



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105658147 A

(43) 申请公布日 2016.06.08

(21) 申请号 201480058110.1

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2014.10.13

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

13193522.3 2013.11.19 EP

61/893,921 2013.10.22 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2016.04.22

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2014/071825 2014.10.13

(87) PCT国际申请的公布数据
W02015/058981 EN 2015.04.30

(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 A·阿南德 S·塞特拉曼 S·周
H·谢 李俊博 J-L·罗贝尔

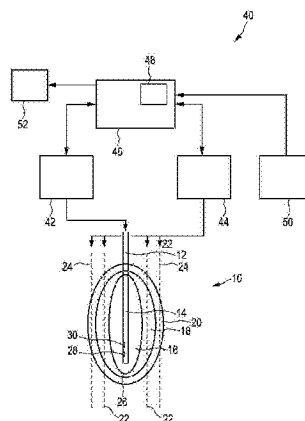
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

用于监测组织内的温度的温度监测装置和方法

(57) 摘要

公开了一种用于尤其在热消融过程期间监测组织 (10) 内的温度的温度监测装置 (40)。所述监测装置包括温度应用单元 (42)，所述温度应用单元被配置为将加热功率引入到所述组织中以对所述组织进行加热。所述监测装置还包括超声单元 (44)，所述超声单元用于发射和接收超声波并且用于基于超声剪切波检测来确定所述组织的测量区域 (22、24) 中的温度。所述监测装置还包括温度估计单元 (46)，所述温度估计单元包括热传递模型 (48)，所述热传递模型用于估计在所述组织内的感兴趣区域 (26) 中的温度的，其中，所述热传递模型基于所述组织的医学图像。



1. 一种用于尤其在热消融过程期间监测组织(10)内的温度的温度监测装置(40), 包括:

-温度应用单元(42), 其被配置为将加热功率引入到所述组织中以对所述组织进行加热,

-超声单元(44), 其用于发射和接收超声波, 并且用于基于超声剪切波检测来确定所述组织的测量区域(22、24)中的温度, 以及

-温度估计单元(46), 其包括热传递模型(48), 所述温度估计单元用于基于所确定的温度和所述热传递模型来估计在所述组织内的感兴趣区域(26)中的温度, 其中, 所述热传递模型基于所述组织的医学图像。

2. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述超声单元适于基于所述医学图像来定义在所述组织内的所述测量区域。

3. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度应用单元适于基于所述医学图像来确定被引入到所述组织中的所述加热功率。

4. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述测量区域包括至少一个测量平面。

5. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述测量区域是与所述感兴趣区域分离地形成的。

6. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度估计单元包括位置传感器(28), 所述位置传感器用于确定所述感兴趣区域的位置和所述测量区域的位置。

7. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度估计单元适于基于所述医学图像来检测所述组织内的散热, 并且其中, 所述温度估计单元被配置为基于所检测的散热来调整所述热传递模型。

8. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度估计单元被配置为基于在不同测量区域中的超声温度测量来调整所述热传递模型的参数。

9. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度应用单元适于基于所述感兴趣区域中的所估计的温度, 来控制被引入到所述组织中的所述加热功率。

10. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述超声单元适于基于根据所述热传递模型确定的所述组织的期望温度来定义所述组织内的所述测量区域的位置。

11. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度应用单元适于将加热功率脉冲引入到所述组织中, 并且其中, 所述温度估计单元适于在由所述加热功率脉冲生成的所述测量区域中基于由所述超声单元确定的温度来确定所述热传递模型的参数。

12. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述温度应用单元包括探头(14), 所述探头用于将所述加热功率引入到所述组织中, 其中, 所述探头包括用于测量所述组织的所述温度的温度测量设备(30)。

13. 根据权利要求12所述的温度监测装置, 其中, 所述温度应用单元适于将加热功率脉冲引入到所述组织中, 并且其中, 所述超声单元适于基于由所述探头的所述温度测量设备测量的所述温度来校准所述超声温度测量。

14. 根据权利要求1所述的温度监测装置, 其中, 所述医学图像是由图像单元(50)提供的超声图像、计算机断层摄影图像和/或磁共振断层摄影图像。

15. 一种用于尤其在消融过程期间监测组织(10)内的温度的温度监测方法(60), 包括

以下步骤：

- 将加热功率引入到所述组织中以对所述组织进行加热，
- 基于超声剪切波检测来确定(70)在所述组织的测量区域(22、24)中的温度，并且
- 基于热传递模型(48)和所确定的温度来估计在所述组织内的感兴趣区域(20)中的温度，其中，所述热传递模型基于所述组织的医学图像。

用于监测组织内的温度的温度监测装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于尤其在热消融过程期间监测组织内的温度的温度监测装置以及尤其在热消融过程期间监测组织内的温度的温度监测方法。

背景技术

[0002] 在微创外科手术领域中,热消融技术是众所周知的并且提供对大外科手术的非常好的替代。该技术仅仅要求用于提供射频、冷冻治疗和/或微波消融的针或探头。备选地,能够使用无创热源,诸如使用超声。在每种情况下,通过将组织加热到60℃以上的温度来使组织凝结。该技术优选地被用于处置癌症。

[0003] 射频消融是当前最为常见的微创加热治疗,以处置癌症,尤其是处置肝癌。射频消融使用具有有源电极尖端的探头,通过所述有源电极尖端传导高频交变电流。电流传播通过身体到接地垫,其中,电流引起离子搅动和摩擦加热。被引入组织中的热通过热传导耗散以对肿瘤进行消融。

[0004] 归因于癌症的高复发率,在一个月和另外在三个月间隔内结合肿瘤标志物进行随访检查以检测残留疾病或复发。高复发率的一个常见原因是不能够监测和控制热消融技术的消融尺寸以充分摧毁所有的癌细胞。因此,有必要借助于消融区的温度图来提供实时反馈。

[0005] 当前能够通过基于磁共振的温度成像来实现外科手术的溫度分布图,然而,该技术昂贵并且不可以是现成的。

[0006] 备选地,超声温度测定能够被用于热消融监测,然而,由于该方法在50℃以上显著降低的灵敏度,并且由于超声回波随着组织坏死的开始显著改变,消融区的精确的温度测量以及精确的温度图的生成是不可能的。

[0007] 备选地,超声剪切波成像是检查癌症以及提供在消融组织与周边正常组织之间的对比以实时监测热消融的周知的技术。然而,在射频微波消融期间的热引入在消融区的核心周围形成气泡,这会在剪切波成像中引入伪影,从而会干扰对消融的热监测。

[0008] 使用超声温度测定或剪切波成像的这两种超声检查方法能够被金属设备干扰,使得归因于射频消融探头的存在,靠近消融区的核心的监测是不可能的。

[0009] 备选的方法在消融区的外围上设置剪切波成像平面,并且通过使用热模型确定消融区的温度,然而,归因于由于充当散热源的血管对组织造成的不均匀性,对消融区中的温度的精确确定是不可能的。

[0010] US 2010/0256530 A1公开了一种用于监测组织消融的方法和装置,其中,通过超声换能器监测消融电极的位置,然而,归因于金属电极以及在消融区中的温度和气泡效应,对消融区的精确温度监测是不可能的。

[0011] EP 2387963 A1公开了一种用于确定通过向对象应用能量引起的对象内的温度分布的温度分布确定装置,其中,在能量被应用到对象时,超声单元测量对象的空间和时间相关的第一温度分布,使得对象被加热到在第一温度范围之内的温度,并且温度分布估计单

元估计在第二温度范围之内的对象中的空间和时间相关的第二温度分布,所述第二温度范围不同于所述第一温度范围。

[0012] 从B.Arnal等人的:“Monitoring of Thermal Therapy Based on Shear Modulus Changes:1.Shear Wave Thermometry”,IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control,第58卷,编号2,2011年2月1日,第369-378页,已知基于剪切波温度测定的用于确定组织的温度的方法。

[0013] 从A.Anand等人的:“Three-Dimensional Spatial and Temporal temperature Imaging in Gel Phantoms Using Backscattered Ultrasound”,IEEE transactions on ultrasonics,ferroelectrics and frequency control,第54卷,编号1,2007年1月1日,第23-31页,已知基于背散射超声的用于确定组织中的温度的方法。

[0014] US 7520877 B2公开了一种使用多个尖头探头的射频系统,其中,所述尖头彼此电绝缘,并且其中,电源在所述尖头之间、在尖头和接地垫或这两者之间快速切换。

发明内容

[0015] 因此,本发明的目的是以低技术努力提供具有的高精确度的用于监测组织内的温度的经改进的温度监测装置和经改进的温度监测方法。

[0016] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于尤其在热消融过程期间监测组织内的温度的温度监测装置,包括:

[0017] -温度应用单元,其被配置为将加热功率引入到组织中以对组织进行加热,

[0018] -超声单元,其用于发射和接收超声波,并且用于基于超声剪切波检测来确定组织的测量区域中的温度,以及

[0019] -温度估计单元,其包括热传递模型,所述温度估计单元用于基于确定的温度以及所述热传递模型来估计在组织内的感兴趣区域中的温度,其中,热传递模型基于组织的医学图像。

[0020] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于尤其在消融过程期间监测组织内的温度的温度监测方法,包括以下步骤:

[0021] -将加热功率引入到组织中以对组织进行加热,

[0022] -基于超声剪切波检测来确定在组织的测量区域中的温度,并且

[0023] -基于热传递模型和所确定的温度来估计在组织内的感兴趣区域中的温度,其中,所述热传递模型基于组织的医学图像。

[0024] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,所要求保护的方法具有与所要求保护的设备以及与在从属权利要求中限定的类似和/或相同的优选实施例。

[0025] 本发明基于这样的思想,即:与加热功率被引入组织中的位置分离地无创测量组织的温度,并估计在感兴趣区域中,例如在功率引入的位置与测量区域之间的区域中的组织的温度,使得能够提供温度图并且能够精确地确定消融区。温度估计单元使用热传递模型,以便估计感兴趣区域中的温度并且改善所述估计,基于医学图像,诸如计算机断层摄影图像、超声图像或磁共振图像来确定传递模型的参数。由于通过组织的性质确定了医学图像,热传递模型能够被精确地确定使得能够精确地估计感兴趣区域内的温度,而无需额外的探头或测量单元。因此,以高精度和低技术努力对感兴趣区域内的温度的监测是可能的。

[0026] 在优选实施例中,超声单元适于基于医学图像定义组织内的测量区域。定义组织内的最佳位置是可能的,以便提供对感兴趣区域内的温度的精确估计。

[0027] 在优选实施例中,温度应用单元适于基于医学图像来确定被引入到组织中的加热功率。由于能够从医学图像导出组织的热性质,精确地预确定通过加热功率加热的组织的温度是可能的。

[0028] 在优选实施例中,测量区域包括至少一个测量平面。由于测量平面的距离能够被精确地位于相距感兴趣区域的定义距离,精确地定义测量区域的位置是可能的。

[0029] 在优选实施例中,测量区域与感兴趣区域分离地形成。由于能够减少对感兴趣区域中的超声测量的高温度效应的影响,增加超声剪切波温度检测的灵敏度是可能的。

[0030] 在优选实施例中,温度估计单元包括位置传感器,其用于确定感兴趣区域的位置和测量区域的位置。精确地确定感兴趣区域和测量区域的距离是可能的,使得能够实现对感兴趣区域内的温度的精确估计。

[0031] 在优选实施例中,温度估计单元适于基于医学图像来检测组织内的散热,并且其中,温度估计单元被配置为基于所检测到的散热来调整热传递模型。由于借助于医学图像能够容易地检测能够形成组织内的散热的血管,提高热传递模型的性能是可能的。

[0032] 在优选实施例中,温度估计单元被配置为基于在不同测量区域中的超声温度测定来调整热传递模型的参数。将所估计的温度与超声温度测定结果进行比较以及通过调整相应模型参数连续地改善热传递模型是可能的。

[0033] 在特定实施例中,在消融区的外围中执行超声温度测定。

[0034] 基于在消融期间或者在消融之前执行的剪切波测量,来确定热传递模型参数。因此,对热传递模型的实时调整是可能的。

[0035] 在优选实施例中,温度应用单元适于基于感兴趣区域中的所估计的温度,来控制被引入到组织中的加热功率。将感兴趣区域内的温度设置为预定义水平是可能的,使得对组织的精确处置是可能的。

[0036] 在优选实施例中,超声单元适于基于根据热传递模型确定的组织的期望温度来定义组织内的测量区域的位置。定义在具有组织温度的位置中的测量区域是可能的,所述组织温度在剪切波检测的高灵敏度范围内,使得能够改善温度测量的灵敏度。

[0037] 在优选实施例中,温度应用单元适于将加热功率脉冲引入到组织中,其中,温度估计单元适于基于在由加热功率脉冲生成的测量区域中由超声单元确定的温度来确定热传递模型的参数。基于要被监测的组织内的实际测量在处置之前确定热传递模型的参数是可能的,使得能够实现对组织的精确处置。

[0038] 在优选实施例中,温度应用单元包括探头,所述探头用于将加热功率引入到组织中,其中,所述探头包括用于测量组织的温度的温度测量设备。由于能够提供另一实际温度测量,进一步改进温度测量和热传递模型是可能的。

[0039] 进一步优选的,如果温度应用单元适于将加热功率脉冲引入到组织中,其中,超声单元适于基于由探头的温度测量设备测量的温度来校准超声温度测量。由于能够基于原位温度测量来校准超声单元,提高超声测量是可能的。在这种情况下,优选如果紧邻探头形成测量区域,则使得能够最小化热传导效应。

[0040] 在优选实施例中,医学图像是超声图像、计算机断层摄影图像和/或磁共振断层摄

影图像。提供精确的医学图像以便基于加热传递模型来改善温度估计是可能的。

[0041] 如上所述,本发明基于这样的思想,即:基于热传递模型来估计感兴趣区域内的温度,其中,借助于相应组织的医学图像来调整热传递模型。因此,热传递模型能够适于实际组织性质,尤其血管的存在,所述血管充当组织内的散热源并且其能够干扰对感兴趣区域内的温度的估计。因此,以低技术努力对感兴趣区域内的温度的精确估计是可能的,使得对组织的精确消融处置是可能的。

附图说明

[0042] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得以阐述。在一下附图中:

[0043] 图1示出了消融区和超声温度测量的示意图;

[0044] 图2示出了温度监测装置的示意性框图;以及

[0045] 图3示出了温度监测和处置方法的示意性框图。

具体实施方式

[0046] 图1示出了一般用10指示的例如人的组织。在组织10中,具有探头或尖端14的温度应用设备12被设置用于将组织10加热到预定义温度,以便使组织10的部分凝结或者使组织10的部分消融。温度应用设备12优选是作为微创技术的射频应用单元、冷冻治疗单元或微波消融单元,或者可以备选地是无创热源,诸如使用超声(HIFU)。温度应用设备12将加热功率引入到组织10中,使得组织10被加热到60℃以上的温度,并且使在消融区16中的组织10被消融或凝结。归因于组织10的热传导性,消融区16被中间温度区18围绕,其中,在中间温度区18中的组织10被加热到低于消融区16中的温度的中间温度。中间温度区18被低温度区20围绕,其中,低温度区20的组织10低于中间温度区18的温度。借助于温度应用设备12的加热功率将中间温度区18加热到50-60℃的温度,使得在该中间温度区18不发生凝结或消融。借助于温度应用设备12的加热功率将低温度区20加热到在50℃以下的温度。

[0047] 借助于超声剪切波检测来测量在组织10内的不同测量位置22、24并且优选地与消融区16分离的组织10的温度。测量位置22、24通常是被设置在组织内与消融区16相距不同距离的不同测量平面22、24。优选通过超声剪切波温度测定(SWT)或超声剪切波成像(SWI)来执行超声剪切波检测。由于剪切波温度测定可应用于达到60℃的组织温度,温度测量位置22、24应当与消融区16分离地放置,以便提供精确的测量结果。超声剪切波成像可应用达到65℃,使得测量位置22、24可以被设置为更靠近消融区,然而,归因于测量干扰,诸如上文所述的气泡,测量位置22、24应当与在具有60℃以下的组织温度的温度区18、20中的一个中的消融区16分离。

[0048] 为了提供对组织的精确处置,尤其是对例如肝癌的癌症的精确处置,必须在组织10内精确地确定消融区16的边界或消融区16的三维尺寸,以去除例如所有癌细胞并降低癌症复发的风险。因此,基于在测量位置22、24处的超声剪切波测量以及生物热传递模型来将消融区16的边界被确定为感兴趣区域26,借助于所述超声剪切波测量以及所述生物热传递模型来确定三维温度图。生物热传递模型基于从诸如计算机断层摄影、超声或磁共振技术的独立成像模态导出的组织10的医学图像,其中,在消融流程之前拍摄医学图像或执行医

学成像。基于所述医学图像,组织10的当前性质,如形成组织10内的散热源的血管的位置,被确定并且被输入至生物热传递模型,使得对组织10内的温度干扰的精确估计是可能的。

[0049] 在消融过程之前初始提供血管的位置图。由于在消融的起始时组织10的热和电性质是未知性质,如下文所描述的,在消融过程期间估计这些参数。超声剪切波检测的测量数据被连续提供到热传递模型,以便调整模型并连续调整模型的特定参数。因此,能够确定在组织10的所有区16、18、20中的精确温度干扰。

[0050] 在优选实施例中,评估所估计的温度图,并且控制或修改由温度应用设备12提供到组织10中的加热功率,以便优化热处置并控制消融区16的尺寸。

[0051] 因此,借助于在测量平面22、24中的超声剪切波测量,感兴趣区域26内的温度能够被精确地估计,使得对组织10的精确热处置是可能的。

[0052] 在预处置阶段,超声引导一般被用于识别探头14的位置,并且能够被用于定义测量平面22、24的位置以用于超声剪切波检测。对于探头14的位置检测,探头14可以包括位置传感器28,位置传感器28可以是基于电磁、超声或光波的追踪传感器。借助于被耦合到温度应用设备12以及被耦合到相应超声剪切波单元的机械夹具也可以设置或控制在探头14与测量平面22、24之间的距离。

[0053] 医学图像也被用于定义测量位置22、24,以便避免超声剪切波通过血管的传播,以便避免在超声剪切波测量期间的伪影。

[0054] 当定义和调节测量位置22、24时,对热模型进行初始化并且开始处置。通常,所述模型利用例如从文献值导出的组织参数的初始值。例如,导电率是 $\sigma=0,148\text{S/m}$,热导率是 $0,465\text{W/m}^\circ\text{C}$,密度是 1060kg/m^3 ,热容量是 3600J/C kg ,灌注速率是 $6,4\times 10^{-3}/\text{sec}$ 。加热功率被应用作为电功率,并且阻抗分布图被采集并且被实时输入到热模型中。

[0055] 在所述过程期间,测量平面22、24被用于生成基于剪切波成像的温度估计。并行地,将通过热模型估计的温度与通过剪切波温度测定获得的温度以及通过在温度应用设备12的尖端14处提供的温度传感器30执行的温度测量进行比较。借助于这些测量以及估计温度与测量温度的比较,热模型的参数不断地并连续地被调整以使在模型预测与实验数据之间的差最小化。在消融流程期间更新的经调整的参数包括诸如热扩散率和灌注速率的热常数、诸如导电率和在计算机断层摄影或超声图像中可见的血管中的平均流率的电性质。借助于热模型的该灵活性,例如针对局部异质性,温度图和消融区16能够被精确地确定,使得能够精确地无创测量消融区16的边界作为感兴趣区域,以便对热处置进行优化。

[0056] 如此导出的温度分布可以引导温度应用单元的操作员,以便完成处置或者调整处置,并且也能够被用作反馈以控制热应用设备12的功率输出。

[0057] 热模型或生物热传递模型优选是考虑在组织10中的热扩散以及源自被应用热源的血灌注的Pennes生物热方程的实施方案。考虑归因于在更大血管中的定向流动的散热效应的额外热传递方程也能够被并入到热模型中。除了生物热传递之外,使用对应物理接口,诸如用于射频加热的电流接口,能够对热沉积(即热源)的基础物理学进行建模。能够应用多物理学仿真,以在射频消融处置期间对组织加热进行建模。

[0058] 基于在消融治疗期间或紧接之前执行的剪切波测量来确定针对热传递模型的局部原位组织特异性参数,以实时调整热传递模型。

[0059] 在消融过程之前可以确定或估计热传递模型参数。在第一步骤中,通过探头14向

组织10应用加热功率脉冲,并且借助于超声剪切波测量在测量平面22、24处测量诱发的温度分布。所测量的温度和所述加热功率脉冲被用于估计或确定未知模型参数。在确定参数之后,能够确定在消融处理期间要被使用的加热功率分布图的消融区16的期望尺寸。因此,能够调整在消融区16的估计尺寸和确定尺寸之间的可能偏差。该实施例减少了在消融过程期间对热模型参数的实时瞬时估计的需要。

[0060] 在特定实施例中,使用组织温度,其从在消融区16的外围中执行的剪切波测量进行估计。

[0061] 在另一实施例中,在消融过程之前校准超声剪切波测量。在校准步骤期间,测量平面22、24被设置为靠近探头14的温度传感器30,并且借助于温度应用设备12应用加热功率脉冲。将超声剪切波测量与温度传感器30的温度测量进行比较,并且根据温度传感器测量来校准超声剪切波测量。借助于该校准,也能够考虑靠近探头14的组织成分。如此导出的参数被馈送到热模型,以便在消融过程之前确定模型参数。

[0062] 在图2中,示意性示出和总体用40指示温度监测装置。温度监测装置40包括温度应用单元42,温度应用单元42包括温度应用设备12,温度应用设备12用于将加热功率应用到探头14,以便对组织10进行加热并且执行对组织10的消融过程。温度监测装置40还包括超声单元44,超声单元44用于发射和接收超声波,并且用于基于超声剪切波检测来确定在组织10的测量位置22、24处的温度。超声单元44提供剪切波温度测定(SWT)和/或剪切波成像(SWI),以便确定在测量位置22、24处的温度。超声单元44还适于定义关于探头14的位置的组织10内的测量位置22、24。超声单元44还包括位置传感器以确定关于探头14的位置的测量位置22、24。

[0063] 温度监测装置40还包括温度估计单元46,温度估计单元46包括热传递模型48。温度估计单元46被连接到成像单元50以接收来自要被处置的组织10的医学图像。温度估计单元46还被连接到温度应用单元42和超声单元44,以接收测量数据并控制被应用到组织10的加热功率。温度估计单元46适于基于热传递模型48和在测量位置22、24处的超声单元44的测量来估计在组织10内的感兴趣区域26中的温度,其中,热传递模型48基于从图像单元50接收的医学图像。因此,组织10的局部性质能够被考虑用于估计在组织10内,一般并且尤其是在感兴趣区域26内的温度,以便精确地确定对组织10的消融。

[0064] 温度估计单元46可以被连接到输出设备52,以将估计的温度并且尤其组织10的估计的温度图提供给操作员。温度监测装置40也可以包括被耦合到温度应用单元42的操作员控制(未示出),其允许操作员调节或终止消融过程。

[0065] 在图3中,示出并且用60一般地指示温度监测方法的示意性流程图。

[0066] 一般地,温度监测方法60一般包括三个阶段,预处置阶段1、处置阶段11和处置后阶段111。

[0067] 在预处置阶段1期间,捕获62医学图像,并且使用位置追踪方法,例如借助于如在64处示出的位置传感器28,测量平面22、24被设置在远离消融区16已知距离的组织10内。在66处,借助于例如在66处示出的从医学图像接收的血管信息来对热模型进行初始化。在66处,例如基于从医学图像导出的灌注、定向流、组织性质和探头14的性质,能够确定热模型的另一参数。

[0068] 在处置阶段11期间,如在68处示出的,测量平面22、24被放置在感兴趣区域26周

围,并且如在70处示出的,借助于剪切波温度测定来测量在这些测量平面22、24中的温度。

[0069] 如在72处一般性示出的,在处置阶段11期间连续更新和改进所述热模型。在对热模型48的该调整72期间,如在74处示出的利用热模型48,并且如在76处示出的估计组织10中的温度分布。如在78处示出的,将估计的温度与在测量平面22、24处的温度测量进行比较,并且如在80处示出的,模型参数适于匹配借助于剪切波温度测定测量的温度。热模型48的该更新72是在整个处置阶段11期间的连续过程。因此,如在82处示出的,提供在组织10的整个体积上的温度估计。

[0070] 在处置后阶段111期间,如在84处示出的,将消融过程的反馈提供给操作员,并且如在86处示出的,能够提供是否应当继续或终止消融过程的决定。

[0071] 因此,通过提供组织10的精确温度图能够对整个消融过程进行优化。

[0072] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示并描述了本发明,这样的图示和描述被认为是图示性或范例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实践所主张的本发明时,能够理解并实现对所公开实施例的其他变型。

[0073] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载的特定措施并不表示不能有利地使用这些措施的组合。

[0074] 在权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

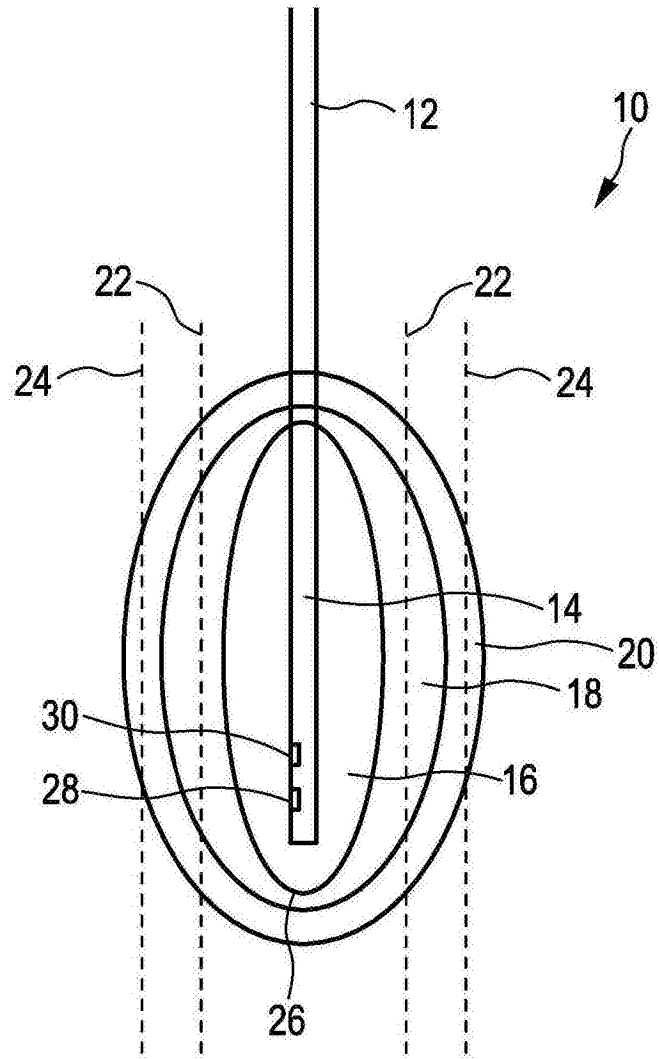


图1

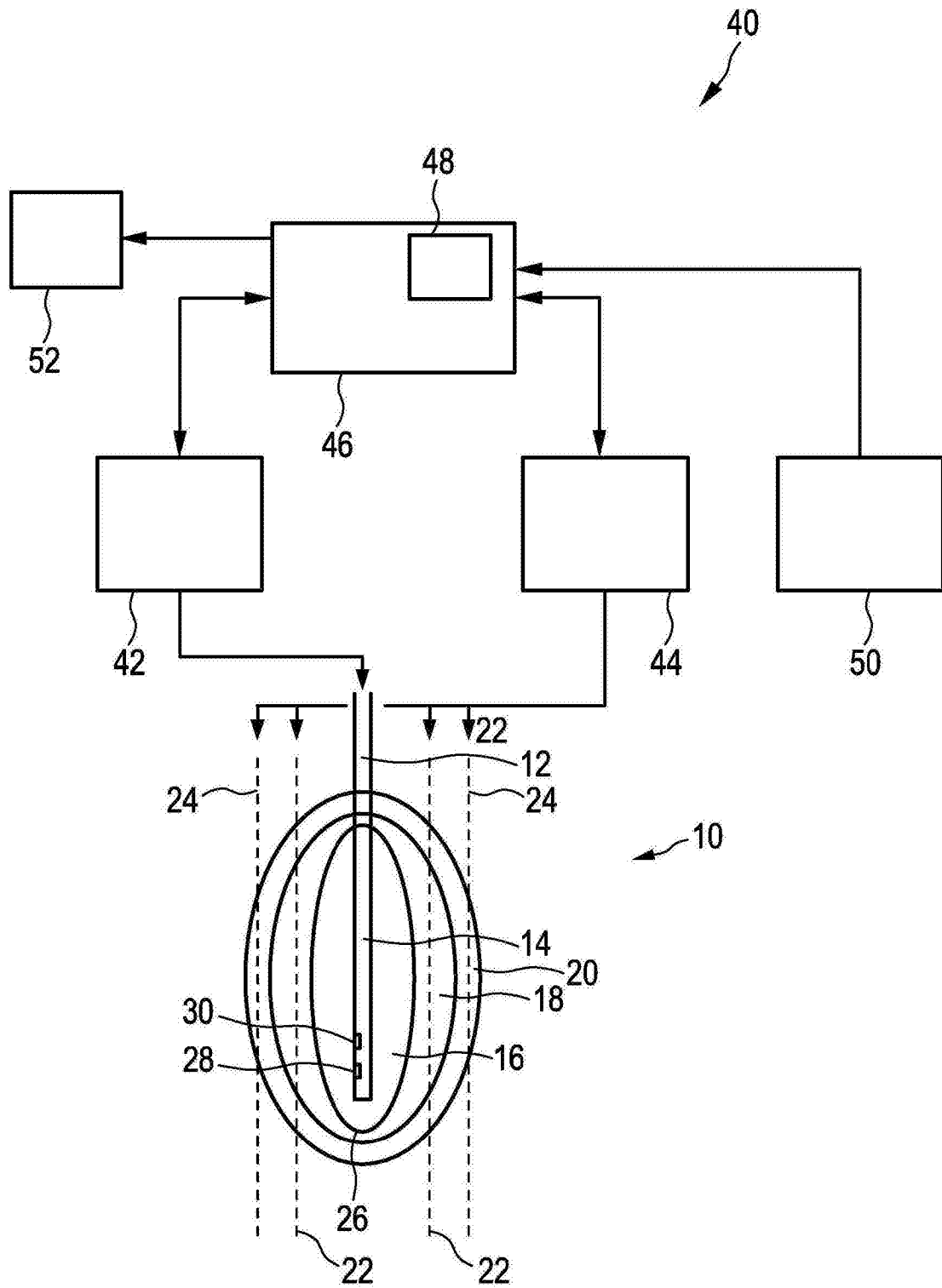


图2

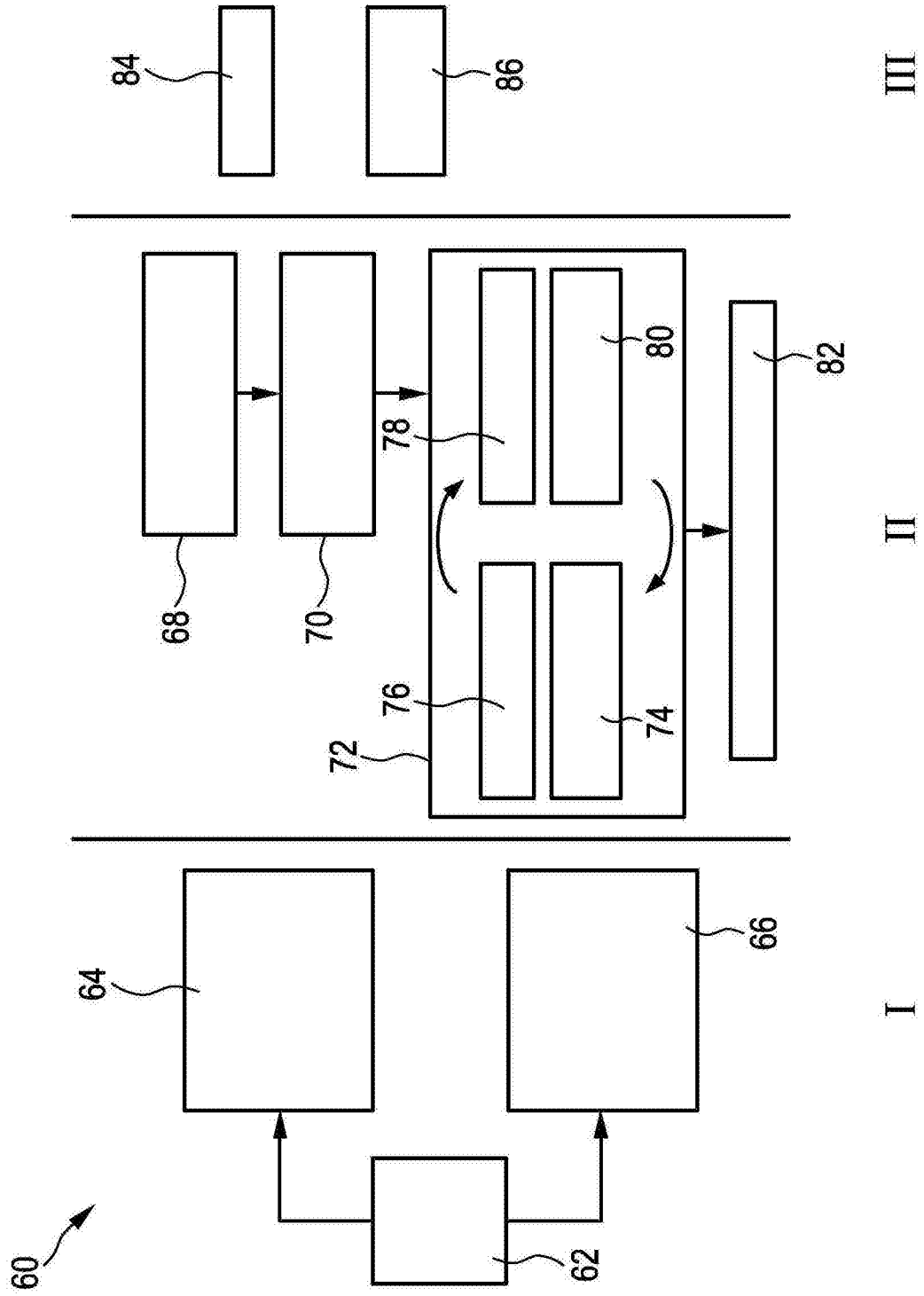


图3

专利名称(译)	用于监测组织内的温度的温度监测装置和方法		
公开(公告)号	CN105658147A	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	CN201480058110.1	申请日	2014-10-13
[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	A阿南德 S塞特拉曼 S周 H谢 李俊博 J L罗贝尔		
发明人	A·阿南德 S·塞特拉曼 S·周 H·谢 李俊博 J-L·罗贝尔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/01 A61B18/14		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/4836 A61B8/485 A61B18/02 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/18 A61B2017/00084 A61B2017/00106 A61B2018/00791 A61B2018/00803 A61B2034/104 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2034/2063 A61N7/02 A61B34/10 A61B34/20 A61B2090/374 A61B2090/376 A61B2090/378 A61B5/0036 A61B8/085 A61B18/1815 A61B2018/00577 A61B2018/00982		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2013193522 2013-11-19 EP 61/893921 2013-10-22 US		
其他公开文献	CN105658147B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于尤其在热消融过程期间监测组织(10)内的温度的温度监测装置(40)。所述监测装置包括温度应用单元(42)，所述温度应用单元被配置为将加热功率引入到所述组织中以对所述组织进行加热。所述监测装置还包括超声单元(44)，所述超声单元用于发射和接收超声波并且用于基于超声剪切波检测来确定所述组织的测量区域(22、24)中的温度。所述监测装置还包括温度估计单元(46)，所述温度估计单元包括热传递模型(48)，所述热传递模型用于估计在所述组织内的感兴趣区域(26)中的温度的，其中，所述热传递模型基于所述组织的医学图像。

