



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107569256 B

(45)授权公告日 2020.04.10

(21)申请号 201710876349.5

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2017.09.25

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107569256 A

CN 104523294 A, 2015.04.22,

CN 101125088 A, 2008.02.20,

CN 106264607 A, 2017.01.04,

CN 106413564 A, 2017.02.15,

JP 特开-2012-220 A, 2012.01.05,

US 2013303880 A1, 2013.11.14,

(43)申请公布日 2018.01.12

(73)专利权人 南京广慈医疗科技有限公司

地址 211100 江苏省南京市江宁区高新园

龙眠大道568号3栋3层

审查员 刘统

(72)发明人 郭霞生 屠娟 章东 薛洪惠

孔祥清

(74)专利代理机构 南京天华专利代理有限责任

公司 32218

代理人 许轲 夏平

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其针对目前各种基于对体内组织加热的方式治疗疾病的方法中无法有效监测靶区温升的问题,建立了一种利用B超RF信号评估生物组织温度变化的方法。该方法对生物组织利用聚焦超声、射频、微波等方法进行局部加热,用B型超声对靶区进行成像并收集其RF信号,基于B超时序图像,选取目标帧,计算超声经过组织时的时间延迟图像并由此得到温度变化图像;根据加热区域外的图像计算自适应滤波器的系数,对得到的温度变化图像进行噪声抑制。本方法在温升18℃范围内误差不超过2℃,其将推动B超的温升监控技术在热疗中的应用,可显著提高热疗的安全性和有效性。



1. 一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在于包括如下步骤:

(1) 通过机械或电子的方式,将加热源与B型超声成像仪的成像区域调整至同一范围,确保B超成像区域覆盖待测温区域;

(2) 对生物组织内待加热区域进行B型超声扫描成像,按时序连续输出RF信号,并且在加热前,应采集至少2个生理运动周期的RF信号;

(3) 在加热开始前,选取初始时刻的一帧回波信号为参考帧,设计用于抑制噪声的自适应滤波器;

(4) 根据参考帧的时间序列,选取与参考帧相差一个生理周期的信号帧作为目标帧;

(5) 以评估点为中心在目标帧选取矩形窗1;在参考帧中以评估点为中心选取矩形窗2,使其横向尺寸和纵向尺寸均为矩形窗1的两倍以上;在参考帧中移动尺寸与矩形窗1相同的矩形窗3使其遍历矩形窗2,每移动一次均计算矩形窗1与矩形窗3内图像的互相关系数,其互相关系数的计算公式如下:

$$\gamma(m,n) = \frac{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} (W_{ref}^*(i_0+i+m, j_0+j+n) \cdot W_{new}(i_0+i, j_0+j))}{\sqrt{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} |W_{ref}(i_0+i+m, j_0+j+n)|^2} \sqrt{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} |W_{new}(i_0+i, j_0+j)|^2}}$$

其中 W_{new} 和 W_{ref} 分别是矩形窗1和矩形窗3中包含的RF数据;当该系数 γ 达最大值时,由矩形窗1和矩形窗3中心点间距计算组织热膨胀导致的超声传输时间延迟;

(6) 将温度变化评估的目标点遍历整个超声图像区域,得到整个成像区域的时间延迟量的二维分布;结合测温系数,根据温度变化和时间延时的关系计算得到温度变化图像;

(7) 利用步骤(3)中得到的自适应滤波器对上一步骤得到的温度变化图像进行滤波,得到噪声抑制后的温度变化图像:

$$\Delta T = e(n) = T(n) - \hat{N}(n)$$

其中 $T(n) = N_2(n) + S(n)$ 为微分和平滑后的温度信号与噪声信号的和, $\hat{N}(n)$ 是评估得到的噪声信号, $S(n)$ 和 $\hat{S}(n)$ 分别是真实和评估温度变化信号;

(8) 将当前目标帧作为参考帧,重复步骤(3)至(7),得到不同时刻对应的温度变化图像;将每个生理运动周期温度变化结果相加,可以得到成像区域温升值的分布图像。

2. 根据权利要求1所述的一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在於:所述的加热源包括聚焦超声、射频或微波,所述生理运动包括呼吸、心跳或血流。

3. 根据权利要求1所述的一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在於:所述步骤(4)中,根据参考帧的时间序列,选取其后0.5s的信号帧作为目标帧。

4. 根据权利要求1所述的一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在於:所述步骤(3)中利用RF图像运算得到归一化最小均方自适应滤波器,并利用其对温度变化图像滤波降噪。

5. 根据权利要求1所述的一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在于:所述温度变化量的分布算法为:

结合测温系数:

$$k = \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)}$$

其中 $\alpha(z)$ 是热膨胀系数,是速度随温度的线性变化系数;

再根据温度变化和时间延迟的关系:

$$\delta T(z) = \frac{c(z, T_0(z))}{2} \cdot \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \cdot \frac{\partial}{\partial z}(\delta t(z))$$

其中: $\delta t(z)$ 是时间延迟量, $\delta T(z)$ 为是温度变化量;

因此,通过计算得到温度变化量的分布。

6. 根据权利要求5所述的一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在于:所述温度变化和时间延迟标定的系数k范围为-1至-1000度。

7. 根据权利要求1所述的一种基于热膨胀和生理门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其特征在于:所述B型超声成像仪所使用的超声探头的型号与工作频率根据临床诊断要求选用,超声探头类型包括凸阵探头、线阵探头、相控阵探头;波束控制方式包括线扫、相控阵、机械扇扫和面阵;几何形状包括弧形、圆形和矩形;阵元的数目可为单阵元或多阵元。

基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对生物组织进行超声测温的方法,是基于生物组织的热膨胀效应、利用B超RF信号,通过应用生理门控和自适应滤波降噪技术相结合,高精度地测量温度变化的方法;属于医疗器械领域。

背景技术

[0002] 近年来,作为一种新兴的肿瘤治疗方式,热疗引起了广泛的关注,并且在子宫平滑肌瘤、乳腺癌等的治疗中获得了很大成功。热疗方法包括高强度聚焦超声(HIFU)、微波消融、射频消融等,其机理都是通过升温方式杀死癌细胞。然而在热疗过程中,如靶区温升过高可能会对靶区周围正常细胞造成损伤,产生严重的副作用。而若温度达不到要求,则可能降低疗效,甚至导致治疗失败。考虑热疗的安全性和有效性,对生物组织的温度变化进行监控具有很强的必要性。

[0003] 当前临床上用于温度监控的方法主要包括核磁共振及超声方法等。由于具有三维成像和温度量程大的特点,基于质子在弛豫过程中产生信号的核磁共振技术常被用于引导和监控治疗过程。但核磁共振系统一般较为昂贵和复杂,且其应用场合存在局限性,不能被广泛应用。超声成像技术具有灵活性强、性价比高、实时性强、兼容性好等特点,因而在热疗温度监控中具有独有的优势。

[0004] 用超声进行温度变化过程的评估,其原理主要基于生物组织性质变化对超声传播过程的影响。最近的研究表明:背向散射能量的变化量可以作为评估温度变化的参量;用超声信号的频域的信息也可以对温度进行很好的评估。Maraghechi在超声谐波幅度的变化量与组织温度的变化量之间建立了联系(International Journal of Hyperthermia,31:666-673,2015)。但就评估效果而言,基于组织的热膨胀和声速变化的时域模型可以达到更好的精度。

[0005] 基于材料热膨胀对B超信号传播的影响,Claudio Simon等人在凝胶中进行实验,发现温升4.22℃范围时评估误差小于0.5℃(IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,45:1088-1099,1998)。为了模拟活体环境下呼吸及心跳引起组织移动的问题,Josquin Foiret等对有相对移动的仿体进行温升评估,将测量误差缩小到了0.3℃(PloS ONE,10:e0134938,2015)。由于真实生物组织的复杂性,在其中进行超声评估温升的误差比在仿体中大许多。Matthew J Daniels等人考虑活体呼吸的规律性,采取动态帧选取的方法来降低猪肾脏中温度评估的误差(Physics in Medicine and Biology,55:4735-4753,2010)。Mahdi Bayat等人用运动补偿的方法消除呼吸和脉搏对活体超声评估的干扰(IEEE International Ultrasonics Symposium,1797-1800,2013)。对于上述温升评估方法,文献报道的误差较大,特别是对于温升大于13℃的应用,评估误差约为4℃左右,不能满足实际需求。

[0006] 中国专利申请号:CN200910307540.3“利用数字化灰阶处理的超声治疗组织温度变化显示设备”基于B超图像灰阶变化检测生物组织温度变化,与本发明中基于生物组织热

膨胀原理评估组织内温度变化存在明显不同。

[0007] 中国专利申请号:CN200410046091.9“超声反演法测量人或动物体内的温度”使用M型超声向待测区域发送两列超声波,通过两列信号分别计算反射参数并与理论值对比,最后根据理论计算反演出温度分布。这与本发明中利用B型超声图像计算组织热膨胀的原理存在根本不同。

[0008] 中国专利申请号:CN201010273791.7“使用医学诊断超声的温度预测”,对应美国专利:US20110060221。该专利涉及了一种利用超声信号测量生物组织温度的流程;主要基于生物体解剖信息建立数值模型,将超声测量的信号输入该数值模型,通过机器学习及神经网络方法确定目标区域的温度。该专利中不涉及评估生物组织膨胀信息的具体算法,不涉及生理门控技术,与本发明明显不同。

[0009] 中国专利申请号:CN201310264128.4“用于温度管理的超声成像系统和方法”,对应美国专利:US201213537109。该专利涉及对超声成像系统中的超声探头进行温度监控,但不涉及生物组织温度变化的评估,与本发明存在显著区别。

[0010] 中国专利申请号:CN201410856098.0“基于平面波的超声温度成像方法”,该专利利用平面超声波进行温度成像,与本发明中使用B型超声的RF信号进行温度成像有显著不同;此外,该专利未提及在生物组织中的应用。

[0011] 中国专利申请号:CN201510408850.X“一种非迭代的超声CT温度重建方法”,基于超声声速在材料中的变化评估温度变化,与本发明中基于组织热膨胀的原理存在显著区别。

[0012] 中国专利申请号:CN201580026782.9“使用自适应帧选择的运动门控的超声温度测量”,对应美国专利:US20170079625。该专利利用硬件传感器实现生理门控功能,而本发明中基于B超图像利用算法实现生理门控,两者有显著区别。

发明内容

[0013] 为解决技术背景中所述的不足,本发明基于组织热膨胀效应和生理门控技术,建立了一种利用B型超声成像仪RF信号(原始回波信号)评估生物组织温升的方法。本发明考虑了生物组织周期性运动的影响,用自适应滤波方法形成新的生理门控算法,通过评估组织热膨胀效应来测量温度变化在二维空间的定量分布。基于猪脂肪组织的应用表明,在温升18℃范围内估误差不超过2℃。本方法将推动基于B超的温升监控技术在热疗中的应用,可显著提高热疗的安全性和有效性。

[0014] 本发明采取的技术方案如下:

[0015] 一种基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法,其包括如下步骤:

[0016] (1) 通过机械或电子的方式,将加热源与B型超声成像仪的成像区域调整至同一范围,确保B超成像区域覆盖待测温区域;

[0017] (2) 对生物组织内待加热区域进行B型超声扫描成像,按时序连续输出RF信号,并且在加热前,应采集至少2个生理运动周期的RF信号;

[0018] (3) 在加热开始前,选取初始时刻的一帧回波信号为参考帧,设计用于抑制噪声的自适应滤波器;

[0019] (4) 根据参考帧的时间序列,选取与参考帧相差约一个生理周期的信号帧作为目标帧;

[0020] (5) 以评估点为中心在目标帧选取矩形窗1;在参考帧中以评估点为中心选取矩形窗2,使其横向尺寸和纵向尺寸均为矩形窗1的两倍或以上;在参考帧中移动尺寸与矩形窗1相同的矩形窗3使其遍历矩形窗2,每移动一次均计算矩形窗1与矩形窗3内图像的互相关系数,其相关系数的计算公式如下:

$$[0021] \quad \gamma(m, n) = \frac{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} (W_{ref}^*(i_0 + i + m, j_0 + j + n) \cdot W_{new}(i_0 + i, j_0 + j))}{\sqrt{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} |W_{ref}(i_0 + i + m, j_0 + j + n)|^2} \sqrt{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} |W_{new}(i_0 + i, j_0 + j)|^2}}$$

[0022] 其中 W_{new} 和 W_{ref} 分别是矩形窗1和矩形窗3中包含的RF数据;当该系数 γ 达最大值时,由矩形窗1和矩形窗3中心点间距计算组织热膨胀导致的超声传输时间延迟;

[0023] (6) 将温度变化评估的目标点遍历整个超声图像区域,得到整个成像区域的时间延迟量的二维分布;结合测温系数,根据温度变化和时间延时的关系计算得到温度变化量的分布;

[0024] (7) 利用步骤(3)中得到的自适应滤波器对上一步骤得到的温度变化图像进行滤波,得到噪声抑制后的温度变化图像:

$$[0025] \quad \Delta T = e(n) = T(n) - \hat{N}(n)$$

[0026] 其中 $T(n) = N_2(n) + S(n)$ 为微分和平滑后的温度信号与噪声信号的和, $\hat{N}(n)$ 是评估得到的噪声信号, $S(n)$ 和 $\hat{S}(n)$ 分别是真实和评估温度变化信号;

[0027] (8) 将当前目标帧作为参考帧,重复步骤3-7,得到不同时刻对应的温度变化图像;将每个生理运动周期温度变化结果相加,可以得到成像区域温升值的分布图像。

[0028] 进一步的,所述的加热源包括聚焦超声、射频或微波,所述生理运动包括呼吸、心跳或血流等。

[0029] 进一步的,所述步骤(4)中,根据参考帧的时间序列,选取其后0.5s的信号帧作为目标帧。

[0030] 进一步的,所述步骤(3)中利用RF图像运算得到归一化最小均方自适应滤波器,并利用其对温度变化图像滤波降噪。

[0031] 进一步的,所述温度变化量的分布算法为:

[0032] 结合测温系数:

$$[0033] \quad k = \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)}$$

[0034] 其中 $\alpha(z)$ 是热膨胀系数, $\beta(z)$ 是速度随温度的线性变化系数;

[0035] 再根据温度变化和时间延迟的关系:

$$[0036] \quad \delta T(z) = \frac{c(z, T_0(z))}{2} \cdot \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \cdot \frac{\partial}{\partial z}(\delta t(z))$$

[0037] 其中： $\delta t(z)$ 是时间延迟量， $\delta T(z)$ 为是温度变化量；

[0038] 因此，通过计算得到温度变化量的分布。

[0039] 进一步的，所述温度变化和时间延迟标定的系数 k 范围为-1至-1000度。

[0040] 进一步的，所述B型超声成像仪所使用的超声探头的型号与工作频率根据临床诊断要求选用，超声探头类型包括凸阵探头、线阵探头、相控阵探头；波束控制方式包括线扫、相控阵、机械扇扫和面阵；几何形状包括弧形、圆形和矩形；阵元的数目可为单阵元或多阵元。

[0041] 本发明的有益效果是：本发明提供了利用B型超声RF信号测量生物组织中温度变化二维分布的方法。与现有核磁共振技术相比，本发明具有成本低、易于大规模部署的优点。与已有超声评估方法相比，本发明利用组织的热膨胀进行温度变化评估，并且利用算法实现了生理运动的门控技术，具有成本低、评估误差小的优点；同时，本发明提供了对测温图像进行噪声抑制的方案，具有可读性强的优点。此外，该技术可以集成至商用B型超声诊断仪，不需要新硬件设备即可实现温度变化的评估。

[0042] 本发明的附加方面和优点将在下面的描述中部分给出，部分将从下面的描述中变得明显，或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0043] 图1为本发明数据采集方式示意图，其中：图1a为数据采集系统，附图标记为：1-超声诊断仪，2-成像探头，3-生物组织，4-加热设备，5-加热探针；图1b和图1c为一种新型结构的超声波聚焦探头的平面图和立体图。

[0044] 图2为本发明方法步骤流程图。

[0045] 图3为设计归一化最小均方自适应算法时的图像分割示意图。

[0046] 图4为微波消融仪功率为5瓦时，应用本发明对猪肾周脂肪进行温度变化评估的结果；其中：图4a为热电偶探针测得的温度值与超声测得的该点温度值随加热时间的变化，图4b为加热1秒后组织的二维温度分布图像，图4c为加热5秒后组织温度分布图像，图4d为加热10秒后组织温度分布图像。

具体实施方式

[0047] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。

[0048] 如图1至图3所示，一种基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法，该方法对生物组织利用聚焦超声、射频、微波等方法进行局部加热，用B型超声成像仪进行成像并收集其RF信号。基于B超时序图像，选取不同生理运动周期中的对应帧；根据相邻周期中的对应帧，计算超声经过组织时的时间延迟图像；在先验实验中由热电偶探针与对应点的时间延迟确定生物组织的测温系数，由此得到温度变化图像；根据加热区域外的图像计算自适应滤波器的系数，对得到的温度变化图像进行噪声抑制。

[0049] 以聚焦超声加热为例，该方法具体实施步骤如下：

[0050] (1) 利用超声诊断仪1的成像探头2对生物组织3进行B型扫描成像，按时间顺序连续输出未经处理的原始RF信号。利用加热探针或聚焦探头等对图像中心区域对应的生物组织进行局部加热；其中加热设备4、及超声诊断仪1均由计算机6控制及收集数据。在本步骤

中对生物组织进行局部加热时,既可以采用图1a中的加热探针,也可以采用图1b和图1c中超声波聚焦探头。

[0051] (2) 在聚焦探头治疗前,用超声诊断仪采集至少2个生理运动周期的信号。

[0052] (3) 加热升温区域,选取初始升温时刻的超声RF信号为参考帧。

[0053] (4) 将参考帧图像分为5个区域,其中A1、A2、A3、A4区域距离加热点较远因而温度不变,ROI区域为加热区。

[0054] (5) 应用归一化最小均方自适应算法,计算用于图像降噪的自适应滤波器系数。

[0055] (6) 根据参考帧的时间序列,选取其后0.5s的信号帧作为目标帧。

[0056] (7) 在目标帧选取矩形窗1,在参考帧中选取矩形窗2,使其横向尺寸和纵向尺寸均为窗1的2倍;在参考帧中选取尺寸与窗1相同的矩形窗3,移动窗3使其遍历窗2覆盖的图像位置,每移动一次均计算窗1与窗3内图像的互相关系数。其相关系数的计算公式如下:

$$[0057] \quad \gamma(m, n) = \frac{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} (W_{ref}^*(i_0 + i + m, j_0 + j + n) \cdot W_{new}(i_0 + i, j_0 + j))}{\sqrt{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} |W_{ref}(i_0 + i + m, j_0 + j + n)|^2} \sqrt{\sum_{i=-I/2}^{I/2} \sum_{j=-J/2}^{J/2} |W_{new}(i_0 + i, j_0 + j)|^2}}$$

[0058] 其中 W_{new} 和 W_{ref} 分别是矩形窗1和矩形窗3中包含的RF数据;当该系数 γ 达最大值时,由矩形窗1和矩形窗3中心点间距计算组织热膨胀导致的超声传输时间延迟;

[0059] (8) 以超声图像中的任意点为中心,重复步骤7并计算所有空间点从参考帧到目标帧的位移,根据之前实验中得到的测温系数K,得到温度变化量 ΔT 的二维空间分布。

[0060] (9) 以步骤5中得到的自适应滤波器对所得温度变化图像滤波,得到噪声抑制的温度变化图像。

[0061] (10) 将当前目标帧设为参考帧,重复步骤3-9,得到不同时刻对应的温度变化分布图像。

[0062] (11) 将组织每个生理运动周期前后温度变化结果相加,得到成像区域在最终时刻温度变化的二维空间分布。

[0063] 实施例:基于上述方案和实施方法,本发明以猪肾脏为例进行应用。

[0064] 基于一套超声诊断仪进行RF数据采集,生物组织为猪肾脏周围的脂肪,组织的生理运动周期为0.5秒。超声诊断探头采用128阵元、中心频率为3.5兆赫兹的微凸探头,加热设备使用微波消融仪,采用直径为0.4毫米T型热电偶探针对加热区域中的一点进行温度测量,热电偶探针与微波消融针的距离为5毫米。超声主机、热电偶主机、微波消融主机均由一台便携式计算机控制,该计算机同时负责数据收集和存储。

[0065] 利用超声诊断仪进行B型扫描,每次数据采集时长为12秒,超声成像的帧频为38帧/秒,采样频率为40兆赫兹,每幅超声图像的尺寸为128像素 $\times$ 2048像素;热电偶探针的信号采集频率为19赫兹;加热开始后,微波消融仪的功率设置为5瓦。在步骤7中,采用矩形窗1的尺寸为3像素 $\times$ 30像素,矩形窗2的尺寸为6像素 $\times$ 60像素。经第9步骤计算,组织中的测温系数确定为-15。

[0066] 经应用本发明中提出的评估方法,得到了随时间变化的组织温度分布二维图像,如图4所示。其中图4a为热电偶探针测得的温度值与超声测得的该点温度值随加热时间的变化,图4b为加热1秒后组织的二维温度分布图像,图4c为加热5秒后组织温度分布图像,图

4d为加热10秒后组织温度分布图像。在图4a中,热电偶测量值与超声测量值间的最大差异为1.4℃。

[0067] 以上显示和描述了本发明的基本原理、主要特征和优点。本领域的普通技术人员应该了解,上述实施例不以任何形式限制本发明的保护范围,凡采用等同替换等方式所获得的技术方案,均落于本发明的保护范围内。

[0068] 本发明未涉及部分均与现有技术相同或可采用现有技术加以实现。

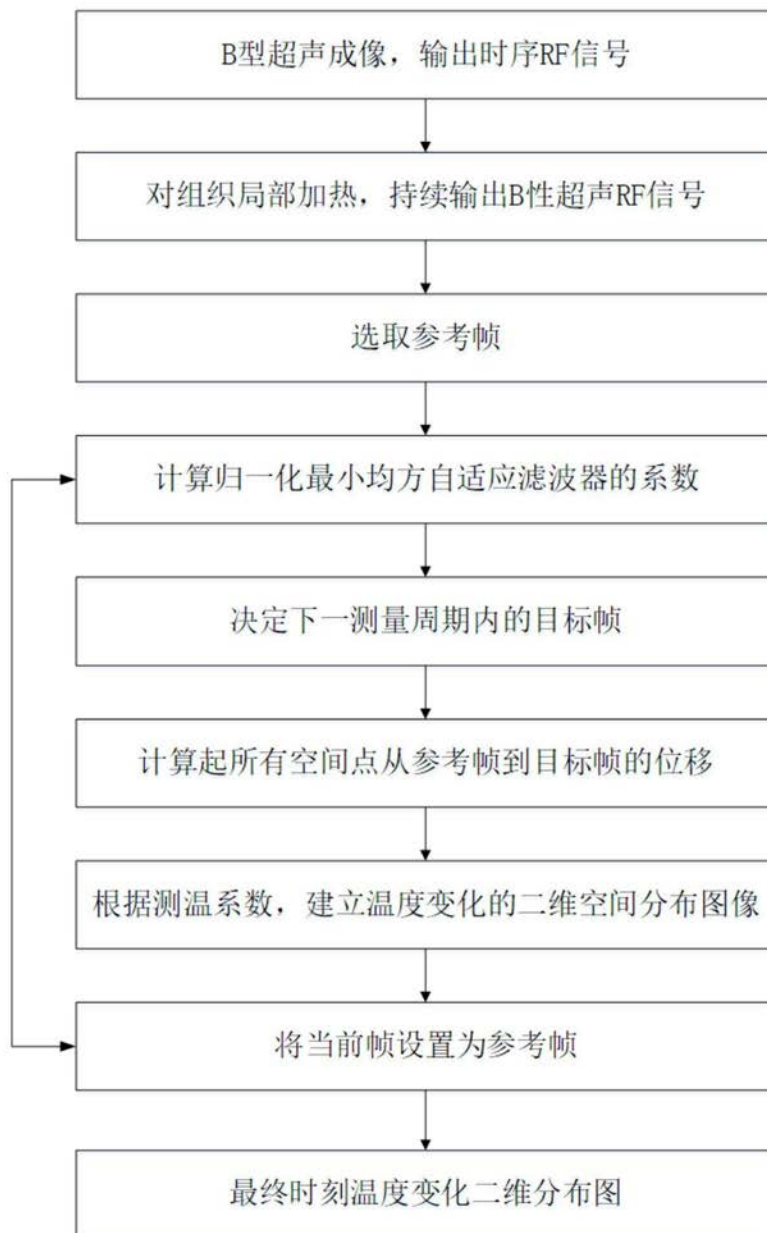


图2

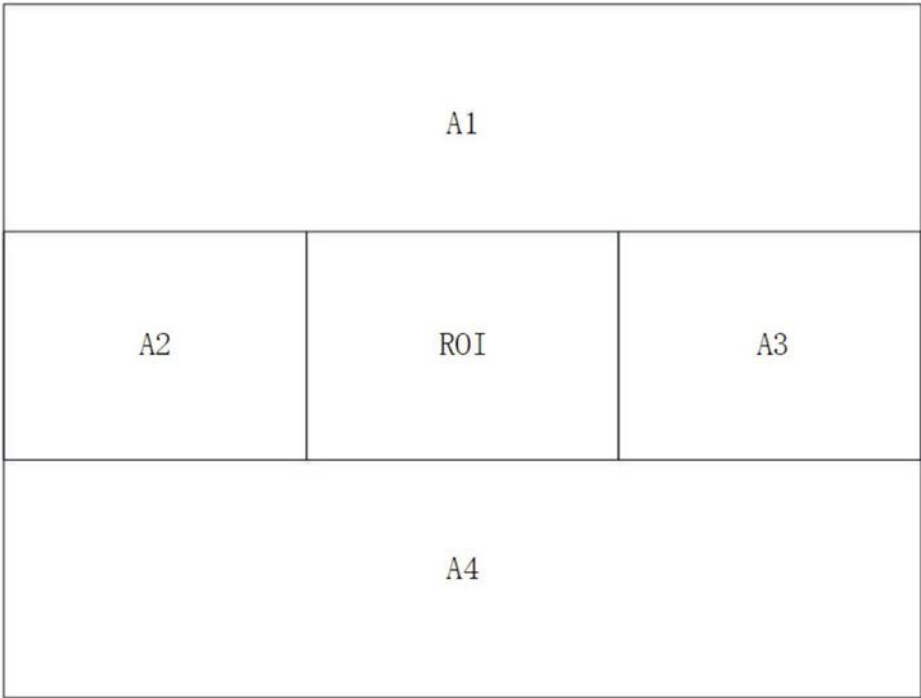


图3

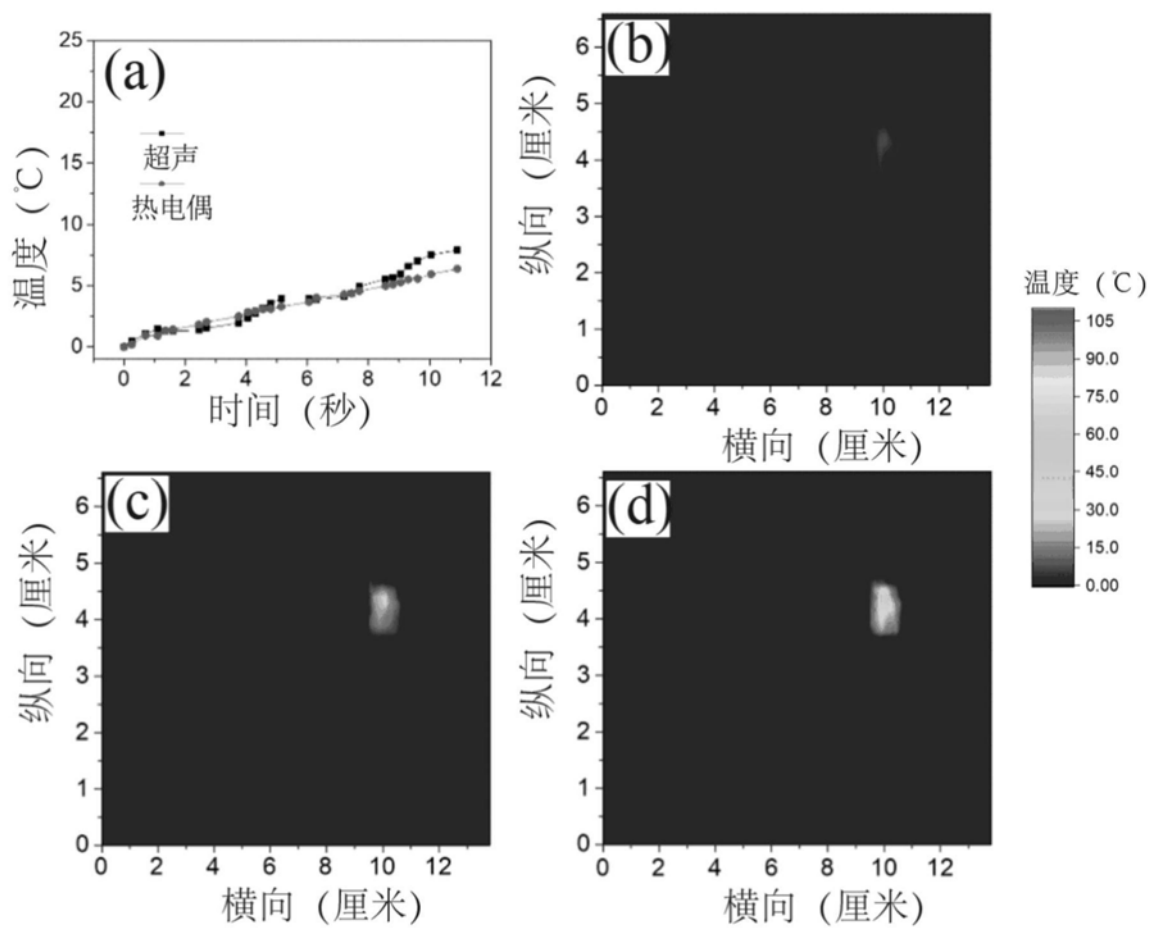


图4

专利名称(译)	基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法		
公开(公告)号	CN107569256B	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN2017110876349.5	申请日	2017-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	南京广慈医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	南京广慈医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	南京广慈医疗科技有限公司		
[标]发明人	郭霞生 屠娟 章东 薛洪惠 孔祥清		
发明人	郭霞生 屠娟 章东 薛洪惠 孔祥清		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
代理人(译)	许轲 夏平		
审查员(译)	刘统		
其他公开文献	CN107569256A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于热膨胀和门控算法测量生物组织温度变化的超声方法，其针对目前各种基于对体内组织加热的方式治疗疾病的方法中无法有效监测靶区温升的问题，建立了一种利用B超RF信号评估生物组织温度变化的方法。该方法对生物组织利用聚焦超声、射频、微波等方法进行局部加热，用B型超声对靶区进行成像并收集其RF信号，基于B超时序图像，选取目标帧，计算超声经过组织时的时间延迟图像并由此得到温度变化图像；根据加热区域外的图像计算自适应滤波器的系数，对得到的温度变化图像进行噪声抑制。本方法在温升18°C范围内误差不超过2°C，其将推动B超的温升监控技术在热疗中的应用，可显著提高热疗的安全性和有效性。

