



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110179498 A

(43)申请公布日 2019.08.30

(21)申请号 201910589582.4

(22)申请日 2019.07.02

(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 陈杨 黄林 罗燕

(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 何凡

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

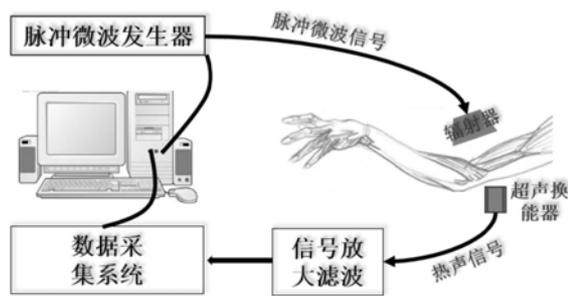
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法

(57)摘要

本发明公开了一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法,属于医疗领域。该用于淋巴水肿显像的热声成像系统包括:脉冲微波源,用于激发淋巴水肿区域的热声效应,产生热声信号;超声换能器,用于接收热声信号;热声信号处理单元包括分别用于对热声信号进行放大和滤波的放大器和滤波器;数据采集单元,用于对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换,得到数字化的热声信号;计算机,用于控制脉冲微波源,以及对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像,并对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。



1. 一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统,其特征在于,包括:
 脉冲微波源,用于激发淋巴水肿区域的热声效应,产生热声信号;
 超声换能器,用于接收热声信号;
 热声信号处理单元,包括分别用于对热声信号进行放大和滤波的放大器和滤波器;
 数据采集单元,用于对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换,得到数字化的热声信号;

计算机,用于控制脉冲微波源,以及对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像,并对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

2. 根据权利要求1所述的热声成像系统,其特征在于,所述图像重建的方法包括:有限元定量重建算法、滤波反投影或延迟叠加重建算法。

3. 根据权利要求1所述的热声成像系统,其特征在于,所述图像重建的方法包括:

S1、对数字化的热声信号进行离散化处理,然后将数字化的热声信号传播延迟时间和空间距离按照声波在介质中的传播速度转变为网格点数;

S2、在超声换能器的探头扫描轨迹圆(2)所在平面内,以传播延迟时间对应的网格点数代表的距离为半径,晶元(1)中心所在位置为圆心画圆;

S3、将位于以晶元(1)中心为圆心的圆的圆弧上且在超声换能器的孔径角以内的网格点赋予对应传播延迟时间点的信号幅值;

S4、在所述探头扫描轨迹圆(2)截面内,将距探头扫描轨迹圆(2)圆心不同距离处被赋予了信号幅值的网格点的信号强度进行延迟叠加;

S5、将延迟叠加后的结果用图像表示得到所述热声图像。

4. 根据权利要求3所述的热声成像方法,其特征在于,所述信号幅值为对应晶元(1)上接收到的信号强度,其计算公式为:

$$A(i, j) = \sum_{k=0}^M B(k, l)$$

其中,A(i, j)为坐标为(i, j)的晶元(1)上接收到的信号强度;B(k, l)为第l点吸收体(3)到达第k个晶元(1)的信号强度;M为超声换能器的晶元个数。

5. 根据权利要求1所述的热声成像系统,其特征在于,所述超声换能器为多元阵列超声探头,换能通道数为2~2048,频率范围为5.0~10.0MHz,形状包括线阵和相控阵。

6. 根据权利要求1-5任一所述的热声成像系统,其特征在于,所述脉冲微波源包括依次连接的脉冲微波发生器、传输线缆和辐射器。

7. 根据权利要求6所述的热声成像系统,其特征在于,所述脉冲微波发生器产生的脉冲微波信号的中心频率为0.5~10.0GHz,脉冲宽度为10~500ns,脉冲峰值功率为30~100kW,脉冲重复频率为1~200Hz。

8. 根据权利要求6所述的热声成像系统,其特征在于,所述辐射器为高功率增益天线。

9. 一种基于权利要求1-8任一热声成像系统的控制方法,其特征在于,包括:

对脉冲微波源进行参数设置和初始化,并开启脉冲微波源进行预热;

触发脉冲微波源发射脉冲微波,脉冲微波源将脉冲微波辐射到淋巴水肿区域,使淋巴水肿区域与未水肿区域吸收脉冲微波能量后产生热声信号;

通过超能换声器接受热声信号,并通过热声信号处理单元对热声信号进行放大和滤

波,通过数据采集单元对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换,得到数字化的热声信号;

通过计算机并对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像,然后对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗领域,具体涉及一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法。

背景技术

[0002] 淋巴水肿是指因淋巴液回流障碍所引起的组织肿胀,主要是淋巴管阻塞和发育异常。常发生于小腿、上臂、生殖器和面部等处,淋巴水肿的临床表现:早期用手指按压时可呈现明显的凹陷性压窝,晚期皮肤和皮下组织增生,皮皱加深,皮肤增厚变硬粗糙,外观似大象皮肤。早期抬高患处或卧床休息后肿胀可以消失或减轻。晚期患肢肿大明显,表面角化粗糙,呈橡皮样肿。少数可有皮肤裂开、溃疡或出现疣状赘生物。

[0003] 关于淋巴水肿的测量,一般采用直接测量的方式,这种测量方式具有一定的主观性,并且测量精度较低。

发明内容

[0004] 针对现有技术中的上述不足,本发明旨在提供一种对淋巴水肿的测量精度更高的用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法。

[0005] 为了达到上述发明创造的目的,本发明采用的技术方案为:

[0006] 提供一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统,其包括:

[0007] 脉冲微波源,用于激发淋巴水肿区域的热声效应,产生热声信号;

[0008] 超声换能器,用于接收热声信号;

[0009] 热声信号处理单元,包括分别用于对热声信号进行放大和滤波的放大器和滤波器;

[0010] 数据采集单元,用于对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换,得到数字化的热声信号;

[0011] 计算机,用于控制脉冲微波源,以及对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像,并对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

[0012] 进一步地,图像重建的方法包括:有限元定量重建算法、滤波反投影或延迟叠加重建算法。

[0013] 进一步地,图像重建的方法包括:

[0014] S1、对数字化的热声信号进行离散化处理,然后将数字化的热声信号传播延迟时间和空间距离按照声波在介质中的传播速度转变为网格点数;

[0015] S2、在超声换能器的探头扫描轨迹圆所在平面内,以传播延迟时间对应的网格点数代表的距离为半径,晶元中心所在位置为圆心画圆;

[0016] S3、将位于以晶元中心为圆心的圆的圆弧上且在超声换能器的孔径角以内的网格点赋予对应传播延迟时间点的信号幅值;

[0017] S4、在探头扫描轨迹圆截面内,将距探头扫描轨迹圆圆心不同距离处被赋予了信

号幅值的网格点的信号强度进行延迟叠加；

[0018] S5、将延迟叠加后的结果用图像表示得到热声图像。

[0019] 进一步地，信号幅值为对应晶元上接收到的信号强度，其计算公式为：

$$[0020] \quad A(i, j) = \sum_{k=0}^M B(k, l)$$

[0021] 其中，A(i, j)为坐标为的晶元上接收到的信号强度；B(k, l)为第l点吸收体到达第k个晶元的信号强度；M为超声换能器的晶元个数。

[0022] 进一步地，超声换能器为多元阵列超声探头，换能通道数为2~2048，频率范围为5.0~10.0MHz，形状包括线阵和相控阵。

[0023] 进一步地，脉冲微波源包括依次连接的脉冲微波发生器、传输线缆和辐射器。

[0024] 进一步地，脉冲微波发生器产生的脉冲微波信号的中心频率为0.5~10.0GHz，脉冲宽度为10~500ns，脉冲峰值功率为30~100kW，脉冲重复频率为1~200Hz。

[0025] 进一步地，辐射器为高功率增益天线。

[0026] 另一方面，提供一种基于本方案设计的热声成像系统的控制方法，其包括：

[0027] 对脉冲微波源进行参数设置和初始化，并开启脉冲微波源进行预热；

[0028] 触发脉冲微波源发射脉冲微波，脉冲微波源将脉冲微波辐射到淋巴水肿区域，使淋巴水肿区域与未水肿区域吸收脉冲微波能量后产生热声信号；

[0029] 通过超能换声器接受热声信号，并通过热声信号处理单元对热声信号进行放大和滤波，通过数据采集单元对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换，得到数字化的热声信号；

[0030] 通过计算机并对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像，然后对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

[0031] 本发明的有益效果为：

[0032] 利用淋巴水肿具有较高的微波吸收的特性，以及热声成像具有的微波吸收高对比度和超声成像的高分辨率特点，结合图像重建得到淋巴水肿区域的热声图像，并对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像，进而使得显像结果较为准确，精度较高，从而有利于后期的准确分析。

[0033] 整个热声成像过程具有无创和快速的特点。并且该方法不仅可以单独使用，也可配合超声成像、光声成像形成多模态淋巴水肿成像技术使用，用于对患者异常部位的显像。

附图说明

[0034] 图1为具体实施例中热声成像系统的结构图；

[0035] 图2为一种超声换能器的局部结构示意图；

[0036] 图3为具体实施例中图像重建算法的原理图；

[0037] 图4为图1所示的热声成像系统对人体手臂进行热声成像的结果。

[0038] 其中，1、晶元；2、探头扫描轨迹圆；3、吸收体；4、目标物体。

具体实施方式

[0039] 下面结合附图，对本发明的具体实施方式做详细说明，以便于本技术领域的技术

人员理解本发明。但应该清楚，下文所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例，而不是全部实施例。在不脱离所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内，本领域普通技术人员在没有做出任何创造性劳动所获得的所有其他实施例，都属于本发明的保护范围。

[0040] 如图1所示，该用于淋巴水肿显像的热声成像系统包括：

[0041] 脉冲微波源，用于激发淋巴水肿区域的热声效应，产生热声信号；

[0042] 超声换能器，用于接收热声信号；

[0043] 热声信号处理单元，包括分别用于对热声信号进行放大和滤波的放大器和滤波器；

[0044] 数据采集单元，用于对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换，得到数字化的热声信号；

[0045] 计算机，用于控制脉冲微波源，以及对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像，并对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

[0046] 实施时，如图2所示，由于超声换能器自身的特点，使得其只能接收一定孔径角以内的信号。因此，传统的图像重建算法会出现图像伪影，影响淋巴水肿显像的准确性。对此，为提高淋巴水肿显像的准确性，如图3所示，其中箭头所示方向为探头扫描轨迹方向，目标物体4位于探头扫描轨迹圆2截面内，本方案优选图像重建的方法包括：

[0047] S1、对数字化的热声信号进行离散化处理，然后将数字化的热声信号传播延迟时间和空间距离按照声波在介质中的传播速度转变为网格点数；

[0048] 对于第m个探头采集到的数字化的热声信号可以表示为 $P_m(1*L)$ 的一维矩阵，其中L表示总的采样点数。对于网格大小为 Δd 的情况， $P_m(1*L)$ 对应的传播空间距离对应的网格位置点（也即网格点数） P_{grid} 为：

$$[0049] \quad P_{grid} = \frac{P_m(1*L)*V_s}{\Delta d * SR}$$

[0050] 上式中 V_s 为组织中超声速度，SR为系统采样率。

[0051] $P_m(1*L)$ 对应的传播延迟时间对应的网格点数为 $P_{grid} = \frac{P_m(1*L)}{\Delta d * SR}$ 。

[0052] S2、在超声换能器的探头扫描轨迹圆2所在平面内，以传播延迟时间对应的网格点数代表的距离为半径，晶元1中心所在位置为圆心画圆；

[0053] S3、将位于以晶元1中心为圆心的圆的圆弧上且在超声换能器的孔径角以内的网格点赋予对应传播延迟时间点的信号幅值；

[0054] 其中，孔径角可以通过以下计算公式得到： $\sin(\alpha/2) = 0.514\lambda/D$ ，其中， α 为孔径角， λ 为超声换能器中心频率对应的波长，D为晶元1直径（对于矩形超声换能器，D为成像平面所在边的长度）。

[0055] 信号幅值为对应晶元1上接收到的信号强度，其计算公式为：

$$[0056] \quad A(i, j) = \sum_{k=0}^M B(k, l)$$

[0057] 其中， $A(i, j)$ 为坐标为i, j的晶元1上接收到的信号强度； $B(k, l)$ 为第l点吸收体3

到达第k个晶元1的信号强度;M为超声换能器的晶元个数, $l = \sqrt{(k-i)^2 + j^2}$ 。

[0058] S4、在探头扫描轨迹圆2截面内,将距探头扫描轨迹圆2圆心不同距离处被赋予了信号幅值的网格点的信号强度进行延迟叠加;

[0059] S5、将延迟叠加后的结果用图像表示得到热声图像。

[0060] 图4为采用上述图像重建算法对人体手臂进行热声成像的结果,其中箭头所示为手臂皮肤,虚线框所示为血管。

[0061] 其中,超声换能器为多元阵列超声探头,换能通道数为2~2048,频率范围为5.0~10.0MHz,形状包括线阵和相控阵。

[0062] 其中,脉冲微波源包括依次连接的脉冲微波发生器、传输线缆和辐射器。

[0063] 其中,脉冲微波发生器产生的脉冲微波信号的中心频率为0.5~10.0GHz,脉冲宽度为10~500ns,脉冲峰值功率为30~100kW,脉冲重复频率为1~200Hz。

[0064] 其中,辐射器为高功率增益天线,其包括开口波导天线、喇叭天线、偶极子和贴片天线等。

[0065] 在另一实施例中,图像重建的方法包括:有限元定量重建算法、滤波反投影或延迟叠加重建算法。

[0066] 另一方面,本方案还提供一种基于本方案设计的热声成像系统的控制方法,其包括:

[0067] 对脉冲微波源进行参数设置和初始化,并开启脉冲微波源进行预热;

[0068] 触发脉冲微波源发射脉冲微波,脉冲微波源将脉冲微波辐射到淋巴水肿区域,使淋巴水肿区域与未水肿区域吸收脉冲微波能量后产生热声信号;

[0069] 通过超能换声器接受热声信号,并通过热声信号处理单元对热声信号进行放大和滤波,通过数据采集单元对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换,得到数字化的热声信号;

[0070] 通过计算机并对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像,然后对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

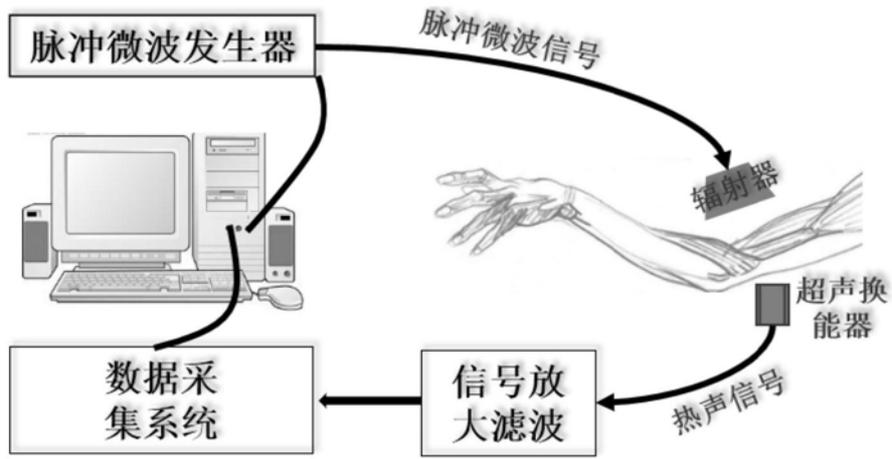


图1

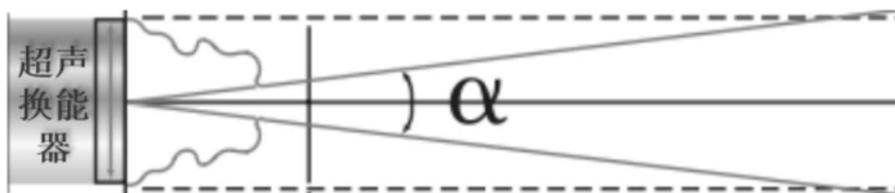


图2

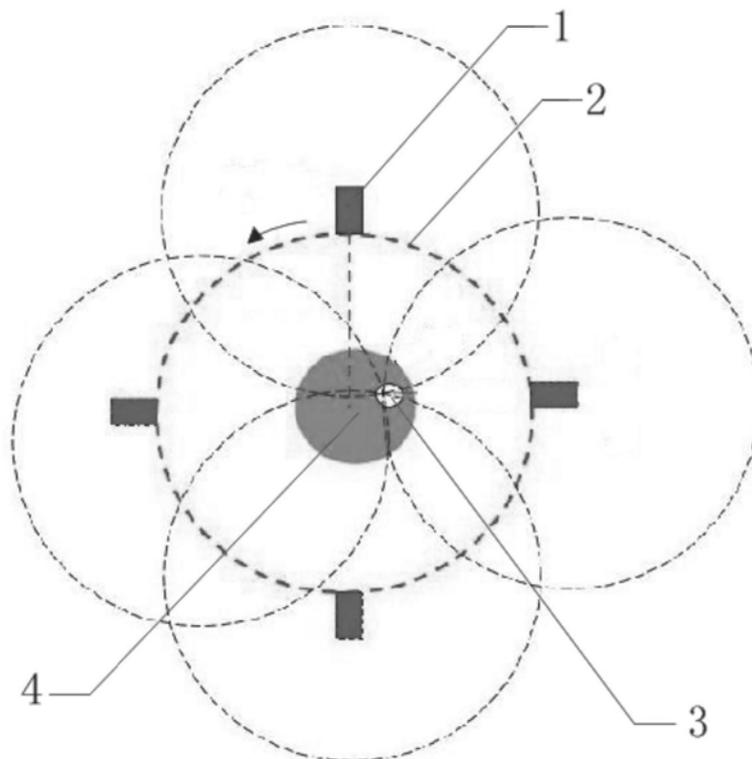


图3

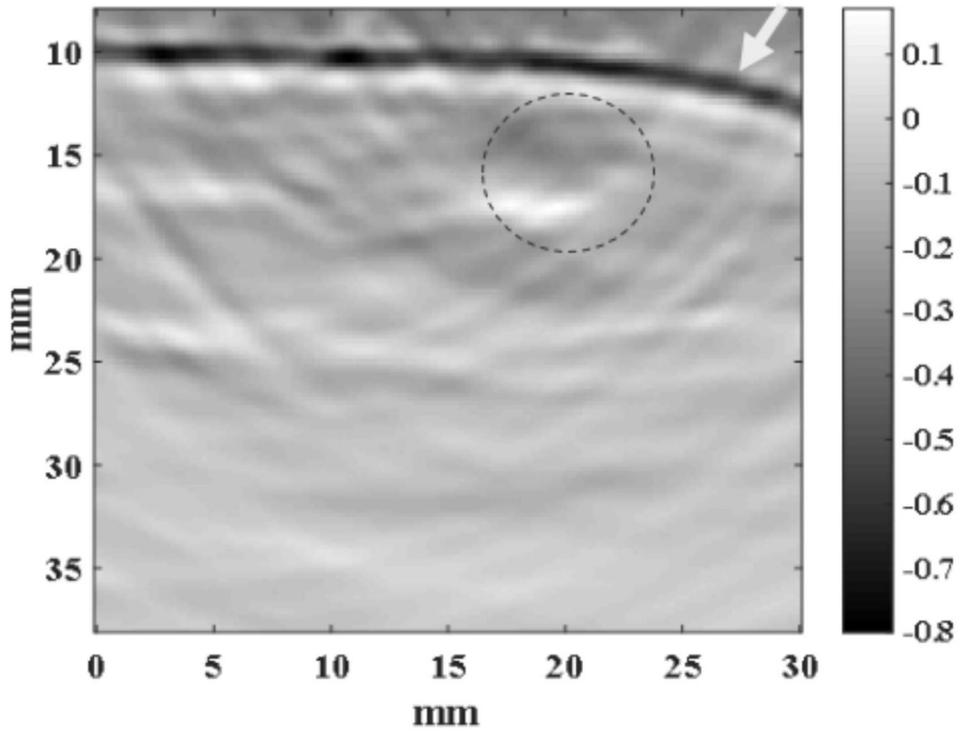


图4

专利名称(译)	一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法		
公开(公告)号	CN110179498A	公开(公告)日	2019-08-30
申请号	CN201910589582.4	申请日	2019-07-02
[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	陈杨 黄林 罗燕		
发明人	陈杨 黄林 罗燕		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/05		
CPC分类号	A61B5/0093 A61B5/05 A61B8/08 A61B8/48 A61B8/5207		
代理人(译)	何凡		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于淋巴水肿显像的热声成像系统及其控制方法，属于医疗领域。该用于淋巴水肿显像的热声成像系统包括：脉冲微波源，用于激发淋巴水肿区域的热声效应，产生热声信号；超声换能器，用于接收热声信号；热声信号处理单元包括分别用于对热声信号进行放大和滤波的放大器和滤波器；数据采集单元，用于对经过放大和滤波的热声信号进行A/D转换，得到数字化的热声信号；计算机，用于控制脉冲微波源，以及对数字化热声信号进行图像重建得到热声图像，并对热声图像进行颜色编码实现淋巴水肿的突出显像。

