



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105358065 B

(45)授权公告日 2018.12.25

(21)申请号 201480037717.1

(22)申请日 2014.06.20

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105358065 A

(43)申请公布日 2016.02.24

(30)优先权数据

13177253.5 2013.07.19 EP (续)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.12.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/063004 2014.06.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/000721 EN 2015.01.08

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·阿南德 B·I·拉朱

S·塞特拉曼 李俊博 (续)

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01) (续)

(56)对比文件

CN 102497822 A, 2012.06.13,

CN 102309316 A, 2012.01.11,

CN 102008349 A, 2011.04.13,

CN 102892368 A, 2013.01.23,

CN 102497822 A, 2012.06.13,

US 5657760 A, 1997.08.19,

WO 2008112005 A1, 2008.09.18,

US 2001007940 A1, 2001.07.12, (续)

审查员 舒玉

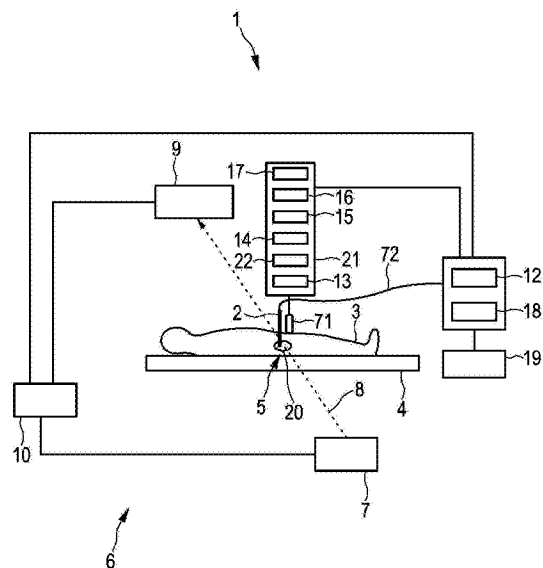
权利要求书3页 说明书16页 附图5页

(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测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量装置。当所述对象被加热时,温度分布测量单元(13、71)测量所述对象内的测量区域中的温度分布,并且温度测量控制单元(22)控制所述温度分布测量单元,使得所述测量区域根据测得的温度分布而被修改,以便测量不同测量区域中的不同温度分布。例如,这允许根据实际测得的温度分布来修改所述测量区域,使得,如果在当前测量区域中实际测得的温度太高而未被准确测量,则在经修改的新测量区域中能够继续对所述对象的温度的测量,由此延伸能够测量所述对象的温度分布的时间段。



[转续页]

[接上页]

(30) 优先权数据

61/842,403 2013.07.03 US

(72) 发明人 J·彼得鲁齐洛

(51) Int.Cl.

A61N 7/00(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

A61N 1/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

(56) 对比文件

Ajay Anand et al..Three-Dimensional Spatial and Temporal Temperature Imaging in Gel Phantoms Using Backscattered Ultrasound.《IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL》.2007,第54卷(第1期),第23-30页.

1. 一种用于测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量装置,所述温度分布测量装置(21)包括:

-温度分布测量单元(13、71),其用于在所述对象被加热时测量所述对象内的测量区域(24)中的所述温度分布,其中,所述温度分布测量单元(13、71)包括超声探头(71)和超声测温单元(13),所述超声探头用于采集所述测量区域(24)的超声数据,所述超声测温单元用于基于所采集的超声数据来确定所述测量区域(24)内的所述温度分布,

-温度测量控制单元(22),其用于控制所述温度分布测量单元(13、71),使得所述测量区域(24)根据测得的温度分布而被修改,以便测量不同测量区域(24)中的不同温度分布,

-模型提供单元(14),其用于提供描述以下模型温度分布的所述对象的模型:

a) 针对已在各个测量区域(24)中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域(24)中的模型温度分布,以及

b) 针对还未在各个测量区域(24)中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域(24)中的模型温度分布,和/或在所述对象内的还未测量温度分布的非测量区域中的模型温度分布,以及

-温度分布估计单元(15),其用于通过使用所提供的模型基于所述测得的温度分布来确定针对还未在所述各个测量区域(24)中测量所述各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域(24)中的估计的温度分布和/或所述非测量区域中的估计的温度分布。

2. 根据权利要求1所述的温度分布测量装置,其中,所述温度测量控制单元(22)适于控制所述温度分布测量单元(13、71),使得通过改变所述测量区域(24)的位置来修改所述测量区域(24)。

3. 根据权利要求2所述的温度分布测量装置,其中,由加热源(2)对所述对象进行加热,其中,所述温度测量控制单元(22)适于控制所述温度分布测量单元(13、71),使得所述测量区域(24)连续地被定位在不同位置处,其中,如果所述测量区域(24)的所述位置被改变,则所述测量区域被从更接近所述加热源(2)的位置变为更远离所述加热源(2)的位置。

4. 根据权利要求2所述的温度分布测量装置,其中,所述温度测量控制单元(22)适于移动所述超声探头(71)以改变所述测量区域(24)的所述位置,以便修改所述测量区域(24)。

5. 根据权利要求2所述的温度分布测量装置,其中,所述超声探头(71)被调整,使得所述测量区域(24)的所述位置在不移动所述超声探头(71)的情况下是能够改变的,以便修改所述测量区域(24)。

6. 根据权利要求1所述的温度分布测量装置,其中,所述温度分布测量单元(13、71)和所述温度测量控制单元(22)被调整,使得所述超声探头(71)采集在参考温度处针对所述不同测量区域(24)的参考超声数据和针对所述不同测量区域(24)的实际超声数据,并且使得所述超声测温单元(13)根据针对所述各个测量区域(24)采集的各个实际超声数据、针对所述各个测量区域(24)采集的所述参考超声数据和各个参考温度来确定各个测量区域(24)中的温度分布。

7. 根据权利要求6所述的温度分布测量装置,其中,所述温度分布测量单元(13、71)和所述温度测量控制单元(22)被调整,使得在参考数据采集阶段中,所述超声探头(71)采集在已知参考温度处针对所述不同测量区域(24)的所述参考超声数据,并且使得在温度分布测量阶段中,所述超声探头(71)采集实际超声数据,并且所述超声测温单元(13)根据针对

所述各个测量区域(24)采集的各个实际超声数据、针对所述各个测量区域(24)采集的所述参考超声数据和所述各个参考温度来确定所述不同测量区域(24)中的所述温度分布。

8. 根据权利要求6所述的温度分布测量装置,其中:

-所述模型提供单元(14)适于提供所述模型,使得所述模型根据能够修改的模型参数来描述在已测量所述各个温度分布的所述测量区域(24)中的模型温度分布和在还未测量所述各个温度分布的所述测量区域(24)中的模型温度分布,以及

-所述温度分布估计单元(15)适于通过如下方式来确定针对还未测量所述各个温度分布的各个测量区域(24)的所述参考温度:修改所述模型参数,使得在已测量所述各个温度分布的所述测量区域(24)中的所述模型温度分布与在已测量所述各个温度分布的所述测量区域(24)中的所述测得的温度分布的偏差最小化,并且根据经修改的模型来确定所述参考温度。

9. 根据权利要求1所述的温度分布测量装置,其中,所述温度测量控制单元(22)适于确定所述测量区域(24)中的所述测得的温度分布是否包括预定义温度范围之外的温度,并且适于控制所述温度分布测量单元(13、71),使得如果所述测量区域(24)中的所述测得的温度分布包括所述预定义温度范围之外的温度,则修改所述测量区域(24)。

10. 根据权利要求1所述的温度分布测量装置,其中:

-所述模型提供单元(14)适于提供所述对象的模型,使得所述模型根据能够修改的模型参数来描述所述模型温度分布,并且

-所述温度分布估计单元(15)适于通过如下方式来确定针对还未在所述各个测量区域(24)中测量所述各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域(24)中的所述估计的温度分布和/或所述非测量区域中的所述估计的温度分布:修改所述模型参数,使得针对已在所述各个测量区域(24)中测量所述各个温度分布的所述时间段内的所述不同测量区域(24)中的所述模型温度分布与所述不同测量区域(24)中的所述测得的温度分布的偏差最小化,并且根据经修改的模型来确定所述估计的温度分布。

11. 一种用于对对象进行加热的系统,所述系统包括:

-加热源(2),其用于对所述对象进行加热,以及

-根据权利要求1所述的用于确定所述对象内的温度分布的温度分布确定装置(21)。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述系统还包括加热源控制单元(12),所述加热源控制单元用于根据所确定的温度分布来控制所述加热源(2)。

13. 一种用于测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量方法,所述温度分布测量方法包括:

-由温度分布测量单元(13、71)在所述对象被加热时测量所述对象内的测量区域(24)中的所述温度分布,其中,所述温度分布测量单元(13、71)包括超声探头(71)和超声测温单元(13),所述超声探头采集所述测量区域(24)的超声数据,所述超声测温单元基于所采集的超声数据来确定所述测量区域(24)内的所述温度分布,并且

-由温度测量控制单元(22)控制所述温度分布测量单元(13、71),使得所述测量区域(24)根据测得的温度分布而被修改,以便测量不同测量区域(24)中的不同温度分布,

-由模型提供单元(14)提供描述以下模型温度分布的所述对象的模型:

a) 针对已在各个测量区域(24)中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域(24)

中的模型温度分布,以及

b) 针对还未在各个测量区域(24)中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域(24)中的模型温度分布,和/或在未测量温度分布的所述对象内的非测量区域中的模型温度分布,并且

-由温度分布估计单元(15)通过使用所提供的模型基于所述测得的温度分布来确定针对还未在所述各个测量区域(24)中测量所述各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域(24)中的估计的温度分布,和/或所述非测量区域中的估计的温度分布。

14. 一种计算机可读介质,其存储了用于确定由对对象进行加热导致的所述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模块,当所述计算机程序被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,所述程序代码模块用于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由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布确定装置、温度分布确定方法和计算机程序。本发明还涉及一种用于对所述对象进行加热的系统,所述系统包括所述温度分布确定装置。

背景技术

[0002] Ultrasound in Medicine and Biology第38卷第4号第619至625页(2012)中由H.Azhari等人所著的文章“Feasibility Study of Ultrasonic Computed Tomography-Guided High-Intensity Focused Ultrasound”公开了一种用于在高强度聚焦超声(HIFU)乳腺处置过程期间测量组织内的温度分布的温度分布测量装置。所述装置包括超声成像设备,所述超声成像设备用于生成描绘组织内的声音速度的图像,其中,基于所述声音速度的改变,确定在HIFU乳腺处置过程中出现的温度升高。

[0003] Frontiers of Biology in China第4卷第3号第254至259页(2009)中由C.Yang等人所著的文章“Ultrasound monitoring of temperature and coagulation change during tumor treatment with microwave ablation”公开了几种方法,用于通过使用组织的超声特征与组织的温度之间的相关性来估计在微波消融治疗过程期间组织内的温度分布。

[0004] IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 54(1)第23至31页(2007)中由A.Anand等人所著的文章“Three-dimensional spatial and temporal temperature imaging in gel phantoms using backscattered ultrasound”公开了一种超声测温系统,所述超声测温系统适于基于由对象反向散射的超声信号来确定对象的温度。特别地,所述系统适于根据所述反向散射的超声信号来确定对象内的声音速度,并且基于所确定的声音速度来确定对象的温度。

[0005] 这种对对象温度的确定要求声音速度与对象的温度之间的关系是线性的,即,对象的温度可以被所述系统测量的温度范围由声音速度与温度之间的关系为线性的温度范围限定。如果对象被加热,则只有对象的温度在该温度范围内时才能测量对象的温度,从而限制对对象进行加热时对象的温度能够被测量的期间的时间段。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种用于确定由对对象进行加热导致的该对象内的温度分布的温度分布确定装置、温度分布确定方法和计算机程序,其允许在较长时间内确定所述对象内的温度分布。本发明的另一目的在于提供一种对所述对象进行加热的系统,所述系统包括所述温度分布确定装置。

[0007] 在本发明的第一方面中,提出一种用于测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量装置,其中,所述温度分布测量装置包括:

[0008] -温度分布测量单元,其用于在所述对象被加热的同时测量所述对象内的测量区

域中的温度分布,其中,所述温度分布测量单元包括超声探头和超声测温单元,所述超声探头用于采集所述测量区域的超声数据,所述超声测温单元用于基于所采集的超声数据来确定所述测量区域内的温度分布,

[0009] -温度测量控制单元,其用于控制所述温度分布测量单元,使得所述测量区域根据测得的温度分布而被修改,以便测量不同测量区域中的不同温度分布,

[0010] -模型提供单元,其用于提供描述以下模型温度分布的所述对象的模型:

[0011] a) 针对已在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域中的模型温度分布,以及

[0012] b) 针对还未在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域中的模型温度分布,和/或在所述对象内的还未测量温度分布的非测量区域中的模型温度分布,以及

[0013] -温度分布估计单元,其用于通过使用所提供的模型基于测得的温度分布来确定针对还未在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域中的估计的温度分布和/或所述非测量区域中的估计的温度分布。

[0014] 由于所述温度测量控制单元控制所述温度分布测量单元,使得所述测量区域根据所述测得的温度分布而被修改,以便测量不同测量区域中的不同温度分布,所以,所述测量区域能够适于当前测得的温度分布。例如,这允许根据取决于实际测得的温度分布来修改所述测量区域,使得,如果在当前的测量区域中实际测得的温度太高而未被准确测量,则在经修改的测量区域中(即,在新的测量区域中)能够继续对所述对象的温度的测量,由此延伸能够测量所述对象的温度分布的时间段。

[0015] 所述温度分布优选是时间上并且可选还是空间上相关的分布。所述温度分布测量单元优选被调整,使得所述测量区域由平面形成。所述测量区域能够由一个或若干个平面形成,所述一个或若干个平面可以是竖直和/或水平的。然而,所述测量区域也可以是非平面的,具体是弯曲的。

[0016] 在一个实施例中,所述温度测量控制单元适于控制所述温度分布测量单元,使得通过改变所述测量区域的位置来修改所述测量区域。特别地,如果由加热源对所述对象进行加热,则所述温度测量控制单元可以适于控制所述温度分布测量单元,使得所述测量区域连续地位于不同位置处,其中,如果所述测量区域的位置被改变,则将其从更接近所述加热源的位置变为更远离所述加热源的位置。通过提供具有与所述加热源的不同距离的不同测量区域,当所述温度分布测量单元不再能够测量当前测量区域中的温度时,可以在比当前测量区域更远离所述加热源的另一测量区域中继续对温度分布的测量。由此,通过在加热过程期间增大各个测量区域与所述加热源的距离,能够以相对简单的方式非常有效地增大在其期间能够测量所述对象的温度的时间段。

[0017] 所述对象优选是诸如人或动物的生物,并且所述加热源优选是诸如适于施加能量的针或导管的能量施加单元。所述能量优选是射频(RF)能量,使得所述导管或针优选包括对应的RF电极。所述加热源优选适于执行用于例如对肿瘤进行消融的消融过程。

[0018] 所述超声探头可以包括的一维或二维超声换能器,用于采集超声数据,即,用于对所述测量区域进行扫描。这允许特别是与已知的基于磁共振的温度分布测量设备相比以技术上不太复杂的方式测量在加热过程期间所述测量区域中的温度分布。

[0019] 所述温度分布测量设备可以适于移动所述超声探头,用于改变所述测量区域的位置,以便修改所述测量区域。在此情况下,所述超声探头优选是一维超声探头。这允许使用技术上相对简单的超声探头来测量具有与所述加热源的不同距离的不同测量区域中的温度分布。所述超声探头还可以被调整,使得在不移动所述超声探头的情况下所述测量区域的位置是可变的。在此情况下,所述超声探头优选是二维超声探头。这允许在不需要机械移动装置来相对于所述加热源移动所述超声探头的情况下提供所述超声探头,这能够导致机械上更简单的温度分布测量单元。

[0020] 进一步优选地,所述温度分布测量单元和所述温度测量控制单元被调整,使得所述超声探头采集参考温度处针对所述不同测量区域的参考超声数据和针对所述不同测量区域的实际超声数据,并且使得所述超声测温单元根据针对各个测量区域采集的各个实际超声数据、针对各个测量区域采集的所述参考超声数据和各个参考温度来确定各个测量区域中的温度分布。具体地,所述温度分布测量单元和所述温度测量控制单元被调整,使得在参考数据采集阶段中所述超声探头采集已知的参考温度处针对所述不同测量区域的参考超声数据,并且使得在温度分布测量阶段中所述超声探头采集实际超声数据,并且所述超声测温单元根据针对各个测量区域采集的各个实际超声数据、针对各个测量区域采集的所述参考超声数据和各个参考温度来确定所述不同测量区域中的温度分布。所述参考温度对于每个测量区域能够是相同的。例如,如果所述对象是人,则所述参考温度可以是37摄氏度。特别地,如果所述加热源是用于对所述人的部分(诸如肿瘤)进行消融的消融元件,则在开始所述消融过程之前,在所述参考数据采集阶段中,所述超声探头能够采集所述参考超声数据,其中,在此情况下,所述人具有已知的大约37摄氏度的温度。然后,在所述消融过程期间,在不需要所述消融过程期间采集参考数据的情况下,能够在所述不同测量区域中测量所述温度分布,由此通过超声测温快速并准确地测量所述消融过程期间的温度分布。

[0021] 在另一优选实施例中,所述模型提供单元适于提供所述模型,使得所述模型根据可修改的模型参数而描述在已测量各个温度分布的测量区域中的模型温度分布以及在还未测量各个温度分布的测量区域中的模型温度分布,其中,所述温度分布估计单元适于通过以下方式来确定在还未测量各个温度分布的各个测量区域的参考温度:修改所述模型参数,使得在已测量各个温度分布的测量区域中的模型温度分布与在已测量各个温度分布的测量区域中的测得的温度分布的偏差最小化,并且根据所述经修改的模型来确定所述参考温度。由此,在该实施例中,在不需要在先前的参考数据采集阶段中采集已知参考温度处的参考超声数据的情况下,能够在所述不同测量区域中测量所述温度分布。

[0022] 所述温度测量控制单元优选适于确定所述测量区域中的测得的温度分布是否包括预定义温度范围之外的温度,并且适于控制所述温度分布测量单元,使得如果所述测量区域中的测得的温度分布包括所述预定义温度范围之外的温度,则修改所述测量区域。在实施例中,所述对象是人或动物,并且所述预定义温度范围由50摄氏度的上限最高温度来定义。所述预定义温度范围可以进一步由下限最低温度来定义,所述下限最低温度等于所述人或动物的正常温度,具体是37摄氏度。

[0023] 优选地,a)所述模型提供单元适于提供所述对象的模型,使得所述模型根据可修改的模型参数而描述所述模型温度分布,并且b)所述温度分布估计单元适于通过以下方式来确定针对还未在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域中

的估计的温度分布,和/或所述非测量区域中的估计的温度分布:修改所述模型参数,使得针对已在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域中的模型温度分布与所述不同测量区域中的测得的温度分布的偏差最小化,并且根据所述经修改的模型来确定所述估计的温度分布。优选地,所述温度分布估计单元适于在所述对象被加热时估计所述温度分布。

[0024] 所述模型参数在施加能量期间被修改,其中,优选地,考虑在其中所述温度分布测量单元不能测量温度分布的温度范围内的所述模型参数的温度相关性,同时通过考虑所述模型温度分布来确定针对这些高温度的估计的温度分布,由此提升针对各个测量区域中的温度不能由所述温度分布测量单元直接测量的时间段内对所述测量区域中估计的温度分布的确定的准确度。例如,如果所述温度分布测量单元能够测量仅包括50摄氏度之下的温度的温度范围内的温度分布,则能够考虑在包括高于50摄氏度的温度的温度范围内的所述模型参数的温度相关性,同时针对测量区域中的温度大于50摄氏度的时间段内估计这些测量区域中的温度分布时,以便提升对这些时间段内的这些测量区域中的估计的温度分布的确定的准确度。

[0025] 所述可修改参数优选包括所述对象的热参数(诸如热导率)和/或电参数(诸如电导率)。如果所述对象是空间上不均匀的,则所述可修改参数也优选是空间上不均匀的,其中,所述可修改参数的空间不均匀性对应于所述对象的空间不均匀性。例如,所述对象能够是生物的一部分,包括诸如不同种类的组织、血管等的不同元素,其中,对于所述生物的部分的这些不同元素中的至少一些是不同的,能够由所述模型提供可修改参数。

[0026] 还优选地,所述模型提供单元适于利用初始模型参数使所提供的模型初始化,其中,至少一个初始模型参数是对象特异性模型参数。例如,如果所述对象是包括血管的生物,则所述血管内的流速能够通过例如超声多普勒技术来确定,其中,所述流速能够是初始模型参数,所述初始模型参数是具有对象特异性的,并且能够由所述温度分布估计单元来修改,以便将所述模型调整为适于第一区域中的第一温度分布,并且可选地还适于在所述能量施加单元处测得的温度。使用初始的对象特异性模型参数能够进一步提升对第二温度范围中的第二温度分布的估计的准确度。

[0027] 在本发明的另一方面中,提出一种用于对对象进行加热的系统,其中,所述系统包括,用于对所述对象进行加热的加热源,以及,根据权利要求1所述的用于确定所述对象内的温度分布的温度分布确定装置。所述系统还可以包括用于根据所确定的温度分布来控制所述加热源的加热源控制单元。

[0028] 在本发明的进一步方面中,提出一种用于测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量方法,其中,所述温度分布测量方法包括:

[0029] -当所述对象被加热时,由温度分布测量单元测量所述对象内的测量区域中的温度分布,其中,所述温度分布测量单元包括超声探头和超声测温单元,所述超声探头采集所述测量区域的超声数据,并且所述超声测温单元基于所采集的超声数据来确定所述测量区域内的温度分布,以及

[0030] -由温度测量控制单元控制所述温度分布测量单元,使得根据测得的温度分布来修改所述测量区域,以便测量不同测量区域中的不同温度分布,

[0031] -由模型提供单元提供描述以下模型温度分布的所述对象的模型:

[0032] a) 针对已在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域中的模型温度分布,以及

[0033] b) 针对还未在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述测量区域中的模型温度分布,和/或在所述对象内的还未测量温度分布的非测量区域中的模型温度分布,以及

[0034] -由温度分布估计单元通过使用所提供的模型基于所述测得的温度分布来确定针对还未在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的所述不同测量区域中的估计的温度分布,和/或所述非测量区域中的估计的温度分布。

[0035] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于确定由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的计算机程序,其中,所述计算机程序包括程序代码模块,当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运行所述计算机程序时,所述程序代码模块用于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。

[0036] 应当理解,权利要求1的温度分布测量装置、权利要求11的系统、权利要求13的温度分布测量方法和权利要求14的计算机程序具有具体根据从属权利要求中所定义的相似和/或相同的优选实施例。

[0037] 应当理解,本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或上面的实施例与各自独立权利要求的任何组合。

[0038] 通过参考下文中描述的实施例,本发明的这些和其它方面将显而易见并被阐明。

附图说明

[0039] 在以下附图中:

[0040] 图1示意性地并且范例性地示出了用于对对象进行加热的系统的实施例,

[0041] 图2示意性地并且范例性地示出了超声探头、消融针和固定装置的布置,

[0042] 图3示意性地并且范例性地图示了具有与消融针的不同距离的若干个测量区域,

[0043] 图4示出了范例性地图示出了用于测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量方法的实施例的流程图,

[0044] 图5范例性地示出了温度轮廓,

[0045] 图6范例性地示出了在距消融针25mm的距离处温度随时间的升高,

[0046] 图7示意性地示出了在距消融针5mm处温度随时间的升高,以及

[0047] 图8范例性地示出了根据时间的测量区域的位置。

具体实施方式

[0048] 图1示意性地并且范例性地示出了用于对对象进行加热的系统的实施例。在该实施例中,所述系统是消融系统,用于消融正躺在诸如患者台的支持单元4上的人3内的肿瘤。系统1包括能量施加单元,即,加热源,用于对人3特别是对人3的肝脏20内的肿瘤施加能量。能量施加单元2是消融针,所述消融针包括消融电极和位于消融针2的尖端5处的温度感测元件。位于消融针2的尖端5处的温度感测元件优选是热电偶,所述热电偶被电连接到尖端温度测量确定单元18,以根据从所述热电偶接收的电信号来确定消融针2的尖端5处的温度。由消融电极施加到人3的能量优选是RF能量,其中,消融电极经由电连接72被电连接到

消融能量控制单元12,即,加热源控制单元,以控制对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。

[0049] 系统1还包括温度分布测量单元,所述温度分布测量单元用于在RF能量被施加于人3时测量人3内的测量区域中的空间和时间相关的温度分布。所述温度分布测量单元包括:超声探头71,其可以被固定到消融针2,用于采集测量区域的超声数据;以及,超声测温单元13,其用于基于所采集的超声数据来确定温度分布,使得测量区域中的温度分布可通过超声测温计来测量。对消融针2、超声探头71和固定装置73的布置在图2中示意性地并且范例性地示出。

[0050] 系统1还包括温度测量控制单元22,所述温度测量控制单元22用于控制温度分布测量单元、特别是超声探头71,使得根据测得的温度分布来修改测量区域,以便测量不同测量区域中的不同温度分布。在该实施例中,温度测量控制单元22适于控制温度分布测量单元,使得通过改变测量区域的位置来修改测量区域。特别地,在该实施例中,测量区域由平面形成,其中,温度测量控制单元22适于控制温度分布测量单元,使得平面测量区域连续地被定位在不同位置处,其中,如果测量区域的位置被改变,则将其从更接近消融针2的位置变为更远离消融针2的位置。

[0051] 温度测量控制单元22能够包括存储单元,预定义位置的序列被存储在所述存储单元中,在实际测量期间,该存储的预定义序列能够被用于定位平面测量区域。不同位置可以是等距的,使得仅需要存储单一距离值和方向用于定义位置的序列。然而,位置的序列还能够包括非等距的位置,使得所述位置可以通过存储方向和至少部分不同的距离值的序列而被存储。位置的序列能够是基于校准测量结果来预定义的,或者,其能够由用户根据需要来手动预定义。位置的序列还能够通过使用典型的组织电属性和热属性以及器官特异性特征的数据库来热建模从而预先确定的。基于热模型,具有较高热梯度的位置能够被识别,并且这些位置能够被避免,其中,具有较低热梯度的位置也能够被识别,并且被用于定义扫描平面的位置。由此,基于热模型能够确定热梯度,并且,通过取热梯度的阈值能够确定位置的序列。用于预先确定位置的序列的热梯度优选是空间梯度。

[0052] 在实施例中,对位置的序列的预先确定还可以包括在各个位置处的预期温度上升,其中,在所建模的加热过程期间,在温度预期将上升到50摄氏度的位置相比于在温度预期将不会上升到如此高的温度的位置是优选的。例如,对于每个位置,可以计算选择因子,所述选择因子是在所建模的加热过程期间指示各个位置处的预期温度上升的第一值和指示该位置处的预期温度梯度的第二值的组合,特别是线性组合,其中,能够基于所计算的选择因子来预先确定位置的序列。优选地,第一值随增大的预期温度上升而增大,并且第二值随减小的预期温度梯度而增大。用于确定位置的温度梯度优选是在所建模的加热过程期间在各个位置处将被预期的最高空间温度梯度。为了对加热过程进行建模,已知的生物热传导模型能够被用作热模型,其可以通过使用诸如COMSOL的多重物理量有限元素工具来实施。平面测量区域的(即,不同超声扫描平面的)不同位置在图3中示意性地并且范例性地图示。

[0053] 图3示出了具有由位于加热区域23中的消融电极(未示出)形成的加热区域23的消融针2。温度测量控制单元22适于控制温度分布测量单元,特别是超声探头71,使得不同测量区域对应于超声扫描平面与消融针2的不同距离。对应的不同测量区域24在图3中由虚线

指示出。在初始时间 t_0 处,在相对接近消融针2的第一测量区域中测量温度分布。当在时间 t_0 处当前测量区域中的测得的温度分布包括预定义温度范围之外的温度时,其中,该预定义温度范围优选是具有50摄氏度的最大温度的温度范围,则温度测量控制单元22控制温度分布测量单元,使得通过改变测量区域的位置来修改测量区域,以测量第二测量区域中的温度分布。在图3中,第二测量区域对应于时间 t_1 处的超声扫描平面。温度分布测量单元然后测量该第二测量区域中的温度分布,并且,当测得的温度分布包括预定义温度范围之外的温度时,温度测量控制单元22控制温度分布测量单元,使得在时间 t_2 处由超声扫描平面在图3中指示的第三测量区域中测量温度分布。对于诸如图3中由时间 t_3 和 t_4 处的虚线指示的测量区域的更远离的测量区域,继续从测量区域到测量区域特别是从超声扫描平面到超声扫描平面的这种移动。

[0054] 在该实施例中,超声探头71包括二维超声换能器,所述二维超声换能器用于采集不同测量区域的(即,本实施例中的不同超声扫描平面的)超声数据。这允许在不以机械方式移动超声探头71的情况下采集不同测量区域的超声数据。在另一实施例中,超声探头能够包括一维超声换能器,其中,在此情况下,所述一维超声换能器可以关于消融针2机械地移动,以便采集具有与消融针的不同距离的不同测量区域的超声数据。

[0055] 温度分布测量单元13、71和温度测量控制单元22被调整,使得超声探头71采集参考温度处不同测量区域24的参考超声数据和不同测量区域24的实际超声数据,并且使得超声测温单元13根据针对各个测量区域24采集的各个实际超声数据、针对各个测量区域24采集的参考超声数据和各个参考温度来确定各个测量区域24中(即,具有与消融针2的各个距离的超声扫描平面中)的温度分布。特别地,超声测温单元13优选地适于对于针对各个测量区域24已经采集超声数据的时间段,确定各个测量区域24中的三维空间和时间温度分布,如例如上面提到的由A. Anand等人所著的文章中描述的,在此通过引用将其并入。

[0056] 在该实施例中,温度分布测量单元13、71和温度测量控制单元22被调整,使得在参考数据采集阶段中超声探头71采集在本实施例中为37摄氏度的已知参考温度处针对不同测量区域24的参考超声数据,并且使得在温度分布测量阶段中超声探头71采集实际超声数据,并且超声测温单元13根据针对各个测量区域24采集的各个实际超声数据、针对各个测量区域24采集的参考超声数据和已知参考温度来确定不同测量区域24中的温度分布。

[0057] 系统1还包括模型提供单元14,所述模型提供单元14用于根据可修改的模型参数来提供描述以下模型温度分布的对象的模型:针对已在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的测量区域24中的模型温度分布,以及针对还未在各个测量区域24中测量各个温度分布的时间段内的测量区域24中的模型温度分布。所述可修改参数包括热参数诸(如热导率)和电参数(诸如肝脏20的电导率)。

[0058] 系统1还包括温度分布估计单元15,所述温度分布估计单元15用于通过以下方式来确定针对还未在各个测量区域24中测量各个温度分布的时间段内的不同测量区域中的估计的空间和时间相关的温度分布:修改模型参数,使得针对已在各个测量区域24中测量各个温度分布的时间段内的不同测量区域24中的模型温度分布与不同测量区域24中的测得的温度分布的偏差最小化,并且根据所述经修改的模型来确定估计的温度分布。

[0059] 在实施例中,模型提供单元14适于提供描述模型温度分布的对象的模型,使得所述模型温度分布不仅覆盖测量区域24,而且还覆盖直接邻近消融针2的尖端5的人3内的区

域,其中,温度分布估计单元15能够适于通过以下方式来确定针对还未在各个测量区域24中测量各个温度分布的时间段内的不同测量区域24中的估计的温度分布:修改模型参数,使得针对已在各个测量区域24中测量各个温度分布的时间段内的不同测量区域24中的模型温度分布以及直接邻近消融针2的尖端5的区域中的模型温度分布与不同测量区域中的测得的温度分布以及与由温度感测元件在消融针2的尖端5处测得的温度的偏差最小化。

[0060] 模型提供单元14还可以适于提供模型,使得模型温度分布还覆盖人3的还未测量温度分布的非测量区域24,其中,在此情况下,温度分布估计单元15能够适于根据以下方式来确定非测量区域中的估计的温度分布:修改模型参数,使得针对已在各个测量区域14中测量各个温度分布的时间段内的不同测量区域24中的模型温度分布与不同测量区域24中的测得的温度分布的偏差最小化,并且根据所述修改的模型来确定非测量区域中的估计的温度分布。同样,在此情况下,模型能够考虑直接邻近消融针2的尖端5的区域处的温度,以便在所述最小化过程期间也考虑由温度感测元件在消融针2的尖端5处测得的该区域的温度。

[0061] 当人3、特别是人3的肝脏20内的肿瘤被加热时,对温度分布进行估计,特别地,执行所述最小化过程。这允许通过确定人3内(特别是人3的肝脏20内)的温度分布来监测消融过程,还有监测人3内的特定区域中的温度是否大于例如50摄氏度。

[0062] 在所述最小化过程开始时,能够通过使用具有人特异性的初始模型参数对所提供的模型进行初始化。例如,超声探头71和超声测温单元13能够适于基于多普勒超声技术来测量血液流过人内的血管的速度,其中,能够在通过施加消融能量对人3进行加热之前执行该测量。然而,也可以在不执行该在先超声测量的情况下确定估计的温度分布,其中,在此情况下,例如,已知模型参数(如从文献中得知的模型参数)能够被用作初始模型参数,然后在最小化过程期间对所述初始模型参数进行修改。

[0063] 温度分布测量单元13、71、模型提供单元14和温度分布估计单元15形成温度分布确定装置21,所述温度分布确定装置用于确定人3内的整体温度分布,所述整体温度分布也覆盖在针对还未在各个测量区域中测量温度分布的时间内的不同测量区域24,并且可选地覆盖人3内的其他区域,如诸如直接邻近消融针2的尖端5的区域,以及,人3内的还未测量温度分布的一个或若干个非测量区域。优选地,温度分布确定装置21适于确定整体温度分布,所述整体温度分布覆盖至少要被消融的肿瘤和围绕该肿瘤的较宽安全裕量,所述宽安全裕量例如包括邻近组织、相邻器官等。

[0064] 温度分布确定装置21还包括消融区域确定单元16,所述消融区域确定单元用于确定消融区域,所述消融区域定义对象内已被消融的区域,其中,消融区域确定单元16适于通过确定人3中整体温度分布包括大于预定义温度阈值的温度的部分来确定消融区域。温度分布确定装置21还包括感兴趣区域提供单元17,所述感兴趣区域提供单元用于提供在该实施例中为应当被消融的肿瘤区域的感兴趣区域,其中,能够在显示器19上示出所确定的消融区域和肿瘤区域。例如,能够在显示器19上示出所确定的消融区域和肿瘤区域的叠加。例如,预定义的温度阈值是60、65或70摄氏度。

[0065] 消融能量控制单元12能够适于根据所确定的整体温度分布来控制消融针2,即,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,使得肿瘤区域被完全消融。

[0066] 再次参考图1,系统1包括位置探测系统6,所述位置探测系统用于探测消融针2的尖端5在人3内的位置。在该实施例中,位置探测系统6是x射线荧光透视系统,特别是x射线C形臂系统。x射线荧光透视系统包括x射线源7,所述x射线源用于生成穿过检查台4上的人3的x射线8,其中,已穿过人3的x射线8被x射线探测器9探测到。x射线荧光透视系统6还包括荧光透视控制单元10,所述荧光透视控制单元用于控制x射线源7和x射线探测器9。x射线探测器9生成能够在显示器19上示出的人3的x射线图像。在所生成的x射线图像上,消融针2的尖端5在人3内是可见的,使得x射线图像示出消融针2的尖端5在人3内的位置。在其它实施例中,能够使用用于探测针尖端在人内的位置的其它位置探测系统,例如基于电磁传感器、超声传感器等的位置探测系统。

[0067] 在该实施例中,直接通过手对消融针2进行导航。在另一实施例中,所述系统还能够包括导航单元,所述导航单元用于将消融针特别是针尖端导航到人内的所需的位置。导航单元能够适于允许用户完全通过手或半自动地对消融针进行导航。消融针可以包括内置引导单元,所述内置引导单元能够通过导航单元来控制。例如,能够通过使用转向索对消融针进行操纵和导航,以便将针尖端引导到人内的所需位置。

[0068] 热消融技术是大手术的卓越替代,其中,大手术甚至对最有经验的外科医生构成风险。这些技术是微创的,仅需要可以适于执行RF治疗、冷冻治疗或微波消融治疗的针,或者它们是无创的,其中,例如使用诸如超声加热源的无创热源,所述超声加热源例如是高强度聚焦超声(HIFU)源。在大多数过程中,肿瘤组织被加热到60摄氏度以上的温度并使其凝固。

[0069] 为了执行RF消融(RFA)过程,上面参考图1描述的系统包括具有有源电极尖端(即,消融针)的探头,通过所述探头传导优选为460到500kHz的交流电流。电流通过人3的身体传播到被放置在人3的背或大腿上的接地板(为清楚起见在图1中未示出)。电流导致离子搅拌和摩擦生热。然后通过热传导使热量扩散,以便对肿瘤区域进行消融。在该实施例中,RFA被用于处置肝脏肿瘤。

[0070] 在上面参考图1描述的实施例中,通过使用x射线C形臂系统在x射线引导下执行RFA。然而,RFA还能够通过使用另一引导系统来执行,所述另一引导系统可以是基于超声成像、计算机断层摄影(CT)成像或磁共振成像(MRI)引导。后续检查优选通过以下来完成:使用例如一个月内的CT扫描或MRI扫描以评估消融的有效性,以及再次以三个月为间隔使用肿瘤标记物以探测残留疾病或复发。在现有技术的消融过程已被执行之后,通常观察到较高复发率,因为通常出现不能足以监测和控制消融尺寸以便充分杀死肿瘤细胞。因此,上面参考图1描述的系统通过提供消融区的温度地图来向临床医师提供实时反馈。这还可以利用基于MR的温度成像通过合理的准确度来达到。然而,MRI是昂贵的,并且可以不是轻松可得的。超声是可以用于对针放置期间的图像引导的另一模态。由于其易用性和可用性,可以用于监测病变的优选方法。然而,在现有技术中,超声一般用于通过在B模式图像上使高回声病变可视化来对监测处置。这样的可视化仅是近似的,并且不是处置效果的良好指示器。

[0071] 超声测温的基础原理在于,组织中的声速根据温度而改变,这表现为超声回波的明显移位、即位移。数学上通过沿超声射束方向对位移进行差分导出的得到的“温度引起的应变”名义上与上至50摄氏度的范围中的温度上升成比例。然而,问题在于,声速的温度相

关性的趋势对于各种组织的变化。例如,对于肝脏组织,声速随着上至50摄氏度的温度范围的温度而近似线性地增大,在此之后趋势达到稳定状态。因此,对于超过该温度范围的温度,对超声回波移位不存在任何灵敏度。同样地,对于组织坏死的发生和得到的组织结构的变化,超声回波的图形显著改变,并且使得难以对超声回波进行比较以确定位移。因此,对于50摄氏度以上的温度,基于对声速的改变进行跟踪的超声测温不是组织中的温度的可靠指示器。由此,在上面参考图1描述的实施例中,在测量区域中采集超声数据,直到在该测量区域中测得的温度分布包括超过50摄氏度的温度时为止,其中,然后在另一测量区域中采集超声数据,所述另一测量区域更远离消融针2,并且因此仅具有小于50摄氏度的温度。

[0072] 温度分布确定装置21适于:i)在测量区域24中并且在温度小于50摄氏度的时间段中,测量超声回波移位;ii)将这些回波移位耦合到由模型提供单元14提供的模型,即热模型;以及,iii)使用所述热模型在包括加热区的核心的较大体积上并且针对还未在各个测量区域中测量温度分布的时间段内对温度进行推断。温度分布确定装置21被设计为,使得不必执行测试激发,即,不必在施加消融能量之前执行超声测温过程。在消融处置自身期间对模型所需的相关参数进行估计。该方法的目标在于,为内科医师提供也覆盖消融区的估计的温度地图。

[0073] 温度分布确定装置21优选地适于在消融过程期间使用超声测温连续地监测人3内的温度,其中,在温度低于50摄氏度的测量区域中对温度进行监测,并且因此利用基于热模型的方法在温度高于50摄氏度的其它区域中对温度进行估计。通过使用该方法,温度分布确定装置21可以解决现有技术的以下问题。

[0074] 可以更准确地确定消融区域的范围。此外,在现有技术中,通过对消融区域的高回声显影引导的超声B模式检查通常不准确,这可以致使难以评估治疗的效果。在B模式图像上显影出的高回声由气泡和汽泡导致。为生成这些泡并且在超声上对治疗区域进行显影,消融治疗方案涉及加热到大约100摄氏度的温度,其中,大约100摄氏度的温度是用于达到坏死的过度杀伤力,坏死仅需要上至70到80摄氏度的温度。因此,如果使用超声B模式成像视觉上对消融过程进行监测,则治疗时间比需要的更长。此外,已知的超声测温技术当消融区域具有超过大约50摄氏度的温度时不能在监测消融区域时被使用。另外,在治疗区域中释放的泡使得难以可靠地使用超声。

[0075] 温度分布确定装置21适于使用超声测温计来测量一个或若干个测量区域中的温度,其中,在所述一个或若干个测量区域中,温度实际在50摄氏度以下。如果在测量区域中测得的温度超过50摄氏度,则在更远离消融针2并且具有50摄氏度以下的温度的另一测量区域中继续对温度的测量。因此,结合基于热模型的方法使用三维的测得温度分布的演进来预测其它区域中、特别是更接近消融针2的区域中针对还未在这些区域中测量温度的时间段内的温度上升。在该处置方案中,将在低温区域中获得的热应力导出的温度数据的鲁棒性用于对高温区域中、特别是将在其处执行消融治疗的肿瘤边缘中的温度的准确预测。通过遵循上面的过程,远离在过程期间释放的泡而采集超声数据,其中,针对具有低到中等温度升高的区域、即针对大约37到50摄氏度温度范围内的区域采集超声数据。另外,热模型优选地考虑局部的对组织属性和血管灌注的温度相关性,以便提供消融区域中的准确温度地图。

[0076] 优选地,在预治疗阶段中,模型提供单元14提供描述初始模型温度分布的热模型。

为提供该模型,模型提供单元14使用诸如CT图像或MR图像的、包括肿瘤区域的肝脏20的医学图像。在医学图像中对肿瘤和诸如血管的其它结构进行标识和分割,并且将该信息与初始模型参数值一起用于提供已初始化的热模型。例如,为提供初始热模型,可以初始提供不同的已标识和已分割结构的热和电参数。初始模型参数可以是,不同种类组织的诸如热导率和电导率的组织属性,或诸如灌注参数、有向流参数、消融针的尖端的参数等的其它参数。灌注参数和有向流参数可以通过使用可以从之前已执行的其它测量中得知的已知信息来初始确定。例如,可以执行超声多普勒测量,从而确定典型流动速度、以及由此的有向流参数和灌注参数。在一个实施例中,初始模型已被提前确定和初始化,并且仅需要从模型提供单元14进行加载。

[0077] 热模型优选是生物热传导方程(BHTE)的有限元素实施方案,其中,生物热传导方程(BHTE)由H.H.Pennes例如在通过参考引入于此的文章“Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm”,85:5-34,应用生理学杂志(1998)中提出。

[0078] 生物热传导方程对组织中的热扩散和灌注进行建模。其包括对RFA热源进行建模,其中,实施了拉普拉斯方程。所述模型通过使用针对流体中的热传导的方程来考虑大血管中的有向流。在针对肝脏的模型的情况下,初始模型参数例如是,0.148S/m的电导率、0.465W/mC的热导率、1060kg/m³的密度、3600J/Ckg的热容量和 6.4×10^{-3} /s的灌注速率。进一步的初始模型参数可以是如由各个厂商所记录的消融针的属性,以便考虑消融针属性对电流分布和热传导的影响。

[0079] 在处置阶段期间,在不同时间段中在不同测量区域24中执行超声测温,其中,在所述不同时间段中,在各个测量区域24中测得的温度分布在50摄氏度以下,其中,超声探头71执行例如三维超声反向散射采集过程,其中,可选地,可以执行呼吸门控。超声测温单元13然后根据所采集的三维超声反向散射数据对超声回波移位进行估计,因此热应力和最终温度由超声测温单元13估计出。

[0080] 在该实施例中,超声测温被执行,使得,在治疗阶段期间,在不同测量区域24中连续地测量温度分布,其中,a)在第一时间段中,在最接近消融针2的第一测量区域中测量温度分布,直到第一测量区域中的温度超过50摄氏度为止,b)在当第一测量区域中的温度超过50摄氏度时开始的第二时间段中,在比第一测量区域更远离消融针2的第二测量区域中测量温度分布,直到第二测量区域中的温度超过50摄氏度为止,c)在当第二测量区域中的温度超过50摄氏度时开始的第三时间段中,在比第二测量区域更远离消融针2的第三测量区域中测量温度分布,直到第二测量区域中的温度超过50摄氏度为止,等等。由此,在治疗期间,对超声回波分析由于在各个测量区域中进行的加热产生的明显位移,其中,也可以看作移位的这些位移被转换为热应力值,以及最终被转换为温度,并且其中,为取决于热应力值而确定各个测量区域中的温度,可以使用可以通过校准测量来预先确定的热应力值与温度之间的已知指派。

[0081] 在超声测温过程期间,即,并行地,使用已初始化的参数执行热模型,由此生成实际空间温度估计,其中,将所述实际空间温度估计与从超声测温过程采集的已测得温度分布进行比较。通过使用该比较,使用已建立的最小化方法对模型参数进行持续更新,以便最小化模型预测与超声实验数据之间的差值。被这样进行优化的模型参数例如包括,诸如热

扩散率的热常量、诸如电导率的电属性、由灌注导致的热量宿的属性、由于血液流动产生的对流冷却等。该优化过程在模型中提供灵活性,所述灵活性允许考虑在生物组织中将预期的局部异质性。可以基于已测得的温度分布,并且可选地还基于从运行热模型采集的实际估计的温度分布,持续对热模型的模型参数进行更新。

[0082] 为了执行所述模型,可以使用诸如COMSOL的已知多相模拟工具,所述多相模拟工具合并了电热生成和随后在介质中的热传导。热量宿是在消融区邻近处的大血管。可以通过这些血管关于能量施加单元的流动速率、流动方向以及位置和尺寸来刻画其特征。可以将这些属性并入生物热传导方程,并且,可以对模型的这些属性和进一步属性进行优化,使得模型温度分布与测得的温度分布之间的偏差最小化。

[0083] 随着模型参数被优化,感兴趣的区域中的温度地图被生成并被更新,其中,感兴趣的区域优选是覆盖肿瘤的感兴趣的治疗区域。温度地图可以用于生成消融轮廓,所述生成是通过定义肝脏20内处在或已被加热到大于预定义温度阈值的温度的区域。在治疗阶段的整个过程期间,持续对超声回波移位进行分析,使得存在例如考虑组织属性和灌注对热量的空间-时间分布的影响的、对模型的现实反馈。

[0084] 为了在治疗阶段中更新模型参数,不仅可以测量区域24中的测得温度分布与从热模型采集的估计的温度分布进行比较,而附加地还有,可以将例如由热电偶测得的消融针的尖端处的温度与从热模型采集的估计的温度进行比较,其中,可以对模型参数进行优化,使得,估计的温度分布尽可能与通过超声测温测得的测量区域中的测得温度分布和由热电偶测得的消融针的尖端处的温度相对应。

[0085] 可以将温度地图用作用于控制消融能量控制单元12的功率输出的反馈,其中,消融能量控制单元12控制对RF消融能量的施加。

[0086] 在后处置阶段中,温度地图和/或消融轮廓可以被示为覆盖在感兴趣的区域上,特别是覆盖在肿瘤区域上,以便得到对治疗效果的真实感知。然后可以基于该覆盖图像决定附加的治疗是否是必要的。

[0087] 在下面,将参考图4中所示的流程图范例性地描述温度分布测量方法的实施例。

[0088] 在步骤101中,将消融针2的尖端5导航到肝脏20中,使得该尖端位于肝脏20内的肿瘤内。此外,在步骤101中,由模型提供单元14提供初始热模型。在预治疗阶段中执行步骤101。

[0089] 然后,在步骤103中,治疗通过向肿瘤区域施加消融能量、即通过对肿瘤区域进行加热而开始,并且,在步骤102中,由温度分布测量单元13、71在肝脏20内的第一测量区域24中测量温度分布。

[0090] 在步骤104中,检查在第一测量区域中测得的温度分布是否包括50摄氏度以上的温度,其中,如果是这样情况,则温度测量控制单元22这样控制温度分布测量单元13、71,使得温度测量在步骤102中对于第二测量区域继续,其中,第二测量区域具有与消融针2的尖端5的更大距离。如果在第一测量区域中测得的温度分布不包括大于50摄氏度的温度,则温度测量在步骤102中通过仍然测量第一测量区域中的温度分布而继续。此外,将不包括大于50摄氏度的温度的所测得温度提供给温度分布估计单元15,其中,在步骤105中,温度分布估计单元15通过以下方式来确定整体温度分布,特别是确定针对还未在各个测量区域中测量温度分布的时间段内的不同测量区域24中的估计的温度分布,以及肝脏20内的还未测量

温度分布的其它区域中的估计的温度分布:修改热模型的模型参数,使得针对已在各个测量区域中测量各个温度分布的时间段内的不同测量区域中的模型温度分布与不同测量区域中的已测得的温度分布的偏差最小化,并且根据经修改的模型来确定估计的温度分布。

[0091] 循环地执行步骤102和104,其中,并行地执行该循环和步骤105,即,将测得的温度分布连续地馈入温度分布估计单元15,以便连续地生成已更新的整体温度分布。还并行地执行在一边的温度分布确定步骤102、104和105以及在另一边的消融步骤103,使得,在消融过程期间,诸如内科医师的用户可以监测温度分布的发展,并且,如果通过已生成的温度分布满足了用户则停止消融过程。由此,可以直到用户停止该过程之前、或直到已满足中止准则之前,都执行步骤102到105。测量区域24具有与消融针2的尖端5的不同距离,即,执行超声测量所在的位置不是固定的。如果该位置将是固定的,则这可以导致例如较高或较低的欠优化温度被测得,并且所述位置可以具有较高热梯度。这将影响在消融位置原位和估计的治疗终点处从这些测量导出的模型参数的准确度,当已达到特定热剂量时可以达到所述准确度,可以基于测得的温度分布计算出所述热剂量。

[0092] 上面参考图1描述的温度分布测量装置提供一种自适应的超声测温测量方案,其中,在治疗期间改变测量位置,特别用以确保使用最优的温度上升,即,本实施例中从37到50摄氏度的温度上升。

[0093] 尽管在上面参考图1描述的实施例中,加热源是消融电极,其中,该消融电极可以是RF消融针头2的尖端5处的单一尖头消融电极,但在其它实施例中,还可以使用特别是用于执行消融过程的、诸如HIFU源或微波源的其它加热源。

[0094] 温度分布测量装置21适于跟踪局部温度上升,所述跟踪是通过使用平行于RF消融尖头、即平行于加热源的若干个平面24处的超声。与其中总是在同一平面内对温度进行跟踪的固定情况相反,在动态情况下,随着加热的发展,使用不同空间位置来计算温度上升。

[0095] 温度分布测量装置21优选解决以下问题。当扫描平面将保持固定时,可以将其放置得接近消融尖头、即加热源,因为温度将升高到超过50摄氏度,并且,温度将不是有用的。如果扫描平面将被放置得足够远以确保温度上升从不大于50摄氏度,则温度上升在初始时间点处将极低,并且因此,温度测量的准确度将较低。此外,除使用超声向热模型提供测得的温度上升之外,关键输入中的一个做出各个测量所在的关于加热源的空间位置。当热梯度较高时,扫描平面的位置的不确定性可以导致模型参数的较大误差。因此,优选地,动态移动测量区域的位置、特别是扫描平面位置,使得测量区域大部分或总是在具有较低热梯度的空间区域中。

[0096] 图5示例性地图示出了沿垂直于消融尖头、即垂直于加热源的线、在消融尖头的所暴露电极的中点处对其进行横切的典型温度轮廓。消融尖头在沿水平轴的距离 $d=0$ 处。线图40示出了在肝脏组织中的RF消融加热过程期间每隔100秒的温度 T 的演进。如在图5中可见,峰值尖头温度大于90摄氏度。图6示例性地图示出了在距离加热源的位置25mm的距离处的温度演进,即,图6示例性地图示出了沿图5中的线41的温度。图7示例性地图示出了距离加热源的位置5mm的距离处的温度演进,即,图7示出了沿图5中的线42的温度。这些距离,即5mm和25mm,表示超声扫描平面、即测量区域在固定测量方案中可以被放置的位置。然而,这来各个位置都有缺点。在25mm的距离处,如图6中所示,在治疗结束时,温度上升仅仅是3.5摄氏度。由此,在该距离处,未恰当使用温度的适用范围。在5mm的距离处,如图7中所示,温度

上升至接近70摄氏度的温度。由于上面提到的原因,这将致使基于超声的温度测量技术难以实施。图6和图7中图示出的这些问题由温度分布测量装置21优选解决。

[0097] 温度分布测量装置21为动态改变测量区域、即超声扫描平面的位置提供灵活性,这接着允许在最有利的位罝处做出超声温度测量,其中,然后将这些超声温度测量馈入热模型。可以根据图5来确定测量区域应当被放置在最优点、即最优点距离,其中,蓝色星号43表示在不同时刻温度接近50摄氏度所在的位罝。这些蓝色星号43相对于时间、即对应的距离d相对于t在图8中示出。图8示例性地图示出了这样的图表,所述图表表示,为取得可以通过超声技术测得的最优点温度改变,测量区域、即本实施例中的超声扫描平面优选被放置在与加热源的距离。

[0098] 温度分布测量装置有能力改变获得超声测温测量结果所在的扫描平面(即,测量区域)的位罝。温度分布测量装置优选包括超声探头,所述超声探头可以包括一维换能器或二维换能器。如果超声探头包括一维换能器,则超声探头优选被调整为,使得能够机械地转换所述一维超声换能器,以便获得不同空间位罝处的温度测量结果。如果超声探头包括二维超声换能器,则其优选具有被定位在超声温度测量应当被执行所在的不同位罝处的扫描平面。温度分布测量装置,特别是可以包括对应处理单元的、温度分布测量装置的温度测量控制单元,优选对每个扫描平面位罝处、即每个测量区域中的温度测量进行评估,以便确定温度上升是否在预定义的允许的范围內,所述预定义的允许的范围例如是在37摄氏度和50摄氏度之间。当温度上升超过该范围时,拒绝来自该扫描平面的温度数据,并且,使用紧接远离的位罝进行分析。

[0099] 尽管在上面描述的实施例中,温度被实际测量所在的测量区域由仅单一的平面形成,即,尽管在上面描述的实施例中,不同测量区域由仅单一的可移动超声扫描平面形成,但在其它实施例中,温度被实际测量所在的测量区域可以由若干个平面、特别是由若干个超声扫描平面形成,使得同时可以在不同平面中对温度进行测量。如果在这些平面的至少一个中,温度上升到诸如50摄氏度的温度上限以上,则可以通过从进一步的温度测量中排除该平面、或通过将该平面移动到另一个更远离的位罝来对测量区域进行修改。所述平面可以是豎直或水平的平面,其中,如果扫描平面是水平的,则可以通过C扫描方式对其进行扫描。此外,取代是平面的,测量区域还可以具有另一形状,即,它们可以是非平面的,特别是弯曲的。此外,尽管在上面描述的实施例中,扫描平面、即平面测量区域平行于消融尖头的方向,但在其它实施例中,它们还可以垂直于消融尖头。

[0100] 如果在实施例中,超声探头包括一维超声换能器,则优选在处置开始时机械地转换所述换能器,以便在参考数据采集阶段中获得在不同测量位罝处的参考超声数据,即,在不同测量区域中采集参考超声数据。优选地,参考数据采集阶段中的参考扫描提供37摄氏度的温度处的基线信息。特别地,这能够被看作在处置开始前 $t=0$ 处的RF回波的信号的快照。能够在处置阶段期间(即,在温度分布测量阶段期间)使用参考超声数据,以基于在参考数据采集阶段期间采集的超声反向散射与在处置阶段期间采集的实际超声反向散射之间的差值由超声测温计来确定不同测量区域中的实际温度分布。

[0101] 扫描位罝(即,平面测量区域的位罝)之间的距离优选基于将被创建的病变的规划目标体积和所需的扫描平面的数量来确定。同样地,来自热模型的先验信息优选地用于确定平面测量区域的位罝,其中,所述热模型可以是由模型提供单元14提供的模型并且指示

不同位置处的热梯度。

[0102] 在参考数据采集阶段中已经执行参考扫描之后,一维换能器被重新定位在通常最接近消融尖头的第一位置处。在治疗已经开始之后,通过使用与对应参考帧的比较来测量第一平面中的温度上升。在该第一平面中(即,在第一测量区域中)测得的温度上升被持续馈入所提供的热模型。当第一平面中的测得的温度接近50摄氏度时,停止在该位置处的温度测量,并且一维换能器被移动到远离消融尖头的下一个空间位置,即,第二位置。来自第一位置的温度测量结果将被附加到来自第二位置、来自第三位置等的后续测量结果,并且,基于这些温度测量结果作为约束将对最优模型参数进行估计。基于最优模型参数,即,基于对应的已优化热模型,能够确定整个体积上的三维温度分布。

[0103] 尽管在上面描述的实施例中,通过在消融处置开始之前执行参考扫描已经在参考数据采集阶段中采集参考超声数据,但在其它实施例中,可以在没有所述参考超声数据采集的情况下执行温度分布测量方法。在此情况下,由模型提供单元14提供的热模型能够被用于确定针对测得的超声数据的参考温度。特别地,根据可修改的模型参数,所提供的对象的热模型可以描述已经在治疗期间测量各个温度分布的测量区域中的模型温度分布以及还未在治疗期间测量各个温度分布的测量区域中的模型温度分布,其中,温度分布估计单元可以适于通过以下方式来确定针对还未测量所述各个温度分布的各个测量区域的所述参考温度:修改所述模型参数,使得在已测量所述各个温度分布的所述测量区域中的所述模型温度分布与在已测量所述各个温度分布的所述测量区域中的所述测得的温度分布的偏差最小化,并且根据经修改的模型来确定所述参考温度。例如,一维超声换能器可以从时间 t_0 直到时间 t_1 被初始放置在第一位置处,其中,在该第一位置处,即,在对应的第一测量区域中,随着时间对温度进行测量直到时间 t_1 处的温度。时间 t_1 可以由测得的温度接近(即,几乎等于或仅稍微大于)50摄氏度处的时间来定义。然后,在时间 t_1 处一维超声换能器被移动到第二位置处,其中,根据热模型基于已在第一测量区域中执行的温度测量结果,对时间 t_1 处或者更具体来说时间 $t_1 + \Delta t$ 处更远离消融时间的第二位置处(即,第二测量区域中)的温度进行预测,其中, Δt 是用于从第一位置移动到第二位置的时间。在时间 t_1 处第二测量区域中的该预测的温度是在第二测量区域中用于测量的参考温度,并且参考超声数据是在时间 t_1 处在第二测量区域中采集的超声数据。在一维换能器已经被移动到第二位置之后,将从时间 t_1 到时间 t_2 在该位置处测得的温度上升被添加到在时间 t_1 处根据热模型导出的起始温度,以获得时间 t_2 处的绝对温度。对于其它测量区域,例如对于第三、第四和第五测量区域,以及对于分别对应的时间间隔 t_2 到 t_3 、 t_3 到 t_4 和 t_4 到 t_5 ,能够执行同样的过程。随着数据在远离消融时间的不同空间位置处可用,提供了非常鲁棒的数据用于对确定空间-时间热分布轮廓的热参数进行估计。

[0104] 如果取代一维超声换能器而使用二维超声换能器,即二维超声阵列,则提供了在多个二维扫描平面中成像的能力。优选地对在将采取数据的扫描平面(即,对应的位置以及由此的测量区域)进行预定义。能够在时间 t_0 处从最接近消融时间的扫描平面开始,并且在稍后的时间处逐步更远离地,顺序地对在这些预定义扫描平面中采集的超声数据进行处理。在这些空间位置的每个处(即,在平面测量区域的每个中)采集的超声数据能够被用于通过超声测温计来确定这些测量区域中的温度分布,并且所确定的温度分布能够被馈入热模型,以便对模型参数以及得到的整体温度分布进行估计。由于在该实施例中使用了二维

超声换能器,因此在参考数据采集阶段中,时间 t_0 处(即,当人的温度为37摄氏度时)的针对不同测量区域的参考帧(即,参考超声数据)易于同时是可用的。

[0105] 尽管在上面描述的实施例中结合RF消融过程使用温度分布确定技术,但在其它实施例中,温度分布确定技术还能够与诸如其它消融过程的其它能量施加过程一起使用。例如,温度分布确定技术还能够与HIFU、微波消融、激光消融等结合。

[0106] 尽管在上面描述的实施例中,已描述特定超声测温技术用于通过超声测温计对测量区域中的温度分布进行测量,但在其它实施例中,也能够使用其它超声测温技术,例如依赖于对象的超声特征与温度之间的关系的其它超声测温技术。此外,尽管在上面描述的实施例中在组织中确定温度分布,但在其它实施例中,能够在其它对象中确定温度分布。例如,能够在生物体的其它部分中或技术对象中确定温度分布。

[0107] 通过研究附图、本公开和所附的权利要求,在实践所要求权利的发明时,对所公开的实施例的其它改变可以被本领域的技术人员理解和实现。

[0108] 在权利要求中,术语“包括”不排除其它单元或步骤,并且,不定冠词“一”或“一个”不排除复数。

[0109] 单一单元或设备可以实现在权利要求中详述的若干个项的功能。事实上,在相互不同的从属权利要求中详述特定措施并不指示出不能使用这些措施的组合以获得优势。

[0110] 由一个或若干个单元或设备执行的过程可以由任意其它数量的单元或设备执行,其中,所述过程例如是:对测量区域中的温度分布进行测量;这样控制温度分布测量单元,使得测量区域根据测得的温度分布而被修改;提供模型;调整模型等。这些过程和/或根据温度分布确定方法对温度分布确定装置的控制可以被实施为计算机程序的程序代码装备和/或专用硬件。

[0111] 计算机程序可以被存储/分布在与其它硬件一起或作为其它硬件的部分被提供的合适介质中,所述介质例如是光存储介质或固态介质,但也可以以其它形式被分布,例如经由因特网或者其它有线或无线电信系统。

[0112] 权利要求中的任何参考符号不应当理解为对范围进行限制。

[0113] 本发明涉及一种用于测量由对对象进行加热导致的所述对象内的温度分布的温度分布测量装置。当所述对象被加热时,温度分布测量单元测量所述对象内的测量区域中的温度分布,并且温度测量控制单元控制所述温度分布测量单元,使得所述测量区域根据测得的温度分布而被修改,以便测量不同测量区域中的不同温度分布。例如,这允许根据实际测得的温度分布来修改所述测量区域,使得,如果在当前测量区域中实际测得的温度太高而未被准确测量,则在经修改的新测量区域中能够继续对所述对象的温度的测量,由此延伸能够测量所述对象的温度分布的时间段。

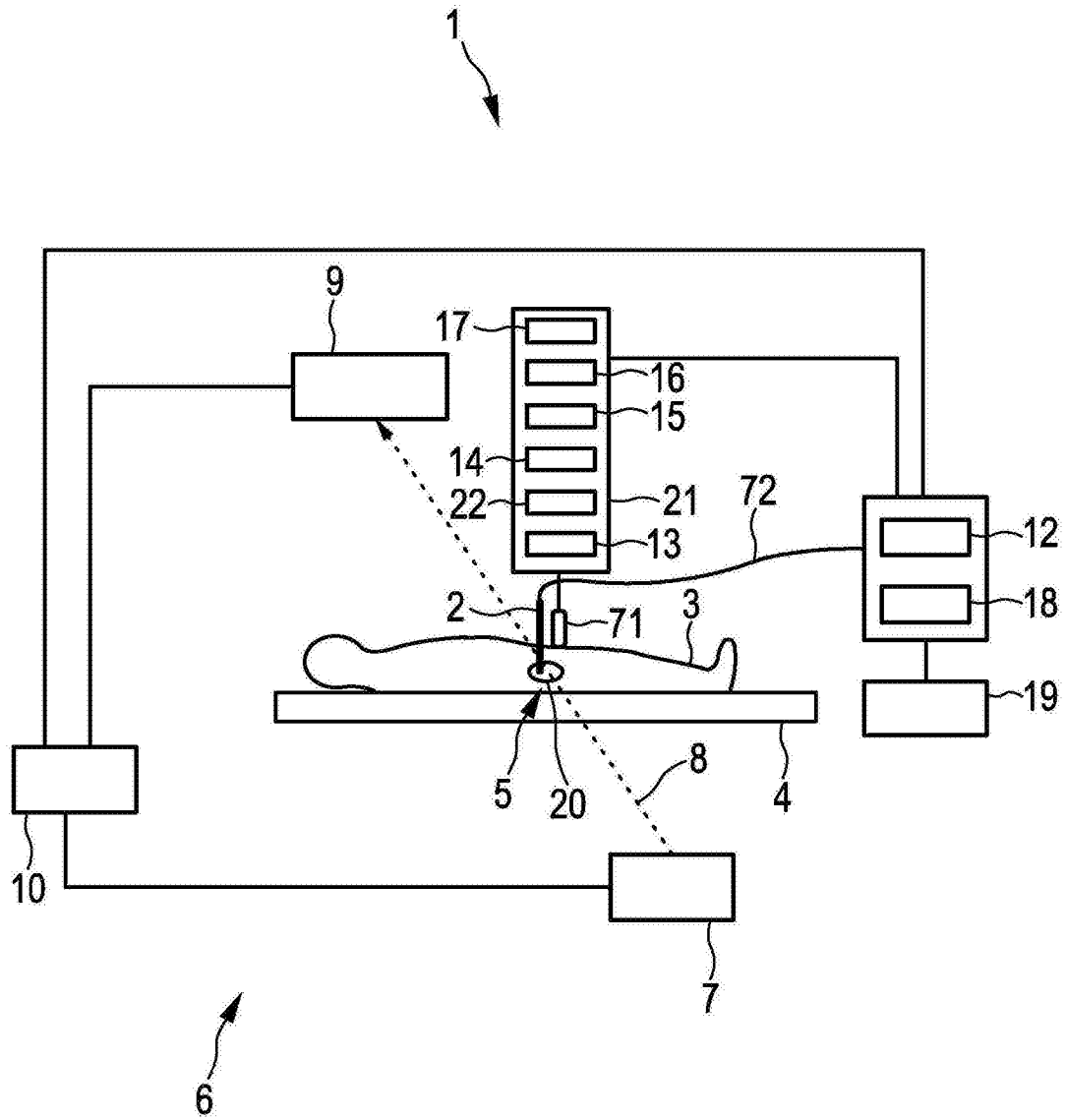


图1

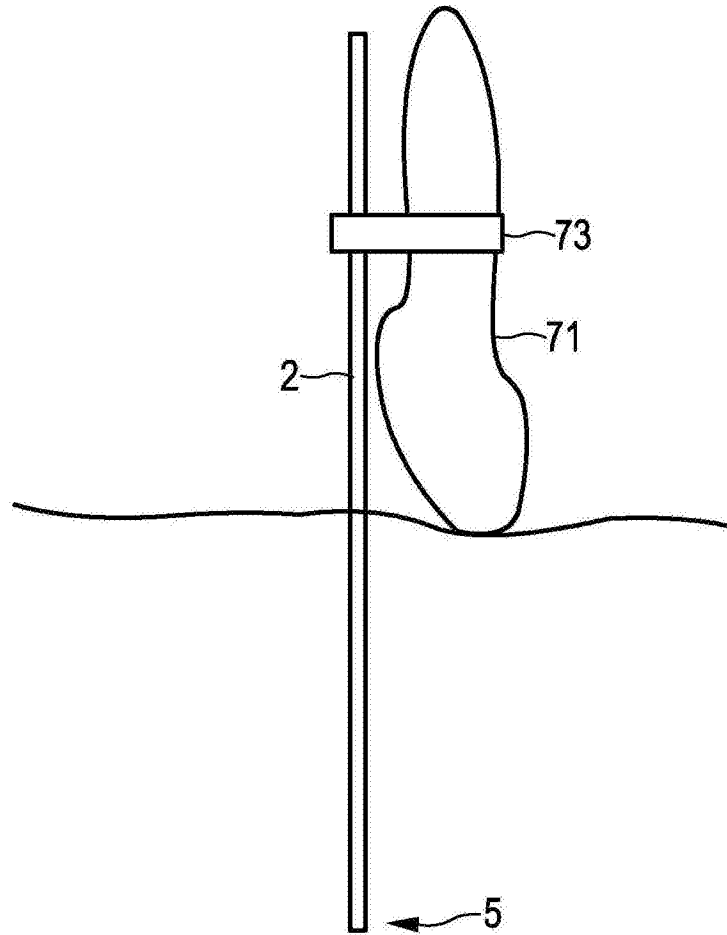


图2

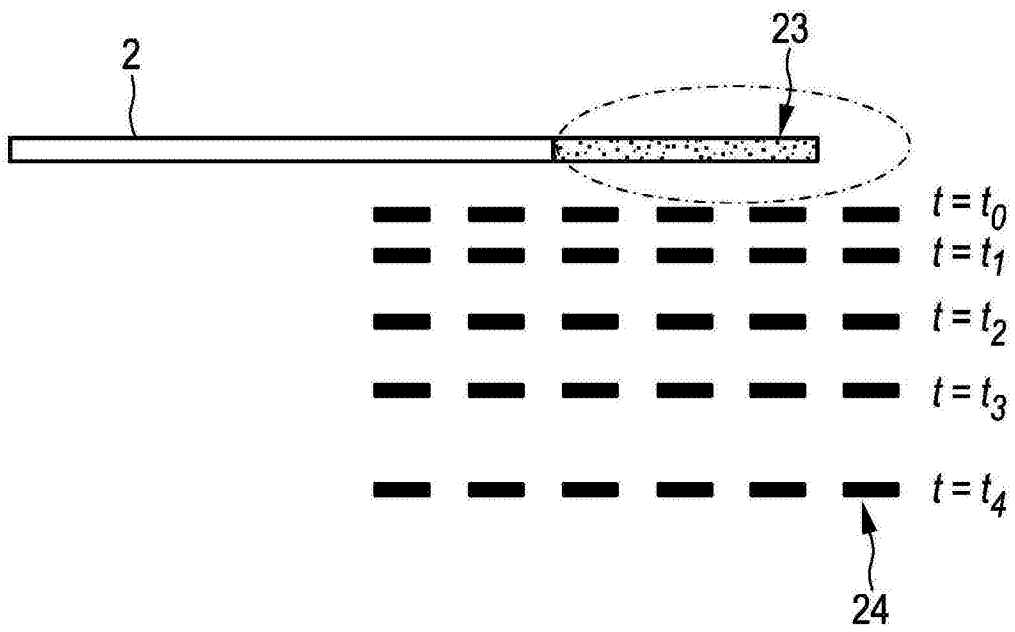


图3

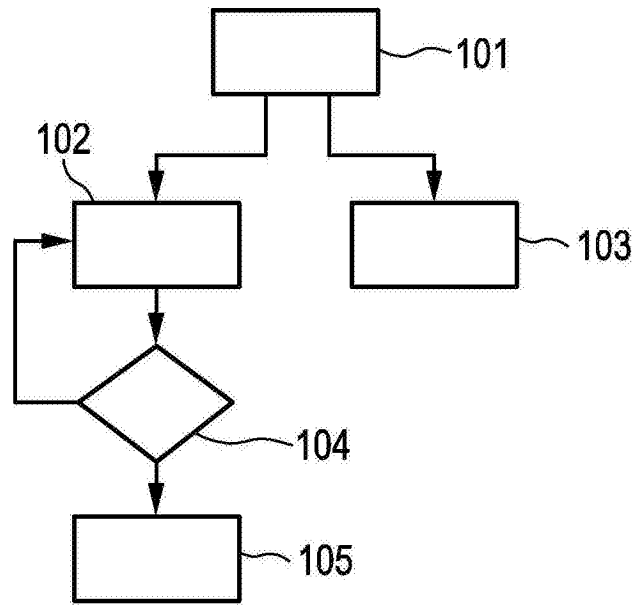


图4

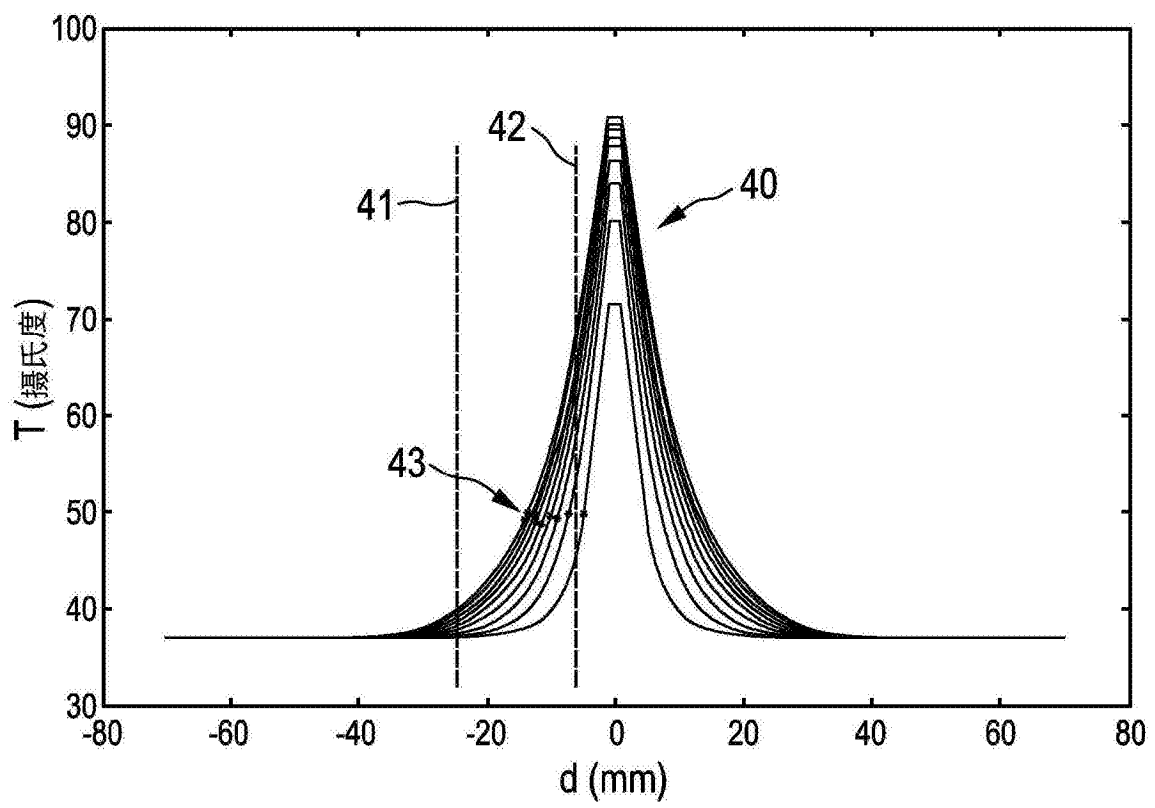


图5

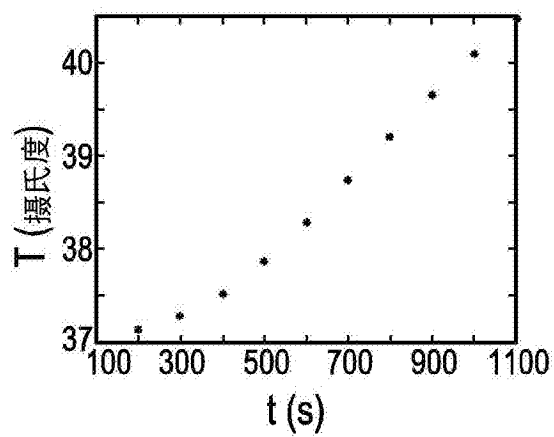


图6

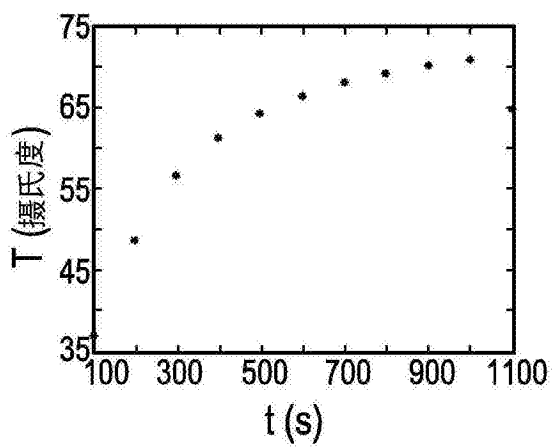


图7

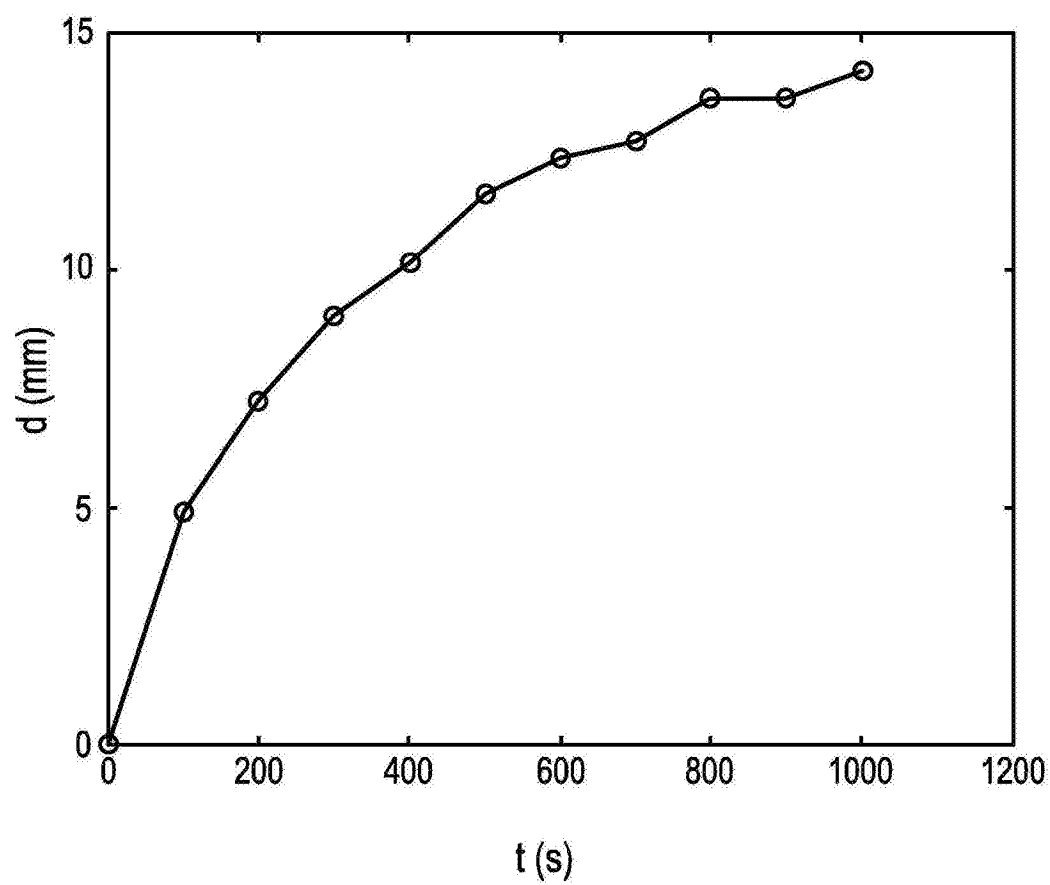


图8