



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111096746 A

(43)申请公布日 2020.05.05

(21)申请号 201911019769.7

(22)申请日 2019.10.24

(66)本国优先权数据

201811251504.5 2018.10.25 CN

(71)申请人 四川大学华西医院

地址 610000 四川省成都市武侯区国学巷
37号

(72)发明人 罗燕 黄林 李加伍 郑铸

向虹谨 蒋华北

(74)专利代理机构 成都高远知识产权代理事务

所(普通合伙) 51222

代理人 李安霞 曾克

(51) Int. Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

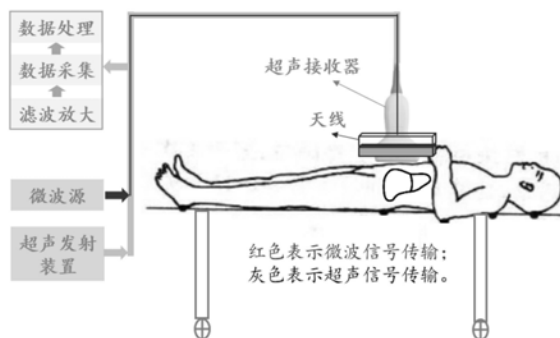
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置和方法

(57)摘要

本发明公开一种微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,包括:用于辐射肝脏的微波激励系统,所述微波激励系统包括微波源,微波源包括:磁控管或其他微波电真空微波器件,以及微波固态功率放大器等其他微波产生装置;对微波源产生的脉冲微波信号进行传输的天线;用于发射超声波信号的超声发射装置;用于接收目标肝脏所产生热声信号超声接收器,该超声接收器同时用于发射和接收超声波信号,进行超声成像和热声成像;本发明将微波热声成像和超声结合,能够无创、快速和准确、可视地评估目标肝脏及目标外肝脏的水分含量。



1. 微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,包括:

用于辐射肝脏的微波激励系统,所述微波激励系统包括微波源,微波源包括:磁控管或其他微波电真空微波器件,以及微波固态功率放大器等其他微波产生装置;对微波源产生的脉冲微波信号进行传输的天线;

用于发射超声波信号的超声发射装置;

用于接收目标肝脏微波热声信号和超声回波信号的超声接收器,该超声接收器同时用于发射超声波信号,进行超声成像;

用于对超声接收器接收到的热声信号和超声回波信号进行处理的处理单元;处理单元包括:信号滤波放大、数据采集和数据处理。

微波热声成像时,脉冲微波信号由微波源发出,经由天线发射传输至肝脏部位;

超声成像时,超声信号由超声发射装置发出,经由超声接收器发射传输至肝脏部位。

在微波热声和超声成像过程中,热声信号和超声回波信号被同一个超声接收器接收,经由滤波放大、数据采集后进行数据处理。

2. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,其特征在于:微波热声成像时,照射肝脏组织的为脉冲微波信号;在超声成像时,照射肝脏组织的为超声信号;在微波热声和超声成像时,肝脏组织输出的均为超声信号。

3. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,其特征在于:所述脉冲微波信号的中心频率为0.1~3.0GHz,脉冲宽度为10~1000ns,脉冲峰值功率为10~90kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

4. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,其特征在于:所述超声接收和发射装置的成像模式为B模式;使用的超声接收器为线阵、凸阵或相控阵等。

5. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,其特征在于:所述天线为高功率增益天线,可以为喇叭天线、贴片天线或单极子天线等。

6. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,其特征在于:所述超声接收器为多元超声换能器,换能器通道数为2-2048,频率范围为0.2-5.0MHz,形状可以为凸阵、线阵、扇形等。

7. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置,其特征在于:所述微波源、超声发射装置、数据采集均与计算机相连,计算机通过特定脉冲时间序列控制微波源、超声发射装置和数据采集工作;微波源、超声发射装置和数据采集操作步骤之间通过计算机脉冲时序之间的延迟实现相互隔离,完成单独动作。

8. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的方法,采用权利要求1-7利用微波热声超声双模态实现即刻可视评估目标肝脏的水分含量,其特征在于:包括以下步骤,

1) 让待检测者平躺,并在其肝脏对应皮肤处涂抹医用超声耦合剂;

2) 开启微波源,通过计算机进行相应参数设置和初始化;

3) 进行超声成像;

4) 通过计算机控制,延迟一段时间后(通常为几十ms),进行微波热声成像;

5) 利用计算机对热声和超声成像结果进行图像融合,并即刻可视评估目标肝脏的水分

含量;

6) 数据保存及系统装置关机。

9. 根据权利要求8所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的方法,其特征
在于:

步骤3) 中计算机产生一个脉冲时间序列,该时间序列首先出发微波源产生微波,同时
触发采集卡进行数据采集;微波源发射的脉冲微波信号经天线照射到肝脏上,由于肝脏吸
收脉冲微波信号以后产生热声效应,并进而释放出超声信号;超声信号被超声接收器所接
收,然后经由滤波放大后传至数据采集卡进行A/D转换,并被储存于计算机中;数据处理模
块对采集得到的数据进行图像重建,得到热声图像,数据采集卡停止工作,等待下一条指
令;

步骤4) 中热声成像数据采集完成以后,延迟一段时间后(通常为几十ms),控制超声发
射装置激发超声接收器发射超声信号照射肝脏,同时触发采集进行数据采集;超声接收器
接收来自肝脏部位的超声回波信号,然后经由滤波放大后传至数据采集卡进行A/D转换,并
被储存于计算机中;数据处理模块对采集得到的数据进行图像重建,得到超声图像,数据采
集卡停止工作。

10. 根据权利要求1所述的微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的方法,其特征
在于:步骤5) 中,计算机对热声图像和超声图像进行叠加,以及颜色编码,实现同一图像中
同时显示热声图像和超声图像。

微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学领域,尤其涉及一种微波热声超声双模态成像即刻可视评估目标肝脏的水分含量的装置和方法。

背景技术

[0002] 现有肝脏局部热消融(Liver Local Thermal Ablation,LLTA)疗效评估方法中:增强CT、MRI、FDG PET/CT可以精准但是难以即刻;常规超声(Ultrasound, US)可以即刻但是并不精准,因为超声虽然能够准确制定拟消融区(Proposed Ablation Area,PAA),但是无法精确区分消融区(Ablation Area,AA)与未消融区(No Ablation Area,NAA);增强超声通过造影剂灌注可以精准判断消融疗效,但也不建议即刻,因为消融后的充血带可能会影响消融边界有无残癌的判断,目前多主张在消融后2小时或至少半小时后再评估;实时温度测量能够即刻,但是测温针仅能反映测温点的温度、无法覆盖整个肿瘤区且难以可视化。因此,寻找能够即刻精准估评估LLTA疗效的新方法,非常急迫和重要。

[0003] 微波热声效应是指采用非电离微波辐照组织,激励组织中极性分子(如水分子等)做高速旋转运动以及带电离子(如钠、钾离子等)做定向运动并与周围组织发生碰撞产生热、实现微波能向热能的转化,进而导致局部热胀冷缩产生超声波的现象。其中由微波辐射而产生的超声信号即微波热声信号(Thermoacoustic Signal,TAS),TAS反映的是不同组织的电导率及对微波的不同吸收能力,是不同组织的电磁波单位体积功率损耗差异。由于不同组织对微波的吸收不同致使TAS的幅值和频率不同,借助超声换能器采集TAS并利用图像重建算法可获得反映组织内部不同部位及范围微波吸收差异特性的功能性热声图像即微波热声成像(Thermoacoustic Imaging,TAI)。基于此,目前国内外研究已经将TAI用于早期乳腺癌的检测上。

[0004] 而肝脏局部热消融时消融区温度升高、水分减少会导致消融区与未消融区电导率及微波吸收的差异,而微波热声成像是有可能反映这些改变的,且即刻无创可视,但迄今为止未见用于肝脏局部热消融的报道。

发明内容

[0005] 为了消除现有技术的上述缺陷,本发明旨在提供一种微波热声超声双模态成像即刻可视评估目标肝脏的水分含量的装置和方法,通过微波吸收差异实现即刻精准可视化区分目标肝脏及目标外肝脏的目的。

[0006] 为达到上述目的,本发明是采用以下技术方案实现的:

[0007] 用于辐射肝脏的微波激励系统,所述微波激励系统包括微波源,微波源包括:磁控管或其他微波电真空微波器件,以及微波固态功率放大器等其他微波产生装置;对微波源产生的脉冲微波信号进行传输的天线;用于发射超声波信号的超声发射装置;用于接收目标肝脏所产生热声信号和超声回波信号的超声接收器;用于对超声接收器接收到的热声信号和超声回波信号进行处理的处理单元;处理单元包括:信号滤波放大、数据采集和数据处

理。

[0008] 优选的,微波热声成像时,脉冲微波信号由微波源发出,经由天线发射传输至肝脏部位;

[0009] 进一步,超声成像时,超声信号由超声发射装置发出,经由超声接收器发射传输至肝脏部位。在微波热声和超声成像过程中,热声信号和超声回波信号被超声接收器接收,经由滤波放大、数据采集后进行数据处理。

[0010] 进一步,微波热声成像时,照射肝脏组织的为脉冲微波信号;在超声成像时,照射肝脏组织的为超声信号;在微波热声和超声成像时,肝脏组织输出的均为超声信号。

[0011] 进一步,所述脉冲微波信号的中心频率为0.1~3.0GHz,脉冲宽度为10~1000 ns,脉冲峰值功率为10~90kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

[0012] 进一步,所述超声接收和发射装置的成像模式为B模式;使用的超声接收器为线阵、凸阵或相控阵等。

[0013] 进一步,所述天线为高功率增益天线,可以为喇叭天线、贴片天线或单极子天线等。

[0014] 进一步,所述超声接收器为多元超声换能器,换能器通道数为2-2048,频率范围为0.2-5.0MHz,形状可以为凸阵、线阵、扇形等,该超声接收器同时用于发射超声波信号,进行超声成像。

[0015] 进一步,所述微波源、超声发射装置、数据采集均与计算机相连,计算机通过特定脉冲时间序列控制微波源、超声发射装置和数据采集工作;微波源、超声发射装置和数据采集操作步骤之间通过计算机脉冲时序之间的延迟实现相互隔离,完成单独动作。

[0016] 进一步,利用微波热声超声双模态成像实现即刻评估目标肝脏的水分含量,主要包括如下步骤:1)让待检测者平躺,并在其肝脏对应皮肤处涂抹医用超声耦合剂;2)开启微波源,通过计算机进行相应参数设置和初始化;3)进行微波热声成像;4)通过计算机控制,延迟一段时间后(通常为几十ms),进行超声成像;5)利用计算机对热声和超声成像结果进行图像融合,并评估目标肝脏的水分含量;6)数据保存及系统装置关机。

[0017] 进一步,在上一步中,步骤3)中计算机产生一个脉冲时间序列,该时间序列首先触发超声发射装置激励超声接收器发射超声信号,同时触发采集卡进行数据采集;超声接收器接收来自肝脏部位的超声回波信号,然后经由滤波放大后传至数据采集卡进行A/D转换,并被储存于计算机中;数据处理模块对采集得到的数据进行图像重建,得到超声图像,数据采集卡停止工作,等待下一条指令;

[0018] 进一步,步骤4)中超声成像数据采集完成以后,延迟一段时间后(通常为几十ms),控制微波源产生微波信号,脉冲微波信号经天线照射到肝脏上,由于肝脏吸收脉冲微波信号以后产生热声效应,并进而释放出超声信号;超声信号被超声接收器所接收,然后经由滤波放大后传至数据采集卡进行A/D转换,并被储存于计算机中;数据处理模块对采集得到的数据进行图像重建,得到热声图像,数据采集卡停止工作。

[0019] 进一步,步骤5)中,计算机对热声图像和超声图像进行叠加,以及颜色编码,实现同一图像中同时显示热声图像和超声图像。

[0020] 一种微波热声超声双模态成像即刻评估目标肝脏的水分含量的装置和方法,其工作原理为:

[0021] 超声成像时:由于目标肝脏和目标外肝脏存在声阻抗差异;因此,超声发射装置激励超声接收器发射的超声波,在肝脏中不用声阻抗位置会产生界面反射,反射的超声回波信号被超声接收器所接收,超声接收器每一晶元接受来自于同一肝脏平面不同区域的超声信号,所有通道接收到的超声信号经信号滤波放大后被数据采集卡采集并存储于计算机中供后续数据处理所用。

[0022] 热声成像时:计算机通过脉冲时间序列控制,触发微波源发射脉冲微波信号,脉冲微波信号经天线照射到肝脏组织上,肝脏组织由于吸收脉冲微波能量进而产生热声效应,激发出超声信号。由于目标肝脏和目标外肝脏在水分含量方面存在较大差异,使得存在较大的微波吸收对比度,即较高的热声成像对比度。因此,热声信号和热声图像可以反映出目标肝脏和目标外肝脏的差异。超声接收器每一晶元接受来自于同一肝脏平面不同区域的热声信号,所有通道接收到的热声信号经信号滤波放大后被数据采集卡采集并存储于计算机中供后续数据处理所用。热声成像数据采集完成以后,延迟一段时间后(通常为几十ms),计算机控制超声发射装置激发超声接收器发射超声信号照射肝脏,同时触发采集进行数据采集,进行超声成像。

[0023] 将热声图像和超声图像进行叠加,以及颜色编码,实现同一图像中同时显示热声图像和超声图像。依据目标肝脏和目标外肝脏的微波吸收差异,借助超声成像的精确解剖位置引导,本发现发明有如下优势:

[0024] 1、本发明能够快速、无创对目标肝脏和目标外肝脏进行区分;可为肝脏评估提供参考。

[0025] 2、本发明提出一种基于热声超声双模态成像技术,在高对比度功能性热声图像中融入超声解剖图像,有利于对目标肝脏和目标外肝脏实现精准定位和准确评估。

附图说明

[0026] 图1为本发明的使用示意图;

[0027] 图2为本发明用于控制分别进行热声和超声成像的脉冲时间序列图。

具体实施方式

[0028] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图,对本发明进行进一步详细说明。

[0029] 如图1所示,本发明公开一种微波热声超声双模态成像装置,利用微波热声成像的原理,结合超声成像精确解剖定位,即刻评估目标肝脏的水分含量,具体的,包括:

[0030] 用于辐射肝脏的微波激励系统,所述微波激励系统包括微波源,微波源包括:磁控管或其他微波电真空微波器件,以及微波固态功率放大器等其他微波产生装置。微波热声成像时,脉冲微波信号由微波源发出,经由天线发射传输至肝脏部位;超声成像时,超声信号由超声发射装置发出,经由超声接收器发射传输至肝脏部位。在微波热声和超声成像过程中,热声信号和超声回波信号被超声接收器接收,经由滤波放大、数据采集后进行数据处理。

[0031] 所述脉冲微波信号的中心频率为0.1~3.0GHz,脉冲宽度为10~1000ns,脉冲峰值功率为10~90kW,脉冲重复频率为1~1000Hz;小于IEEE (Std C95.1TM, 2005) 规定的安全

辐照功率密度 ($10\text{mW}/\text{cm}^2$) ;对微波源产生的脉冲微波信号进行传输的天线,天线可以是开口喇叭天线、贴片天线或者单极子等其他形式天线。

[0032] 所述超声接收和发射装置的成像模式为B模式;使用的超声接收器为线阵、凸阵或相控阵等。超声发射装置支持最大通道数128路,可通过多路复用开关控制激发最多2048路超声接收器发射超声信号;超声发射装置支持发射频率0.1-20 MHz,最大发射电压200V。

[0033] 用于接收微波热声成像和超声成像信号的超声接收器,与用激发产生超声信号的为同一超声接收器,采用多元超声换能器,换能器通道数为2-2048,频率范围为0.2-5.0MHz,相对带宽70%左右,形状可以为凸阵、线阵、扇形等。

[0034] 超声接收器接收来自肝脏部位的热声成像产生的和超声成像产生的超声信号,然后经由滤波放大后传至数据采集卡进行A/D转换,并被储存于计算机中;滤波器带宽0.01-7.5MHz,放大器增益63dB,采集卡:10-50MHz采样率、1-256 采样通道、10-16bit采样分辨率;数据处理模块对采集得到的数据进行图像重建,得到热声图像和超声图像,同时计算机对热声图像和超声图像进行叠加,以及颜色编码,实现同一图像中同时显示热声图像和超声图像。

[0035] 图2是本发明用于控制分别进行热声和超声成像的脉冲时间序列图。其表示本发明热声超声双模态成像过程为:

[0036] 1) 首先利用传统超声成像提供高分辨率的结构性成像,对肝脏部位进行定位;

[0037] 2) 然后切换到热声成像模式,微波源激发脉冲微波信号照射待检查的肝脏,同时触发超声阵列探头进入信号接收工作模式,得到探头位置处 ($z=0$) 接收到的超声信号 $p(x, z=0, t)$;

[0038] 3) 对接收到的超声信号进行衰减补偿、图像重构,反演出初始时刻 $p(x, z, t=0)$ 的声压空间分布,该信号的幅值反映了被照射组织对微波的吸收能力,提供高对比度的功能性成像;

[0039] 4) 进行图像后处理,例如颜色编码、图像平滑、边缘增强等,并叠加到传统的超声图像上,形成微波热声超声双模态图像。

[0040] 当然,本发明还可有其它多种实施例,在不背离本发明精神及其实质的情况下,熟悉本领域的技术人员可根据本发明作出各种相应的改变和变形,但这些相应的改变和变形都应属于本发明所附的权利要求的保护范围。

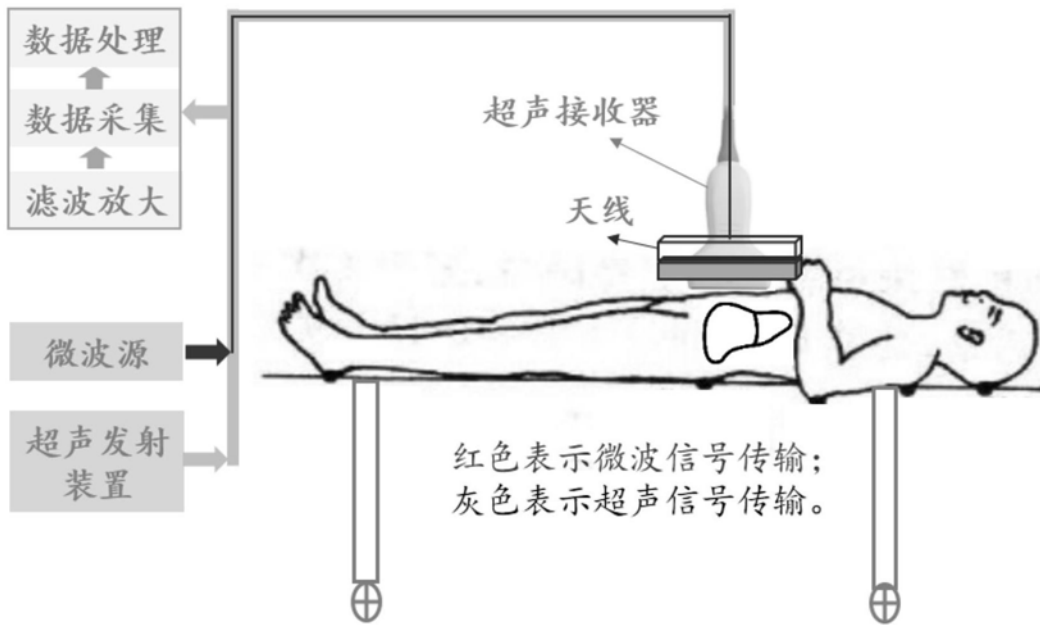


图1

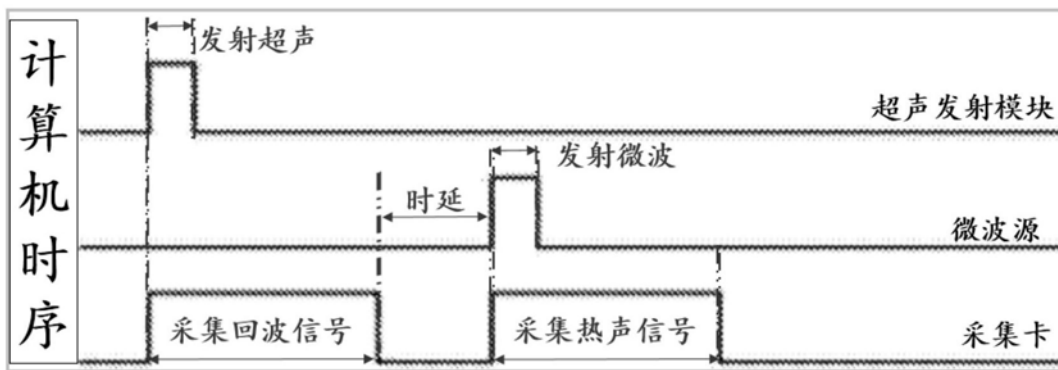


图2

专利名称(译)	微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置和方法		
公开(公告)号	CN111096746A	公开(公告)日	2020-05-05
申请号	CN201911019769.7	申请日	2019-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	四川大学华西医院		
申请(专利权)人(译)	四川大学华西医院		
当前申请(专利权)人(译)	四川大学华西医院		
[标]发明人	罗燕 黄林 李加伍 郑铸 蒋华北		
发明人	罗燕 黄林 李加伍 郑铸 向虹谨 蒋华北		
IPC分类号	A61B5/05 A61B8/00		
代理人(译)	曾克		
优先权	201811251504.5 2018-10-25 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种微波热声超声双模态成像评估肝脏水分含量的装置，包括：用于辐射肝脏的微波激励系统，所述微波激励系统包括微波源，微波源包括：磁控管或其他微波电真空微波器件，以及微波固态功率放大器等其他微波产生装置；对微波源产生的脉冲微波信号进行传输的天线；用于发射超声波信号的超声发射装置；用于接收目标肝脏所产生热声信号超声接收器，该超声接收器同时用于发射和接收超声波信号，进行超声成像和热声成像；本发明将微波热声成像和超声结合，能够无创、快速和准确、可视地评估目标肝脏及目标外肝脏的水分含量。

