



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108969012 A
(43)申请公布日 2018.12.11

(21)申请号 201810507770.3

(22)申请日 2018.05.24

(71)申请人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路236号

(72)发明人 马任 刘志朋 殷涛

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 杜文茹

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图2页

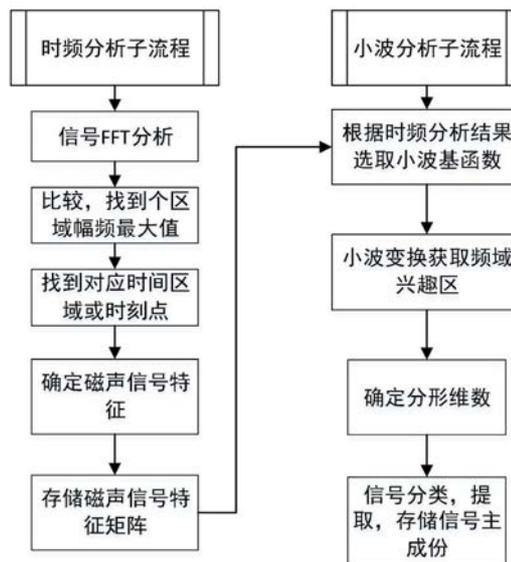
(54)发明名称

一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统

(57)摘要

一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统,包括:获取生物组织或建立一个生物组织仿体模型;激励生物组织或生物组织仿体模型,产生磁声信号;采用短时傅立叶变换方法分析磁声信号的时频特性,根据时频特性得到磁声信号特征矩阵并存储,采用小波变换方法,提取磁声信号最高频率成分;同步激励生物组织或生物组织仿体模型,产生磁声信号和超声回波信号;利用磁声信号与超声回波信号的高度相关特性,增强磁声信号,减弱磁声信号中的高斯白噪声,从而获得高信噪比的磁声信号。本发明实现在磁声成像中利用超声系统产生的脉冲信号与磁声信号的特征相关性,来增强磁声信号,进而提高检测信噪比,并提高磁声耦合电导率成像质量。

CN 108969012 A



1. 一种磁声与超声同步检测的方法,其特征在于,包括如下步骤:

- 1) 获取生物组织或建立一个生物组织仿体模型;
- 2) 激励生物组织或生物组织仿体模型,产生磁声信号;
- 3) 采用短时傅立叶变换方法分析磁声信号的时频特性,根据时频特性得到磁声信号特征矩阵并存储,采用小波变换方法,提取磁声信号最高频率成分;
- 4) 同步激励生物组织或生物组织仿体模型,产生磁声信号和超声回波信号;
- 5) 利用磁声信号与超声回波信号的高度相关特性,增强磁声信号,减弱磁声信号中的高斯白噪声,从而获得高信噪比的磁声信号。

2. 根据权利要求1所述的一种磁声与超声同步检测的方法,其特征在于,步骤3) 采用短时傅立叶变换方法得到时频特性图,从时频特性图中找到磁声信号能量集中的位置和出现的时刻,滤除磁声信号中的高频噪声,得到磁声信号的特征矩阵。

3. 根据权利要求1所述的一种磁声与超声同步检测的方法,其特征在于,步骤3) 所述的提取磁声信号主成份,是利用磁声信号的特征矩阵确定磁声信号的小波基函数,利用小波基函数分解磁声信号,得到磁声信号最高频率成分并存储。

4. 根据权利要求1所述的一种磁声与超声同步检测的方法,其特征在于,步骤4) 是是利用同步触发器,激励生物组织或生物组织仿体模型,再次产生磁声信号 $p_{receive}(r, t)$,同时,加入一个与步骤3) 得到的磁声信号最高频率成分强相关的超声激励信号 $u(r, t)$,作用于生物组织或生物组织仿体模型,使生物组织或生物组织仿体模型产生超声回波信号 $u_{receive}(r, t)$,所述的超声换能器分别接收磁声信号和超声回波信号。

5. 根据权利要求1所述的一种磁声与超声同步检测的方法,其特征在于,步骤5) 是根据磁声信号与超声回波信号的高度相关特性得出:

$$UP = \int_{-\infty}^{\infty} u_{receive}(r, t) p_{receive}(r, t + \tau) dt$$

UP为磁声信号和超声回波信号相关性, $u_{receive}(r, t)$ 为在r位置、t时刻接收到的超声回波信号, $p_{receive}(r, t + \tau)$ 为在r位置、t+ τ 时刻的磁声信号,在磁声信号和超声回波信号相关性UP大于90%区间内的磁声信号为增强后的高信噪比的磁声信号。

6. 一种用于权利要求1所述的磁声与超声同步检测方法的检测装置,包括信号处理与图像重建工作站(5)和连接在所述信号处理与图像重建工作站(5)输出端的信号与图像显示装置(6),其特征在于,还设置有高频高压激励源(1)、同步触发器(2)、超声脉冲收发器(3)、差分放大器(4)、超声换能器(7)、磁声成像实验水槽(9),其中,所述磁声成像实验水槽(9)内平行设置有两个赫姆霍兹线圈(8),所述两个赫姆霍兹线圈(8)之间放置有生物组织或生物组织仿体模型(10),所述高频高压激励源(1)的输出端分别连接所述的两个赫姆霍兹线圈(8),所述同步触发器(2)的输出端分别连接所述高频高压激励源(1)和超声脉冲收发器(3)的信号输入端,所述超声脉冲收发器(3)的发射和接收端连接所述超声换能器(7),所述超声脉冲收发器(3)的信号输出端通过所述差分放大器(4)连接所述信号处理与图像重建工作站(5),所述超声换能器(7)位于所述的磁声成像实验水槽(9)内用于采集生物组织或生物组织仿体模型(10)的磁声信号和超声回波信号。

7. 根据权利要求6所述的用于磁声与超声同步检测方法的检测装置,其特征在于,所述的高频高压激励源(1)包括有函数发生器和连接在函数发生器的输出端的功率放大器,所

述函数发生器的输入端连接所述同步触发器(2)的输出端,所述功率放大器的功率输出端分别连接所述的两个赫姆霍兹线圈(8)。

一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学图像信号的检测方法。特别是涉及一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统。

背景技术

[0002] 生物组织超声成像目前广泛应用于医学诊断中,同其他临床中广泛应用的成像模式相比,具有安全、方便、无损、无辐射、廉价等优点,可对生物组织解剖结构进行高分辨率成像。然而,有些病变组织与正常组织的声阻抗差异很小,造成超声成像结果与正常组织之间的边界很难区分,在一定程度上限制了超声在疾病诊断中的应用。为了确诊,在临床诊断中超声成像常常需要和X光片,CT或MRI等放射性诊断方式结合使用,从而使医生能更准确的进行疾病诊断。

[0003] 磁声耦合成像是近年来出现的一种新型医学成像方法,磁声耦合成像基于电磁声耦合原理,通过在电磁作用下产生的洛伦兹力耦合,激发声波被外界检测进而对组织进行电导率功能成像的技术。其目的是,在组织密度发生改变之前的电特性(电导率)变化进行检测,从而为疾病尤其是肿瘤的早期诊断提供数据参考依据。在磁声成像中,磁场、感应涡流电流及声压是时间和空间的函数,根据生物组织中电场磁场声场的机电耦合机制,声压分布由如下波动方程表示:

$$[0004] \quad \nabla^2 p(\vec{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = \nabla \cdot [\vec{J}(\vec{r}, t) \times \vec{B}_0]$$

[0005] 其中 c_s 是声在组织中传播的速度, $p(\vec{r}, t)$ 是声压场的时空分布, $\vec{J}(\vec{r}, t)$ 是感应涡流密度, \vec{r} 为无界空间中的任一点, $\nabla \cdot [\vec{J}(\vec{r}, t) \times \vec{B}_0]$ 是声振源。可以从上述波动方程式得出,在已知稳恒磁场和激励电压的情况下,对于具有一定电导率分布的成像组织,声源分布与组织的电导率分布有关,而声源又经过传播得到声压分布,该分布与检测到的超声信号有关。因此利用声换能器在体外检测超声信号,便可对生物组织内部电导率的分布进行成像。

[0006] 由于生物组织内部电导率相对较小,电磁能量与声能量转换效率低及传播路径上的高频衰减强等影响因素,造成了检测到的磁声信号幅值微弱,信噪比极低,且成像分辨率较差,伪影较多,目前仅可以对电导率的变化进行边界成像,无法实现对电导率的定量成像。因此,提高磁声信号强度、提高成像质量都是目前亟待解决的问题。

[0007] 由于磁声系统中也需要用到超声检测设备进行信号的接收,那么,如果能够实现超声与磁声同步检测成像,既可以提供高分辨率的结构成像,又可以在结构信息的基础上提供高分辨率及高对比度的组织电特性成像,可以为临床诊断提供更多的依据。

发明内容

[0008] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种能够提高磁声耦合电导率成像质量的磁声与超声同步检测的方法及检测系统。

[0009] 本发明所采用的技术方案是:一种磁声与超声同步检测的方法,包括如下步骤:

- [0010] 1) 获取生物组织或建立一个生物组织仿体模型；
- [0011] 2) 激励生物组织或生物组织仿体模型，产生磁声信号；
- [0012] 3) 采用短时傅立叶变换方法分析磁声信号的时频特性，根据时频特性得到磁声信号特征矩阵并存储，采用小波变换方法，提取磁声信号最高频率成分；
- [0013] 4) 同步激励生物组织或生物组织仿体模型，产生磁声信号和超声回波信号；
- [0014] 5) 利用磁声信号与超声回波信号的高度相关特性，增强磁声信号，减弱磁声信号中的高斯白噪声，从而获得高信噪比的磁声信号。

[0015] 步骤3) 采用短时傅立叶变换方法得到时频特性图，从时频特性图中找到磁声信号能量集中的位置和出现的时刻，滤除磁声信号中的高频噪声，得到磁声信号的特征矩阵。

[0016] 步骤3) 所述的提取磁声信号主成份，是利用磁声信号的特征矩阵确定磁声信号的小波基函数，利用小波基函数分解磁声信号，得到磁声信号最高频率成分并存储。

[0017] 步骤4) 是是利利用同步触发器，激励生物组织或生物组织仿体模型，再次产生磁声信号 $p_{receive}(r, t)$ ，同时，加入一个与步骤3) 得到的磁声信号最高频率成分强相关的超声激励信号 $u(r, t)$ ，作用于生物组织或生物组织仿体模型，使生物组织或生物组织仿体模型产生超声回波信号 $u_{receive}(r, t)$ ，所述的超声换能器分别接收磁声信号和超声回波信号。

[0018] 步骤5) 是根据磁声信号与超声回波信号的高度相关特性得出：

$$[0019] \quad UP = \int_{-\infty}^{\infty} u_{receive}(r, t) p_{receive}(r, t + \tau) d\tau$$

[0020] UP为磁声信号和超声回波信号相关性， $u_{receive}(r, t)$ 为在r位置、t时刻接收到的超声回波信号， $p_{receive}(r, t + \tau)$ 为在r位置、t+ τ 时刻的磁声信号，在磁声信号和超声回波信号相关性UP大于90%区间内的磁声信号为增强后的高信噪比的磁声信号。

[0021] 一种用于磁声与超声同步检测方法的检测装置，包括信号处理与图像重建工作站和连接在所述信号处理与图像重建工作站输出端的信号与图像显示装置，还设置有高频高压激励源、同步触发器、超声脉冲收发器、差分放大器、超声换能器、磁声成像实验水槽，其中，所述磁声成像实验水槽内平行设置有两个赫姆霍兹线圈，所述两个赫姆霍兹线圈之间放置有生物组织或生物组织仿体模型，所述高频高压激励源的输出端分别连接所述的两个赫姆霍兹线圈，所述同步触发器的输出端分别连接所述高频高压激励源和超声脉冲收发器的信号输入端，所述超声脉冲收发器的发射和接收端连接所述超声换能器，所述超声脉冲收发器的信号输出端通过所述差分放大器连接所述信号处理与图像重建工作站，所述超声换能器位于所述的磁声成像实验水槽内用于采集生物组织或生物组织仿体模型的磁声信号和超声回波信号。

[0022] 所述的高频高压激励源包括有函数发生器和连接在函数发生器的输出端的功率放大器，所述函数发生器的输入端连接所述同步触发器的输出端，所述功率放大器的功率输出端分别连接所述的两个赫姆霍兹线圈。

[0023] 本发明的一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统，通过对比超声信号与磁声信号之间的显著关联性，实现在磁声成像中利用超声系统产生的脉冲信号与磁声信号的特征相关性，来增强磁声信号，进而提高检测信噪比，并在此基础上建立一套磁声与超声同步检测下的组织电导率信息检测与重建方法，以提高磁声耦合电导率成像质量。

附图说明

[0024] 图1是本发明一种磁声与超声同步检测的方法的流程图；

[0025] 图2是用于本发明一种磁声与超声同步检测的方法的检测系统；

[0026] 图3是本发明一种磁声与超声同步检测的方法执行时的时序图。

[0027] 图中

[0028] 1: 高频高压激励源

2: 同步触发器

[0029] 3: 超声脉冲收发器

4: 差分放大器

[0030] 5: 信号处理与图像重建工作站

6: 信号与图像显示设备

[0031] 7: 超声换能器

8: 赫姆霍兹线圈

[0032] 9: 磁声成像实验水槽

10: 生物组织或生物组织仿体模型

具体实施方式

[0033] 下面结合实施例和附图对本发明的一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统做出详细说明。

[0034] 如图1所示,本发明的一种磁声与超声同步检测的方法,包括如下步骤:

[0035] 1) 获取生物组织或建立一个生物组织仿体模型;

[0036] 2) 激励生物组织或生物组织仿体模型,产生磁声信号;

[0037] 3) 采用短时傅立叶变换方法分析磁声信号的时频特性,根据时频特性得到磁声信号特征矩阵并存储,采用小波变换方法,提取磁声信号最高频率成分;

[0038] 具体是采用短时傅立叶变换方法得到时频特性图,从时频特性图中找到磁声信号能量集中的位置和出现的时刻,滤除磁声信号中的高频噪声,得到磁声信号的特征矩阵。

[0039] 所述的提取磁声信号主成份,是利用磁声信号的特征矩阵确定磁声信号的小波基函数,利用小波基函数分解磁声信号,得到磁声信号最高频率成分并存储。

[0040] 4) 同步激励生物组织或生物组织仿体模型,产生磁声信号和超声回波信号;是利用同步触发器,激励生物组织或生物组织仿体模型,再次产生磁声信号 $p_{receive}(r, t)$,同时,加入一个与步骤3)得到的磁声信号最高频率成分强相关的超声激励信号 $u(r, t)$,作用于生物组织或生物组织仿体模型,使生物组织或生物组织仿体模型产生超声回波信号 $u_{receive}(r, t)$,所述的超声换能器分别接收磁声信号和超声回波信号。

[0041] 5) 利用磁声信号与超声回波信号的高度相关特性,增强磁声信号,减弱磁声信号中的高斯白噪声,从而获得高信噪比的磁声信号。是根据磁声信号与超声回波信号的高度相关特性得出:

$$[0042] \quad UP = \int_{-\infty}^{\infty} u_{receive}(r, t) p_{receive}(r, t + \tau) d\tau$$

[0043] UP为磁声信号和超声回波信号相关性, $u_{receive}(r, t)$ 为在r位置、t时刻接收到的超声回波信号, $p_{receive}(r, t + \tau)$ 为在r位置、t+ τ 时刻的磁声信号,在磁声信号和超声回波信号相关性UP大于90%区间内的磁声信号为增强后的高信噪比的磁声信号。

[0044] 如图2所示,本发明的一种用于所述的磁声与超声同步检测方法的检测装置,包括信号处理与图像重建工作站5和连接在所述信号处理与图像重建工作站5输出端的信号与

图像显示装置6,还设置有高频高压激励源1、同步触发器2、超声脉冲收发器3、差分放大器4、超声换能器7、磁声成像实验水槽9,其中,所述的高频高压激励源1包括有函数发生器和连接在函数发生器的输出端的功率放大器,所述函数发生器的输入端连接所述同步触发器2的输出端,所述功率放大器的功率输出端分别连接所述的两个赫姆霍兹线圈8。

[0045] 所述磁声成像实验水槽9内平行设置有两个赫姆霍兹线圈8,所述两个赫姆霍兹线圈8之间放置有生物组织或生物组织仿体模型10,所述高频高压激励源1的输出端分别连接所述的两个赫姆霍兹线圈8,所述同步触发器2的输出端分别连接所述高频高压激励源1和超声脉冲收发器3的信号输入端,所述超声脉冲收发器3的发射和接收端连接所述超声换能器7,所述超声脉冲收发器3的信号输出端通过所述差分放大器4连接所述信号处理与图像重建工作站5,所述超声换能器7位于所述的磁声成像实验水槽9内用于采集生物组织或生物组织仿体模型10的磁声信号和超声回波信号。

[0046] 本发明的一种用于所述的磁声与超声同步检测方法的检测装置,工作方式为:经由同步触发器发出的同步信号,使高频高压激励源与超声脉冲收发器同时产生具有强相关性的激励信号,然后使用超声换能器接收在生物组织或生物组织仿体模型中产生的磁声信号与超声回波信号,获取的磁声信号由超声脉冲收发器接收,并经由差分放大器放大后,将各个位置采集到的超声信号传输到信号处理与图像重建工作站中,采用本发明的一种磁声与超声同步检测的方法进行信号相关处理与信号增强。

[0047] 下面给出具体实例如下(本实施例是将生物组织仿体模型作为被测对象进行实验):

[0048] 在本实例检测装置中的,高频高压激励源是型号为AFG3011的函数发生器及型号为RF500的功率放大器的组合,同步触发器是采用的型号为DG535,超声脉冲收发器3是采用的型号为5072R,差分放大器是采用的型号为5660B,超声换能器是采用型号为V303的换能器,信号处理与图像重建工作站是采用计算机。具体工作如下:

[0049] (1) 由同步触发器向高频高压激励源输出触发信号,使高频高压激励源输出一个1MHz的电磁单脉冲激励,同时也向超声脉冲收发器输出一个同步信号,使超声脉冲收发器同步发射超声脉冲,此次同步信号与下一个同步信号之间的间隔为一个信号采集周期。

[0050] (2) 对赫姆霍兹线圈施加脉冲超声激励,该脉冲激励由高频高压脉冲激励源产生,用于激发待测生物组织仿体模型产生磁声信号。

[0051] (3) 对超声换能器施加脉冲超声激励,该脉冲超声激励由超声脉冲收发器控制。将超声换能器置于磁声成像实验水槽中,在脉冲激励信号的作用下,超声换能器产生超声波,在组织中传播及发射。

[0052] (4) 该超声换能器接收磁声激励产生的磁声信号与待测生物组织仿体模型反射产生的超声回波信号,由于存在2倍的波程差,在一个信号采集周期内会首先采集到相同部位传来的磁声信号,随后会接收到超声回波信号,该信号的强度和相位可以用于后续信号处理和图像重建。

[0053] (5) 通过超声脉冲收发器采集超声换能器接收的磁声信号和超声回波信号,完成一个周期的信号采集,该信号经过差分放大器后,送到数据处理与图像重建工作站。

[0054] (6) 按扫描方式逐点移动超声换能器的位置,并以一定的重复频率重复步骤(1)-(5),获取待测生物组织仿体模型各个位置的超声回波信号与磁声信号。

[0055] (7) 获得每个位置的超声回波信号与磁声信号后,两个信号可以从时间尺度上区分开,按如图2所示的方法流程处理及分析信号,首先利用短时傅立叶变换方法分析磁声信号的时频特性,找到磁声信号的特征,可以从时频特性图中找到磁声信号能量集中的位置和出现的时间,滤除高频噪声,得到该磁声信号的特征矩阵,可用于后续超声脉冲激励的选取及互相关算法的实现。随后采用小波变换方法,提取信号特征,通过采用不同的小波基函数,分解磁声信号,得到磁声信号最高频率成分。

[0056] 尽管上面结合附图对本发明的优选实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,并不是限制性的。

[0057] 本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可以做出很多形式,这些均属于本发明的保护范围之内。

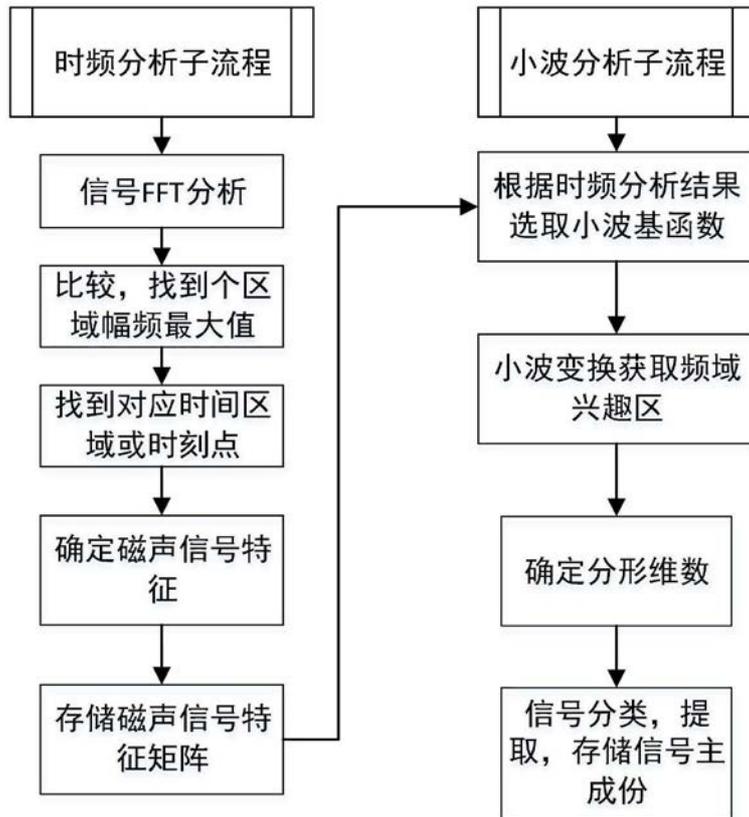


图1

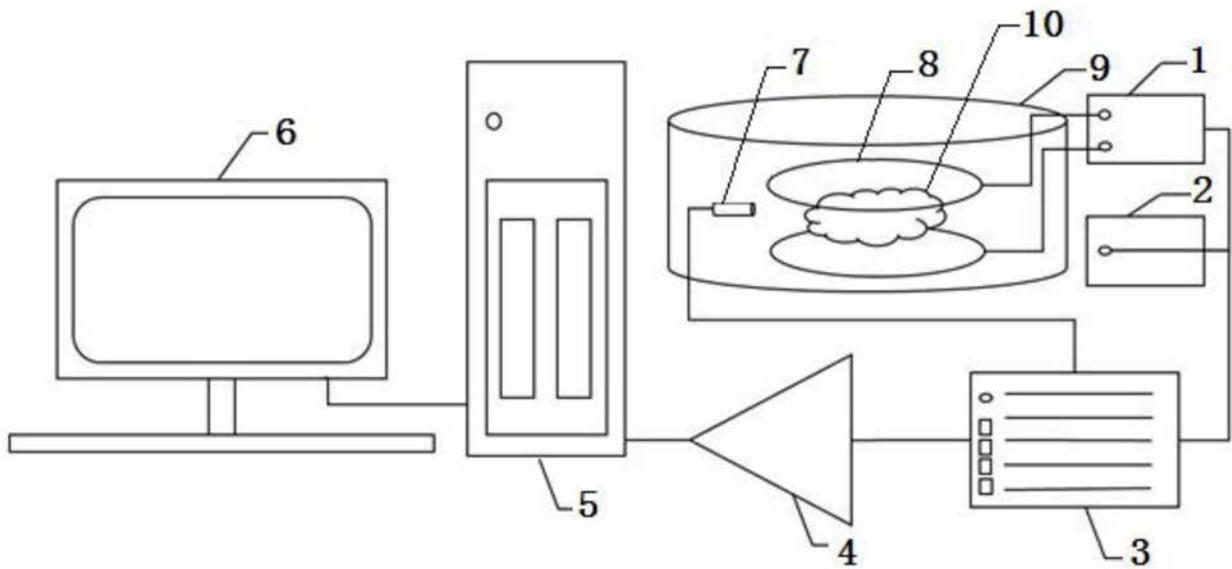


图2

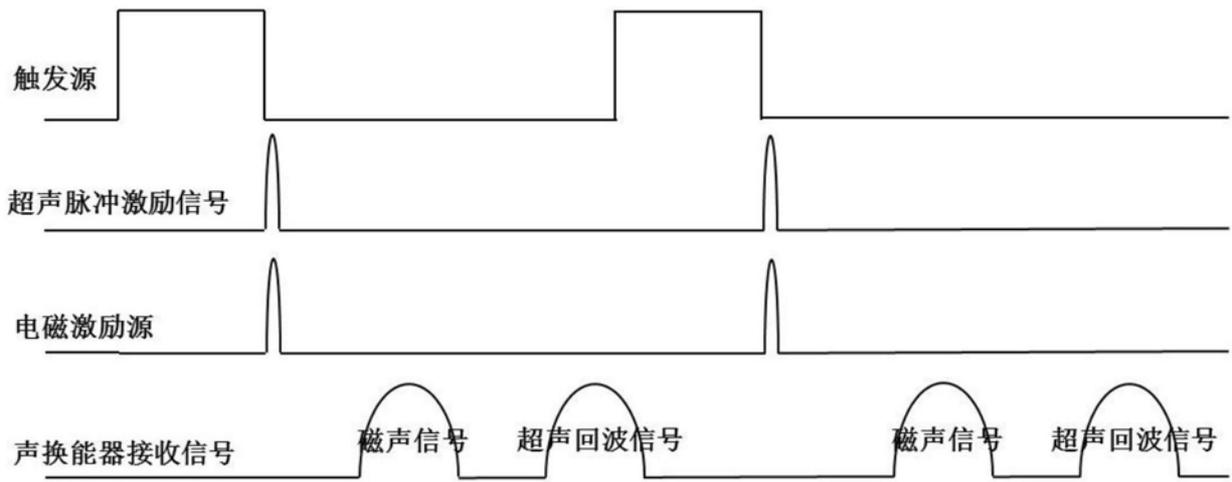


图3

专利名称(译)	一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统		
公开(公告)号	CN108969012A	公开(公告)日	2018-12-11
申请号	CN201810507770.3	申请日	2018-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	马任 刘志朋 殷涛		
发明人	马任 刘志朋 殷涛		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B8/5261		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种磁声与超声同步检测的方法及检测系统，包括：获取生物组织或建立一个生物组织仿体模型；激励生物组织或生物组织仿体模型，产生磁声信号；采用短时傅立叶变换方法分析磁声信号的时频特性，根据时频特性得到磁声信号特征矩阵并存储，采用小波变换方法，提取磁声信号最高频率成分；同步激励生物组织或生物组织仿体模型，产生磁声信号和超声回波信号；利用磁声信号与超声回波信号的高度相关特性，增强磁声信号，减弱磁声信号中的高斯白噪声，从而获得高信噪比的磁声信号。本发明实现在磁声成像中利用超声系统产生的脉冲信号与磁声信号的特征相关性，来增强磁声信号，进而提高检测信噪比，并提高磁声耦合电导率成像质量。

