



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106123 A

(43)申请公布日 2017. 08. 29

(21)申请号 201580071918.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2015.12.17

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/097,785 2014.12.30 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2017.06.30

A61N 7/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61N 7/02(2006.01)

PCT/IB2015/059709 2015.12.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/108128 EN 2016.07.07

(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

W·T·史

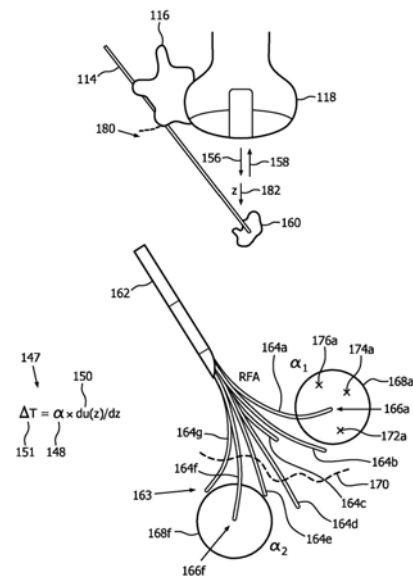
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

患者特异性超声热应变到温度校准

(57)摘要

一种用于根据热应变导出组织温度的装置，包括热应变测量模块。所述模块使用超声(156、158)来测量对象内的围绕设置温度传感器的位置(166a、166f)的区域中的热应变。还包括温度测量模块，其被配置用于在所述传感器在所述对象内部时经由所述传感器测量所述传感器处的温度。还包括患者特异性热应变到温度改变比例校准模块。所述校准模块被配置用于校准(S238)系数，并且基于根据温度测量模块的输出导出的该位置处的温度参数的测量结果并基于经由应变测量模块获得的该位置处的热应变的测量结果来这样做。所述系数可与从区域内的另一位置导出的热应变测量结果结合用在针对该另一位置评价(S242)另一温度参数中。



1. 一种用于根据热应变导出组织温度的装置,包括:
  - 超声成像探头(118);
  - 热应变测量模块(120),其被配置用于经由所述探头使用超声,以测量对象内的围绕设置温度传感器的位置的区域中的热应变;
  - 温度测量模块(110),其被配置用于在所述传感器在所述对象内部时经由所述传感器测量所述传感器处的温度;以及
  - 患者特异性热应变到温度改变比例校准模块(122),其被配置用于校准系数,所述校准基于根据所述温度测量模块的输出导出的所述位置处的温度参数的测量结果并且基于经由所述应变测量模块获得的所述位置处的热应变的测量结果,所述系数能够与从所述区域内的另一位置导出的热应变测量结果结合用在针对所述另一位置评价另一温度参数中。
2. 根据权利要求1所述的装置,包括治疗递送设备,所述治疗递送设备被配置用于对被围绕的位置(166a)进行加热。
3. 根据权利要求2所述的装置,所述设备将所述传感器(138)并入并且被配置为向所述对象递送治疗。
4. 根据权利要求3所述的装置,所述设备包括具有齿的射频消融(RF)电极,所述齿具有端部(163),所述传感器被设置在所述端部处。
5. 一种基于根据热应变(150)导出组织温度的治疗方法,所述方法包括:
  - 在所述传感器在所述对象内部时,使用根据权利要求1所述的装置经由治疗递送设备向所述对象提供治疗;并且
  - 基于经校准的系数,在所述提供期间监测所述区域内的一个或多个额外的位置处的温度。
6. 根据权利要求5所述的方法,针对所述一个或多个额外的位置(174a、176a)中的至少一个的评价基于由所述应变测量模块获取的相应的热应变测量结果。
7. 根据权利要求6所述的方法,所述评价还基于所述经校准的系数(148)。
8. 根据权利要求1所述的装置,所测量的温度参数涉及其中所述传感器被定位的所述位置。
9. 根据权利要求1所述的装置,还被配置用于将所述另一温度输入到热模型(186)中,并且被配置用于基于来自所述模型的输出来确定所述另一位置处的当前消融温度。
10. 根据权利要求1所述的装置,还被配置用于监测所述区域(168a、168f)中的加热并且被配置用于使所述监测基于热应变的所述测量结果并且基于经校准的系数。
11. 根据权利要求10所述的装置,所述监测操作在除所述另一位置(172a)和被围绕的位置之外的所述区域中的多个位置上,并且基于作为被应用于所述多个位置的固定参数的所述经校准的系数。
12. 根据权利要求11所述的装置,包括治疗递送设备(162),所述治疗递送设备包括所述传感器,所述区域是第一区域,所述设备还包括第二温度传感器并且被配置用于同时地监测所述第一区域和所述对象内的围绕所述第二传感器的第二区域中的加热,所述装置还被配置用于针对所述第二区域的第二系数进行校准。
13. 根据权利要求11所述的装置,还包括显示设备(126)并且被配置用于经由所述显示设备同时地描绘表示所述多个位置处的温度上升的图和涵盖所述多个位置的超声图像两

者,所述装置还被配置用于基于所述经校准的系数来计算所述温度上升。

14. 根据权利要求13所述的装置,所述描绘示出了交叠配准中的所述图(142)和所述图像。

15. 根据权利要求1所述的装置,包括治疗递送设备并且被配置有系数校准操作模式(144),在所述系数校准操作模式中,通过所述设备的加热导致被保持在最大温度以下的传感器位置处的温度,所述最大温度低于50摄氏度,所述模式能够操作用于所述使用、所述测量和所述校准。

16. 根据权利要求15所述的装置,包括治疗监测模块(124),所述装置被配置有身体组织消融模式,在所述身体组织消融模式中,通过所述设备的加热导致被维持在最小温度以上的所述传感器位置处的温度,所述最小温度高于55摄氏度,所述治疗监测模块被配置用于在消融模式加热中基于所述经校准的系数进行操作。

17. 根据权利要求16所述的装置,被配置用于自动地从所述系数校准模式转变到所述身体组织消融模式(154),而不需要用户介入。

18. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述另一温度参数是温度差(151)。

19. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述校准需要将温度参数的所述测量结果除以热应变的所述测量结果(S238)。

20. 根据权利要求1所述的装置,所述使用超声包括:发射超声(156);将得到的回波互相关以计算所述区域的组织中的热诱导的明显的位移;并且,为了实现被围绕的位置处的热应变的所述测量,在所发射的超声的轴向方向上找到所述位移中的各自位移的变化率。

21. 一种收录用于患者特异性热应变到温度改变比例校准的程序的计算机可读介质,所述程序具有能够由处理器执行以执行多个动作的指令,在所述多个动作之中存在以下动作:

使用超声来测量治疗对象(180)内的围绕设置温度传感器的位置的区域中的热应变;  
在所述传感器在所述对象内部时测量所述传感器处的温度;并且

基于所述位置处的温度参数的测量结果并且基于所述位置处的热应变的测量结果来校准系数,所述系数能够与从所述区域内的另一位置导出的热应变测量结果结合用在针对所述另一位置评价另一温度参数中。

## 患者特异性超声热应变到温度校准

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声热应变测量结果确定温度,并且更具体地,涉及结合内部利用的热传感器的这样的使用。

### 背景技术

[0002] 热消融技术是甚至对于最有经验的外科医师能够具有风险的重大手术的极好的备选。这些技术是微创的,其仅需要针(射频(RF)、冷冻治疗和微波消融)或无创热源,利用通过使用超声,例如,高强度聚焦超声(HIFU)。在大部分流程中,癌组织被加热到大于60摄氏度(°C)并且经历坏死。

[0003] 射频消融(RFA)当前在美国是仅FDA批准的微创加热治疗。RF消融使用具有460-500千赫兹(KHz)交流电传导通过的有效电极尖端的探头。电流通过身体传播到被放置在患者的背部或者大腿上的接地垫。电流引起离子扰动和摩擦加热。热量然后通过热传导消散以消融肿瘤。RFA频繁地被用于处置肝癌。在西方世界中存在大约500000个转移性肝癌的新病例并且全世界大约有一百万个原发性肝癌的新病例(其83%在发展中国家中)。由于报告的大量的肝癌(例如,单独地在2009年,433000个新病例),因而RFA和微波消融治疗还在中国受到极大的重视。当前处置协议使用根据设备制造商的规格所预测的过分简单化的球形消融体积。实际的处置体积与预测大大偏离,从而导致大的复发率(近似35%)。

[0004] 通常,在超声、计算机断层摄影(CT)或磁共振成像(MRI)引导下执行RF消融。后续完成嘴内的CT扫描或MRI以评估消融的效率,并且在3月间隔处且利用肿瘤标记再次完成,以检测残余疾病或复发。高复发率的一个常见原因是不能够监测和控制消融尺寸以足够杀死肿瘤细胞。因此,实时反馈借助于消融区的温度图被提供到临床医师。这当前可以以关于基于MR的温度成像的合理的准确度实现。然而,MRI是昂贵的并且可能不是容易购得的。超声是常用于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,因此其是用于监测病变的优选方法。然而,当前被用于监测处置的仅有方式是通过可视化B模式图像上的高回声病变。低对比度存在于正常组织与消融组织之间。视觉伪影由于气泡而产生。因此,由超声当前提供的可视化仅是适当的而不是处置效果的好的指示符。针对回音性的气泡的依赖还遭遇气泡形成主要在升高高于消融所需要的那些温度的温度处发生的问题,从而潜在地导致不必要的细胞损坏和流程的延长。

[0005] 针对消融监测的另一提出超声技术是超声测温。超声测温可以潜在地使得能够在3D空间和时间维度中映射热疗期间的温度分布。通过热剂量(根据温度上升的时间历史导出的)的概念,可以在整个体积上确定消融区的程度。因此,超声测温提供优于从仅提供消融区的稀疏采样的单个或几个热电偶获得的温度测量结果的显著的优点。超声测温的基本原理在于,组织中的声音的速度根据表现为超声回波中的显著偏移(位移)的温度而改变。(通过区分沿着超声波束的方向的位移导出的)得到的温度诱导应变名义上与达到50°C的范围中的温度上升成比例。通常,通过在水浴中所执行的校准估计比例常数(热应变到温度系数),其中,指出产生对应的热应变的已知温度上升。一个这样的研究公开了用于不同的

身体组织类型的校准曲线。Varghese, T., Daniels, M. J. “Real-time calibration of temperature estimates during radiofrequency ablation”, *Ultrasonic Imaging*, 26 (3): 185-200 (2004) (在下文中“Varghese”)。均使温度上升与热应变相关的曲线均被看到在延伸到高达50°C的低热温度范围上基本上是线性的。因此,可以针对每个组织类型导出比例常数。McCarthy的美国专利公开No. 2013/0204240公开了包括热电偶的集成导管尖端( ICT)。ICT被用于高温治疗。来自热电偶的读数被用于测量邻近ICT的温度。辐射计还被使用在测量中,因为加热是由微波能量引起的,并且因为处置区域中的温度的更完整的图片是期望的。

### 发明内容

[0006] 比例因子校准的上文所描述的Varghese方法在实验室研究中是可行的,而在临床情况中不是。实际上,人们可以使用用于从文献可用的特定组织类型的校准曲线。然而,这样的值是仅与产生于所述方法中的差异和组织组成中的局部变化的高标准差是近似的。甚至对于给定组织类型而言,超声传播速度的温度依赖性基于组织组成(例如,水含量和脂肪含量)而显著地变化。对于给定患者而言,组成可以甚至在相同器官(诸如肝)内局部地变化。因此,对于给定患者和对象而言,所述比例因子(即,温度-应变系数)的原位估计在知道贯穿预期消融区域160的局部温度时提供更大的准确度。准确地测量的温度可以被输入到热模型以准确地预测消融方案中的温度。对于原位估计而言,下面在本文中提出获得热处理的部位处的体内可靠的“金标准”温度值(如经由热电偶现场)。所述热电偶可以在RF消融电极的齿的尖端处。发明技术的应用还扩展到高温治疗。在McCarthy(例如,其中,热电偶被使用在高温治疗中)中,超声测温将提供对用于区域温度监测的微波的经济和安全的备选。使用本文所提出的患者特异性系数使基于超声-测温的监测更准确。

[0007] 在本文提出的方面中,一种用于根据热应变导出组织温度的装置包括热应变测量模块。所述模块使用超声测量对象内的区域中的热应变,所述区域围绕设置温度传感器的位置。还包括温度测量模块,其被用于在所述传感器在所述对象内部时经由所述传感器测量所述传感器处的温度。还包括患者特异性热应变到温度改变比例校准模块。所述校准模块被配置用于校准系数并且基于以下这样做:根据所述温度测量模块的输出导出的该位置处的温度参数的测量结果和经由所述应变测量模块获得的该位置处的热应变的测量结果。所述系数可与从所述区域内的另一位置导出的热应变测量结果结合用在针对该另一位置评价另一温度参数中。

[0008] 在消融背景下并且操作性地,临床医师执行试拍或加热到几度并且采集超声数据。在整个预期的消融区域上获得超声应变估计,并且确定患者特异性系数。利用该系数,在区域上获得温度估计。由于人体的正常温度是37°C,因而温度估计低于50°C(即,在高温范围中)。模型现在被用于预测消融范围中的温度。对所述模型的输入是超声确定的温度估计,以及消融设备参数,如功率和阻抗。所述模型然后利用热导率和电导率的各种组合运行。这被实现为将输出温度分布与由试拍所获得的输出温度分布最好地匹配的优化。所述优化操作在以下等式上:

[0009]  $\nabla \cdot [\sigma \nabla V] = 0$  (假定  $\sigma$  独立于温度)  $\rightarrow (\sigma \nabla^2 V) = 0$

$$[0010] \quad \rho C \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \sigma |\nabla V|^2$$

[0011] 其中,  $k$  是热导率,  $\rho$  是密度,  $C$  是特定热量,  $\sigma$  是电导率。

[0012] 所述模型然后利用所确定的  $k$  和  $\sigma$  重新初始化并且利用这些值来运行以预测消融参数。可以在 3-4 分钟中完成以上试拍和后续模型初始化流程。现在, 临床医师准备开始所述消融流程。在该模式中, 随着所述治疗进展, 实时功率和阻抗概况从所述消融生成器被传递到所述模型上。这些概况是具有电导率和热导率的不同值的各种温度概况的数据库的部分, 所述概况已经先验地生成, 甚至在所述患者在所述台上之前。概况中的每个涉及 RF 消融生成器的特定输出功率和从所述 RF 消融生成器通过所述电极并且到垫上以完成所述电路的电流中的阻抗。所述概况贯穿所述区域将所述输出功率和阻抗链接到温度增量。所述模型贯穿来自所述生成器的所述功率和阻抗输入的每个时间步长处的三维 (3D) 体积计算当前消融温度, 并且热剂量概况随着所述治疗进展而进展。在所述屏幕上实时可视化该前进。按照临床医师或经由到预期消融区域的自动图像匹配, 所述治疗在轮廓以裕度覆盖肿瘤边界时停止。更复杂的模型可以具有  $k$  和  $\sigma$  的不均匀区而非仅针对整个组织的一个  $k$  和  $\sigma$ 。在 Anand 等人的共同所有的国际公布 No. WO 2014/076621 中提供了热模型的范例。

[0013] 在未按比例绘制的以下附图的帮助下, 下面还阐述了用于患者特异性超声热应变到温度系数校准的新颖技术的细节。

#### 附图说明

[0014] 图1是根据本发明的患者特异性超声热应变到温度系数校准的示意性和示范性概念图; 并且

[0015] 图2是利用图1中所示的结构可执行的方法上的特定变化的流程图。

#### 具体实施方式

[0016] 附图通过说明性而非线性范例描绘用于根据热应变导出组织温度的装置 100。装置 100 包括 RF 消融生成器 102 和能量交换和感测设备 104、RF 接地垫 106 和超声成像系统 108。

[0017] RF 消融生成器 102 包括温度测量模块 110 和通信模块 112。

[0018] 能量交换和感测设备 104 包括消融针 114 和针保持器 116。

[0019] 被包括在超声成像系统 108 中的是超声成像探头 118、热应变测量模块 120、患者特异性热应变到温度改变比例校准模块 122、治疗监测模块 124、显示器 126 和用户控制接口 128。

[0020] RF 消融电极 130 被并入在消融针 114 内并且包括一个或多个齿 132。每个齿 132 在远端处具有尖端。从尖端中稍微偏移的是热电偶 138 或其他热传感器。

[0021] 可以以硬件、软件和/或固件的任何已知和适合的组合来实施所有模块和其他数据处理元件。

[0022] 而且, 代替于消融针, 导管可以递送电极 130。

[0023] 另外, 代替于用于消融的电极, 可以采用使用内部温度传感器的另一消融技术, 诸如经由通过能量交换和感测设备 104 递送的微波的微波消融。

[0024] 非消融应用, 诸如在其中超声测温被用于监测温度的基于高温的治疗, 也在本文

提出的事物的预期范围内。

[0025] 成像探头118可以是经胸廓的和内部探头,诸如经食管超声心动图(TEE)探头。

[0026] 出于说明性目的,被示出在图1中的显示器126上的是B模式超声图像140。交叠在图像140上的是温度图142。

[0027] 装置100可操作在系数校准模式144(结合图1中的可切换箭头概念地描绘的)中,如由公式147所示,以校准用作热应变150与温度差151之间的比例因子的患者特异性超声热应变到温度系数148。在系数校准模式144中,RF消融生成器102在低功率处操作,从而将组织中的温度保持为低于50°C。其可以例如保持在43°C处或在37°C到43°C的范围内。

[0028] 这跟随着高温温度场确定模式152。在该模式152中,经校准的系数148被应用到已经针对贯穿预期消融区域的位置被计算的热应变150。

[0029] 热模型初始化模式153使用所确定的温度场和消融设备参数来初始化用于从将温度场与模型的输出温度进行比较而可辨别的组织性质的模型。

[0030] 装置100还可操作在身体组织消融和并发模型执行模式(或“组织消融模式”)154中,其中,RF消融生成器102操作在用于消融的更高的功率处。组织被加热到高于55°C并且通常高于60°C。模型还进行地在组织消融模式154中操作。对人类或动物、患者执行消融治疗。

[0031] 在系数校准模式144中发射超声的脉冲156,并且返回脉冲158被分析以评估预期消融区域160中的热应变。系数校准模式144中的热应变150的测量结果在热电偶138处(例如,装置110的超声空间分辨率(横向或轴向)的两倍的居于热电偶处的半径内)被获取并且被用于校准系数148。

[0032] 对于消融针162而言,一个或多个齿164a-g中的每个在其远端163处具有相应的热电偶138。

[0033] 部分或全部围绕针对齿164a的热电偶138的位置166a是要与要计算的特定经校准的系数148相关联的体积区域168a。同样地作为范例,图1示出了围绕相应的热电偶138的位置166f的第二体积区域168f。尽管区域168a、168f被描绘为球形,但是其可以是任何任意的形状。

[0034] 尽管每个区域168a、168f要与特定系数148相关联,但是在针对两个不同的区域中的每一个计算时系数的值可以证明是相同的。如果这两个相应的位置166a、166f的紧邻附近中的组织组成是相同或几乎相同的,则所述系数可以是相同或几乎相同的。在图1中示出了可以实际上在屏幕上交互性地由用户构建的假设的基于组织组成的划分器170。因此,系数148可以被期望被校准到不同于针对划分器的另一侧上的区域168f的针对划分器170的一侧上的区域168a的不同值。

[0035] 区域168a、168f可以交叠。例如,即使区域168a、168f在划分器170处截断,划分器的相同侧上的区域可以交叠。对于第一区域168a而言,例如,除了被围绕的或热电偶位置166a之外,存在另一位置172a,并且存在额外的位置174a、176a。当估计额外的位置174a、176a处的温度时,即在高温温度场确定模式152中,利用针对第一区域168a的系数148。然而,如果其他位置172a也在毗连区域(未示出)内,则可以在共享位置的区域之间做出选择,或者可以计算相应系数148的组合,诸如平均。平均可以由位置172a到相应的热电偶位置166a、166f的距离加权,或者在选择的情况下,可以基于最近的热电偶位置做出选择。

[0036] 图2是用于从热应变150导出组织温度的流程200的示范性流程图。在不需要用户介入的情况下,通过上述模式144、152、153、154系列地执行流程200,自动地通过系列逐模式转换。针保持器116被固定地附接到探头118(步骤S202)。在针保持器116被附接的情况下,探头118手动地或经由机动化移动被定位以使肿瘤被消融到探头的视场中(步骤S204)。如果探头118具有2D换能器阵列,则探头可以利用视场内的肿瘤要么手动地要么通过机动化机制贯穿流程200保持不动,以用于视场内的所有肿瘤身体组织的消融。可以通过运动门控和基于超声斑点的运动跟踪的组合自动地并且动态地补偿周期性身体运动,诸如呼吸或心脏。在探头118就位的情况下,在由从针保持器可读的距离和取向的操作者控制下,针114可以通过针保持器116手动地推进并且到对象180中。例如,针114的近端可以具有已经将针推进多远的分级标记。经由用户控制接口128输入该信息(步骤S206)。因此,针114的尖端在图像空间中的已知位置处并且进入肿瘤或在肿瘤的仅附近。察看肿瘤的临床医师在屏幕上交互性地划定并且定义预期消融区域160(步骤S208)。在操作者控制下,延伸一个或多个齿164a-g(步骤S210)。齿164a-g是硬的并且不变地延伸到将被刺穿的身体组织(主要或完全肿瘤的)中。因此,齿164a-g上并且从齿尖端稍微偏移的热电偶位置166a、166f是已知的。备选地,来自被配准到超声成像系统108的CT或荧光透视系统的X射线可以被用于定位位置166a、166f。然后,起始系数校准模式144(步骤S212)。RF消融生成器102操作在低功率处,这将组织中的温度保持为低于50°C。其可以例如保持在43°C处或在37°C到43°C的范围内。RF消融生成器102实际上将电极130的加热设置到低于例如50°C的最大温度的预设计温度或温度范围(步骤S214)。而且,在这点上,RF生成器开始自我检查所有热电偶138处的温度并且在当前系数校准模式144中并且贯穿上述后续模式152-154两者进行地调节温度。因此,热电偶温度被维持到无论什么是当前设置温度或温度范围(步骤S215)。现在,通过所有热电偶138在其相应的位置166a、166f处获取温度读数(步骤S216)。在体积空间中的当前方向上发布超声脉冲156(步骤S218)。根据相同方向上的返回回波脉冲158,采集并且记录A线(步骤S220)。然而,在用于预期消融区域160的每个方向上重复步骤S218和步骤S220。具体地,发布脉冲156(步骤S222),并且采集并记录A线(步骤S224)。对于2D超声换能器阵列而言,扫描可以从扫描线的海拔高行逐渐地向下进行。备选地,一维阵列可以机械地枢转以用于类似扫描。在扫描之后,RF消融生成器然后升高相应的电极处的温度,并且重复步骤S216-S224(步骤S226)。当前方向的两条A线被互相关(步骤S228)。得到的偏移被用于将两条A线划分为分段,使得一条A线的分段与鉴于偏移为另一A线的空间靠近分段的事物配对。对的分段被互相关以将全局偏移微调到局部值,这针对每个对完成(步骤S232)。局部值是计算热应变150中可用的明显的位移。具体而言,局部位移在当前(即,轴向182)方向上被区分以产生热应变150的局部值(步骤S234)。存储局部应变值(步骤S235)。通过针对每个热电偶138从步骤S227中读取的温度减去步骤S216中读取的温度获得局部温度差151(步骤S236)。通过在热电偶138的位置166a、166f处利用局部温度差151和热应变150的局部值相应地评价公式147来校准(一个或多个)系数148(步骤S238)。装置100现在转变到热模型初始化模式153(步骤S240)。所有方向的所存储的局部应变值相应地乘以相应的体积区域168a、168f的经校准的系数148,或者针对区域交叠中的位置172a,任选地乘以平均系数(步骤S242)。相应的乘积(即,已经被评价的温度差151)被添加到在步骤S216中所测量的对应的周围开始温度(通常,大约37°C)。针对相关联的位置172a的得到的总和构成高温温度场

184,其在热模型初始化模型153中被输入到热模型186中(步骤S246)。然后,利用热导率和电导率的各种组合运行热模型186(步骤S248)。对于温度场与模型生成的温度场的最好匹配而言,确定利用的热导率和电导率(步骤S250)。利用这两个参数将模型186重新初始化(步骤S252)。在针对肝组织的模型的情况下,典型的模型参数是例如0.148西门子每米(S/m)的电导率、0.465瓦特每米摄氏(W/mC)的热导率、1060千克每立方米(kg/m<sup>3</sup>)的密度、3600焦耳每千克摄氏(J/Ckg)的热容和 $6.4 \times 10^{-3}$ /秒的灌注速率。

[0037] 在组织消融模式154中,来自RF消融生成器102的实时功率和阻抗概况逐时间步长匹配到消融期间的当前功率和阻抗值以提取相应的温度增量(步骤S254)。增量被累积以实时产生消融温度场188(步骤S256)。进行地更新位置特异性热剂量测量结果(步骤S258)。这些测量结果和/或当前消融温度可以被阈值化以检测通过RF消融生成器102的功率产生的停止点(步骤S260)。因此,基于经校准的系数148,在治疗的提供期间执行对在区域168a、168f内的一个或多个额外的位置174a、176a处的温度的监测。备选地或者除阈值化之外,采集一幅或多幅B模式图像140(步骤S262)并且对应于实时消融温度场188的颜色编码的温度图142被交叠在(一幅或多幅)B模式图像上或以其他方式与(一幅或多幅)B模式图像组合(例如, $\alpha$ 混合)以形成相应的复合图像190(步骤S264)。临床医师可以相应地视觉判断何时针对加热的停止点已经到达并且因此经由用户控制接口128停止通过RF消融生成器102的功率产生(步骤S266)。无论停止是自动还是操作者起始的,超声成像系统108向RF消融生成器102发布命令以停止经由RF消融电极130的加热,因为消融现在完成了(步骤S268)。

[0038] 尽管在附图和前面的描述中已经详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述要被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0039] 例如,代替于交叠的温度图,图是可于B模式图像一起显示的。

[0040] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域的技术人员在实践所请求的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。词语“示范性的”在本文中被用于意指“用作范例、实例或图示”。描述为“示范性的”的任何实施例不必被解释为是优选或优于其他实施例和/或排除来自其他实施例的特征的并入。权利要求中的附图标记不得被解释为对范围的限制。

[0041] 计算机程序可以临时、暂时地或者针对更长时间存储在诸如光学存储介质或者固态介质的适合的计算机可读介质上。这样的介质仅在非暂时传播信号的意义上是非暂态的,但是包括其他形式的计算机可读介质,诸如寄存器存储器、处理器高速缓存和RAM。

[0042] 单个处理器或者其他单元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了特定措施的事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

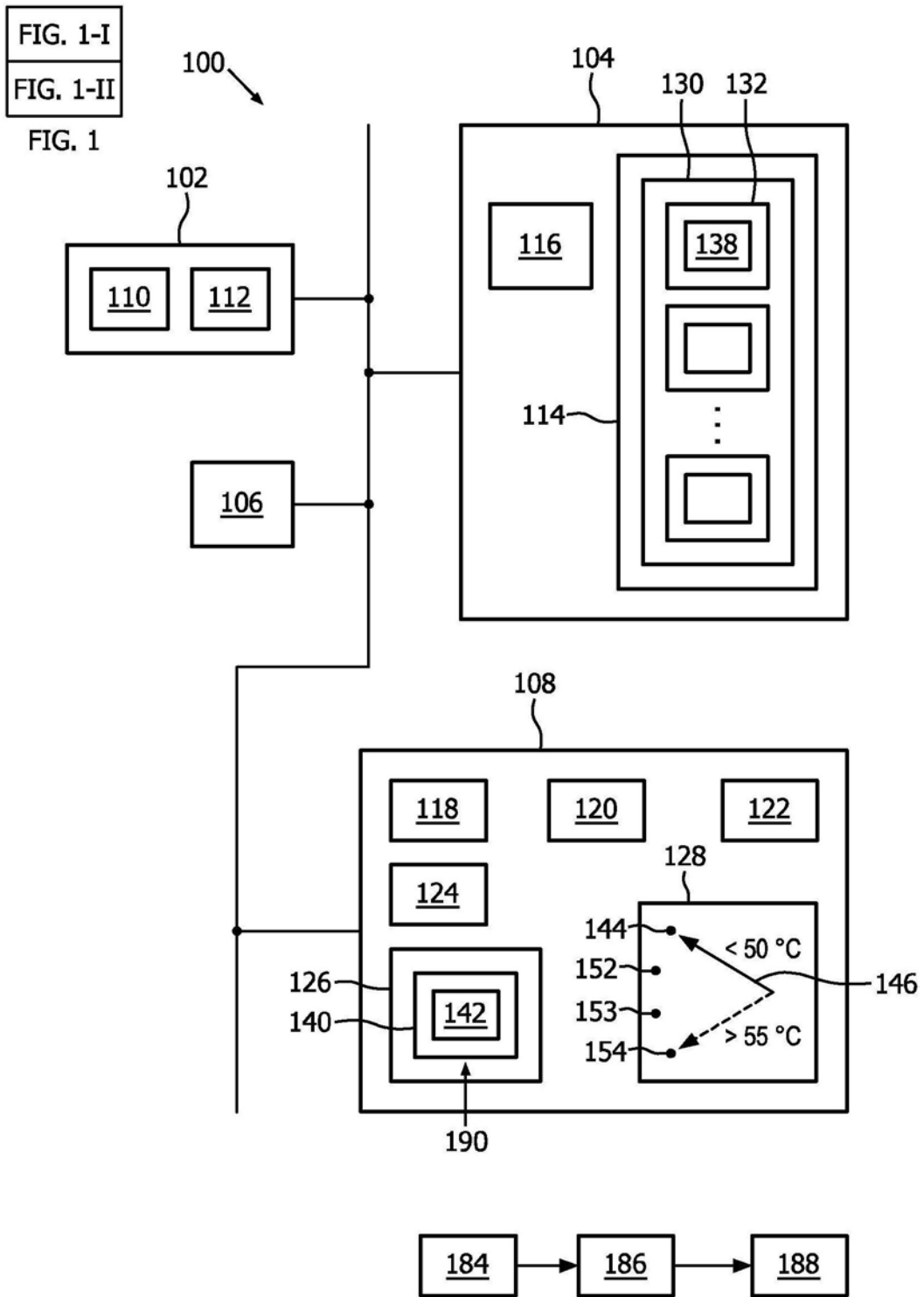


图 1-I

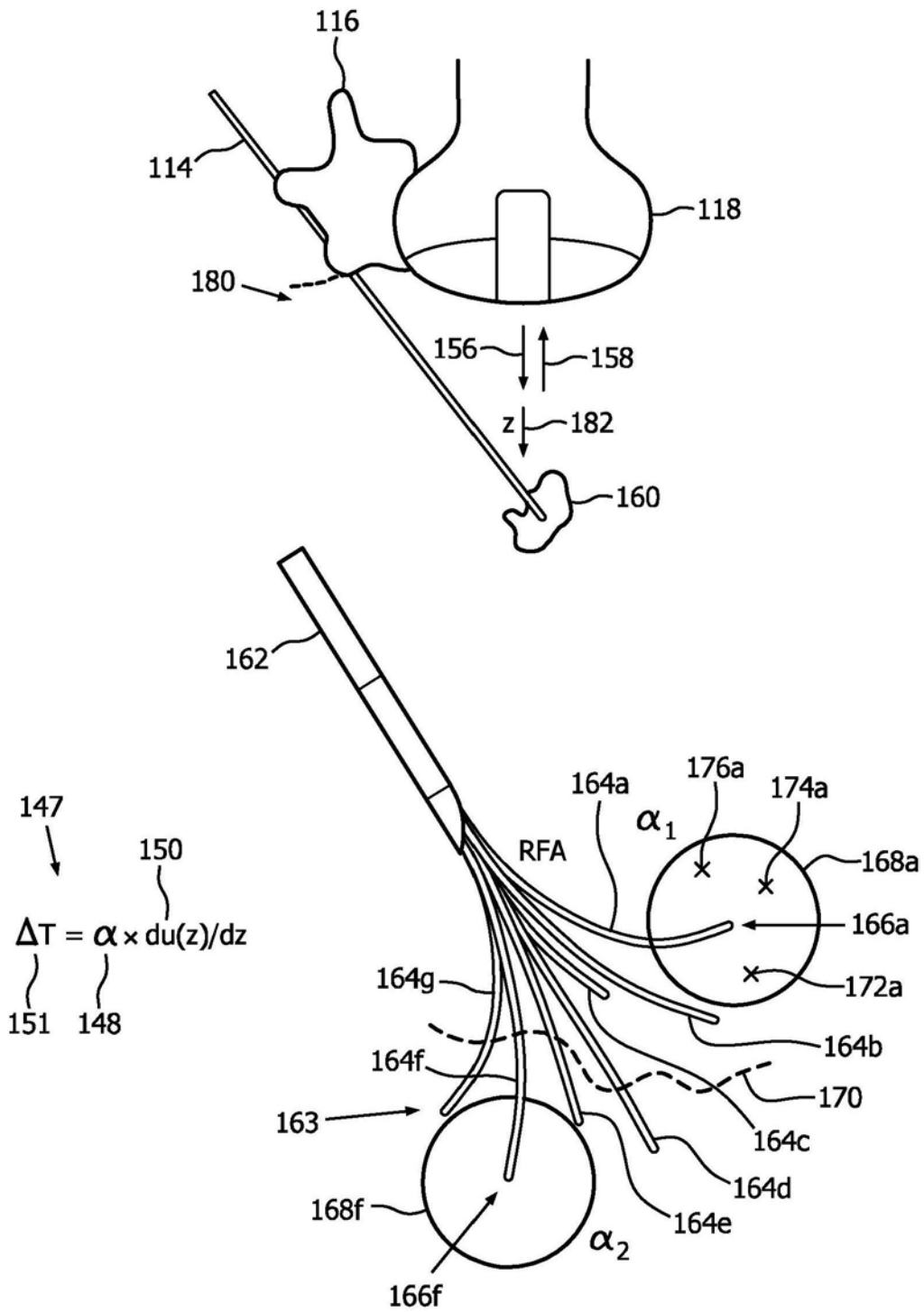


图1-II

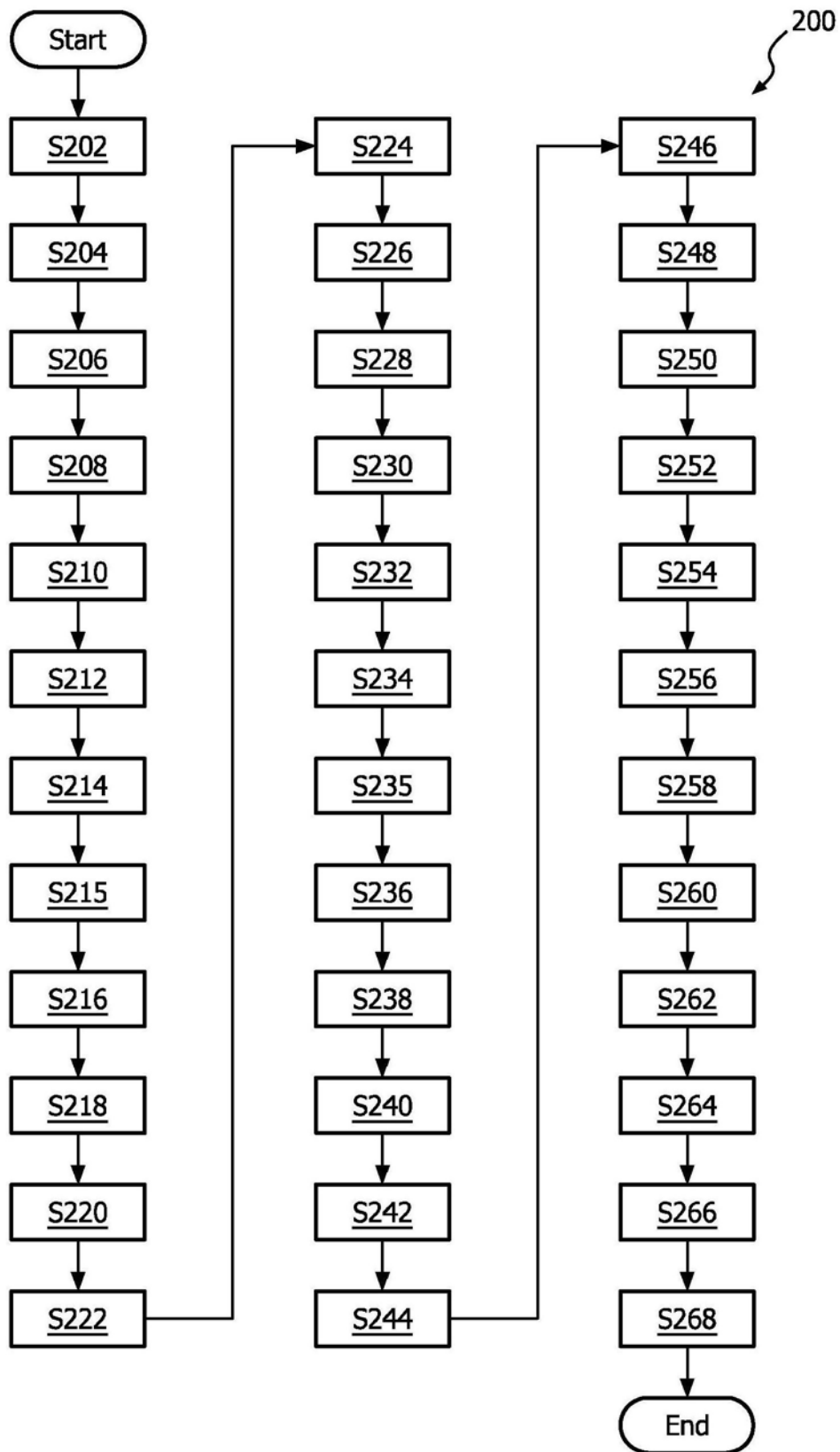


图2

专利名称(译)	患者特异性超声热应变到温度校准		
公开(公告)号	<a href="#">CN107106123A</a>	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580071918.8	申请日	2015-12-17
[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 WT史		
发明人	S·塞特拉曼 A·阿南德 W·T·史		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61N7/00 A61N7/02		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/12 A61B8/485 A61B8/58 A61N7/00 A61N7/02		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/097785 2014-12-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于根据热应变导出组织温度的装置，包括热应变测量模块。所述模块使用超声(156、158)来测量对象内的围绕设置温度传感器的位置(166a、166f)的区域中的热应变。还包括温度测量模块，其被配置用于在所述传感器在所述对象内部时经由所述传感器测量所述传感器处的温度。还包括患者特异性热应变到温度改变比例校准模块。所述校准模块被配置用于校准(S238)系数，并且基于根据温度测量模块的输出导出的该位置处的温度参数的测量结果并基于经由应变测量模块获得的该位置处的热应变的测量结果来这样做。所述系数可与从区域内的另一位置导出的热应变测量结果结合用在针对该另一位置评价(S242)另一温度参数中。

