



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109805997 A

(43)申请公布日 2019.05.28

(21)申请号 201910073328.9

(22)申请日 2019.01.25

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 马艺馨 李华 黄宁宁 崔大祥

(74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司 31220

代理人 郑立

(51)Int.Cl.

A61B 18/04(2006.01)

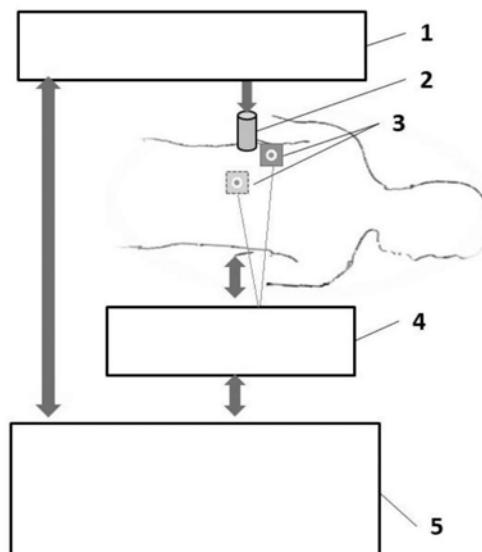
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种基于电阻抗测量的HIFU系统及使用方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于电阻抗测量的HIFU系统，涉及高强度聚焦超声技术领域，包括HIFU本体和阻抗测量系统，所述阻抗测量系统通过体表复合电极测量所述HIFU本体工作时被测对象在第一频率和第二频率下的电阻抗，判断HIFU的治疗效果并降低接触电阻影响。本发明还公开了所述HIFU系统的使用方法，基于所测的第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗，阻抗测量系统通过HIFU启动瞬间低频电阻抗的变化量，治疗期间高频电阻抗与低频电阻抗的比值，判断HIFU系统在靶区的超声功率是否正常、靶区温度上升是否正常、细胞凝固性坏死是否发生。本发明公布的HIFU系统及使用方法，安全、无创、快速、准确性高，且避免了传统方法无法实时检测HIFU期间靶区组织的温度。



1. 一种基于电阻抗测量的HIFU系统，包括HIFU本体和阻抗测量系统，所述阻抗测量系统被配置为测量所述HIFU本体工作时被测对象包含靶区的体域的电阻抗，其特征在于，所述阻抗测量系统包括电阻抗测量电极、电阻抗测量系统、上位机；所述电阻抗测量系统分别连接所述上位机和所述电阻抗测量电极，所述电阻抗测量电极被配置为采集被测对象测量部位的电信号；所述电阻抗测量系统被配置为受所述上位机的控制，通过所述电阻抗测量电极，测量靶区在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗并实时传输至所述上位机；所述上位机被配置为基于所述电阻抗测量系统反馈的低频电阻抗和高频电阻抗，判断所述HIFU本体在体内的超声功率是否正常、靶区温度是否上升正常、细胞凝固性坏死是否发生。

2. 如权利要求1所述的基于电阻抗测量的HIFU系统，其特征在于，所述电阻抗测量电极由一对复合电极组成，所述每个所述复合电极包括一个电流电极和一个电压电极，所述电流电极与所述电压电极互不接触。

3. 如权利要求2所述的基于电阻抗测量的HIFU系统，其特征在于，所述电流电极形状为中心圆孔的矩形，所述电压电极形状为尺寸小于所述圆孔的圆形，所述电压电极与所述电流电极几何同心且通过绝缘环连接。

4. 如权利要求1所述的基于电阻抗测量的HIFU系统，其特征在于，所述第一频率的频率范围为1kHz～250kHz，所述第二频率的频率范围为500kHz～5MHz。

5. 一种如权利要求1-4任意所述的HIFU系统的使用方法，其特征在于，所述使用方法包括以下步骤：

步骤1、上位机向电阻抗测量系统发送测量开始命令；

步骤2、所述电阻抗测量系统根据所述测量开始命令，经由电阻抗测量电极重复测量靶区在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗，并将测量到的电阻抗实时传输至所述上位机；

步骤3、HIFU本体的换能器发出超声；

步骤4、所述上位机运行阻抗分析算法实时分析所述的低频电阻抗和高频电阻抗，判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常、靶区温度是否正常上升、细胞凝固性坏死是否发生；若HIFU输出的功率不正常、靶区温度上升不正常或发生细胞凝固性坏死，及时报警并中断HIFU照射，否则持续到预计治疗时间上限；

步骤5、所述电阻抗测量系统继续测量电阻抗，直到高频电阻抗恢复到所述步骤3照射前的高频电阻抗初始值、电阻抗测量时间上限达到或者上位机给出测量停止命令。

6. 如权利要求5所述的基于电阻抗测量的HIFU系统的使用方法，其特征在于，所述步骤2中电阻抗测量包括以下步骤：

步骤2.1、所述电阻抗测量系统输出一个恒流激励信号给所述电阻抗测量电极，所述恒流激励信号幅值低于5mA，频率为第一频率；

步骤2.2、所述电阻抗测量系统通过所述电阻抗测量电极获取测量部位的电压信号；

步骤2.3、所述电阻抗测量系统根据步骤2.3所述的电压信号和所述恒流激励信号，计算低频电阻抗；

步骤2.4、所述电阻抗测量系统产生一个恒流激励信号给所述电阻抗测量电极，所述恒流激励信号幅值低于5mA，频率为第二频率；

步骤2.5、重复步骤2.2和步骤2.3,计算高频电阻抗。

7. 如权利要求5所述的基于电阻抗测量的HIFU系统的使用方法,其特征在于,所述电阻抗测量电极贴附被测对象体表靶区,围绕所述HIFU本体的换能器。

8. 如权利要求5所述的基于电阻抗测量的HIFU系统的使用方法,其特征在于,所述步骤4的上位机判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常,包括以下步骤:

步骤4.1、建立所述HIFU本体在靶区体内超声功率的平方根与低频电阻抗变化量的线性方程;

步骤4.2、基于所述上位机获取的HIFU启动瞬间的低频电阻抗,判断启动瞬间低频电阻抗的变化量,与HIFU启动瞬间的额定低频电阻抗变化量定值比较,判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常。

9. 如权利要求5所述的HIFU设备的使用方法,其特征在于,所述上位机通过判断HIFU治疗初期所述高频电阻抗与所述低频电阻抗比值变化率在给定范围,判断HIFU的靶区温度是正常上升;反之,则靶区温度上升不正常。

10. 如权利要求5所述的HIFU设备的使用方法,其特征在于,所述上位机通过判断HIFU治疗期间HIFU的高频电阻抗与低频电阻抗比值增大,且比值变化率变化超过给定值,确认发生细胞凝固性坏死;反之,则没有发生。

一种基于电阻抗测量的HIFU系统及使用方法

技术领域

[0001] 本发明涉及高强度聚焦超声技术领域,尤其涉及一种基于电阻抗测量的HIFU系统及使用方法。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 消融手术通过将体外低能量超声波聚焦于体内靶区,在肿瘤内产生瞬态高温 (60~120°C)、空化、机械作用等生物学效应,杀死靶区内的肿瘤细胞,消融坏死后的病灶通过自然代谢逐渐溶解被人体吸收消失。其治疗机制主要是热机制,利用组织对超声波的吸收将声能转化为热能,在短时间内使焦点处的靶组织温度上升到60°C以上,造成细胞的瞬间死亡。由于炭化区域很难被生物体吸收,治疗过程中既要避免温度过高导致组织炭化,又要保障温度和时间达到治疗阈值实现肿瘤组织消融,因此对靶区温度实时监控非常重要。

[0003] 低HIFU功率照射较长时间和高功率HIFU照射很短时间均能实现病变组织消融的目的。区别是,HIFU功率低、产生焦域的时间长,焦点区域的热量扩散将导致超声传播路径上组织温度升高,导致超声传播速度的改变和聚焦位置的改变,使得所产生的焦域偏离预期的焦点位置,降低治疗定位的准确性。因此目前HIFU治疗推崇在1秒左右时间内迅速将靶区升温到70°C左右实现病变组织瞬间消融。

[0004] 目前常用的核磁共振成像 (MRI) 和B超两种方法能够无损监测体内温度,但在实际应用中有各自的问题。MRI仪器昂贵,并且成像速度慢,需要0.5s~1s甚至几秒钟产生一幅温度图像,而HIFU治疗通常只在几秒甚至1秒内产生焦域,使用MRI监测HIFU治疗不得不降低超声功率以降低升温速度,导致治疗时间延长治疗成本增加、靶区定位困难等问题。B超的弱超声图像则会被HIFU的强超声干扰导致B超图像白化,B超测量时需要关闭HIFU,HIFU与B超交替进行显著降低了治疗效率、增加了治疗时间。温度-电阻抗变化系数TIVF目前唯一可以用来指示热疗过程中组织发生凝固性坏死的有效的并且可以宏观测量的参数。研究表明,在热疗过程中,低温阶段生物组织的电阻率随温度升高近似线形下降。在组织发生凝固性坏死时,TIVF发生突变。然而TIVF的计算依赖于准确的温度测量。此外,每个个体电阻抗特性不仅对被测组织的温度变化敏感,同时对组织所受的压力、肌肉张力、身体姿态、气泡行为、细胞形态等多种因素敏感,完全依赖于基于温度测量的TIVF参考曲线判断组织是否发生凝固型坏死误差较大。

[0005] 此外,既有的HIFU消融手术,主要依据经验控制HIFU功率和治疗时间进行病变组织消融,不能有效保障治疗的可靠性。MRI引导的HIFU和B超引导的HIFU则尝试通过测温和治疗时间来保障病变组织消融,但实际应用受限。

[0006] 因此,本领域的技术人员致力于开发用于一种基于电阻抗测量的HIFU系统及使用方法,能够根据生物组织电阻抗特性,无创、实时和准确地判断HIFU治疗过程的超声功率、靶区温度上升情况和细胞凝固型坏死的情况,同时降低传统HIFU消融手术对操作人员的时间判断和病灶消除情况判断的经验要求。

发明内容

[0007] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是通过合理的设计,使得能够根据生物组织电阻抗特性,无创、实时和准确地判断HIFU治疗过程的超声功率、靶区温度上升情况和细胞凝固型坏死的情况,同时降低传统HIFU消融手术对操作人员的时间判断和病灶消除情况判断的经验要求的一种基于电阻抗测量的HIFU系统及方法。

[0008] 为实现上述目的,本发明提供了一种基于电阻抗测量的HIFU系统,包括HIFU本体和阻抗测量系统,所述阻抗测量系统被配置为测量所述HIFU本体工作时被测对象包含靶区的体域的电阻抗,其特征在于,所述阻抗测量系统包括电阻抗测量电极、电阻抗测量系统、上位机;所述电阻抗测量系统分别连接所述上位机和所述电阻抗测量电极,所述电阻抗测量电极被配置为采集被测对象测量部位的电信号;所述电阻抗测量系统被配置为受所述上位机的控制,通过所述电阻抗测量电极,测量包络靶区在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗并实时传输至所述上位机;所述上位机被配置为基于所述电阻抗测量系统反馈的低频电阻抗和高频电阻抗,判断所述HIFU本体在体内的超声功率是否正常、靶区温度是否上升正常、细胞凝固性坏死是否发生。

[0009] 进一步地,所述电阻抗测量电极由一对复合电极组成,所述每个所述复合电极包括一个电流电极和一个电压电极,所述电流电极与所述电压电极互不接触。

[0010] 进一步地,所述电流电极形状为圆孔的矩形,所述电压电极形状为尺寸小于所述圆孔的圆形,所述电压电极与所述电流电极几何同心且通过绝缘环连接。

[0011] 进一步地,所述第一频率的频率范围为1kHz~250kHz,所述第二频率的频率范围为500kHz~5MHz。

[0012] 进一步地,本发明还公开了一种基于电阻抗测量的HIFU系统的使用方法,所述使用方法包括以下步骤:

[0013] 步骤1、上位机向电阻抗测量系统发送测量开始命令;

[0014] 步骤2、所述电阻抗测量系统根据所述测量开始命令,经由电阻抗测量电极重复测量靶区在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗,并将测量到的电阻抗实时传输至所述上位机;

[0015] 步骤3、HIFU本体的换能器发出超声;

[0016] 步骤4、所述上位机运行阻抗分析算法实时分析所述的低频电阻抗和高频电阻抗,判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常、靶区温度是否正常上升、细胞凝固性坏死是否发生,若HIFU输出的功率不正常、靶区温度上升不正常或发生细胞凝固性坏死,及时报警并中断HIFU照射,否则持续到预设治疗时间上限;

[0017] 步骤5、所述电阻抗测量系统继续测量电阻抗,直到高频电阻抗恢复到所述步骤3照射前的高频电阻抗初始值、电阻抗测量时间上限达到或者上位机给出测量停止命令。

[0018] 进一步地,所述步骤2中电阻抗测量包括以下步骤:

[0019] 步骤2.1、所述电阻抗测量系统输出一个恒流激励信号给所述电阻抗测量电极,所述恒流激励信号幅值低于5mA,频率为第一频率;

[0020] 步骤2.2、所述电阻抗测量系统通过所述电阻抗测量电极获取测量部位的电压信号;

[0021] 步骤2.3、所述电阻抗测量系统根据步骤2.3所述的电压信号和所述恒流激励信

号,计算低频电阻抗;

[0022] 步骤2.4、所述电阻抗测量系统产生一个恒流激励信号给所述电阻抗测量电极,所述恒流激励信号幅值低于5mA,频率为第二频率;

[0023] 步骤2.5、重复步骤2.2和步骤2.3,计算高频电阻抗。

[0024] 进一步地,所述电阻抗测量电极贴附被测对象体表靶区,围绕所述HIFU本体的换能器。

[0025] 进一步地,所述步骤4的上位机判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常,包括以下步骤:

[0026] 步骤4.1、建立所述HIFU本体在靶区体内的超声功率的平方根与低频电阻抗变化量的线性方程;

[0027] 步骤4.2、基于所述上位机获取的HIFU启动瞬间的低频电阻抗,判断启动瞬间低频电阻抗的变化量,与HIFU启动瞬间的额定低频电阻抗变化量定值比较,判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常。

[0028] 进一步地,所述上位机通过判断HIFU治疗初期所述高频电阻抗与所述低频电阻抗比值变化率在给定范围,判断HIFU的靶区温度是正常上升;反之,则靶区温度上升不正常。

[0029] 进一步地,所述上位机通过判断HIFU治疗期间HIFU的高频电阻抗与低频电阻抗比值增大,且比值变化率变化超过给定值,确认发生细胞凝固性坏死;反之,则没有发生。

[0030] 本发明的有益技术效果为:

[0031] 1、采用一对电流电极和电压电极不接触的复合电极测量包络HIFU靶区的电阻抗,能够有效地消除接触阻抗的影响,而且能够最小化测量电阻的敏感体积、提高对靶区电导率变化的敏感性;

[0032] 2、通过快速重复测量并实时分析对靶区电导率变化敏感的高频和低频两个电阻抗来进行HIFU治疗过程的监测,电阻抗测量与HIFU治疗同步进行,安全、无创、经济、快速;

[0033] 3、通过分析HIFU开始瞬间低频电阻抗的相对变化量,实现对靶区体内的超声功率是否正常的监测,安全无损;

[0034] 4、通过分析HIFU治疗初期中高频电阻抗与低频电阻抗的比值接近常数,判断HIFU引起的温度升高过程正常,能够有效消除压力变化、电极接触、空化效应等因素对测量到的电阻抗的干扰;

[0035] 5、通过分析HIFU治疗过程中低频电阻抗与高频电阻抗比值的变化,准确判断HIFU治疗过程中组织凝固性坏死是否发生;

[0036] 6、通过基于电阻抗测量衡量HIFU照射期间的技术指标,回避了受细胞形态、组织压力和换能器影响较大的温度测量,更加准确、迅速、干扰因素少。

[0037] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

附图说明

[0038] 图1是本发明的一个较佳实施例的系统构成示意图;

[0039] 图2是图1所示的一个较佳实施例的复合电极结构示意图;

[0040] 图3是本发明另一较佳实施例的猪离体组织在HIFU启动瞬间的低频电阻值变化量

与靶区体内超声功率平方根线性曲线图；

[0041] 图4是图3所示实施例的猪离体组织HIFU启动瞬间低频电阻抗的变化曲线图；

[0042] 图5是本发明另一较佳实施例的新鲜鸡肝脏在HIFU照射期间高频电阻抗与低频电阻抗比值的变化曲线。

[0043] 其中，1-HIFU驱动与控制系统，2-HIFU换能器，3-电阻抗测量电极，4-电阻抗测量系统，5-上位机，6-电流电极，7-电压电极，8-绝缘环。

具体实施方式

[0044] 以下参考说明书附图介绍本发明的优选实施例，使其技术内容更加清楚和便于理解。本发明可以通过许多不同形式的实施例来得以体现，本发明的保护范围并非仅限于文中提到的实施例。

[0045] 实施例一

[0046] 如图1所示，是本发明一种较佳实施例的基于电阻抗测量的HIFU系统示意图，包括HIFU本体和阻抗测量系统，所述阻抗测量系统被配置为测量所述HIFU本体工作时被测对象体表靶区的电阻抗。

[0047] 其中，HIFU本体包括HIFU驱动与控制系统1和HIFU换能器2；HIFU驱动与控制系统1与HIFU换能器2相连，HIFU驱动与控制系统1为HIFU换能器2提供驱动信号，HIFU换能器2发射高强度聚焦超声照射靶区。

[0048] 其中，阻抗测量系统包括电阻抗测量电极3、电阻抗测量系统4和上位机5；电阻抗测量系统4分别连接上位机5和电阻抗测量电极3。电阻抗测量电极3被配置为采集被测对象测量部位的电信号；电阻抗测量系统4被配置为受上位机5的控制，通过电阻抗测量电极3，测量靶区在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗并实时传输至上位机5；所述上位机5被配置为基于所述电阻抗测量系统4反馈的低频电阻抗和高频电阻抗，判断HIFU换能器2在靶区体内的超声功率是否正常、靶区温度是否上升正常、细胞凝固性坏死是否发生。

[0049] 为能够有效消除接触阻抗的影响，并且能够最小化测量电阻的敏感体积、提高对靶区电导率变化的敏感性，优选地，电阻抗测量电极3采用一对复合电极，且每个复合电极由互不接触的电流电极与电压电极组成。

[0050] 图2所示为本实施例一个复合电极的示意图，包括电流电极6、电压电极7和绝缘环8。考虑到集肤效应和采集方便，优选地，电流电极6形状为中心圆孔的矩形，电压电极7形状为尺寸小于所述圆孔的圆形，电压电极7与电流电极6几何同心且通过绝缘环8连接。

[0051] 为确保HIFU消融手术良好的治疗效果，必须确保HIFU在靶区的输入功率或者靶区温度，并在病灶消融后及时停止HIFU照射，防止伤害正常组织。因此，必须对HIFU治疗过程中的靶区温度和结束时刻准确监控。

[0052] 由于靶区体内的TIVF特性直观和便于在线测量，本实施例采用测量靶区电阻抗的方法，间接判断治疗过程HIFU各指标是否正常。为降低或消除阻抗测量噪声的影响，优选地，电阻抗测量系统4在上位机5的控制下，分别测量靶区体内在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗。

[0053] HIFU照射瞬间，体内靶区的低频电阻抗的变换量与体内靶区的HIFU超声功率正相

关；低频电阻抗与靶区组织的温度呈负相关，在HIFU治疗开始后随时间线性下降，表明组织内温度在逐渐上升；而高频电阻抗的温度系数很小，基本不随温度变化而变化。此外，细胞膜在高频电场中呈现良好的通透性；而在低频电场中表现出很强的电容特性，因此低频电阻抗主要反映细胞间液的电导率特性，而高频电阻抗反映细胞内和细胞外的综合电阻抗特性。当组织发生凝固性坏死时，细胞膜破裂、电容特性瞬间显著降低或消失，组织的低频电阻抗突然降低，而高频电阻抗不会因为细胞膜破裂发生显著变化。基于上述HIFU治疗过程中的生理变化在高频电阻抗和低频电阻抗的不同特征，为进一步降低阻抗测量噪声的影响，提高电阻抗对HIFU技术指标反应的准确性，优选地，第一频率选择为1kHz～250kHz，第二频率的频率范围为500kHz～5MHz。

[0054] 实施例二

[0055] 本实施例通过具体的动物试验，详细说明本发明的基于电阻抗测量的HIFU系统的使用方法及有效性。

[0056] 本实施基于电阻抗的HIFU系统的使用方法，具体包括以下步骤：

[0057] 步骤1、上位机5向电阻抗测量系统4发送测量开始命令；

[0058] 步骤2、电阻抗测量系统4根据所述测量开始命令，经由电阻抗测量电极3重复测量靶区在第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗，并将测量到的电阻抗实时传输至上位机5；

[0059] 步骤3、HIFU换能器2发出超声；

[0060] 步骤4、上位机5运行阻抗分析算法，实时分析步骤2中获得的低频电阻抗和高频电阻抗，判断所述HIFU换能器2在靶区体内的超声功率是否正常、靶区温度是否正常上升、细胞凝固性坏死是否发生，若HIFU换能器2输出的功率不正常、靶区温度上升不正常或发生细胞凝固性坏死，及时报警并中断HIFU照射，否则持续到预设治疗时间上限；

[0061] 步骤5、电阻抗测量系统4继续测量电阻抗，直到高频电阻抗恢复到所述步骤3照射前的高频电阻抗初始值、电阻抗测量时间上限达到或者上位机5给出测量停止命令；

[0062] 步骤6、移动HIFU换能器2的位置，重复步骤1～5，直至病灶消除。

[0063] 本实施例中，考虑到靶区组织的阻抗特性，优选地，同样地，第一频率的频率范围为1kHz～250kHz，所述第二频率的频率范围为500kHz～5MHz。

[0064] 为尽量提高复合电极测量的准确性，减少接触电阻和噪声的影响，优选地，电阻抗测量电极3贴附在被测对象体表，围绕HIFU换能器2，贴附的位置以所测量电阻抗对靶区阻抗特性敏感性高为原则。本实施例采用一对复合电极采集被测对象靶区体表的电阻抗信息。

[0065] 考虑直接使用阻抗传感器采集靶区表面的电阻抗误差较大，且只能采集单一频率的电阻抗，优选地，采用电阻抗测量系统4对电阻抗测量电极3外加激励源的方式，获取电阻抗测量电极3处理得到不同频率下的电阻抗。

[0066] 考虑到人体组织的敏感性和电流信号采集容易引入噪声，优选地，所述步骤2中电阻抗测量采用以下步骤：

[0067] 步骤2.1、电阻抗测量系统4输出一个恒流激励信号给电阻抗测量电极3，所述恒流激励信号幅值低于5mA，频率为第一频率；

[0068] 步骤2.2、电阻抗测量系统4通过电阻抗测量电极3，获取一对复合电极的电压电极

7之间的电压信号；

[0069] 步骤2.3、电阻抗测量系统4根据步骤2.3所述的电压信号和所述恒流激励信号，计算低频电阻抗；

[0070] 步骤2.4、电阻抗测量系统4产生一个恒流激励信号给电阻抗测量电极3，恒流激励信号幅值低于5mA，频率为第二频率；

[0071] 步骤2.5、重复步骤2.2和步骤2.3，计算高频电阻抗。

[0072] 由于靶区组织的低频电阻抗在HIFU照射开始时瞬间变大，在HIFU关闭时瞬间跳变回正常电阻值，且该变化量与HIFU换能器2在靶区体内的超声功率线性相关。为避免HIFU换能器2的温度、HIFU换能器2与皮肤的声耦合以及被测对象体内组织结构和温度特性等因素发生变化，优选地，采用低频电阻抗相对跳变量准确、安全、无创评估HIFU换能器2在靶区体内的超声功率，包括以下步骤：

[0073] 步骤4.1、建立所述HIFU换能器2在靶区体内的超声功率的平方根与低频电阻抗变化量的线性方程；

[0074] 步骤4.2、基于上位机5获取的HIFU启动瞬间的低频电阻抗，判断启动瞬间低频电阻抗的变化量，与HIFU启动瞬间的额定低频电阻抗变化量定值比较，判断所述HIFU本体在靶区体内的超声功率是否正常。

[0075] 本实施例采用离体猪肉组织，在第一频率为250kHz的情况下展开实验：

[0076] 图3所示为本实施例HIFU治疗开始瞬间电阻抗的变化量与HIFU换能器2在靶区体内的超声功率的平方根的关系；由图3可以看出，二者确基本满足线性关系。

[0077] 图4所示是本实施例HIFU换能器2在靶区体内功率为25W时，离体猪肉组织的低频电阻抗变化情况。从图4可以看出，离体猪肉组织在HIFU换能器2照射开始时发生了正跳变，在HIFU治疗过程中呈下降趋势，在HIFU换能器2照射结束时跳变回正常值。HIFU换能器2在靶区的体内功率为25W，则其平方根为5；对应于图3的纵坐标，低频电阻抗变化率范围为30%-40%，与图4结果相符。

[0078] 应当注意，在进行靶区移动前，应进行步骤6移动HIFU更换照射靶区部位前，应确认步骤5中所述高频电阻抗恢复，防止下次HIFU照射前上位机5对高频电阻抗与低频电阻抗的比值处理错误，进而影响治疗效果。

[0079] 实施例三

[0080] 传统MRI和B超两种方法由于准备时间长和受HIFU超声的影响，不适用于在线监测对时间和温度准确性要求高的HIFU手术。考虑到靶区组织的低频电阻抗对组织的温度呈负相关，在HIFU治疗开始后随时间线性下降，表明组织内温度在逐渐上升；而高频电阻抗的温度系数很小，基本不随温度变化而变化。HIFU治疗初期，靶区温度应平稳上升，高频电阻抗与低频电阻抗的比值接近常数，基本不变。

[0081] 为进一步降低阻抗测量噪声的影响，更有效监测温度上升是否正常，有效消除压力变化、电极接触、空化效应等因素对测量到的电阻抗的干扰，优选地，采用上位机5通过判断HIFU治疗初期所述高频电阻抗与所述低频电阻抗比值变化率在给定范围，判断HIFU的靶区温度是正常上升；反之，则靶区温度上升不正常。

[0082] 同理，为进一步降低阻抗测量噪声的影响，更有效判断组织凝固性坏死的发生，有效消除压力变化、电极接触、空化效应等因素对测量到的电阻抗的干扰，优选地，上位机5通

过判断HIFU治疗期间HIFU的高频电阻抗与低频电阻抗比值增大,且比值变化率变化超过给定值,确认发生细胞凝固性坏死;反之,则没有发生。

[0083] 本实施例采用50mm×50mm×80mm新鲜离体鸡肝脏进行试验;本实施例中,HIFU换能器2的驱动电压频率为1MHz,峰峰值159V,在鸡肝脏所处的水槽中测量到的超声功率为22.1W。经实际测试,第一频率为5kHz,第二频率为1MHz时靶区组织的电阻抗特性最为灵敏;因此第一频率采用5kHz,第二频率采用1MHz。

[0084] 图5所示为本实施例的实验结果;图5所示,在初始阶段温度上升时高频电阻抗与低频电阻抗的比值基本保持恒定,表明温度上升正常;而当组织凝固性坏死发生比值增大,且比值迅速上升,表明靶区的细胞膜破裂、组织凝固性坏死发生、焦域形成。

[0085] 此外,为增加HIFU手术过程的交互性和可视性,优选地,上位机5还设置有用户界面9,使用者通过用户界面9输入HIFU治疗功率、靶区、HIFU治疗时间上限、电阻抗测量时间上限、电阻抗测量速度与测量频率等监控参数。

[0086] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解,本领域的普通技术无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域中技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

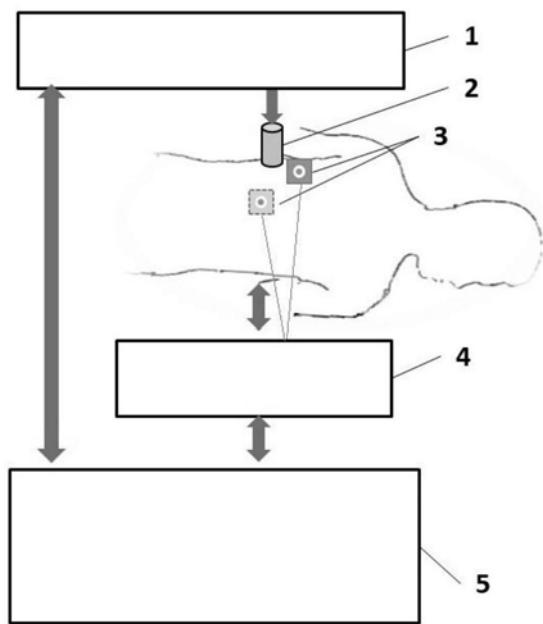


图1

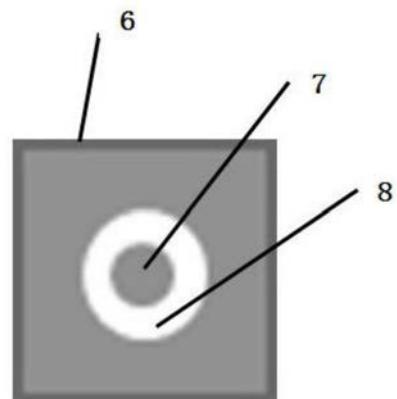


图2

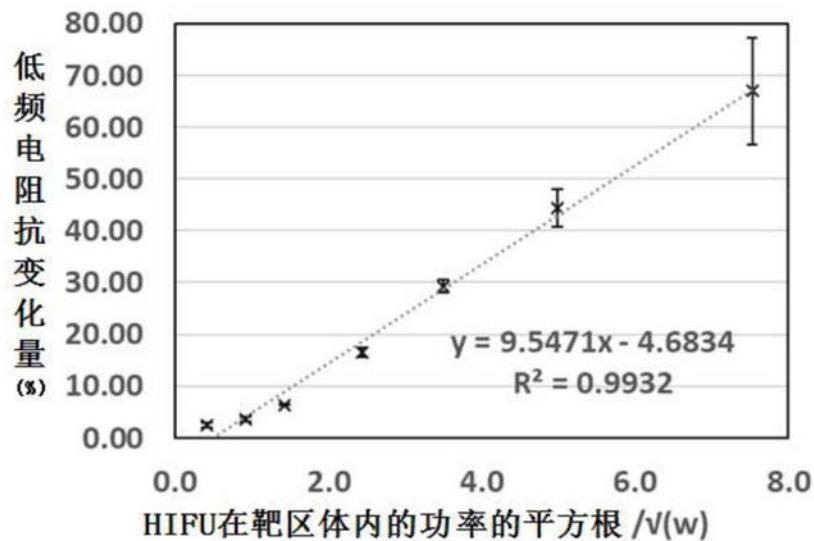


图3

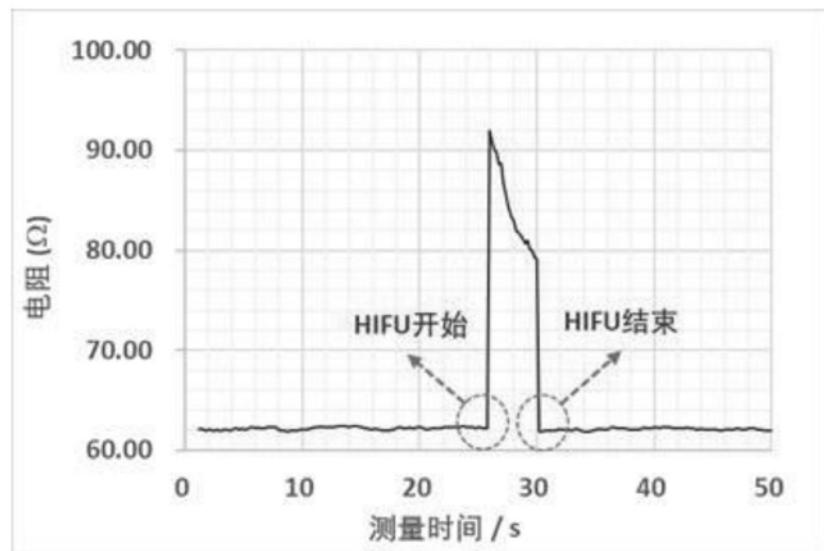


图4

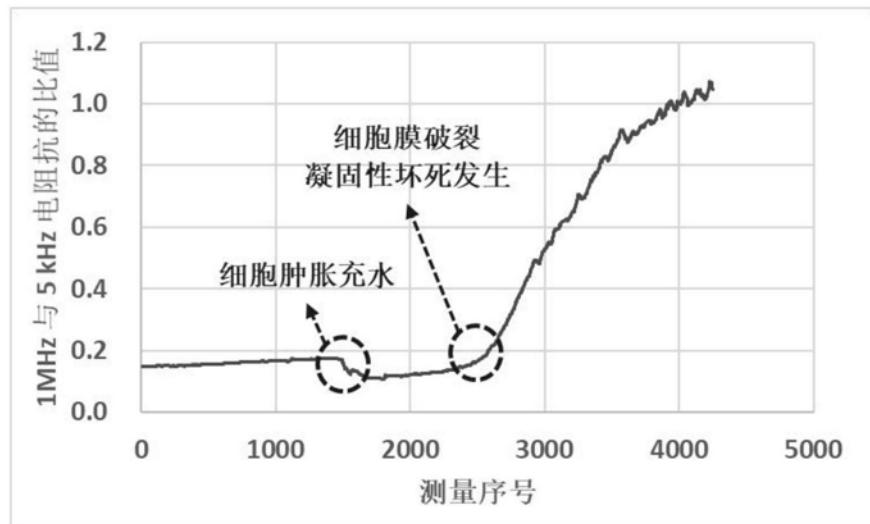


图5

专利名称(译)	一种基于电阻抗测量的HIFU系统及使用方法		
公开(公告)号	CN109805997A	公开(公告)日	2019-05-28
申请号	CN201910073328.9	申请日	2019-01-25
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	马艺馨 李华 黄宁宁 崔大祥		
发明人	马艺馨 李华 黄宁宁 崔大祥		
IPC分类号	A61B18/04		
代理人(译)	郑立		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种基于电阻抗测量的HIFU系统，涉及高强度聚焦超声技术领域，包括HIFU本体和阻抗测量系统，所述阻抗测量系统通过体表复合电极测量所述HIFU本体工作时被测对象在第一频率和第二频率下的电阻抗，判断HIFU的治疗效果并降低接触电阻影响。本发明还公开了所述HIFU系统的使用方法，基于所测的第一频率下的低频电阻抗和第二频率下的高频电阻抗，阻抗测量系统通过HIFU启动瞬间低频电阻抗的变化量，治疗期间高频电阻抗与低频电阻抗的比值，判断HIFU系统在靶区的超声功率是否正常、靶区温度上升是否正常、细胞凝固性坏死是否发生。本发明公布的HIFU系统及使用方法，安全、无创、快速、准确性高，且避免了传统方法无法实时检测HIFU期间靶区组织的温度。

