



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110742588 A

(43)申请公布日 2020.02.04

(21)申请号 201911033375.7

(22)申请日 2019.10.28

(71)申请人 四川大学华西医院

地址 610041 四川省成都市武侯区国学巷37号

(72)发明人 李加伍

(74)专利代理机构 成都正华专利代理事务所 (普通合伙) 51229

代理人 李蕊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

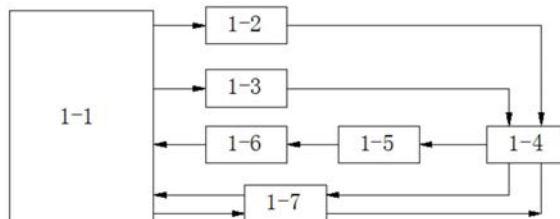
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统,涉及医疗成像技术,成像方法包括获取肠道组织超声图像,通过向肠道组织待成像区域发射脉冲激光和脉冲微波,使肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号和肠道组织热声信号,将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号转换为电信号,经过放大、滤波、A/D转换和图像重建获得肠道组织光声图像和肠道组织热声图像,将颜色编码后的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像叠加于肠道组织超声图像。系统包括超声成像模块、脉冲激光器、脉冲微波源、超声换能器、信号处理单元、数据采集单元和计算机。该成像方法为非侵入性法,操作方便,且患者不会存在痛苦,能够更全面的实现肠道组织的成像。



1. 一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法,其特征在于,包括:
 - S1、对肠道组织待成像区域进行超声成像,获得肠道组织超声图像;
 - S2、向所述肠道组织待成像区域发射脉冲激光和脉冲微波,使所述肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号和肠道组织热声信号;
 - S3、将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号分别转换为第一电信号和第二电信号;
 - S4、对第一电信号和第二电信号进行放大滤波处理;
 - S5、将放大滤波处理后的第一电信号和第二电信号分别转换为数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号;
 - S6、利用数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号进行图像重建,分别得到肠道组织光声图像和肠道组织热声图像;
 - S7、对肠道组织光声图像和肠道组织热声图像分别进行颜色编码,将颜色编码后的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像叠加于肠道组织超声图像,使肠道组织超声图像突出显示图像特征,完成肠道组织待成像区域的三模态成像。
2. 根据权利要求1所述的微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法,其特征在于,所述步骤S6中,图像重建的方法为滤波反投影法或时间反演图像重建算法。
3. 一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像系统,其特征在于,包括:
 - 超声成像模块,其用于获取肠道组织待成像区域的肠道组织超声图像;
 - 脉冲激光器,其用于激发肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号;
 - 脉冲微波源,其用于激发肠道组织待成像区域产生肠道组织热声信号;
 - 超声换能器,其用于接收肠道组织光声信号和肠道组织热声信号,并将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号均转换为电信号;
 - 信号处理单元,其具有信号放大滤波功能,并与所述超声换能器电性连接,用于对电信号进行放大滤波处理;
 - 数据采集单元,其具有A/D转换功能,并与所述信号处理单元电性连接,用于将电信号转换为数字信号;
 - 计算机,其与所述超声成像模块、所述脉冲激光器、所述脉冲微波源以及所述数据采集单元电性连接,用于分别控制所述超声成像模块、所述脉冲激光器和所述脉冲微波源工作,以及接收来自于数据采集单元的数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号,并利用数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号进行图像重建,对图像重建得到的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像进行颜色编码后叠加于肠道组织超声图像。
4. 根据权利要求3所述的微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像系统,其特征在于,所述超声换能器为多元双晶超声探头,其换能通道数为128~1024,其双晶探头用于热声成像的探头频率范围为2.0~5.0MHz,用于光声和超声成像的探头频率范围为5.0~10.0MHz,其探头形状为线阵、凸阵和相控阵中任意一种。
5. 根据权利要求3所述的微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像系统,其特征在于,所述脉冲激光器的波长范围为200~2000nm,脉冲宽度为1~100ns,脉冲能量为1~1000mJ,脉冲重复频率为1~200Hz。
6. 根据权利要求3所述的微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像系统,其特征在于,所述脉冲微波源产生的脉冲微波中心频率为0.5~10.0GHz,脉冲宽度为10~500ns,脉

冲峰值功率为10~100kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗成像技术领域,具体而言,涉及一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统。

背景技术

[0002] 结肠镜检查能较好地观察肠道壁内层的病变部,以及深达肌层的溃疡、黏膜脱落或溃疡部等,但对肠壁结构改变及肠外病变部检查有局限性,同时肠镜检查为侵入性检查,需提前肠道准备,检查过程中患者具有一定痛苦,部分患者难以耐受,且不适于肠腔狭窄病例。

[0003] X线钡餐检查肠道时,只能显示肠腔内病变部,且由于肠道解剖结构重叠,对于肠壁厚度及腹腔脓肿等肠外并发症部位不能显示,局限性较大。

[0004] CT检查方法难以显示肠壁黏膜轻度炎症及浅表溃疡部位等,同时CT检查具有放射性,尤其是对于青年患者,不适于长期随访。

[0005] MRI显示肠黏膜病变部位不如X线钡餐检查方法,同时因扫描时间较长而易产生呼吸或肠道蠕动造成的伪影。

[0006] 超声检查作为一种无创、无放射性、便捷的影像学检查方法,但是其操作过程易受操作者手法和经验的影响。超声造影能够更好地对肠腔及肠壁结构进行显示,但当肠壁厚度太薄时,则难以增强显示其增强情况。

发明内容

[0007] 本发明在于提供一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统,其能够缓解上述问题。

[0008] 为了缓解上述的问题,本发明采取的技术方案如下:

[0009] 第一方面,本发明提供了一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法,包括:

[0010] S1、对肠道组织待成像区域进行超声成像,获得肠道组织超声图像;

[0011] S2、向所述肠道组织待成像区域发射脉冲激光和脉冲微波,使所述肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号和肠道组织热声信号;

[0012] S3、将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号分别转换为第一电信号和第二电信号;

[0013] S4、对第一电信号和第二电信号进行放大滤波处理;

[0014] S5、将放大滤波处理后的第一电信号和第二电信号分别转换为数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号;

[0015] S6、利用数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号进行图像重建,分别得到肠道组织光声图像和肠道组织热声图像;

[0016] S7、对肠道组织光声图像和肠道组织热声图像分别进行颜色编码,将颜色编码后

的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像叠加于肠道组织超声图像,使肠道组织超声图像突出显示图像特征,完成肠道组织待成像区域的三模态成像。

[0017] 本技术方案的技术效果是:该成像方法为非侵入性检查,操作方便,且患者不会存在痛苦,能够适用于狭窄肠腔的成像,能显示肠壁厚度及腹腔脓肿等肠外并发症部位,能显示肠壁黏膜轻度炎症及浅表溃疡部位,最终得到的图像中不会存在伪影,当肠壁厚度太薄时,也能增强显示其增强情况,能够更全面的实现肠道组织的成像。

[0018] 可选地,所述步骤S6中,图像重建的方法为滤波反投影法或时间反演图像重建算法。

[0019] 第二方面,本发明提供了一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像系统,包括:

[0020] 超声成像模块,其用于获取肠道组织待成像区域的肠道组织超声图像;

[0021] 脉冲激光器,其用于激发肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号;

[0022] 脉冲微波源,其用于激发肠道组织待成像区域产生肠道组织热声信号;

[0023] 超声换能器,其用于接收肠道组织光声信号和肠道组织热声信号,并将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号均转换为电信号;

[0024] 信号处理单元,其具有信号放大滤波功能,并与所述超声换能器电性连接,用于对电信号进行放大滤波处理;

[0025] 数据采集单元,其具有A/D转换功能,并与所述信号处理单元电性连接,用于将电信号转换为数字信号;

[0026] 计算机,其与所述超声成像模块、所述脉冲激光器、所述脉冲微波源以及所述数据采集单元电性连接,用于分别控制所述超声成像模块、所述脉冲激光器和所述脉冲微波源工作,以及接收来自于数据采集单元的数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号,并利用数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号进行图像重建,对图像重建得到的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像进行颜色编码后叠加于肠道组织超声图像。

[0027] 本技术方案的技术效果是:提供了一种能够实现上述微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法的系统。

[0028] 可选地,所述超声换能器为多元双晶超声探头,其换能通道数为128~1024,其双晶探头用于热声成像的探头频率范围为2.0~5.0MHz,用于光声和超声成像的探头频率范围为5.0~10.0MHz,其探头形状为线阵、凸阵和相控阵中任意一种。

[0029] 可选地,所述脉冲激光器的波长范围为200~2000nm,脉冲宽度为1~100ns,脉冲能量为1~1000mJ,脉冲重复频率为1~200Hz。

[0030] 可选地,所述脉冲微波源产生的脉冲微波中心频率为0.5~10.0GHz,脉冲宽度为10~500ns,脉冲峰值功率为10~100kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

[0031] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举本发明实施例,并配合所附图,作详细说明如下。

附图说明

[0032] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附

图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0033] 图1是实施例中所述微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像系统的结构示意图;

[0034] 图2是实施例中多元双晶超声探头的局部结构示意图;

[0035] 图3为微波热声、光声和超声成像时序控制图;

[0036] 图中:1-1、计算机;1-2、脉冲激光器;1-3、脉冲微波源;1-4、超声换能器;1-5、信号处理单元;1-6、数据采集单元;1-7、超声成像模块;2-1、热声成像超声晶元;2-2光声和超声成像超声晶元。

具体实施方式

[0037] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。

[0038] 因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0039] 实施例1

[0040] 本实施例提供了一种应用于肠道检查的微波热声、光声和超声三模态成像方法,包括:

[0041] S1、对肠道组织待成像区域进行超声成像,获得肠道组织超声图像;

[0042] S2、向肠道组织待成像区域发射脉冲激光和脉冲微波,使肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号和肠道组织热声信号;

[0043] S3、将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号分别转换为第一电信号和第二电信号;

[0044] S4、对第一电信号和第二电信号进行放大滤波处理;

[0045] S5、将放大滤波处理后的第一电信号和第二电信号分别转换为数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号;

[0046] S6、利用数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号进行图像重建,分别得到肠道组织光声图像和肠道组织热声图像;

[0047] S7、对肠道组织光声图像和肠道组织热声图像分别进行颜色编码,将颜色编码后的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像叠加于肠道组织超声图像,使肠道组织超声图像突出显示图像特征,完成肠道组织待成像区域的三模态成像。

[0048] 在本实施例的步骤S6中,图像重建的方法可以选择滤波反投影法或时间反演图像重建算法。

[0049] 实施例2

[0050] 请参照图1,本实施例提供了一种应用于肠道检查的微波热声、光声和超声三模态成像系统,包括:

[0051] 超声成像模块1-7,其用于获取肠道组织待成像区域的肠道组织超声图像;

[0052] 脉冲激光器1-2,其用于激发肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号,该信号为超声波信号;

[0053] 脉冲微波源1-3,其用于激发肠道组织待成像区域产生肠道组织热声信号,该信号为超声波信号;

[0054] 超声换能器1-4,其用于接收肠道组织光声信号和肠道组织热声信号,并将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号均转换为电信号;

[0055] 信号处理单元1-5,其具有信号放大滤波功能,并与超声换能器1-4电性连接,用于对电信号进行放大滤波处理;

[0056] 数据采集单元1-6,其具有A/D转换功能,并与信号处理单元1-5电性连接,用于将电信号转换为数字信号;

[0057] 计算机1-1,其与所述超声成像模块1-7、所述脉冲激光器1-2、所述脉冲微波源1-3以及所述数据采集单元1-6电性连接,用于分别控制所述超声成像模块1-7、所述脉冲激光器1-2和所述脉冲微波源1-3工作,以及接收来自于数据采集单元1-6的数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号,并利用数字化肠道组织光声信号和数字化肠道组织热声信号进行图像重建,对图像重建得到的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像进行颜色编码后叠加于肠道组织超声图像。

[0058] 在本实施例中,脉冲激光器1-2和脉冲微波源1-3在激发肠道组织待成像区域之前,先进行参数设置和初始化,并开启预热。

[0059] 在本实施例中,计算机1-1对脉冲激光器1-2和脉冲微波源1-3的控制如图3所示,是通过时序设置依次触发脉冲激光器1-2和脉冲微波源1-3发射脉冲激光和脉冲微波,当肠道组织待成像区域吸收脉冲激光和脉冲微波能量后,就能够产生肠道组织光声信号和肠道组织热声信号。

[0060] 在本实施例中,超声换能器1-4可选择为多元双晶超声探头,其结构如图2所示,其换能通道数为128~1024,其双晶探头用于热声成像的探头频率范围为2.0~5.0MHz,用于光声和超声成像的探头频率范围为5.0~10.0MHz,其探头形状为线阵、凸阵和相控阵中任意一种。

[0061] 超声换能器1-4在工作时,发射高压电脉冲信号激励超声探头发射超声波信号,其成像模式为B模式,其超声发射装置支持最大通道数128路,但可通过多路复用开关控制激发最多1024路超声换能器发射超声信号;超声发射装置支持发射频率0.1-20MHz,最大发射电压200V。

[0062] 在本实施例中,信号处理单元1-5为多通道处理单元,其包括放大器和滤波器,通过放大器可对输入的电信号进行放大处理,通过滤波器可对输入的电信号进行滤波处理。多通道功率放大器,通道数最少为:128,256路,最终通道数与所用超声换能器阵元通道数一致;放大器倍数为54~100dB,带宽为0.01~10MHz,前端有限伏电路,限伏为范围:-5~+5V。

[0063] 在本实施例中,数据采集单元1-6为多通道数据采集单元,其通道数最少为:128,

256路,最终通道数与所用超声换能器阵元通道数一致;采样率为30~50M/S,采集精度为10~16Bit,采样抗混叠滤波低通截止频率为20MHz,单通道数据存储深度不小于10K。

[0064] 作为本实施例所述微波热声、光声和超声三模态成像系统的结构选择方式,脉冲激光器1-2依次连接光纤束和光纤头,脉冲微波源1-3依次连接同轴线缆和天线,光纤头为长方体形状,且在出光口带有聚焦透镜。

[0065] 作为本实施例所述微波热声、光声和超声三模态成像系统的结构选择方式,脉冲激光器1-2的波长范围为200~2000nm,脉冲宽度为1~100ns,脉冲能量为1~1000mJ,脉冲重复频率为1~200Hz。

[0066] 作为本实施例所述微波热声、光声和超声三模态成像系统的结构选择方式,所述脉冲微波源1-3产生的脉冲微波中心频率为0.5~10.0GHz,脉冲宽度为10~500ns,脉冲峰值功率为10~100kW,脉冲重复频率为1~1000Hz。

[0067] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

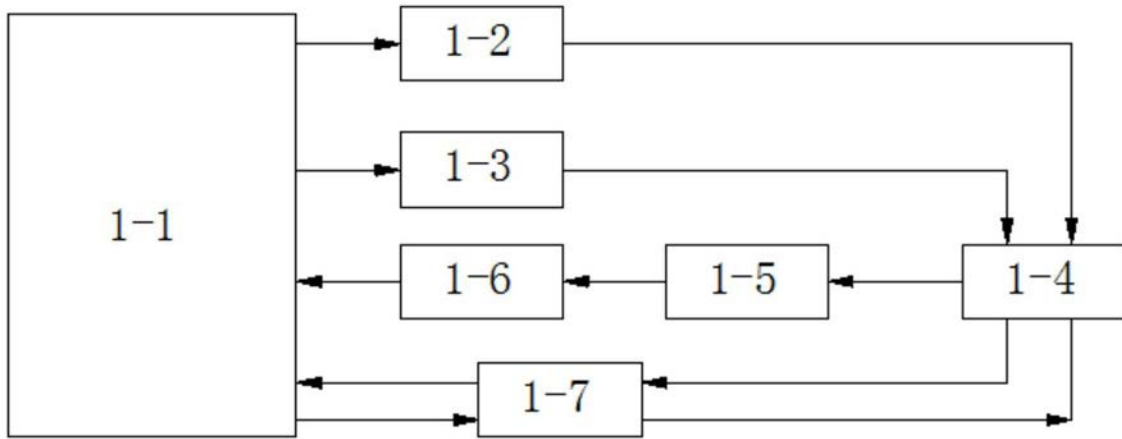


图1

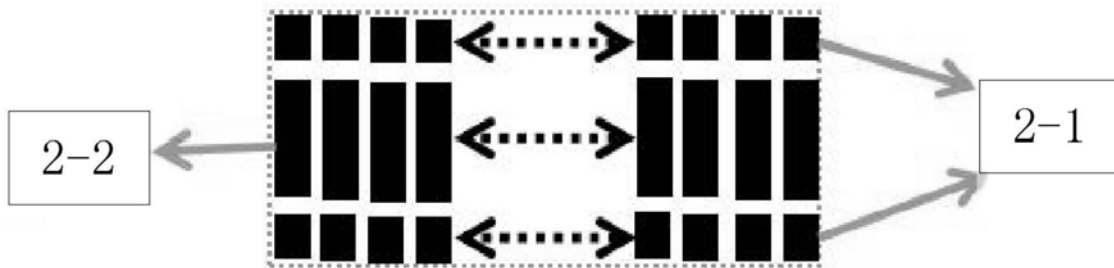


图2

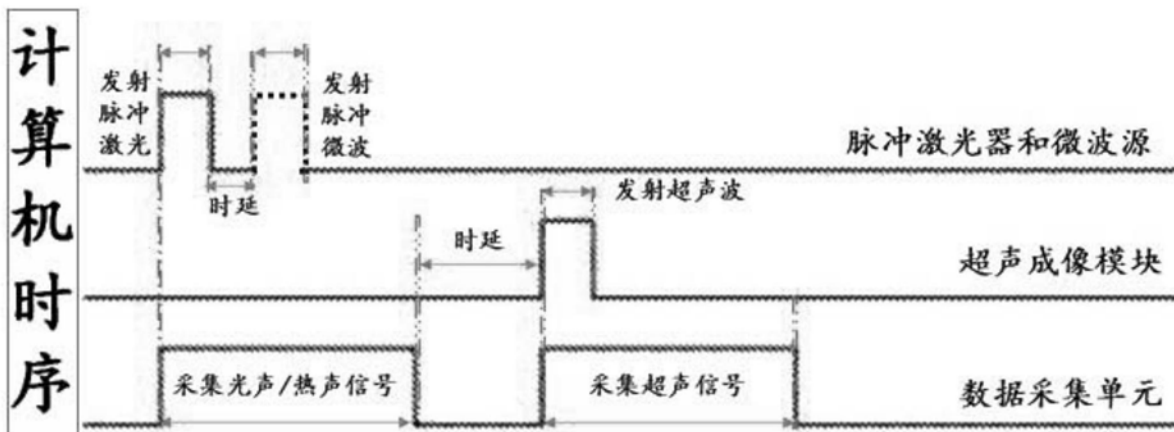


图3

专利名称(译)	微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统		
公开(公告)号	CN110742588A	公开(公告)日	2020-02-04
申请号	CN201911033375.7	申请日	2019-10-28
[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	李加伍		
发明人	李加伍		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0093 A61B5/0095 A61B5/7225 A61B8/085 A61B8/5215		
代理人(译)	李蕊		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明公开了一种微波热声、光声和超声三模态肠道组织成像方法及系统，涉及医疗成像技术，成像方法包括获取肠道组织超声图像，通过向肠道组织待成像区域发射脉冲激光和脉冲微波，使肠道组织待成像区域产生肠道组织光声信号和肠道组织热声信号，将肠道组织光声信号和肠道组织热声信号转换为电信号，经过放大、滤波、A/D转换和图像重建获得肠道组织光声图像和肠道组织热声图像，将颜色编码后的肠道组织光声图像和肠道组织热声图像叠加于肠道组织超声图像。系统包括超声成像模块、脉冲激光器、脉冲微波源、超声换能器、信号处理单元、数据采集单元和计算机。该成像方法为非侵入性法，操作方便，且患者不会存在痛苦，能够更全面的实现肠道组织的成像。

