给采集时间。

[0050] 肝脏20和因此已经引入到肝脏20中的能量施加元件2由于呼吸而周期性地移动。温度分布确定单元15优选适于基于随时间跟踪的能量施加元件2的位置来确定肝脏20的运动运动相位并且适于针对时间相关的第一温度分布的确定适于在对应于所确定的运动相位的时间处的时间相关的第一超声信号(即,在该实施例中,超声帧)。所确定的运动相位优选是运动的静止相位,使得优选仅超声帧被用于在静止相位中已经采集的、由超声温度测定对第一温度分布的确定。这能够导致第一温度分布的确定的经改进的质量。

[0051] 基于能量施加元件2的所跟踪的位置,还能够以另一种方式执行对超声帧的选择,其应当被用于通过超声温度测定确定第一温度分布。例如,温度分布确定单元15能够适于仅将已经采集的超声帧用于第一温度分布的确定,同时能量施加元件2被定位在相对于超声测量区域的相同位置处。同样地,这能够导致第一温度分布的确定的经改进的质量,因为更可能的是,尽管肝脏20由于呼吸而移动,但是所选择的超声帧对应于肝脏20的相同部分。

[0052] 温度分布确定单元15还可以适于直接使用所采集的超声帧以确定静止运动相位。例如,相似性度量能够被应用于时间上相邻的超声帧,其中,如果相似性度量的应用揭示了两个或更多个相邻的超声帧是相似的,则能够假设这些超声帧是在肝脏20处在静止运动相位中时采集的,其中,在不同的运动时段中的静止运动相位期间采集的超声帧能够被用于通过超声温度测定来确定第一温度分布。

[0053] 温度分布确定装置还包括用于提供指示可以影响温度分布的人3的内部结构的内

部结构数据的内部结构提供单元16,其中,温度分布确定单元15适于在确定温度分布时,尤其是在确定模型参数和第二温度分布时,还考虑所提供的内部结构数据。所述内部结构数据优选是像计算机断层摄影(CT)或磁共振图像(MR1)数据的形态学图像数据,其示出了人3的内部结构。

[0054] 在实施例中,在其中能量施加元件2将肝脏组织加热到其中温度分布由超声温度测定可测量的较低的温度范围内的温度的第一加热时段中,超声探头71将超声波发送给肝脏组织、探测背散射的超声波并且生成时间相关的第一超声信号(即,在该实施例中,针对不同的时间的超声帧)。温度分布确定单元15然后基于所生成的时间相关的第一超声信号来确定时间相关的第一温度分布,其中,并非所有超声帧被用于通过超声温度测定确定时间相关的第一温度分布,而是仅对应于静止运动相位和/或对应于相对于超声测量区域的能量施加元件2的相同位置的超声帧。在那之后,温度分布确定单元15通过对模型进行调整使得由模型限定的建模的温度分布与第一温度分布之间的偏差最小化,来确定像肝脏组织的导热性和导电性的热模型的模型参数。在对能量施加元件2(即,热源)相对于超声测量区域的位置(特别地,距离)进行建模期间,考虑内部结构数据和像由能量施加元件2所生成的热的量和加热时间的热源参数。特别地,为了对温度分布进行建模,热模型可以通过使用内部结构数据来初始化,所述内部结构数据在该实施例中优选地是包括像CT或MR图像的肿瘤区域的肝脏20的医学图像,其中,在医学图像中对肿瘤和像血管的其他结构进行识别和分割,并且该信息连同初始模型参数值被用于提供初始化热模型。例如,不同的识别和分割的结构的热参数和电气参数能够被初始地提供用于提供初始热模型。初始模型参数能够是像不同种类的组织的导热性和导电性的组织性质或像灌注参数、定向流动参数等的其他参数。可以通过使用从之前可能已经执行的其他测量结果获知的已知信息初始地确定灌注参数和定向流动参数。例如,可以执行超声多普勒测量以便确定典型的血流速度和灌注参数。在实施例中,初始模型已经提前确定和初始化并且仅需要从温度分布确定单元15的存储单元加载。

[0055] 热模型优选地是例如在文章“Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm”85:5-34, Journal of Applied Physiology(1998年)中由H.H.Pennes所提出的Bio-Heat Transfer Equation(BHTE)的有限元实现方案,其通过引用并入本文。

[0056] BHTE对热扩散和灌注进行建模。其包括对热源(即,能量施加元件2)的建模,其中,实现拉普拉斯方程。所述模型优选通过使用针对流体中的热传递的方程来考虑大血管中的定向流动。在针对肝脏组织的模型的情况下,初始模型参数是例如0.148S/m的导电性、0.465W/mC的导热性、1060kg/m³的密度、3600J/Ckg的热容量和 6.4×10^{-3} /s的灌注速率。其他初始模型参数可以是如由相应的制造商归档的能量施加元件2的性质以便考虑能量施加元件性质对电流分布和热传递的影响。

[0057] 在已经通过使第一温度分布与建模的温度分布之间的偏差最小化来确定模型参数之后,在其中肝脏组织被加热到大于50摄氏度的消融温度(即,其中温度由超声温度测定不可测量的较高的温度范围)的第二加热时段中,温度分布确定单元15通过使用具有模型参数(即,在该情况下,像在第一次加热时段中已经确定的导热性和导电性的组织参数)的热模型对第二温度分布进行建模。对第二温度分布的建模优选还考虑像由能量施加元件2生

成的热的量和能量施加元件2的加热时间和所跟踪的位置的热源参数。此外,温度分布确定单元15能够适于还考虑由像可以被附接到能量施加元件2的热电偶的一个或若干个温度感测元件所测量的温度。例如,温度分布确定单元15能够适于基于具有所确定的模型参数的热模型来对第二温度分布进行建模,使得在能量施加元件2的位置处,经建模的第二温度分布的温度与由温度感测元件所测量的温度相似。

[0058] 温度分布确定装置还包括用于确定限定肝脏20内已经被消融的区域的消融区域的消融区域确定单元17,其中,消融区域确定单元17适于通过确定肝脏20的这样的部分来确定消融区域,即针对所述部分的建模的第二温度分布包括大于预定义温度阈值的温度。温度分布确定装置还包括用于提供感兴趣区域(其在该实施例中是应当消融的肿瘤区域)的感兴趣区域提供单元22,其中,所确定的消融区域和肿瘤区域能够被示出在显示器19上。例如,所确定的消融区域和肿瘤区域的重叠能够被示出在显示器19上。预定义温度阈值是例如60、65或70摄氏度。

[0059] 消融能量控制单元12能够适于根据所确定的第二温度分布来控制能量施加元件2,即,控制消融的功率。特别地,消融能量控制单元12能够适于控制消融功率,使得肿瘤区域完全被消融。

[0060] 为了将能量施加元件2导航到肝脏20,可以使用由超声探头71生成的超声图像。备选地或者额外地,用于生成示出人3内的能量施加元件2的荧光图像的X射线荧光透视系统6可以被用于将能量施加元件2导航到肝脏20。X射线荧光透视系统6优选是X射线C型臂系统,其包括X射线源7和X射线探测器9,所述X射线源7用于生成穿过桌台4上的人3的X射线8,并且所述X射线探测器9用于探测已经穿过人3之后的X射线8。X射线荧光透视系统6还包括用于控制X射线源7和X射线探测器9的荧光透视控制单元10。X射线探测器9生成能够被示出在显示器19上的人3的X射线图像。X射线荧光透视系统6还能够被用于采集从不同的采集方向采集X射线图像,其中,荧光透视控制单元10可以适于基于在不同的采集方向上所采集的这些X射线图像,对计算机断层摄影图像进行重建。经重建的计算机断层摄影图像示出了人3的内部结构并且在对温度分布进行建模时能够被用作内部结构数据。

[0061] 在该实施例中,用手直接导航能量施加元件2。在另一实施例中,所述系统还能够包括用于将能量施加元件(特别地,消融针)引导到人3体内的期望位置的导航单元。导航单元能够适于允许用户完全用手或半自动地导航能量施加元件。所述能量施加元件可以包括能够由导航单元进行控制的内置引导装置。所述能量施加元件能够例如通过使用转向线进行转向和导航以便将能量施加元件引导到人内的期望位置。

[0062] 在下文中,将参考图3中所示的流程图示范性地描述温度分布方法的实施例。

[0063] 在步骤101中,将超声波发送到肝脏20内的超声测量区域中,接收来自超声测量区域的超声波,并且基于由超声探头71所接收的超声波来生成时间相关的第一超声信号,即,在该实施例中是针对不同时间的超声帧。此外,在步骤101中,肝脏内的能量施加元件的位置由跟踪设备进行跟踪。在其中肝脏20由能量施加元件2加热到其中温度由超声温度测定可测量的较低的温度范围内的温度的第一加热时段中执行步骤101。

[0064] 在以下步骤中,所述时间相关的第一超声信号和能量施加元件的所跟踪的位置被用于确定温度分布,尤其是第一温度分布和第二温度分布。在步骤102中,在肝的静止运动相位期间并且在能量施加元件处在相对于超声测量区域的相同距离处时已经采集的超声

帧被选择并且被用于通过超声温度测定来确定第一温度范围。在步骤103中,提供了模型,所述模型根据像肝脏组织的导电性和导热性的能修改的模型参数并且根据随时间的能量施加元件的位置来描述肝脏20内的时间相关的模型温度分布。在步骤104中,通过修改模型参数基于能量施加元件的所跟踪的位置并且基于所提供的模型来确定模型参数,使得使模型参数分布与超声测量区域中的所确定的第一温度分布的偏差最小化。在当能量施加元件将肝脏组织加热到其中温度由超声温度测定不可测量的较高的温度范围内的温度时并且其中能够消融肝脏组织的步骤105中,温度分布确定单元15基于所提供的热模型和所确定的模型参数对第二温度分布进行建模。

[0065] 热消融技术是对能够造成甚至对于最有经验的外科医师也有风险的重大手术的极好的备选方案。这些技术是微创的,这仅要求针(其可以适于执行RF治疗、冷冻治疗或微波消融治疗)或者其是无创的,其中,使用诸如像高强度聚焦超声(HIFU)的超声热源的无创热源。在大部分流程中,癌组织加热到大于60摄氏度的温度并且凝固。

[0066] 为了执行RF消融(RFA)流程,上文参考图1所描述的系统包括有源电极尖端的探头,即,优选执行460kHz到500kHz交流电通过的能量施加元件2。电流通过人3的身体传播到放置在人3的背或腿上的接地垫(出于清晰原因,未在图1中示出)。电流引起离子扰动和摩擦加热。热然后通过热传导耗散以消融肿瘤区域。在该实施例中,RFA被用于处置肝癌。

[0067] 在上文参考图1所描述的实施例中,通过使用X射线C型臂系统和/或通过使用超声探头的超声引导在X射线引导下执行RFA。然而,还能够通过使用可以基于CT成像或MR成像的另一引导系统来执行RFA。后续检查优选通过例如在一个月使用CT扫描或MRT扫描并且再以三个月间隔连同肿瘤标记来进行,以探测残留疾病或复发。在已经执行现有技术消融流程之后,由于常常不能够监测和控制足以足够地杀死肿瘤细胞的消融大小,因而常常观察相对高的复发率。因此,上文参考图1所描述的系统优选通过提供消融区域的温度图来将实时反馈提供给临床医师。这还可以以关于基于MR的温度成像的合理的准确度来实现。然而,MR成像是昂贵的并且可能不是容易购得的。超声是可以被用于在对针的放置期间的图像引导的另一模态。由于其易用性和可用性,因而其可以是用于监测病变的优选的方法。然而,在现有技术中,超声一般被用于通过对B模式图像上的强回声病变进行可视化来监测处置。这样的可视化仅是对处置效果的近似而非好的指示器。

[0068] 上文参考图1所描述的系统使用超声探头和温度分布确定单元,其用于通过二维或三维超声温度测定来确定第一温度分布。超声温度测定的基本原理在于:组织中的声速根据表现为超声回波中的明显偏移(即,位移)的温度而改变。通过区分沿着超声射束方向的位移在数学上导出的所得的“温度诱导应变”名义上与高达50摄氏度的范围中的温度上升成比例。然而,问题在于,针对各种组织的声速的温度依赖性的趋势中的变化。例如,对于肝脏组织而言,声速在趋势稳定水平之后随着高达50摄氏度的温度范围的温度近似线性地增加。因此,不存在关于温度的超声回波偏移超过该温度范围的灵敏度。同样的,随着组织坏死和组织结构中的所得改变的开始,超声回波的信号显著地改变并且对超声回波进行比较以确定位移困难。因此,对于高于50摄氏度的温度而言,基于对声速的改变的跟踪的超声温度测定不是组织中的温度的可靠的指示器。

[0069] 到热模型中的关键性输入是其中关于能量施加元件的位置(特别地,关于消融电极的位置)进行测量的空间位置(即,超声测量区域的位置)。当热梯度相对大时,超声测量

区域的位置(其可以是扫描平面)相对于能量施加元件的位置的不确定性能够导致所确定的模型参数的大的误差。另外,像呼吸运动的生理运动会放大不能够准确地确定超声测量区域相对于能量施加元件的位置以及会在超声温度测定估计(即,由超声温度测定所确定的第一温度分布)中引入误差的问题。由于超声温度测定依赖于跟踪在不同的时刻处所采集的超声回波的相位改变的能力,超声温度测定的准确度根据根据在不同时刻处的超声信号(其被比较以用于通过超声温度测定确定温度)是否起源于相同组织区域。能够对温度分布确定装置进行调整,使得仅超声采集被用于通过对应于能量施加元件(特别地,消融电极)的相同位置并且对应于超声测量区域相对于能量施加元件的位置的相同位置(其当然对应于能量施加元件相对于超声测量区域的位置的相同位置)来确定温度。为了确定能量施加元件相对于超声测量区域的位置,所述温度分布确定单元优选使用如例如在US 2013/0041252 A1或者在Jay Mung等人的上文所提到的文章中所公开的基于超声传感器的跟踪技术。优选地,对基于超声传感器的跟踪进行调整,使得其提供具有小于1mm的误差的三维位置准确度。来自超声传感器的跟踪信息能够被用于得到能量施加元件(特别地,消融电极)的位置,其中,该跟踪信息能够被用于跟踪能量施加元件的位置的改变,其进而能够被用于获得关于呼吸运动的信息。基于所获得的关于呼吸运动的信息,能够在运动的静止相位期间对超声采集进行门控。通过使用超声传感器所获得的跟踪信息还可以被用于确定超声测量区域与能量施加元件的距离,即,能量施加元件的位置相对于超声测量区域的位置的距离。

[0070] 温度分布确定单元优选适于解决在确定由生理运动引起的以及由热模型中的不正确的温度测量数据引起的温度分布中的不准确度。特别地,由呼吸引起的运动能够导致对通过使用超声所确定的温度的错误估计。运动能够通过引起夸大的额外的回波偏移和在一些情况下对回波的去相关而使用在超声温度测定中的回波跟踪算法混淆。关于热模型中的不正确的温度测量数据的方面,应当注意到,建模温度的准确度根据超声测量区域的位置相对于能量施加元件的位置的准确度。因此,温度分布确定单元优选适于在对温度分布进行建模时,使用超声测量区域相对于能量施加元件的位置的位置,特别地,使用超声测量区域与消融电极之间的距离。

[0071] 通过使用一个或若干个超声传感器所获得的位置信息可以被认为表示局部呼吸诱发的运动。通过使用该信息,能够在呼吸周期的其余阶段处采集超声数据。此外,通过使用一个或若干个超声传感器所获得的位置信息限定超声测量区域与消融电极的位置,尤其是距离,其中,该信息能够被耦合到估计温度分布的热模型。

[0072] 上文参考图1所描述的系统能够适于连续地跟踪能量施加元件(特别地,消融电极和/或引入器)的位置并且适于记录由超声探头限定的超声坐标系中的位置。基于能量施加元件的连续跟踪的位置,可以确定运动波形,并且该运动波形可以被用于探测运动的静止相位。关于静止运动相位的该知识然后能够被用于选择对应于这些静止运动相位的超声采集。然而,还能够对超声数据(即,第一超声信号)的采集进行控制,使得仅在从能量施加元件的连续跟踪的位置所确定的静止运动相位中采集超声数据。能量施加元件的连续跟踪的位置优选还由热模型使用,使得在超声测量区域相对于能量施加元件的位置的正确位置处的热模型中考虑超声温度测定数据(即,在上文参考图1所描述的实施例中为第一温度分布)。

[0073] 上文参考图1所描述的系统优选适于将超声温度测定和热建模进行组合以便在消融流程期间(即,在第二加热时段中)监测温度上升并且最后估计消融区域的尺寸。在预处理阶段中,超声探头(其可以是二维或三维超声探头)能够被用于识别能量施加元件到肝脏内的肿瘤中的可能插入路径。此外,在第一加热时段期间(即,在处置的低功率加热阶段期间),相同超声探头可以被用于采集超声背散射数据,即,第一超声信号,用于获得温度测量估计,即,第一温度分布。所述系统优选适于跟踪能量施加元件的位置并且适于获得能量施加元件的位置坐标以用于:a)获得运动门控的超声温度测定帧,即,运动门控的第一温度数据,并且b)准确地输入到定位运动门控的超声温度测定帧所参照的热模型。如果超声测量区域是二维扫描平面,则优选对超声探头进行调整,使得即使其是几毫米横向距离,评价超声波束宽度也具有足以产生附接到能量施加元件的超声传感器上的信号的覆盖。

[0074] 当附接到能量施加元件的超声传感器处在超声探头的视场内时,超声传感器对由超声探头发射的声学能量灵敏。当由超声探头发射的超声射束与附接到能量施加元件的超声传感器交互时,生成电气信号,其能够被用于基于飞行时间计算来连续地确定在超声传感器与超声探头之间的位置,尤其是距离。因此,在超声坐标系的上下文中能够连续地跟踪超声传感器的位置以及因此跟踪能量施加元件。

[0075] 具有超声传感器的能量施加元件由于生理运动而移动。由于跟踪超声传感器的位置,因而获得了运动轮廓或运动波形。超声温度测定基于对在两个时刻处获得的超声背散射的分析来估计温度。为了使用超声温度测定的准确的温度估计,超声背散射中的帧到帧的改变不应当由任何外部运动而被破坏。因此,上文参考图1所描述的系统优选地适于通过仅使用静止运动相位处的超声数据来使运动效应最小化。运动轮廓或运动波形可以被用于识别能量施加元件和因此肝脏作为整体处在静止运动相位中的时刻。在那些所识别的时刻处,超声数据优选被用于温度测量计算。另外,如果能量施加元件未回到其原始位置,则其他运动补偿机构可以被用于移除任何残留机械运动。例如,可以通过使用基于图像的斑点跟踪将超声帧配准到彼此,其中,经配准的帧可以被用于通过超声温度测定来确定温度分布,尤其是第一温度分布。

[0076] 对超声探头的坐标系内的能量施加元件的连续跟踪(其可以基于脉冲回波分析并且基于关于超声探头的几何形状的知识来确定)允许跟踪设备确定能量施加元件相对于超声测量区域的位置。特别地,如果超声测量区域由一个或若干个二维扫描平面形成,则可以确定能量施加元件到这些一个或若干个扫描平面的距离。在确定模型参数(尤其是像导电性和导热性的组织参数)时,超声测量区域(特别地,一个或若干扫描平面)相对于能量施加元件的位置可以被输入到热模型中。在消融流程期间在对温度分布进行建模时(即,在第二加热时段中,在热模型连同所确定的模型参数被用于在消融流程期间确定温度分布时),优选还使用该信息。如果超声测量区域相对于能量施加元件的位置改变,则在确定第一加热时段中的模型参数时并且在确定第二加热时段中的第二温度分布时,能够在热模型中考虑这些改变。

[0077] 其他跟踪技术能够额外地被用于跟踪能量施加元件相对于超声测量区域的位置。例如,基于EM或OSS的技术能够额外地被用于获得能量施加元件相对于超声测量区域的位置并跟踪运动。例如,尤其如果超声探头是二维超声探头,则EM传感器能够被放置在能量施加元件、超声探头和参考点上,以便确定能量施加元件的位置以及超声探头相对于参考点

的位置和因此确定能量施加元件相对于超声测量区域的位置,所述超声测量区域由超声探头的配置和所确定的超声探头的位置来限定。如果除基于由附接到能量施加元件的超声传感器所生成的第二超声信号已经确定的位置之外,基于像基于EM或OSS的跟踪技术的额外的跟踪技术来确定另一位置,则这些位置可以被组合到最后的位置以由温度分布确定单元被用于确定温度分布。例如,这些位置能够是加权平均的,其中,可以通过校准来确定权重。

[0078] 尽管在上文所描述的实施例中,仅能量施加元件的跟踪的位置被用于估计由呼吸引起的肝脏的运动,但是在另一实施例中,可以在由超声探头所生成的超声帧中观察额外的组织运动,并且该额外的组织运动可以组合基于能量施加元件的跟踪的位置已经确定的运动被用于确定特定运动相位,特别是用于确定静止运动相位。这能够导致对组织运动的经改进的估计。例如,如果基于能量施加元件以及因此肝的跟踪的运动,则特定超声帧被认为是静止运动相位中已经采集的超声帧,从这些超声帧能够选择经配准的超声帧的子组,其中,能够基于图像的斑点跟踪来确定哪些超声帧配准到彼此。所选择的超声帧然后能够被用于通过超声温度测定来确定温度分布,特别是第一温度分布。

[0079] 温度分布确定单元还能够适于通过分析超声传感器信号中的差异和/或从一个超声帧到下一个超声帧的超声帧,来确定在连续的超声帧之间额外地建立的相对运动。该信息能够提供对运动信号的“导数”的估计并且能够被用于经改进的运动估计。特别地,为了估计能量施加元件相对于组织的相对运动,能够在任意两个连续的超声帧之间计算两个运动。首先,可以使用像光流或差值平方和(SSD)技术的众所周知的运动图创建方法针对全部超声图像来估计组织运动图。所述组织运动图定义组织在帧之间以什么方式移动。另外,由附接到能量施加元件的超声传感器所生成的第二超声信号能够被用于提供在每个超声帧中的能量施加元件的绝对位置。将这些数据放在一起,能够确定在能量施加元件与组织之间的相对运动,并且将其显示在显示器19上。这些数据能够额外地被用作到超声温度测定确定中以及到热模型中的输入以便进一步改进确定温度分布的准确度。

[0080] 尽管在上文所描述的实施例中,仅单个能量施加元件已经被引入到人中,但是在其他实施例中,若干能量施加元件,特别是若干消融针,可以被插入到人,尤其是被插入到组织中,以便估计不同点处的运动。如果使用每个都装备有至少一个超声传感器的若干能量施加元件,则可以确定超声探头相对于能量施加元件的三维位置。因此,可以跟踪超声探头的三维位置并且该跟踪的位置可以被用于在超声探头围绕感兴趣区域移动时对三维温度图进行重建。尽管这能够通过甚至具有超声传感器的非对称分布的一个能量施加元件实现,但是使用两个或两个以上能量施加元件能够提供增加的鲁棒性,其中,每个能量施加元件装备有至少一个超声传感器。由于所有超声帧现在能够被用于甚至在不由于组织的自然运动而移动超声探头的情况下创建“厚切片”温度测量图,因而这也能够是有用的。

[0081] 尽管在上文所描述的实施例中,模型被用于确定温度分布,但是在另一实施例中,温度分布确定单元可以仅适于通过超声温度测定确定温度,其中,对于由超声温度测定对温度分布的确定而言,仅使用基于例如能量施加元件相对于超声测量区域的跟踪的位置已经选择的超声帧。例如,能量施加元件相对于超声测量区域的跟踪的位置能够被用于识别特定的运动相位,其中,可以仅使用在这些运动相位中已经采集的超声帧。备选地或者额外地,仅超声帧可以被用于确定在能量施加元件处在相对于超声测量区域的相同位置处时已经采集的温度分布。

[0082] 尽管在上文所描述的实施例中,在肝中确定温度分布,但是在其他实施例中,能够在像另一器官的生命体的另一部分中确定温度分布。此外,尽管在上文所描述的实施例中,能量施加元件是包括单个消融电极的消融元件,但是在其他实施例中,能够以另一方式对能量施加元件进行配置。例如,其能够是包括若干消融电极的消融元件。此外,消融元件可以包括像一个或若干个热电偶的一个或若干个温度感测元件。此外,消融元件可以不是RF消融元件,但是其可以是用于以另一方式对组织进行消融的消融元件。例如,其可以是HIFU消融元件、微波消融元件、激光消融元件等。

[0083] 通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0084] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。

[0085] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载的特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0086] 能够通过任何其他数目的单元或设备执行由一个或若干单元或设备所执行的像超声温度测定的温度分布的确定、模型参数的确定、模型温度的确定等等的流程。这些流程和/或根据温度分布确定方法的温度分布确定装置的控制可以实现为计算机程序的程序代码装置或专用硬件。

[0087] 计算机程序可以存储/分布在诸如连同其他硬件或者作为其一部分提供的光学存储介质或固态介质的适合的介质上,而且可以以诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统的其他形式分布。

[0088] 权利要求中的附图标记不得被解释为对范围的限制。

[0089] 本发明涉及一种用于在能量施加元件将能量施加到对象时(尤其是在执行用于消融器官内的肿瘤的消融流程时)确定对象内的温度分布的温度分布确定装置。针对对象内的超声测量区域生成时间相关的第一超声信号,并且基于所生成的时间相关的第一超声信号和基于能量施加元件相对于随时间跟踪的超声测量区域来确定对象内的温度分布。这能够确保即使所述能量施加元件例如由于所述对象的运动而移动,也总是考虑可以被认为是热源的能量施加元件的正确位置。这能够导致对温度分布的更准确的确定。

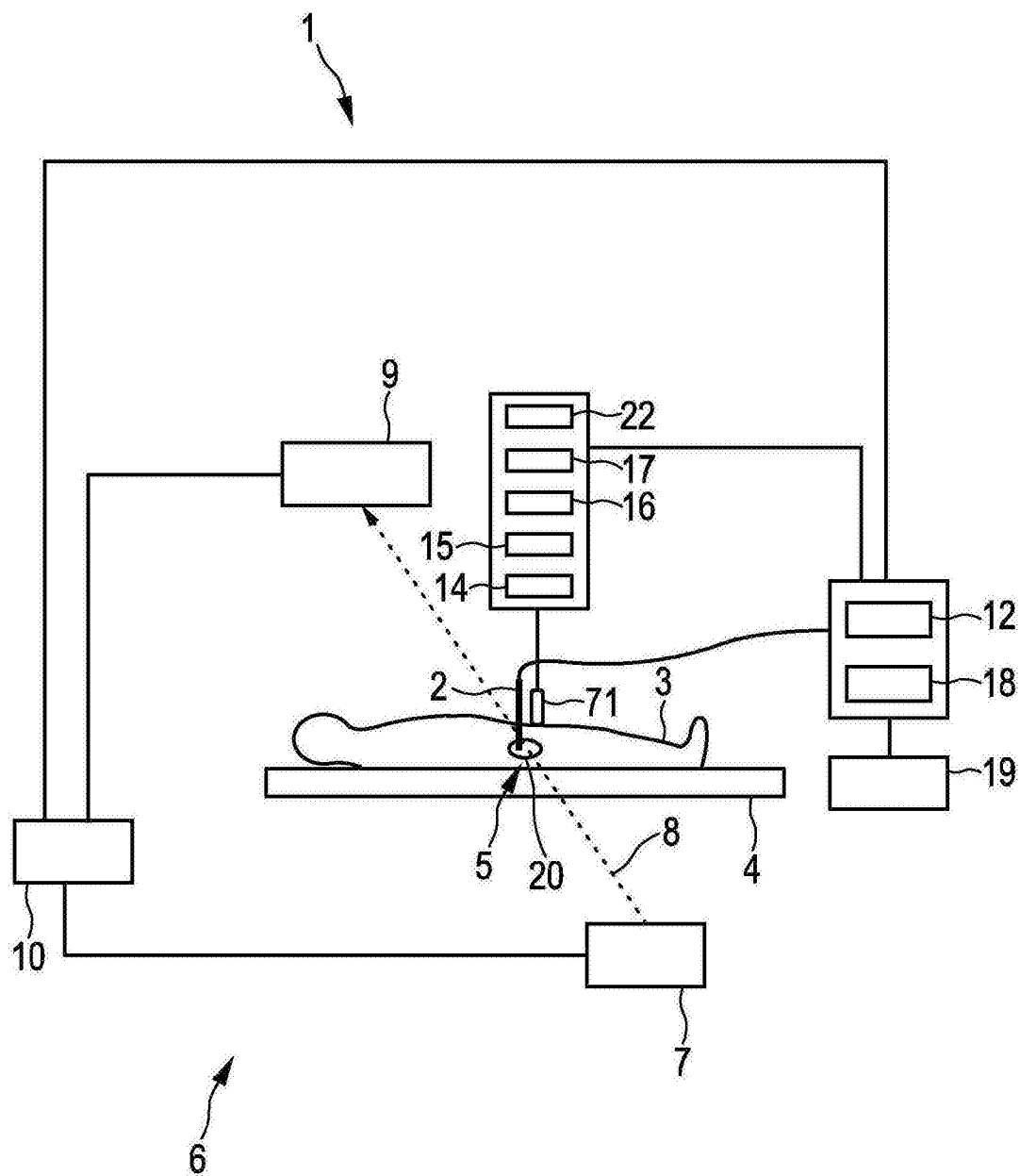


图1

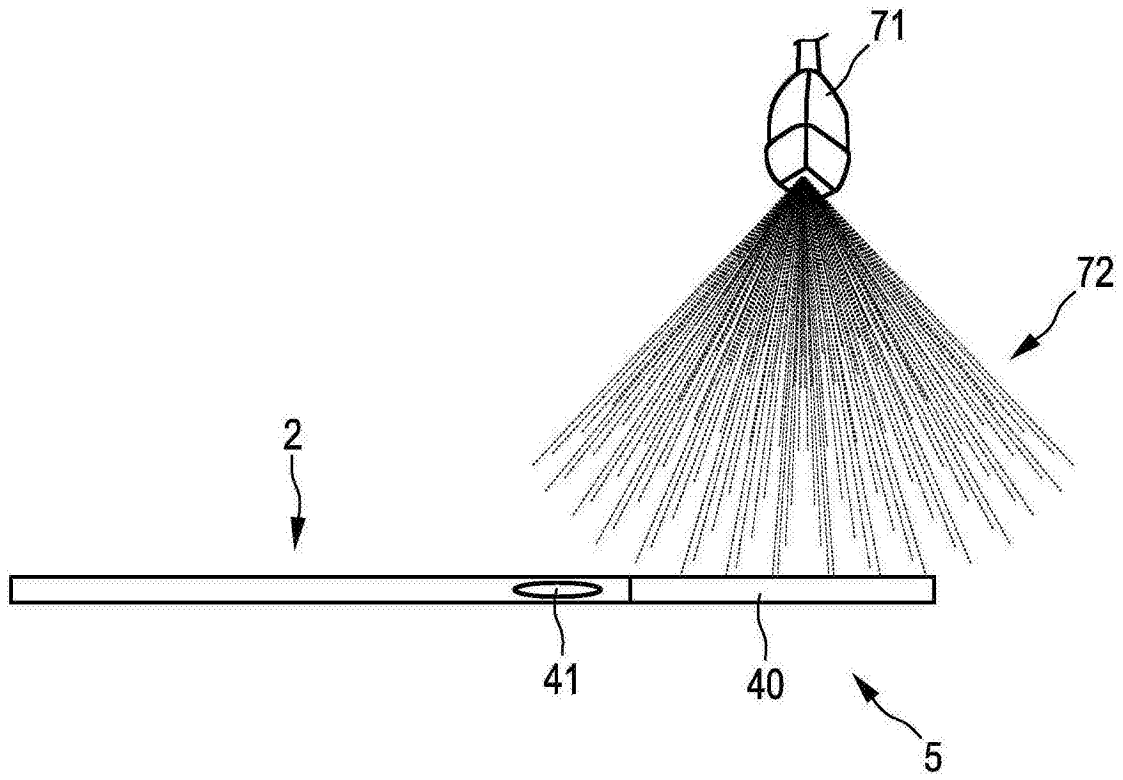


图2

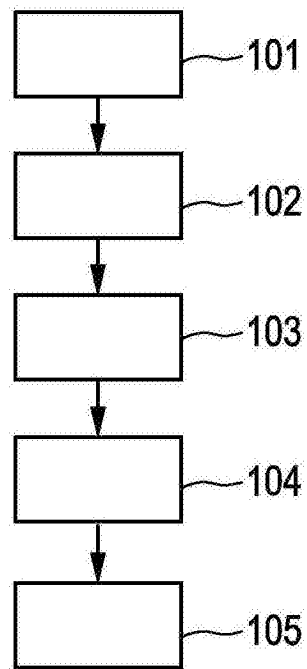


图3

专利名称(译)	温度分布确定装置		
公开(公告)号	CN106030266A	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201580008522.9	申请日	2015-02-02
[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	S塞特拉曼 A阿南德 S W黄 FGGM维尼翁 AK贾殷		
发明人	S·塞特拉曼 A·阿南德 S-W·黄 F·G·G·M·维尼翁 A·K·贾殷		
IPC分类号	G01K11/00 A61B5/01 A61B8/08 G01K11/24		
CPC分类号	A61B5/015 A61B5/4836 A61B8/48 A61B8/5276 A61B18/1477 A61B2018/00529 A61B2018/00577 A61B2018/00791 A61B2034/101 A61B2034/2063 A61B2090/3929 G01K11/24 G01K13/002 G01K2213/00 A61B5/0036 A61B8/0841		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2014160505 2014-03-18 EP 61/938716 2014-02-12 US		
其他公开文献	CN106030266B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于在能量施加元件(2)将能量施加到所述对象时(尤其是在执行用于消融器官内的肿瘤的消融流程时)确定对象(20)内的温度分布的温度分布确定装置。针对所述对象内的超声测量区域生成时间相关的第一超声信号，并且基于所生成的时间相关的第一超声信号和基于所述能量施加元件(2)相对于随时间跟踪的所述超声测量区域，确定所述对象内的温度分布。这能够确保即使所述能量施加元件例如由于所述对象的运动而移动，也总是考虑可以被认为是热源的所述能量施加元件的正确位置。这能够导致所述温度分布的更准确的确定。

