



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106264722 A

(43)申请公布日 2017.01.04

(21)申请号 201610780962.2

(22)申请日 2016.08.31

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 刘一达 李镛 杜衡 崔博翔

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 刘国威

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G06T 5/50(2006.01)

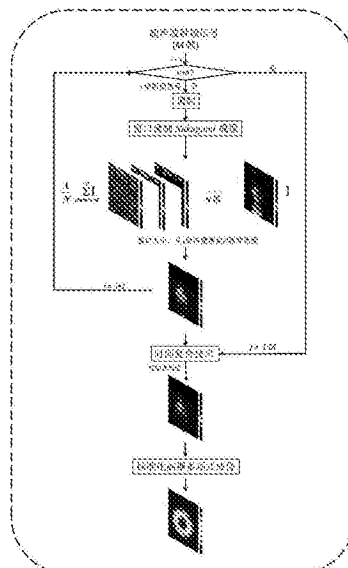
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备及方法

(57)摘要

本发明涉及医学图像处理、超声波温度成像,为提出一种提高监测射频消融手术电极位置和加热范围的分辨率的方法。该方法可以有效提高监测射频消融手术中加热范围,提高射频消融手术的杀死癌细胞范围的准确性,有效改善监测效果。为此,本发明采用的技术方案是,窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备,在超声波仪器的换能器上设置有如下模块:(1)帧数据设置模块;(2)包络图像获取模块;(3)Nakagami图像形成模块(4)复合Nakagami图像获取模块;(5)时间复合图像 Img_T (temporal compounding image)获取模块;(6)对得到的时间复合图像 Img_T 应用一维高斯多项式进行后处理,得到的图像用来监测射频消融。本发明主要应用于图像处理。



1. 一种窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备,其特征是,在超声波仪器的换能器上设置有如下模块:

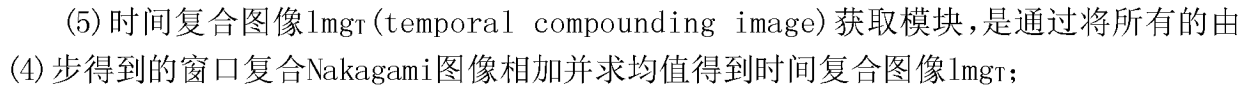
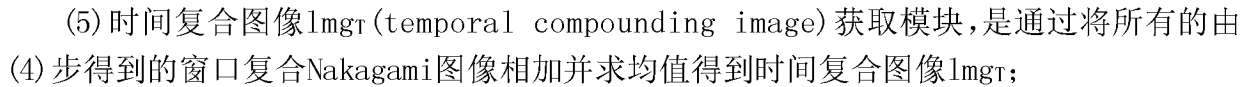
(1) 帧数据设置模块,通过超声波成像系统得到M帧超声波信号数据,并且设置第一帧数据为 $j=1$;

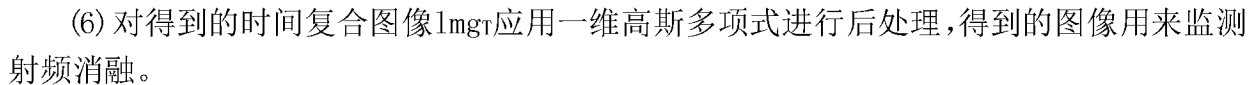
(2) 包络图像获取模块,通过希尔伯特转换转换,取转换信号的绝对值,从而得到消融组织的射频信号的包络图像;

(3) Nakagami图像形成模块,利用N个窗来形成Nakagami图像:假设 $W(x, y)$ 为Nakagami图像, x 和 y 分别代表Nakagami图像的横纵坐标,坐标原点为左上角,并且 $W_{j1}(x, y)$, $W_{j2}(x, y)$, $W_{j3}(x, y)$, \dots , 和 $W_{jN}(x, y)$ 代表第 j 个数据帧中,滑动窗从1增加到N倍的换能器的脉冲长度计算得到的Nakagami影像。然后,第 j 帧的窗口复合Nakagami图像 $W_{jm}(x, y)$ 通过以下公式获得:

$$W_{jm}(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N W_{ji}(x, y) \quad (1)$$

(4) 复合Nakagami图像获取模块,用于在 j 从2增加到M,重复调用模块(2)和(3),然后就得到了M帧窗口复合Nakagami图像: $W_{1m}(x, y)$, $W_{2m}(x, y)$, $W_{3m}(x, y)$, \dots , 和 $W_{Mm}(x, y)$;

(5) 时间复合图像获取模块,是通过将所有的由(4)步得到的窗口复合Nakagami图像相加并求均值得到时间复合图像;

(6) 对得到的时间复合图像应用一维高斯多项式进行后处理,得到的图像用来监测射频消融。

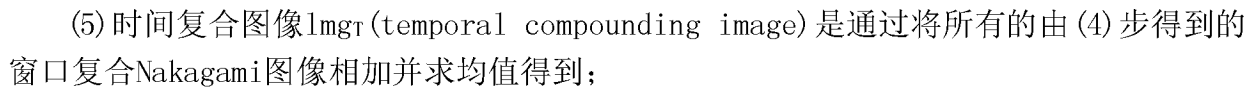
2. 一种窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融方法,其特征是,包括如下步骤:

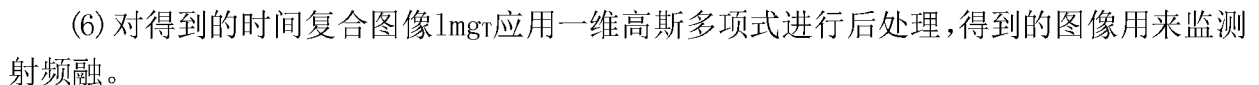
(1) 通过超声波成像系统得到M帧超声波信号数据,并且设置第一帧数据为 $j=1$;

(2) 通过希尔伯特转换,取转换信号的绝对值,从而得到消融组织的射频信号的包络图像;

(3) 利用N个窗来形成Nakagami图像:假设 $W(x, y)$ 为Nakagami图像,并且 $W_{j1}(x, y)$, $W_{j2}(x, y)$, $W_{j3}(x, y)$, \dots , 和 $W_{jN}(x, y)$ 代表第 j 个数据帧窗口边长Nakagami影像从1增加到N倍的换能器的脉冲长度, W 代表第 j 个数据帧的Nakagami图像,并且伴随着窗口宽度从1增加到N倍的换能器脉冲长度,然后,第 j 帧的窗口复合Nakagami图像 $W_{jm}(x, y)$ 可以通过公式(1)获得。

(4) j 从2增加到M,重复步骤(2)和(3),然后就得到了M帧窗口复合Nakagami图像: $W_{1m}(x, y)$, $W_{2m}(x, y)$, $W_{3m}(x, y)$, \dots , 和 $W_{Mm}(x, y)$;

(5) 时间复合图像是通过将所有的由(4)步得到的窗口复合Nakagami图像相加并求均值得到;

(6) 对得到的时间复合图像应用一维高斯多项式进行后处理,得到的图像用来监测射频融。

3. 如权利要求2所述的窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融方法,其特征是,利用N个窗来形成Nakagami图像即窗口调制复合Nakagami成像(WMC Nakagami imaging)步骤具体是,在Nakagami分布中,逆散射信号包络 R 的概率密度函数的定义如下:

$$f(R) = \frac{2m^m R^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} R^2\right) U(R) \quad (2)$$

Γ 和 U 分别是 gamma 函数和单位步进函数, Ω 为缩放参数, m 是与 Nakagami 分布相关的自定义参数, 如果 E 代表期望, 那么 Ω 和 m 由下式得到:

$$\Omega = E(R^2) \quad (3)$$

$$m = \frac{E^2(R^2)}{\text{Var}(R^2)} \quad (4)$$

在获取缩放参数 Ω 和 Nakagami 参数 m 后, 采用 Nakagami 模型来描述超声波逆散射子的分布情况。

4. 如权利要求 2 所述的窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融方法, 其特征是, 使用一个正方形窗来扫描整个超声波信号包络图像, 然后把正方形窗口的计算值作为正方形窗所在位置的像素, 窗口长度是换能器脉冲长度的 3 倍能得到较好的效果。

5. 如权利要求 2 所述的窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融方法, 其特征是, 高斯多项式拟合具体是, Nakagami 影像拥有众多的行和列, 对于任何一行或列包含 n 个数据点, 表示为坐标形式: (x_i, y_i) , $i=1, 2, 3, \dots, n$, 其中 x_i, y_i 分别为第 i 个数据点横纵坐标轴的坐标, 如果一个随机变量 X 服从高斯分布, 并且均值和方差分别为 μ 和 σ^2 , $\mu \in \mathbb{R}$ 和 $\sigma > 0$, 并且 X 具有连续分布的概率密度函数 y_i :

$$y_i = A \times \exp\left(-\frac{(x_i - \mu)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (5)$$

A 代表高斯函数的振幅, 对 (5) 式两边取自然对数得:

$$\ln y_i = \left(\ln A - \frac{\mu^2}{2\sigma^2}\right) + \frac{x_i \mu}{\sigma^2} - \frac{x_i^2}{2\sigma^2} \quad (6)$$

$$\ln y_i = z_i, \ln A - \frac{\mu^2}{2\sigma^2} = b_0, \frac{\mu}{\sigma^2} = b_1, -\frac{1}{2\sigma^2} = b_2 \quad (7)$$

然后方程 (7) 可以用矩阵形式表示:

$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 \\ 1 & x_2 & x_2^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_0 \\ b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} \quad (8)$$

简写为:

$$Z = XB \quad (9)$$

其中矩阵 Z, X 和 B 分别为为式 (7) 的矩阵简写形式。线性方程 (9) 的最小二乘解为:

$$B = (X^T X)^{-1} X^T Z \quad (10)$$

一维高斯分布的 μ 和 σ 可以通过式 (7) 和 (10) 的结合得到。

窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理、超声波温度成像,射频烧灼技术领域,特别是涉及用于射频烧灼手术中,基于窗口调制Nakagami成像和高斯多项式拟合的监测射频消融设备及算法研究。

背景技术

[0002] 在医学研究上,超声波图像主要应用于胎儿产检、乳房超声波检测[1]、观测血管中血液流动和观察内脏器官的运动[2,3]等;超声波仪器的换能器中心频率介于5MHz到15MHz之间。其中用于图像监控的主要的成像方式包括A模式(amplitude modulation)、B模式(brightness modulation)、M模式(motion modulation)与多普勒模式;其中尤以B模式的应用最为广泛。超声波图像的工作原理主要是由换能器发送超声波信号,然后超声波信号由器官组织反射之后,再由脉冲反射技术(pulse echo technique)将这些超声波反射信号回传至超音波换能器,经由换能器然后经过算法处理之后在仪器上成像。

[0003] 原发性肝癌是最目前最常见的肝脏恶性肿瘤,其发病率在世界范围内日益增加,因为乙型和丙型肝炎病毒感染的发病率越来越高。手术切除和肝移植被认为是目前治疗肝细胞癌的主要治疗方法。然而,只有少数患者适合手术。因此,制定一个有效的和安全的治疗肝癌的治疗策略是至关重要的[1-3]。

[0004] 射频消融疗法(radio frequency ablation)是一种创伤小、造价低、并应用于临床的最成功的治疗原发性肝癌的热疗法之一[4]。在治疗的过程中,医生会把一个消融电极插入到病人的癌变部位,然后通过仪器控制功率来对病人的癌变部位治疗。因此在治疗过程中观察电极加热的范围的大小至关重要,必须把加热范围控制到最合适的范围才能保证对病人造成最小的术后创伤。而Nakagami成像方式是现在监测视频消融的成像方法中的精度较高的一种成像算法。

[0005] 超声Nakagami参数图的有效描述了肝组织的统计性质,之前的研究也充分验证了使用在Nakagami图像上使用滑动窗口来监测射频消融的方法的可行性。同时,基于Nakagami分布统计模型的Nakagami成像也是一种有效补充常规B模型的方法[5]。之前有过研究采用Nakagami成像结合多项式逼近法成功地应用于监测射频消融。但是该方法存在着很多受限的地方[6]。首先,虽然多项式应用Nakagami图像可以有效的拟合射频消融区域,但是不可避免的会影响射频区域的检测。因此,我们应该对其他拟合方法如高斯近似和最小二乘近似的可行性进行评估。其次,此研究应用的是传统Nakagami成像算法,因为使用的窗口较大,传统的Nakagami影像不提供高图像分辨率和平滑,导致手术中监测图像质量差。

[0006] 参考文献:

[0007] 1.H.Tsukuma,T.Hiyama,S.Tanaka,M.Nakao,T.Yabuuchi,T.Kitamura,K.Nakanishi,I.Fujimoto,A.Inoue,H.Yamazaki and T.Kawashima,“Risk factors for hepatocellular carcinoma among patients with chronic liver disease,”N Engl J Med.,328(25):1797-801,1993。

[0008] 2.F.X.Bosch,J.Ribes,M.Díaz and R.Cléries,“Primary liver cancer: worldwide incidence and trends,”Gastroenterology,127:S5-S16,2004。

[0009] 3.F.X.Bosch,J.Ribes,M.Díaz and R.Cléries,“Primary liver cancer: worldwide incidence and trends,”Gastroenterology,127:S5-S16,2004。

[0010] 4.Tony Hsiu-Hsi,C.,Chien-Jen,C.,Ming-Fang,Y.,Sheng-Nan,L.,Chien-An,S.,&GuanTarn,H.,et al.(2002).Ultrasound screening and risk factors for death from hepatocellular carcinoma in a high risk group in taiwan..International Journal of Cancer Journal International Du Cancer,98(2),257-261。

[0011] 5.H.C.Holfman,Statistical Methods on Radio Wave Propagation,New York:Pergamon Press,1960。

[0012] 6.C.Y.Wang,X.Geng,T.S.Yeh,H.L.Liu and P.H.Tsui,“Monitoring radiofrequency ablation with ultrasound Nakagami imaging,”Med.Phys.,40:072901,2013。

发明内容

[0013] 为克服现有技术的不足,本发明旨在提出一种提高监测射频消融手术电极位置和加热范围的分辨率的方法。该方法可以有效提高监测射频消融手术中加热范围,提高了射频消融手术的杀死癌细胞范围的准确性,有效改善监测效果。为此,本发明采用的技术方案是,窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备,在超声波仪器的换能器上设置有如下模块:

[0014] (1) 帧数据设置模块,通过超声波成像系统得到M帧超声波信号数据,并且设置第一帧数据为 $j=1$;

[0015] (2) 包络图像获取模块,通过希尔伯特转换转换,取转换信号的绝对值,从而得到消融组织的射频信号的包络图像;

[0016] (3) Nakagami图像形成模块,利用N个窗来形成Nakagami图像:假设 $W(x,y)$ 为Nakagami图像, x 和 y 分别代表Nakagami图像的横纵坐标,坐标原点为左上角,并且 $W_{j1}(x,y)$, $W_{j2}(x,y)$, $W_{j3}(x,y)$, \dots ,和 $W_{jN}(x,y)$ 代表第 j 个数据帧中,滑动窗从1增加到N倍的换能器的脉冲长度计算得到的Nakagami影像。然后,第 j 帧的窗口复合Nakagami图像 $W_{jm}(x,y)$ 通过以下公式获得:

$$[0017] \quad W_{jm}(x,y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N W_{ji}(x,y) \quad (1)$$

[0018] (4) 复合Nakagami图像获取模块,用于在 j 从2增加到M,重复调用模块(2)和(3),然后就得到了M帧窗口复合Nakagami图像: $W_{1m}(x,y)$, $W_{2m}(x,y)$, $W_{3m}(x,y)$, \dots ,和 $W_{Mm}(x,y)$;

[0019] (5) 时间复合图像lmgT(temporal compounding image)获取模块,是通过将所有的由(4)步得到的窗口复合Nakagami图像相加并求均值得到时间复合图像lmgT;

[0020] (6) 对得到的时间复合图像lmgT应用一维高斯多项式进行后处理,得到的图像用来监测射频消融。

[0021] 窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融方法,步骤是,

[0022] (1) 通过超声波成像系统得到M帧超声波信号数据,并且设置第一帧数据为 $j=1$;

[0023] (2) 通过希尔伯特转换,取转换信号的绝对值,从而得到消融组织的射频信号的包络图像;

[0024] (3) 利用N个窗来形成Nakagami图像:假设 $W(x, y)$ 为Nakagami图像,并且 $W_{j1}(x, y)$, $W_{j2}(x, y)$, $W_{j3}(x, y)$, \dots , 和 $W_{jN}(x, y)$ 代表第j个数据帧窗口边长Nakagami影像从1增加到N倍的换能器的脉冲长度, W 代表第j个数据帧的Nakagami图像,并且伴随着窗口宽度从1增加到N倍的换能器脉冲长度,然后,第j帧的窗口复合Nakagami图像 $W_{jm}(x, y)$ 可以通过公式(1)获得.

[0025] (4) j从2增加到M,重复步骤(2)和(3),然后就得到了M帧窗口复合Nakagami图像: $W_{1m}(x, y)$, $W_{2m}(x, y)$, $W_{3m}(x, y)$, \dots , 和 $W_{Mm}(x, y)$;

[0026] (5) 时间复合图像 lmg_T (temporal compounding image)是通过将所有的由(4)步得到的窗口复合Nakagami图像相加并求均值得到;

[0027] (6) 对得到的时间复合图像 lmg_T 应用一维高斯多项式进行后处理,得到的图像用来监测射频融.

[0028] 利用N个窗来形成Nakagami图像即窗口调制复合Nakagami成像(WMC Nakagami imaging)步骤具体是,在Nakagami分布中,逆散射信号包络 R 的概率密度函数的定义如下:

$$[0029] \quad f(R) = \frac{2m^m R^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} R^2\right) U(R) \quad (2)$$

[0030] Γ 和 U 分别是gamma函数和单位步进函数, Ω 为缩放参数, m 是与Nakagami分布相关的自定义参数,如果 E 代表期望,那么 Ω 和 m 由下式得到:

$$[0031] \quad \Omega = E(R^2) \quad (3)$$

[0032] 和

$$[0033] \quad m = \frac{E^2(R^2)}{Var(R^2)} \quad (4)$$

[0034] 在获取缩放参数 Ω 和Nakagami参数 m 后,采用Nakagami模型来描述超声波逆散射子的分布情况.

[0035] 使用一个正方形窗来扫描整个超声波信号包络图像,然后把正方形窗口的计算值作为正方形窗所在位置的像素,窗口长度是换能器脉冲长度的3倍能得到较好的效果.

[0036] 高斯多项式拟合具体是,Nakagami影像拥有众多的行和列,对于任何一行或列包含 n 个数据点,表示为坐标形式: (x_i, y_i) , $i=1, 2, 3, \dots, n$,其中 x_i, y_i 分别为第 i 个数据点横纵坐标轴的坐标,如果一个随机变量 X 服从高斯分布,并且均值和方差分别为 μ 和 σ^2 , $\mu \in R$ 和 $\sigma > 0$,并且 X 具有连续分布的概率密度函数 y_i :

$$[0037] \quad y_i = A \times \exp\left(-\frac{(x_i - \mu)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (5)$$

[0038] A 代表高斯函数的振幅,对(5)式两边取自然对数得:

$$[0039] \quad \ln y_i = \left(\ln A - \frac{\mu^2}{2\sigma^2}\right) + \frac{x_i \mu}{\sigma^2} - \frac{x_i^2}{2\sigma^2} \quad (6)$$

[0040] 令 $\ln y_i = z_i, \ln A - \frac{\mu^2}{2\sigma^2} = b_0, \frac{\mu}{\sigma^2} = b_1, -\frac{1}{2\sigma^2} = b_2$ (7)

[0041] 然后方程 (7) 可以用矩阵形式表示:

[0042]
$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 \\ 1 & x_2 & x_2^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_0 \\ b_1 \\ b_2 \end{pmatrix}$$
 (8)

[0043] 简写为:

[0044] $Z = XB$ (9)

[0045] 其中矩阵Z,X和B分别为为式 (7) 的矩阵简写形式。线性方程 (9) 的最小二乘解为:

[0046] $B = (X^T X)^{-1} X^T Z$ (10)

[0047] 一维高斯分布的 μ 和 σ 可以通过式 (7) 和 (10) 的结合得到。

[0048] 本发明的特点及有益效果是:

[0049] 因而本发明可以有效提高监测射频消融手术中加热范围,提高射频消融手术的杀死癌细胞范围的准确性,手术中监测图像质量良好,有效改善监测效果。

附图说明:

[0050] 图1为:改进的监测射频消融算法流程图。

[0051] 图2为:实验架构图。

具体实施方式

[0052] 本发明采取的技术方案是窗口调制Nakagami成像和高斯多项式拟合相结合的监测射频消融算法。

[0053] 1.1窗口调制复合Nakagami成像

[0054] Nakagami分布模型最初是用来描述雷达回波的统计,之后,Hampshire提出了利用Nakagami统计模型的参数分析超声逆散射信号。在Nakagami分布中,逆散射信号包络R的概率密度函数的定义如下:

[0055]
$$f(R) = \frac{2m^m R^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} R^2\right) U(R)$$
 (11)

[0056] Γ 和U分别是gamma函数和单位步进函数, Ω 为缩放参数,m是与Nakagami分布相关的自定义参数。如果E代表期望,那么 Ω 和与m由下式得到:

[0057] $\Omega = E(R^2)$ (3)

[0058] 和

[0059]
$$m = \frac{E^2(R^2)}{Var(R^2)}$$
 (4)

[0060] 逆散射信号的统计特性取决于散射子的特性。当传感器的分辨率单元含有大量随机分布的散射子,那么概率密度函数符合瑞利分布。如果分辨率单元包含散射子拥有的随

机变化的散射截面和较高程度的方差,那么概率密度函数符合前瑞利分布。当分辨率单元包含周期性的散射子和随机分布的散射子的时候,那么概率密度函数符合后瑞利分布。Nakagami参数从0到1的变化展现了包络的概率密度函数从前瑞利分布到后瑞利分布的变化过程。因此Nakagami模型完全可以用来描述超声波逆散射子的分布情况。

[0061] 之前的研究中,都会使用一个正方形窗来扫描整个超声波信号包络图像,然后把正方形窗口的计算值作为正方形窗所在位置的像素。大窗可以有稳定的Nakagami参数(m)估计并提高图像的平滑性,但是同时会损失大量的图像分辨率,相对而言小窗口可以提高图像的分辨率。综合来讲,窗口长度是换能器脉冲长度的3倍能得到相对而言较好的效果。

[0062] 1.2高斯多项式拟合

[0063] 得到窗口调制的Nakagami影像之后,我们使用一维高斯多项式对其进行拟合,期望得到更好的成像效果,从而完成对消融区域更加精确的估计。高斯多项式拟合是基于多项式拟合的方法,包括在轴向和横向方向分别找到最佳的高斯函数。Nakagami图像拥有众多的行和列,对于任何一行(或列)包含n个数据点,它可以表示为: (x_i, y_i) , $(i=1, 2, 3, \dots, n)$ 。其中 x_i, y_i 分别为Nakagami图像的矩阵坐标表示。如果一个变量X服从高斯分布,并且均值和方差分别为 μ 和 σ^2 ($\mu \in \mathbb{R}$ 和 $\sigma > 0$), 并且X具有连续分布的概率密度函数:

$$[0064] \quad y_i = A \times \exp\left(-\frac{(x_i - \mu)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (14)$$

[0065] A代表高斯函数的振幅。对(14)式两边取自然对数得:

$$[0066] \quad \ln y_i = \left(\ln A - \frac{\mu^2}{2\sigma^2}\right) + \frac{x_i \mu}{\sigma^2} - \frac{x_i^2}{2\sigma^2} \quad (15)$$

[0067] 令

$$[0068] \quad \ln y_i = z_i, \ln A - \frac{\mu^2}{2\sigma^2} = b_0, \frac{\mu}{\sigma^2} = b_1, -\frac{1}{2\sigma^2} = b_2 \quad (16)$$

[0069] 然后方程(16)可以用矩阵形式表示:

$$[0070] \quad \begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 \\ 1 & x_2 & x_2^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_0 \\ b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} \quad (17)$$

[0071] 可以简写为:

$$[0072] \quad Z = XB \quad (18)$$

[0073] 其中矩阵Z, X和B分别为为式(17)的矩阵简写形式。则线性方程(18)的最小二乘解为:

$$[0074] \quad B = (X^T X)^{-1} X^T Z \quad (19)$$

[0075] 因此一维高斯分布的 μ 和 σ 可以通过式(17)和(19)的结合得到。

[0076] 1.3改进的监测射频消融算法流程

[0077] 下面结合附图对本发明进一步说明。改进的监测射频消融算法(图1)可以分为六步来说明:

[0078] 1.通过超声波成像系统得到M帧超声波信号数据,并且设置第一帧数据为 $j=1$ 。

[0079] 2.通过希尔伯特转换,取转换信号的绝对值,从而得到消融组织的射频信号的包络图像。

[0080] 3.Nakagami图像形成模块,利用N个窗来形成Nakagami图像:假设 $W(x,y)$ 为Nakagami图像, x 和 y 分别代表Nakagami图像的横纵坐标,坐标原点为左上角。并且 $W_{j1}(x,y)$, $W_{j2}(x,y)$, $W_{j3}(x,y)$, \dots , 和 $W_{jN}(x,y)$ 代表第 j 个数据帧中,滑动窗从1增加到N倍的换能器的脉冲长度计算得到的Nakagami影像。然后,第 j 帧的窗口复合Nakagami图像 $W_{jm}(x,y)$ 通过以下公式获得:

$$[0081] \quad W_{jm}(x,y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N W_{ji}(x,y) \quad (20)$$

[0082] 4. j 从2增加到M,重复步骤(2)和(3)。然后我们就得到了M帧窗口复合Nakagami图像: $W_{1m}(x,y)$, $W_{2m}(x,y)$, $W_{3m}(x,y)$, \dots , 和 $W_{Mm}(x,y)$ 。

[0083] 5.时间复合图像 lmg_T 是通过将所有的由(4)步得到的窗口复合Nakagami图像相加并求均值得到。

[0084] 6.对得到的时间复合图像(temporal compounding image) lmg_T 应用一维高斯多项式进行后处理,得到的图像用来监测射频消融。

[0085] 下面是一个具体实例。

[0086] 射频消融治疗前将猪肝样品切成适当大小,放入一个充满生理盐水的塑料盒,然后消融电极通过一个小孔插入到离体肝脏内部。粘土材料被用来避免盐水溶液泄漏。超声波探头被放置在肝脏和浸泡在盐水溶液中,换能器和样品之间的距离取决于换能器的焦距,这是可调的。因此,样品可以位于在超声的扫描的焦点区域。然后超声波系统打开,就可以发现电极的位置。在射频消融的过程中,超声波系统的换能器不停的捕获由猪肝组织散射的逆散射信号,然后再经由换能器捕获之后,由超声波自带的软件系统自动保存为二进制数据。然后我们就可以通过对这些二进制数据的处理得到超声波图像。

[0087] 射频消融系统在默认的自动模式操作,开始在50W/min,之后自动增加10W/分钟,因为高阻抗和射频系统的输出对不同的电极长度是相同的。在加热阶段(12分钟),原始的RF数据分别从组织中获得,包括256个扫描超声逆散射信号线。采样频率和脉冲长度被设置为30兆赫和0.7毫米。加热阶段后,射频消融系统自动停止工作。然后每个电极长度(0.5, 1, 和1.5厘米)和5个猪肝样品($n=15$)再分别做一次实验。

[0088] 将所得到的超声波数据读取到Matlab程序中,然后按照上文所述的算法进行处理,然后得到最后的超声波图像,再与试验过程中的实际烧灼情况进行对比,然后验证此算法的可行性。

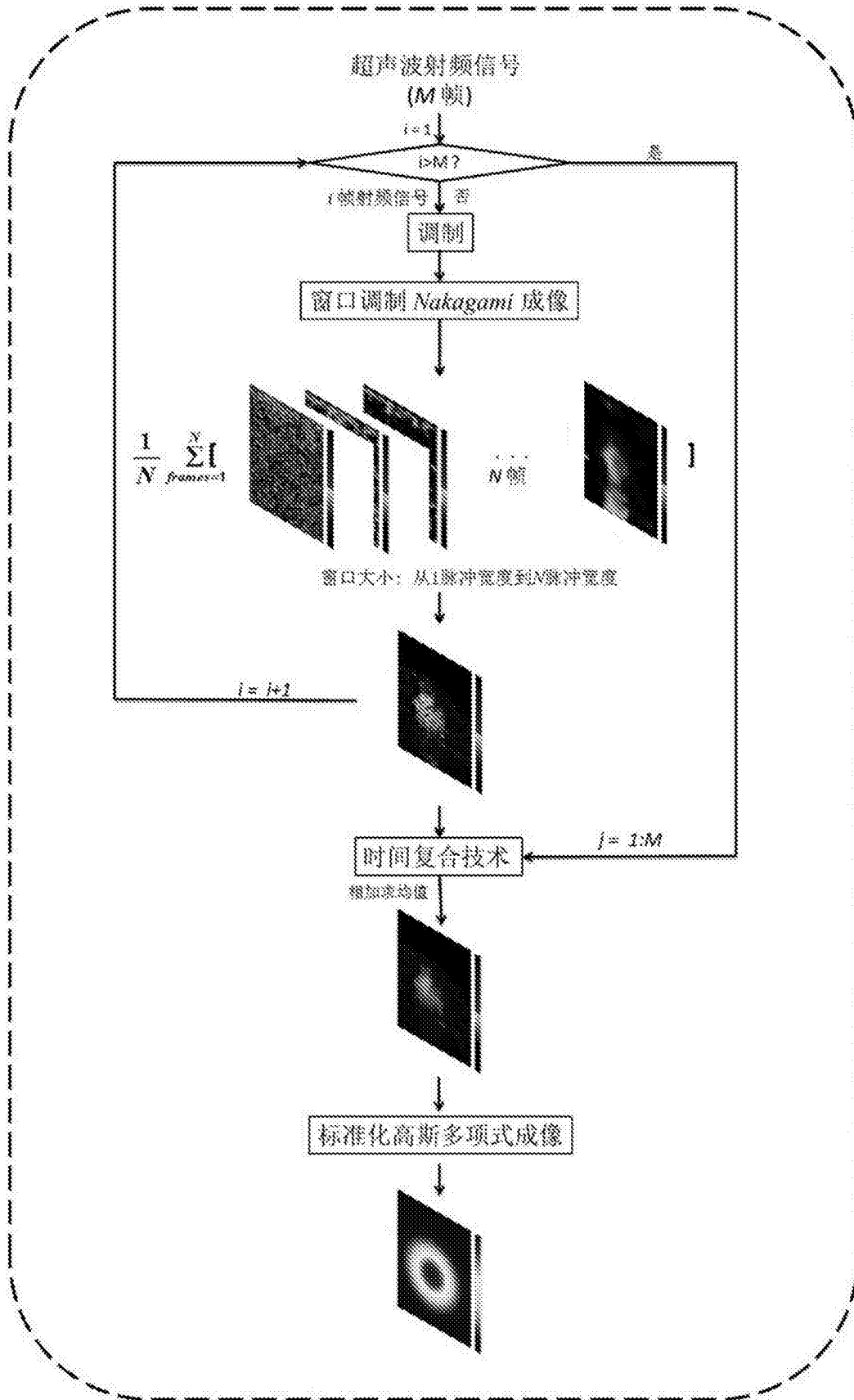


图1

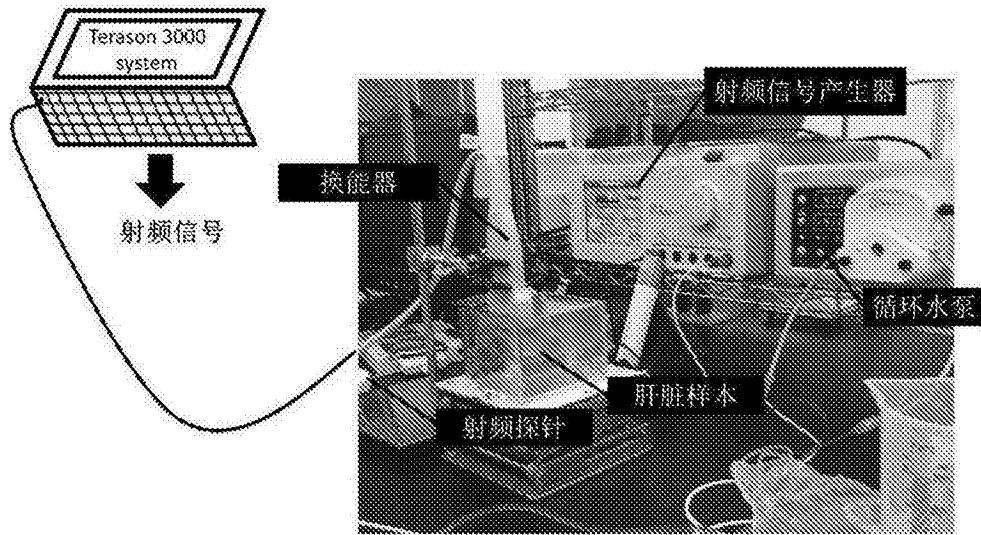


图2

专利名称(译)	窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备及方法		
公开(公告)号	CN106264722A	公开(公告)日	2017-01-04
申请号	CN201610780962.2	申请日	2016-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	刘一达 李镔 杜衡 崔博翔		
发明人	刘一达 李镔 杜衡 崔博翔		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61B8/08 G06T5/50		
CPC分类号	A61B18/12 A61B8/0833 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B18/14 A61B2018/00714 A61B2018/00791 G06T5/50 G06T2207/10132 G06T2207/20216 G06T2207/30056		
代理人(译)	刘国威		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医学图像处理、超声波温度成像，为提出一种提高监测射频消融手术电极位置和加热范围的分辨率的方法。该方法可以有效提高监测射频消融手术中加热范围，提高射频消融手术的杀死癌细胞范围的准确性，有效改善监测效果。为此，本发明采用的技术方案是，窗口调制结合高斯多项式拟合监测射频消融设备，在超声波仪器的换能器上设置有如下模块：(1)帧数据设置模块；(2)包络图像获取模块；(3)Nakagami图像形成模块(4)复合Nakagami图像获取模块；(5)时间复合图像ImgT (temporal compounding image)获取模块；(6)对得到的时间复合图像ImgT应用一维高斯多项式进行后处理，得到的图像用来监测射频消融。本发明主要应用于图像处理。

