



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105534548 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201610100198. X

(22) 申请日 2016. 02. 24

(71) 申请人 武汉声锐达科技有限责任公司

地址 430079 湖北省武汉市东湖开发区高新
大道 858 号生物医药园 A7 展示中心

(72) 发明人 郭江庆

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事

务所(普通合伙) 11201

代理人 张大威

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G05D 23/00(2006. 01)

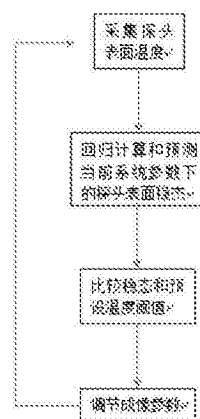
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

基于温控数学模型的医用超声探头表面温度
控制方法

(57) 摘要

本发明涉及基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法。通过推导数学模型来对探头表面温度变化进行预测;模型中的未知常数通过温度传感器测得的多个温度数据点拟合得出,并且用于预测瞬态和稳态的温度变化;预测的结果将被用于指导系统参数调节,具体包括如下步骤:步骤1:通过温度传感器采集探头表面温度;步骤2:温度数据被用来回归分析计算探头的稳态温度;步骤3:比较分析得出的稳态温度和目标温度或温度阈值;步骤4:相应调节成像参数。本方法利用探头中温度传感器反馈的温度数据和传感器表面发热的数学模型对于探头温度和瞬态和稳态反应进行预测,并基于预测结果对于成像系统参数实施自适应调节,从而确保成像探头在安全温度范围内以最优化状态运行。



1. 基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 通过推导数学模型来对探头表面温度变化进行预测; 模型中的未知常数通过温度传感器测得的多个温度数据点拟合得出, 并且用于预测瞬态和稳态的温度变化; 预测的结果将被用于指导系统参数调节, 所述数学模型基于回归分析计算, 数学模型可以是线性或者非线性的, 具体包括如下步骤:

步骤1: 通过温度传感器采集探头表面温度;

步骤2: 温度数据被用来回归分析计算探头的稳态温度;

步骤3: 比较分析得出的稳态温度和目标温度或温度阈值;

步骤4: 相应调节成像参数。

2. 根据权利要求1所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 所述步骤1探头温度是温度传感器的原始读数, 或者是温度数据的时间平均值, 或者经过平滑滤波处理过的数据。

3. 根据权利要求1所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 所述步骤2回归分析计算探头表面温度变化的数学模型公式如下:

$$T(t) = A + Be^{-\alpha t}$$

其中, $T(t)$ 是温度的时间函数, A , B 和 α 都是该模型的常数; 所述 A 为稳态温度, 由成像设置如频率、帧数、脉冲宽度、PRF、成像模式等决定; B 为瞬态温度变化的系数, 依赖于初始温度、体温和成像设定; α 则依赖于探头的几何形状和传感器以及人体组织的热学常数, 决定传感器温度由瞬态达到稳态所需要的时间; 利用采集的两个以上的温度数据, 公式中的常数可以通过拟合的方法计算出来; 其中 A 既为所求解的稳态温度。

4. 根据权利要求1所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 所述步骤3中通过比较当前系统设置下所预测的稳态温度与所控制的温度阈值, 决定是如何对系统参数进行调节; 所述温度阈值可以是绝对温度, 或者相对温度, 或者两者较低的作为探头温度的上限。

5. 根据权利要求1所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 所述步骤4根据步骤3调节系统参数; 具体根据稳态温度和所控制的温度阈值的差值或者比例, 直接改变所要调节的参数使得预期温度刚好达到温度阈值。

6. 根据权利要求5所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 探头表面温度变化的数学模型公式可以转换为多项式进行求解; 根据精度要求的不同, 多项式的阶数可以不同; 以下列出1次, 2次和3次多项式模型;

1次模型为: $T(t) = A + Bt^{-1}$

2次模型为: $T(t) = A + Bt^{-1} + Ct^{-2}$

3次模型为: $T(t) = A + Bt^{-1} + Ct^{-2} + Dt^{-3}$

以上模型中的系数 A , B , C , D 均系数, 可通过线性拟合计算出来, A 为所求解的稳态温度; 解的精度可以通过增加高阶项提高。

7. 根据权利要求1所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 回归分析计算传感器发热的数学模型如下所示的对流模型:

$$\begin{cases} C_0 m \frac{dT}{dt} + kS(T - T_{body}) = q(t) \\ T(0) = T_0 \end{cases}$$

参数定义如下:

k: 导热系数(W/(K·m²))

C₀: 传感器比热容(J/(kg·K))

m: 传感器端质量(kg)

S: 传感器表面积(m²)

t: 时间(s)

T: 传感器表面温度(K)

T_{body}: 体温(K)

T₀: 初始温度(K)

q(t): 传感器发热功率(W), 由成像模式、频率、脉冲宽度、帧数等决定; 对于某一给定的成像设置, q(t) 是一个常数, 用q来表示。

8. 根据权利要求5和7所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 所述对流模型的解如下:

$$T(t) = (T_0 - T_{body} - \frac{q}{kS})e^{-\frac{kS}{C_0 m}t} + T_{body} + \frac{q}{kS}$$

定义 $A = T_{body} + \frac{q}{kS}$, $B = T_0 - T_{body} - \frac{q}{kS}$, $\alpha = -\frac{kS}{C_0 m}$, $T(t) = A + Bt^{-1} + Ct^{-2}$ 式可以写作: $T(t) = A + Be^{-\alpha t}$ 。

9. 根据权利要求5所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 所述调节系统参数是系统输出功率P、激发电压、电流、频率、帧数、脉冲宽度或者PRF。

10. 根据权利要求9所述的基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法, 其特征在于, 系统输出功率P的公式是:

$$P_{i+1} = \frac{A - T_b}{43 - T_b} \cdot P_i$$

其中, P_i 为当前系统输出功率, P_{i+1} 为新的系统输出功率, T_b 为病人体温, 43°C 为最高允许的探头表面温度; 或者采用体温升高来计算, 则:

$$P_{i+1} = \frac{A - T_b}{6} \cdot P_i$$

基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,具体涉及一种基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法。

背景技术

[0002] 医用超声成像过程中,探头发热是一个常见的问题。为保证病人的安全,多种措施被应用于控制超声探头成像时表面的温度,如采用限制发射功率、脉冲重复频率(PRF)、帧数,或者是采用主动式散热等。在经食道心脏超声波检查(TEE)中,探头的表面温度往往需要被更加密切监控,以确保温度升高不高于 6°C ,并且绝对温度不超过 43°C 。在目前的医疗实践中,TEE探头中的热传感器实时地监测其温度,一旦探头温度升至某一阈值,如 41°C ,成像系统就会发出警告并且更改成像参数,如降低发射功率、降低帧数至某一预设值,以确保探头的温度处于安全范围内。这些方法虽然能够防止探头过热,但同时会限制成像系统的表现。而且,这种突然的成像变化和频繁的警告也会对操作者造成不便。

[0003] 现有的典型方案是一旦探头温度达到某个特定阈值时,便降低发射功率或帧频数至预设值。Art US 6,709,392 B1介绍了一种当温度达到阈值时降低发射功率的方法。Art US 8,165,364 B2介绍了一种让成像系统在大部分时间内使用低帧数,只在短时间内使用高帧频数的方法来保持探头在安全范围内工作。

[0004] 现有探头温度的典型控制方案的缺陷是成像系统无法以最佳状态运行。

发明内容

[0005] 本发明的目的是为克服现有技术中超声成像系统无法以最优化状态运行的不足,提供一种基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法。

[0006] 本发明的技术解决方案是:基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法,通过推导数学模型来对探头表面温度变化进行预测;模型中的未知常数通过温度传感器测得的多个温度数据点拟合得出,并且用于预测瞬态和稳态的温度变化;预测的结果将被用于指导系统参数调节,具体包括如下步骤:

[0007] 步骤1:通过温度传感器采集探头表面温度;

[0008] 步骤2:温度数据被用来回归分析计算探头的稳态温度;

[0009] 步骤3:比较分析得出的稳态温度和目标温度或温度阈值;

[0010] 步骤4:相应调节成像参数。

[0011] 本发明除了用于医用超声成像系统,也可以用于治疗性超声比如热疗和海扶系统,或者其他需要对于温度进行调控的系统。

[0012] 本发明的有益效果是:本方法利用探头中温度传感器反馈的温度数据和传感器表面发热的数学模型对于探头温度和瞬态和稳态反应进行预测,并基于预测结果对于成像系统参数实施自适应调节,从而确保成像探头在安全温度范围内以最优化状态运行。

附图说明

[0013] 图1是本发明方法流程图。

具体实施方式

[0014] 为了更好地理解本发明,以下结合附图和具体实施例对本发明进行详细的说明。

[0015] 基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法,所采用的数学模型可以是线性或者非线性的。模型中的参数通过回归分析传感器测得的温度数据得出,然后被应用于预测超声探头瞬态和稳态的温度变化。根据预测的温度变化,成像系统主动对成像参数进行实时调节。这一温度数据采集——数字模型参数回归分析——温度预测——成像系统参数调整——温度数据采集的过程以实时或者间断性的方式运行,以确保成像系统在允许或设定的温度条件下始终以最优的状态运行。

[0016] 如图1所示,其具体的实现步骤包括。

[0017] 步骤1,采集探头表面温度,探头温度可以是温度传感器的原始读数,也可以是温度数据的时间平均值,或者经过平滑滤波处理过的数据。平滑滤波处理可以降低数据噪声,提高预测温度的精度。

[0018] 步骤2,探头表面温度变化模型可以是线性或者非线性的,可以根据具体的情况建立。这里以一指数模型如式(1)为例:

$$[0019] \quad T(t) = A + Be^{-\alpha t} \quad (1)$$

[0020] 其中, $T(t)$ 是温度的时间函数, A , B 和 α 都是该模型的常数;所述 A 为稳态温度,由成像设置如频率、帧数、脉冲宽度、PRF、成像模式等决定; B 为瞬态温度变化的系数,依赖于初始温度、体温和成像设定; α 则依赖于探头的几何形状和传感器以及人体组织的热学常数,决定传感器温度由瞬态达到稳态所需要的时间;利用采集的两个以上的温度数据,公式中的常数可以通过拟合的方法计算出来;其中 A 既为所求解的稳态温度。

[0021] 利用采集的两个以上的温度数据,(1)式中的常数可以通过拟合的方法计算出来;其中 A 既为所求解的稳态温度。

[0022] 通过近似,(1)式也可以转换为多项式进行求解。

[0023] 根据精度要求的不同,多项式的阶数可以不同。

[0024] 以下列出1次,2次和3次多项式模型。

$$[0025] \quad 1次模型为: T(t) = A + Bt^{-1} \quad (2)。$$

$$[0026] \quad 2次模型为: T(t) = A + Bt^{-1} + Ct^{-2} \quad (3)。$$

$$[0027] \quad 3次模型为: T(t) = A + Bt^{-1} + Ct^{-2} + Dt^{-3} \quad (4)。$$

[0028] 以上模型中的系数 A , B , C , D 均系数,可通过线性拟合计算出来, A 为所求解的稳态温度。

[0029] 解的精度可以通过增加高阶项提高。

[0030] 步骤3,通过比较当前系统设置下所预测的稳态温度与所控制的温度阈值,决定是如何对系统参数进行调节。这里温度阈值可以是绝对温度,比如43°C,或者相对温度,比如和病人体温的差值不超过6°C,或者两者较低的作为探头温度的上限。

[0031] 步骤4,根据步骤3,调节系统参数。根据稳态温度和所控制的温度阈值的差值或

者比例,直接改变所要调节的参数使得预期温度刚好达到温度阈值。

[0032] 所述系统参数可以是系统输出功率P,其计算公式如下:

$$[0033] \quad P_{i+1} = \frac{A-T_b}{43-T_b} \cdot P_i \quad (5)$$

[0034] 其中,. P_i 为当前系统输出功率, P_{i+1} 为新的系统输出功率, T_b 为病人体温, 43°C 为最高允许的探头表面温度。

[0035] 如果采用体温升高来计算,则:

$$[0036] \quad P_{i+1} = \frac{A-T_b}{6} \cdot P_i \quad (6)。$$

[0037] 这两种计算方法中, 6°C 是安全要求的最高温度差; 43°C 是安全要求的最高探头表面温度;如果这些安全标准变化,式(5)和式(6)中的这两个常数相应变化。

[0038] 调节的方法也可以是渐进式的;比如,预期稳态温度超过安全指标;适当调低激发电压,然后计算新的稳态温度,再次进行调节;这样通过多次调节,最终达到最优值。

[0039] 调节的方法也可以通过控制调节的时间来使得系统输出用户需要的表现。比如,系统开始以高功率输出,步骤2计算预期稳态温度和达到稳态所需要的时间;步骤4中只有当达到稳态所需要的时间小于某一数值时才进行调节。该方法可以进一步用于调制成像系统的输出。

[0040] 系统调节的参数也可以是其他参数,如激发电压、电流、频率、帧数、脉冲宽度、PRF等。

[0041] 为了建立传感器发热的数学模型,将整个传感器作为系统来进行研究。可以建立如下所示的简单对流模型:

$$[0042] \quad \begin{cases} C_0 m \frac{dT}{dt} + kS(T - T_{body}) = q(t) \\ T(0) = T_0 \end{cases} \quad (7)。$$

[0043] 参数定义如下:

[0044] k : 导热系数($\text{W}/(\text{K} \cdot \text{m}^2)$)

[0045] C_0 : 传感器比热容($\text{J}/(\text{kg} \cdot \text{K})$)

[0046] m : 传感器端质量(kg)

[0047] S : 传感器表面积(m^2)

[0048] t : 时间(s)

[0049] T : 传感器表面温度(K)

[0050] T_{body} : 体温(K)

[0051] T_0 : 初始温度(K)

[0052] $q(t)$: 传感器发热功率(W),由成像模式、频率、脉冲宽度、帧数等决定;对于某一给定的成像设置, $q(t)$ 是一个常数,用 q 来表示。

[0053] 方程(7)的解如下:

$$[0054] \quad T(t) = (T_0 - T_{body} - \frac{q}{kS})e^{-\frac{kS}{C_0 m}t} + T_{body} + \frac{q}{kS} \quad (8)$$

[0055] 定义 $A = T_{body} + \frac{q}{ks}$, $B = T_0 - T_{body} - \frac{q}{ks}$, $\alpha = -\frac{ks}{c_{gm}}$, (3) 式可以写作:

[0056] $T(t) = A + Be^{-\alpha t}$ (9)。

[0057] 以上所述实施示例仅表达了本发明的部分实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。

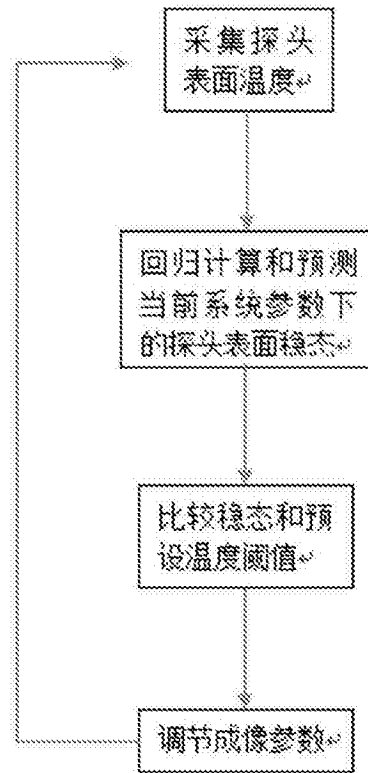


图1

专利名称(译)	基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法		
公开(公告)号	CN105534548A	公开(公告)日	2016-05-04
申请号	CN201610100198.X	申请日	2016-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	武汉声锐达科技有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	武汉声锐达科技有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	武汉声锐达科技有限责任公司		
[标]发明人	郭江庆		
发明人	郭江庆		
IPC分类号	A61B8/00 G05D23/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/546 G05D23/00		
代理人(译)	张大威		
其他公开文献	CN105534548B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及基于温控数学模型的医用超声探头表面温度控制方法。通过推导数学模型来对探头表面温度变化进行预测；模型中的未知常数通过温度传感器测得的多个温度数据点拟合得出，并且用于预测瞬态和稳态的温度变化；预测的结果将被用于指导系统参数调节，具体包括如下步骤：步骤1：通过温度传感器采集探头表面温度；步骤2：温度数据被用来回归分析计算探头的稳态温度；步骤3：比较分析得出的稳态温度和目标温度或温度阈值；步骤4：相应调节成像参数。本方法利用探头中温度传感器反馈的温度数据和传感器表面发热的数学模型对于探头温度和瞬态和稳态反应进行预测，并基于预测结果对于成像系统参数实施自适应调节，从而确保成像探头在安全温度范围内以最优化状态运行。

